

dentario, los segmentos vestibulares superiores en los niños se desplazan hasta 4 veces más rápido que los posteroinferiores en los adultos (v. fig. 6-93).

### Periodoncia y ortodoncia

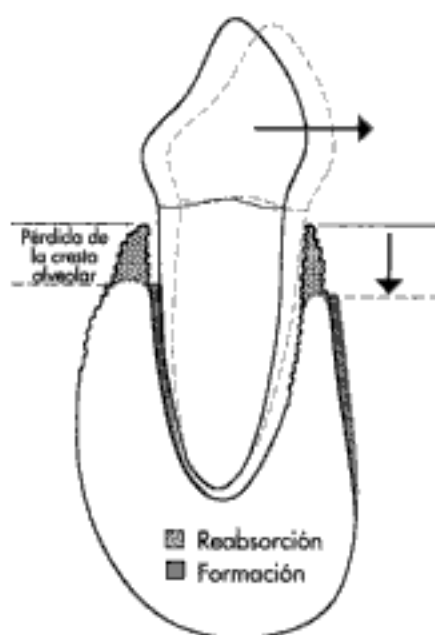
Los osteoclastos son células curtidas que prosperan en un entorno patológico. Sin embargo, los osteoblastos son células dependientes de la vascularización, y su histogénesis se interrumpe fácilmente<sup>89,99</sup>. De este modo, la mayor parte de déficit esqueléticos son, con probabilidad, errores en la formación de hueso, más que en la reabsorción. Un buen ejemplo de la fragilidad de la formación ósea es la supresión de la diferenciación de osteoblastos mediante procesos inflamatorios patológicos<sup>109</sup>.

Con frecuencia, la ortodoncia es una ayuda útil para reforzar la salud periodontal. Sin embargo, mover los dientes cuando existe una enfermedad periodontal progresiva invita al desastre<sup>99</sup>. El movimiento dentario en la apófisis alveolar estimula la reabsorción y la formación de hueso. Los osteoclastos prosperan en un entorno inflamatorio, porque se originan en la médula, un lugar protegido, retirado de la lesión localizada. Los preosteoclastos son atraídos al foco inflamatorio por las citocinas mediadoras<sup>25</sup>. Sin embargo, la histogénesis de osteoblastos mediada por la vascularización es fuertemente suprimida por la enfermedad inflamatoria. De este modo, cuando los dientes se desplazan en presencia de una enfermedad periodontal activa, la reabsorción es normal o está incluso aumentada, y la formación ósea se inhibe. En un paciente con periodontitis, la ortodoncia puede exacerbar el proceso patológico, lo que da lugar a una pérdida rápida del hueso de soporte (fig. 6-95).

### Implantes endoóseos

Un problema importante en ortodoncia y ortopedia facial es el control del anclaje<sup>93</sup>. El movimiento no deseado de las unidades de anclaje es un problema común que limita el rango terapéutico de la biomecánica<sup>4</sup>. Una aplicación importante de los principios básicos de la fisiología ósea es el empleo de implantes endoóseos rígidos para el anclaje ortodóncico y ortopédico. Los estudios en animales<sup>100</sup> y los ensayos clínicos con aparatos comunes de ortodoncia<sup>98</sup> han determinado que los implantes integrados de forma rígida no se mueven en respuesta a las fuerzas ortodóncicas u ortopédicas convencionales. Estos aparatos están abriendo nuevos horizontes en el manejo de la asimetría, la dentición mutilada, la maloclusión grave y las deformidades craneofaciales<sup>96</sup>.

Un estudio preclínico en perros examinó el potencial de anclaje de dos implantes de titanio de tipo protésico: 1) un prototipo de dispositivo endoóseo con un perno cervical, roscas asimétricas y una superficie grabada con ácido, y 2) un implante comercializado, con roscas simétricas (fig. 6-96, A y B). En función de la presencia del marcador (fig. 6-97, A) y del número relativo de nuevas osteonas en las microrradiografías (fig. 6-97, B), la tasa de remodelación ósea cerca del implante fue mayor en comparación con la parte basal de la mandíbula, a solo unos milímetros de distancia<sup>40</sup>. En comparación con los implantes de titanio con superfi-



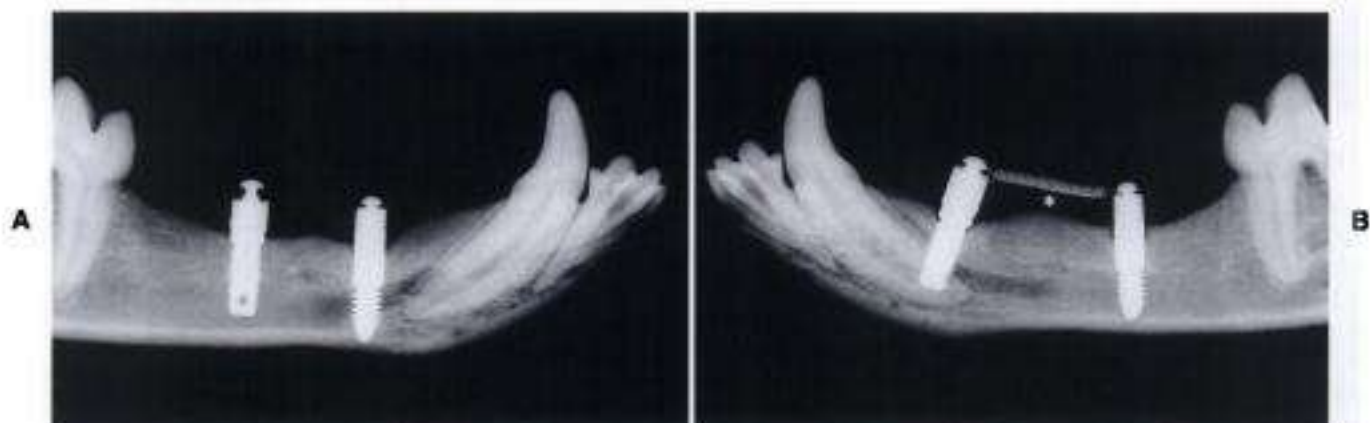
**Figura 6-95**

Puesto que la periodontitis activa estimula la reabsorción e inhibe la aposición, la ortodoncia en los pacientes con esta patología da lugar con frecuencia a una pérdida importante del soporte de hueso alveolar.

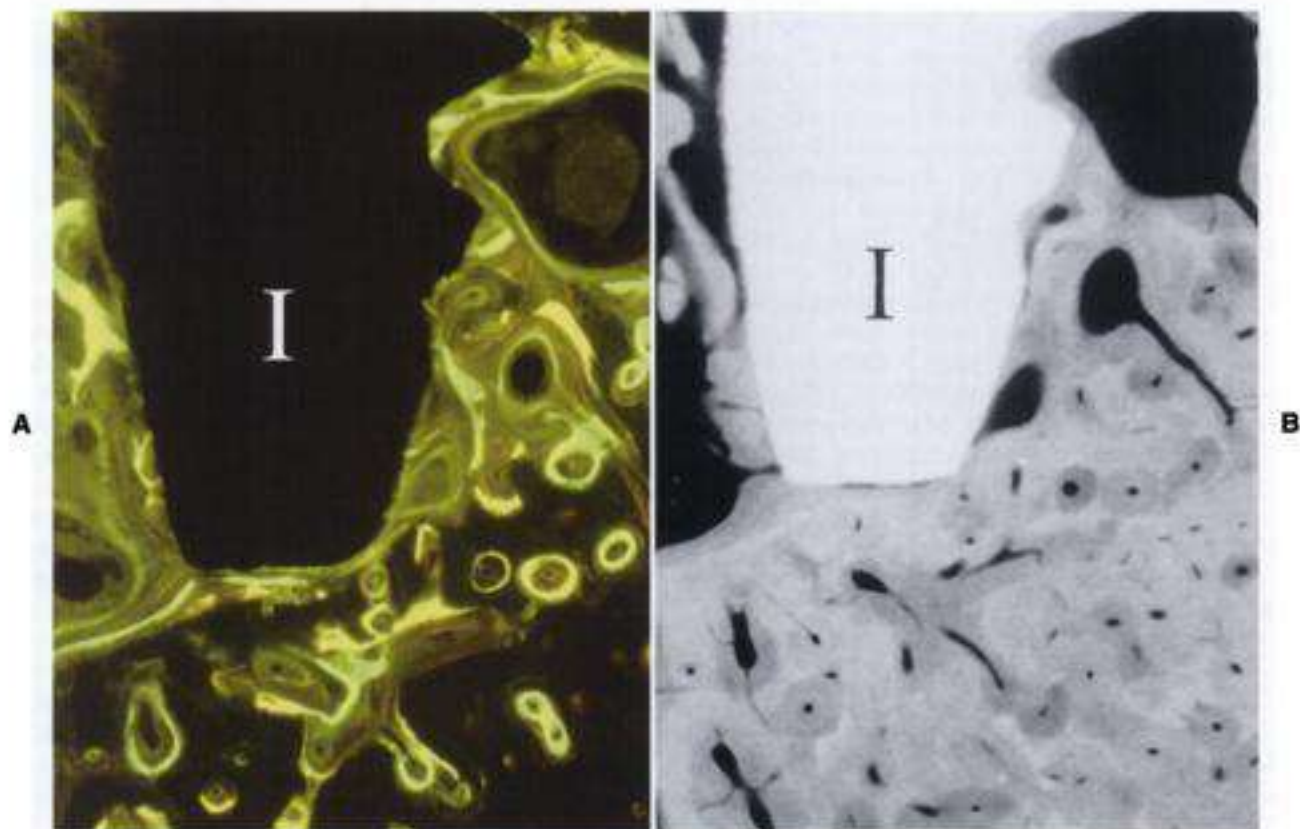
cie lisa, el grado de remodelación en la interfaz es mayor para los implantes roscados colocados en una preparación en el hueso con forma cónica<sup>93</sup>. Esto puede relacionarse con el aumento en la resistencia de los implantes roscados respecto a las cargas de torsión, con el paso del tiempo<sup>1</sup>.

La aposición directa de hueso en la interfaz endoósea da lugar a una fijación rígida (*osteointegración*)<sup>9</sup>. Desde una perspectiva del anclaje, un implante endoóseo rígido es el equivalente funcional de un diente anquilosado. No es necesaria la encapsulación ósea para un implante que sirve como unidad de anclaje rígida. La característica crucial es el mantenimiento indefinido de la rigidez a pesar de las cargas ortodóncicas continuas. Con el tiempo, los implantes cargados ortodóncicamente consiguen una mayor fracción de interfaz ósea directa<sup>1,96</sup>. Desde una perspectiva ortodóncica y ortopédica, los implantes de titanio pueden resistir unas cargas continuas sustanciales (de 1 a 3 N superpuestos, en función), de forma indefinida. El análisis histológico con múltiples marcadores de fluorocromos y la microrradiografía confirman que los implantes integrados de forma rígida no se mueven respecto al hueso adyacente (v. fig. 6-97)<sup>100</sup>. Por definición, *el mantenimiento de una relación fija con el hueso de soporte es un verdadero anclaje óseo*. Los implantes endoóseos (osteointegrados) se adaptan bien a muchas aplicaciones ortodóncicas exigentes<sup>93,98</sup>.

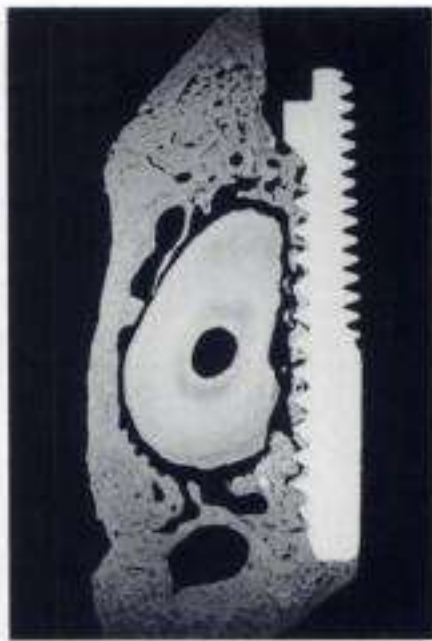
El uso rutinario de implantes rígidos para aplicaciones protésicas u ortodóncicas requiere que las fijaciones se coloquen entre o cerca de las raíces dentarias. La invasión inadvertida en el LPO y la raíz de un diente adyacente aún

**Figura 6-96**

**A.** Se colocaron dos implantes de titanio de distinto diseño en la mandíbula desdentada parcial de perros adultos jóvenes. **B.** Después de 2 meses de cicatrización sin carga, se aplicó una carga compresiva de 3 N entre los implantes, durante 4 meses. Se advirtió un aumento de aposición perióstica (\*) entre los implantes de algunos perros. No se aflojó ninguna de las fijaciones integradas de forma rígida por la continua superposición de cargas durante la función. (Procedente de Roberts WE y cols.: *Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage*. *Angle Orthod* 59:247, 1989.)

**Figura 6-97**

**A.** Múltiples señales de fluorocromos en el hueso adyacente a un implante (I), que muestran una alta tasa de remodelación en la superficie osteoimplantaria. **B.** Microradiografía del mismo corte que muestra el contacto directo con el hueso en la superficie del implante. (De Roberts WE, Garotto LP, Katona TR: *Principle of orthodontic biomechanics: metabolic and mechanical control mechanisms*. En Carlson DS, Goldstein SA, eds.: *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment*, Ann Arbor, 1992. University of Michigan Press.)



**Figura 6-98**

Un implante endoóseo invadió de forma inadvertida la raíz de un canino. El implante se integró con éxito en el hueso, y sirvió como anclaje rígido para la carga ortodóncica. (De Roberts WE y cols.: *Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage*, Angle Orthod 59:247, 1989.)

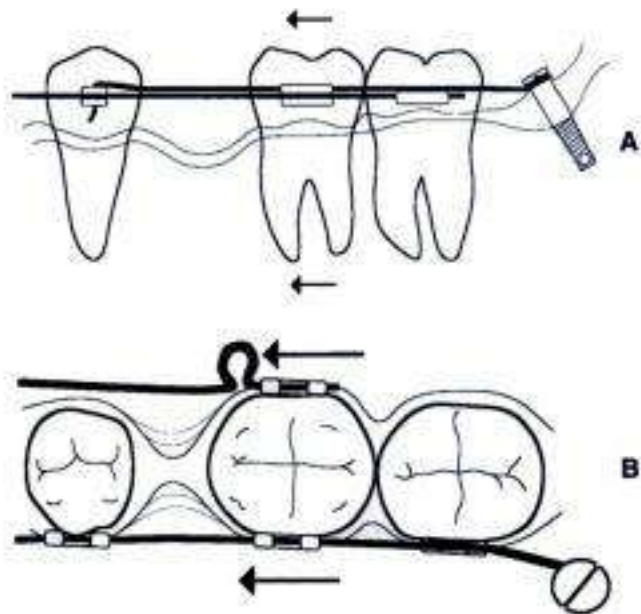
puede proporcionar un resultado aceptable (fig. 6-98). La reparación de cemento se produce donde se corta la raíz, el LPO se reorganiza, y la superficie implantaria se integra de forma rígida con el tejido óseo. No existen evidencias de anquilosis en el diente<sup>10</sup>.

**Anclaje mediante implante retromolar**

La pérdida aislada de un primer molar inferior con un tercer molar retenido es un problema común. En vez de extraer el tercer molar y sustituir el primer molar con un puente de tres piezas, la gresión hacia mesial del segundo y tercer molares para cerrar los espacios desdentados se prefiere con frecuencia (fig. 6-99). Se ha publicado el primer caso con un seguimiento a largo plazo<sup>28</sup>. Debido a la incidencia creciente de pérdida progresiva del hueso y a la fractura por fatiga asociada con implantes dentarios unitarios en las zonas del primer y segundo molares inferiores, la opción ortodóncica para el cierre de espacios mediante la gresión mesial de los molares está aumentando en popularidad.

**Mecanismo de pilar externo**

Puede emplearse un alambre de anclaje fijado a un implante retromolar para intruir y desplazar hacia delante el segundo y tercer molares, con el fin de cerrar el espacio atrófico de la extracción de un primer molar (v. fig. 6-99, B)<sup>22</sup>. La versión y extrusión de los molares inferiores restantes limita la posible recolocación ortodóncica. Los implantes



**Figura 6-99**

**A.** Mecánica del empleo de un implante retromolar con un pilar externo como anclaje para estabilizar el premolar anterior al lugar de la extracción. **B.** Mediante el uso de la mecánica vestibular y lingual para equilibrar la carga y proteger el periostio del lugar de la extracción, dicha localización atrófica se cierra sin comprometer periodontalmente a ninguno de los dientes adyacentes. (De Roberts WE, Garotto LP, Katona TR: *Principle of orthodontic biomechanics: metabolic and mechanical control mechanisms*. En Carlson DS, Goldstein SA, eds.: *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment*, Ann Arbor, 1992, University of Michigan Press.)

retromolares rígidos ofrecen la capacidad exclusiva de la intrusión y la alineación. La figura 6-100 pone de manifiesto la mecánica para conseguir el control tridimensional para la intrusión del tercer molar hasta el plano de oclusión y desplazar ambos dientes hacia mesial. Los trazados cefalométricos (fig. 6-101) documentan los más de 10 mm de gresión mesial y su estabilidad. Las radiografías panorámicas muestran la alineación inicial (fig. 6-102, A) y el cierre final del espacio (fig. 6-102, B). Se han publicado los detalles clínicos<sup>29</sup>.

El análisis histológico de los implantes recuperados tras la finalización del tratamiento ha revelado información importante acerca del continuo proceso de remodelación que mantiene la integración rígida y el valor del anclaje del dispositivo endoóseo. Dos marcadores óseos intravital, administrados dentro de las 2 semanas de recuperación del implante, han demostrado una alta tasa continua de remodelación ósea (más del 500% al año) dentro de 1 mm de la superficie del implante (fig. 6-102, C y D). Este mecanismo biológico es, en apariencia, el medio por el que la integración ósea rígida se mantiene de forma indefinida<sup>33,38</sup>. Si no existe ninguna fractura en la interfaz implantaria o en su hueso de soporte, los implantes rígidos no se

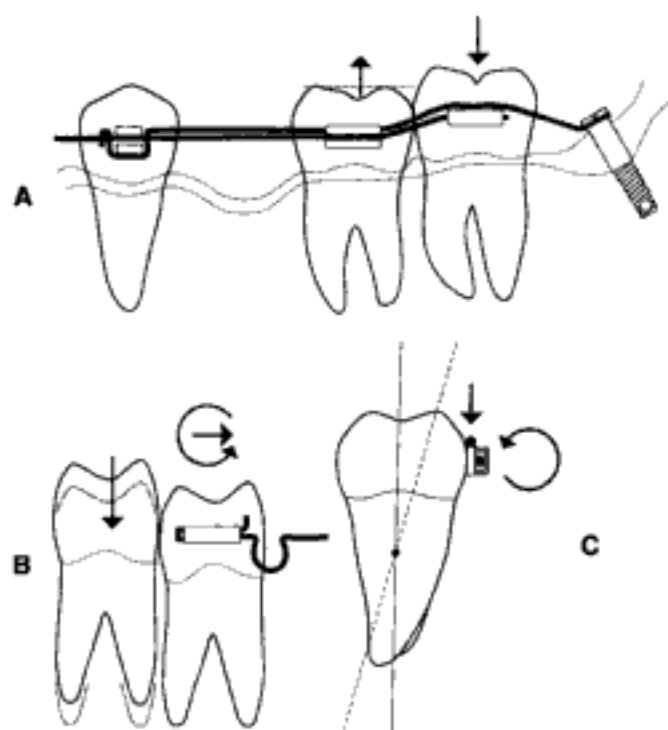


Figura 6-100

**A.** Mecánica de intrusión de un tercer molar con anclaje implantario, antes del cierre de espacios. **B.** Un arco lingual removable impide la extrusión del segundo molar. **C.** Puesto que la fuerza intrusiva del tercer molar se halla por vestibular del centro de resistencia, el diente tiende a inclinarse hacia vestibular. Este problema se controla colocando la torsión lingual de la corona en el alambre rectangular insertado en el tubo. (De Roberts WE, Garotto LP, Katona TR: *Principle of orthodontic biomechanics: metabolic and mechanical control mechanisms*. In Carbon DS, Goldstein SA, editors: *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment*, Ann Arbor, 1992, University of Michigan Press.)

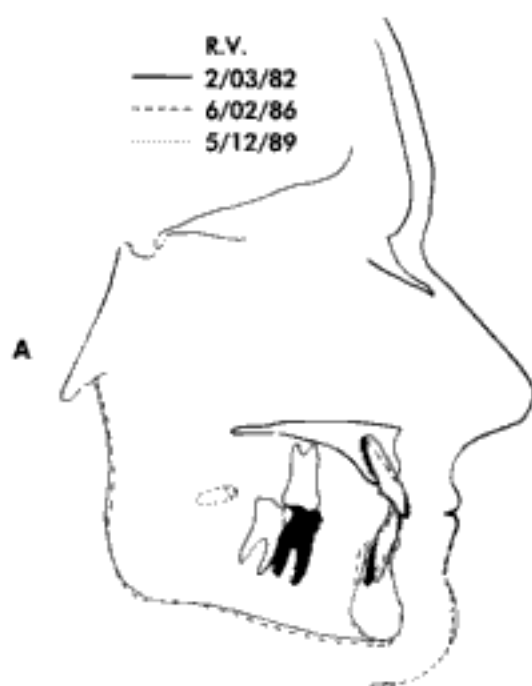


Figura 6-101

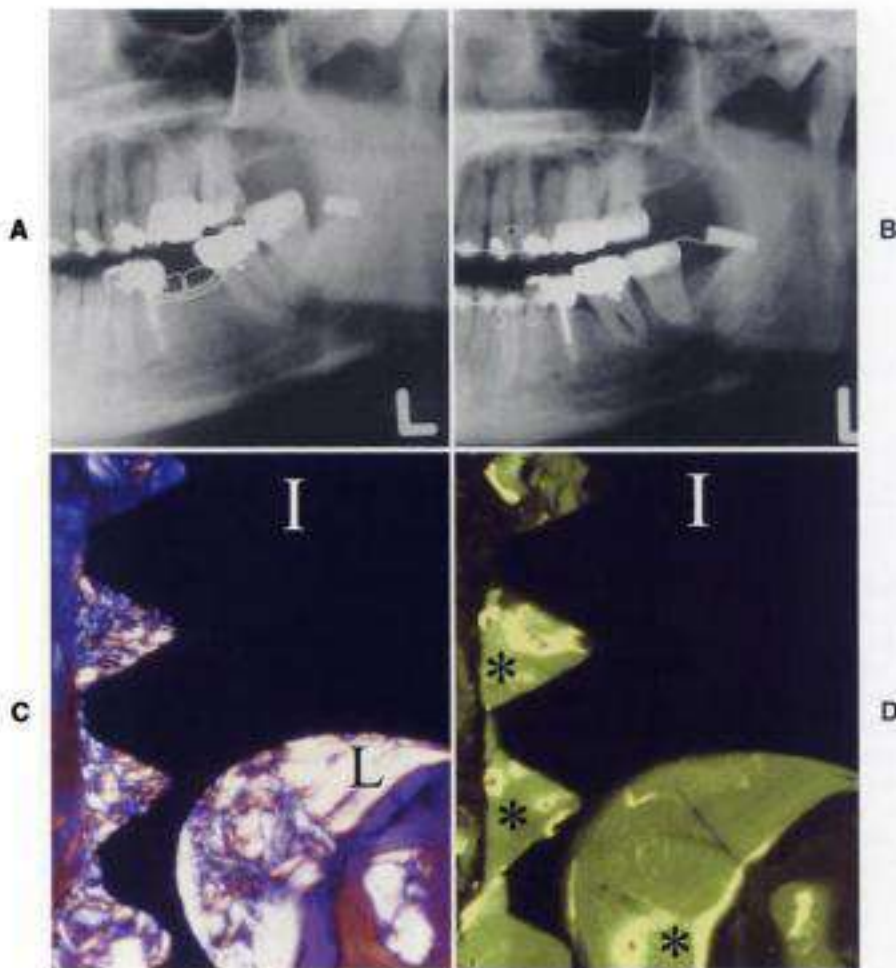
**A.** Trazados cefalométricos previo al tratamiento, al finalizar y posterior a la retención, que documentan el desplazamiento de 10 a 12 mm de los molares para cerrar el lugar atrófico de la extracción del primer molar. **B.** La superposición mandibular muestra el movimiento hacia mesial del segundo y tercer molares, así como la torsión de la raíz hacia lingual en los incisivos inferiores. (De Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: *Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site*, Angle Orthod 60:135; 1990.)

desplazan ante cargas ortodóncicas<sup>98,107,110</sup>. Los implantes endoóseos bien integrados permanecen rígidos, a pesar de la continua remodelación del hueso que los soporta, ya que solo una porción de la interfaz ósea reabsorbida se reemplaza en un tiempo dado<sup>98</sup>. La figura 6-103 muestra la mecánica de gresión mesial de los molares para cerrar un espacio desdentado cuando existe ausencia congénita de un premolar. Los implantes endoóseos rígidos suponen

una gran promesa para ampliar de forma considerable las posibilidades terapéuticas de la ortodoncia y la ortopedia dentofacial.

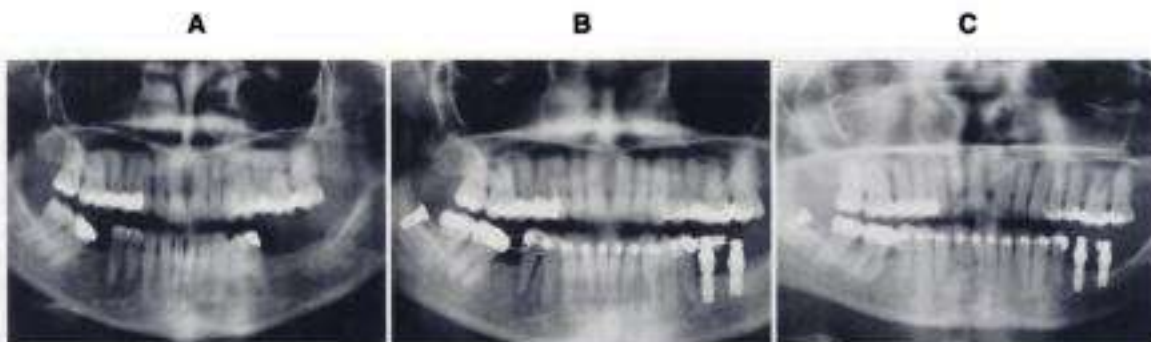
#### Mecanismo de pilar interno

El alambre de anclaje de aleación de titanio-molibdeno de  $0,48 \times 0,63$  mm se fija al implante endoóseo cuando este se coloca (fig. 6-104). Se coloca un implante Bråne-



**Figura 6-102**

**A.** Radiografía panorámica de la alineación vestibular inicial, antes de descubrirse el implante. **B.** La radiografía panorámica del lugar de extracción cicatrizado. **C.** Microscopía de luz polarizada del hueso laminar (L) alrededor del implante (I) recuperado tras finalizar el tratamiento. **D.** Dos señales de demeclociclina (\*) en el hueso adyacente al implante (I) documentan la alta tasa de remodelación ósea que, aparentemente, es el mecanismo de mantenimiento a largo plazo de la fijación ósea rígida (osteointegración). (De Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: *Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close on atrophic extraction site*, Angle Orthod 60:135, 1990).



**Figura 6-103**

Mujer de 44 años de edad que tiene una arcada inferior parcialmente desdentada y una larga historia de disfunción y dolor en la articulación temporomandibular. **A.** Una radiografía de evolución muestra la restauración de la oclusión en vestibular del sector inferior izquierdo con implantes. **B.** Los molares del lado derecho se están intruyendo y rotando hacia mesial con el mecanismo de anclaje mediante implante retromolar. **C.** Al final del tratamiento activo, la curva inferior de Spee se ha aplanado y se ha conseguido la alineación ideal de la dentición residual. (De Epker BN, Stella JP, Fish LC: *Dentofacial deformities: integrated orthodontic and surgical correction*, 2.<sup>a</sup> ed., vol. 4, St. Louis, 1999, Mosby)

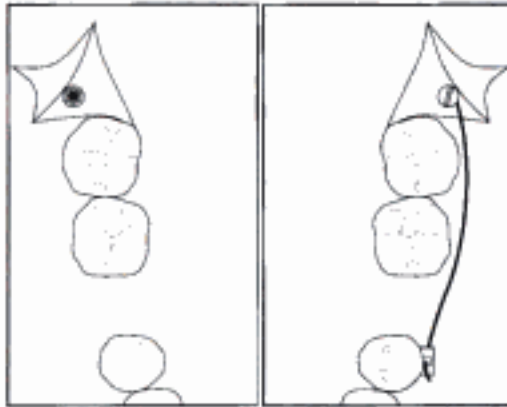


Figura 6-104

El dibujo de la izquierda muestra el diseño del colgajo de tejido blando para la colocación del implante de anclaje retromolar por distal del tercer molar inferior derecho. El dibujo de la derecha ilustra la unión del alambre de aleación de titanio-molibdénico de  $0,48 \times 0,63$  mm a un tornillo de cobertura estándar. Se advierte que el extremo libre del alambre de anclaje pasivo se inserta en la ranura vertical de un bracket cementado a la superficie vestibular de un segundo premolar inferior izquierdo. (De Epher BN, Stella JP, Fish LC: *Dentofacial deformities: integrated orthodontic and surgical correction*, 2.ª ed., vol. 4, St. Louis, 1999, Mosby.)

mark de 7 a  $10 \times 3,75$  mm en la zona retromolar, de 3 a 5 mm por vestibular y distal del último molar. El final del alambre de anclaje se flexiona en círculo, y se fija firmemente al implante con un capuchón de cicatrización estándar (figs. 6-105 y 6-106). Este abordaje de «pilar interno» ofrece una serie de ventajas sobre el método original de pilar externo:

- **Mínima cirugía:** no se requiere de ningún descubrimiento posquirúrgico.
- **Menos coste:** sólo se necesita un procedimiento quirúrgico y no se requiere de ningún pilar transmucoso.
- **Mejor higiene:** la existencia de un alambre en la profundidad del fondo de saco vestibular requiere poco o ningún mantenimiento periodontal.
- **Carga inmediata:** no se necesita de ningún período de cicatrización.
- **Fuerza de intrusión más versátil:** el control de la carga intrusiva sobre los molares inferiores es más fácil.

Tras 15 años de experiencia con el mecanismo de pilar interno (fig. 6-107), se ha establecido su utilidad como mecanismo de anclaje implantario para el mantenimiento de espacios desdentados en los segmentos vestibulares inferiores.<sup>84,85,95,102</sup>

Se ha demostrado que el anclaje indirecto con un implante retromolar es útil para el cierre de espacios por un segundo premolar ausente, en niños en crecimiento. Sin embargo, existe una tendencia creciente a la irritación de los tejidos blandos si se coloca el alambre de anclaje en la profundidad del pliegue mucoso vestibular (fig. 6-108, A). Cuando el alambre se coloca justo bajo

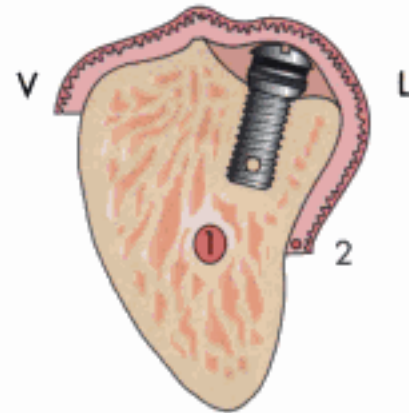


Figura 6-105

Corte transversal de la mandíbula, distal al tercer molar, que muestra que el implante retromolar se inclina hacia vestibular (V). Mediante el uso del saliente lingual (L), el implante de 7 a 10 mm se orienta hacia el nervio dentario inferior (1) y se aleja del lingual (2). (Reproducida de Epher BN, Stella JP, Fish LC: *Dentofacial deformities: integrated orthodontic and surgical correction*, 2.ª ed., vol. 4, St. Louis, 1999, Mosby.)

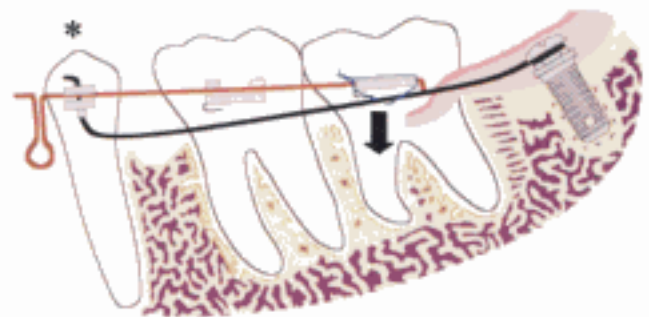
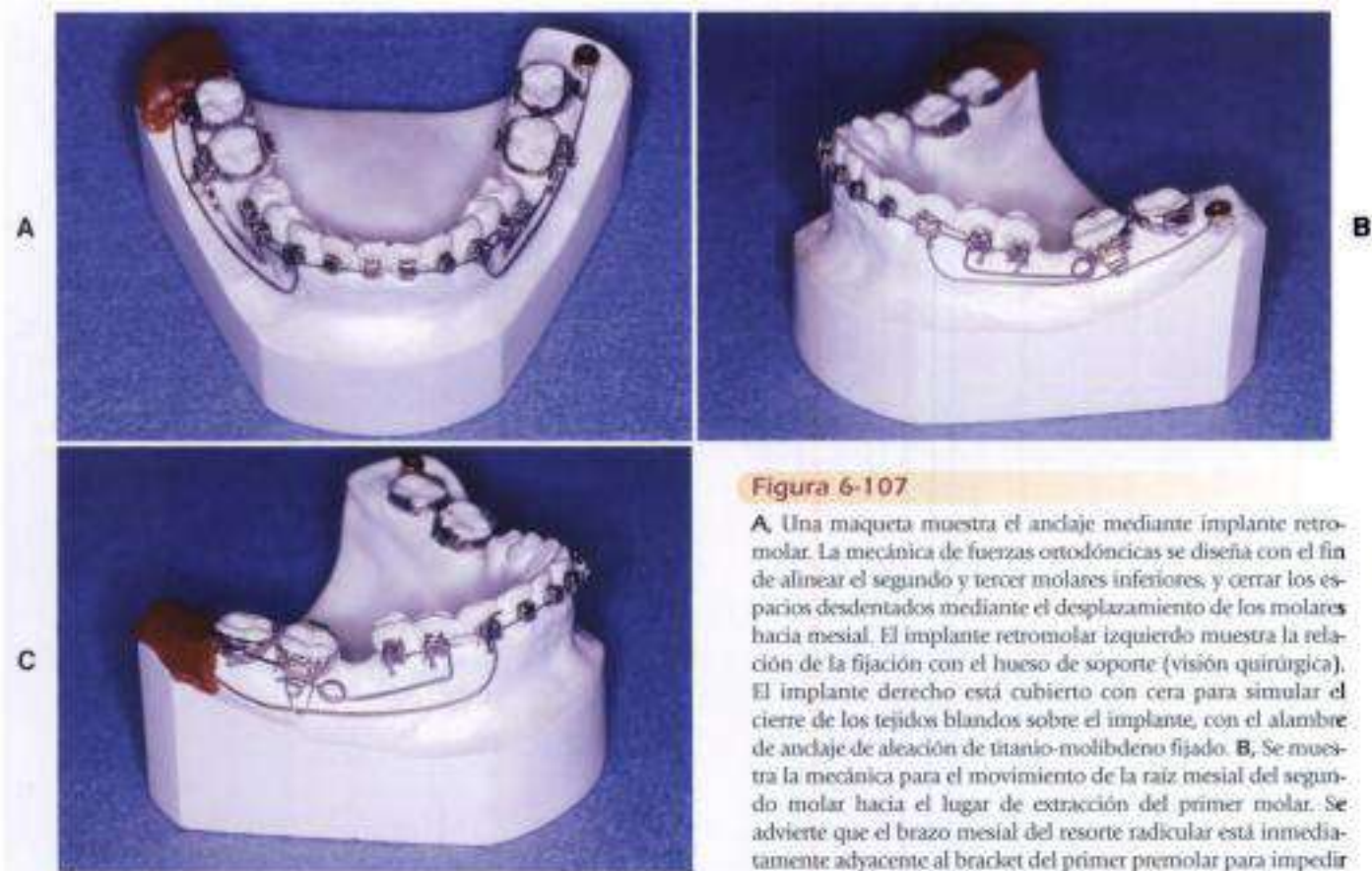


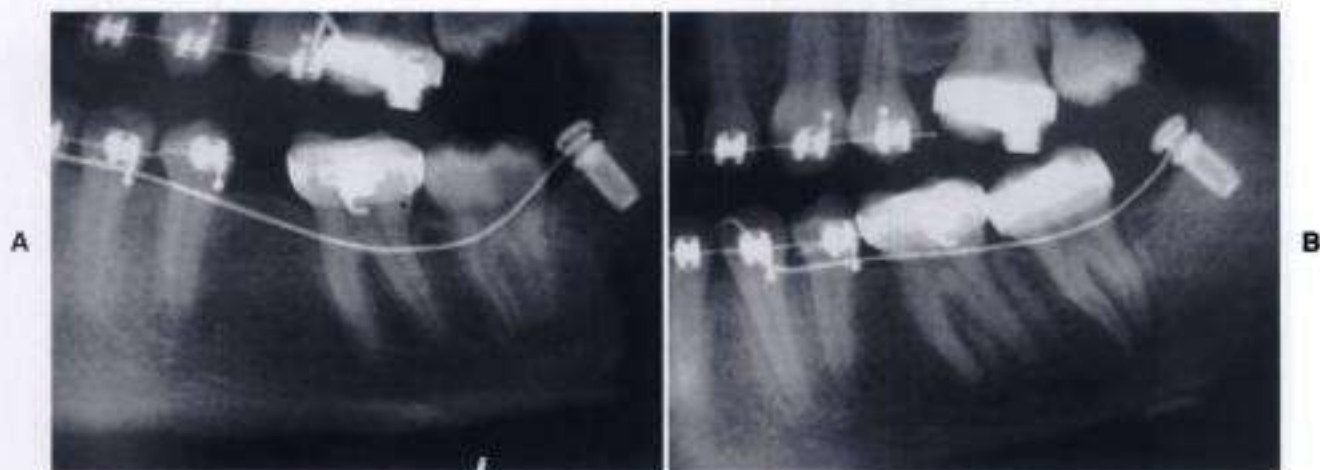
Figura 6-106

Un dibujo esquemático del mecanismo de anclaje implantario muestra un pilar interno (es decir, el alambre de anclaje de aleación de titanio-molibdénico) unido a la base endoósea con el tornillo de cobertura (capuchón de cicatrización). El alambre de anclaje atraviesa la mucosa en la profundidad del fondo de vestibulo, en la cara vestibular del último molar. La extrusión de los molares durante la alineación axial y el cierre de espacios se controla mediante la fuerza de intrusión (flecha) generada al ligar el bracket del molar con el alambre de anclaje mediante una ligadura de acero. Se consigue el anclaje sagital del movimiento hacia mesial de los molares mediante la inserción del alambre de anclaje pasivo en el tubo vertical de un bracket por delante del lugar de la extracción (\*). Para conseguir el cierre de espacios en un solo sentido, el bucle vertical en forma de «ojo de cerradura» se activa tirando del arco por distal del último molar y doblándolo hacia abajo. (Reproducida de Epher BN, Stella JP, Fish LC: *Dentofacial deformities: integrated orthodontic and surgical correction*, 2.ª ed., vol. 4, St. Louis, 1999, Mosby.)



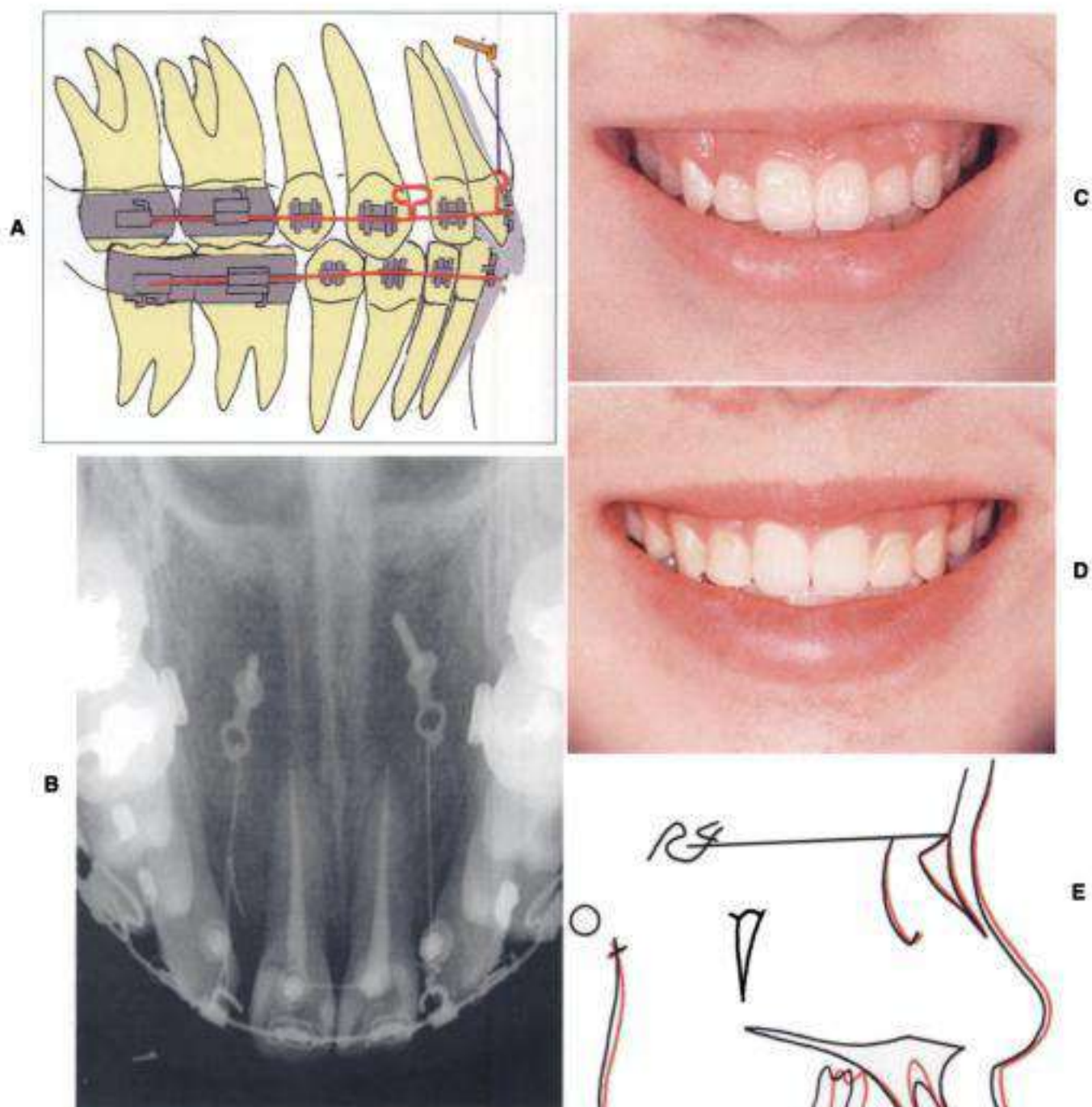
**Figura 6-107**

**A.** Una maqueta muestra el anclaje mediante implante retromolar. La mecánica de fuerzas ortodóncas se diseña con el fin de alinear el segundo y tercer molares inferiores, y cerrar los espacios desdentados mediante el desplazamiento de los molares hacia mesial. El implante retromolar izquierdo muestra la fijación con el hueso de soporte (visión quirúrgica). El implante derecho está cubierto con cera para simular el cierre de los tejidos blandos sobre el implante, con el alambre de anclaje de aleación de titanio-molibdeno fijado. **B.** Se muestra la mecánica para el movimiento de la raíz mesial del segundo molar hacia el lugar de extracción del primer molar. Se advierte que el brazo mesial del resorte radicular está inmediatamente adyacente al bracket del primer premolar para impedir el movimiento hacia distal del segundo molar cuando se endereza. Para impedir que se abra el espacio por mesial del primer premolar, se conecta una ligadura de acero («nudo de cuerda») que conecta desde el primer premolar hasta el canino. Otra ligadura de acero que une el bracket del segundo molar al anclaje de aleación de titanio-molibdeno controla la extrusión de molares. **C.** Mecanismo similares al mostrado en **B**, que se emplea para la alineación simultánea de ambos molares. Un segmento de arco rectangular conecta los dos molares. Se controla la extrusión mediante la unión del segundo molar con el alambre de anclaje mediante una ligadura de acero.



**Figura 6-108**

**A.** Una radiografía panorámica postoperatoria revela un implante retromolar utilizado como anclaje indirecto para cerrar el espacio originado por la ausencia del segundo premolar en una niña de 11 años de edad. Se advierte que el alambre de anclaje está colocado demasiado hacia apical. **B.** Una radiografía panorámica muestra el rápido cierre de espacios que se asocia con el movimiento hacia mesial de los molares. Se advierte que el alambre de anclaje se ha re-colocado justo por debajo de los brackets de los molares, con el fin de disminuir la irritación de los tejidos blandos.



**Figura 6-109**

**A.** Un dibujo de la mecánica de cierre de espacios pone de manifiesto el empleo de un minimplante apical a los incisivos centrales con el fin de intruir el segmento anterior del maxilar. **B.** Una radiografía oclusal muestra los dos minitornillos apicales a los incisivos superiores. **C.** Fotografía previa al tratamiento de una niña de 15 años de edad, que revela una sonrisa gingival. **D.** Fotografía posttratamiento que muestra una línea de sonrisa agradable, con exposición ideal de la encía. **E.** Trazados previo (negro) y posterior (rojo) al tratamiento sobre radiografías cefalométricas, que se superponen sobre la base anterior del cráneo. Se advierte la intrusión de los incisivos anterosuperiores y el componente horizontal del crecimiento mandibular. (Por cortesía de Ryuzo Kanomi.)



los brackets de los molares (fig. 6-108, B), la irritación de los tejidos blandos dejó de ser un problema, y se cerró el espacio del segundo molar en aproximadamente 10 meses.

### Miniimplantes para el anclaje ortodóncico

Kanomi<sup>25</sup> introdujo una serie de minitornillos como implantes en miniatura para el anclaje ortodóncico. Aunque algunos de los tornillos de titanio no integrados servían como unidades de anclaje adecuadas, algunos se aflojaron y fracasaron durante el tratamiento. Se desarrolló una nueva serie de miniimplantes osteointegrados y se probó en animales<sup>47</sup>. Deguchi y cols.<sup>26</sup> encontraron que el 97% de 96 implantes colocados en 8 perros se integraron con éxito, y que el 100% de los implantes que consiguieron integrarse funcionaron como unidades de anclaje. El uso clínico de estos simples dispositivos ha producido algunos resultados impresionantes. La figura 6-109 documenta el tratamiento de una chica de 15 años de edad con una sonrisa gingival y protrusión bimaxilar. Se extrajeron cuatro premolares y se intruyó el segmento anterosuperior con anclaje mediante miniimplantes (v. fig. 6-109, A y B). La comparación de las fotografías frontales de la sonrisa antes (v. fig. 6-109, C) y después del tratamiento (v. fig. 6-109, D) pone de manifiesto el anclaje eficaz de los miniimplantes. La figura 109, E es una superposición cefalométrica que muestra la intrusión del sector anterosuperior y un vector horizontal de crecimiento mandibular. Claramente, los minitornillos son un anclaje óseo eficaz para algunos tipos de maloclusión.

### RESUMEN

Los conceptos fisiológicos, metabólicos y de cinética celular del hueso tienen importantes aplicaciones clínicas en ortodoncia y ortopedia dentofacial. La aplicación de conceptos fundamentales está limitada sólo por el conocimiento e imaginación del clínico. La práctica clínica moderna se caracteriza por una evolución continua de los métodos basados en la investigación fundamental y aplicada.

### AGRADECIMIENTOS

Esta investigación ha sido financiada por las Subvenciones N.º DE09237 y DE90822 del National Institute of Dental Research (parte de los National Institutes of Health [NIH]); N.º NCC 2-594 y NAG 2-756 de la NASA-Ames, y donaciones privadas a través de la Fundación de la Universidad de Indiana. El autor reconoce con agradecimiento la ayuda de los miembros del cuerpo docente y del personal de la Escuela de Odontología de la Universidad del Pacífico, y de la Escuela de Odontología de la Universidad de Indiana. El Dr. Ryuzo Kanomi proporcionó el material acerca de los miniimplantes para el anclaje ortodóncico.

### BIBLIOGRAFÍA

- Albrektsson T, Jacobsson M: Bone-metal interface in osseointegration, *J Prosthet Dent* 60:75, 1987.
- Al-Qawasmí RA, Hartsfield JK Jr, Everett ET, et al: Genetic predisposition to external apical root resorption, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123(3):242-252, 2003.
- Al-Qawasmí RA, Hartsfield JK Jr, Everett ET, et al: Genetic predisposition to external apical root resorption in orthodontic patients: linkage of chromosome-18 marker, *J Dent Res* 82(5):356-360, 2003.
- Arbuckle GR, Nelson CL, Roberts WE: Osseointegrated implants and orthodontics, *Oral Maxillofac Surg Clin North Am* 3:903, 1991.
- Ascenzi A, Baschieri P, Benvenuti A: The bending properties of single osteons, *J Biomech* 8:763, 1990.
- Atkinson SR: Balance: the magic word, *Am J Orthod* 50:189, 1964.
- Becker AR et al: Osteoporosis risk factors in female dental patients, *Indiana Dent Assoc J* 76(2):15, 1997.
- Behrens RG: Adult facial growth. In Enlow DH, editor: *Facial growth*, ed 3, Philadelphia, 1990, WB Saunders.
- Brånemark P-I: Osseointegration and its experimental background, *J Prosthet Dent* 50:399, 1983.
- Brockstedt H et al: Cortical bone remodeling in autosomal dominant osteopetrosis: a study of two different phenotypes, *Bone* 18(1):67, 1996.
- Brunski JB: Forces on dental implants and interfacial stressed transfer. In Laney WR, Tolman DE, editors: *Tissue integration in oral, orthopedic, and maxillofacial reconstruction*, Chicago, 1992, Quintessence.
- Brunski JB, Shalak R: Biomechanical considerations. In Worthington P, Brånemark P-I, editors: *Advanced osseointegration surgery*, Chicago, 1992, Quintessence.
- Burstone CJ: Application of bioengineering to clinical orthodontics. In Graber TM, Vanarsdall RL, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*, ed 3, St Louis, 2000, Mosby.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions, *J Periodontol Res* 13:283, 1978.
- Carter DR: Mechanical loading history and skeletal biology, *J Biomech* 20:1095, 1987.
- Carter DR et al: Measurement and analysis of in vivo bone strains on the canine radius and ulna, *J Biomech* 13:27, 1980.
- Chambers TJ et al: The effect of calcium-regulating hormones and prostaglandins on bone resorption by osteoclasts disaggregated from neonatal rabbit bones, *Endocrinology* 60:234, 1985.
- Chang HN, Garetto LP, Katona TR, et al: Angiogenic induction and cell migration in an orthopaedically expanded maxillary suture in the rat, *Arch Oral Biol* 41(10):985-994, 1996.
- Chang HN, Garetto LP, Potter RH, et al: Angiogenesis and osteogenesis in an orthopaedically expanded suture, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111(4):382-390, 1997.
- Christiansen C: Consensus development conference: prophylaxis and treatment of osteoporosis, *Am J Med* 90:107, 1991.
- Colditz GA et al: Prospective study of estrogen replacement therapy and risk of breast cancer in postmenopausal women, *J Am Dent Assoc* 264:2648, 1990.
- Consensus conference report on osteoporosis, *J Am Dent Assoc* 252:799, 1984.
- Cowin SC: *Bone mechanics*, Boca Raton, Fla, 1989, CRC Press.
- Currey JD: *The mechanical adaptations of bones*, Princeton, NJ, 1984, Princeton University Press.
- Davidovitch Z: Tooth movement, *Crit Rev Oral Biol Med* 2:411, 1991.
- Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Kanomi R, et al: The use of small titanium screws for orthodontic anchorage, *J Dent Res* 82(5):377-381, 2003.
- Doherty MJ et al: Vascular pericytes express osteogenic potential in vitro and in vivo, *J Bone Miner Res* 13:828, 1998.
- Drinkwater BL et al: Bone mineral content of amenorrheic and eumenorrheic athletes, *N Engl J Med* 311:277, 1984.

29. Enlow DH: *Facial growth*, ed 3, Philadelphia, 1990, WB Saunders.
30. Eriksen EF, Mosekilde L: Estrogens and bone, *J Bone Miner Res* 7:273, 1990.
31. Frost HM: *Bone remodeling and its relationship to metabolic bone diseases*, Springfield, Ill, 1973, Charles C Thomas.
32. Frost HM: The regional acceleratory phenomenon: a review, *Henry Ford Hosp Med J* 31:3, 1983.
33. Frost HM: *Intermediary organization of the skeleton*, vol 1, Boca Raton, Fla, 1986, CRC Press.
34. Frost HM: Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SASMU). 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem, *Anat Rec* 226:414, 1990.
35. Goldfrank D et al: Raloxifene, a new selective estrogen receptor modulator, *J Clin Pharmacol* 39(8):767, 1999.
36. Goodacre CJ et al: Prosthodontic considerations when using implants for orthodontic anchorage, *J Prosthet Dent* 77:162, 1997.
37. Grisso IA, Baum CR, Turner RT: What do physicians in practice do to prevent osteoporosis? *J Bone Miner Res* 5:213, 1990.
- 37a. Haas AJ: The treatment of maxillary deficiency by opening the midpalatal suture, *Angle Orthod* 35:200-217, 1965.
38. Heaney RP: Calcium, bone health in osteoporosis. In Peck WA, editor: *Bone and mineral research*, Amsterdam, 1986, Elsevier Science.
39. Heaney RP: Estrogen-calcium interactions in postmenopause: a quantitative description, *Bone Miner* 11:67, 1990.
40. Helm FR et al: Bone remodeling response to loading of rigid endosseous implants, *J Dent Res* 66:186, 1987 (abstract).
41. Henrich JB: The postmenopausal estrogen/breast cancer controversy, *JAMA* 268:1900, 1992.
42. Holtrop ME, Raisz LC, Simmons HA: The effects of parathyroid hormone, colchicine, and calcitonin on the ultrastructure and the activity of osteoclasts in organ culture, *J Cell Biol* 60:346, 1974.
43. Huja SS, Katona TR, Moore BK, et al: Microhardness and anisotropy of the vital osseous interface and endosseous implant supporting bone, *J Orthop Res* 16(1):54-60, 1998.
44. Huja SS, Roberts WE: Mechanism of osseointegration: characterization of supporting bone with indentation testing and backscattered imaging, *Semin Orthod* 10(2):162-173, 2004.
45. Hylander WL: Mandibular function in *Galago crassicaudatus* and *Macaca fascicularis*: an in vivo approach to stress analysis, *J Morphol* 159:253, 1979.
46. Hylander WL: Patterns of stress and strain in the macaque mandible. In Carlson DS, editor: *Craniofacial biology*, Ann Arbor, Mich, 1981, Center for Human Growth and Development.
47. Jackson CB, Roberts WE, Morey ER: Growth alterations of the mandibular condyle in Spacelab-3 rats, *ASGSR Bull* 1:33, 1988 (abstract).
48. Jeffcoat MK et al: Nuclear medicine techniques for the detection of active alveolar bone loss, *Adv Dent Res* 1:80, 1987.
49. Johnston CC: Osteoporosis: extent and cause of the disease, *PSEBM* 191:258, 1989.
50. Johnston CC et al: Calcium supplementation and increases in bone mineral density in children, *N Engl J Med* 327:82, 1992.
51. Kanomi R: Mini-implant for orthodontic anchorage, *J Clin Orthod* 31(11):763-767, 1997.
52. Katona TR et al: Stress analysis of bone modeling response to rat molar orthodontics, *J Biomech* 28(1):27, 1995.
53. Keeting PE et al: Lack of a direct effect of estrogen on proliferation and differentiation of normal human osteoblast-like cells, *J Bone Miner Res* 7:5369, 1992.
54. King GJ, Thiems S: Chemical mediation of bone resorption induced by tooth movement in the rat, *Arch Oral Biol* 24:811, 1979.
55. Lanyon LE: Control of bone architecture by functional load bearing, *J Bone Miner Res* 7:5369, 1992.
56. Love RR et al: Effects of tamoxifen on bone mineral density in postmenopausal women with breast cancer, *N Engl J Med* 326:852, 1992.
57. Malluche HH, Faugere MC: Renal bone disease 1990: an unmet challenge for the nephrologist, *Kidney Int* 38:193, 1990.
58. Manhartberger C, Morton IV, Burstone CJ: Space closure in adult patients using the segmented arch technique, *Angle Orthod* 59:205, 1989.
59. Martin RB, Burr DB: *Structure, function, and adaptation of compact bone*, New York, 1989, Raven Press.
60. Melsen B: The cranial base, *Acta Odontol Scand* 32(62):1, 1974.
61. Midgett RJ, Shaye R, Fruge JF: The effect of altered bone metabolism on orthodontic tooth movement, *Am J Orthod* 80:256, 1981.
62. Miura F: Effect of orthodontic force on blood circulation in periodontal membrane. In Cook JT, editor: *Transactions of the Third International Orthodontic Congress*, St Louis, 1975, Mosby.
63. Morey ER, Baylink DJ: Inhibition of bone formation during space flight, *Science* 201:1138, 1978.
64. Mundy GR, Bonewald LF: Transforming growth factor beta. In Gowen M, editor: *Cytokines and bone metabolism*, Boca Raton, Fla, 1992, CRC Press.
65. Nikolai RJ: *Bioengineering analysis of orthodontic mechanics*, Philadelphia, 1985, Lea & Febiger.
66. Noorda CB: Modeling and remodeling in the cortical bone of both growing and adult rabbits. master's thesis, San Francisco, 1986, University of the Pacific.
67. Ohmae M, Saito S, Morohashi T, et al: A clinical and histological evaluation of titanium mini-implants as anchors for orthodontic intrusion in the beagle dog, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119(5):489-497, 2001.
68. Parfitt AM: The physiological and clinical significance of bone histomorphometric data. In Recker RR, editor: *Bone histomorphometry: techniques and interpretation*, Boca Raton, Fla, 1983, CRC Press.
69. Parfitt AM: Bone remodeling: relationship to the amount and structure of bone and the pathogenesis and prevention of fractures. In Riggs BL, editor: *Osteoporosis: etiology, diagnosis, and management*, New York, 1988, Raven Press.
70. Parr JA et al: Sutural expansion using rigidly integrated endosseous implants, *Angle Orthod* 67(4):283, 1997.
71. Pead MJ, Lanyon LE: Indomethacin modulation of load-related stimulation of new bone formation in vivo, *Calcif Tissue Int* 45:34, 1989.
72. Proffit WR: *Contemporary orthodontics*, ed 3, St Louis, 1999, Mosby.
73. Rappaport DJ, Carter DR, Schurman DJ: Contact finite element stress analysis of porous ingrowth acetabular cup implantation, ingrowth, and loosening, *J Orthop Res* 5:548, 1987.
74. Reddy MS et al: Detection of periodontal disease activity with a scintillation camera, *J Dent Res* 70:50, 1991.
75. Reitan K: Biomechanical principles and reactions. In Graber TM, Swain BE, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*, St Louis, 1985, Mosby.
76. Rhodes R, Pfanzer R: *Human physiology*, Philadelphia, 1989, WB Saunders.
77. Riggs BL: Overview of osteoporosis, *West J Med* 154:63, 1991.
78. Rigotti NA et al: The clinical course of osteoporosis in anorexia nervosa, *JAMA* 265:1133, 1991.
79. Roberts WE: Cell kinetic nature and diurnal periodicity of the rat periodontal ligament, *Arch Oral Biol* 20:465, 1975.
80. Roberts WE: Cell population dynamics of parathyroid hormone-stimulated periodontal ligament, *Am J Anat* 143:636, 1975.

81. Roberts WE: Advanced techniques for quantitative bone cell kinetics and cell population dynamics. In Jaworski ZFG, editor: *Proceedings of the first workshop on bone morphometry*, Ottawa, 1976, University of Ottawa Press.
82. Roberts WE: Rigid endosseous anchorage and tricalcium phosphate (TCP)-coated implants, *Calif Dent Assoc J* 12(7):158, 1984.
83. Roberts WE: Bone tissue interface, *J Dent Educ* 52:804, 1988.
84. Roberts WE: Dental implant anchorage for cost-effective management of dental and skeletal malocclusion. In Epker BN, Stella JP, Fish LC, editors: *Dentofacial deformities*, vol 4, ed 2, St Louis, 1999, Mosby.
85. Roberts WE, Arbuckle GR, Analoui M: Rate of mesial translation of mandibular molars utilizing implant-anchored mechanics, *Angle Orthod* 66:331, 1996.
86. Roberts WE, Arbuckle GR, Katona TR: Bone physiology of orthodontics: metabolic and mechanical control mechanisms. In Witt E, Tansmoscheit U-G, editors: *Symposium der Deutschen Gesellschaft für Kieferorthopädie*, Munich, 1992, Urban & Vogel.
87. Roberts WE, Chase DC: Kinetics of cell proliferation and migration associated with orthodontically induced osteogenesis, *J Dent Res* 60(2):174, 1981.
88. Roberts WE, Chase DC, Jee WSS: Counts of labeled mitoses in orthodontically stimulated periodontal ligament in the rat, *Arch Oral Biol* 19:665, 1974.
89. Roberts WE, Ferguson DJ: Cell kinetics of the periodontal ligament. In Norton LA, Burstone CJ, editors: *The biology of tooth movement*, Boca Raton, Fla, 1989, CRC Press.
90. Roberts WE, Garetto LP: Physiology of osseous and fibrous integration, *Alpha Omega* 85:57, 1992.
91. Roberts WE, Garetto LP, DeCastro RA: Remodeling of devitalized bone threatens periosteal margin integrity of endosseous titanium implants with threaded or smooth surfaces: indications for provisional loading and axially directed occlusion, *J Indiana Dent Assoc* 68:19, 1989.
92. Roberts WE, Garetto LP, Katona TR: Principles of orthodontic biomechanics: metabolic and mechanical control mechanisms. In Carlson DS, Goldstein SA, editors: *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment*, Ann Arbor, 1992, University of Michigan Press.
93. Roberts WE, Garetto LP, Simmons KE: Endosseous implants for rigid orthodontic anchorage. In Bell WH, editor: *Surgical correction of dentofacial deformities*, vol 2, Philadelphia, 1992, WB Saunders.
94. Roberts WE, Goodwin WC, Heiner SR: Cellular response to orthodontic force, *Dent Clin North Am* 25:3, 1981.
95. Roberts WE, Hartsfield JK Jr: Multidisciplinary management of congenital and acquired compensated malocclusions: diagnosis, etiology and treatment planning, *Indiana Dent Assoc J* 76(2):42, 1997.
96. Roberts WE, Jee WSS: Cell kinetics of orthodontically stimulated and nonstimulated periodontal ligament in the rat, *Arch Oral Biol* 19:17, 1974.
97. Roberts WE, Klingler E, Mozsary PG: Circadian rhythm of mechanically mediated differentiation of osteoblasts, *Calcif Tissue Int* 36:562, 1984.
98. Roberts WE, Marshall KJ, Mozsary PG: Rigid endosseous implant utilized as anchorage to protract molars and close an atrophic extraction site, *Angle Orthod* 60:135, 1990.
99. Roberts WE, Morey ER: Proliferation and differentiation sequence of osteoblast histogenesis under physiological conditions in rat periodontal ligament, *Am J Anat* 174:105, 1985.
100. Roberts WE, Mozsary PG, Klingler E: Nuclear size as a cell kinetic marker for osteoblast differentiation, *Am J Anat* 165:373, 1982.
101. Roberts WE, Mozsary PG, Morey ER: Suppression of osteoblast differentiation during weightlessness, *Physiol* 24(suppl 6):S75, 1981.
102. Roberts WE, Nelson CI, Goodacre CJ: Rigid implant anchorage to close a mandibular first molar extraction site, *J Clin Orthod* 28:693, 1994.
103. Roberts WE, Poon LC, Smith RK: Interface histology of rigid endosseous implants, *J Oral Implantol* 12:406, 1986.
104. Roberts WE, Smith RK, Cohen IA: Change in electrical potential within periodontal ligament of a tooth subjected to osteogenic loading. In Dixon A, Sarnat B, editors: *Factors and mechanisms influencing bone growth*, New York, 1982, Alan R Liss.
105. Roberts WE, Wood HB, Chambers DW, et al: Vascularly oriented differentiation gradient of osteoblast precursor cells in rat periodontal ligament: implications for osteoblast histogenesis and periodontal bone loss, *J Periodontol Res* 22(6):461-467, 1987.
106. Roberts WE et al: Circadian periodicity of the cell kinetics of rat molar periodontal ligament, *Am J Orthod* 76:316, 1979.
107. Roberts WE et al: Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants, *Am J Orthod* 86:95, 1984.
108. Roberts WE et al: Bone physiology and metabolism, *Calif Dent Assoc J* 15(10):54, 1987.
109. Roberts WE et al: Vascularly oriented differentiation gradient of osteoblast precursor cells in rat periodontal ligament: implications for osteoblast histogenesis and periodontal bone loss, *J Periodontol Res* 22:461, 1987.
110. Roberts WE et al: Rigid endosseous implants for orthodontic and orthopedic anchorage, *Angle Orthod* 59:247, 1989.
111. Roberts WE et al: Bone physiology: evaluation of bone metabolism, *J Am Dent Assoc* 122:59, 1991.
112. Roberts WE et al: Bone physiology and metabolism in dental implantology: risk factors for osteoporosis and other metabolic bone diseases, *Implant Dent* 1:11, 1992.
113. Rodan GA: Perspectives of mechanical loading, estrogen deficiency, and the coupling of bone formation to bone resorption, *J Bone Miner Res* 6:527, 1991.
114. Rodan GA, Martin TJ: Role of osteoblasts in hormonal control of bone resorption: a hypothesis, *Calcif Tissue Int* 33:349, 1981.
115. Rubin CT, Lanyon LE: Regulation of bone mass by mechanical strain magnitude, *Calcif Tissue Res* 37:411, 1985.
116. Rubin CT, Lanyon LE: Osteoregulatory nature of mechanical stimuli: function as a determinant for adaptive modeling in bone, *J Orthop Res* 5:300, 1987.
117. Rubin CT, McLeod KJ, Bain SD: Functional strains and cortical bone adaptation: epigenetic assurance of skeletal integrity, *J Biomech* 23:43, 1990.
118. Rygh P, Moxham BJ, Berkovitz BKB: The effects of external forces on the periodontal ligament: the response to horizontal loads. In Berkovitz BKB, Moxham BJ, Newsman HN, editors: *The periodontal ligament in health and disease*, Oxford, England, 1982, Pergamon Press.
119. Siegle D, Dr-Ing US: Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone, *Int J Oral Maxillofac Implants* 4:333, 1989.
120. Sim Y: Cell kinetics of osteoblast histogenesis in evolving rabbit secondary haversian systems using a double labeling technique with <sup>3</sup>H-thymidine and bromodeoxyuridine, PhD thesis, Indianapolis, 1995, Indiana University, School of Dentistry.
121. Simmons DJ et al: Effect of space flight on the non-weight-bearing bones of rat skeleton, *Am J Physiol* 244:319, 1983.
122. Slemenda CW et al: Predictors of bone mass in premenopausal women, *Ann Intern Med* 112:96, 1990.

123. Smith RK, Roberts WE: Cell kinetics of the initial response to orthodontically induced osteogenesis in rat molar periodontal ligament. *Calcif Tissue Int* 30:51, 1980.
124. Thompson DD, Rodan GA: Indomethacin inhibition of tenotomy-induced bone resorption in rats. *J Bone Miner Res* 3:409, 1988.
125. Yee JA: Response of periodontal ligament cells to orthodontic force: ultrastructural identification of proliferating fibroblasts. *Anat Rec* 194:603, 1979.
126. Yee JA, Kimmel DB, Jee WSS: Periodontal ligament cell kinetics following orthodontic tooth movement. *Cell Tissue Kinet* 9:293, 1976.
127. Yip G, Schneider P, Roberts WE: Micro-computed tomography: high resolution imaging of bone and implants in three dimensions. *Semin Orthod* 10(2):174-187, 2004.

## Aplicación de la bioingeniería a la ortodoncia clínica

Charles J. Burstone

Un aspecto importante de la revolución científica que ha tenido lugar en la biología en la década pasada es la extensión de la aplicación de las ciencias físicas a los tejidos vivos. La física, la ingeniería y las matemáticas pueden aplicarse de manera similar, lo que supone un beneficio importante en el campo de la ortodoncia. De todas las aplicaciones posibles, este capítulo se ocupa sólo de una, la biofísica de la aparatología ortodóncica. El capítulo discute si la mecánica teórica puede ayudar en el diseño y la manipulación clínica de un aparato de ortodoncia.

La mecánica teórica ofrece beneficios potenciales a la ortodoncia de tres maneras fundamentales:

- Los principios básicos de la ingeniería y la física pueden utilizarse para obtener un mejor diseño de los aparatos de ortodoncia. Si la especialidad ortodóncica confiara únicamente en los procedimientos de ensayo y error para el desarrollo de aparatos nuevos, los horizontes de este desarrollo se volverían muy limitados. El empirismo en el diseño ortodóncico debe dar paso a una nueva disciplina de desarrollo metódico de la aparatología utilizando conceptos de las ciencias físicas. De una manera menos ambiciosa, la mecánica teórica debe ayudar a diseñar un nuevo aparato que permita a los clínicos aplicar los conocimientos que han obtenido de algunos aparatos más antiguos. Por ejemplo, si un aparato que ya existe funciona bien para un determinado tipo de movimiento dentario, los clínicos deben utilizar el sistema de fuerza desarrollado por dicho aparato como base para el diseño de uno nuevo. A pesar de que el método de ensayo y error ha demostrado su validez en el pasado, presumiblemente la aplicación de los principios biofísicos dará lugar a un desarrollo más metódico de la aparatología ortodóncica.
- El estudio de la biofísica del movimiento dentario puede aportar una información importante. Si los investigadores y los clínicos pueden cuantificar los sistemas de fuerzas aplicadas a los dientes, podrán comprender mejor las respuestas clínicas e histológicas. La mecánica teórica puede ser útil también a la hora de formular conceptos valiosos sobre la distribución de fuerzas en el

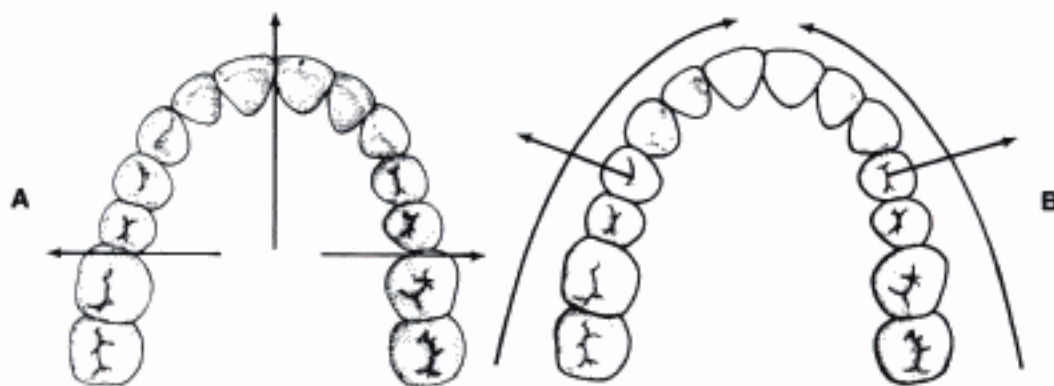
ligamento periodontal (LPO), en relación con el remodelado óseo.

- El conocimiento de la física permite mejores resultados terapéuticos. Cada vez que los clínicos ajustan un arco o cualquier otro dispositivo ortodóncico, verifican suposiciones acerca de la relación existente entre el aparato y la biología del movimiento dentario. A medida que estas suposiciones sobre la relación entre las fuerzas y el movimiento dentario se acercan a la realidad, la calidad del tratamiento ortodóncico mejorará. Por ejemplo, muchos de los efectos secundarios indeseables que se producen durante el tratamiento de ortodoncia pueden ser atribuidos directamente a la falta de comprensión de la física implicada en un ajuste determinado. Muchas variables del tratamiento de ortodoncia no pueden controlarse por completo, como el crecimiento y la respuesta de los tejidos a los aparatos; sin embargo, la fuerza aplicada al diente es una variable controlable. En este sentido, los clínicos tienen la responsabilidad de comprender la física de estas fuerzas de forma que puedan controlar mejor la variable sobre la que pueden influir de manera significativa<sup>17,18</sup>.

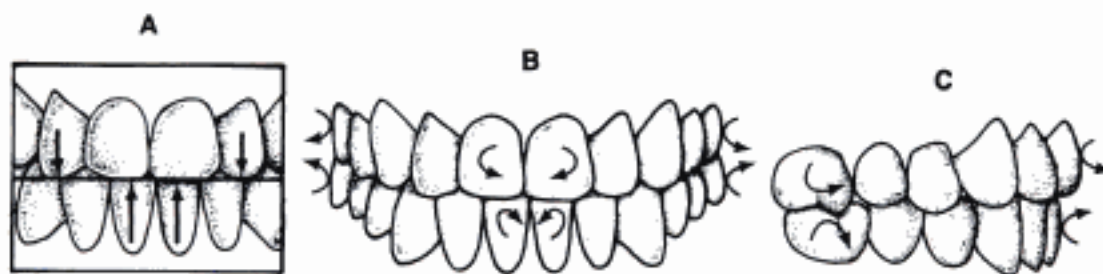
### CONVENCIÓN SOBRE LOS SIGNOS

En odontología y ortodoncia existe una convención universal sobre los signos correspondientes a fuerzas y momentos. La convención es la siguiente: las fuerzas anteriores son positivas (+) y las fuerzas posteriores son negativas (-); las fuerzas laterales son positivas (+) y las fuerzas mediales son negativas (-) (fig. 7-1); las fuerzas que actúan en una dirección mesial son positivas (+) y las fuerzas que actúan en una dirección distal son negativas (-); las fuerzas hacia vestibular son positivas (+) y las fuerzas hacia lingual/palatino son negativas (-) (fig. 7-2).

Los momentos (pares, cuplas) que tienden a producir movimientos coronales hacia mesial o vestibular son positivos (+) y los momentos que tienden a producir un movimiento distal o lingual de las coronas son negativos (-) (fig. 7-2, B y C). Se utiliza el mismo convenio para grupos de dientes (un segmento o un arco completo) y al estable-

**Figura 7-1**

Convención sobre los signos. **A**, Las fuerzas anteriores y laterales son positivas. **B**, Las fuerzas vestibulares y mesiales son positivas. (De Burstone CJ, Koenig HA: *Am J Orthod* 65:270, 1974. Con autorización de la American Association of Orthodontists).

**Figura 7-2**

Convención sobre los signos. **A**, Las fuerzas extrusivas son positivas. **B** y **C**, Los momentos (pares o cuplas) que tienden a mover las coronas en una dirección mesial o vestibular son positivas. (De Burstone CJ, Koenig HA: *Am J Orthod* 65:270, 1974. Con autorización de la American Association of Orthodontists).

cer signos para los efectos ortopédicos sobre el maxilar y la mandíbula.

## BIOMECÁNICA DEL MOVIMIENTO DENTARIO

Desde un punto de vista clínico, han de considerarse dos problemas principales relacionados con el movimiento dentario: 1) el tipo de sistema de fuerza necesario para producir un centro de rotación determinado y 2) las magnitudes de fuerza óptimas para el movimiento dentario. La resolución de estos problemas requiere una comprensión completa de las fuerzas y momentos que pueden actuar sobre los dientes y una exhaustiva documentación del movimiento dentario y la respuesta en el LPO.

Las fuerzas desarrolladas por un aparato de ortodoncia pueden determinarse mediante la medición directa con los instrumentos adecuados o, en parte, mediante cálculos matemáticos<sup>34,48,76,85</sup>. Los porcentajes de carga-deflexión de los resortes o alambres de ortodoncia pueden medirse con medidores electrónicos de fuerza o con dispositivos mecánicos. La mayoría de los aparatos de ortodoncia desarrollan un conjunto relativamente complicado de fuerzas y momentos. Por tanto, en los estudios clínicos son

útiles los aparatos de construcción simple, en los que las fuerzas se determinan de una manera más sencilla y exacta. Por la misma razón, un estudio clínico en el que las variables de fuerza están controladas tiende a proporcionar más información que los datos obtenidos a partir de los pacientes en una práctica ortodóncica rutinaria.

Los problemas inherentes al estudio de la respuesta de un diente sometido a un sistema de fuerzas son mucho más complicados de resolver que los que aparecen cuando simplemente se miden las fuerzas. Para describir la respuesta de un diente a las fuerzas las observaciones pueden realizarse a tres niveles: el nivel *clínico*, el nivel *celular y bioquímico* y el nivel de *fuerza-deformación*. El nivel clínico permite el estudio de fenómenos tales como el grado de movimiento dentario, la respuesta de dolor, la movilidad dentaria, la pérdida de hueso alveolar y la reabsorción radicular. Los niveles bioquímico y celular proporcionan información acerca de la dinámica de los cambios tisulares óseo y conectivo en el LPO<sup>56,57</sup>.

Tal vez el nivel más importante y menos comprendido sea el nivel de actividad de fuerza-deformación en el LPO. La capacidad para determinar con exactitud el nivel de presión (fuerza por unidad de área) en diferentes zonas del LPO puede suponer el mejor medio para correlacionar la

aplicación de la fuerza sobre un diente con la respuesta del mismo. Actualmente, es imposible colocar medidores de presión en el LPO para calcular la distribución de la tensión, por lo que el conocimiento de los fenómenos de presión debe basarse en otro tipo de estrategia. Por ejemplo, puede construirse un modelo matemático del diente y de las estructuras circundantes basándose en ciertas estimaciones y pueden calcularse los niveles de presión teóricos a partir de estos modelos si se conocen las fuerzas aplicadas al diente. Por desgracia, estos modelos matemáticos no son mejores que las estimaciones en las que están basados. Por tanto, siempre que fuera posible todos estos cálculos deberían verificarse con experimentos clínicos o animales.

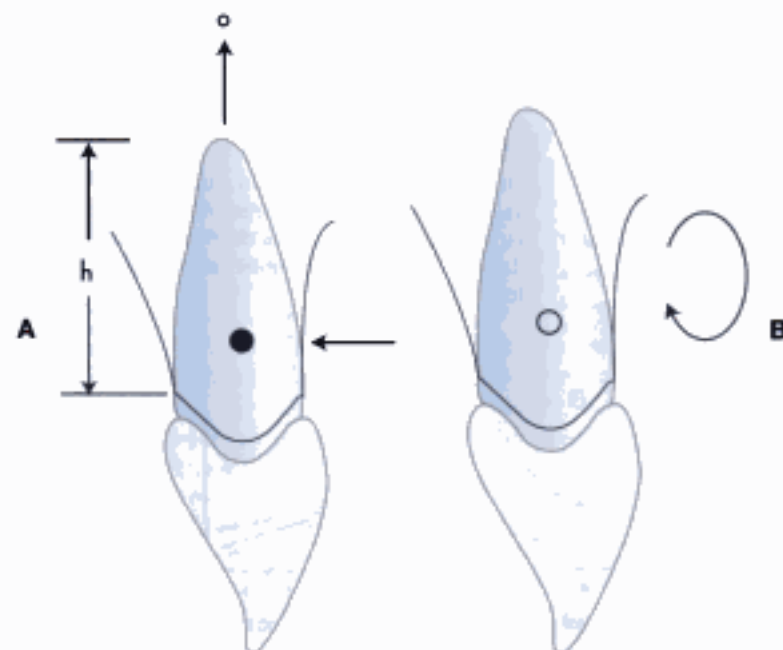
### Centros de rotación

El movimiento dentario suele describirse en términos generales: *inclinación*, *movimiento en masa del diente* y *movimiento radicular*. Pueden ofrecerse descripciones más específicas localizando un centro de rotación en relación con tres planos perpendiculares entre sí, que son: 1) un plano *bucolingual* o *labiolingual* orientado a través del eje mayor del diente, 2) un plano *mesiodistal* orientado también a través del eje mayor del diente y 3) un plano *transversal* que corta en ángulo recto los planos vestibulolingual y mesiodistal. Para definir por completo los cambios en la posición de un diente, debemos utilizar los tres planos de referencia. En aras de la simplicidad, la siguiente exposición considera representaciones bidimensionales del diente y, por tanto, se describe sólo un plano del espacio. Si se hacen ciertas presunciones acerca de las distribuciones de la fuerza (p. ej., una distribución uniformemente variable para la rotación pura y una distribución uniforme para la traslación pura), si se postula una relación lineal fuerza-deformación, y si se ignora la carga axial, es posible predecir

matemáticamente el sistema de fuerzas necesario para varios centros de rotación. Estos cálculos serán erróneos debido a que las realidades del diente y el LPO son diferentes de las presunciones ideales. Se utiliza un incisivo central típico para representar la aplicación de esta teoría a los centros de rotación. Debido a los objetivos de la presentación, no se utilizan los valores de fuerza reales.

Cuando un diente se traslada (movimiento en masa) se observa una distribución de la tensión a lo largo de la raíz relativamente uniforme. En términos de centros de rotación, el centro de rotación para la traslación se encuentra en el infinito (fig. 7-3, A). Una fuerza única que actúa a través del centro de resistencia de un diente produce la traslación pura de un diente. El centro de resistencia de un diente de raíz única y parabólica se calcula multiplicando la distancia desde la cresta alveolar al ápice por 0,33. El centro de resistencia coincide con el centroide, que en este caso es el centro geométrico de la parte de la raíz que está entre la cresta alveolar y el ápice. Por ello, una fuerza colocada cerca del centro de la raíz debería producir una traslación pura<sup>27,28</sup>.

Si se aplica un momento puro (una cupla o par de fuerzas) en cualquier parte del diente, se crea un centro de rotación cerca del centro de resistencia del diente. En la figura 7-3, B, el momento en el sentido de las agujas del reloj tiende a desplazar la corona en sentido lingual y la raíz en sentido vestibular, estando situado el centro de rotación cerca del centro de la raíz. A diferencia de la traslación pura, la rotación pura no produce una distribución uniforme de la tensión en el LPO, sino más bien una distribución variable uniformemente, con la mayor tensión en el ápice y la siguiente más elevada en la cresta alveolar. No hay tensión en el centro de resistencia. El centro de rotación se localiza en el nivel de la raíz donde la tensión es cero.



**Figura 7-3** Movimientos dentarios básicos.

**A**, Una fuerza que actúa a través del centro de resistencia de un diente produce traslación-centro de rotación en el infinito. **B**, Un par actuando sobre el diente produce un centro de rotación en el centro de resistencia.

La traslación pura (centro de rotación en el infinito) y la rotación pura (centro de rotación cerca del centro de resistencia) pueden ser consideradas los dos tipos básicos de desplazamiento dentario. Otros centros son una combinación de la rotación pura y la traslación pura; esto es, puede obtenerse cualquier centro de rotación combinando una fuerza simple a través del centro de resistencia de una raíz y un momento puro si se utiliza la razón fuerza-par adecuada<sup>52</sup>.

En la figura 7-4, A una fuerza lingual actúa a través del centro de resistencia del diente. Si se añade un par de fuerza (o cupla) en sentido horario, el centro de rotación se mueve desde el infinito hacia el centro de resistencia. Si la magnitud del par es pequeña (con respecto a la fuerza en el centro de resistencia), el centro de rotación pasa a situarse en el ápice radicular. A medida que aumenta la magnitud de la fuerza, el centro de rotación se desplaza desde el ápice hacia el centro de resistencia, y así, si el par sigue aumentando, el centro de rotación se va aproximando al centro de resistencia del diente. La magnitud relativa de la cupla y la fuerza que actúa a través del centro de resistencia determina el tipo específico de inclinación lingual del diente si la dirección del momento es en sentido horario.

Sin embargo, un momento antihorario más una fuerza que actúe a través del centro de resistencia coloca el centro de rotación en algún lugar entre el centro de resistencia y el infinito (fig. 7-4, B). Más específicamente, a medida que aumenta la razón par-fuerza, el centro de rotación se mueve desde el borde incisal hacia el nivel del bracket y finalmente se aproxima al centro de resistencia. El control del centro de rotación durante el movimiento dentario se basa, por tanto, en dos componentes: la aplicación de una fuerza simple a través del centro de resistencia del diente y el uso de un par de fuerzas de dirección y magnitud adecuadas<sup>74</sup>.

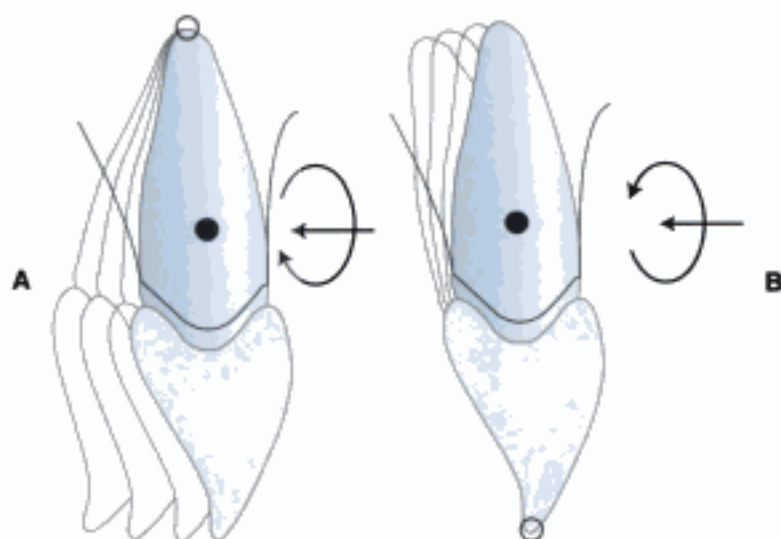
Sin embargo, en la mayoría de los casos las limitaciones anatómicas de la cavidad oral hacen que no sea práctico colocar un sistema de fuerzas a través del centro de resistencia. Por tanto, debe colocarse un sistema de fuerzas en la corona del diente (en un bracket o un tubo) que sea equivalente al par y la fuerza necesarios actuando a través

del centro de resistencia. Los dos sistemas de fuerza son equivalentes si las sumas de sus fuerzas individuales ( $F_x$ ,  $F_y$  y  $F_z$ ) son iguales y las sumas de sus momentos alrededor de cualquier eje de rotación son iguales.

Los siguientes sistemas de fuerza equivalentes, actuando sobre el bracket de un incisivo, son efectos típicos del cambio en la razón par-fuerza:

- Una fuerza única dirigida lingualmente aplicada sobre la corona de un diente produce un centro de rotación en algún punto entre el centro de resistencia y el ápice (fig. 7-5, A).
- Si se añade un momento en sentido antihorario (torsión lingual de la raíz) de magnitud suficiente, el centro de rotación se mueve al ápice (fig. 7-5, B).
- Si se aplica sobre el diente un momento adicional en la misma dirección, el centro de rotación se mueve hacia el infinito. En este caso, el diente se traslada, o se mueve en masa (fig. 7-5, C).
- Aumentos mayores en la magnitud del par colocan el centro de rotación incisal a la corona del diente (fig. 7-5, D), a continuación en el borde incisal y finalmente en el bracket.
- Cualquier incremento en el momento tiende a mover el centro de rotación hacia el centro de resistencia.

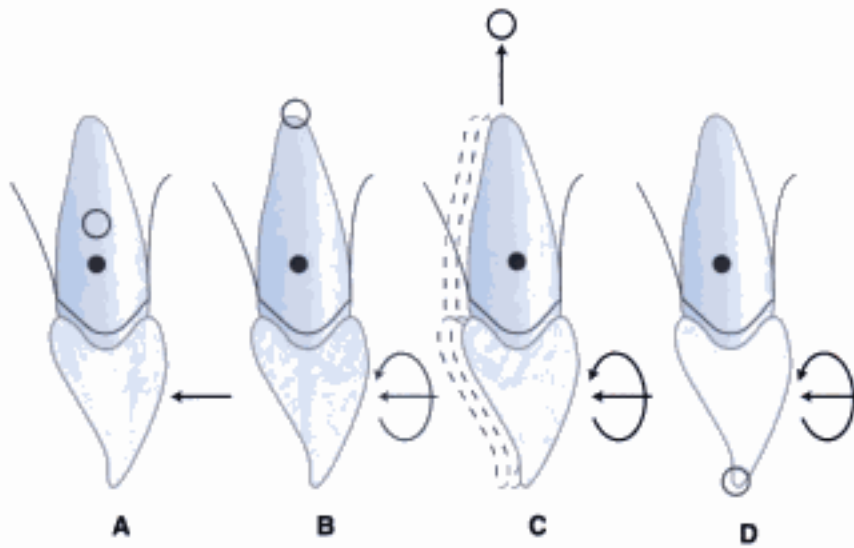
En la figura 7-6 la razón momento-fuerza ( $M/F$ ) se esquematiza gráficamente en relación al centro de rotación para raíces de incisivos de 7, 10 y 15 mm. El momento y la fuerza se aplican en el bracket. En todos los casos, la distancia del bracket a la cresta alveolar es de 6 mm. La dirección de la fuerza aplicada al incisivo es lingual (-) y el sentido del movimiento es una torsión de la raíz hacia lingual (+). A medida que la razón  $M/F$  se acerca a cero en los tres ejemplos, el centro de rotación se aproxima al centro de resistencia. Al ir aumentando la razón, el centro de rotación se encuentra en el ápice de la raíz, en el infinito, en el borde incisal, en el bracket y en la cresta alveolar. Al ir haciéndose la proporción infinitamente grande, el centro de rotación se aproxima al centro de resistencia. Una variación ligera en la razón  $M/F$  puede producir una diferencia sig-



**Figura 7-4**

Un par y una fuerza actuando a través del centro de resistencia. **A**, Una cupla negativa produce la inclinación lingual de la corona del incisivo. **B**, Una cupla positiva da lugar a un movimiento hacia lingual de la raíz del incisivo.





**Figura 7-5**

Una fuerza unitaria que actúa sobre la corona de un diente produce un centro de rotación (*círculo abierto*) ligeramente por debajo del centro de resistencia. **A**, Si se añaden pares cada vez mayores a la fuerza en la dirección mostrada de **B** a **D**, el centro de rotación se encontrará en el ápice (**B**), el infinito (**C**) o el borde incisal (**D**).

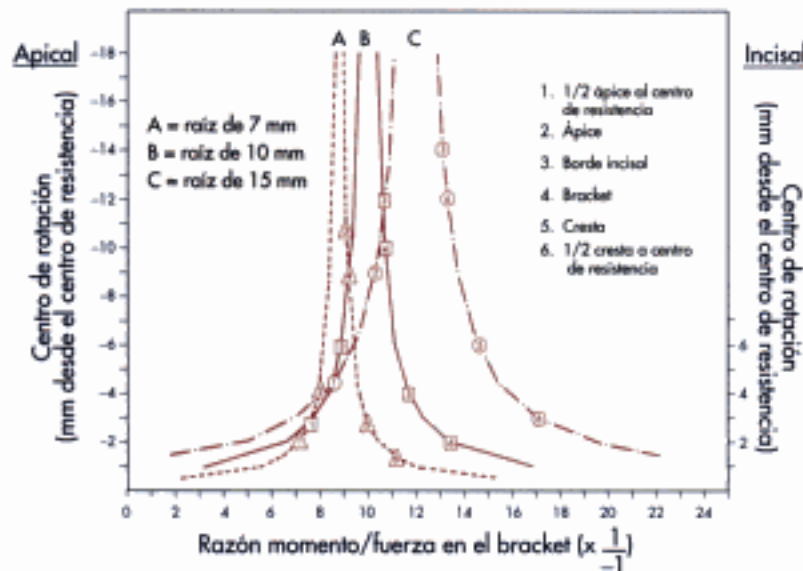
nificativa en la posición del centro de rotación, excepto con razones que producen centros de rotación que están cerca del centro de resistencia. Además, la misma razón M/F da lugar a centros de rotación diferentes dependiendo de la longitud de la raíz.

Nägerl y cols.<sup>60-63</sup> han desarrollado una teoría general del movimiento dentario basado en estimaciones acerca de la elasticidad lineal tridimensional. La teoría general establece que, en cualquier plano, la distancia (*a*) desde la fuerza aplicada hasta el centro de resistencia multiplicada por la distancia (*b*) desde el centro de resistencia hasta el centro de rotación equivale a una constante ( $\sigma^2$ ) que representa la distribución de las fuerzas de contención en el LPO. Como muestra la figura 7-7, independientemente de dónde se aplique la fuerza en un plano dado,  $\sigma^2$  permanece estable. La determinación experimental de  $\sigma^2$  ofrece la posibilidad de determinar los centros de rotación para unos determinados dientes con características morfológi-

cas similares, lo que debería minimizar el número de registros requeridos experimentalmente.

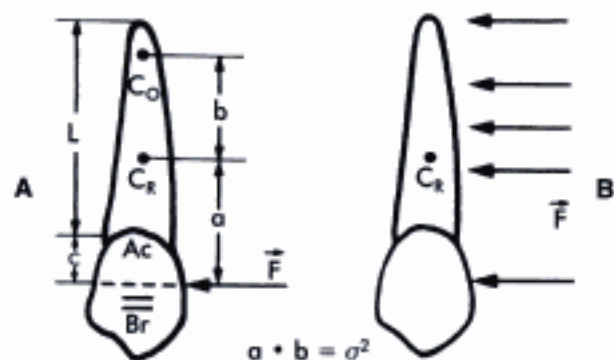
Los análisis precedentes tienen varias implicaciones clínicas:

1. La localización del centro de rotación depende de la razón entre el momento y la fuerza aplicados sobre el diente (razón M/F) y no del valor absoluto de ninguno de ellos. Por ejemplo, si se aplica una sola fuerza sobre la corona de un diente, el centro de rotación debería ser el mismo, independientemente de la magnitud de la fuerza. Una fuerza *ligera* o *intensa* tiende a mover de la misma manera la corona en una dirección y la raíz en otra. Esto contrasta claramente con la tan repetida idea de que las fuerzas más ligeras no desplazan los ápices radiculares tanto como las fuerzas más grandes. Esa idea sólo sería correcta si se aplicara un momento adecuadamente dirigido, además de una fuerza al diente en cuestión. Si los momentos fueran idénticos, el diente



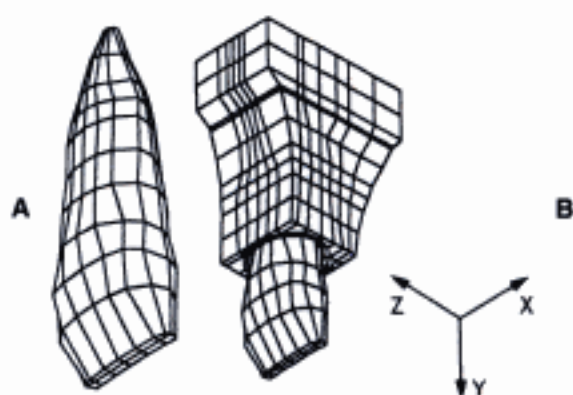
**Figura 7-6**

Razón momento-fuerza esquematizado frente a los centros de rotación de las longitudes de las raíces de tres incisivos. Obsérvese que valores momento/fuerza idénticos producen centros de rotación diferentes si varía la longitud de la raíz.



**Figura 7-7**

**A.** Una teoría general sobre el movimiento dentario establece que el producto de las distancias *a* por *b* equivale a  $\sigma^2$ . **B.**  $\sigma^2$  es una constante cuando las fuerzas unitarias son paralelas y actúan en el mismo plano. Cualquiera de las fuerzas individuales mostradas en **B** produce la misma  $\sigma^2$ . (Reproducida de Nagerl H, Burnstone CJ y cols.: Am J Orthod 49:337, 1991.)

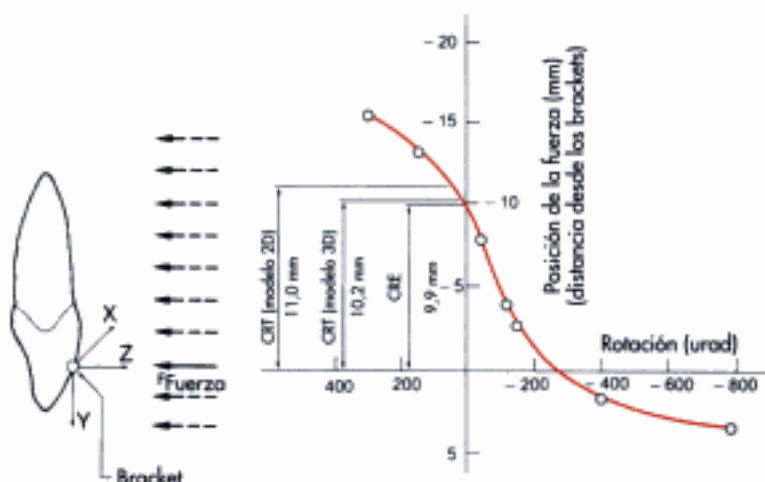


**Figura 7-9**

Modelo tridimensional para el diente **(A)** y el sistema diente-ligamento periodontal-hueso alveolar **(B)**. (Reproducida de Tanne K, Koenig HA, Burnstone CJ: Moment to force ratios and the center of rotation, Am J Orthod Dentofacial Orthop, 94(5):426-431, 1988.)

**Figura 7-8**

Centro de rotaci3n medido desde el centroide del parabol3ide de revoluci3n (*h*/3) como una funci3n de la raz3n momento/fuerza en el bracket. El centro de rotaci3n se aproxima al infinito a medida que la l3nea de acci3n de la fuerza aplicada se aproxima al centroide. CRT, Centro de resistencia te3rico; CRE, centro de resistencia experimental.



que recibiera la fuerza menor, posiblemente sufriría un mínimo desplazamiento radicular<sup>35</sup>. Investigaciones recientes sugieren que, si se desarrollan razones M/F idénticos sobre un diente, el centro de rotación podría no ser exactamente idéntico. Fuerzas simples más intensas sobre la corona tienden a mover el centro de rotación ligeramente hacia apical más que oclusalmente.

- La razón M/F es crucial para el establecimiento de un centro de rotación. Pequeños errores en el cálculo de esta razón pueden cambiar el tipo de movimiento dentario efectuado. Debido a que también se alteran las distribuciones de la tensión en el LPO, puede verse afectada la facilidad del movimiento dentario.
- La razón carga-deflexión de la fuerza que actúa sobre la corona y el grado de deflexión (angular) en forma de torsión del momento pueden ser, a menudo, diferentes. Por ejemplo, si una fuerza lingual se disipa más rápidamente que el momento (torsión), el centro de rotación

cambia. En este caso el centro de rotación se desplaza, en vez de permanecer constante, debido al cambio en la razón M/F.

La holografía con láser es una técnica nueva y no invasiva para el estudio en detalle del movimiento dentario<sup>19,27,28,65</sup>. En la figura 7-8 se muestra gráficamente la localización del centro de rotación frente a la razón M/F para un incisivo central maxilar típico. Las curvas experimentales son similares a las obtenidas a partir de la teoría expuesta con anterioridad.

Además de la metodología analítica y la holografía con láser, se han utilizado técnicas numéricas para determinar los centros de rotación bajo diferentes condiciones de carga y para estimar la tensión en el LPO. Estas técnicas emplean un método tridimensional de elementos finitos. El diente y el proceso alveolar se fragmentan en elementos (fig. 7-9), determinando con exactitud la forma y el comportamiento mecánico constitutivo de cada

uno de ellos. Utilizando supuestos de fuerzas sobre los dientes se determinan los centros de rotación<sup>73,79,81,82</sup>.

Al ir aumentando los conocimientos de los investigadores, los modelos matemáticos más refinados proporcionarán al clínico buenas estimaciones de las razones M/F necesarias para producir los centros de rotación requeridos para dientes de configuraciones geométricas y soportes periodontales diferentes, así como para grupos de dientes o segmentos.

La falta de conocimiento acerca de la variación de la morfología y soporte dentarios no debería disuadir a los clínicos de intentar hacer sus mejores estimaciones sobre la relación entre las fuerzas ejercidas por un aparato y los centros de rotación producidos. La comprensión de la teoría básica puede guiar al clínico en el ajuste de los aparatos cuando se obtienen centros de rotación no deseados.

Nägerl y cols.<sup>61,62</sup> han desarrollado un concepto de movimiento dentario que no es tan limitado tridimensionalmente como el centro de rotación. El movimiento dentario es visto como un tornillo orientado en un sistema de coordenadas. El tornillo forma un eje alrededor del cual el diente rota y la traslación puede producirse fuera o dentro a lo largo de dicho eje.

### Magnitud de la fuerza y velocidad de movimiento dentario

En ortodoncia ha existido un debate considerable centrado en la relación entre la magnitud de la fuerza y la velocidad de movimiento dentario<sup>35,56,75,77,88</sup>. El éxito en estas correlaciones es más seguro si, en lugar del valor del desplazamiento total (desplazamiento absoluto), se utiliza la velocidad de desplazamiento dentario. Se define la *velocidad de movimiento dentario* como el desplazamiento de un diente por unidad de tiempo y suele medirse en milímetros por hora, por día o por semana. A medida que los incrementos de tiempo son más cortos, la dinámica del movimiento dentario resulta más clara, por lo que se prefieren los registros diarios a los semanales o mensuales.

Puede establecerse la velocidad diaria media dividiendo el desplazamiento absoluto entre el número de días cuando las mediciones se efectúan a intervalos menos frecuentes que los diarios. Estos métodos tienden a aplanar las curvas y a eliminar gran parte de la fluctuación en la velocidad que se observa cada día. Con fines prácticos, si no pueden medirse los incrementos diarios del movimiento (como es el caso de muchos estudios clínicos), deben utilizarse velocidades medias de movimiento dentario. Sin embargo, cuando se utilizan velocidades medias deben tenerse siempre en mente sus limitaciones.

Pueden estudiarse dos relaciones entre fuerza y velocidad. Un enfoque relaciona la magnitud de la fuerza con el desplazamiento dentario. El otro, quizá el más lógico, intenta relacionar el fenómeno fuerza-deformación en el LPO (fuerza por unidad de área y desplazamiento por unidad de longitud) con el desplazamiento dentario. Hasta que se disponga de métodos experimentales mejores, este último método presenta ciertas limitaciones por el hecho de que los valores fuerza-tensión deben calcularse a partir

de modelos matemáticos y no directamente por experimentación en seres vivos.

La dificultad para correlacionar fuerzas con movimientos dentarios se complica debido al gran número de variables que pueden influir en el grado de desplazamiento dentario recogido. Las fuerzas del tejido conjuntivo que operan a través de las fibras gingivales y transeptales o las fuerzas de la lengua, la musculatura perioral y los músculos de la masticación pueden alterar el sistema de fuerzas que actúa sobre los dientes. Por estas razones, aún no es posible hacer afirmaciones definitivas acerca de la relación entre la fuerza y el desplazamiento dentario. Podrá realizarse una discusión más completa sobre el tema cuando aumente la experimentación en este campo (v. cap. 6).

Si se coloca una fuerza relativamente constante sobre un diente, se obtiene una gráfica típica cuando se representa el grado de movimiento dentario con respecto al tiempo (fig. 7-10). Pueden diferenciarse tres fases en el movimiento dentario: la fase inicial, la fase de retardo y la fase posretardo. La *fase inicial*, que se caracteriza por un período de movimiento dentario rápido, suele durar unos pocos días. El comienzo del desplazamiento inmediatamente después de la aplicación de una fuerza y su rapidez sugieren que el movimiento dentario en la fase inicial representa en gran parte el desplazamiento del diente en el espacio periodontal. Sigue inmediatamente a la fase inicial la *fase de retardo*, durante la cual el diente no se mueve o muestra muy poco desplazamiento. Se han postulado varias explicaciones para la presencia de un período de retardo. Algunos investigadores han sugerido que el retroceso se debe a la desvitalización (hialinización) del LPO en zonas de tensión máxima y a que no se puede produ-

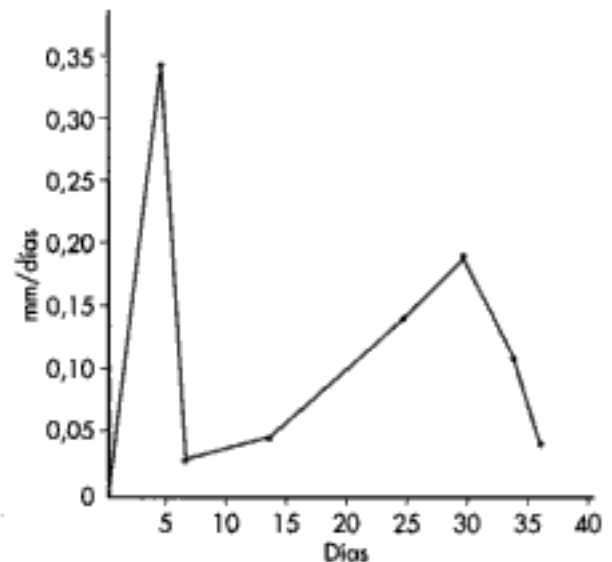


Figura 7-10

Gráfica típica del movimiento dentario en la que se representa el grado de movimiento con respecto al número de días transcurridos desde la aplicación de una fuerza continua (125 g). Son velocidades correspondientes al cierre recíproco de un diastema entre dos incisivos centrales.

cir ningún movimiento dentario hasta que los procesos celulares han retirado la zona de desvitalización<sup>67,70,75</sup>. Otros creen que este período puede representar el intervalo necesario para la absorción del hueso compacto más grueso de la lámina dura, lo que podría explicar la reducción de la velocidad de movimiento. La tercera fase del movimiento dentario, la *fase posretardo*, se produce cuando la velocidad de movimiento dentario aumenta gradual o súbitamente (v. caps. 5 y 6).

Es impresionante la gran variación de la respuesta en el movimiento dentario ante fuerzas relativamente idénticas. Sin embargo, esto no es sorprendente debido a que la fuerza aplicada a un diente es una más de las variables que determinan su desplazamiento. Si a un diente se le aplicara una fuerza constante, se podría esperar que éste se moviera a una velocidad constante a través del proceso alveolar. Por el contrario, las mediciones clínicas muestran una falta de constancia en la velocidad no sólo durante las fases inicial y de retroceso, sino también durante el movimiento dentario posterior.

La cuestión crucial en el tratamiento ortodóncico es la relación entre la magnitud de la fuerza y el grado de movimiento dentario. La relación más obvia y atractiva sería la lineal, en la que más fuerza implica un mayor movimiento dentario. A pesar de lo interesante que pueda resultar la simplicidad de esta suposición, no se corresponde con los hechos observados histológica y clínicamente en todas las fases del movimiento dentario.

Durante la primera parte de la fase inicial, cuando el diente se mueve a través del espacio periodontal, puede existir algo parecido a una relación lineal. Al ir aumentando los niveles de tensión en el LPO, se espera que se produzca un movimiento dentario más rápido. Por ello, una fuerza ligera puede necesitar días para mover un diente a través de la anchura del LPO, mientras que una fuerza mayor, como la de un separador dental, puede conseguir los mismos resultados en segundos. Las respuestas a las fuerzas ligeras e intensas no son muy diferentes si se mide el desplazamiento absoluto a los 2 o 3 días o si se calcula la velocidad media para un período similar.

En la figura 7-11 se muestran las velocidades medias de movimiento dentario frente al número de días tras la inserción de un aparato de fuerza continua. La aplicación de 10 y 200 g de fuerza sobre un incisivo central produce una respuesta inicial similar. Fuerzas bastante ligeras pueden, aparentemente, mover un diente a través de una gran parte de la anchura del LPO. Tras conseguir esto, puede esperarse que fuerzas mayores produzcan una compresión adicional del ligamento. Esta compresión adicional es de menor magnitud que el movimiento dentario inicial y, por tanto, no es evidente en mediciones groseras del movimiento dentario. Variables como la anchura del LPO son mucho más importantes que la magnitud de la fuerza a la hora de determinar el desplazamiento inicial absoluto de un diente.

Durante la fase de retardo del movimiento dentario se observan dos procesos en las áreas de presión: la reabsorción directa que puede producirse en la superficie ósea que mira hacia la raíz; o la reabsorción indirecta (socavamiento) que puede comenzar en los espacios medulares y

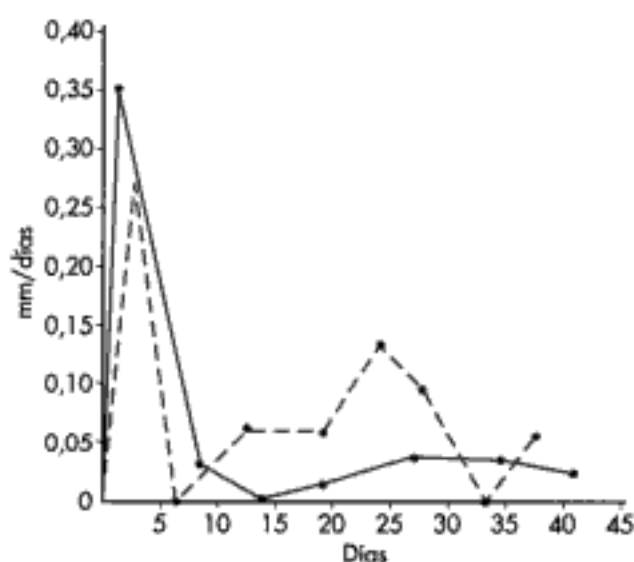


Figura 7-11

Velocidades de movimiento dentario con aplicaciones de fuerzas diferentes (línea discontinua, 200 g; línea continua, 10 g). Las velocidades dadas son para el cierre recíproco de un diastema entre dos incisivos centrales.

avanza hacia el diente<sup>67,70</sup>. Actualmente, lo mejor que puede esperarse es el desarrollo de una hipótesis de trabajo para explicar y relacionar estos cambios óseos con los niveles de tensión en el LPO. Hasta que se disponga de datos para correlacionar los niveles de tensión medidos o calculados con la reabsorción ósea observada histológicamente, suposiciones de este tipo deben considerarse provisionales. Si se aplican fuerzas pequeñas sobre el LPO, teóricamente no se producirán cambios óseos. Si aumenta el nivel de fuerza, se alcanzará un punto en el que comenzará la reabsorción ósea (es decir, un nivel de tensión umbral). No se sabe nada acerca del nivel de tensión que puede iniciar la reabsorción y aposición óseas. Clínicamente, sin embargo, magnitudes de fuerza relativamente pequeñas (p. ej., 10 g o menos en los incisivos maxilares) pueden inclinar los dientes<sup>43</sup>. Si de hecho existe, parece que la fuerza umbral (la fuerza más baja posible que moverá un diente) tiene una magnitud baja, al menos para movimientos de inclinación sencillos. Puede esperarse que una tensión en el LPO por encima del nivel umbral aumente la cantidad de reabsorción frontal en el proceso alveolar. Al ir aumentando el valor de tensión, puede esperarse que disminuya la actividad celular debido a que las zonas de tensión máxima soportan una mayor compresión de los vasos sanguíneos y de los elementos celulares. Histológicamente, estas zonas aparecen hialinizadas y pueden ser descritas como, al menos, parcialmente no vitales. Lógicamente, la reabsorción ósea disminuye también debido a que dicha reabsorción ósea directa requiere tejido conjuntivo vital. En cambio, la reabsorción por socavamiento (indirecta) va asociada a una tensión elevada en el LPO y es una respuesta a un área de tejido conjuntivo comprimido y no vital.

A niveles más bajos de tensión se produce una reabsorción indirecta pequeña; de hecho, puede producirse aposición ósea en los espacios medulares. Al aumentar el nivel de tensión se incrementa también la magnitud de respuesta celular, pero también aquí interviene un factor limitante. Una fuerza puede ser sólo lo suficientemente grande para desplazar un diente contra el proceso alveolar; cuando esto ocurre, el nivel de tensión es limitado y para este intervalo concreto de fuerza no se puede esperar un estímulo mayor para la reabsorción indirecta.

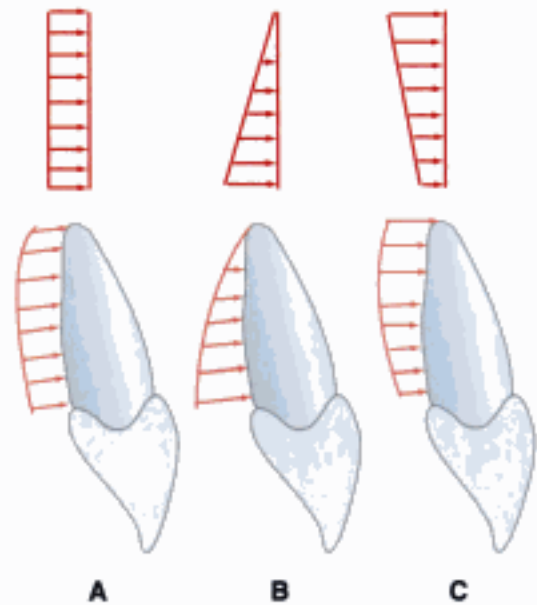
En la mayoría de las situaciones clínicas, el desplazamiento dentario después de la fase de retroceso se debe a una combinación de reabsorción directa e indirecta. Los cambios en el hueso y el tejido conjuntivo concomitantes en las áreas de tensión se producen más frecuentemente tras la reabsorción de hueso en las regiones de presión existentes.

¿Cuál es, entonces la relación entre la magnitud de la fuerza y el grado de movimiento dentario? Con magnitudes de fuerza más bajas, la mayoría de los incrementos de la fuerza aumentan el grado de movimiento dentario. A magnitudes mayores, los aumentos de la fuerza son responsables en particular de la hialinización del LPO y resultan en una fase de retroceso más larga. Finalmente, la reabsorción con socavamiento elimina la zona de hialinización y el diente se mueve rápidamente hacia el espacio recién creado. Por estas razones, un amplio rango de fuerzas –de ligeras a intensas– puede mover los dientes rápidamente siempre que la fuerza sea continua.

Las fuerzas más ligeras tienden a mover los dientes gradualmente; las fuerzas más grandes producen una fase de retroceso considerable seguida de un período de movimiento rápido. Durante un período largo, la tasa media de movimiento para fuerzas continuas intensas puede ser mayor que la observada con fuerzas continuas ligeras. La complejidad de los cambios tisulares y el gran número de variables sugieren que la postulación de una relación simple entre la magnitud de la fuerza y el grado de movimiento dentario está llena de dificultades inherentes.

Una de las variables a considerar a la hora de evaluar la magnitud de la fuerza y el grado de movimiento es el tipo de movimiento dentario (centro de rotación). Para fuerzas idénticas aplicadas sobre la corona de un diente pueden obtenerse centros de rotación diferentes modificando el par de fuerzas aplicado. Aunque la fuerza siga siendo la misma, el cambio en el momento modifica la distribución de la tensión a lo largo del LPO. Imaginémonos un modelo simple del diente en su alveolo (se asume una relación fuerza-deformación lineal en el LPO). En aras de la simplicidad, el modelo tiene un LPO de grosor uniforme y paredes alveolares lisas. Esto simplifica sobremanera la naturaleza del diente y sus estructuras circundantes; el LPO no tiene un espesor uniforme y la lámina dura es una placa cribiforme irregular atravesada por múltiples orificios. A pesar de ello, el modelo del diente –aun con todas sus dificultades– puede ser el más útil a la hora de comparar la distribución de la tensión en los diferentes tipos de movimiento dentario.

En la traslación pura (movimiento en masa del diente) se observa una distribución de la presión relativamente



**Figura 7-12**

Distribución teórica del esfuerzo en el ligamento periodontal. **A**, Traslación. **B**, Centro de rotación en el ápice. **C**, Centro de rotación en el borde incisal. La magnitud de la fuerza es idéntica en las tres situaciones.

uniforme sobre el LPO (en realidad, las variaciones en el grosor del LPO alteran la distribución de la presión). La figura 7-12 muestra una distribución imaginaria de la presión para un sistema de fuerzas que causan la traslación de un incisivo central en sentido lingual. Si disminuye el momento sobre la corona, el centro de rotación se desplaza desde el infinito hacia el ápice del diente. Aunque la fuerza lingual sea idéntica a la utilizada para el movimiento en bloque, la distribución de la tensión cambia considerablemente. En el movimiento de inclinación con el centro de rotación en el ápice, la presión máxima se encuentra en la cresta alveolar y es de una magnitud mucho mayor que la observada en la traslación. Si el momento aumenta más allá de la cantidad requerida para la traslación, el centro de rotación se desplaza desde el infinito hasta el borde incisal. Con el centro de rotación en el borde incisal se observa una vez más una distribución no uniforme de la tensión. En este caso, la tensión máxima está en el ápice y es mayor que la tensión encontrada en la traslación. Debe enfatizarse que en los tres procesos (traslación, inclinación en el ápice y rotación alrededor del borde incisal) la fuerza hacia lingual es idéntica.

Para desarrollar el mismo nivel de tensión máxima del movimiento en masa del diente que el visto en la rotación alrededor del ápice y del borde incisal, deben aumentarse la fuerza hacia lingual y el momento aplicados sobre la corona del diente. El centro de rotación es un factor importante que determina la distribución de la fuerza sobre el LPO y, en consecuencia, el grado y tipo de reacción celular. Por tanto, siempre que se intente relacionar la magnitud de la fuerza con el grado de movimiento dentario, ha de

Figura 7-13

Niveles oclusogingivales (A a D) y puntos horizontales (1 a 10) en los que se determinaron los esfuerzos mayores. (Reproducida de Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92:499, 1987.)

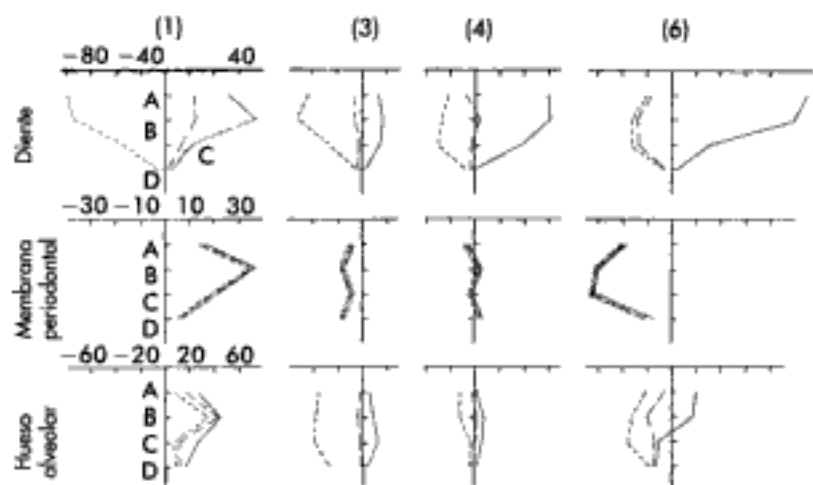
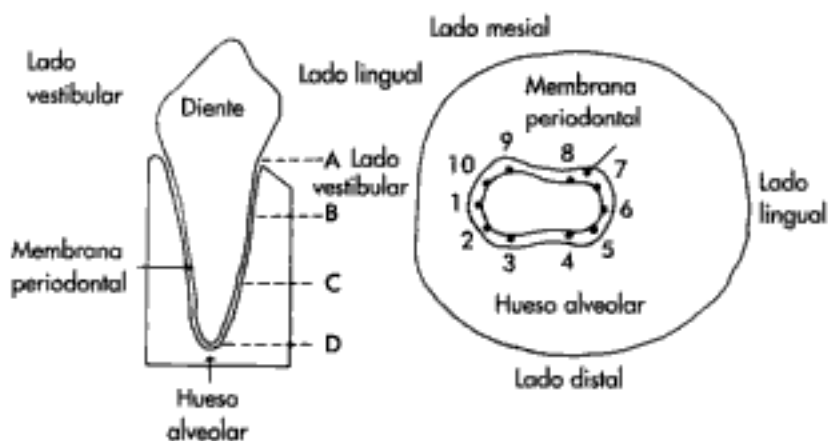


Figura 7-14

Distribución del esfuerzo ( $\text{g}/\text{cm}^2$ ) en una situación de carga para una fuerza lingual de 100 g y un par de fuerza por vestibular de la corona de 858,5  $\text{g}/\text{mm}$  ( $C_2$ ). Se muestran tres valores de esfuerzo principales, máxima (—), intermedia (— · —) y mínima (---), para cuatro puntos significativos (1, 3, 4 y 6) en varios niveles oclusogingivales (A a D). (Reproducida de Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Am J Orthod Dentofacial Orthop, 92:499, 1987.)

definirse bien el sistema de fuerzas. Esto requiere poseer conocimientos no sólo de la magnitud sino también de la constancia de todas las fuerzas y momentos que actúan sobre la corona de un diente.

La figura 7-13 muestra un diente en el que se estudió la fuerza absorbida utilizando el método del elemento finito. Si se aplica una fuerza para que produzca traslación, como se muestra en la figura 7-14, se ve claramente que la absorción de fuerzas no es tan uniforme como se describía en las explicaciones simplistas dadas anteriormente<sup>32,79,80,86,89</sup>. Las explicaciones simplistas pueden ayudar a comprender las formas en que las distribuciones de las fuerzas absorbidas varían con una misma magnitud de fuerza aplicada. Ha de recordarse, sin embargo, que un diente es un cuerpo tridimensional e irregular en el que la distribución de la absorción de fuerzas es más complicada, incluso durante la traslación.

No todas las variables que influyen en la velocidad del movimiento suponen niveles de fuerza en el LPO. Algunas

afectan a la estructura del hueso de soporte del proceso alveolar. La observación clínica sugiere también una gran variación en la respuesta del tejido conjuntivo a la fuerza recibida para el movimiento ortodóncico del diente. La respuesta de los tejidos a la tensión mecánica sigue sin estar clara. Sin embargo, están empezando a comprenderse mejor los mecanismos biomecánicos por los que la fuerza y la deformación producen reabsorción y aposición óseas. La deformación, mediante mediadores bioquímicos, como las prostaglandinas, y los efectos piezoeléctricos podría ser responsable de la respuesta biológica a las fuerzas ortodóncicas.

### Relación de la magnitud de la fuerza con el dolor y la movilidad dentaria

Tras la inserción de un aparato de ortodoncia activo pueden aparecer dolor y molestias. Es difícil evaluar objetivamente el dolor debido a que la respuesta dolorosa viene determinada por el sistema nervioso central y por cambios

en los tejidos locales. Sin embargo, y de manera no sorprendente, se encuentra un amplio rango de reacciones al dolor entre individuos a los que se han aplicado fuerzas similares en los dientes.

Para evaluar la relación entre la fuerza y el dolor es útil disponer de una clasificación de la respuesta al dolor, en la que se describen tres grados. El dolor de *primer grado* es producido sólo por una presión fuerte producida en el diente con un instrumento tal como un asentador de bandas o un calibrador de fuerza. Suele provocarse una respuesta de primer grado más fácilmente colocando una fuerza en la misma dirección de la fuerza producida por el aparato. El paciente no suele sufrir dolor de primer grado a menos que los dientes que están siendo movidos con el aparato de ortodoncia se manipulen. La respuesta dolorosa de *segundo grado* se caracteriza por dolor o molestias durante la masticación o al apretar con fuerza los dientes. El paciente todavía es capaz de masticar una dieta normal sin dificultad. Si se presenta dolor espontáneo o el paciente es incapaz de masticar comida de una consistencia normal, tendremos una respuesta de *tercer grado*. La interpretación adecuada de los datos de dolor requiere probar la respuesta del paciente a fuerzas intensas colocadas sobre los dientes antes de comenzar el tratamiento de ortodoncia. De esta manera, el paciente influye, e incluso controla, el dolor y molestias futuros.

Los dos tipos de dolor basados en el tiempo de aparición son el *dolor inmediato* y el *dolor diferido*. Las respuestas de dolor inmediato se asocian a la aplicación repentina de fuerzas intensas sobre un diente. Por ejemplo, un ligadura en ocho fuerte entre incisivos separados suele provocar una reacción de dolor agudo que va cediendo gradualmente. Algunas horas después de un ajuste ortodóncico puede evidenciarse una respuesta diferida. Las respuestas de dolor diferido se deben a diversos valores de fuerza, de ligeros a intensos, y representa una hiperalgesia del LPO. El grado de respuesta suele disminuir con el tiempo. Se observa un gradiente descendente cuando, por ejemplo, la reacción al dolor pasa de una respuesta de tercer a segundo grado y finalmente a una respuesta de primer grado o de grado cero. Aunque suele observarse un gradiente de este tipo, se presentan situaciones en las que la reacción de dolor aumenta súbitamente, sin razón aparente, varios días después de aplicar una fuerza continua.

Por lo general, la magnitud de la fuerza aplicada a un diente tiene una correlación clara con la experiencia de dolor que tenga el paciente. Estudios clínicos han demostrado que la incidencia de dolor de segundo y tercer grado es mayor si sobre el diente se aplican fuerzas más intensas. Con una fuerza intensa no es sólo evidente un grado mayor de dolor, sino que también es mayor el número total de días en los que se observa una respuesta anormal de dolor. Esto no implica, sin embargo, que exista una relación lineal.

La generalización de que fuerzas mayores producen grados mayores de dolor durante períodos de tiempo más largos es una simplificación excesiva. Como con el grado de movimiento del diente, la magnitud de la fuerza es sólo uno de los factores que determinan la respuesta final del paciente.

La comprensión del fenómeno doloroso acaecido durante el tratamiento de ortodoncia se oscurece también por la escasez de conocimientos acerca de la razón exacta por la que se produce este dolor. Esta dificultad se ve agravada por el hecho de que el LPO no tiene fibras de dolor. Cuando se conozca el mecanismo de producción del dolor durante los movimientos dentarios, los ortodontistas comprenderán mejor la relación entre la fuerza y la respuesta dolorosa.

### Fuerza y tensión (fuerza absorbida) óptimas

Se ha considerado ya el efecto de la razón par-fuerza sobre el centro de rotación de un diente que se mueve. Otra cuestión que posee un gran significado clínico hace referencia a la magnitud adecuada de fuerza y cupla para conseguir la respuesta más deseada. En otras palabras, ¿qué magnitudes de fuerza son óptimas para el movimiento del diente?<sup>46,47,68</sup>

Desde un punto de vista clínico, una fuerza óptima es la que produce un movimiento dentario rápidamente sin molestias ni daño tisular (en particular, pérdida de hueso alveolar y reabsorción radicular) para el paciente. Desde un punto de vista histológico, una fuerza óptima es la que produce un nivel de tensión en el LPO que, básicamente, mantiene la vitalidad del tejido en toda su longitud y que inicia una respuesta celular máxima (aposisión y reabsorción). Por tanto, las fuerzas óptimas producen la reabsorción directa del proceso alveolar. Debido a que las fuerzas óptimas no necesitan tiempo para su reparación, aparentemente se las puede hacer actuar continuamente.

Los estudios histológicos que correlacionan las fuerzas sobre la corona o la tensión en el LPO con las respuestas tisulares son muy útiles a la hora de establecer los niveles de fuerza óptima en diferentes situaciones. Por desgracia, la dificultad inherente a la obtención de material humano es un factor limitante de este tipo de investigación. A nivel clínico, donde hay mucho material disponible, el ortodontista se ve limitado a la observación de grandes cambios óseos y dentarios o a los síntomas del paciente. Esto no implica que la observación clínica cuidadosa no sea útil para determinar las fuerzas óptimas. La ausencia de dolor, la movilidad mínima y la ausencia de un período de retardo considerable inmediatamente después del ajuste del aparato son las respuestas clínicas que sugieren unos niveles de tensión deseables en el LPO. Es peligroso utilizar la velocidad del movimiento dentario como indicador único de la fuerza óptima. La velocidad es engañosa porque las fuerzas continuas tanto intensas como ligeras pueden mover los dientes rápidamente. Con esto tampoco se quiere afirmar que si los dientes se mueven rápidamente las fuerzas utilizadas son óptimas. Son necesarios estudios histológicos y clínicos a largo plazo para definir con más precisión la naturaleza de la fuerza óptima.

A pesar de que el estudio de la biomecánica del movimiento dentario parece muy prometedor, el estudio de las formulaciones matemáticas para describir los fenómenos biológicos es arriesgado debido a que la simplificación matemática excesiva de estructuras y relaciones vitales varia-

bles, muy dinámicas, además de informar puede llevar a errores. Por tanto, deben cotejarse las hipótesis biomecánicas con observaciones hechas a niveles clínico e histológico. Este tipo de abordaje multidisciplinario ofrece la mejor esperanza para resolver los problemas ortodóncicos que afectan a los sistemas de fuerzas y al movimiento dentario.

## EL APARATO ORTODÓNCICO

Al diseñar cualquier aparato de ortodoncia, el ortodoncista empieza suscribiéndose a ciertas premisas acerca de la naturaleza de un sistema de fuerzas óptimo para mover los dientes. Un sistema de fuerzas óptimo es aquel que: 1) controla exactamente el centro de rotación del diente durante el movimiento dentario, 2) produce niveles óptimos de tensión en el LPO y 3) mantiene un nivel relativamente constante de tensión mientras el diente se mueve de una posición a la siguiente. En aras de la discusión, asúmase que estos objetivos para el aparato de ortodoncia son correctos; ha de decidirse entonces qué se necesita para diseñar un aparato que desarrolle este tipo de sistema de fuerzas.

### Miembros activo y reactivo

Puede considerarse que un aparato de ortodoncia tiene al menos un miembro *activo* y un miembro *reactivo*. El miembro activo es la parte implicada en el movimiento del diente, mientras que el miembro reactivo sirve como anclaje y engloba los dientes que no serán desplazados. A veces, un miembro puede jugar un papel activo y reactivo simultáneamente. Por ejemplo, éste es claramente el caso cuando se utiliza un anclaje recíproco.

A nivel subclínico, los tres objetivos principales son controlar el centro de rotación del diente, producir niveles de tensión deseables en el LPO y mantener un nivel relativamente constante de tensión. A un nivel clínico de observación, importan las fuerzas y momentos producidos por un aparato de ortodoncia. De interés específicamente son tres características importantes que afectan a miembros activos y reactivos: 1) la razón M/E, 2) la razón carga-deflexión y 3) la fuerza o momento máximos de cualquier componente del aparato.

#### Razón momento-fuerza

Para producir tipos diferentes de movimientos dentarios, la relación entre el momento y la fuerza aplicada sobre la corona debe cambiar. Al modificarse la razón M/E el centro de rotación cambia. La inclinación de la corona, la traslación y el movimiento radicular son ejemplos de diferentes tipos de movimiento dentario que pueden producirse con la razón M/F adecuada. La cuestión importante que el ortodoncista debe recordar es que en pocos casos puede producirse el movimiento deseable en el diente aplicando una fuerza simple sobre la corona. Si se toma en consideración un aparato de ortodoncia moderno, un miembro activo debe ser capaz de producir el momento y la fuerza deseados.

La razón M/F es igualmente significativa en el miembro reactivo del aparato. Por ejemplo, si el clínico pretende

preservar el anclaje de los segmentos posteriores en un caso de extracciones, es deseable introducir un momento que tienda a mover las raíces hacia delante y las coronas hacia atrás de manera que, combinado con las fuerzas mesiales que actúan en los segmentos posteriores, se consiga una distribución más uniforme de la tensión en el LPO. Esta distribución más uniforme de la tensión en el segmento posterior minimiza el desplazamiento hacia delante. El doblez *tip-back* es un ejemplo en el que se añade un momento de este tipo al segmento posterior para reforzar el anclaje. En resumen, la razón M/F determina el control que tiene el aparato de ortodoncia sobre las unidades activa y reactiva, controlando específicamente el centro de rotación del diente o de un grupo de dientes.

#### Razón carga-deflexión

La segunda característica de un aparato de ortodoncia, la razón carga-deflexión (o de momento-torsión), es un factor en el desarrollo de una fuerza relativamente constante<sup>6</sup>. Por definición, la razón carga-deflexión define la fuerza producida por unidad de activación. A medida que disminuye la carga-deflexión para un diente que se mueve bajo una fuerza aplicada continuamente, se reduce también el cambio en el valor de la fuerza. Para miembros activos es deseable una carga-deflexión baja por dos razones importantes: 1) un mecanismo con una relación carga-deflexión baja mantiene un nivel de tensión más deseable en el LPO debido a que la fuerza sobre un diente no cambia radicalmente de magnitud cada vez que el diente se desplaza y 2) un miembro con una tasa carga-deflexión baja ofrece una mayor exactitud a la hora de controlar la magnitud de la fuerza. Por ejemplo, si se utiliza un resorte con una carga-deflexión elevada (p. ej., un asa vertical de arco de canto), la tasa carga-deflexión podría ser 1.000 g/mm, lo que significa que un error en el ajuste de 1 mm en la activación produce un error en el valor de la fuerza de unos 1.000 g. Sin embargo, si se utiliza un resorte de carga-deflexión baja —como uno con una tasa de 10 g/mm— un error de 1 mm en la activación afecta al valor de la fuerza en sólo 10 g. Los miembros flexibles con razones de carga-deflexión bajas requieren valores mayores de activación para producir valores óptimos de fuerza, dándole, por tanto, al ortodoncista un control mayor sobre la magnitud de la fuerza utilizada.

Si es deseable una tasa carga-deflexión baja para el miembro activo del aparato, lo contrario es cierto para el miembro reactivo. El miembro reactivo debería ser relativamente rígido, es decir, debería tener una razón carga-deflexión alta. El potencial de anclaje de un grupo de dientes puede reforzarse si los dientes se desplazan como una unidad. Si los dientes de la unidad reactiva individualmente tienden a rotar alrededor de centros de rotación separados, se producen distribuciones de la tensión más altas en el LPO y los dientes son desplazados más fácilmente. Otro factor a considerar es que las fuerzas iguales y opuestas producidas por los miembros activos suelen distribuirse en zonas localizadas, afectando sólo a uno o unos pocos dientes. Pueden minimizarse los cambios dentarios localizados en estas zonas si los miembros reactivos del aparato son suficientemente rígidos. En pocas palabras, la razón



carga-deflexión es un indicador de la fuerza necesaria por unidad de deflexión. En la parte reactiva del aparato, se necesita una razón carga-deflexión elevada cuando el ortodoncista maneja un miembro relativamente rígido.

**Momento elástico máximo**

La última característica a evaluar en un aparato de ortodoncia es la carga o momento elástico máximo, que es la fuerza o momento mayor que se puede aplicar a un miembro sin provocar una deformación permanente en él. Los miembros activo y reactivo deben diseñarse de forma que no se deformen si se realizan activaciones que permitan alcanzar unos niveles óptimos de fuerza. A la hora de diseñar un aparato, una buena idea es ir más allá de las necesidades de fuerza requeridas y crear un factor de seguridad. Por ello, la deformación permanente o la ruptura no se producirán debido a una sobrecarga accidental que puede ser causada por la activación anormal de un aparato o por fuerzas anormales durante la masticación.

Las tres características más importantes de un aparato de ortodoncia –la razón M/F, la razón carga-deflexión y la carga o momento elástico máximo– se encuentran dentro del intervalo elástico de un alambre de ortodoncia y pueden recibir, por tanto, el nombre de *características del resorte*. Pasado este intervalo se encuentran los cambios plásticos que pueden ocurrir en un alambre hasta el punto de fractura. A pesar de que los cambios plásticos son importantes para diseñar un aparato de ortodoncia, no se estudian en detalle en esta exposición.

El diseñador controla un número de variables que influyen en las características del resorte, características que

se discutirán individualmente en las siguientes secciones. El ortodoncista ha de tener siempre en mente la relación entre estas variables y las tres importantes características examinadas previamente.

**Modo de carga**

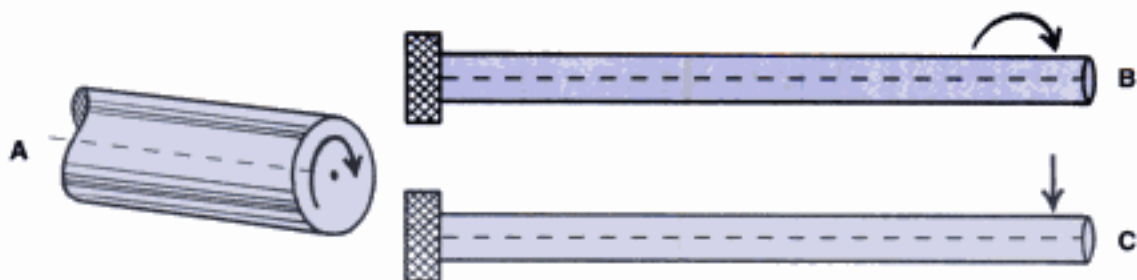
Si un miembro activo va a desarrollar una fuerza continua para el movimiento dentario, debe ser capaz de absorber y liberar energía. La absorción de energía en un miembro flexible resulta de las deformaciones elásticas que se producen durante la aplicación de una fuerza o carga. Las deformaciones elásticas son cambios en la forma o configuración que son reversibles cuando se elimina la carga.

Para comprender los distintos tipos de carga y su significado, ha de imaginarse un eje estructural posicionado centralmente a lo largo de un alambre redondo (fig. 7-15). Una fuerza que actúa a lo largo del eje estructural del alambre puede producir *compresión* o *tensión*, acortando o alargando el alambre. Por ello, en tensión y compresión la carga axial puede aumentar o disminuir la longitud del eje estructural. Este cambio se produce por una fuerza que actúa a lo largo del eje estructural y recibe, por ello, el nombre de *carga axial*. Si un momento actúa alrededor del eje estructural (es decir, en ángulos rectos con respecto al eje estructural) se produce una *torsión* (fig. 7-16, A). En la torsión el alambre rota alrededor del eje estructural, con la mayor deformación elástica en la periferia del alambre. La *flexión* o *doblez* se produce cuando el eje estructural cambia su configuración transversalmente o en ángulos



**Figura 7-15**

Carga axial. **A**, Tensión. **B**, Compresión. La fuerza actúa a lo largo del eje estructural (línea discontinua).



**Figura 7-16**

Torsión y flexión. **A**, La torsión se produce por un par que actúa alrededor del eje estructural. **B**, La flexión pura se produce por la aplicación de un par. **C**, La flexión se produce por una fuerza transversal.

rectos con respecto a su eje estructural original. La flexión puede deberse a momentos que actúan en ángulos rectos con respecto a la sección transversal del alambre (fig. 7-16, B) o por una fuerza transversal que actúa en el alambre (fig. 7-16, C).

El aparato de ortodoncia típico no se carga normalmente de una manera sencilla. Tensión, compresión, torsión y flexión suelen ir combinados en un tipo de patrón de carga más complejo que recibe el nombre de *carga compuesta*. La figura 7-17, A muestra dos asas verticales en un alambre redondo que puede utilizarse clínicamente para mover un diente hacia vestibular o lingual desplazando la sección central en ángulos rectos con respecto a la superficie del papel. En realidad, se produce una deformación compuesta, con flexión en el punto B y torsión en el punto A. Durante la activación de este miembro en concreto, se produce flexión o torsión. La figura 7-17, B, muestra un asa vertical que puede emplearse como resorte de retracción. En un asa de este tipo, si se mantienen paralelos los brazos horizontales durante la activación, el patrón de carga es bastante complicado. No sólo se necesitan fuerzas horizontales, sino que además deben utilizarse dos pares opuestos para mantener los brazos horizontales paralelos. A pesar de que el patrón de carga es más complicado en este ejemplo, el asa vertical sufre únicamente flexión.

Ciertos tipos de cargas, ya sean fuerzas o momentos, producen algunos cambios en el eje estructural de un alambre, cambios denominados *compresión*, *tensión*, *torsión* y *flexión*. Un sistema más sofisticado para categorizar los cambios en un alambre consiste en describir tales cambios en términos de la distribución de la tensión a lo largo de la longitud del alambre. No se incluye dicho enfoque en esta discusión debido a que el lector necesitaría tener conocimientos de los fenómenos de fuerza-deformación. Sí debe recordarse, sin embargo, que las fuerzas de resistencia actúan en el alambre durante la carga, resultando en ciertos factores internos de tensión y deformación. Se hará referencia a tensión y deformación únicamente cuando sea absolutamente necesario para desarrollar un punto.

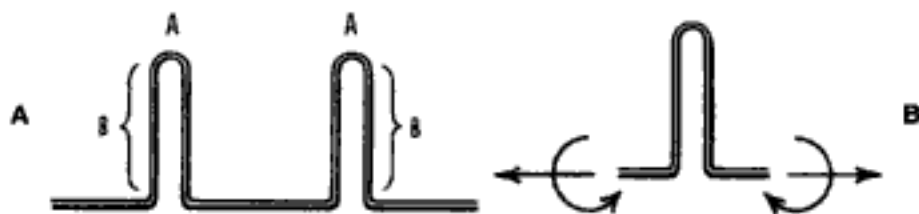
Las cargas axiales que producen compresión o tensión no son útiles en el diseño de los resortes debido a que la razón carga-deflexión es elevada. Se observa que la presión axial sobre un alambre no produce mucha deformación elástica, incluso con una fuerza intensa, debido a que la fuerza se distribuye uniformemente como tensión sobre

cada sección transversal del alambre. Sin embargo, cuando una tensión no uniforme se distribuye sobre varios cortes transversales del alambre (como en la torsión y la flexión), la razón carga-deflexión puede ser baja. Por esta razón, la carga producida a través de torsión y flexión es útil para diseñar los miembros activo o flexible de un aparato.

Si la carga máxima o la torsión máxima se mantuvieran como una constante, la razón carga-deflexión sería la más baja en dos tipos particulares de carga: torsión y flexión producidos sólo por momentos. Una razón de carga-deflexión tan baja podría existir para una carga máxima dada si cada sección transversal del alambre, de un extremo al otro, sufriera la misma cantidad de torsión o flexión. Una carga de este tipo es ideal para el diseño del resorte pero, por desgracia, en la mayoría de los casos se desarrolla más de un momento sobre un diente. Por tanto, deben introducirse cargas transversas y éstas no producen cambios uniformes a lo largo de un alambre a no ser que su diámetro sea diferente en distintos puntos de su longitud (es decir, un alambre que se adelgace paulatinamente).

Al diseñar un aparato de ortodoncia, ¿cuándo debería aprovechar el ortodontista la tensión, la compresión, la torsión y la flexión? Varios factores determinan el modo de carga que debería utilizarse sobre un miembro determinado. Por ejemplo, una configuración puede ser superior a otra debido a la simplicidad de su diseño, al espacio general disponible o a su comodidad en la boca. También, la razón M/F necesaria para controlar los dientes parcialmente determina la configuración a utilizar. Por ejemplo, si se necesitan momentos de igual magnitud y opuestos, se podrían utilizar torsión o flexión puras en el alambre. Sin embargo, si se necesitan momentos y fuerzas, se utilizarán con mayor probabilidad las propiedades de flexión. Al considerar un miembro reactivo, las fuerzas deberían distribuirse como cargas axiales siempre que fuera posible. Por ejemplo, una barra transpalatina mantiene la anchura de los segmentos posteriores mejor que un arco lingual (de herradura) debido a que este último se dobla con más facilidad en este plano del espacio. Por tanto, uno de los primeros pasos en el diseño de un miembro ortodóncico es decidir su configuración básica teniendo en mente los objetivos señalados.

De las variables que influyen en las características del resorte de razón carga-deflexión (*razón momento-torsión*), *carga elástica máxima* o *torsión elástica máxima*, y *razón M/F*, sólo consideraremos la flexión en los siguientes apartados. Debi-



**Figura 7-17**

**A.** El desplazamiento de la porción central de un asa en ángulos rectos con respecto a la página requiere una fuerza y un momento. En B se produce flexión y en A torsión. **B.** La apertura de un asa vertical requiere una fuerza y un momento para mantener los brazos horizontales paralelos.

do a que la mayoría de las configuraciones ortodóncicas aprovecha la flexión como principal forma de deformación elástica, muchos de los conceptos (si no las formulaciones exactas) se aplican también a la torsión y la carga axial.

### Propiedades mecánicas de los metales

Las propiedades mecánicas de una aleación que vaya a utilizarse en un alambre de ortodoncia puede describirse en, al menos, tres niveles (v. también cap. 9). El más superficial es el nivel observacional, en el que opera el clínico. En este nivel las fuerzas y la deflexión se pueden detectar y medir. En otras palabras, se aplica una cierta cantidad de fuerza en gramos y el alambre se flexiona un número determinado de milímetros. En el nivel observacional, el ortodoncista está limitado por lo que se conoce y predice acerca de la naturaleza de los aparatos.

El segundo nivel de descripción es el nivel de fuerza-deformación. En este nivel, el ortodoncista trabajaría con gramos por milímetro cuadrado y deflexión por unidad de longitud. Estos valores no pueden medirse directamente, pero sí calcularse a partir de medidas realizadas en el nivel observacional. La mayoría de las formulaciones de ingeniería que se utilizan para predecir los cambios en los cuerpos sujetos a cargas se basan en los fenómenos de fuerza-deformación.

El tercer nivel de descripción es el nivel atómico y molecular. La comprensión de los acontecimientos en estos niveles mejora la capacidad para predecir las respuestas y diseñar estructuras nuevas.

#### Comportamiento básico de las aleaciones

La figura 7-18 es un diagrama teórico que muestra esquemáticamente la carga frente a la deflexión. Podría representar, por ejemplo, las características de carga-deflexión de un muelle en espiral abierto. Con respecto a la deflexión puede observarse que de  $O$  a  $P_{máx}$  (carga elástica máxima), en la gráfica, existe una relación lineal entre la carga y la deflexión. A medida que aumenta la fuerza, la deflexión se incrementa proporcionalmente; esta proporcionalidad recibe el nombre de *Ley de Hooke*. La división entre carga y deflexión es una constante en todo este intervalo y ya ha sido definida como *razón carga-deflexión*. En  $P_{máx}$  se llega a un punto en el que la carga y la deflexión ya no son proporcionales. Cerca de  $P_{máx}$  se está produciendo una deformación permanente en el muelle, que ya no volverá a su forma original.  $P_{máx}$  representa la carga más elevada que puede aplicarse al resorte sin deformación permanente, es decir, la carga elástica máxima. Todo el comportamiento encontrado a la izquierda de  $P_{máx}$  en la gráfica se halla dentro del intervalo elástico y el encontrado a su derecha pertenece al intervalo plástico. El comportamiento elástico es la capacidad de una configuración de volver a su forma original después de retirar la carga. El comportamiento plástico consiste en la aparición de una deformación permanente en una configuración durante la carga. Finalmente, en el extremo derecho de la gráfica se alcanza la carga última ( $P_{últ}$ ), punto en el que el resorte se romperá. El diagrama es esquemático, y las cargas y deflexiones podrían no ser tan regulares en los muelles utilizados habitualmente en ortodoncia.

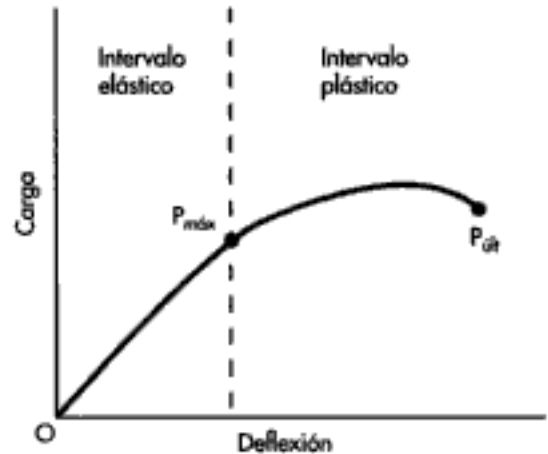


Figura 7-18

Carga-deflexión. Obsérvese la relación lineal entre la carga y la deflexión en el intervalo elástico.  $P_{máx}$ , Carga elástica máxima;  $P_{últ}$ , carga máxima antes de la fractura.

Los diagramas de carga-deflexión del tipo mostrado tienen una aplicación debido a que se requeriría un diagrama separado para cada miembro ortodóncico. Sin embargo, si se estudia el nivel de fuerza-deformación, se pueden hacer generalizaciones acerca de las aleaciones ortodóncicas que se aplican a cualquier aleación independientemente de su configuración. La gráfica que aparece en la figura 7-19 muestra estrés frente a deformación\*. Un diagrama de este tipo sirve para corregir las dimensiones del alambre. La gráfica tiene una forma idéntica a la de la razón carga-deflexión, excepto en que las unidades son diferentes. Desde  $O$  hasta  $LE$  (límite elástico) es una línea recta, lo que demuestra la relación lineal entre estrés y deformación. Esta relación es comparable a la observada en el nivel observacional entre carga y deflexión. La razón entre esfuerzo y deformación se denomina *módulo de elasticidad* ( $E$ ). Como podría esperarse, esta propiedad mecánica determina la razón carga-deflexión de un resorte<sup>42</sup>. El  $LE$  es el esfuerzo máximo que puede aplicarse a la aleación sin producir una deformación permanente. El  $LE$  es análogo a la carga elástica máxima y, por tanto, es la propiedad mecánica que determina la capacidad de un miembro de resistirse a una deformación permanente. Otra serie de términos describe esta parte general de la curva, tales como *punto de deformación*, *resistencia a la deformación* y *límite proporcional*. Estos puntos están cerca del  $LE$ , a pesar de que difieren de él por definición. Finalmente, en el esfuerzo último (resistencia a la tensión) el alambre se fractura. Al igual que sucede con las cargas y las deflexiones, la mayoría de las aleaciones actuales no presentan patrones tan regulares y definidos.

No estaría completa una explicación del comportamiento elástico y plástico sin una breve mención de los acontecimientos anatómico y molecular. Fundamental-

\*El estrés en un alambre es la fuerza por unidad de área aplicada a una sección transversal. La deformación es la deflexión por unidad de longitud del alambre.

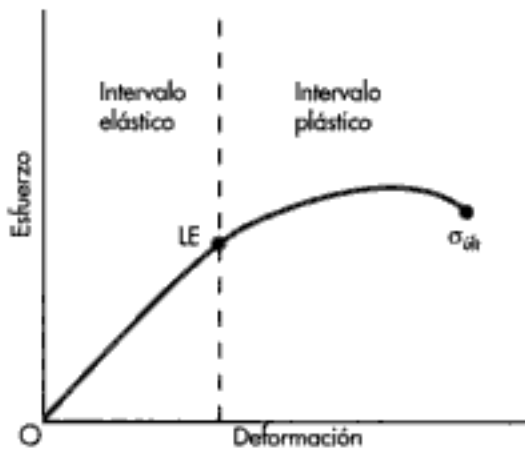


Figura 7-19

Relación fuerza-deformación. Obsérvese la relación lineal entre la carga y la deflexión en el intervalo elástico. LE, Límite elástico;  $\sigma_{ult}$ , resistencia a la tensión.

mente, el comportamiento elástico afecta a las uniones interatómicas. Debido a que los átomos se separan, existe una relación bastante definida entre el esfuerzo y la deformación. Sin embargo, el comportamiento plástico implica desplazamiento a lo largo de planos deslizantes que son moleculares y no atómicos. Por tanto, el comportamiento plástico no es tan lineal como el elástico.

**Límite elástico.** El LE determina la carga elástica máxima de una configuración. Con respecto únicamente a las propiedades mecánicas del alambre, la carga elástica máxima varía directa y linealmente con el LE. Los datos aportados por los fabricantes suelen incluir el punto de deformación o la resistencia a la tensión. El punto de deformación está cerca del límite elástico, pero la resistencia a la tensión es mayor.

En una aleación determinada (p. ej., acero inoxidable 18-8), una serie de factores determina el límite elástico. La cantidad de trabajo de endurecimiento producido durante el modelado en frío (refilado) del alambre influye claramente en el LE\*. Los alambres con los que se ha trabajado en frío tenían un comportamiento más resistente (alto temple) y, por tanto, un LE elevado<sup>40</sup>. Los alambres pequeños y redondos pueden tener LE especialmente altos debido a que el porcentaje de reducción por trabajo en frío es elevado. También el núcleo externo trabajado en frío se hace proporcionalmente mayor en un alambre de sección transversal más pequeña. Sin embargo, un excesivo trabajo de endurecimiento produce un alambre no deseable estructuralmente que se vuelve demasiado frágil y que puede romperse durante su uso normal en la boca. Es mucho mejor tener un LE ligeramente más bajo de manera que un miembro ortodóncico puede deformarse permanentemente en vez de romperse bajo una carga accidental. Debido a que el trabajo de endurecimiento necesario para reducir el diámetro de un alambre aumenta el LE, la reducción anódica es un método

pobre para reducir el tamaño del alambre. La reducción anódica no trabaja un metal en frío, por lo que el alambre producido con este método tiene un LE más bajo que uno endurecido mecánicamente, circunstancia que puede llevar a una deformación permanente.

Muchas aleaciones de ortodoncia —como Elgiloy y oro— pueden ser tratadas para aumentar el LE, pero eso no puede hacerse con la aleación utilizada con más frecuencia, el acero inoxidable 18/8. Sin embargo, un proceso de alivio del esfuerzo a 454,4 °C durante 3 o más minutos eleva el límite elástico aparente del acero inoxidable 18/8. El alivio del esfuerzo retira el esfuerzo residual indeseable introducido durante su fabricación y durante la manipulación por el ortodoncista. Si se utiliza una liberación única del esfuerzo, el momento óptimo para llevarla a cabo es después de haber realizado en el alambre todos los dobleces y torsiones requeridos.

**Módulo de elasticidad.** La propiedad mecánica que determina la razón carga-deflexión de un miembro ortodóncico es el módulo de elasticidad (E). La carga-deflexión varía directa y linealmente con E (en la torsión, la variación se produce lineal y directamente con el módulo de rigidez). El acero tiene un E aproximadamente 1,8 veces mayor que el del oro. Un miembro reactivo fabricado en acero inoxidable es 1,8 veces más resistente a la deflexión que uno fabricado en oro. Con los brackets de canto y un arco de, por ejemplo, 0,559 × 0,711 mm, un alambre de acero proporciona un control mayor sobre la unidad de anclaje. Sin embargo, las activaciones realizadas en un alambre de acero para el movimiento dentario —idénticas a las hechas en un alambre de oro de configuración similar— producen una razón carga-deflexión de casi el doble. Por esta razón, el acero y el oro no son directamente intercambiables en el diseño de un aparato de ortodoncia<sup>41,42</sup>.

Las aleaciones de acero son las utilizadas más frecuentemente para los alambres de ortodoncia. El E de la mayoría de las aleaciones de oro es casi idéntico. A diferencia del LE, el E es constante para una determinada aleación y no se ve afectado por el trabajo de endurecimiento o por el tratamiento con calor\*. Por tanto, los alambres de alto temple no tienen razones de carga-deflexión más elevadas que los alambres de temple suave. Cuando se quiera cambiar el E de una pieza de acero inoxidable, debe elegirse otra aleación porque nada de lo que se haga a una aleación de acero alterará marcadamente su E.

#### Aleaciones con memoria de forma

En los últimos años se han presentado dos nuevas aleaciones para ortodoncia: níquel-titanio y beta-titanio (TMA).

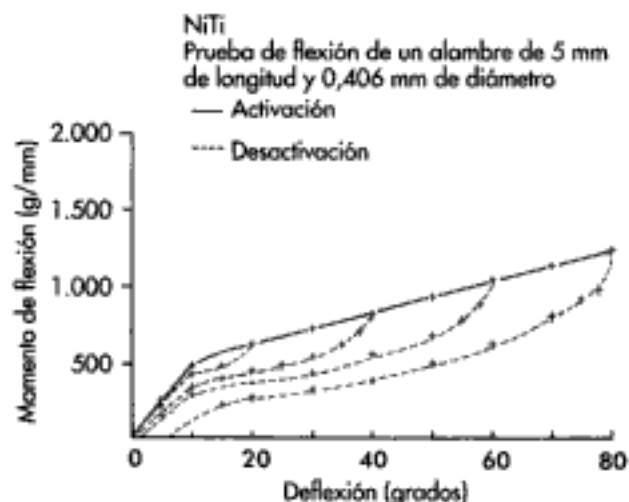
El *Nitinol* fue desarrollado por William F. Buehler a principios de la década de 1960. La aleación original contenía un 55% de níquel y un 45% de titanio, lo que daba lugar a una razón estequiométrica uno a uno de sus elementos. La característica especial de este compuesto bimetálico (NiTi) es su *memoria*, resultado de las transformaciones cristalográficas inducidas por la temperatura. Andreasen y Hilleman<sup>1</sup> y

\*El esfuerzo residual u otros mecanismos pueden dar un E ligeramente inferior después del trabajo de endurecimiento<sup>18,22</sup>.

\*El esfuerzo residual u otros mecanismos pueden dar un E que sea ligeramente inferior después del trabajo de endurecimiento<sup>18,22</sup>.

Andreasen y Morrow<sup>2</sup> sugirieron que los ortodontistas podrían utilizar estos cambios en la forma para aplicar fuerzas. Pero el principio de la memoria de fuerza no se utilizó como tal clínicamente. En su lugar, se empezó a utilizar el Nitinol por su baja fuerza y su alta recuperación. El bajo E del Nitinol, sólo 0,26 veces el del acero inoxidable, significa que un alambre de Nitinol de 0,457 mm tiene la rigidez aproximada de un alambre de acero inoxidable de 0,330 mm. Pero la característica más importante del Nitinol es su resistencia frente a la deformación permanente. Los alambres de NiTi se activan aproximadamente el doble de la distancia del acero inoxidable con una deformación permanente mínima. Sin embargo, debido a que la deformación permanente depende del tiempo, se produce una pequeña deformación adicional entre los ajustes. Tras colocar los dobleces o torsiones, si el alambre se activa en una dirección opuesta a la utilizada para formar la configuración, éste se deforma permanentemente con facilidad<sup>24</sup>. Por tanto, el Nitinol es más útil cuando se necesitan grandes deflexiones y fuerzas bajas en alambres relativamente rectos. El Nitinol es más quebradizo que el acero inoxidable y no puede unirse por soldadura o fusión<sup>1</sup>.

Se ha introducido en ortodoncia una nueva generación de aleaciones con memoria de forma; reciben el nombre de *superelásticas*<sup>20,29,58,59,67</sup>. A diferencia del Nitinol, estas aleaciones tienen una temperatura de transición mucho más baja -ligeramente más baja o ligeramente más alta que la temperatura de la boca. Hablando de manera general, la forma austenítica de estas aleaciones tiene una recuperación ligeramente superior que el Nitinol y podría ser menos frágil. La figura 7-20 muestra una curva de carga y descarga para un alambre de NiTi superelástico a diferentes activaciones. Con las activaciones más grandes, parte de la curva



**Figura 7-20**

Curvas de activación y desactivación de los alambres de Ni-Ti. A diferencia de los alambres de acero inoxidable y Nitinol, las curvas de descarga del alambre de NiTi cambian con activaciones diferentes. (Reproducida de Tanne K, Sabuda M, Burstone CJ: *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 92:499, 1987.)

de descarga es relativamente plana. El significado clínico de este hallazgo es que el diente es sometido a fuerzas más constantes durante la desactivación. Otro hallazgo interesante es que la rigidez es mayor para pequeñas activaciones que para las grandes. El alambre de ortodoncia típico, sin embargo, es diferente debido a que tiene una razón de carga-deflexión relativamente constante y desarrolla una fuerza incremental en función de la cantidad de activación.

Los alambres de NiTi superelásticos se presentan en varios grados de rigidez. Debería hacerse una comparación auténtica de la rigidez a la temperatura de la boca debido a que puede parecer que muchos alambres tienen fuerzas más bajas debido a que son parcialmente martensíticos a temperatura ambiente<sup>27</sup>. Las fuerzas aumentan al producirse una transformación de fase que ocurre a la temperatura de la boca. A pesar de que la temperatura de transición final de algunos alambres superelásticos de NiTi es inferior a la temperatura de la boca, otros no se activan totalmente hasta que alcanzan 37 °C o más. Estos alambres tienen propiedades de *superelasticidad* y *memoria de forma*. Generalmente, el proceso de tratamiento térmico llevado a cabo durante la fabricación para elevar ligeramente la temperatura de transición permite que los alambres desarrollen fuerzas inferiores a la temperatura de la boca, por lo que el ortodontista puede conseguir enganchar el bracket con alambres más grandes al principio del tratamiento.

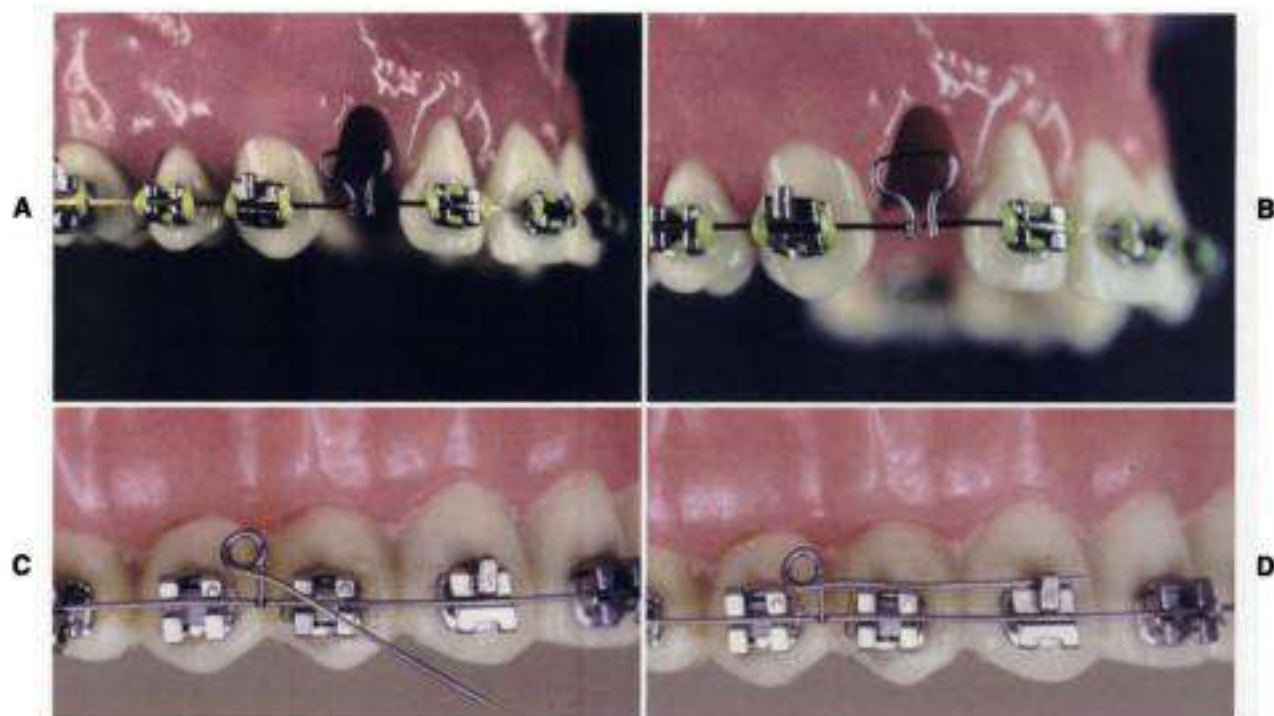
Los alambres de Nitinol y NiTi superelásticos presentan la limitación de que no se pueden conformar fácilmente. Además, debido a su conformación permanente, pierden los dobleces que se le realicen a menos que se lleve a cabo un tratamiento con calor. Los alambres de NiTi son frágiles y suelen utilizarse en procedimientos para los que están indicados alambres relativamente rectos y que pueden ser sometidos a deflexiones grandes sin sufrir deformación permanente.

El TMA tiene un módulo de elasticidad que se encuentra entre el del acero inoxidable y el del Nitinol (aproximadamente 0,4 veces el del acero inoxidable)<sup>23,39</sup>. El TMA puede sufrir deflexiones más de dos veces mayores que las del acero inoxidable sin deformación permanente. A diferencia del Nitinol, en el TMA se pueden hacer más fácilmente dobleces y torsiones y tiene una buena ductilidad, equivalente o ligeramente superior a la del acero inoxidable. Además, puede ser soldado sin una reducción significativa de la resistencia a la deformación. Los resortes y ganchos digitales pueden soldarse directamente sin refuerzo de la soldadura (fig. 7-21)<sup>12,64</sup>.

Otra nueva aleación introducida en ortodoncia es el niobio-titanio. La aleación presenta una recuperación baja (equivalente a la del acero inoxidable) y es mucho menos rígida que el TMA. Esta aleación es útil cuando se necesita un alambre fácilmente manipulable con fuerzas bajas en activaciones pequeñas.

#### Aleaciones ortodoncias ideales

El alambre ortodóncico ideal para un miembro activo es el que da una carga elástica máxima elevada y una razón carga-deflexión baja. Las propiedades mecánicas que determinan estas características son el LE y el E. La razón entre LE y E determina si el alambre es adecuado: cuanto



**Figura 7-21**

**A.** Se suelda un asa vertical a un arco continuo. **B.** El arco se corta entre el asa teniendo un arco con un asa vertical. **C y D.** Asa con hélix soldada para provocar la erupción de un canino. Ahora el canino ha erupcionado y se engancha al arco. Los alambres de TMA pueden soldarse juntos de manera directa sin que ello afecte significativamente a las propiedades mecánicas.

mayor sea este valor, mejores serán las propiedades elásticas del alambre. En el desarrollo comercial de alambres nuevos, el ortodoncista debería buscar aleaciones que tuvieran un *EL* alto y un *E* bajo. Pequeñas diferencias en *LE* o *E* no alteran apreciablemente esta razón. Para que una aleación sea considerablemente superior con respecto a sus propiedades elásticas, debe poseer una razón significativamente mayor.

En el miembro reactivo de un aparato, por el contrario, no sólo se necesita un *LE* suficientemente elevado, sino que también es deseable un *E* alto. Debido a que la práctica común es utilizar el mismo tamaño de ranura o apertura del tubo en las arcadas, pueden combinarse aleaciones diferentes en el mismo aparato para satisfacer las necesidades de los miembros activos y reactivos.

Deberían considerarse otras cuatro propiedades del alambre al evaluar un alambre ortodóncico: 1) la aleación debería ser razonablemente resistente a la corrosión causada por los fluidos bucales, 2) el alambre debería ser suficientemente dúctil de manera que no se fracturara bajo una carga accidental en la boca o durante la fabricación de un aparato, 3) el alambre debería ser capaz de ser fabricado en un estado más conformable y ser tratado después con calor para endurecerlo (dar temple) y 4) la aleación debería permitir la soldadura fácil de más elementos.

Es importante poseer conocimientos profundos de las propiedades mecánicas y físicas de una aleación para el diseño de un aparato ortodóncico. A pesar de ello, éstas son

sólo dos de las muchas variables que determinan la forma final de un mecanismo ortodóncico.

### Sección transversal del alambre

Uno de los factores cruciales en el diseño de un aparato de ortodoncia es la sección transversal del alambre que se va a emplear. Cambios pequeños en dicha sección pueden influir significativamente en la carga elástica máxima y en la razón carga-deflexión<sup>6,10</sup>.

La carga elástica máxima varía directamente con el cubo del diámetro del alambre redondo y la razón carga-deflexión varía directamente con la cuarta potencia del diámetro. Podría parecer que la forma más evidente de reducir la razón carga-deflexión de un miembro activo es disminuir el tamaño del alambre. Pero lo que sucede cuando se reduce el tamaño de la sección transversal del alambre es que disminuye también la carga elástica máxima de una manera alarmantemente considerable (como  $d^3$ ). Al diseñar miembros activos, una buena manera de actuar es utilizar una sección lo más pequeña posible y que sea compatible con el factor de seguridad, de modo que no se produzca una deformación permanente excesiva. Superado este límite, cualquier intento de reducir el tamaño de la sección transversal para mejorar las propiedades del alambre puede dar lugar a una deformación permanente no deseada.

El hecho de que la razón carga-deflexión varíe con la cuarta potencia del diámetro de los alambres redondos su-

giere la gran importancia de seleccionar una sección transversal apropiada. Por ejemplo, un alambre de 0,457 mm no es intercambiable con uno de 0,508 mm debido a que, con una activación similar (ha de olvidarse la holgura del bracket), el alambre de 0,508 mm desarrolla una fuerza de casi el doble. Esta importante diferencia entre los tamaños de los alambres se puede demostrar comparando dos activaciones similares en un alambre redondo de 0,508 mm y otro de 0,254 mm. El primero no desarrolla el doble de fuerza, sino 16 veces más fuerza, variando la razón carga-deflexión a la cuarta potencia del diámetro.

A la hora de seleccionar una sección transversal adecuada para los miembros reactivos rígidos de un aparato, lo primero que hay que tener en cuenta es la razón carga-deflexión más que la carga elástica máxima. En circunstancias normales se necesita una sección transversal del alambre lo bastante grande para dar la suficiente rigidez y asegurar una razón carga-deflexión suficientemente elevada.

¿Cuál es la sección transversal óptima para un miembro flexible? Generalmente, para activaciones multidireccionales en las que el eje estructural se dobla en más de un plano, la estructura de elección es una sección circular. Además, debido a que el alambre redondo está tan extendido por razones de mercado, las propiedades mecánicas y las tolerancias transversales son mucho mayores que las de otras secciones transversales. Una de las desventajas del alambre redondo es que debe ser orientado apropiadamente porque, en caso contrario, las activaciones podrían no actuar en el plano que se desea. Además de esto, el alambre redondo puede rotar en el bracket y si se incorporan algunas asas en su configuración, éstas pueden doblarse hacia la encía o la mejilla. Muchas configuraciones de alambres de ortodoncia sufren flexiones unidireccionales. Por ejemplo, un asa vertical de arco de canto utilizada para la retracción anterior tiene un eje estructural que se dobla en un solo plano. Para la flexión unidireccional la sección transversal de elección es el alambre plano rectangular, ya que un resorte fabricado con un alambre plano absorbe más energía que con cualquier otro tipo de sección transversal. Este principio ha sido utilizado durante años para los muelles de relojes de pulsera y otros diseños comerciales. Por ello, el alambre plano (cinta) desarrolla razones carga-deflexión más bajas sin deformación permanente con más éxito que cualquier otro tipo de sección transversal. Otra ventaja del alambre plano es que el problema de la orientación es mucho más fácil de resolver que con una sección transversal redonda. El alambre plano se ancla de manera definitiva a un tubo o bracket de forma que éste no rote durante la desactivación de un determinado muelle. Estos alambres planos pueden utilizarse también en ciertas situaciones en las que se requiere un movimiento dentario considerable en un plano pero limitado en otro plano. Por ejemplo, si se utilizan alambres en cinta continuos (eje largo orientado oclusolingualmente), puede conseguirse una nivelación positiva oclusolingualmente por encima de un valor determinado y efectuarse el alineamiento dentario vestibulolingual y labiolingual en un margen amplio de acción. Es útil una configuración de este tipo cuando la mayoría de los problemas se encuentran en el plano horizontal más que en el vertical.

Para el miembro reactivo, el alambre cuadrado o rectangular es superior al redondo debido a su facilidad de orientación y a una rigidez multidireccional mayor del primero, o que lleva a un control más definitivo de las unidades de anclaje. En el mecanismo del arco de canto, debe asumirse que se necesita una rigidez mayor vestibulolingual o labiolingualmente que oclusolingualmente debido a que se utiliza un alambre en canto. Esto podría ser cierto o no dependiendo del uso que se le quiera dar al mecanismo del arco de canto.

### Selección del alambre apropiado (aleación y sección transversal)

La selección del tamaño adecuado del alambre debería basarse fundamentalmente en la tasa carga-deflexión y, secundariamente, en la magnitud de las fuerzas y momentos necesarios. Muchos ortodontistas seleccionan una sección transversal del alambre basándose en otros dos factores que, aunque válidos, no son tan significativos: 1) algunos clínicos creen que se necesitan alambres cada vez más pesados en la secuencia de reemplazo para eliminar el juego (holgura) entre alambre y bracket. Sin embargo, en un aparato de arco de canto, la ligadura minimiza mucho este movimiento en una dirección de primer orden debido a que asienta por completo en el interior del bracket. Por tanto, el clínico no selecciona un alambre de 0,457 mm sobre uno de 0,406 mm debido principalmente a la diferencia en la holgura. 2) Puede seleccionarse también un alambre debido a se cree que cuanto más pequeño sea, mayor será la deflexión elástica máxima posible. En otras palabras, cuanto más pequeño sea el alambre, más se flexionará sin deformación permanente. Esto es cierto, pero la deflexión elástica máxima varía inversamente con el diámetro del alambre. Un alambre de 0,406 mm tiene sólo 1,15 veces más deflexión elástica máxima que un alambre de 0,457 mm, por lo que —desde un punto de vista clínico— la diferencia es despreciable. Si la diferencia es 2:1 (como en los alambres de 0,254 frente a los de 0,508 mm), este factor se convierte en clínicamente significativo.

La razón principal para seleccionar un tamaño determinado de alambre es su rigidez (es decir, su tasa carga-deflexión). En una técnica secuencial de arcos, por ejemplo, el ortodontista podría comenzar con un alambre de 0,356 mm que, doblado por encima de 2 mm, proporciona la fuerza deseada. Después de mover el diente 1 mm, el alambre puede ser sustituido por otro de 0,457 mm que da casi la misma fuerza con 1 mm de activación.

Pequeñas diferencias en la sección transversal producen grandes cambios en las tasas de carga-deflexión debido a que, en los alambres redondos, la tasa carga-deflexión varía con la cuarta potencia del diámetro (tabla 7-1). En la flexión, la rigidez, o tasa carga-deflexión, viene determinada por el momento de inercia de la sección transversal del alambre con respecto al eje neutral. Los clínicos están interesados en la rigidez relativa del alambre que utilizan, pero no disponen ni del tiempo ni de la disposición para utilizar fórmulas de ingeniería que permitan determinar estos grados de rigidez. Por tanto, se ha desarrollado un sistema

**TABLA 7-1** Factores que influyen en la razón carga-deflexión, la carga máxima y la deflexión máxima

Factor de diseño	Razón carga-deflexión	Carga máxima	Deflexión máxima
Adición de alambre sin cambiar longitud	Disminuye	Sin cambio	Aumenta
Activación en la dirección del estado original		Aumenta	Aumenta
Propiedades mecánicas del alambre	Aumenta como $E^2$	Aumenta como $S_p^3$	Aumenta como $E$
Sección transversal ( $d$ ) <sup>a</sup> (redonda)	$d^4$	$d^2$	$1/d$
Sección transversal ( $b, h$ ) <sup>b</sup> (rectangular)	$bh^3$	$bh^2$	$1/h$
Longitud ( $L$ ) (voladizo o cantilever)	$1/L^3$	$1/L$	$1/L^2$

<sup>a</sup> $d$ , Diámetro.  
<sup>b</sup> $b$ , Diámetro en la dirección del doblez;  $h$ , dirección en ángulo recto con  $b$ .  
<sup>c</sup> $E$ , Módulo de elasticidad.  
<sup>d</sup> $S_p$ , Límite proporcional.

**TABLA 7-2** Números de rigidez de la sección transversal ( $S_R$ ) de los alambres redondos

SECCIÓN TRANSVERSAL		$S_R$
(pulgadas)	(mm)	
0,004	0,102	1,00
0,010	0,254	39,06
0,014	0,356	150,06
0,016	0,406	256,00
0,018	0,457	410,06
0,020	0,508	625,00
0,022	0,559	915,06
0,030	0,762	3.164,06
0,036	0,914	6.561,00

*De Birstone CJ: Am J Orthod 80:1, 1981. Con autorización de la American Association of Orthodontists.*

numérico simple, basado en teorías de ingeniería, que da la rigidez relativa de los alambres de secciones transversales diferentes si la composición del material del alambre es la misma<sup>20</sup>. El número de rigidez de la sección ( $S_R$ ) utiliza un alambre redondo de 0,1 mm como base de 1.

Un alambre de 0,152 mm tiene un  $S_R$  de 5,0, lo que significa que para la misma activación desarrolla cinco veces más fuerza. Las tablas 7-2 y 7-3 enumeran, bajo la columna  $S_R$ , los números de rigidez basados en secciones transversales nominales. Las variaciones en la fabricación o el etiquetado erróneo de los alambres pueden modificar, obviamente, el  $S_R$  real de forma significativa. Se dan dos números  $S_R$  para los alambres rectangulares, uno para la dirección de primer orden y otro para la dirección de segundo orden.

El  $S_R$  del alambre con una sección transversal de 0,406 mm es 256, lo que significa que, para una activación idéntica, desarrolla 256 veces más fuerza que un alambre redondo de 0,102 mm. El  $S_R$  del alambre de 0,457 × 0,635 mm en una dirección de primer orden es 1.865. Dado que el  $S_R$  para un alambre de 0,406 mm

**TABLA 7-3** Factores que influyen en la razón carga-deflexión, la carga máxima y la deflexión máxima

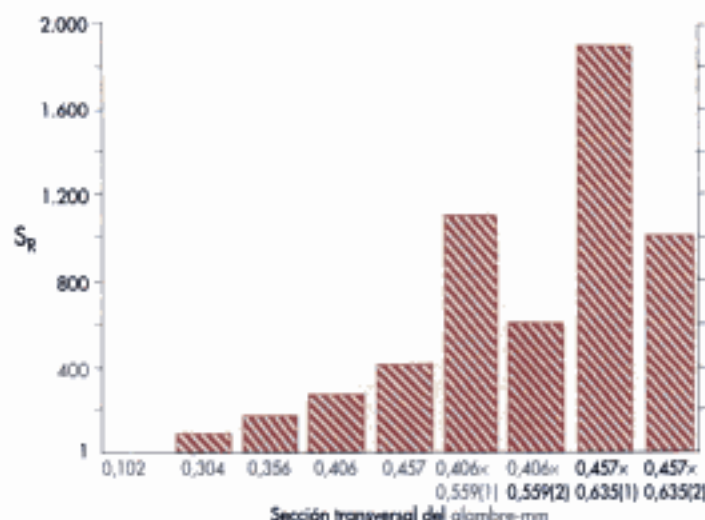
Forma	SECCIÓN TRANSVERSAL		$S_R$	
	(pulgadas)	(mm)	Primer orden	Segundo orden
Rectangular	0,010 × 0,020	0,254 × 0,508	530,52	132,63
Rectangular	0,016 × 0,022	0,406 × 0,559	1.129,79	597,57
Rectangular	0,018 × 0,025	0,457 × 0,635	1.865,10	966,87
Rectangular	0,021 × 0,025	0,533 × 0,635	2.175,95	1.535,35
Rectangular	0,0215 × 0,028	0,546 × 0,711	3.129,83	1.845,37

Forma	SECCIÓN TRANSVERSAL		$S_R$
	(pulgadas)	(mm)	
Cuadrada	0,016 × 0,016	0,406 × 0,406	434,60
Cuadrada	0,018 × 0,018	0,457 × 0,457	696,14
Cuadrada	0,021 × 0,021	0,533 × 0,533	1.289,69

*De Birstone CJ: Am J Orthod 80:1, 1981. Con autorización de la American Association of Orthodontists.*





**Figura 7-22**

Números de rigidez de la sección transversal ( $S_R$ ) de los alambres de ortodoncia. Las fuerzas para cualquier activación dada son proporcionales a este número. Con secciones transversales diferentes, la rigidez puede variar por un factor de 10 o más.

es 256, un alambre de  $0,457 \times 0,635$  mm en una dirección de primer orden desarrolla 7,3 veces más fuerza para la misma activación. Se presupone, con fines de comparación, que la configuración del alambre y la aleación son idénticas y que sólo varía la sección transversal. Pueden compararse dos secciones cualesquiera del alambre con respecto a la rigidez simplemente dividiendo el número de  $S_R$  de un alambre por el de otro.

La figura 7-22 presenta una gráfica de los números de  $S_R$  de alambres de  $0,356$  a  $0,457 \times 0,635$  mm. A pesar de no mostrarse todo el espectro de secciones transversales de alambre disponibles, es evidente que las razones de carga-deflexión pueden variar multiplicándose/dividiéndose por un factor de 10 o más si se utilizan alambres de tamaños diferentes de un material constante (p. ej., acero inoxidable).

En el pasado, la sección transversal de los alambres se variaba para producir grados diferentes de rigidez. La rigidez global de un aparato (R) viene determinada por dos factores, uno relacionado con el alambre propiamente dicho ( $A_R$ ) y el otro con el diseño del dispositivo ( $D_R$ ):

$$R = A_R \times D_R$$

donde  $R$  es la razón carga-deflexión del aparato,  $A_R$  es la rigidez del aparato y  $D_R$  es el factor de rigidez del diseño. En términos generales

$$\text{Rigidez del dispositivo} = \text{rigidez del alambre} \times \text{rigidez del diseño}$$

Conforme va cambiando el diseño del aparato aumentando la longitud de alambre entre los brackets o añadiendo asas, la rigidez puede reducirse e igualmente va cambiando el factor de rigidez del diseño. El ortodoncista no se preocupa sólo por la forma en que puede alterar la rigidez del alambre. Ésta viene determinada por la sección transversal y por el material de los alambres:

$$A_R = M_R \times S_R$$

donde  $A_R$  es el número de rigidez del alambre,  $M_R$  es el número de rigidez del material y  $S_R$  es el número de rigidez de la sección transversal. En términos generales

$$\text{Rigidez del alambre} = \text{rigidez del material} \times \text{rigidez de la sección transversal}$$

La rigidez del alambre viene determinada por una propiedad de la sección transversal (p. ej., momento de inercia) y por una propiedad de los materiales (el  $E$ ). En el pasado, debido a que la mayoría de los ortodoncistas utilizaban sólo aceros inoxidable con  $E$  casi idénticos, sólo se modificaba el tamaño del alambre y no se prestaba atención al material del que estaba hecho, que efectivamente sí determina la rigidez del mismo. Con la disponibilidad de nuevos materiales puede usarse la misma sección de alambre pero con diferentes materiales, obteniéndose grados diferentes de rigidez para dar lugar al amplio abanico de fuerzas y tasas carga-deflexión necesarias para una ortodoncia integral.

Ya vimos cómo un sistema numérico sencillo era útil para describir la rigidez relativa de los alambres según su sección transversal. De la misma manera puede utilizarse un sistema numérico similar para comparar la rigidez relativa basándose en el material. El número de rigidez del material ( $M_R$ ) se basa en el  $E$  del mismo. Debido a que el acero inoxidable es la aleación más ampliamente utilizada en ortodoncia, se ha marcado arbitrariamente con una  $M_R$  de 1,0. La tabla 7-4 muestra los números típicos de rigidez de otras aleaciones. Aunque se considera que el  $E$  es una constante, la historia del alambre (particularmente su proceso de fabricación) puede tener alguna influencia en el módulo. Además, las diferencias químicas podrían producir cambios pequeños en el módulo registrado. Pero debido a objetivos clínicos prácticos puede utilizarse el  $M_R$  para determinar la cantidad relativa de fuerza que da un alambre por unidad de activación. Hemos de observar que el TMA tiene una  $M_R$  de 0,42, lo que significa que, para el mismo dispositivo y sección transversal del alambre, una activación dada desarrolla aproximadamente 0,4 veces la fuerza del acero. Los

**TABLA 7-4** Números de rigidez del material ( $M_R$ ) de aleaciones de ortodoncia y alambres de acero trenzado\*

Material	$M_R$
<b>Aleaciones</b>	
Acero inoxidable (ai)	1,00
TMA	0,42
Nitinol	0,26
Elgiloy azul	1,19
Elgiloy azul (tratado con calor)	1,22
<b>Trenzados</b>	
Twist-flex	0,18 a 0,20
Force-9	0,14 a 0,16
D-rect	0,04 a 0,08
Respond	0,07 a 0,08

*De Birstone CJ: Am J Orthod 80:1, 1981. Con autorización de la American Association of Orthodontists.*  
\*Basado en  $E = 25 \times 10^6$  psi.

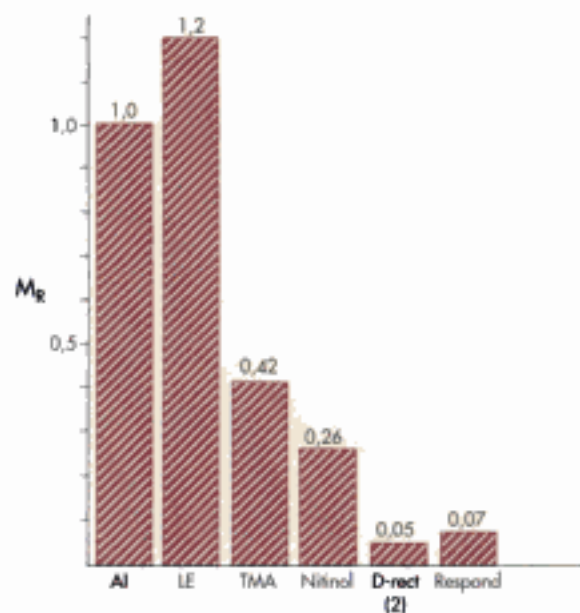
alambres Elgiloy desarrollan una fuerza ligeramente mayor que alambres comparables de acero inoxidable, pero a efectos prácticos este incremento es despreciable.

Además de las aleaciones nuevas, en ortodoncia se han introducido alambres trenzados. Los trenzados presentan la ventaja de secciones transversales más pequeñas, que presentan deflexiones elásticas máximas más elevadas, y así se obtienen alambres que tienen una rigidez relativamente baja. Si el lector se imaginara que un alambre trenzado fuera un alambre sólido (macizo) y si se utilizaran secciones transversales nominales, sería posible establecer un  $E$ . Basándose en un módulo aparente, la tabla 7-4 muestra los números de rigidez del material para alambres trenzados representativos. Por ejemplo, un alambre Respond de 0,457 mm tiene un  $M_R$  de 0,07 y desarrolla sólo 0,07 veces la fuerza de un alambre de acero de 0,457 mm. La gráfica de la figura 7-23 muestra la variación en el  $M_R$ .

La razón carga-deflexión puede modificarse significativamente conservando el tamaño del alambre constante pero alterando el material. Si se mantiene una sección transversal de  $0,475 \times 0,635$  mm, puede cambiarse la rigidez del alambre ( $A_R$ ) utilizando distintos materiales. Para obtener la  $A_R$  debe multiplicarse  $M_R$  por  $S_R$ . Por ejemplo, en una dirección de segundo orden para TMA,

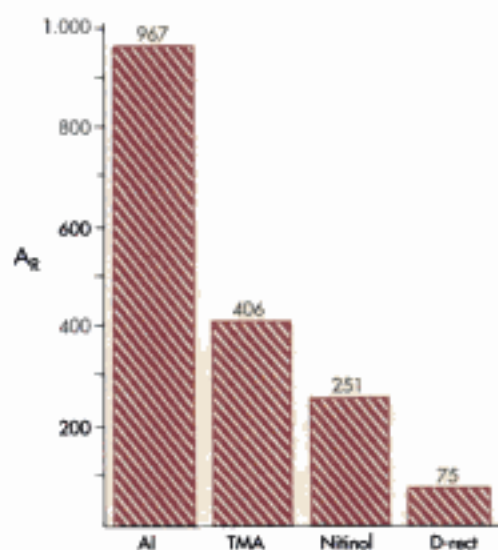
$$\begin{aligned} A_R &= M_R \times S_R \\ A_R &= 0,42 \times 967 \\ A_R &= 406,1 \end{aligned}$$

Un alambre de TMA de  $0,457 \times 0,635$  mm tiene un  $M_R$  de 406,1, lo que es equivalente a un alambre de acero redondo de 0,457 mm. El alambre de Nitinol tiene un  $M_R$  de 251,4, similar a la de un alambre de acero de 0,406 mm.



**Figura 7-23**

Números de rigidez del material ( $M_R$ ). El acero inoxidable tiene un número base de 1,0. Los números para las otras aleaciones y trenzados indican su rigidez en comparación con el acero inoxidable. Con variaciones en el material se dispone de un intervalo de rigidez equivalente al de modificar las secciones transversales.

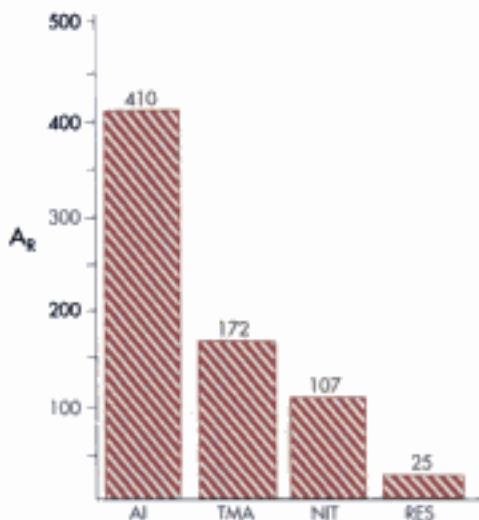


**Figura 7-24**

Números de la rigidez del alambre ( $A_R$ ) de alambres de  $0,457 \times 0,635$  mm en una dirección de segundo orden. Las fuerzas para las mismas activaciones son proporcionales a los números de  $A_R$ . Se puede obtener una gran variedad de fuerzas manteniendo una sección transversal constante (p. ej.,  $0,457 \times 0,635$  mm) pero utilizando materiales diferentes.

El alambre trenzado (0,457 × 0,635 mm) con una  $A_g$  de 75,4 es similar al alambre de acero de 0,304 mm. Puede conseguirse una gran variedad de fuerzas modificando el material del alambre y manteniendo la misma sección transversal (fig. 7-24). La figura 7-25 muestra los números de  $M_g$  para un alambre redondo de 0,457 mm fabricado con diferentes materiales.

Utilizando el principio de la ortodoncia de sección transversal variable, la cantidad de juego entre las ranuras y el alambre puede variar dependiendo de la rigidez requerida. Con alambres pequeños y de rigidez baja, un juego excesivo puede llevar a la falta de control del movimiento dentario. En cambio, si se utiliza el principio de ortodoncia de módulo variable, el clínico determina la cantidad de juego necesario antes de seleccionar el alambre. En algunos casos, hace falta más juego para permitir a los brackets libertad de movimiento a lo largo del arco de alambre. En otras situaciones se permite una holgura mínima para asegurar una buena orientación y un movimiento de tercer orden eficaz. Tras establecer la cantidad de juego deseada, puede elegirse el alambre de rigidez adecuada utilizando un material con un  $M_g$  idóneo. De esta manera, el juego entre el alambre y la fijación no viene dic-



**Figura 7-25**  
Números de  $A_g$  para alambres redondos de 0,457 mm. Las figuras 7-26 y 7-27 muestran intervalos de rigidez amplios cuando la dimensión oclusogingival del alambre se mantiene constante a 0,457 mm.

tado por la rigidez requerida sino que queda principalmente bajo el control total del operador.

El principio de módulo variable le permite al ortodoncista utilizar arcos rectangulares o cuadrados orientados para aplicar fuerzas ligeras e intensas y para conseguir estabilización. Un alambre rectangular se orienta en el bracket y ofrece, de esta manera, el sistema de fuerzas deseado; es más fácil doblar debido a que puede comprobarse cuidadosamente la orientación del alambre. Más importante que esto es el hecho de que cuando esté colocado en los brackets no se girará ni se torcerá, lo que podría hacer que las fuerzas se disiparan en direcciones inadecuadas.

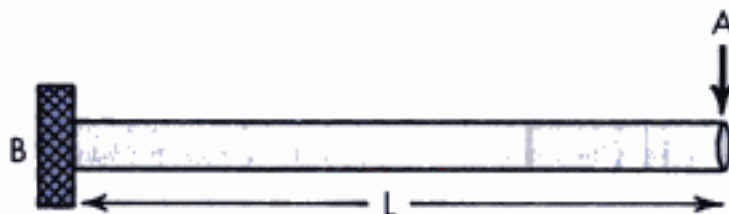
### Longitud del alambre

La longitud de un miembro puede influir en la carga elástica máxima y en la carga-deflexión de varias formas, dependiendo de la configuración y carga del resorte. Se ha elegido el voladizo o cantilever para demostrar el efecto de la longitud debido a que en los mecanismos de ortodoncia se utiliza mucho el principio del voladizo. Puede imaginarse un resorte digital para la siguiente disertación.

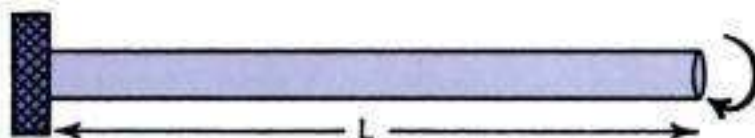
Las figura 7-26 muestra un voladizo unido a B con una fuerza vertical aplicada en A. La distancia L representa la longitud del cantilever medida paralela a su eje estructural. En este tipo de carga, la razón carga-deflexión varía inversamente al cubo de la longitud. En otras palabras, cuanto más largo sea el voladizo, menor será la tasa carga-deflexión. La carga elástica máxima varía inversamente con la longitud del cantilever. De nuevo, cuanto más largo sea éste, menor será la carga elástica máxima.

Para reducir la razón de carga-deflexión es mejor aumentar la longitud del voladizo que reducir la sección transversal. Aumentar la longitud del voladizo disminuye significativamente la razón carga-deflexión, sin que se modifique radicalmente la carga elástica máxima debido a que ésta varía linealmente con la longitud. Una manera excelente de mejorar las propiedades de los resortes consiste en añadir longitud dentro de los confines prácticos de la cavidad oral.

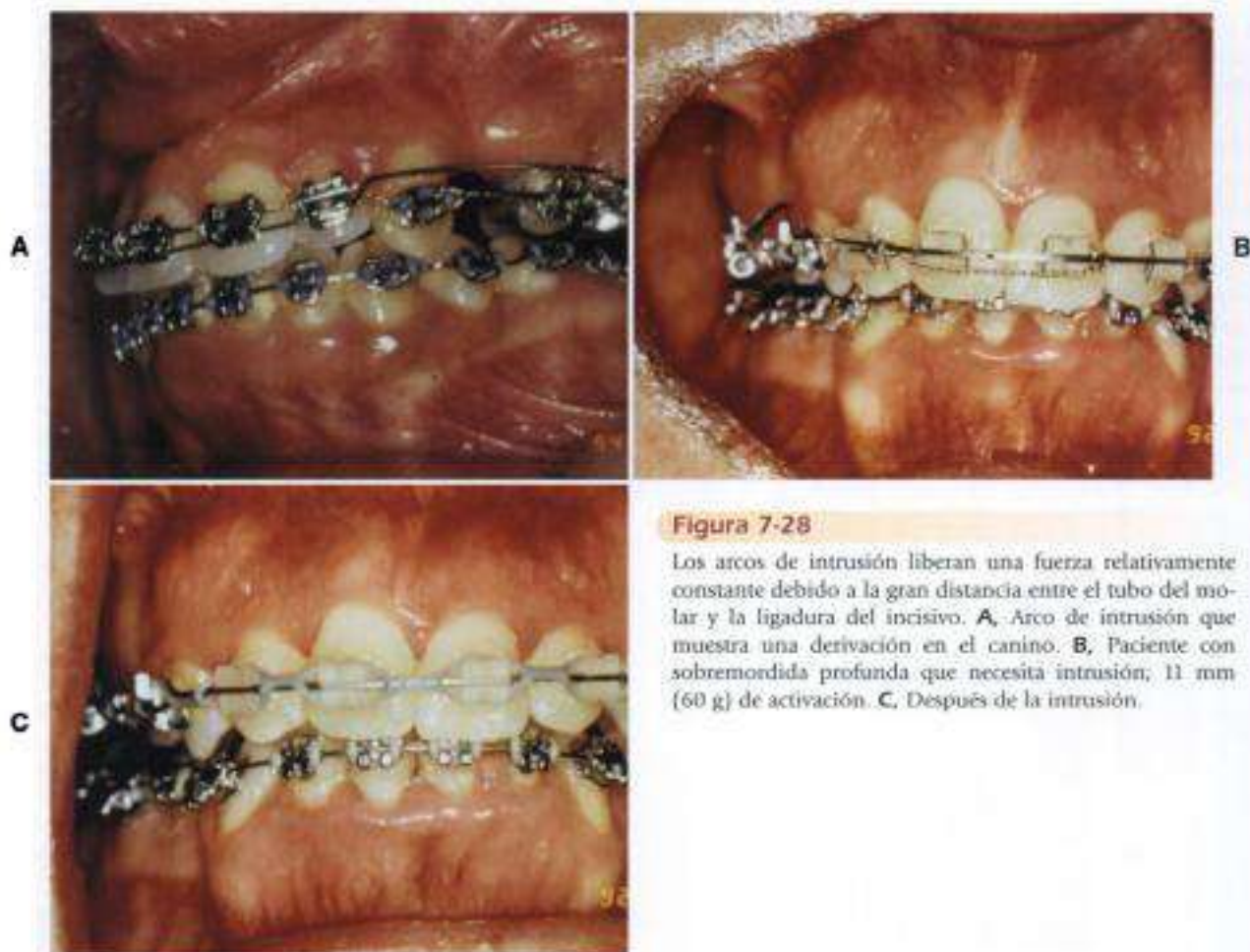
La figura 7-27 muestra otra forma práctica de cargar el voladizo, esta vez utilizando un par o momento aplicado al extremo libre. Con un par aplicado en el extremo libre, la relación momento-deflexión varía inversamente al cuadrado de la longitud. Es interesante señalar que el momento elástico máximo no se ve afectado en absoluto por cambios en la longitud. La longitud puede doblarse o triplicarse, pero el momento elástico máximo permanece igual. Éste es



**Figura 7-26**  
Voladizo (B) con carga (L) aplicada en el extremo libre (A).

**Figura 7-27**

Voladizo al que se aplica una cupla; el efecto es la flexión uniforme a lo largo del alambre.

**Figura 7-28**

Los arcos de intrusión liberan una fuerza relativamente constante debido a la gran distancia entre el tubo del molar y la ligadura del incisivo. **A**, Arco de intrusión que muestra una derivación en el canino. **B**, Paciente con sobremordida profunda que necesita intrusión; 11 mm (60 g) de activación. **C**, Después de la intrusión.

un tipo muy adecuado de carga debido a que la longitud adicional reduce la razón momento-deflexión, pero el momento elástico máximo no disminuye. Sin embargo, el principio únicamente puede aplicarse si se requieren sólo momentos para un movimiento dentario determinado.

Aumentar la longitud de un alambre con asas verticales es una de las maneras más eficaces de reducir las tasas de carga-deflexión para los miembros flexibles y, al mismo tiempo, alterando sólo mínimamente sus cargas elásticas máximas. Sin embargo, existen limitaciones sobre cuánto puede aumentarse la longitud. La distancia entre los brackets en un arco continuo viene predeterminada por la anchura del diente y del bracket. Los segmentos verticales del alambre están limitados por la oclusión y la extensión de los vestíbulos. Una aplicación que muestra la forma en la

que la adición de longitud en un alambre consigue una liberación de fuerza más constante sin sacrificar radicalmente la carga elástica máxima es el uso de un arco de intrusión de TMA de  $0,457 \times 0,635$  mm (fig. 7-28). El arco se utiliza para intruir los dientes anteriores maxilares en la corrección de una sobremordida profunda<sup>7-9</sup>. La distancia larga desde el tubo auxiliar en el que se apoya el segmento de estabilización bucal del aparato hasta la línea media del incisivo es la responsable de una fuerza de intrusión liberada más constantemente sobre los dientes anteriores<sup>72,73</sup>.

### Cantidad de alambre

Puede incorporarse una longitud adicional de alambre en forma de asas, hélices o alguna otra configuración. Esto

tiende a disminuir la tasa carga-deflexión y a aumentar el grado de actuación del miembro flexible. La carga elástica máxima puede verse o no afectada.

Cuando a un miembro se le va a incorporar alambre adicional, las partes de la configuración en las que debería colocarse deben estar localizadas adecuadamente, y debe determinarse la forma que tomará este alambre adicional. Si se realizan correctamente la localización y la conformación del alambre adicional, debería ser posible bajar la razón carga-deflexión sin modificar la carga elástica máxima simplemente añadiendo la menor cantidad de alambre que consiga estos fines.

Consideremos el problema del voladizo (o cantilever) en relación con la colocación del alambre adicional. En la figura 7-29 se muestra un voladizo con la fuerza vertical de 100 g en su extremo libre. Pueden realizarse secciones verticales imaginarias a lo largo de la longitud del alambre y, en cada una de estas secciones, se puede calcular una flexión determinada. Se obtiene el momento de flexión multiplicando la carga al final del voladizo por la distancia perpendicular a la sección en cuestión. Por tanto, el momento de flexión en el punto de aplicación de la fuerza en el extremo libre del alambre es cero. A 1 mm del extremo libre hacia el punto de apoyo es de 100 g/mm. A 2 mm es de 200 g/mm. Finalmente, en el punto de apoyo el momento de flexión es de 1.000 g/mm. El momento de flexión representa un momento interno que resiste la fuerza de 100 g aplicada al extremo libre del voladizo. La importancia del momento de flexión está en que la cantidad de

flexión en cada sección transversal del alambre es directamente proporcional a la magnitud del momento de flexión. En otras palabras, cuanto mayor sea el momento de flexión en cualquier punto de la sección transversal, más se doblará el alambre en ese punto.

La colocación óptima de un alambre adicional se encuentra en el punto de la sección transversal donde el momento de flexión es mayor. En el caso del voladizo, la posición para el alambre adicional es en el punto de apoyo debido a que ahí el momento de flexión presenta su valor más elevado, 1.000 g/mm. Pueden utilizarse asas helicoidales para reducir la razón de carga-deflexión. La figura 7-30, A ilustra la posición adecuada de un asa helicoidal para este propósito. La relación carga-deflexión es reducida al mínimo para la cantidad de alambre utilizada si el hélix se coloca en el punto de apoyo.

La colocación de más espirales en el punto de apoyo de un voladizo no cambia la carga elástica máxima. Un alambre recto de una longitud determinada y un alambre con muchas espirales en el punto de apoyo tienen cargas elásticas máximas idénticas, puesto que tienen la misma longitud medida desde la fuerza hasta el punto de apoyo. Esto no debería ser sorprendente debido a que la carga elástica máxima varía en función de la longitud de la configuración más que de la cantidad de alambre incorporada en su interior. Esto es válido también para muchas otras configuraciones: la razón carga-deflexión puede ser reducida sin modificar la carga elástica máxima si se incorpora un alambre adicional de una manera correcta. Esto es importante des-

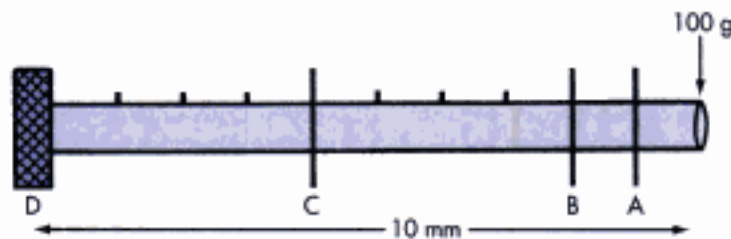


Figura 7-29

Voladizo con aplicación de la carga en el extremo libre. A, B y C, Secciones perpendiculares imaginarias; D, punto de apoyo.

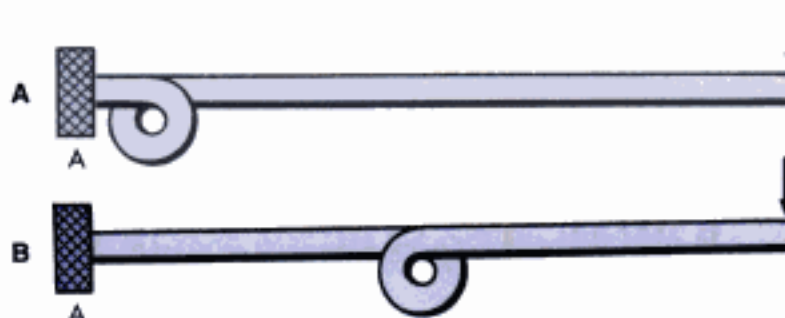


Figura 7-30

Colocación de un hélix en un voladizo. A, Correcto. B, Incorrecto. A, Punto de apoyo.

de el punto de vista del diseño debido a que proporciona un método para disminuir la tasa carga-deflexión sin reducir consecuentemente la carga elástica máxima.

Como se mencionó previamente, para conseguir este objetivo utilizando la cantidad mínima de alambre, la mejor colocación de alambre adicional es en las secciones transversales donde el momento de flexión es mayor. Una forma práctica de decidir dónde podrían estar estas partes del alambre es activar una configuración y ver dónde se produce la mayoría de la flexión o torsión. Las secciones en las que los momentos de flexión o torsión son mayores son las secciones transversales con mayor esfuerzo. La configuración del alambre adicional debería ser tal que pudieran aprovecharse al máximo las propiedades de flexión y torsión del alambre. En resumen, la cantidad de alambre utilizada no es lo importante para conseguir un miembro flexible adecuado, sino más bien la colocación del alambre adicional y su forma.

A pesar de que un alambre adicional ayuda a diseñar los miembros flexibles, no debería utilizarse en los miembros reactivos o rígidos. Las asas y otros tipos de configuraciones disminuyen la rigidez del alambre y, por ello, podrían ser responsables de alguna pérdida de control sobre las unidades de anclaje.

### Elevadores de la tensión

Desde un punto de vista teórico, puede calcularse la fuerza o tensión necesaria para deformar permanentemente un alambre. Sin embargo, en muchos casos el alambre se deforma a valores mucho más bajos que los predichos debido a que los elevadores locales de la tensión incrementan los valores de tensión en un alambre más allá de lo que se podía prever con las fórmulas propias de la ingeniería.

Dos elevadores habituales de la tensión son los cambios repentinos en la sección transversal (muescas) y los dobleces agudos. Cualquier *muesca* en un alambre tiende a elevar la tensión en dicha sección transversal y podría ser, de esa manera, responsable de la deformación permanente o la fractura en dicho punto. Por esta razón, no debería utilizarse una lima para marcar un alambre, en especial en los alambres de sección transversal pequeña utilizados en el miembro flexible de un aparato.

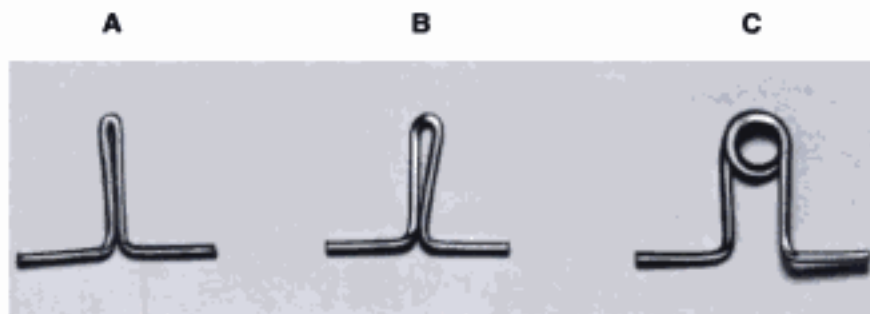
Un *doblece agudo* en un aparato puede dar lugar también a tensiones más elevadas que las que podrían esperarse para la sección transversal de un alambre. Un doblece agudo repentino se deforma mucho más fácilmente que uno más redondeado o gradual. Desgraciadamente, con un arco continuo el ortodoncista encuentra limitaciones de espacio entre los brackets y en muchas ocasiones tiene que hacer dobleces agudos a causa de esta limitación. Los miembros flexibles deberían diseñarse con dobleces graduales de forma que encontrarán menos problemas por la deformación permanente que con miembros similares con dobleces agudos o pronunciados.

Por ejemplo, podrían compararse tres asas verticales: una aplastada, una simple (asa de Bull) y una con un resorte helicoidal (hélix) (fig. 7-31). En términos de deformación permanente, el diseño más deficiente es el asa *A*, que al encontrarse aplastada tiene un doblece agudo en su ápice. El asa vertical simple (*B*) es ligeramente superior debido a que la flexión es más gradual; a pesar de ello, en su ápice hay un doblece bastante agudo. La configuración con el doblece más gradual es el asa con resorte helicoidal (*C*). El hélix no sólo mejora las propiedades flexibles del asa debido a su alambre adicional, sino que también la ausencia de dobleces agudos mejora su capacidad de acción sin deformación permanente. (Más adelante se discutirá la dirección adecuada de activación.)

### Secciones de tensión máxima

Ciertas secciones a lo largo de un alambre son puntos de tensión máxima; estas secciones pueden denominarse *secciones críticas*. Como se discutió previamente, las secciones en las que los momentos de flexión son mayores son áreas de esfuerzo elevado. Estas secciones críticas son importantes desde un punto de vista del diseño debido a que son localizaciones más proclives a sufrir una deformación permanente.

Deberían observarse una serie precauciones en una sección crítica. *Primera*, deberían evitarse, a toda costa, los elevadores de tensión en estas secciones. Por ejemplo, una muesca en un alambre no tendría que resultar tan desastrosa si está en una sección en la que la tensión es baja, pero podría llevar a una deformación o a fractura al afec-



**Figura 7-31**

Asas verticales. **A**, Asa aplastada. **B**, Asa simple (Bull). **C**, Asa con un hélix.

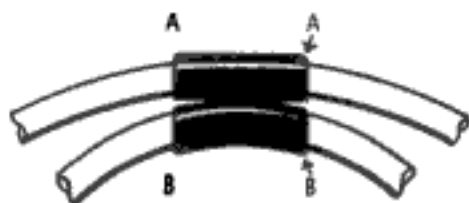


Figura 7-32

Arco facial: parte anterior de los arcos interno y externo. A, La unión de la soldadura y la parte externa del arco es un punto de tensión. B, Se encuentra otro punto de tensión en la unión de la soldadura y la parte interna del arco.

tar a una sección en la que el nivel de tensión es alto. *Segunda*, debería vigilarse cuidadosamente el LE del alambre en una sección crítica. Operaciones como la soldadura podrían sobrecalentar el alambre, reduciendo su LE. Bajar el LE en otro lugar del alambre donde la tensión es más baja podría no ser demasiado indeseable, pero podría ser responsable del fracaso en una sección crítica. Por tanto, en áreas de tensión elevada debería unirse un auxiliar de otra manera que no fuera soldando. Si se utiliza la soldadura, ésta debería hacerse con muchísimo cuidado.

Se presenta un ejemplo de deformación permanente o fractura producida por un cambio súbito en la sección transversal y una disminución del LE en el arco facial de la figura 7-32<sup>5,45</sup>. Localizamos un punto de tensión en la unión de la soldadura y la parte externa del arco (A) y en segundo lugar en la unión entre la soldadura y la parte interna del arco (B). En A, la estructura del alambre se debilita por dos razones: el punto de tensión asociado con el cambio rápido de sección transversal y una disminución del LE debido a la operación de soldado. A es también una sección crítica, ya que es una zona que sufre una tensión elevada, tratándose así de una zona predecible de fractura en un arco facial con este diseño.

Si el ortodoncista duda sobre qué partes de un aparato tienen secciones críticas, el aparato puede ser activado de la forma habitual, y se hará patente qué partes exhiben las mayores flexiones o torsiones. Estas partes suelen tener una tensión alta en sus secciones transversales.

Han de recordarse tres reglas en cuanto al diseño en las secciones críticas: 1) deben eliminarse todos los elevadores de tensión en lo posible, 2) puede utilizarse una sección transversal mayor para reforzar esta parte del aparato y 3) el aparato debe ser diseñado de tal manera que se deforme elásticamente, más que permanentemente, bajo cargas normales. En muchas ocasiones, un miembro muy flexible es más útil que uno rígido debido a que el primero se puede desviar ligeramente fuera de la dirección de la fuerza que sufra. Un resorte ligero y flexible soporta el trauma oclusal mucho mejor que uno más rígido debido a que puede desplazarse elásticamente y alejarse de la fuerza oclusal. Debido a que las alas de un avión son flexibles, tienen menos tendencia a fracturarse en condiciones normales de vuelo. De manera similar, el aumento de la flexibilidad de un miembro puede ser una forma de preservar la integridad del aparato.



Figura 7-33

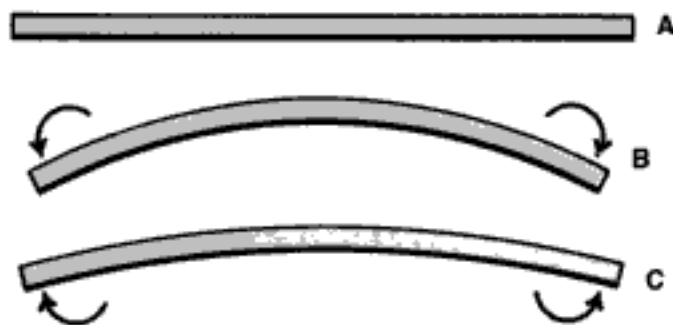
Activación de un asa con un hélix. A, Correcta. B, Incorrecta.

### Dirección de la carga

No sólo es importante la manera de carga, sino que también la dirección en la que se carga un miembro influye significativamente en sus propiedades elásticas. Si un trozo recto de alambre se dobla de manera que se produce una deformación permanente y se intenta incrementar la magnitud de la flexión, realizándose ésta en la dirección original, el alambre se muestra más resistente a la deformación permanente que si se intenta doblar en la dirección opuesta. El alambre se muestra más resistente a la deformación permanente porque permanece en él una cierta tensión residual después de la colocación del primer doblé. Un miembro flexible no se deformará tan fácilmente si es activado en la misma dirección de los dobleces que fueron realizados en la configuración original. Si se hace un doblé en un aparato de ortodoncia, la carga elástica máxima no es la misma en todas las direcciones, siendo mayor en la dirección idéntica a la dirección original de flexión o torsión. El fenómeno responsable de esta diferencia recibe el nombre de *efecto Bauschinger*.

La figura 7-33 muestra un asa vertical con una espiral en el ápice y un número de vueltas en dicha espiral, sometida a diferentes direcciones de carga. El tipo de carga en A tiende a enrollar la espiral, aumentando el número de vueltas de la hélice y acortando su longitud. El tipo de carga en B tiende a desenrollar la espiral, disminuyendo el número de vueltas de la hélice y alargando su longitud. La carga de la figura 7-33, A, tiende a activar el resorte en la misma dirección en que fue enrollado originalmente y es, por tanto, la manera correcta de activación. En muchas configuraciones en las que la tensión residual es elevada, como en el asa vertical que utiliza varias espirales en el ápice, el grado de acción puede variar un 100% o más entre la carga correcta y la incorrecta. Obviamente, éste es un factor mucho más significativo en el diseño que las pequeñas diferencias en las propiedades mecánicas del alambre.

Pueden aplicarse los mismos principios a configuraciones menos complicadas, como a un arco continuo. El ortodoncista debería estar seguro de que el último doblé de un alambre se hace en la misma dirección que la flexión producida durante su activación. Por ejemplo, si se coloca una curva inversa de Spee en un arco, la curva debería primero doblarse en exceso y después retirarse en parte; sólo entonces se producirá la activación del arco en la misma dirección del último doblé (fig. 7-34). Esto mismo es válido para una serie de dobleces tipo *tip-back*. Estos dobleces deberían hacerse en más cantidad de la necesaria y después ya podría reducirse en parte esta cantidad. De esta



**Figura 7-34**

Colocación de una curva inversa de Spee en una arcada inferior. **A**, Alambre recto inicial. **B**, Sobrecontorneado del alambre. **C**, Configuración final. Obsérvese que los últimos dobleces están en la misma dirección que la activación que se producirá en boca.

manera, la flexión durante la activación de este doblez cuando se coloca en los brackets se produciría en la misma dirección que el último doblez realizado.

## Fijaciones

Si han de desarrollarse fuerzas y momentos sobre un diente, es necesario algún tipo de fijación sobre ellos. Si las fuerzas aisladamente fueran suficientes sin el uso de momentos, la fijación podría ser relativamente simple. Sin embargo, éste no suele ser el caso. La mayoría de los movimientos de ortodoncia requieren momentos y fuerzas. Los momentos y las fuerzas pueden producirse si un alambre no circular se orienta en un bracket de ranura no circular. El bracket y el tubo en arco de canto son ejemplos excelentes del uso de una sección transversal no circular para el alambre y la fijación. Sin embargo, pueden utilizarse asas para obtener una orientación del alambre redondo que permitan liberar momentos y fuerzas.

¿Cuáles son las dimensiones apropiadas de un bracket o un tubo? Esta pregunta no tiene una respuesta definitiva, salvo cuando se han especificado por completo los objetivos y el diseño de un aparato de ortodoncia. Sin embargo, sí pueden discutirse algunos de los factores implicados en la toma de esta decisión<sup>36</sup>.

El punto de inicio en el diseño de un bracket es determinar la anchura del mismo (dimensión mesiodistal). Desde un punto de vista teórico, puede producirse un sistema de fuerzas y momentos independientemente de la anchura mesiodistal de los brackets. Sin embargo, la anchura es importante por dos razones. En primer lugar, los brackets anchos minimizan la cantidad de holgura entre el arco y las fijaciones. Debe existir una cierta cantidad de margen entre el arco y el bracket porque sino será imposible enganchar fácilmente el bracket. Por el contrario, si un bracket es demasiado estrecho, puede existir un juego considerable en todos los planos entre el alambre y el bracket. Si el bracket es más ancho, el arco tiene mucha más sujeción. En segundo lugar, cuanto mayor sea la distancia entre los brackets, menor será la razón carga-deflexión. Debido a que al menos parte del movimiento necesario para tratar a un paciente se produce por los ajustes entre brackets, es deseable que la distancia

entre las fijaciones sea lo mayor posible. Uno de los problemas del arco continuo es la gran limitación de espacio entre los brackets, independientemente de lo estrechos que sean.

La decisión sobre la anchura adecuada del bracket se debate entre dos extremos. En un extremo, un bracket debería ser tan ancho como el diente. En este caso, sin embargo, la distancia interbracket no es suficiente para producir la flexibilidad necesaria para el ajuste. En el otro extremo tendríamos el bracket en filo de cuchillo, que ofrece la mayor distancia interbracket y, por ello, las tasas carga-deflexión más adecuadas. Sin embargo, con un bracket en filo de cuchillo es imposible desarrollar los momentos y fuerzas necesarios para controlar por completo el movimiento dentario<sup>3</sup>. Generalizando, la anchura ideal del bracket es aquella que sea lo más estrecha posible pero, a su vez, capaz de obtener una buena sujeción del arco de forma que se apliquen adecuadamente los momentos sobre los dientes.

Las dimensiones oclusogingivales óptimas de la ranura vienen determinadas por las cargas elásticas máximas requeridas por los miembros activo y reactivo. Una regla segura es diseñarlas basándose en los miembros reactivos y asegurándose de que el bracket y la ranura del tubo son lo suficientemente grandes como para controlar rigidamente las unidades de anclaje. Los diseños basados fundamentalmente en los miembros activos son erróneos y pueden llevar al uso de ranuras demasiado pequeñas como para controlar el anclaje del diente y soportar las fuerzas de la masticación.

Puede surgir un engorroso problema en el tratamiento ortodóncico si los requisitos del aparato varían entre las fases del tratamiento. Los dientes que han sido movidos en un determinado momento del tratamiento (unidades activas) pueden convertirse más tarde en unidades reactivas. Por razones de conveniencia, en la disposición típica se utilizan las mismas dimensiones en todas las ranuras a lo largo del arco; sin embargo, los requerimientos activo y reactivo no son los mismos a lo largo de éste. Un objetivo en el diseño de un aparato es asegurar un ajuste adecuado para las diferentes secciones transversales del alambre, dependiendo de las necesidades del caso. Un bracket de arco de canto puede ajustarse en sentido vestibulolingual (labiolingual) mediante una ligadura, pero no es ajustable oclusogingivalmente. Por todo ello, no puede darse una respuesta

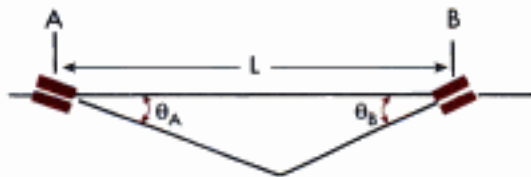


definitiva a la pregunta de la dimensión oclusolingival de la ranura. La decisión depende de muchos factores, entre los que se incluyen el concepto general de tratamiento y el diseño básico de un aparato de ortodoncia.

**Fuerzas de un arco continuo**

Un aparato multibandas, como el que se utiliza en la mecánica de arco de canto, produce una serie complicada de fuerzas y momentos. Por ejemplo, un arco recto (ideal) colocado entre brackets irregulares, es decir, sobre dientes mal alineados y nivelados puede desarrollar fuerzas deseables e indeseables. Un análisis de los segmentos entre dos dientes (dos dientes conectados por un alambre recto) demuestra algunos de los problemas encontrados cuando se conectan brackets adyacentes con un arco o alambre continuo\*.

\*Referencias 13, 23, 25, 48, 49, 69 y 85.



**Figura 7-35**

La geometría del alambre de un bracket en técnica de arco de canto viene definida por la distancia interbracket (L) desde los ángulos del bracket con respecto al eje interbracket. (De Burstone CJ, Koenig HA: Am J Orthod 65:270, 1974. Con autorización de la American Association of Orthodontists.)

El sistema de fuerzas producido en un segmento de dos dientes viene determinado por el ángulo del bracket ( $\theta_A$  y  $\theta_B$ ) con respecto al alambre recto y por la distancia interbracket (fig. 7-35). Basándose en la razón  $\theta_A/\theta_B$ , se describen seis clases de sistemas de fuerzas (fig. 7-36). La tabla 7-5 muestra el sistema de fuerzas para cada clase. Ha de observarse que la razón de los momentos en el bracket A con respecto al bracket B es constante para cada clase. Las líneas 2 y 3 de la tabla 7-5 ofrecen los sistemas de fuerzas que actúan sobre el alambre; la línea 5 invierte la dirección, y muestra las fuerzas actuando sobre los dientes. Lo que es evidente es que las fuerzas y los momentos, así como sus razones, podrían no ser los adecuados para producir los cambios deseados en una maloclusión sin efectos secundarios<sup>44,60</sup>.

Por ejemplo, la figura 7-37 muestra una geometría de Clase I en la que el segundo premolar está sobreerupcionado en relación con el primer molar. Un alambre recto colocado en el premolar produce una fuerza intrusiva de-

	Clase					
	I	II	III	IV	V	VI
$\frac{\theta_A}{\theta_B}$	1,0	0,5	0	-0,5	-0,75	-1,0
Cuadrante inferior izdo.						

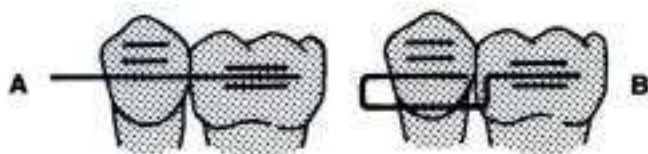
**Figura 7-36**

Las seis geometrías básicas basadas en la razón  $\theta_A/\theta_B$ . Las clases son independientes de la distancia interbracket. La posición A es el canino y la posición B es el premolar.

**TABLA 7-5** Sistemas de fuerzas por clases

Clase	I	II	III	IV	V	VI
$\theta_A$	1,0	0,5	0	-0,5	-0,75	-1,0
$\theta_B$						
$M_A$	1,0	0,8	0,5	0	-0,4	-1,0
$M_B$						
Sistema de fuerzas sobre el alambre en activación	531,4↑↓	531,4 477,4↑↓	477,4 398,0↑ ↓	398,0 265,7↑↓	265,7 160,0↑↓	160,0
L = 7 mm	1.860	1.860 1.488	1.860 930	1.860	1.860 740	1.860 1.860 1.860
Sistema de fuerzas sobre el alambre en activación	177,0↑↓	177,0 160,0↑↓	160,0 133,0↑↓	133,0 88,6↑↓	88,6 53,3↑↓	53,3
L = 21 mm	1.860	1.860 1.488	1.860 930	1.860	1.860 740	1.860 1.860 1.860
Sistema de fuerzas relativo sobre los dientes	531,4↑↓	531,4 477,4↑↓	477,4 398,0↑↓	398,0 265,7↑↓	265,7 160,0↑↓	160,0
L = 7 mm	1.860	1.860 1.488	1.860 930	1.860	1.860 740	1.860 1.860 1.860

De Burstone CJ, Koenig HA: Force systems from an ideal arch, Am J Orthod 65:270,1974. Con autorización de la American Association of Orthodontists.

**Figura 7-37**

**A.** Un arco recto (arco ideal) entre el primer molar y el premolar produce un movimiento positivo indeseable que desplaza el diente mesialmente. **B.** Un asa rectangular utilizada para el mismo problema de alineamiento del bracket no produce efectos adversos debido a que sólo se desarrolla una fuerza intrusiva.

**Figura 7-38**

Se utiliza un asa rectangular para rotar y extruir el canino superior sin efectos adversos. Obsérvese el arco en bypass para añadir anclaje.

seable. Pero, por desgracia, el momento producido no es deseable, y desplaza la raíz mesialmente. Esto puede evitarse utilizando una configuración discontinua, el asa rectangular. La figura 7-37, B muestra el sistema de fuerzas del asa rectangular, que puede diseñarse para producir una fuerza única sólo sobre el premolar. La teoría del equilibrio dicta que el momento que actúa sobre los segmentos vestibulares en estos casos es mayor que con el arco continuo; por tanto, ha de tenerse más cuidado a la hora de controlar el anclaje de los dientes posteriores. La figura 7-38 muestra un asa rectangular utilizada para rotar y extruir un canino. Las asas rectangulares y otros diseños de asas ofrecen el potencial para desarrollar sistemas de fuerzas deseables con efectos secundarios mínimos, lo cual no suele ser posible con el arco continuo<sup>7,8</sup>. Las asas no se utilizan únicamente para disminuir las fuerzas, sino que pueden modificar todo el sistema de fuerzas.

Los arcos rectos pueden reducir los sistemas de fuerzas de una manera deseable o indeseable. Los componentes indeseables de las fuerzas producen movimientos dentarios no deseables durante el proceso de nivelación. Estos efectos colaterales pueden eliminarse colocando dobleces adecuados, utilizando arcos en bypass y seleccionando dientes de anclaje que no sean adyacentes a los dientes malalineados<sup>16,18,31,72,73</sup>. Además, la fabricación de asas

bien diseñadas puede cambiar el sistema de fuerzas del alambre recto.

La figura 7-39, A muestra un canino con su ápice radicular hacia mesial. Un alambre recto además de mover la raíz distalmente, también extruye los incisivos, produciendo una sobremordida profunda. Para prevenir este efecto adverso se construye un arco en bypass. En la figura 7-39, B, el arco continuo de acero inoxidable de 0,457 mm, hace un escalón hacia oclusal para evitar el canino. Las inclinaciones axiales se han corregido con un resorte radicular en voladizo de TMA de 0,431 × 0,635 mm. Se han distribuido las fuerzas reactivas por todo el arco en vez de sobre los incisivos. La nivelación final se lleva a cabo con seguridad con un arco recto (fig. 7-39, C).

Con un canino alto, como es el caso de la figura 7-40, A, un alambre recto tiende a inclinar los segmentos laterales hacia el canino. Para evitar este efecto, se conforma un arco en bypass de manera que todo el arco sea una unidad de anclaje. Por otro lado, un arco de NiTi insertado desde los tubos auxiliares de los primeros molares alineó el canino (fig. 7-40, B). En lugar del arco secundario de NiTi, se puede utilizar un voladizo desde el tubo auxiliar del molar (fig. 7-41).

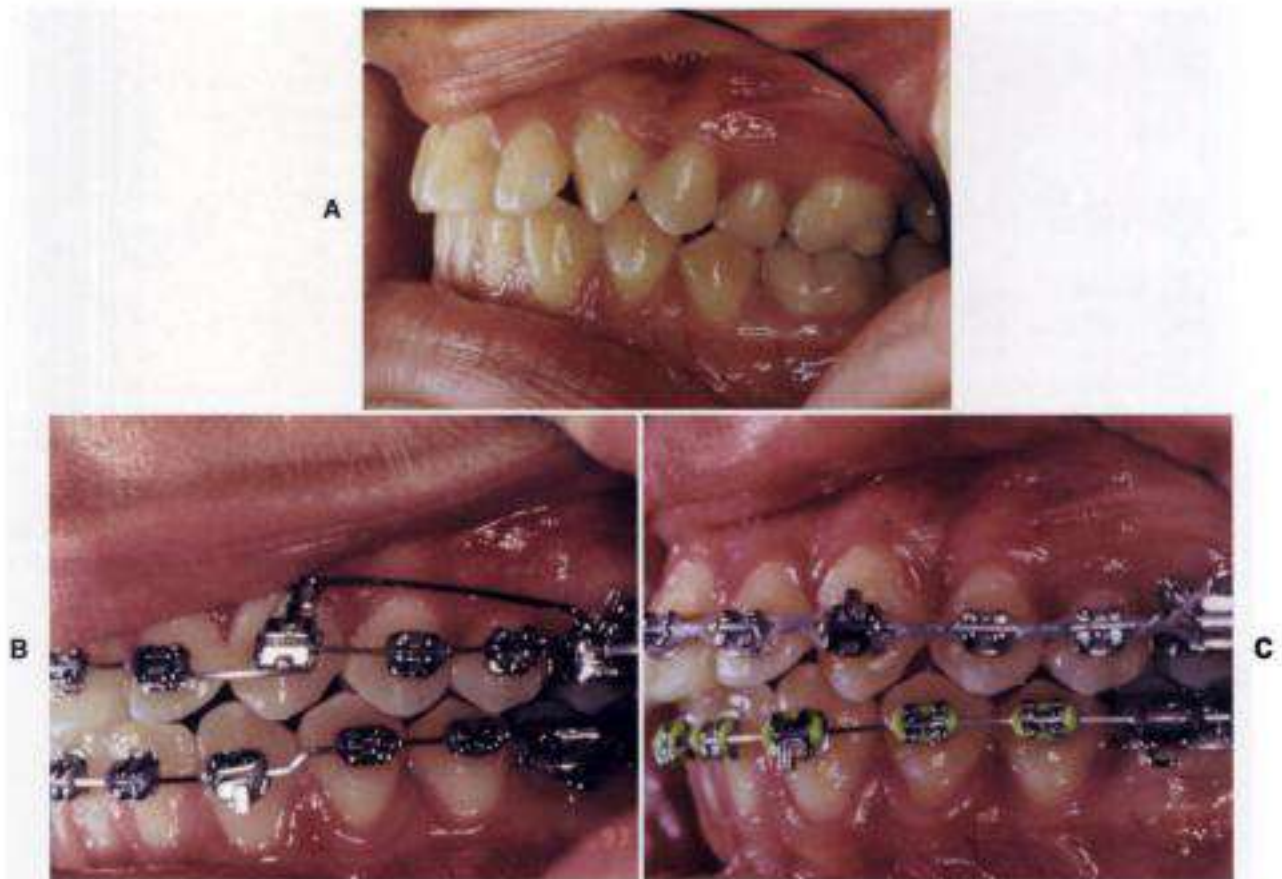
Un alambre de TMA de 0,457 × 0,635 mm conecta los tubos auxiliares del canino y los primeros molares para mover la raíz del canino hacia palatino (fig. 7-42). El tramo largo reduce la razón momento-torsión, aumentando el grado de acción y desarrollando una torsión más constante. El arco en bypass proporciona un control total del anclaje.

Pueden hacerse derivaciones (bypass) en otros dientes que no sean los caninos. Con el incisivo central alto, un alambre recto tiende a inclinar los dientes adyacentes hacia el incisivo alto (fig. 7-43). Se utiliza un arco continuo con bypass para este incisivo con un alambre de NiTi secundario para extruir el incisivo sin distribuir las fuerzas en los dientes adyacentes.

Si se utiliza un alambre recto con los primeros molares rotados mesialmente, los efectos colaterales pueden incluir la expansión molar, cambios en la forma de la arcada e imposibilidad de distalización molar. Un arco lingual o una barra transpalatina que desarrollan pares iguales y opuestos utilizan el anclaje recíproco y, de esta manera, rotan más eficazmente los molares sin efectos adversos. Éste es un ejemplo de cómo seleccionar dientes para el anclaje y no confiar en un arco continuo que conecte dientes adyacentes. Conectar sólo dos dientes mejora la exactitud de la activación. La figura 7-44 muestra una barra transpalatina de TMA de 0,812 mm que se fija a un cajetín palatino<sup>15</sup>. Dobleces de rotación iguales producen cuplas de igual intensidad y de sentido opuesto sin fuerzas horizontales.

### Principios del diseño del resorte

La comprensión de las relaciones entre los parámetros de bioingeniería y los sistemas de fuerzas ofrece una base racional para el diseño de los aparatos de ortodoncia. Para conseguir un sistema de fuerzas óptimo, no sólo debe ser correcta la magnitud de la fuerza, sino que además la fuerza debe aplicarse de una manera constante y debe producirse la razón M/F precisa para controlar el centro de rota-



**Figura 7-39**

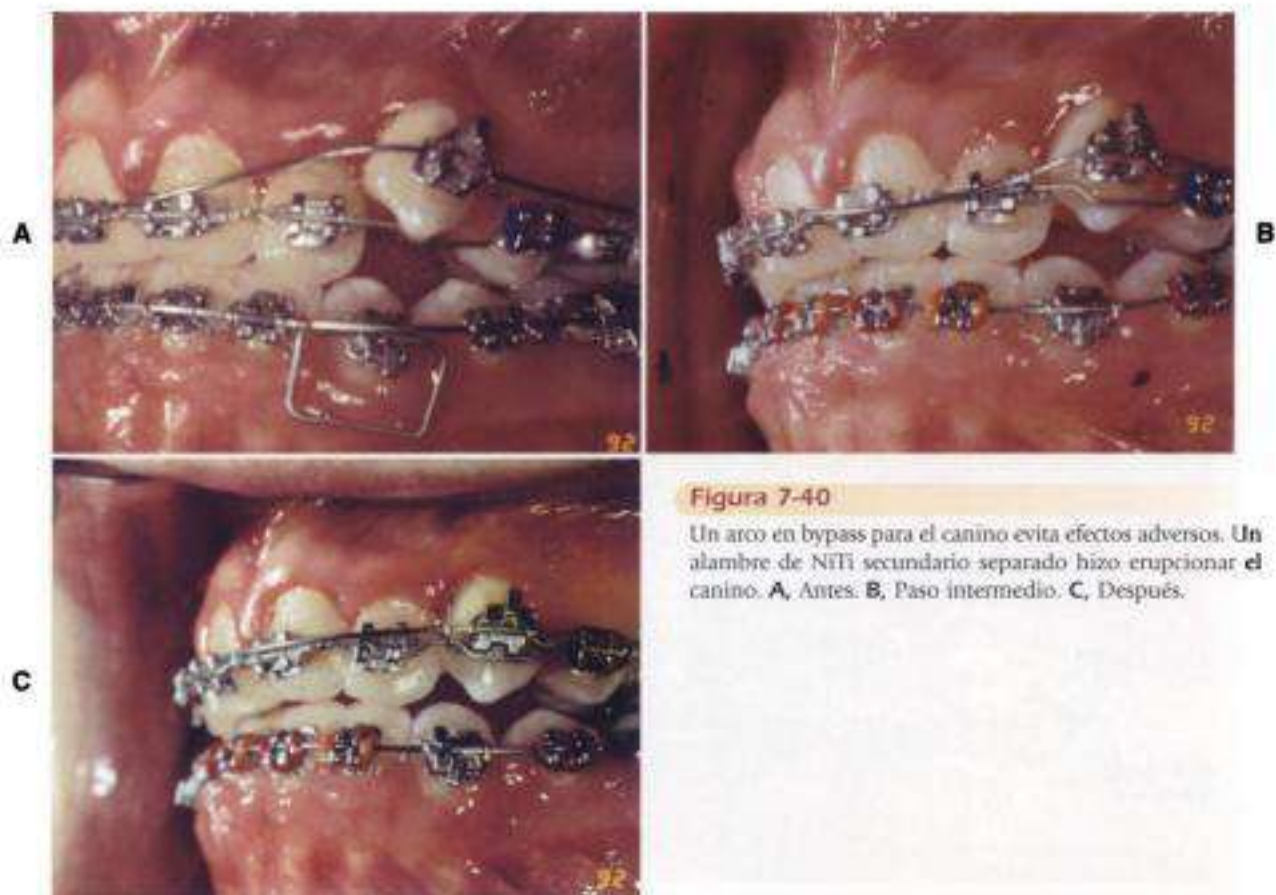
Se utiliza resorte en voladizo de TMA de  $0,431 \times 0,635$  mm para mover la raíz del canino hacia distal antes de la nivelación final. **A**, Antes del tratamiento. **B**, Después de la corrección radicular. **C**, Tras la nivelación final.

ción. En este apartado se consideran estos factores en conjunto, utilizando el ejemplo de un resorte de retracción para un canino o un diente anterior<sup>7,8,11,24</sup>.

Para un canino que necesita traslación o movimiento en masa, debe aplicarse una fuerza a través del centro de resistencia del diente (fig. 7-45). Si la fuerza es de 200 g, deben aplicarse 200 g sobre el bracket, así como un momento de 2.000 g/mm (considerando que la distancia entre el bracket y el centro de resistencia es de 10 mm). En otras palabras, se produce una razón M/F 10:1. Si se utiliza un asa vertical simple para cerrar el espacio, durante la activación se obtiene un momento que desarrollará el movimiento hacia distal de la raíz del diente. Para un asa de 6 mm de longitud, la razón M/F es característicamente baja, de un valor aproximado de 2,2:1<sup>24</sup>. Esta proporción es demasiado baja para controlar la raíz y evitar que se desplace mesialmente. Pueden utilizarse varias estrategias para incrementar la razón M/F durante la activación<sup>38,50</sup>. El asa puede hacerse tan larga hacia apical como se quiera. Aumentar esta longitud hasta unos 11 mm duplica la razón M/F. Pero esta asa puede extenderse en dirección apical sólo hasta un punto en el que no cause irritación en el surco vestibular. Otra estrategia consiste en aumentar la cantidad de alambre en la parte superior del asa a nivel gingival. La figura 7-46 mues-

tra cómo aumentando la cantidad gingival de alambre (dimensión G), la razón M/F incrementa y la tasa carga-deflexión disminuye. Una ventaja del diseño de asa en T con respecto al asa vertical simple es que el primero produce una razón M/F mayor para controlar la raíz y una tasa carga-deflexión baja, asegurando así una mayor constancia de la fuerza<sup>11,50,55</sup>.

El momento producido por un resorte de retracción durante la activación recibe el nombre de *momento de activación*. Éste depende del cambio en el ángulo que forman los brazos horizontales del resorte con el bracket cuando se activa el asa. Incluso cuando el diseño mejora con la utilización de una configuración del tipo de asa en T, la razón M/F podría no ser lo suficientemente elevada como para producir traslación. Para conseguir una razón M/F más elevada, pueden ponerse un doblez en V o tipo *tip-back* en el resorte. El momento producido por el *tip-back* se denomina *momento residual*. Idealmente, un resorte de retracción desarrolla una razón M/F relativamente constante. Si esta razón varía a medida que se mueve el diente, éste no tendrá un centro constante de rotación. Dos principios a recordar para la obtención de una razón M/F constante son: 1) uso de un momento de activación tan alto como sea posible y un momento residual tan bajo



**Figura 7-40**

Un arco en bypass para el canino evita efectos adversos. Un alambre de NiTi secundario separado hizo erupcionar el canino. **A**, Antes; **B**, Paso intermedio; **C**, Después.



**Figura 7-41**

Arco en bypass para el canino. Un cantilever desde el tubo del molar erupciona el canino.



**Figura 7-42**

Arco de 0,416 × 0,559 mm en bypass para el canino. Arco de TMA que provoca torsión en la raíz del canino hacia lingual. El alambre se sitúa en la rama auxiliar del bracket del canino.

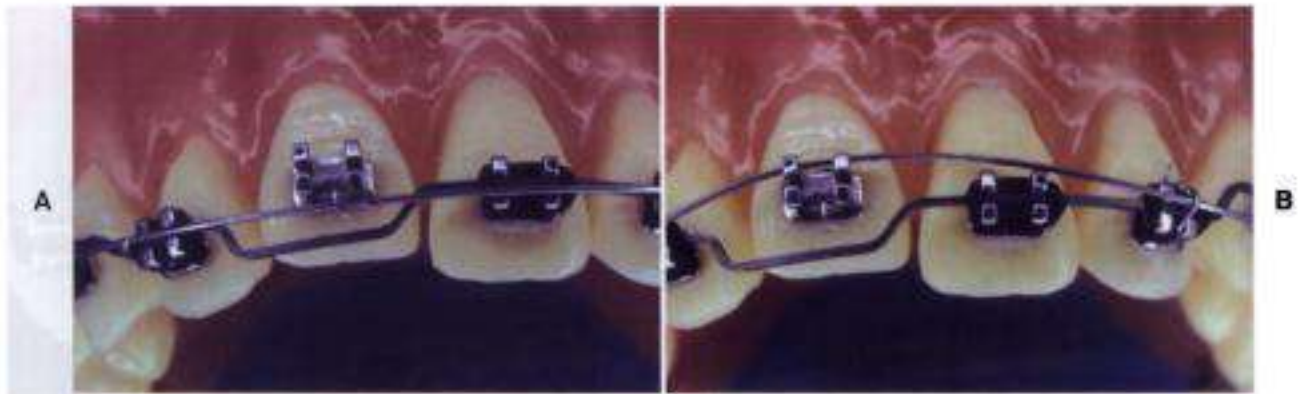


Figura 7-43

Arco en bypass para el incisivo. Un alambre auxiliar de NITI hará erupcionar el incisivo central sin efectos colaterales en los dientes adyacentes. **A**, Activado. **B**, Pasivo.

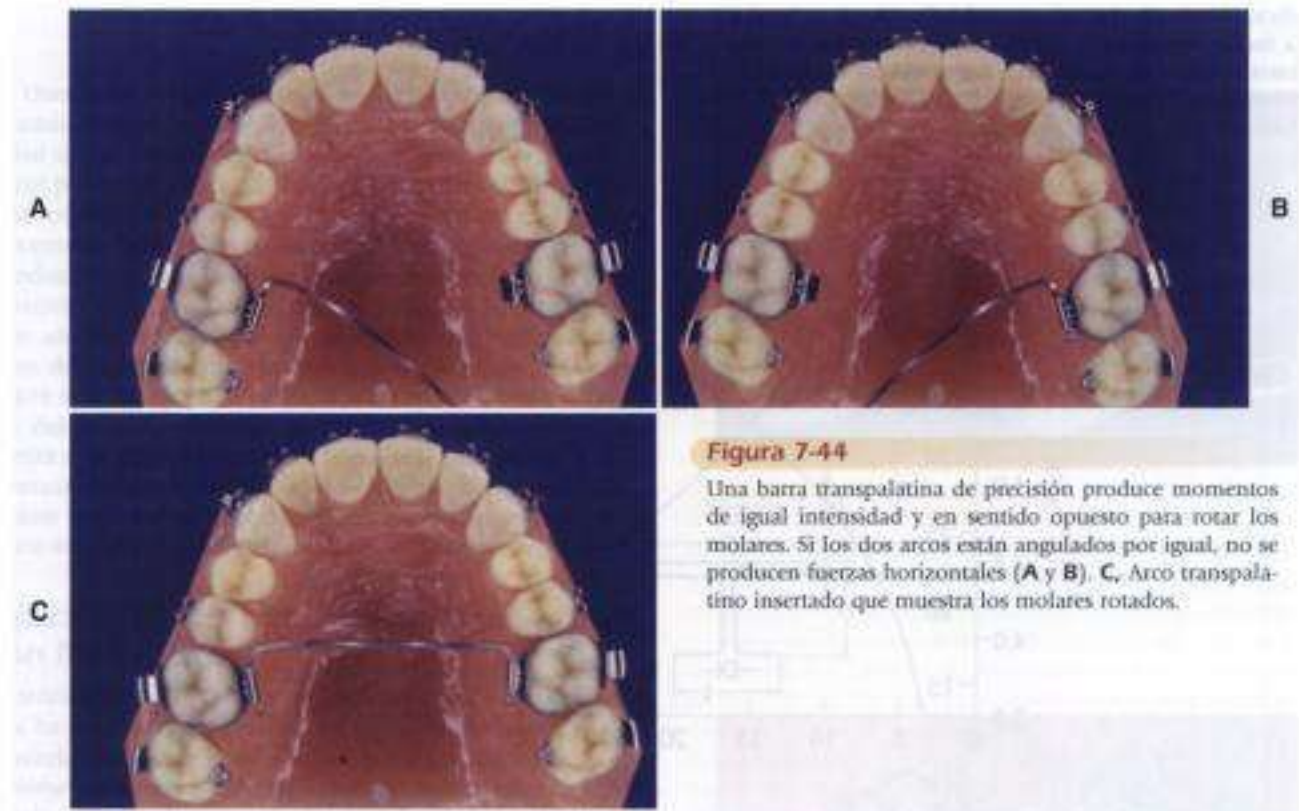


Figura 7-44

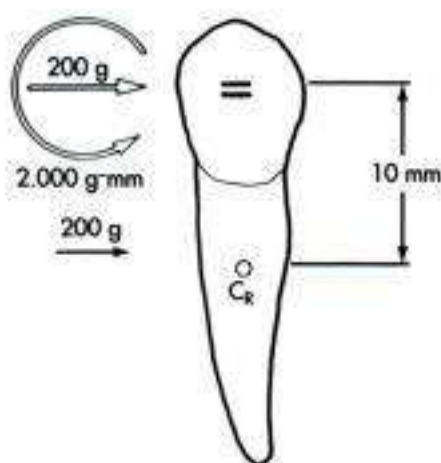
Una barra transpalatina de precisión produce momentos de igual intensidad y en sentido opuesto para rotar los molares. Si los dos arcos están angulados por igual, no se producen fuerzas horizontales (**A** y **B**). **C**, Arco transpalatino insertado que muestra los molares rotados.

como se pueda y 2) disminuir las razones de fuerza-deflexión y momento-deflexión.

Un factor importante en el uso de un asa para el cierre de espacios es la posición mesiodistal de la misma. Si el asa se coloca a mitad de camino entre las fijaciones, se producen momentos de activación opuestos e iguales<sup>30</sup>. Si el asa se posiciona alejada del centro y hacia distal, el diente posterior recibe un momento de retroceso mayor. Además, se desarrollan fuerzas intrusivas a nivel anterior. Este concepto puede aplicarse en casos de anclaje en los que no está in-

dicado el movimiento mesial de los dientes posteriores. En contrapartida, la colocación de un asa alejada del centro hacia mesial aumenta el momento hacia los dientes anteriores y puede ser útil para mesializar segmentos laterales.

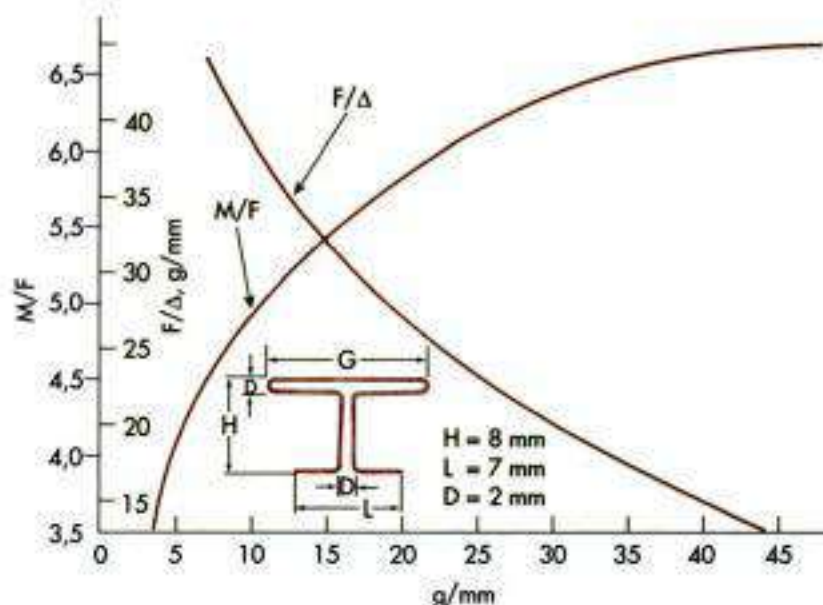
La figura 7-47 muestra el uso de un asa en T para un cierre de espacio en masa. Los segmentos anterior y posterior son de acero inoxidable y el asa activa en T es de TMA, lo que disminuye la relación carga-deflexión y aumenta el grado de activación. El asa (resorte) se une a los tubos auxiliares del primer molar y el canino. Centrar el resorte produce aproxi-

**Figura 7-45**

Una fuerza que actúa en el centro de resistencia (CR) de un diente lo traslada. Un par (momento) y una fuerza (flechas blancas) actuando en el bracket producen el mismo efecto. Obsérvese que la magnitud del momento es igual a la fuerza multiplicada por la distancia desde el bracket hasta el centro de resistencia. (Reproducida de Burstone CJ, Koenig HA: Am J Orthod 70:1, 1976. Con autorización de la American Association of Orthodontists.)

**Figura 7-47**

El asa en T en posición centrada se conecta a los tubos auxiliares del canino y el molar.

**Figura 7-46**

A medida que aumenta la longitud gingival horizontal, la razón momento-fuerza se incrementa y la  $F/\Delta$  sigue disminuyendo. (Reproducida de Burstone CJ, Koenig HA: Am J Orthod 70:1, 1976. Con autorización de la American Association of Orthodontists.)

madamente la misma traslación de los segmentos anterior y posterior durante el cierre del espacio. Se utilizaron las asas en T para efectuar un cierre diferencial del espacio, para mantener el anclaje y para corregir la sobremordida profunda (fig. 7-48). El asa en la arcada superior se colocó alejada del centro hacia distal. Hemos de observar que los dientes ante-

rosuperiores se han inclinado ligeramente hacia lingual, lo cual no es sorprendente debido a que el momento sobre los incisivos es suficiente para producir sólo la inclinación alrededor de sus ápices, no la traslación. Después del cierre de los espacios se requerirá una fase separada para el movimiento radicular del sector anterior en masa.

**Figura 7-48**

Cierre de espacio diferencial. Se consiguió un momento de retroceso mayor en los dientes posteriores colocando el asa descentrada hacia distal. **A**, Después de la inclinación anterior en masa. **B**, Después del movimiento dentario anterior en masa.

Uno de los problemas con el uso de mecanismos de deslizamiento para la retracción del canino es la impredecibilidad de las fuerzas de fricción\*. Gran parte de la fricción surge por la tendencia del alambre a impedir la inclinación y la rotación. En la figura 7-49 se utiliza un asa en T para desarrollar fuerza durante la retracción del canino. El asa produce también momentos que evitan la inclinación y la rotación, lo que reduce la fricción. La figura 7-50 muestra otro abordaje para disminuir la fricción con los mecanismos de deslizamiento: extensiones flexibles de TMA de  $0,406 \times 0,559$  mm con hélices fijadas en los tubos auxiliares del canino y el molar permiten una aplicación de la fuerza más cerca del centro de resistencia del canino. A diferencia de los «brazos de poder» rígidos, las extensiones tienen una razón carga-deflexión relativamente baja, de unos 40 g/mm, y una activación típica de 6 mm.

### Aplicaciones del composite reforzado con fibra

Históricamente, el diseño de los aparatos de ortodoncia fija ha requerido materiales con unas propiedades de ingeniería excelentes, como los metales y las cerámicas. Los polímeros, a pesar de su fácil manejo, son débiles estructuralmente y, por tanto, tienen usos limitados, principalmente en aparatos removibles.

Se ha desarrollado una nueva generación de materiales que incorpora fibras largas como las de vidrio o las de carbono y que poseen propiedades que se aproximan a las de los metales. Para optimizar sus propiedades mecánicas, las fibras se humedecen y orientan y se les añade la matriz plástica bajo condiciones de fabricación controladas. Los alambres o tiras impregnadas por la matriz y que no están polimerizadas reciben el nombre de tiras prefabricadas. Estos alambres pueden ser moldeados pasivamente para adaptarlos a la forma de la arcada y, al polimerizar, en-

**Figura 7-49**

Retracción del canino utilizando mecánica de deslizamiento. Los momentos del asa en T minimizan la fricción.

**Figura 7-50**

Retracción del canino utilizando mecánica de deslizamiento. Las extensiones flexibles desarrollan una fuerza más constante y más cercana al centro de resistencia del canino.

\*Referencias 4, 46, 53, 66, 83, 84.



**Figura 7-51**

Se utiliza un alambre de composite reforzado con fibra (CRF) para el anclaje en lugar de brackets para enderezar el segundo molar superior. El estético CRF conecta rígida y pasivamente los dientes anteriores. **A**, Antes. **B**, Después. (Por cortesía de Philip Depasquale, Avon, Connecticut.)

durescen formando un componente ortodóncico duro y rígido<sup>26,37</sup>.

La figura 7-51 muestra la aplicación de un composite reforzado con fibra (CRF). El segundo molar superior izquierdo se ha inclinado mesialmente hacia el espacio de extracción del primer molar y el plan de tratamiento indica la conveniencia de mover un poco ese molar hacia mesial para cerrar el espacio y mesializar la raíz para corregir la inclinación axial. Tradicionalmente, se colocan brackets de metal o cerámica en los dientes anteriores para proporcionar el anclaje suficiente. En este paciente, una tira prefabricada compuesta por una fibra de vidrio larga y resina Bis-GMA está adaptada a la forma de la arcada superior y, a continuación, se polimeriza para formar una unidad de anclaje, como la conseguida con metal, rígida, fuerte y pasiva. Sólo se colocan fijaciones en el segundo molar y en el CRF de la zona del primer premolar. Un segmento de alambre sencillo conecta los dos attaches. El largo espacio interataches y el uso de sólo unos pocos brackets incrementa la eficiencia biomecánica y la comodidad del paciente. La figura 7-51, B, muestra la corrección de la inclinación axial del segundo molar superior y el cierre del espacio. Un CRF en la arcada inferior facilita la corrección del último molar. Tras realizar las correcciones principales con un segmento de CRF, pueden necesitarse algunos –pero no todos– brackets para terminar el detallado.

El desarrollo de segmentos o arcos de CRF ofrece una nueva dimensión en el diseño de los aparatos. El anclaje se ve reforzado ya que se elimina el juego entre el alambre y el bracket. Debido a que estos alambres se ajustan perfectamente a los dientes, ya es posible no tocar aquellos que no queremos mover y tener un alambre completamente pasivo. Además, las fibras de vidrio con adecuadas con respecto a la estética del sector anterior.

## RESUMEN

El diseño de un aparato de ortodoncia requiere una comprensión meticulosa de las variables biológicas y físicas. El di-

seño es un área en la que los conceptos de biología y física se unen para formar una auténtica disciplina biomecánica.

A pesar de que el objetivo de los autores no es intentar dar recetas para el diseño de un aparato –como si se tratara de un libro de cocina– sí es importante señalar los pasos que pueden seguirse en el diseño de un dispositivo ortodóncico.

1. El diseñador debe asumir ciertas premisas con respecto a la naturaleza de las fuerzas y el movimiento dentario. Los objetivos con respecto a este movimiento deben ser biológicamente aceptables, refiriéndose no sólo a los cambios tisulares alrededor de los dientes sino también a los cambios generalizados en el crecimiento de la cara. Los objetivos biológicos del tratamiento deben ocupar un lugar preeminente porque sin ellos el diseño del aparato no tiene ninguna base.
2. Debe seleccionarse una configuración básica, dependiendo de las limitaciones de espacio en la cavidad oral. La configuración debería venir determinada parcialmente por la higiene del paciente y su comodidad. Y más importante que esto, su configuración debería permitir desarrollar el sistema de fuerzas necesario, debería tener una carga elástica máxima y una razón carga-deflexión deseables, y debería desarrollar la razón M/F necesario. Se tendrían que analizar los miembros del aparato de manera que la distribución de la tensión en las secciones críticas no diera lugar a fracaso.
3. Una vez establecida la configuración general, pueden determinarse sus dimensiones. La longitud se establece en consonancia con la comodidad del paciente y la higiene oral.
4. Cuando se conocen las dimensiones de un componente, puede elegirse el tipo de material o aleación que va a utilizarse<sup>39</sup>.
5. Finalmente se determina la sección transversal del alambre.

Esto no debe hacer pensar que siempre pueden diseñarse los aparatos siguiendo la misma secuencia lógica.



Muchas variables que están implicadas en el diseño de un aparato están relacionadas y no pueden ser separadas. Además, esta lista de pasos no pretende sugerir que todo lo que se necesita para diseñar un aparato es un grupo de fórmulas de ingeniería. La base en las ciencias físicas puede ayudar en el diseño de aparatos, pero el desarrollo de éstos requiere también cierta dosis de intuición, así como experimentación clínica y de laboratorio. La ciencia básica, más que el ensayo y error, ofrece las mayores posibilidades para el desarrollo de los aparatos ortodóncicos del futuro.

## BIBLIOGRAFÍA

- Andreasen GE, Hilleman TB: An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics, *J Am Dent Assoc* 82:1373, 1971.
- Andreasen GE, Morrow RE: Laboratory and clinical analysis of Nitinol wire, *Am J Orthod* 73:142, 1978.
- Andreasen GE, Quevedo FR: Evaluation of friction forces in the 0.022 x 0.028 edgewise bracket in vitro, *J Biomech* 3:151, 1970.
- Articolo LC, Kusy RP: Influence of angulation on the resistance to sliding in fixed appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115(1):39-51, 1999.
- Baldini JC, Haack DC, Weinstein S: The manipulation of lateral forces produced by extraoral appliances, *Angle Orthod* 51:301, 1981.
- Burstone CJ: The application of continuous forces to orthodontics, *Angle Orthod* 31:1, 1961.
- Burstone CJ: The rationale of the segmented arch, *Am J Orthod* 11:805, 1962.
- Burstone CJ: Mechanics of the segmented arch technique, *Angle Orthod* 36:99, 1966.
- Burstone CJ: Deep overbite correction by intrusion, *Am J Orthod* 72:1, 1977.
- Burstone CJ: Variable-modulus orthodontics, *Am J Orthod* 80:1, 1981.
- Burstone CJ: The segmented arch approach to space closure, *Am J Orthod* 82:361, 1982.
- Burstone CJ: Welding of TMA wire clinical applications, *J Clin Orthod* 21(9):609, 1987.
- Burstone CJ: Precision lingual arches: active applications, *J Clin Orthod* 23(2):101, 1989.
- Burstone CJ: Biomechanical rationale for orthodontic therapy. In Melsen B, editor: *Controversies in orthodontics*, Chicago, 1991, Quintessence.
- Burstone CJ: The precision lingual arch: hinge cap attachment, *J Clin Orthod* 28(3):151, 1994.
- Burstone CJ: Diagnosis and treatment planning of patients with asymmetries, *Semin Orthod* 4(3):153-164, 1998.
- Burstone CJ: Orthodontics as a science: the role of biomechanics, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117(5):598-600, 2000.
- Burstone CJ: Biomechanics of deep overbite correction, *Semin Orthod* 7(1):26-33, 2001.
- Burstone CJ, Every TW, Pryputniewicz RJ: Holographic measurement of incisor extrusion, *Am J Orthod* 82:1, 1982.
- Burstone CJ, Farzin-Nia P: Production of low-friction and colored TMA by ion implantation, *J Clin Orthod* 29(7):453, 1995.
- Burstone CJ, Goldberg J: Beta titanium: a new orthodontic alloy, *Am J Orthod* 7:2, 1980.
- Burstone CJ, Goldberg AJ: Maximum forces and deflections from orthodontic appliances, *Am J Orthod* 84(2):95, 1983.
- Burstone CJ, Koenig HA: Force systems from an ideal arch, *Am J Orthod* 65:270, 1974.
- Burstone CJ, Koenig HA: Optimizing anterior and canine retraction, *Am J Orthod* 70:1, 1976.
- Burstone CJ, Koenig HA: Creative wire bending: the force system from step and V bends, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:59, 1988.
- Burstone CJ, Kuhlberg AJ: Fiber-reinforced composites in orthodontics, *J Clin Orthod* 34(5):271-279, 2000.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ: Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces, *Am J Orthod* 77:396, 1980.
- Burstone CJ, Pryputniewicz RJ, Bowley WW: Holographic measurement of tooth mobility in three dimensions, *J Periodontol Res* 13:283, 1978.
- Burstone CJ, Qin B, Morton JV: Chinese NiTi wire: a new orthodontic alloy, *Am J Orthod* 87(6):443, 1985.
- Chen J, Markham DL, Kasona TR: Effects of T-loop geometry on its forces and moments, *Angle Orthod* 70(1):48-51, 2000.
- Choy K, Pae EK, Kim K, et al: Controlled space closure with a statistically determinate retraction system, *Angle Orthod* 72(3):191-198, 2002.
- Choy K, Pae EK, Park YC, et al: Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117(1):98-105, 2000.
- Christiansen R, Burstone CJ: Centers of rotation within the periodontal space, *Am J Orthod* 55:353, 1969.
- DeFranco JC, Koenig HA, Burstone CJ: Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances, *J Biomech* 9:793, 1976.
- Dellinger EL: Histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the *Macaca speciosa* monkey, *Am J Orthod* 53:325, 1967.
- Fortin JM: Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to-force ratio in the crown, *Am J Orthod* 59:541, 1971.
- Frelich MA, Karmaker AC, Burstone CJ, et al: Development and clinical applications of a light-polymerized fiber-reinforced composite, *J Prosthet Dent* 80(3):311-318, 1998.
- Gmyrek H, Bourauel C, Richter G, et al: Torque capacity of metal and plastic brackets with references to materials, application, technology and biomechanics, *J Orofac Orthop* 63(2):113-128, 2002.
- Goldberg AJ, Burstone CJ: An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances, *J Dent Res* 58:593, 1979.
- Goldberg AJ, Burstone CJ, Koenig HA: Plastic deformation of orthodontic wires, *J Dent Res* 62(9):1016, 1983.
- Goldberg AJ, Morton I, Burstone CJ: The flexure modulus of elasticity of orthodontic wires, *J Dent Res* 62(7):856, 1983.
- Goldberg AJ, Vanderby R Jr, Burstone CJ: Reduction in the modulus of elasticity in orthodontic wires, *J Dent Res* 56:1227, 1977.
- Groves MH Jr: Threshold force values of the anterior retraction, thesis, Indianapolis, 1959, Indiana University School of Dentistry.
- Halazonetis DJ: Ideal arch force systems: a center-of-resistance perspective, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114(3):256-264, 1998.
- Hershhey GH, Houghton CW, Burstone CJ: Unilateral facebows: a theoretical and laboratory analysis, *Am J Orthod* 79:229, 1981.
- Iwasaki IR, Beatty MW, Randall CJ, et al: Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123(4):408-415, 2003.

47. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, et al: Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117(2):175-183, 2000.
48. Koenig HA, Burstone CJ: Analysis of generalized curved beams for orthodontic applications, *J Biomech* 7:429, 1974.
49. Koenig HA, Burstone CJ: Force systems from an ideal arch: large deflection considerations, *Angle Orthod* 59(1):11, 1989.
50. Kuhlberg AJ, Burstone CJ: T-loop position and anchorage control, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:12-18, 1997.
51. Kusy RP, Greenberg AR: Effects of composition and cross section on the elastic properties of orthodontic archwire, *Angle Orthod* 51:325, 1981.
52. Kusy RP, Tulloch JFC: Moment/force ratios in mechanics of tooth movement, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90:27, 1986.
53. Liew CF, Brockhurst P, Freer TJ: Frictional resistance to sliding archwires with repeated displacement, *Aust Orthod J* 18(2):71-75, 2002.
54. Lopez I, Goldberg J, Burstone CJ: Bending characteristics of Nitinol wire, *Am J Orthod* 75:569, 1979.
55. Manhartberger C, Morton J, Burstone CJ: Space closure in adult patients using the segmented arch technique, *Angle Orthod* 59:205, 1989.
56. Melsen B: Biological reaction of alveolar bone to orthodontic tooth movement, *Angle Orthod* 69(2):151-158, 1999.
57. Melsen B: Tissue reaction to orthodontic tooth movement: a new paradigm, *Eur J Orthod* 23(6):671-681, 2001.
58. Miura F et al: The super-elastic Japanese NiTi alloy wire of use in orthodontics. I, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90:1, 1986.
59. Miura F et al: The super-elastic Japanese NiTi alloy wire of use in orthodontics. III. Studies on the Japanese NiTi alloy coil springs, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:89, 1988.
60. Mulligan TF: Understanding wire/bracket relationships, *J Orofac Orthop* 63(6):493-508, 2002.
61. Nägler H et al: Centers of rotation with transverse forces: an experimental study, *Am J Orthod* 99:337, 1991.
62. Nägler H et al: Basic biomechanical principles of tooth movement. In Hösl E, Baldauf A, editors: *Mechanical and biological basics in orthodontic therapy*, Heidelberg, Hüthig Buch Verlag Heidelberg.
63. Nägler H et al: Theoretische and experimentelle aspekte zur initialen Zahnbewegung, *Orthodontie und Kieferorthopädie Quintessenz*, p 43, 1991.
64. Nelson K, Burstone CJ, Goldberg AJ: Optimal welding of beta titanium orthodontic wires, *Am J Orthod* 92:213, 1987.
65. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ: The effects of time and force magnitude on orthodontic tooth movement, *J Dent Res* 58:1154, 1979.
66. Redlich M, Mayer Y, Harari D, et al: In vitro study of frictional forces during sliding mechanisms of "reduced-friction" brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(1):69-73, 2003.
67. Reitan K: The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function, *Acta Odontol Scand Suppl* 6:1-240, 1951.
68. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM: Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review, *Angle Orthod* 73(1):86-92, 2003.
69. Ronay F et al: Force system developed by V bends in an elastic orthodontic wire, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94(4):295, 1989.
70. Sandstedt CW: Einige Beiträge zur Theorie der Zahnregulierung, *Nord Tand Tidsskr* 5:236, 1904; 6:1, 1906.
71. Santoro M, Nicolay OE, Cangialosi TJ: Pseudoelasticity and thermoelasticity of nickel-titanium alloys: a clinically oriented review. II. Deactivation forces, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 119(6):594-603, 2001.
72. Shroff B et al: Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: biomechanics of the three-piece base arch appliance, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:136-143, 1995.
73. Shroff B et al: Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch, *Angle Orthod* 67(6):455-462, 1997.
74. Smith RJ, Burstone CJ: Mechanics of tooth movement, *Am J Orthod* 85(4):294, 1984.
75. Smith R, Storey E: The importance of force in orthodontics, *Aust Dent J* 56:291, 1952.
76. Solonche DJ, Burstone CJ, Yeamans E: An automated device for determining load-deflection characteristics of orthodontic appliances. Proceedings of the Twenty-Fifth Annual Conference of Engineering in Medicine and Biology, 1972.
77. Storey E, Smith R: Force in orthodontics and its relation to tooth movement, *Aust Dent J* 56:11, 1952.
78. Tanne K, Burstone CJ, Sakuda M: Biomechanical responses of tooth associated with different root lengths and alveolar bone heights: changes of stress distributions in the PDL, *J Osaka Univ Dent Sch* 29:17, 1989.
79. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ: Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 92:499, 1987.
80. Tanne K, Yoshida S, Kawata T, et al: An evaluation of the biomechanical response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects, *Br J Orthod* 25(2):109-115, 1998.
81. Tanne K et al: Effect of moment-to-force ratios on stress patterns and levels in the PDL, *J Osaka Univ Dent Sch* 29:9, 1989.
82. Tanne K et al: Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(1):66, 1991.
83. Thoestenson GA, Kusy RP: Resistance to sliding of self-ligating brackets versus conventional stainless steel twin brackets with second-order angulation in the dry and wet (saliva) states, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120(4):361-370, 2001.
84. Thoestenson GA, Kusy RP: Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second-order angulation in the dry and saliva states, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121(5):472-482, 2002.
85. Timoshenko S, Goodier JN: *Theory of elasticity*, ed 2, New York, 1951, McGraw-Hill.
86. Toms SR, Eberhardt AW: A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123(6):657-665, 2003.
87. Tripoli H, Burstone CJ, Bantleon P, et al: Force characteristics of nickel-titanium tension coil springs, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115(5):498-507, 1999.
88. Wainwright WM: Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate, *Am J Orthod* 64:278, 1973.
89. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, et al: Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120(2):190-197, 2001.

## El tratamiento ortodóncico y el paciente con disfunción temporomandibular

Jeffrey P. Okeson

**A**l ortodoncista se le presenta constantemente el desafío de proporcionar a cada paciente una estética y función masticatoria aceptables. Aunque la estética sea el objetivo inmediato y fundamental del paciente, la función se vuelve mucho más importante a lo largo de su vida. Es necesario proveer al paciente de un sistema masticatorio funcionalmente sano, y éste ha de convertirse en el objetivo principal de todos los tratamientos de ortodoncia. Ningún otro especialista dental altera con tanta frecuencia la situación oclusal del paciente como parte del tratamiento. El ortodoncista se encuentra en una posición única para mejorar o empeorar la situación oclusal a la vez que va cumpliendo los objetivos estéticos del tratamiento. Le corresponde, por tanto, al ortodoncista, conocer la función masticatoria normal y los objetivos a cumplir para mantener una función normal. Estos objetivos deberían conseguirse en todos los pacientes, tengan o no una disfunción masticatoria.

Este capítulo se encarga primero de los principios de la estabilidad ortopédica normal del sistema masticatorio y después define los objetivos del tratamiento que ayudarán a asegurar una función masticatoria normal. A continuación se revisan los conceptos sobre la relación entre la inestabilidad ortopédica y la disfunción temporomandibular (DTM) y sobre cuándo el tratamiento de ortodoncia puede influir en los síntomas de la DTM. Se presentan una historia clínica y un examen de la DTM breves, de manera que el ortodoncista pueda identificar síntomas importantes antes de empezar el tratamiento de ortodoncia. Por último, este capítulo proporciona algunas consideraciones clínicas acerca del tratamiento de los síntomas de la DTM que pueden aparecer durante el tratamiento ortodóncico.

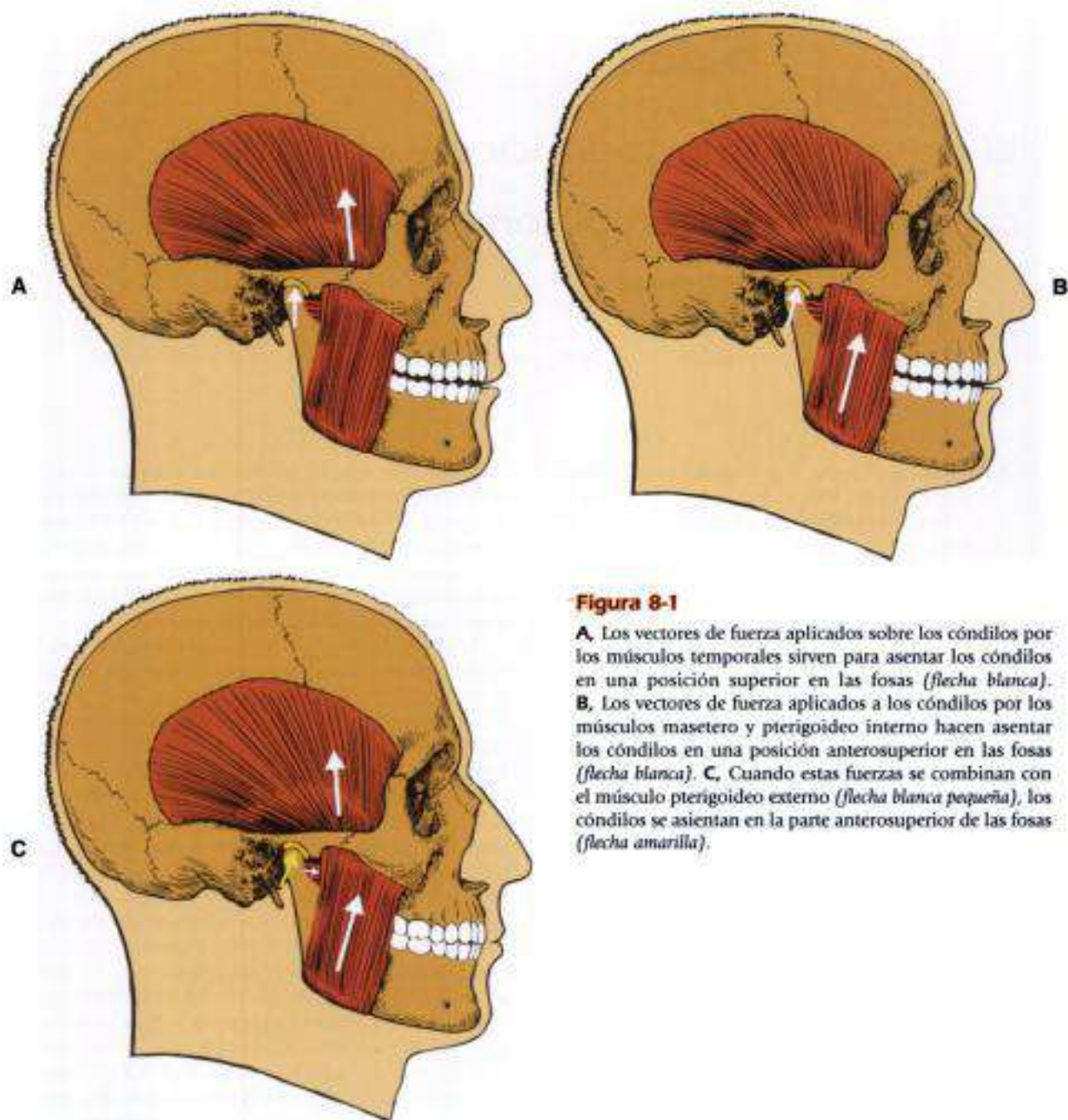
### CONCEPTO DE ESTABILIDAD ORTOPÉDICA

Durante muchos años, la profesión dental ha debatido la relación existente entre la oclusión y las DTM. Los clínicos se han concentrado a menudo en el patrón de contacto preciso de los dientes y, quizá, han pasado por alto el aspecto más significativo de la estabilidad ortopédica. Si la oclusión

es importante para la función masticatoria, debe relacionarse con la influencia del patrón de contacto oclusal de los dientes en la estabilidad ortopédica de todo el sistema masticatorio. En otras palabras, el clínico ha de comprender los principios ortopédicos correctos para apreciar mejor y más ampliamente la importancia de la oclusión y su papel en la función o disfunción del sistema masticatorio.

A la hora de establecer los criterios para una posición articular estable y ortopédicamente óptima, han de examinarse en detalle las estructuras anatómicas de la articulación temporomandibular. La articulación temporomandibular está formada por el cóndilo que reposa en el interior de la fosa articular con el disco articular interpuesto. El disco articular está formado por un tejido conjuntivo fibroso denso desprovisto de nervios y vasos sanguíneos<sup>8</sup>. Esta disposición permite a la articulación soportar fuerzas intensas sin sufrir daños ni crear estímulos dolorosos. El objetivo del disco es separar, proteger y estabilizar el cóndilo en la fosa mandibular durante los movimientos funcionales. Pero el disco articular no determina la estabilidad posicional de la articulación. Como en cualquier otra articulación, la estabilidad posicional viene determinada por los músculos que tiran de la articulación y evitan la separación de las superficies articulares. Los vectores de fuerza de estos músculos determinan la posición articular ortopédicamente estable. Éste es un principio ortopédico que comparten todas las articulaciones móviles. Puede establecerse que todas las articulaciones móviles tienen una *posición musculoesqueléticamente estable*, siendo ésta la posición estabilizada por la actividad de los músculos que tiran de ella. La posición musculoesqueléticamente estable es la posición ortopédicamente más estable para la articulación y se identifica observando los vectores de fuerza aplicados por los músculos estabilizadores.

Los principales músculos que estabilizan las articulaciones temporomandibulares son los músculos elevadores. La dirección de las fuerzas aplicadas a los cóndilos por los maseteros y los pterigoideos internos es superoanterior (fig. 8-1). Los músculos temporales también participan en la estabilización de la articulación temporomandibular. Los músculos temporales tienen algunas fibras orientadas horizontalmente, pero la mayoría de ellas elevan los cóndilos en una dirección superior y recta<sup>13</sup>. Estos tres grupos

**Figura 8-1**

**A.** Los vectores de fuerza aplicados sobre los cóndilos por los músculos temporales sirven para asentar los cóndilos en una posición superior en las fosas (*flecha blanca*). **B.** Los vectores de fuerza aplicados a los cóndilos por los músculos masetero y pterigoideo interno hacen asentar los cóndilos en una posición anterosuperior en las fosas (*flecha blanca*). **C.** Cuando estas fuerzas se combinan con el músculo pterigoideo externo (*flecha blanca pequeña*), los cóndilos se asientan en la parte anterosuperior de las fosas (*flecha amarilla*).

de músculos son los responsables principalmente de la posición y estabilidad de la articulación, aunque también los músculos pterigoideos externos contribuyen a la estabilidad articular.

En la posición de reposo, sin ninguna influencia de la situación oclusal, los cóndilos están estabilizados por el tono muscular de los elevadores y los fascículos inferiores de los pterigoideos externos. Los músculos temporales sitúan los cóndilos en la parte más superior de las fosas. Los maseteros y los pterigoideos internos posicionan los cóndilos superoanteriormente. El tono de los fascículos inferiores de los pterigoideos externos posicionan los cóndilos anteriormente contra las pendientes posteriores de las eminencias articulares.

Por tanto, se describe la posición articular ortopédicamente más estable —dictada por los músculos— como aquella en la que los cóndilos están localizados en la posición más superoanterior de las fosas articulares y descansando contra las pendientes posteriores de las eminencias articulares. Esta descripción, sin embargo, no es completa si no se tienen en cuenta las posiciones de los discos articulares. Sólo se conseguirá una relación articular óptima cuando los discos articulares se interpongan de manera apropiada entre los cóndilos y las fosas articulares. Por tanto, la definición completa de la posición articular ortopédicamente más estable es aquella posición en la que los cóndilos se encuentran en su posición más superoanterior en las fosas articulares, descansando contra las pen-

dientes posteriores de las eminencias articulares, con los discos articulares interpuestos apropiadamente. Esta posición es la *posición musculoesqueléticamente más estable* de la mandíbula.

La posición articular ortopédicamente más estable descrita no considera los efectos estabilizadores de las estructuras de la otra parte de la mandíbula, esto es, los dientes. Los patrones de contacto oclusal de los dientes influyen también en la estabilidad del sistema masticatorio. Cuando los cóndilos están en su posición más estable en las fosas y la boca está cerrada, los dientes deben ocluir en su relación más estable. La posición oclusal más estable es la máxima intercuspidad. Este tipo de relación oclusal le proporciona a la mandíbula una estabilidad máxima, minimizando la cantidad de fuerza recibida por cada diente durante la función.

En resumen, los criterios para la estabilidad ortopédica máxima del sistema masticatorio serían tener un contacto homogéneo y simultáneo de todos los dientes posibles, cuando los cóndilos mandibulares se encuentran en su posición más superoanterior, descansando en las pendientes posteriores de las eminencias articulares y con los discos interpuestos adecuadamente. En otras palabras, la posición musculoesqueléticamente más estable de los cóndilos coincide con la posición de máxima intercuspidad de los dientes.

Una consideración adicional a la hora de describir la situación oclusal es el hecho de que la mandíbula tiene la capacidad de moverse excéntricamente, dando lugar a contactos dentarios. Estas excursiones laterales permiten la aplicación de fuerzas horizontales sobre los dientes y las fuerzas horizontales normalmente no son bien aceptadas por las estructuras de soporte de los dientes; con todo ello, la complejidad de las articulaciones requiere que algunos dientes soporten la carga de estas fuerzas inaceptables. Cuando se examinan todos los dientes, resulta evidente que los dientes anteriores son mejores candidatos a aceptar estas fuerzas horizontales que los dientes posteriores, debido a que están más lejos de los vectores de fuerza, lo que significa menos fuerza sobre ellos. Los caninos son los dientes anteriores mejor preparados para aceptar las fuerzas horizontales que se producen durante los movimientos excéntricos<sup>48,49,50</sup>. Los caninos tienen las raíces más largas y anchas y, por tanto, presentan la mejor proporción corona-raíz<sup>22</sup>. Los caninos también están rodeados por un hueso compacto denso que tolera las fuerzas mejor que el hueso medular encontrado alrededor de los dientes posteriores<sup>14</sup>.

Los contactos laterotrusivos han de proporcionar una guía adecuada para desocluid inmediatamente los dientes del lado opuesto de la arcada (lado mediotrusivo o de no trabajo). Cuando la mandíbula avanza en un contacto protrusivo, los dientes anteriores deberían proporcionar también un contacto o guía adecuados para desarticular los dientes posteriores.

Lo siguiente es un resumen de las condiciones que proporcionan una estabilidad ortopédica óptima en el sistema masticatorio y representa los objetivos del tratamiento ortodóncico para todos los pacientes.

1. Cuando se cierra la boca, los cóndilos deberían estar en su posición más superoanterior (musculoesqueléticamente estable), descansando en las pendientes

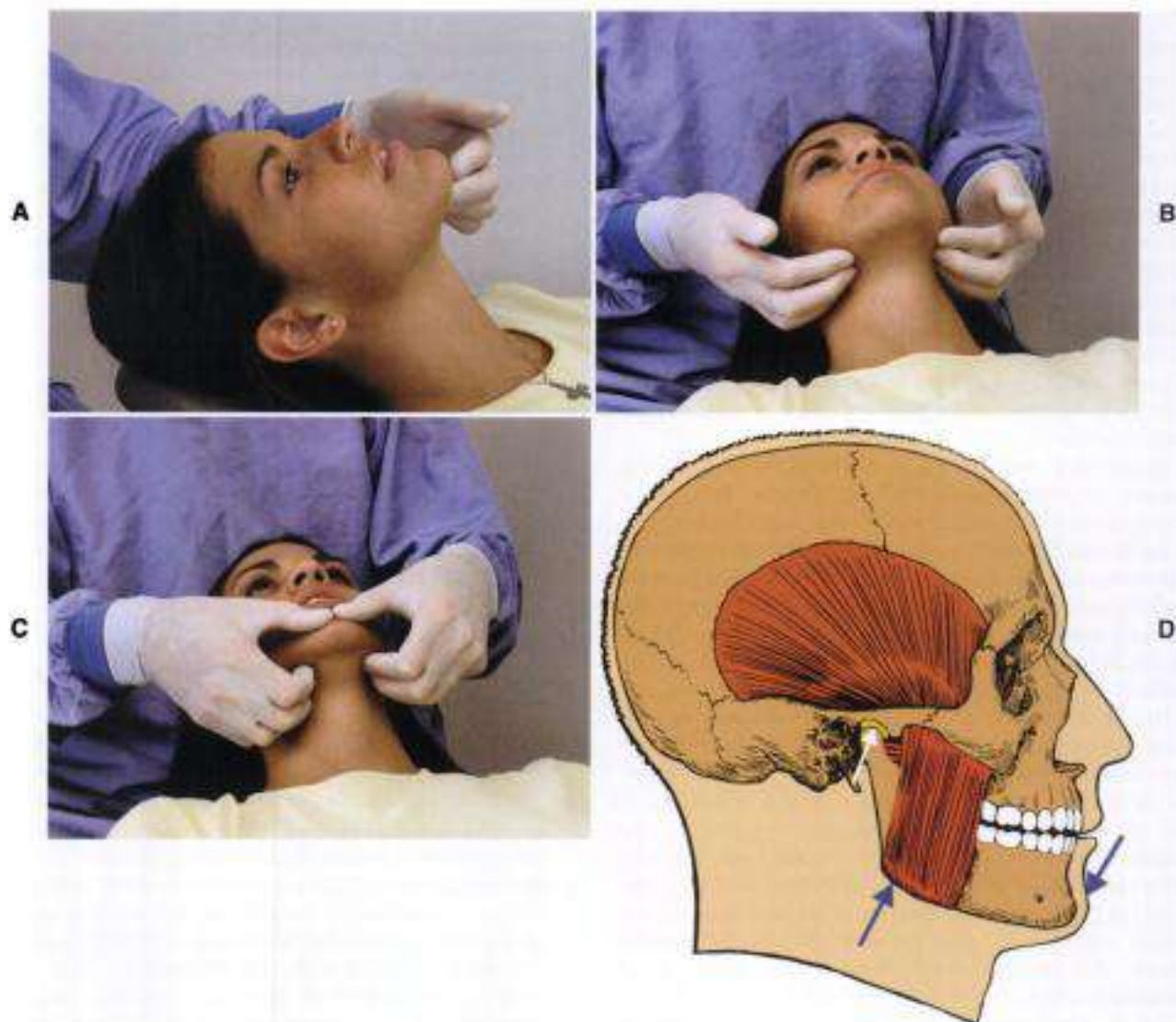
posteriores de las eminencias articulares con los meniscos interpuestos adecuadamente. En esta posición, todos los dientes posteriores deberían tener contactos homogéneos y simultáneos. Los dientes anteriores pueden contactar también, pero más ligeramente que los anteriores.

2. Cuando la mandíbula se desplaza a posiciones laterotrusivas, deben presentarse contactos adecuados guiados por dientes en el lado laterotrusivo (de trabajo) para desocluid inmediatamente el lado mediotrusivo (de no trabajo). Los caninos (guía canina) proporcionan la guía más deseable.
3. Cuando la mandíbula se mueve hacia una posición protrusiva, debería haber contactos guiados por los dientes anteriores para desocluid inmediatamente todos los dientes posteriores.
4. Cuando el paciente está sentado recto (en la posición de alerta para comer<sup>25</sup>) y se le pide que ponga en contacto los dientes posteriores, los contactos entre estos dientes deberían ser más intensos que los contactos entre los dientes anteriores.

## OBTENCIÓN DE LA POSICIÓN MUSCULOESQUELÉTICAMENTE ESTABLE

Ya descritos los objetivos de todos los tratamientos de ortodondia, la siguiente pregunta que hay que plantearse es: «¿cómo puede localizarse la posición musculoesqueléticamente más estable de los cóndilos en las fosas?» Para que estos objetivos de tratamiento sean útiles, el clínico debe ser capaz de localizar esta posición de tratamiento repetida y fiablemente. Una forma fácil y eficaz de localizar la posición musculoesqueléticamente estable es la técnica de manipulación manual bilateral<sup>12,27</sup>. Esta técnica empieza colocando al paciente recostado y con la barbilla levantada (fig. 8-2, A). Elevando la barbilla, se coloca la cabeza en una posición en la que es más fácil localizar los cóndilos cerca de la posición musculoesqueléticamente estable. El dentista se sienta detrás del paciente y coloca los cuatro dedos de cada mano en el borde inferior del ángulo mandibular. El meñique debe estar detrás del ángulo y los otros tres dedos en el borde inferior de la mandíbula. Los dedos deben estar localizados en el hueso y no en los tejidos blandos del cuello (fig. 8-2, B). A continuación, el dentista sitúa ambos pulgares sobre la sínfisis mandibular de manera que se toquen entre el labio inferior del paciente y la barbilla (fig. 8-2, C). Cuando las manos están en esta posición, la mandíbula es guiada por una fuerza hacia arriba aplicada sobre el borde inferior y los ángulos mandibulares mientras que, al mismo tiempo, los pulgares presionan la barbilla hacia abajo y hacia atrás. La fuerza global sobre la mandíbula se dirige de manera que los cóndilos se asientan en su posición más superoanterior y en contacto con las pendientes posteriores de las eminencias (fig. 8-2, D). Es necesaria una fuerza suave, pero firme, para guiar la mandíbula de forma que no provoque reflejos de defensa.

La localización de la posición musculoesqueléticamente estable comienza con los dientes anteriores separados no



**Figura 8-2**

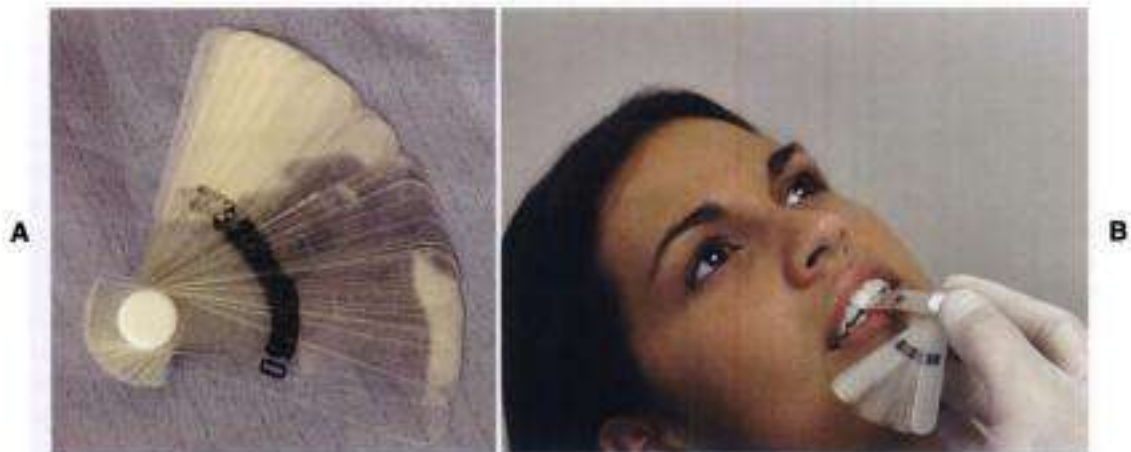
**A.** Guiar con éxito la mandíbula a la posición musculoesqueléticamente estable comienza teniendo al paciente tumbado y dirigiendo la barbilla hacia arriba. **B.** Los cuatro dedos de cada mano se colocan a lo largo del borde inferior de la mandíbula. El meñique debería estar detrás del ángulo y los otros dedos en el borde inferior de la mandíbula. Es importante colocar los dedos en el hueso y no en los tejidos blandos del cuello. **C.** Los pulgares se encuentran sobre la sínfisis mandibular. **D.** Se aplica una fuerza hacia abajo sobre la barbilla (flecha azul), mientras que se aplica una fuerza superior en el ángulo de la mandíbula (flecha azul). El efecto global es la colocación del cóndilo en una posición superoanterior en las fosas (flecha blanca).

más de diez milímetros para asegurar que los ligamentos temporomandibulares no han forzado la traslación de los cóndilos. La mandíbula se posiciona con un movimiento suave en forma de arco hasta que rota libremente alrededor de la posición musculoesqueléticamente estable. Este movimiento en forma de arco consiste en movimientos cortos de dos a cuatro milímetros. Una vez que la mandíbula rota alrededor de la posición musculoesqueléticamente estable, el dentista aplica una fuerza firme con los dedos para asentar los cóndilos en su posición más superoanterior.

En esta posición superoanterior, los complejos cóndilo-disco se encuentran en una relación adecuada para sopor-

tar fuerzas. Cuando existe dicha relación, guiar la mandíbula a esta posición no debería producir dolor. Si este movimiento provoca dolor, podría existir algún tipo de alteración intracapsular. Cuando se presenta una situación de dolor, no parece posible encontrar una posición mandibular exacta. Por tanto, el dentista necesita investigar y tratar la causa de ese dolor antes de iniciar cualquier tratamiento ortodóncico.

Otro método para encontrar la posición musculoesqueléticamente estable es utilizando los propios músculos para asentar los cóndilos. Esto puede conseguirse con un calibrador de laminillas<sup>5,29</sup> (fig. 8-3). El concepto en el que se



**Figura 8-3**

**A.** Calibrador de laminillas. **B.** Se utiliza el calibrador de laminillas para ayudar a localizar la posición musculoesqueléticamente estable. Se le pide a la paciente que cierre y se coloca un número suficiente de laminillas entre los dientes anteriores para separar ligeramente los posteriores. A medida que el paciente intente cerrar con los dientes posteriores, los cóndilos estarán colocados en la posición musculoesqueléticamente estable. El clínico ha de asegurarse de que el paciente no protruye la mandíbula mientras cierra o de que las laminillas no ejercen una fuerza de retrusión sobre los cóndilos. Una vez localizada la posición, las laminillas se retiran una por una, de manera que puede identificarse el contacto inicial en la posición musculoesqueléticamente estable.

basa un calibrador de laminillas es que cuando ocluyen sólo los dientes anteriores (desarticulando los dientes posteriores) el vector de fuerza proporcionado por los músculos elevadores (temporal, masetero y pterigoideo interno) asienta los cóndilos en una posición superoanterior dentro de las fosas. El tope anterior proporcionado por las laminillas actúa como un fulcro, permitiendo que los cóndilos pivoten a la posición musculoesqueléticamente estable en las fosas. Pero estas laminillas deben utilizarse con cuidado para que el cóndilo no se desvíe de la posición articular estable. Si las laminillas son demasiado rígidas, pueden crear una pendiente posterior que desvíe la mandíbula posteriormente al contraerse los músculos elevadores. Otro error puede resultar al intentar el paciente morder las laminillas en una posición ligeramente adelantada, como si mordiera un bocadillo. Esto puede llevar a la protrusión mandibular desde su posición musculoesqueléticamente estable.

Para utilizar eficazmente el calibrador de laminillas, el paciente debe intentar cerrar con los dientes posteriores, con una fuerza leve. Se colocan suficientes hojas entre los dientes anteriores para separar ligeramente los posteriores. El dentista instruye al paciente para que cierre intentando utilizar únicamente los músculos temporales y evitando la más mínima contracción del masetero. Al principio resulta difícil, pero haciendo que el paciente se coloque dos dedos sobre estos músculos, el examinador puede demostrar cómo se nota su contracción. El paciente aprenderá rápidamente a contraer predominantemente los músculos temporales, lo que minimizará las fuerzas protrusivas. Una vez dominado el ejercicio, el examinador retira las laminillas una por una, hasta que aparece contacto dentario.

Antes de comenzar cualquier tratamiento de ortodoncia, el ortodoncista debería estar seguro de la localización de la posición musculoesqueléticamente estable. No hay

nada peor que terminar el tratamiento de ortodoncia y darse cuenta de que el paciente estaba colocando la mandíbula de manera habitual en una posición adelantada y se había desarrollado una doble mordida. Esto no sucede a menudo, pero tener la sospecha de que puede suceder ayudará a asegurarse de que no lo hace. Si el operador no se siente seguro de haber localizado la posición mandibular estable, debe diferirse el tratamiento ortodóncico hasta que se esté seguro de haberla encontrado.

Otra situación que puede llevar a sospechas es la presencia de una mordida cruzada unilateral. Los pacientes con mordida cruzada unilateral deslizan con frecuencia la mandíbula hacia un lado durante el contacto dentario final. Este deslizamiento puede impedir que un cóndilo se mantenga en una posición estable en la fosa. El ortodoncista debería observar al paciente mientras cierra la boca para apreciar posibles desviaciones o deflexiones mientras los dientes alcanzan la intercuspidación. En los casos en los que el deslizamiento es mayor, puede ser útil realizar una tomografía para identificar la posición del cóndilo en la fosa. Sin embargo, los tomogramas tienen una utilidad limitada para identificar la posición condilar excepto cuando existen anomalías graves de la posición. Las radiografías transcraneales y panorámicas son aún menos fiables para identificar la posición del cóndilo en la fosa.

Como se estableció previamente, la sospecha de que un cóndilo puede no estar asentado completamente es el comienzo del desarrollo de un plan de tratamiento exitoso. Si el operador tiene alguna duda con respecto a la localización de la posición musculoesqueléticamente estable, debería fabricarse un aparato de estabilización hasta que se encuentre una posición condilar reproducible y estable.

Una vez localizada con confianza la posición musculoesqueléticamente estable, el ortodoncista observa la rela-

ción entre los dientes superiores e inferiores en esta posición mandibular. Debido a que el objetivo del tratamiento de ortodoncia es desarrollar la posición intercuspídea máxima de los dientes en esta posición mandibular, el ortodoncista necesita desplegar las estrategias ortodóncicas correctas que le permitan alcanzar esos objetivos. En algunos casos, al ortodoncista puede resultarle útil montar los modelos de los pacientes en un articulador para ver mejor la relación oclusal. Esto puede ser especialmente útil cuando existe una discrepancia importante entre las arcadas. Este autor no cree que sea necesario montar los modelos de todos los pacientes ortodóncicos en un articulador para visualizar mejor la relación oclusal. En la mayoría de los pacientes en crecimiento, el tratamiento de ortodoncia tenderá a completarse antes de la maduración final de la relación cóndilo/fosa. El ortodoncista debe tener presente la posición musculoesqueléticamente estable de los cóndilos y terminar la oclusión en relación con esta posición. Sin embargo, la precisión final de la posición suele conseguirse gracias a la fisiología de forma y función a medida que crece el adulto joven. En otras palabras, el ortodoncista necesita proporcionar una situación oclusal que se encuentre dentro de la tolerancia o adaptabilidad fisiológica del paciente. En un paciente en crecimiento, sería razonable asumir que ésta se encuentra dentro del milímetro o dos milímetros de la posición musculoesqueléticamente estable de la articulación. Una vez terminado el tratamiento de ortodoncia, la carga individual del paciente durante la función ayudará normalmente a estabilizar el sistema masticatorio. El único punto en cuestión es el de cómo son de adaptables las estructuras masticatorias del paciente. Por supuesto, esto se desconoce y, por tanto, el ortodoncista siempre tiene que esforzarse por establecer una posición oclusal lo más cercana posible a la posición musculoesqueléticamente estable. En los casos difíciles, el articulador puede resultar útil para conseguir este objetivo. Pero siempre debe recordarse que un articulador no es más que un instrumento que puede ayudar a conseguir una meta, no un instrumento mágico que asegure el éxito.

En el paciente adulto, lo más importante es desarrollar la posición ortopédicamente estable, debido precisamente a que el crecimiento es menos probable y la adaptabilidad puede ser menor. El articulador puede ser de gran ayuda en estos casos pero, una vez más, no siempre es necesario. El clínico necesita evaluar la relación dental y después determinar si un articulador ayudará a cumplir los objetivos del tratamiento. Ha de recordarse que el articulador es sólo tan exacto como el operador que toma los registros y monta los modelos.

## **EVALUACIÓN PARA DETECTAR TRASTORNOS TEMPOROMANDIBULARES DEL PACIENTE**

Los síntomas de la DTM son comunes, por lo que se recomienda evaluar estos problemas en todos los pacientes de ortodoncia, independientemente de la existencia o ausencia de necesidad de tratamiento. Puesto que el tratamiento

ortodóncico probablemente influirá en el estado oclusal del paciente, debe identificarse cualquier disfunción del sistema masticatorio antes de empezar el tratamiento. El conocimiento previo del estado funcional del sistema masticatorio ayuda a preparar al paciente y al ortodoncista para lo que puede esperarse una vez finalizado el tratamiento. Esta información ayuda también al ortodoncista a desarrollar el plan de tratamiento más adecuado para minimizar la disfunción en años posteriores. Nada es más descorazonador para el ortodoncista que estar en mitad del tratamiento de ortodoncia y ser informado por el paciente de que el síntoma de DTM preexistente es resultado del tratamiento ortodóncico. Le corresponde, por tanto, al ortodoncista estar muy al tanto de todas las situaciones del sistema masticatorio antes de comenzar cualquier tratamiento.

### **Historia clínica para detectar la disfunción temporomandibular**

El objetivo de la historia clínica y el examen es identificar los signos y síntomas de una DTM de la que el paciente puede ser consciente o no (es decir, dolores de cabeza o dolor en el oído). La historia clínica consta de varias preguntas que ayudarán a alertar al ortodoncista de cualquier síntoma de DTM. El clínico puede hacer las preguntas personalmente o éstas pueden estar incluidas en el cuestionario de salud general y dental que el paciente completa antes de llevar a cabo el plan de tratamiento. Pueden utilizarse las siguientes preguntas para identificar alteraciones funcionales<sup>29</sup>:

1. ¿Tiene dificultad y/o dolor al abrir la boca, por ejemplo, cuando bosteza?
2. ¿Se le queda «atascada», «cerrada» o «desviada» la mandíbula?
3. ¿Tiene dificultad y/o dolor al masticar, hablar o utilizar los maxilares?
4. ¿Es consciente de ruidos en las articulaciones de los maxilares?
5. ¿Siente sus maxilares con frecuencia rígidos, tensos o fatigados?
6. ¿Tiene dolor en o alrededor de los oídos, las sienes o las mejillas?
7. ¿Tiene dolores de cabeza, del cuello o de los dientes con frecuencia?
8. ¿Se ha dado recientemente un golpe en la cabeza, el cuello o los maxilares?
9. ¿Ha notado cambios en su mordida recientemente?
10. ¿Ha sido tratado de algún dolor facial o problema en la articulación de sus maxilares de los que no llegara a conocerse la causa?

Si un paciente responde positivamente a alguna de estas preguntas, el clínico debe solicitar información adicional que clarifique la situación.

### **Examen para detectar la disfunción temporomandibular**

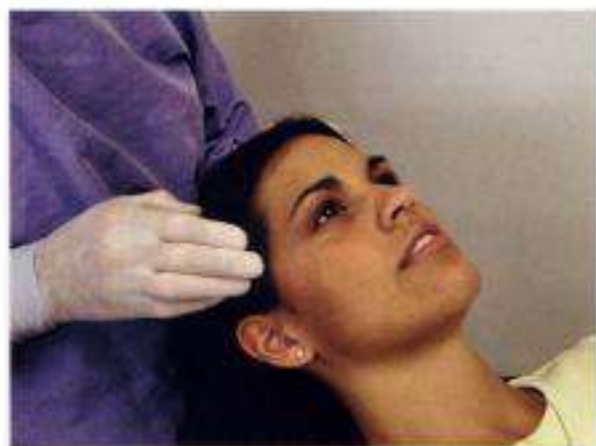
La historia detallada debe acompañarse de un examen detallado<sup>29</sup>. El examen debería ser breve y constituir un intento de identificar cualquier variación de la función y ana-



tomía normales. La exploración comienza con una inspección de la simetría facial. Cualquier variación de la simetría bilateral general debería levantar sospechas e indicar la necesidad de exámenes más detallados. El examen debe incluir la palpación de la musculatura facial y de las articulaciones temporomandibulares, así como la observación de los movimientos mandibulares, el chasquido y la crepitación. El ortodoncista debería también evaluar la situación oclusal con respecto a la posición ortopédicamente estable de la articulación.

#### Palpación muscular

Se palpan algunos músculos importantes del sistema masticatorio en la búsqueda de dolor o molestias durante la exploración. Los músculos masetero y temporal se palpan bilateralmente (figs. 8-4 y 8-5). La palpación del



**Figura 8-4**  
Palpación del músculo temporal.

músculo se lleva a cabo principalmente con la superficie palmar del dedo medio y con los dedos índice y anular se palpan las zonas adyacentes. Se aplica presión suave, pero firme, a los músculos citados y los dedos comprimen los tejidos adyacentes con un pequeño movimiento circular. Es mejor una sola presión de uno o dos segundos de duración que varias presiones ligeras. Durante la palpación, el ortodoncista le pregunta al paciente si la palpación es dolorosa o incómoda.

Para que el examen muscular aporte más información, el ortodoncista comprueba y registra el grado de incomodidad. Suele tratarse de una tarea difícil. El dolor es subjetivo y se percibe y expresa de manera diferente por cada paciente. A pesar de ello, el grado de malestar en la estructura es importante para reconocer el problema de dolor del paciente y puede ser un método excelente para evaluar los efectos del tratamiento. Por tanto, el ortodoncista intenta no sólo identificar los músculos afectados, sino también clasificar el grado de dolor en cada uno de ellos. Al palpar un músculo, el ortodoncista clasifica la respuesta del paciente en una de cuatro categorías<sup>26,34</sup>. Se recoge un cero (0) cuando se palpa el músculo y el paciente no manifiesta dolor ni molestias. Se apunta un 1 si el paciente responde que la palpación es incómoda (molestia o dolor). Se recoge un 2 cuando el paciente experimenta una molestia o dolor definido. Se da el valor 3 si el paciente muestra una acción evasiva, le lloran los ojos o verbaliza su deseo de que no se le palpe esa zona de nuevo. Se recogen el dolor o molestias de cada músculo en un formulario que ayudará a diagnosticar y que será usado posteriormente para evaluar y comprobar el progreso.

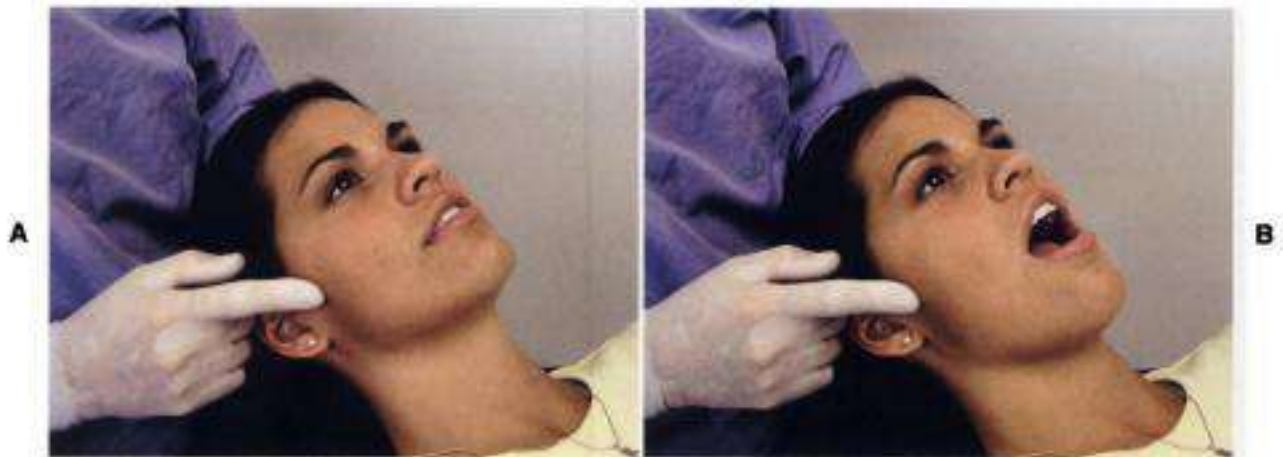
#### Palpación de la articulación temporomandibular

El ortodoncista examina las articulaciones temporomandibulares en busca de signos o síntomas asociados a dolor y disfunción. El dolor o las molestias en las articu-



**Figura 8-5**

**A.** Palpación del músculo masetero cerca de su inserción en el arco cigomático. **B.** Palpación del músculo masetero cerca de su inserción en el borde inferior de la mandíbula.

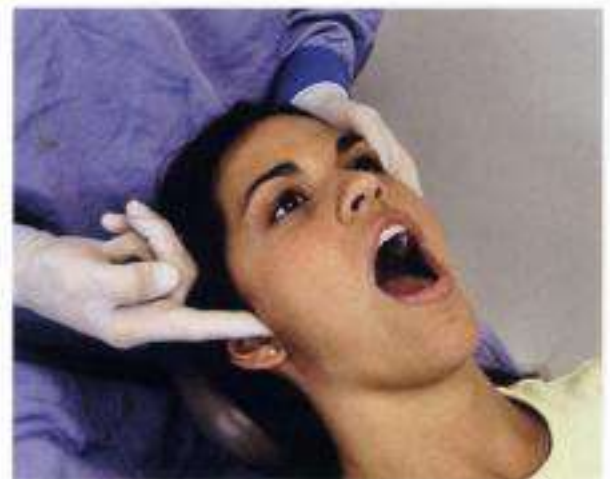
**Figura 8-6**

**A**, Palpación de la articulación temporomandibular en la posición de boca cerrada. **B**, Palpación de la articulación temporomandibular en la posición de boca abierta.

laciones temporomandibulares viene determinado por la palpación digital de éstas cuando la mandíbula está quieta y durante su movimiento. El ortodoncista coloca las puntas de los dedos sobre las partes laterales de las dos áreas articulares simultáneamente (fig. 8-6, A). Si no se está muy seguro de la posición correcta de los dedos, el ortodoncista le pide al paciente que abra y cierre unas cuantas veces. Las puntas de los dedos deben sentir los polos laterales de los cóndilos yendo hacia abajo y adelante a lo largo de las eminencias articulares. Una vez verificada la posición de los dedos sobre las articulaciones, el paciente se relaja y el ortodoncista aplica una fuerza medial en las zonas articulares. El ortodoncista le pide al paciente que informe de cualquier síntoma y lo registra con el mismo código numérico que el utilizado para los músculos. Una vez registrados los síntomas en una posición estática, el paciente abre y cierra y el ortodoncista registra todos los síntomas asociados a este movimiento (fig. 8-6, B). Al abrir el paciente al máximo, los dedos deberían ser rotados ligeramente hacia posterior para aplicar fuerza a la parte posterior de los cóndilos (fig. 8-7). De esta manera se evalúa clínicamente la capsulitis y la retrodiscitis.

Los sonidos articulares se registran como chasquidos o crepitación. Un chasquido es un sonido único de corta duración. Si el chasquido («click») es relativamente sonoro, a veces recibe el nombre onomatopéyico de «pop». La crepitación es un sonido como el de la gravilla, descrito como áspero y complicado. Suele asociarse a cambios osteoartrotríticos de las superficies articulares<sup>3,7,18,48</sup>.

Los sonidos articulares se perciben colocando las puntas de los dedos sobre las superficies laterales de la articulación y haciendo abrir y cerrar al paciente. A menudo, la vibración que producen se puede sentir con los dedos. Puede realizarse una exploración más exhaustiva colocando un estetoscopio en la zona articular. El ortodoncista debería registrar no sólo el tipo de sonido articular (chasquido o crepitación), sino también el grado

**Figura 8-7**

Palpación de la articulación temporomandibular con la boca completamente abierta. El dedo se mueve por detrás del cóndilo para palpar la parte posterior de la articulación.

de apertura bucal asociada al momento del sonido. De igual importancia es si el sonido se produce durante la apertura o cierre o si puede oírse durante los dos movimientos.

No es muy adecuado examinar la articulación en busca de sonidos colocando los dedos en los oídos del paciente. Esta técnica ha demostrado, en ocasiones, producir sonidos articulares que no están presentes durante la función normal de la articulación<sup>19</sup>. Se cree que esta técnica fuerza el cartílago del conducto auricular contra la parte posterior de la articulación y este tejido produce sonidos o esta fuerza desplaza el disco, lo que da lugar a los sonidos adicionales.

**Figura 8-8**

Medición de la distancia interincisal durante la apertura bucal máxima.

#### Grado de movimiento mandibular

Un examen de detección de disfunciones temporomandibulares debería incluir también la evaluación del grado de movimiento mandibular del paciente. El grado normal<sup>2,4,42</sup> de apertura bucal medida interincisalmente se encuentra entre 53 y 58 milímetros. Incluso un niño de seis años puede abrir un máximo de 40 milímetros o más<sup>1,46</sup>. El ortodoncista le pide al paciente que abra lentamente hasta que empiece a sentir dolor (fig. 8-8). En ese punto, el ortodoncista mide la distancia entre los bordes incisales de los dientes anteriores maxilares y mandibulares. Ésta es la apertura cómoda máxima. A continuación, el ortodoncista pide al paciente que abra la boca al máximo; se registra así la apertura máxima. En ausencia de dolor, la apertura cómoda máxima y la apertura máxima coinciden.

Se considera una apertura bucal restringida cualquier distancia inferior a 40 mm. Sólo el 1,2% de los jóvenes adultos<sup>2</sup> abre menos de 40 mm. Por tanto, una apertura bucal inferior a 40 mm parece representar un punto razonable para ser calificado de apertura restringida, pero siempre debe tenerse en cuenta la edad y el tamaño corporal del paciente.

Después, el ortodoncista instruye al paciente para que mueva la mandíbula lateralmente. Un movimiento lateral de menos de ocho milímetros se registra como un movimiento restringido (fig. 8-9). El movimiento de protrusión se evalúa de la misma manera.

#### Evaluación oclusal

El examen oclusal<sup>29</sup> comienza con una observación de los contactos oclusales cuando los cóndilos están en su posición ortopédica (posición musculoesqueléticamente estable). Como ya se describió, esta posición se localiza utilizando una técnica de manipulación manual bilateral. En esta posición, la mandíbula puede realizar movimientos de rotación, cierre y apertura puros, de unos 20 mm interincisalmente, mientras los cóndilos permanecen en su

**Figura 8-9**

Medición de la distancia entre los movimientos mandibulares excéntricos.

posición musculoesqueléticamente estable. Una vez localizada la posición musculoesqueléticamente estable, el ortodoncista lleva la mandíbula a contacto dentario y evalúa la relación oclusal de los dientes en esta posición articular. Una vez conseguido el contacto dentario, el ortodoncista le pide al paciente que mantenga la mandíbula en el primer contacto oclusal y observa la relación entre los dientes maxilares y mandibulares. A continuación, el ortodoncista le pide al paciente que aplique fuerza sobre los dientes y observa cualquier deslizamiento de la mandíbula. Si la oclusión no es estable, se producirá un deslizamiento que saque los cóndilos de sus posiciones ortopédicamente estables hacia la posición de máxima intercuspidad, que es más estable. Este deslizamiento representa una falta de estabilidad ortopédica.

Es importante la observación de los componentes horizontal y vertical del deslizamiento. Algunos deslizamientos se producen en una dirección anterosuperior recta hacia la posición intercuspídea. Otros tienen un componente lateral. Se ha publicado<sup>37,43</sup> que los deslizamientos que producen una deflexión de la mandíbula hacia la izquierda o la derecha están asociados más comúnmente con disfunción que los deslizamientos que crean un movimiento anterovertical recto. La distancia del deslizamiento es importante puesto que deslizamientos mayores de tres o cuatro milímetros se han asociado con una mayor incidencia de síntomas de DTM. Y de manera inversa, deslizamientos de uno a dos milímetros, bastante habituales, no parecen estar relacionados con síntomas de DTM. Si se le pide al paciente que haga fuerza con los dientes y no hay deslizamiento, se dice que la posición intercuspídea coincide con la posición musculoesqueléticamente estable.

Si la historia y el examen de detección revelan hallazgos positivos, se completa una historia y una exploración más meticulosas para la DTM. Esta exploración minuciosa de la DTM puede encontrarse en otras fuentes<sup>30</sup>

## DESARROLLO DEL PLAN DE TRATAMIENTO ORTODÓNCICO Y DE LA DISFUNCIÓN TEMPOROMANDIBULAR

En todos los pacientes ortodóncicos potenciales deberían evaluarse sus necesidades ortodóncicas y funcionales. Una vez recogidos los datos de la historia y la exploración, esta información se utiliza para desarrollar un plan de tratamiento que satisfaga las necesidades globales del paciente de una manera apropiada. Cuando se consideran las posibilidades, el paciente puede tener sólo necesidades ortodóncicas, sólo necesidades de DTM o ambas. El tipo de necesidad determina la secuencia de tratamiento. Cuando el paciente tiene sólo necesidades ortodóncicas, el clínico ha de considerar únicamente el mejor tratamiento que cumpla las metas ortodóncicas. Obviamente, en estos objetivos no está sólo incluida la mejor mecánica para mover los dientes, sino también los objetivos de conseguir estabilidad ortopédica que ya se han presentado en este capítulo.

Cuando un paciente tiene sólo síntomas de DTM, el clínico no debería asumir que el tratamiento de ortodoncia será una parte cualquiera del plan integral de tratamiento. El tratamiento ortodóncico está indicado sólo en pacientes en los que se ha determinado que existe inestabilidad ortopédica y que esta inestabilidad contribuye a la DTM. La mera presencia de inestabilidad ortopédica no es una evidencia suficiente para estar seguro de que contribuye a la DTM. Muchos individuos tienen inestabilidad ortopédica sin complicaciones funcionales. Por tanto, cuando hay síntomas de DTM presentes, lo primero que debe intentar el clínico es determinar si la inestabilidad ortopédica contribuye a la DTM. La mejor manera de identificar esta relación es proporcionando, en primer lugar, estabilidad ortopédica reversible con una férula oclusal. Si la férula oclusal proporciona la estabilidad deseada adecuadamente pero no disminuye los síntomas de DTM, puede asumirse que la estabilidad ortopédica no guarda relación con los síntomas y que no debería considerarse el tratamiento de ortodoncia para este paciente. Debe recordarse que el tratamiento ortodóncico puede afectar a los síntomas de la DTM con sólo modificar el patrón de contacto oclusal de los dientes y así la función resultante del sistema masticatorio.

Si una férula oclusal reduce con éxito los síntomas de la DTM, el clínico suele asumir que la oclusión y su relación con la inestabilidad ortopédica es un factor etiológico de la DTM. Aunque esto puede ser cierto, se asume como conclusión que la única forma en que un aparato oclusal influye en los síntomas de la DTM es modificando la oclusión del paciente, lo cual es una suposición bastante ingenua. De hecho, varios factores pueden explicar cómo las férulas oclusales reducen los síntomas asociados con las DTM. Considérense los siguientes factores:

1. *Alteración de la situación oclusal*: todas las férulas oclusales alteran temporalmente la situación oclusal existente. Un cambio, especialmente hacia un estado más estable y óptimo, suele disminuir la contracción de los músculos protectores, llevando a una reducción de los síntomas.

2. *Modificación de la posición condilar*: la mayoría de las férulas alteran la posición del cóndilo a una musculoesqueléticamente más estable o a una posición más estructuralmente compatible y funcional. Este efecto sobre la estabilidad orbicular es responsable de una disminución de los síntomas.
3. *Aumento de la dimensión vertical*: todos los aparatos interoclusales incrementan la dimensión vertical del paciente mientras se llevan. Este efecto es universal independientemente de los objetivos del tratamiento. Se ha demostrado que los aumentos de la dimensión vertical disminuyen la actividad muscular<sup>8,15,38</sup> y los síntomas<sup>9</sup> temporalmente.
4. *Conciencia cognitiva*: los pacientes que llevan férulas oclusales se vuelven más conscientes de su comportamiento funcional y parafuncional. El aparato actúa como un recordatorio constante que altera las actividades que podrían influir en la disfunción. A medida que aumenta la conciencia cognitiva, disminuyen los factores que contribuyen a la disfunción. El resultado es una disminución de los síntomas<sup>27,39,40</sup>.
5. *Efecto placebo*: como con cualquier tratamiento, puede aparecer un efecto placebo<sup>40,45</sup>. Diversos estudios<sup>16,17</sup> sugieren que aproximadamente el 40% de los pacientes que sufren ciertas DTM responden favorablemente a este tratamiento. Puede producirse un efecto placebo positivo como consecuencia de la forma competente y resolutiva en que un doctor aborda al paciente y le proporciona el tratamiento. Esta relación doctor-paciente positiva, acompañada de una explicación del problema y la confirmación de que el aparato será eficaz, suele llevar a un descenso del estado emocional del paciente, que podría ser el factor responsable significativo del efecto placebo.
6. *Aumento del impulso periférico hacia el sistema nervioso central*: la evidencia científica sugiere que la hiperactividad muscular nocturna parece tener su origen en el sistema nervioso central<sup>21,23,28</sup>. Cualquier cambio en el nivel de impulso periférico parece tener un efecto inhibitorio en esta actividad del sistema nervioso central<sup>16,28</sup>. Cuando se coloca una férula oclusal entre los dientes, ésta proporciona un cambio en el impulso periférico, disminuyendo así el bruxismo inducido por el sistema nervioso central. La férula no cura el bruxismo, sólo inhibe la tendencia al bruxismo mientras se lleva. Varios estudios<sup>20,36,42</sup> demuestran que, incluso con el uso a largo plazo de una férula, el bruxismo parece recidivar.
7. *Regresión a la media*: la regresión a la media es un término estadístico que se refiere a la fluctuación habitual de los síntomas asociados a las situaciones de dolor crónico<sup>47</sup>. Si seguimos los síntomas de un paciente determinado, observaremos que la intensidad del dolor suele cambiar diariamente. Algunos días el dolor será muy intenso, mientras que otros días será más tolerable. Si al paciente se le pide que evalúe la intensidad del dolor cada día en una escala visual analógica, siendo el 0 no dolor y el 10 el dolor más intenso, el valor medio diario podría ser 3. Esta cifra podría representar el valor del dolor medio del paciente. Sin em-

bargo, algunos días el dolor puede llegar a 7 u 8, pero frecuentemente el dolor vuelve a su valor medio de 3. Los pacientes suelen acudir a la consulta cuando el dolor es intenso debido a que, con frecuencia, es el factor que les motiva a buscar tratamiento. Cuando el clínico les proporciona una terapia (como una férula oclusal) y los síntomas vuelven al nivel medio de 3, hemos de cuestionarnos si la reducción de los síntomas era realmente el efecto terapéutico del tratamiento o si los síntomas del paciente simplemente «regresaban a la media». Este hecho puede confundir al clínico y puede llevar a dirigir erróneamente el tratamiento futuro. Los estudios a corto plazo no controlados que publican el éxito de varios tratamientos deben revisarse en relación al efecto real obtenido. ¿Es realmente el efecto terapéutico de la opción elegida o fue la regresión a la media? La importancia de estudios ciegos y bien controlados se hace obvia cuando se intenta responder a esta pregunta<sup>10</sup>.

Cuando los síntomas de un paciente disminuyen con una férula oclusal, ha de considerarse cada uno de estos siete factores como responsables del éxito. Debería evitarse cualquier tratamiento permanente (irreversible) hasta que exista suficiente evidencia para determinar qué factor o factores eran importantes para reducir los síntomas. Esto puede conseguirse permitiéndole primero al paciente que lleve la férula durante varias semanas o meses hasta asegurar el control adecuado de los síntomas. Debe señalarse que el aparato no siempre tiene que llevarse 24 horas al día<sup>11</sup>. Muchos pacientes funcionan bien con su uso a tiempo parcial, habitualmente por la noche. La cantidad de tiempo necesario depende del tipo de DTM a tratar<sup>11</sup>. Una vez cómodo el paciente durante varias semanas, tal vez meses, el ortodoncista debería pedirle al paciente que redujera el uso del aparato. En muchos casos, el paciente puede dejar de utilizar la férula y no experimentar una recidiva de los síntomas. Cuando sucede esto, factores relacionados con la etiología dental -como el estado oclusal, la posición condilar o la dimensión vertical- no parecen ser las causas de la DTM. Si se presenta esta circunstancia, debería orientarse al paciente para que lleve el aparato ocasionalmente, cuando lo necesite, para tratar cualquier recidiva de los síntomas causados por el bruxismo o por la tensión emocional. Estos pacientes no necesitan tratamiento ortodóncico.

Si la reducción en el uso de la férula oclusal restablece los síntomas iniciales, hay que considerar entonces factores como el estado oclusal, la posición condilar y la dimensión vertical como factores etiológicos potenciales. Pero, ¿cuál de estos factores es la causa más probable? Ha de responderse a esta pregunta antes de iniciar cualquier tratamiento. Si el clínico sospecha que la dimensión vertical es la causa de los síntomas de DTM, debería intentar verificar esa suposición. La férula ha de ser adelgazada gradualmente, manteniendo los mismos contactos oclusales y posición condilar. La importancia de la dimensión vertical se confirma si los síntomas recidivan al ir adelgazándose la férula. Por el contrario, si los síntomas no recidivan al devolverle a la férula su dimensión vertical original, el clínico debe sospechar que

los factores responsables de la reducción de los síntomas son el estado oclusal o la posición del cóndilo. Hemos de asegurarnos de que estos dos factores restantes son comprobados juntos al evaluar la estabilidad ortopédica del paciente. Ha de manipularse la mandíbula del paciente bilateralmente hasta la posición musculoesqueléticamente estable y ha de comprobarse el patrón de contacto oclusal. Es en este punto cuando el clínico será capaz de observar la inestabilidad ortopédica y tener alguna certeza razonable de que esta situación contribuye a los síntomas de la DTM. Debido a que la evidencia clínica sugiere ahora que un cambio en el estado oclusal tendería a reducir los síntomas de la DTM, el clínico debería montar, de la manera más exacta posible, los modelos del paciente en un articulador y determinar el método más apropiado para conseguir los objetivos de la estabilidad ortopédica (es decir, el tratamiento ortodóncico).

A modo de resumen, a pesar de que las férulas oclusales tienen algún valor diagnóstico, no deben extraerse conclusiones apresuradas con respecto a su base teórica para su éxito. Antes de comenzar cualquier plan de tratamiento ortodóncico para la DTM, debe existir una amplia evidencia de que este tratamiento será beneficioso para el paciente. En realidad, sólo un pequeño grupo de pacientes con DTM se beneficia del tratamiento de ortodoncia.

La última situación a tratar es el paciente con DTM que tiene también necesidades ortodóncicas. Cuando los pacientes tienen ambas necesidades, los primeros esfuerzos del clínico deberían dirigirse hacia la resolución de los síntomas de la DTM. El clínico puede decidir utilizar una férula oclusal para ayudar a reducir los síntomas. Cuando se utiliza una férula, ésta no sólo ayuda a reducir los síntomas, sino que también auxiliará en la localización de la posición musculoesqueléticamente estable de la articulación. Una vez aminorados los síntomas, se lleva a cabo el plan de tratamiento ortodóncico con respecto a la posición musculoesqueléticamente estable de las articulaciones y así sí se puede empezar el tratamiento.

## **TRATAMIENTO DE LOS SÍNTOMAS TEMPOROMANDIBULARES QUE SE PRESENTAN DURANTE EL TRATAMIENTO DE ORTODONCIA**

Ocasionalmente, un paciente puede tener síntomas de DTM mientras está siendo sometido a un tratamiento de ortodoncia. Esto puede significar un desafío para el ortodoncista. Estos síntomas pueden demandar una atención inmediata, a pesar de que el tratamiento de la DTM puede ser difícil y suele retrasar el plan de tratamiento ortodóncico. Por todo ello, ¿cómo debería responder el ortodoncista a estos síntomas? La respuesta debería adecuarse al tipo e intensidad de los síntomas. Si los síntomas son predominantemente quejas de dolor muscular, el tratamiento debería comenzar educando al paciente acerca de la causa de dichos síntomas. Los pacientes deberían ser conscientes de cómo la tensión emocional y el bruxismo

contribuyen a la situación dolorosa. En ocasiones pueden ser útiles instrucciones acerca de la reducción de la tensión y técnicas de relajación muscular<sup>32</sup>. Frecuentemente, pedirle al paciente que se dé cuenta de contactos dentarios innecesarios y que intente reducir estos contactos voluntariamente disminuye el dolor muscular. Se le debería recordar al paciente el concepto de «labios juntos y dientes separados» y que redujera estos contactos de una manera consciente.

Cuando el dolor se convierte en un problema importante, se le debería ofrecer al paciente una dosis de antiinflamatorios no esteroideos (p. ej., ibuprofeno) a unas horas determinadas. Una dosis de 600 mg de ibuprofeno tres veces al día, con las comidas, puede ayudar a reducir el dolor. A menudo, esta medicación puede prescribirse durante varios días o una semana con buenos resultados, permitiéndole así al ortodoncista continuar el tratamiento. Otra terapia conservadora para el dolor muscular es el calor húmedo. Puede colocarse una toalla caliente húmeda sobre el/los músculo/s doloroso/s durante 15 a 20 minutos y repetirlo varias veces al día según se necesite. Este tratamiento puede ayudar a disminuir el dolor muscular agudo.

Todos los abordajes terapéuticos mencionados anteriormente pueden aplicarse sin interrumpir el tratamiento ortodóncico. En ocasiones, el dolor del paciente es importante y no responde a estos tratamientos. Cuando sucede esto, es una buena estrategia que el ortodoncista interrumpa el tratamiento activo y aborde los síntomas de la DTM con más intensidad. Se recomienda retirar el arco y utilizar un dispositivo interoclusal para separar los dientes. A veces puede emplearse un aparato blando durante varios días para interrumpir los engramas musculares y disminuir los síntomas<sup>35,32</sup>. Estos aparatos no requieren una fabricación individualizada, haciéndolos fáciles de utilizar con los brackets ortodóncicos. Si un aparato blando no proporcionara alivio, debería fabricarse un aparato de estabilización de acrílico duro, igual que el que se recomienda para otros pacientes con DTM<sup>36</sup>. El aparato de estabilización (férula) proporciona contactos homogéneos en todos los dientes sobre superficies planas cuando los cóndilos se encuentran en la posición musculoesqueléticamente estable (estabilidad ortopédica). Los caninos proporcionan la guía excéntrica. Esta férula puede ser un poco más difícil de fabricar por los brackets ortodóncicos, pero no imposible. Se pueden bloquear los brackets con cera sobre el modelo, permitiendo un buen ajuste. Muchos pacientes no necesitan llevar este aparato durante mucho tiempo.

Otro aparato a considerar podría ser el plano de mordida anterior<sup>37</sup>. Este aparato proporciona sólo contacto dentario anterior y puede resultar útil para reducir los síntomas. Debido a que los dientes posteriores no ocluyen, este aparato puede ser más fácil de fabricar y ajustar. En el momento en que se resuelvan los síntomas, el aparato se retirará y se podrá reanudar el tratamiento de ortodoncia.

Si los síntomas de la DTM guardan relación con problemas intracapsulares, tales como el chasquido, ha de reevaluarse inmediatamente al paciente para asegurarse de que

el estado oclusal se está modificando en armonía con la posición articular estable. Esto se consigue manipulando la mandíbula del paciente (manipulación manual bilateral) hasta la posición musculoesqueléticamente estable y observando la situación oclusal. El ortodoncista debería asegurarse de que la corrección ortodóncica de los dientes está progresando hacia la armonía con una posición ortopédicamente estable correcta de la articulación. Si el tratamiento ortodóncico no progresa en esta dirección, debería ser corregido inmediatamente.

En esos casos en los que comienza un chasquido incluso en presencia de un buen tratamiento ortodóncico, el clínico ha de saber que estos síntomas son habituales en el adulto joven y que no siempre tienen consecuencias significativas. De hecho, un estudio<sup>34</sup> que observó a sujetos no tratados a la edad de 15 años, y después a los 20 años, comprobó que el chasquido es frecuente en este grupo de edad y que puede aparecer y desaparecer, sin relación con ningún otro síntoma importante. Por tanto, si el paciente refiere la aparición de un sonido articular que no va asociado a dolor y el estado oclusal se está desarrollando en armonía con la posición articular estable, lo único necesario puede ser educar al paciente con respecto al problema.

En ocasiones, el chasquido se asocia con dolor o disfunción articular, como un atrapamiento o un bloqueo. Cuando sucede esto, debería interrumpirse el tratamiento ortodóncico activo y debería tratarse la alteración específica diagnosticada. Esto podría suponer el tratamiento con una férula o la terapia física activa para la articulación afectada. El tratamiento preciso para los desórdenes intracapsulares va más allá de los objetivos de este capítulo, por lo que el lector deberá acudir a otros textos<sup>34,33</sup> para una descripción completa del tratamiento.

## RESUMEN

El objetivo del ortodoncista es crear una sonrisa estética y un sistema masticatorio funcional. A pesar de que, al principio, se considera a la estética como el objetivo más importante, finalmente es la función la que se convierte en el aspecto más importante para el éxito global del tratamiento. Por ello, el ortodoncista debe considerar siempre la influencia del tratamiento ortodóncico en la función. Para maximizar una función ortopédica correcta, la situación oclusal debe terminar en armonía con la posición musculoesqueléticamente estable de las articulaciones temporomandibulares. La consecución de este objetivo maximizará el éxito de la función masticatoria en los años siguientes.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Agerberg G: Maximal mandibular movements in children, *Acta Odontol Scand* 32(3):147-159, 1974.
2. Agerberg G: Maximal mandibular movement in young men and women, *Swed Dent J* 67:81-100, 1974.
3. Bezuur JN, Habets LLH, Jimenez Lopez V, et al: The recognition of craniomandibular disorders: a comparison between clinical and radiographic findings in eighty-nine subjects, *J Oral Rehabil* 15:215-222, 1988.

4. Bitlar G: Range of jaw opening in a elderly non-patient population, *J Dent Res* 70(special issue):419, 1991 (abstract 1225).
5. Carroll WJ, Woelfel JB, Huffman RW: Simple application of anterior jig or leaf gauge in routine clinical practice, *J Prosthet Dent* 59(5):611-617, 1988.
6. Cassisi JE, McGlynn FD, Mahan PE: Occlusal splint effects on nocturnal bruxism: an emerging paradigm and some early results, *Cranio* 5(1):64-68, 1987.
7. Cholitzig W, Petersson A, Rohlin M, et al: Clinical and radiological findings in temporomandibular joints with disc perforation, *Int J Oral Maxillofac Surg* 19(4):220-225, 1990.
8. Christensen J: Effect of occlusion-raising procedures on the chewing system, *Dent Pract Dent Rec* 10:233-238, 1970.
9. Christensen LV, Mohamed SE, Harrison ID: Delayed onset of masseter muscle pain in experimental tooth clenching, *J Prosthet Dent* 48:579-584, 1982.
10. Dao TT, Lavigne GJ, Charbonneau A, et al: The efficacy of oral splints in the treatment of myofascial pain of the jaw muscles: a controlled clinical trial, *Pain* 56(1):85-94, 1994.
11. Davies SJ, Gray RJ: The pattern of splint usage in the management of two common temporomandibular disorders. II. The stabilisation splint in the treatment of pain dysfunction syndrome, *Br Dent J* 183(7):247-251, 1997.
12. Dawson PE: *Evaluation, diagnosis and treatment of occlusal problems*, St Louis, 1989, Mosby.
13. DuBrul EL: *Sicher's oral anatomy*, St Louis, 1980, Mosby.
14. Goldman HM, Cohen WD: *Periodontal therapy*, St Louis, 1968, Mosby.
15. Graf H: Bruxism, *Dent Clin North Am* 13(3):659-665, 1969.
16. Greene CS, Laskin DM: Meprobamate therapy for the myofascial pain-dysfunction (MPD) syndrome: a double-blind evaluation, *J Am Dent Assoc* 82(3):587-590, 1971.
17. Greene CS, Laskin DM: Splint therapy for the myofascial pain-dysfunction (MPD) syndrome: a comparative study, *J Am Dent Assoc* 84(3):624-628, 1972.
18. Hansson LG, Petersson A, Vallon-Christersson D: Clinical and radiologic six-year follow-up study of patients with crepitation of the temporomandibular joint, *Swed Dent J* 8(6):277-287, 1984.
19. Hardison JD, Okeson JP: Comparison of three clinical techniques for evaluating joint sounds, *Cranio* 8(4):307-311, 1990.
20. Holmgren K, Sheikhholeslam A, Riise C: Effect of a full-arch maxillary occlusal splint on parafunctional activity during sleep in patients with nocturnal bruxism and signs and symptoms of craniomandibular disorders, *J Prosthet Dent* 69(3):293-297, 1993.
21. Kato T, Montplaisir JY, Guillard E, et al: Evidence that experimentally induced sleep bruxism is a consequence of transient arousal, *J Dent Res* 82(4):284-288, 2003.
22. Kraus BS, Jordan RE, Abrahams L: *Dental anatomy and occlusion*, Baltimore, 1973, Waverly Press.
23. Lavigne GJ, Kato T, Kolta A, et al: Neurobiological mechanisms involved in sleep bruxism, *Crit Rev Oral Biol Med* 14(1):30-46, 2003.
24. Magnusson T: Five-year longitudinal study of signs and symptoms of mandibular dysfunction in adolescents, *Cranio* 4(4):338-344, 1986.
25. Mohl ND: Head posture and its role in occlusion, *N Y State Dent J* 42:17-23, 1976.
26. Moody PM, Calhoun TC, Okeson JP, et al: Stress-pain relationships in MPD syndrome patients and non-MPD syndrome patients, *J Prosthet Dent* 45:84-88, 1981.
27. Oakley ME, McCreary CP, Clark GT, et al: A cognitive-behavioral approach to temporomandibular dysfunction treatment failures: a controlled comparison, *J Orofac Pain* 8(4):397-401, 1994.
28. Okeson JP: Causes of functional disturbances in the masticatory system. In *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
29. Okeson JP: History of and examination for temporomandibular disorders. In *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
30. Okeson JP: History of and examination for temporomandibular disorders. *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
31. Okeson JP: Occlusal appliance therapy. In *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
32. Okeson JP: Treatment of masticatory muscle disorders. In *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
33. Okeson JP: Treatment of temporomandibular joint disorders. In *Management of temporomandibular disorders and occlusion*, ed 5, St Louis, 2003, Mosby.
34. Okeson JP, Kemper JT, Moody PM: A study of the use of occlusion splints in the treatment of acute and chronic patients with craniomandibular disorders, *J Prosthet Dent* 48(6):708-712, 1982.
35. Pettengill CA, Crowney MR Jr, Schoff R, et al: A pilot study comparing the efficacy of hard and soft stabilizing appliances in treating patients with temporomandibular disorders, *J Prosthet Dent* 79(2):165-168, 1998.
36. Pierce CL, Gale EN: A comparison of different treatments for nocturnal bruxism, *J Dent Res* 67(3):597-601, 1988.
37. Rieder C: The prevalence and magnitude of mandibular displacement in a survey population, *J Prosthet Dent* 39:324-329, 1978.
38. Rugh JD, Drago CJ: Vertical dimension: a study of clinical rest position and jaw muscle activity, *J Prosthet Dent* 45:670-675, 1981.
39. Rugh JD, Robbins JW: Oral habits disorders. In Ingersoll B, editor: *Behavioral aspects in dentistry*, New York, 1982, Appleton-Century-Crofts.
40. Rugh JD, Solberg WK: Psychological implications in temporomandibular pain and dysfunction, *Oral Sci Rev* 7(3):3-30, 1976.
41. Sheikhholeslam A, Holmgren K, Riise C: A clinical and electromyographic study of the long-term effects of an occlusal splint on the temporal and masseter muscles in patients with functional disorders and nocturnal bruxism, *J Oral Rehabil* 13(2):137-145, 1986.
42. Solberg W: Occlusion-related pathosis and its clinical evaluation. In *Clinical dentistry*, vol 2, New York, 1976, Harper & Row.
43. Solberg WK, Woo MW, Houston JB: Prevalence of mandibular dysfunction in young adults, *J Am Dent Assoc* 98(1):25-34, 1979.
44. Standlee JP: Stress transfer to the mandible during anterior guidance and group function at centric movements, *J Prosthet Dent* 34:35-45, 1979.
45. Stockstill JW: The placebo effect: the placebo effect in the management of chronic myofascial pain—a review, *J Am Coll Dent* 56(2):14-18, 1989.
46. Vanderas AP: Mandibular movements and their relationship to age and body weight in children with or without clinical signs of craniomandibular dysfunction, IV, *J Dent Child* 59:338-341, 1992.

47. Whitney CW, Von Korff M: Regression to the mean in treated versus untreated chronic pain, *Pain* 50:281-285, 1992.
48. Widmalm SE, Westesson PL, Brooks SL, et al: Temporomandibular joint sounds: correlation to joint structure in fresh autopsy specimens, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 101(1):60-69, 1992.
49. Williamson EH: Occlusion and TMJ dysfunction, *J Clin Orthod* 15:333-342, 1981.
50. Williamson EH, Lundquist DO: Anterior guidance: its effect on electromyographic activity of the temporal and masseter muscles, *J Prosthet Dent* 49(6):816-823, 1983.
51. Wink CS, St Onge M, Zimny ML: Neural elements in the human temporomandibular articular disc, *J Oral Maxillofac Surg* 50(4):334-337, 1992.
52. Wright E, Anderson G, Schulte J: A randomized clinical trial of intraoral soft splints and palliative treatment for masticatory muscle pain, *J Orofac Pain* 9(2):192-199, 1995.



## Biomateriales en ortodoncia

Claude G. Matasa

Los ortodoncistas necesitan distintos tipos de aparatos fabricados a partir de una gran variedad de materiales que, en la medida de lo posible, deben ser inocuos. Esta demanda evidente es también, posiblemente, la más difícil de cumplir. Según Paracelso, alquimista y médico del siglo XVI, «todas las sustancias son venenos. No existe ninguna que no lo sea. La dosis correcta diferencia un veneno de un remedio». Casi 500 años después, esta importante preocupación sigue existiendo. De hecho, en 1991 Michael Spector, presidente de la Society for Biomaterials, pronunció una conferencia en el encuentro anual de la sociedad titulada «Biomateriales: domando a la bestia»<sup>168</sup>.

Lejos de resolver todos los viejos problemas, los materiales más recientes –como los composites– plantean nuevos retos debido a su potencial de interacción. A pesar de que, hasta cierto punto, los problemas planteados por los materiales ortodóncicos son los mismos que plantean los materiales dentales en general, los primeros merecen un abordaje más específico y diferenciado. Aunque los materiales dentales han sido objeto de numerosos libros, hasta la fecha sólo uno trata de los materiales ortodóncicos<sup>24</sup>. Ciertamente, la especialización ha creado una distancia entre los materiales utilizados por los ortodoncistas y los utilizados por los otros odontólogos. Incluso cuando el objetivo es el mismo (p. ej., tomar una impresión), la elección del material suele ser diferente: los ortodoncistas prefieren los alginatos, mientras que los dentistas se inclinan por las siliconas, los polisulfuros y los poliéteres. Pocas ramas de la medicina son comparables con la ortodoncia en cuanto a su dependencia de los materiales; debido a que cubrir los usos más comúnmente en la odontología general y su aplicación clínica sobrepasaría ampliamente el objetivo de este capítulo, únicamente se presentarán los más utilizados en las clínicas de ortodoncia. En la exposición siguiente, se presentan las propiedades básicas de estos materiales en un intento de señalar las propiedades indeseables, siguiendo el dicho de Hipócrates *primum non nocere* (primero no hacer daño).

Los requisitos generales para los biomateriales son su atoxicidad, resistencia, estabilidad hidrolítica, calidad reproducible y, en la medida de lo posible, pureza y que sean esterilizables. Todos los biomateriales, como metales, cerámicas y polímeros orgánicos, así como sus combinaciones, pueden ser dañinos por sí mismos o por la forma en que se combinan. Según D. F. Williams<sup>190</sup>, editor del *Journal of Ma-*

*terials Science: Materials in Medicine*, hace décadas la mayoría de los biomateriales básicos suponían el tema principal de discusión de la revista. La diferencia estriba en que los clínicos modernos tienen un conocimiento mucho mayor de los temas de biocompatibilidad, una batería de dispositivos más poderosa y sofisticada, y materiales mejores. Además, los científicos e ingenieros de los materiales son cada vez más capaces de confeccionar materiales que cumplan las propiedades funcionales deseadas. En pocas palabras, la brecha entre la idea y la aplicación se está reduciendo.

Al mismo tiempo, la profesión se acerca al momento en el que los aparatos que contienen níquel, bisfenol A diglicidil metacrilato (bis-GMA), y otros materiales potencialmente nocivos quedarán desfasados. De hecho, la Office of Environmental Health Hazard, basándose en la California Safe Drinking Water and Toxic Act de 1986 (también conocida como proposición 65, ahora una ley) ha postulado que algunos fenoles, acrilatos, y níquel y algunos de sus componentes causan cáncer. Por desgracia, no siempre hay alternativas sencillas: los plásticos y los composites utilizados hoy en día en ortodoncia son demasiado débiles, las cerámicas demasiado frágiles y el titanio no es agradable estéticamente. (Además, este último ha sido «monopolizado» durante un tiempo en Estados Unidos [v. pág. 361].) Las actuales fijaciones «sin-níquel» pueden tener menos níquel, pero ser más susceptibles a la corrosión que sus equivalentes con alto contenido en níquel; puede esperarse que pronto haya disponibles nuevos materiales.

En cualquier caso, los clínicos deberían ser conscientes del peligro que los aparatos que utilizan pueden tener para sus pacientes. Debido a que la proposición 65 podría ser adoptada por otros estados y países, los clínicos son ya, o serán pronto, directamente responsables de los materiales que utilizan: varios fabricantes y clínicas ortodóncicos importantes ya han sido demandados. Puesto que se han multiplicado las demandas legales de los pacientes hacia problemas inducidos iatrogénicamente y algunas grandes compañías de seguros encargadas del manejo de riesgos han dejado de asegurar la mala praxis, existe la posibilidad de que pronto los aparatos de ortodoncia estén sujetos a las mismas políticas que regulan los medicamentos, esto es, los fabricantes estarán obligados a cumplir con las regulaciones ya existentes y a presentar una información detallada acerca de la composición y el tratamiento. Esta política ha empezado a aplicarse en Alemania. A pesar de que las organiza-

ciones gubernamentales y no gubernamentales intentan por todos los medios proteger al público, no parece probable que puedan mantenerse al tanto de absolutamente todos los nuevos productos que se lanzan al mercado cada año.

## **EVOLUCIÓN DE LOS BIOMATERIALES DE ORTODONCIA**

### **Escasez de materiales y abundancia de ideas (1750 a 1930)**

La escasez de materiales dentales adecuados a finales del siglo XIX impulsó a E.H. Angle en su búsqueda de fuentes nuevas. El diseño básico de la mayoría de los aparatos de ortodoncia data de ese período, en el que Angle enumeró sólo unos pocos materiales como apropiados para trabajos de ortodoncia. Éstos incluían tiras o alambres de metales preciosos, madera, goma, vulcanita, cuerdas de piano y seda trenzada. Medio siglo después, las discusiones se centraron principalmente en «bandas lisas para molares frente a bandas roscadas, arcos de plata alemana frente a arcos de oro [y] tipos diferentes de materiales para bandas y ligaduras»<sup>127</sup>. Con mucha probabilidad, estas discusiones tuvieron lugar sólo después de que algunos aparatos se rompieran en la boca del paciente. En aquel momento no existían restricciones en los materiales por razones de salud excepto en unos pocos casos flagrantes (es decir, las cuerdas del piano).

### **Abundancia de materiales y refinamiento de los procedimientos (1930 a 1975)**

Los grandes avances en la metalurgia y la química analítica y orgánica, junto con las mejoras en el tratamiento del metal y la aparición de plásticos nuevos, dio lugar a los primeros aparatos de ortodoncia producidos en masa en los años 60. Éste era el sueño de Farrar que en 1878 escribió: «Llegará un tiempo en que se sistematizarán tanto los aparatos necesarios que se podrán tener realmente almacenados, por partes y enteros, en depósitos dentales, de manera que podrán ordenarse por números de catálogos para ajustarse a las necesidades de cada caso»<sup>47</sup>. En ese momento, podrán utilizarse los materiales y procedimientos sin restricciones y se aceptarán todos los materiales y procedimientos. A pesar de que este estado de cosas llevó a una avalancha de la creatividad en el diseño de los dispositivos, despertó también, esporádicamente, preocupaciones justificables. Si Buonocore hubiera intentado promover su grabado ácido del esmalte con ácido fosfórico sólo 20 años después, posiblemente la adhesión directa no sería tan utilizada como lo es actualmente.

### **El comienzo de la selectividad (desde 1975 hasta nuestros días)**

En los últimos 25 años el número de fabricantes ortodóncicos ha crecido, así como la cantidad y variedad de sus productos. Las máquinas manuales y analógicas han sido sustituidas por modelos controlados digitalmente, aumentando la producción y la calidad. El diseño asistido por

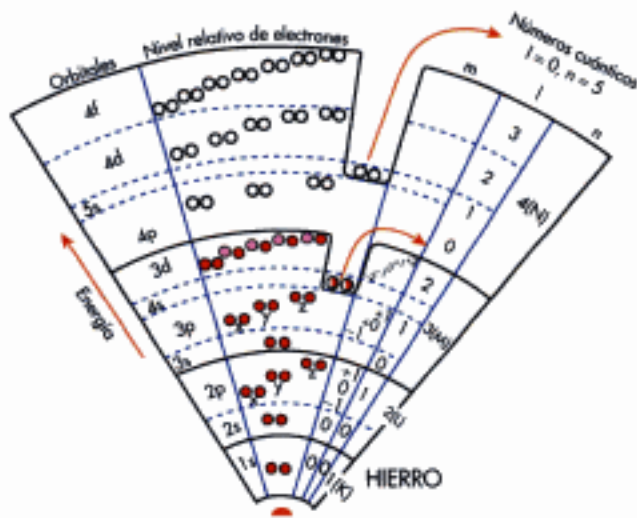
ordenador y las máquinas controladas por ordenador permiten en la actualidad la producción de cadenas más largas, limitadas únicamente por la demanda. Los fabricantes han añadido composite a los aparatos de cerámica y materiales tradicionales (es decir, metales y plásticos). La aparición de este gran número de productos en el mercado ha llevado a un hallazgo importante: algunos de estos dispositivos no sólo no cumplen apropiadamente las necesidades, sino que además pueden ser peligrosos. Se ha incrementado la preocupación acerca de los daños producidos iatrogénicamente. Dos libros publicados en 2004 por Quintessence, *Malpractice in Dentistry* y *Risk Management* (v. Lecturas adicionales), tienen capítulos dedicados a los peligros inducidos por los materiales, la mayoría de los cuales fueron aprobados previamente por los organismos gubernamentales. En principio, el tema se trató en casos en los que el aparato de ortodoncia interfería con la función normal del cuerpo. Algunos de estos casos suponían el despegamiento en masa de los brackets adheridos directamente de sus bases como resultado de una mala técnica, de la filtración de níquel a partir de brackets susceptibles de corrosión y de la abrasión o fractura del esmalte dental por los brackets de cerámica. La consecuencia es que ha aumentado cada vez más el control de agencias gubernamentales y organizaciones privadas con respecto a la introducción de nuevos productos.

## **PROPIEDADES FÍSICAS Y QUÍMICAS BÁSICAS**

### **Átomos**

Un material es un elemento cuando todas sus partículas son idénticas. Sin embargo, en el mundo real, raramente se encuentran sustancias puras. Por ejemplo, los términos *hierro* y *oro* son en realidad nombres erróneos. El hierro habitualmente se encuentra como hierro colado o acero (es decir, conteniendo cantidades variables de carbono) y el oro se utiliza siempre como una aleación.

Según la teoría de unión por valencias, las cortezas de los electrones se representan como capas con una energía similar, dentro de las cuales compartimentos diferenciados (orbitales) están vacíos o tienen sus cortezas exteriores ocupadas por electrones lábiles únicos o emparejados (fig. 9-1). En los metales, los niveles de energía están espaciados de forma muy precisa: puesto que se necesitan pocos electrones para mantener estables los átomos, los demás electrones son muy móviles. Dado que estos últimos pertenecen al conjunto más que a un átomo en particular, los metales se ven como una red de iones positivos en un «mar de electrones». Como resultado, estos electrones disipan la energía de la luz y se mueven por el metal siempre que éste sea sometido a calor o a una diferencia de potencial. Los metales son, por tanto, opacos y buenos conductores del calor y la electricidad, mientras que otros elementos y la mayoría de los compuestos orgánicos e inorgánicos no lo son. Este modelo ayuda también a explicar por qué los metales se deforman fácilmente; incluso si se presiona una capa de iones contra otra (p. ej., por martillado o trefilado), la estructura interna permanece igual debido a que el



**Figura 9-1**

Átomo de calcio liberando sus electrones para las uniones iónicas y con orbitales vacíos (rosa), aceptándolos de los ligandos.

«mar de electrones» se ajusta rápidamente, como se aprecia en la figura 9-2, cuando se compara con otros sólidos como las cerámicas y los vidrios.

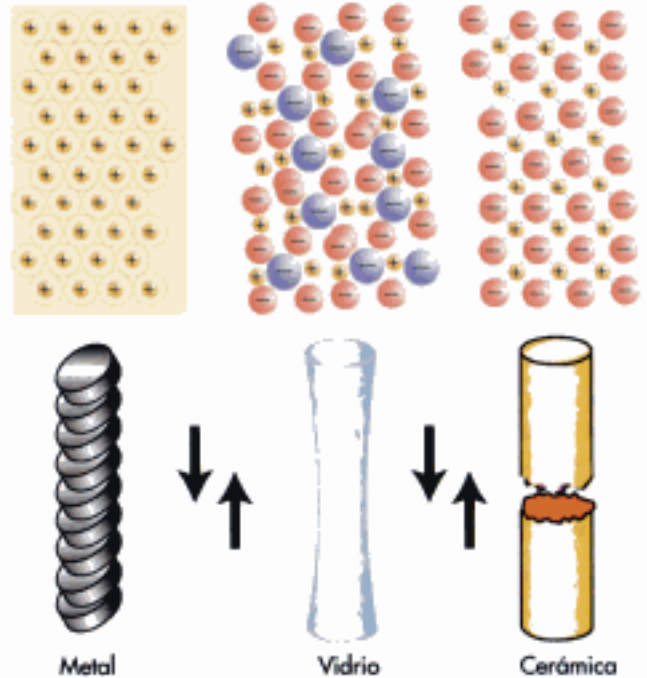
**Moléculas**

Los átomos se combinan para formar moléculas que, a su vez, reaccionan o se unen para formar moléculas o cadenas aún más grandes. Como resultado de la unión de, al menos, dos átomos, las moléculas pueden tener tamaños diferentes y se reúnen a menudo formando grandes conglomerados. Los metaloides suelen aceptar electrones y los metales normalmente los donan. Por el contrario, en complejos como los quelatos (del griego «unión en garras»), los metales no sólo donan electrones, sino que también los aceptan. Un metaloide particular, el carbono, tiene tendencia a unirse consigo mismo, dando lugar a cadenas largas conocidas como *polímeros*. Dentro de las cadenas, se forman uniones entre átomos diferentes o idénticos. El primer tipo, la unión heterocatenaria, enlaza tipos diferentes de átomos, como en los cementos y las cerámicas. El segundo tipo, la unión homocatenaria, suele unir átomos de carbono, como sucede con los poliácridatos o alginatos utilizados en ortodoncia. Algunas de estas uniones forman puentes que se extienden de una cadena de moléculas a otra (unión cruzada).

**Cristales**

En los sólidos, los átomos se agrupan de maneras diferentes. En el vidrio o la mayoría de los plásticos, por ejemplo, las propiedades son isotrópicas, esto es, las propiedades del material siguen siendo las mismas en todas las direcciones. Estos materiales reciben el nombre de *amorfos*. Los cristales, en cambio, tienen una geometría específica. En éstos, los átomos se organizan en *celdas unitarias* que se re-

Deformación/fractura del material



**Figura 9-2**

Diferencias en la fractura: metales, cerámicas y plásticos/vidrios.

piten una y otra vez en una red conocida como *retícula o red de estructura cristalina*. Las diferencias en las propiedades mecánicas de un sólido (*anisotropía*) resultan de las diferentes disposiciones direccionales de los átomos. En algunos casos, como en los granos de metal, los cristales han perdido su forma original debido a su interpenetración y distorsión mutua. La diferencia entre los metales, las cerámicas y los plásticos/vidrios –como ilustra la figura 9-2– muestra que los primeros tienen planos de átomos que pueden deslizarse fácilmente, aceptando así cierto grado de deformación. En las cerámicas, la tensión acerca a iones que tienen la misma carga: al no ser capaces de acomodarse, el material se rompe. Aunque clasificados como cerámicas, los vidrios muestran una disposición aleatoria de sus átomos que permite una tensión sin rotura en algún lugar entre los metales y las cerámicas (cristalizadas). En ausencia de estructuras cristalinas, como en los vidrios metalizados, la resistencia aumenta significativamente.

El tamaño de los cristales de una sustancia determinada varía enormemente. En algunos polvos y aleaciones metálicas policristalinas habituales, los cristales se pueden detectar sólo con microscopio. Por el contrario, es frecuente encontrar cristales grandes en la naturaleza y en laboratorios especializados. Los metales pueden ser tratados para formar tiras delgadas con una estructura no cristalina, como el vidrio, o para formar microcristales, mientras que algunos plásticos pueden ser semicristalinos. En los cristales perfectos, los átomos ocupan posiciones bien definidas, así su movimiento es difícil. La distorsión de su

posición (cuando se disponen en estructura catión-anión, que se va repitiendo) se ve muy dificultada debido a que, de lo contrario, el resultado sería una disposición en la que átomos cargados similarmente estarían uno frente a otro (aniones frente a aniones y cationes frente a cationes). Por esta razón, los cristales simples son fuertes y se utilizan ampliamente como refuerzos en forma de *fibras rígidas*, cristales sencillos delgados cuya longitud es al menos diez veces mayor que su ancho. Debido a su diámetro micrométrico, estos cristales sencillos están casi desprovistos de defectos en las redes de estructura cristalina, tales como las dislocaciones y, por tanto, muestran valores de resistencia cercanos a los valores teóricos. También llamados *nanopolvos*, estos cristales mantienen la propiedad de ser fijaciones extremadamente fuertes cuando se utilizan como fase dispersa en composites poliméricos, cerámicas o, incluso, otros metales.

### Granos

Durante el crecimiento del cristal, los átomos se unen entre sí en determinadas posiciones preferenciales. Para que un cristal resulte perfecto, todos los átomos deben estar dispuestos en la dirección y ordenamiento correctos, condición que raramente existe. En los metales comunes, los cristales penetran unos en otros de tal manera que apenas se puede detectar la forma de los cristales. Para detectar estructuras microscópicas relevantes en metalurgia, las aleaciones deben estar altamente pulidas y grabadas; estas estructuras relevantes se denominan *granos*. La zona en la que se unen estas acumulaciones de cristales se conoce como *límite granular*, y es una región en la que los cristales están dispuestos de forma irregular. En ella, los espacios entre los átomos son irregulares, generando una estructura más débil y no cristalina (amorfa). Los límites de los granos pueden ser responsables no sólo de un descenso en la resistencia mecánica, sino también de un aumento de la corrosión. Sin embargo, algunas imperfecciones particulares pueden ser beneficiosas debido a que pueden interferir con el movimiento de los átomos encontrados en los planos de deslizamiento, aumentando así la resistencia, como se mostrará más adelante en este capítulo. Esto ha llevado al uso de aleaciones en lugar de metales puros y a la carburación o nitruración de los aceros para incrementar su dureza superficial.

En la mayoría de los casos, las imperfecciones del cristal conocidas como vacantes y dislocaciones contribuyen a la

debilidad del material. Las vacantes son sitios atómicos vacíos. Los intersticios son átomos más pequeños que penetran en la red de estructura cristalina (fig. 9-3): carbono, hidrógeno, boro, nitrógeno y oxígeno; se sabe que todos ellos distorsionan las estructuras metálicas. Para bien o para mal, dentro de las celdas unitarias, los átomos metálicos de aproximadamente el mismo tamaño pueden intercambiarse. Por ejemplo, el hierro cristaliza a la temperatura ambiente en el interior de una red de estructura cristalina con unidades reticulares cúbicas repetidas; los átomos de cromo y níquel pueden sustituir algunos de estos átomos, como en el caso del acero inoxidable.

### Redes de estructura cristalina

La red tridimensional de líneas que puede verse conectando los átomos en los cristales no alterados recibe el nombre de *red de estructura cristalina*. En su representación más común, se muestra que una red de estructura cristalina está formada por átomos esféricos distribuidos en celdas unitarias. En estas celdas, los átomos oscilan alrededor de localizaciones específicas y se encuentran en un equilibrio dinámico más que fijas estáticamente. Por esta razón, puede describirse un cristal como una combinación de celdas unitarias en la que cada celda comparte caras, aristas o vértices con las celdas vecinas.

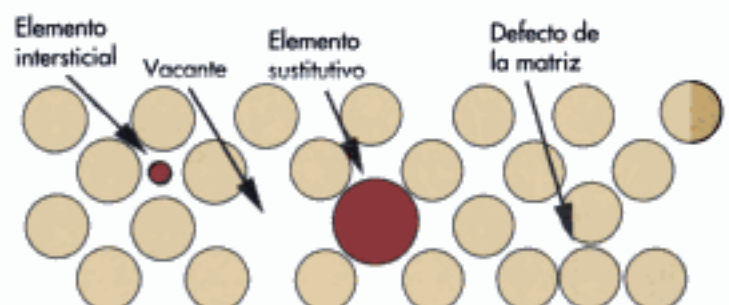
En el siglo XIX, Bravais mostró que sólo existe un número limitado de retículas cristalinas. Uno de los tipos más simples (y el que se encuentra con más frecuencia en los materiales de ortodoncia) es la retícula cúbica, que incluye la celda cúbica de faceta centrada (cfc) y la celda cúbica de cuerpo centrado (ccc). También se encuentran con mucha frecuencia la red de estructura cristalina monoclinica y la red de estructura cristalina hexagonal muy compactada (fig. 9-4).

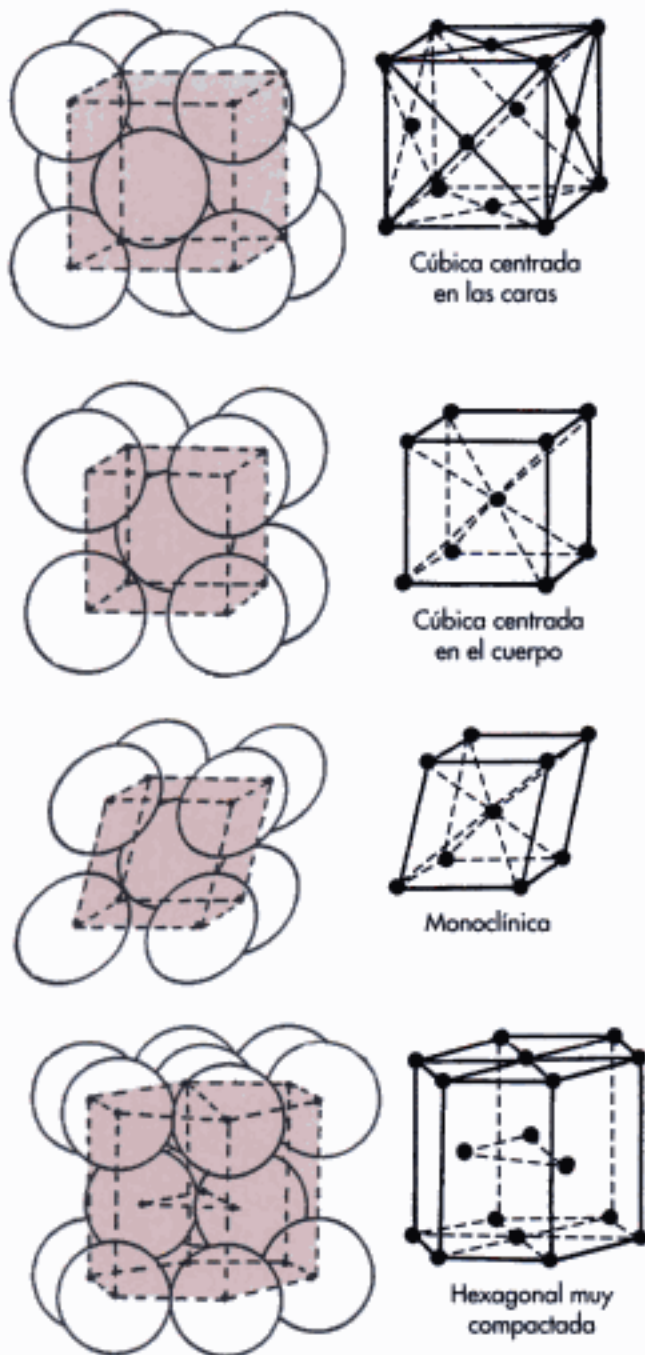
### Deformación de la red de estructura cristalina

Al estar los metales con celdas ccc o cfc compactados densamente, muestran un gran número de planos de deslizamiento que hacen posible su deformación plástica (p. ej., por estampado, prensado, hilado, acuñación, laminado, forjado, trefilado y extrusión) manteniendo, sin embargo, la integridad del cristal. La deformación plástica tiene lugar por deslizamiento, torsión (v. la siguiente discusión) o por una combinación de ambas cosas. Si el esfuerzo es pequeño, los átomos vuelven a su posición original cuando

**Figura 9-3**

Representación esquemática de los defectos en la red de estructura cristalina.





**Figura 9-4**  
Distribución de los átomos en celdas unitarias.

éste cesa y se produce una deformación no permanente o elástica. Si el esfuerzo supera el límite elástico, los átomos sufren un ligero desplazamiento, paralelo a la fuerza de cizallamiento a lo largo de los planos de deslizamiento, dando lugar a una deformación plástica permanente. Esfuerzos mayores hacen que el material se fracture.

Siempre que un cristal se deforma, su red de estructura cristalina se altera, llevando a menudo a su fractura. A medida que aumenta la deformación, también lo hace la distorsión. Esto intensifica las uniones atómicas, aumentando la resistencia a una mayor deformación. Este incremento

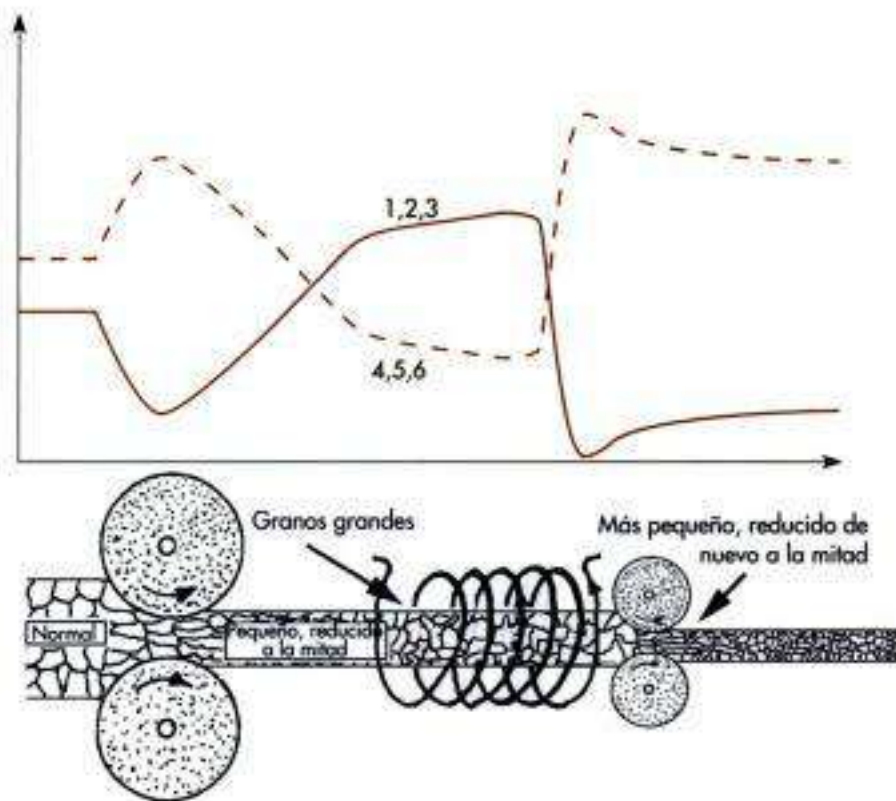
en la distorsión de la matriz metálica –conocido como *deformación, endurecimiento por trabajo o trabajo en frío* (denominación utilizada en este cap.)– es muy utilizado en la industria debido a que aumenta la resistencia del material. De este modo, una barra de bronce sometida repetidamente a laminado en frío se convierte en una barra de mayor diámetro. Esta barra, tras una reducción del 60%, se hace el doble de resistente que la barra original y su capacidad de estiramiento (elongación) disminuye diez veces. Al mismo tiempo, su dureza aumenta significativamente<sup>25</sup>. Pero una resistencia elevada a futuras deformaciones (ausencia de ductilidad) hace que el metal se vuelva frágil y se rompa. De hecho, aproximadamente el 10% de la energía consumida permanece almacenada en el material (energía potencial), generando esfuerzos residuales.

Para evitar la fractura, debe añadirse un paso de ablandamiento (recocido) para liberar la tensión del material distorsionado y trabajado en frío. Esta operación se lleva a cabo calentando el metal a una temperatura inferior, pero cercana, a su punto de fusión. Cada aleación tiene una temperatura de recristalización y recocido (ablandamiento) específica a la que los granos, reducidos enérgicamente por el trabajo en frío, se agrandan para permitir un procesamiento posterior más fácil. Comprensiblemente, el recocido produce un descenso brusco de la resistencia a la tracción.

La figura 9-5 muestra la influencia de los tratamientos presentados anteriormente en algunas propiedades de una aleación sometida a la reducción por laminado y recocido. Durante la reducción, los granos se hacen más pequeños y alargados. Propiedades como la resistencia a la tracción, la dureza y la fragilidad (marcadas en la curva como 1, 2 y 3) van cambiando al mismo tiempo. Propiedades opuestas, como la ductilidad, la elongación y la conductividad eléctrica siguen la otra curva (marcada como 4, 5 y 6).

Los metales formados por granos grandes son débiles. Cuanto más pequeño sea el grano, habrá más límites intergranulares que se opongan al deslizamiento de los planos. En metalurgia, los medios habituales de conseguir granos más pequeños son mantener bajo control el trabajo en frío y la cristalización o estimular la nucleación del cristal añadiendo partículas finas con un punto de fusión más alto en una matriz más fría. Los átomos de la matriz solidifican alrededor de estas partículas, evitando así el agrandamiento de los granos ya existentes. En algunas aleaciones, durante el enfriamiento, los átomos del soluto son expulsados de la estructura de la solución sólida, generando un precipitado que es una dispersión fina de partículas del compuesto intermetálico. Estos cristales finos crean obstáculos que detienen el deslizamiento de los planos, contribuyendo de esta manera a aumentar su resistencia. Para mantener una estructura determinada, como la formada por granos pequeños antes de que empiecen a crecer, es necesario un enfriamiento brusco (templado).

La diferencia en la resistencia entre las aleaciones blandas (recocidas) y las tratadas con trabajo en calor o en frío es significativa. Estas diferencias en sus propiedades suelen aprovecharse durante el fresado. Como ilustra la figura 9-6, una astilla muestra un aumento agudo de su dureza (Brinell) al compararla con el bloque de metal. Un procesamiento típico calienta el metal y modifica su forma mientras está blando;



**Figura 9-5**  
Influencia del procesado en el tamaño del grano.

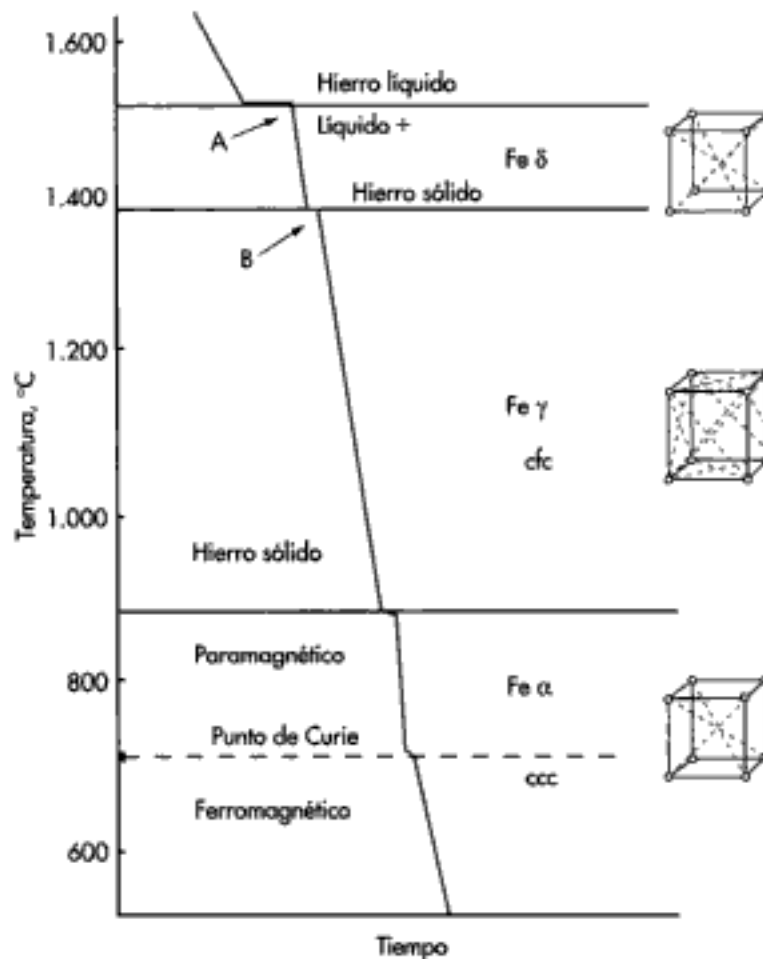


**Figura 9-6**  
Una astilla muestra una dureza mayor en comparación con el bloque de metal.

para después enfriarlo/templarlo a una velocidad y temperatura prescritas. Dependiendo del grado de deformación realizado, el proceso puede ser repetido varias veces. Debido a que a mayores temperaturas los esfuerzos residuales de los metales son mínimos, esto permite que un lingote pueda ir siendo reducido sucesivamente a un alambre fino sin las interrupciones para recocerlo necesarias en el trabajo en frío. Lamentablemente, si el intervalo es demasiado largo y la temperatura no se controla adecuadamente, pueden formarse compuestos perjudiciales (en especial, carburos precipitados), disminuyendo considerablemente todas las propiedades (v. pág. 357). Otro efecto nocivo puede deberse a impurezas como azufre y fósforo, elementos que interrumpen las retículas y forman islas no coherentes. Hallazgos recientes responsabilizan del naufragio del Titanic a dichas inclusiones en el acero del barco. Como el metal caliente reacciona fácilmente con el oxígeno circundante, genera óxidos (conocidos como *escamas*) que dificultan el procesado dentro de los valores de tolerancia exactos.

### Polimorfismo

Unos pocos metales y muchos compuestos cristalizan en más de una estructura (poli-, muchos; *morfos*-, forma). Para metales como el hierro, el fenómeno es reversible, lo que se conoce como *alotropía*. Por ello, a temperaturas más elevadas, las celdas unitarias del hierro pertenecen al sistema cfc (austenita), mientras que a temperaturas más bajas el



**Figura 9-7**

Cambios de fase del hierro durante el enfriamiento. ccc, Cubo centrado en el cuerpo; cfc, cubo centrado en las caras.

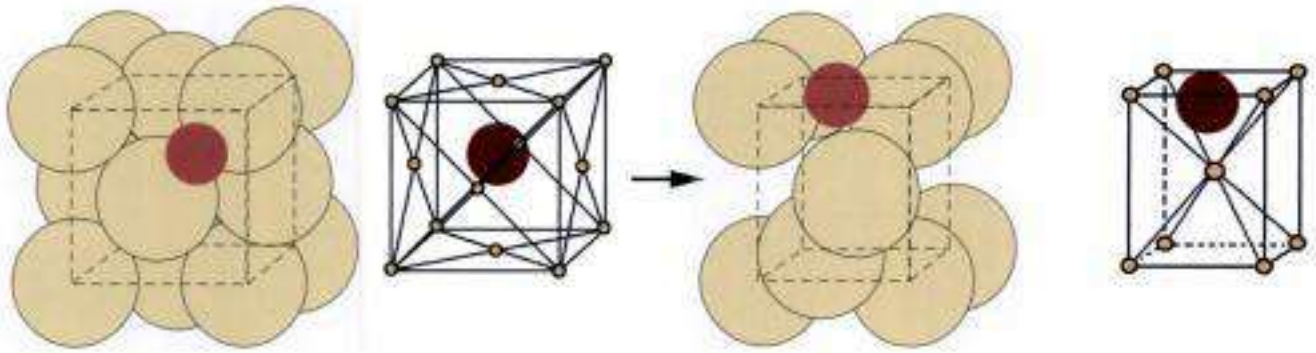
hierro tiene una estructura ccc (ferrita) (fig. 9-7). En el caso de una aleación, en condiciones de enfriamiento rápido (templado), el metal base (es decir, el solvente de la solución sólida) puede transformarse, atrapando los átomos del soluto en la nueva red de estructura cristalina. La figura 9-8 ilustra el caso en el que el solvente (hierro) atrapa durante el templado los átomos del soluto (carbono), generando una estructura con esfuerzo (martensita).

### Torsión

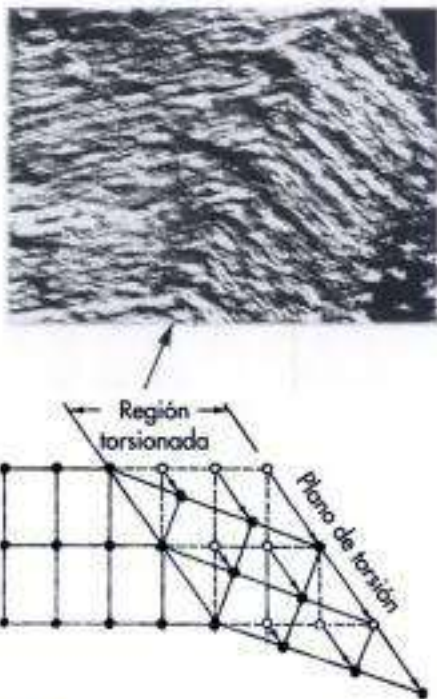
En algunos metales, como los que cristalizan en la estructura hexagonal muy compactada, la deformación se produce por torsión, movimiento que divide la red en dos partes simétricas; estas partes ya no están en el mismo plano, sino formando un determinado ángulo (fig. 9-9). Algunas aleaciones, incluyendo las de níquel-titanio, se caracterizan por la presencia de múltiples, más que aisladas, torsiones en todo el metal. Cuando se somete a estas aleaciones a una temperatura más elevada, desaparece la torsión y la aleación vuelve a su forma y tamaño originales (efecto de memoria de forma).

### Transiciones

A temperaturas más elevadas, la red de estructura cristalina de hierro se forma con celdas unitarias cfc, que forman la solución sólida isotrópica homogénea conocida como austenita. Si los átomos de otros elementos (p. ej., níquel) sustituyen algunos de los átomos de hierro, esta estructura altamente homogénea puede mantenerse a temperaturas tan bajas como las del medio ambiente normal (v. pág. 357). Debido a que la estructura cfc permite que los otros átomos ocupen el centro de cada celda unitaria, en la austenita los átomos de carbono se pueden disolver intersticialmente. Cuando los tipos de acero habituales se enfrían lentamente, se forma una estructura ccc (ferrita). En ella, los átomos de hierro, que ahora ocupan el centro de cada celda unitaria, desplazan a los átomos de carbono como carburo de hierro. Si, por el contrario, no hay tiempo suficiente para que se produzca este fenómeno, los átomos de carbono (representados como una esfera oscura en la fig. 9-8) permanecen atrapados en el interior de las celdas unitarias de hierro, que se distorsionan. Esta estructura nueva y con mucha tensión interna recibe el nombre de martensita y se caracteriza por una deformación significa-



**Figura 9-8**  
Transformación martensítica del hierro en presencia de carbono.



**Figura 9-9**  
Torsión natural de un mineral y su representación.

tiva de la red y por un aumento de su dureza. Por extensión, cualquier transformación que se produzca en su interior —es decir, sin adición ni sustracción de otros elementos— se denomina *martensítica*. Estas transformaciones martensíticas se encuentran no sólo en los metales, sino también en los plásticos y las cerámicas (v. pág. 377) e incluso en los microorganismos. En las tablas 9-1 y 9-2 se observan las diferencias a las que da lugar esta transformación en las aleaciones de níquel-titanio y en los aceros inoxidable, respectivamente.

En los metales, las transformaciones martensíticas se producen como resultado de una relación cristalográfica específica entre la fase parental y la fase nueva, una reordenación de los átomos en la celda unitaria y conocida

**TABLA 9-1** Comportamiento de una aleación de níquel-titanio en función de su fase

Propiedad	Austenita	Martensita
Resistencia a la deformación	560 MPa	100 MPa
Módulo elástico	75 GPa	28 GPa
Resistividad	82 $\mu\text{ohm}\cdot\text{cm}$	76 $\mu\text{ohm}\cdot\text{cm}$
Conductividad térmica	0,18 vatios/ $\text{cm}\cdot^{\circ}\text{C}$	0,085 vatios/ $\text{cm}\cdot^{\circ}\text{C}$
Susceptibilidad magnética	$3,7 \times 10^{-6}$ uem/g	$2,4 \times 10^{-4}$ uem/g
Expansión térmica	$11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$	$6,6 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$

como transformación de E. G. Bain (fig. 9-10). En la transformación de Bain, el plano diagonal de una celda unitaria ccc se convierte en la cara de una nueva celda unitaria cfc. Este reordenamiento permite el intercambio rápido de una estructura por otra con sólo movimientos mínimos. En algunos casos, tales como en los de las aleaciones con memoria de forma, estos movimientos se pueden alternar y las estructuras implicadas se intercambian entre sí indefinidamente, dependiendo de las condiciones. Obviamente, el proceso está muy influenciado por la naturaleza de los átomos involucrados y por los elementos externos del soluto que hay entre ellos (p. ej., intersticiales tales como el carbono y el nitrógeno).

En algunas aleaciones, como los tipos diferentes de acero, los átomos intersticiales son «exprimidos» intencionalmente en el interior de las celdas unitarias para distorsionarlos formando una estructura martensítica que hace que la aleación endurezca. Aunque no sea más homogénea, la aleación se vuelve considerablemente más resistente y, al mismo tiempo, más frágil. Puede hacerse una analogía con un maletín; a pesar de que endurezca si se



TABLA 9-2 Propiedades medias del acero inoxidable en función de su fase

Tipo de acero inoxidable	Estado	Resistencia a la deformación aproximada (kg/cm <sup>2</sup> )	Resistencia a la tracción aproximada (kg/cm <sup>2</sup> )	Elongación (%)
Martensítico	Recocido	4.600	7.000	30
	Tratado con calor	9.000-14.000	11.000-21.000	12
Austenítico	Recocido	2.800	6.700	70
	Trabajado en frío	4.000-10.000	7.000-12.000	50



**Figura 9-10**  
Transformación de Bain.

sobrecarga, también será más fácil que el maletín se rompa. En otras aleaciones, una transformación martensítica similar conduce a estructuras blandas. La diferencia en el caso de las aleaciones de hierro examinadas reside en el hecho de que en el NiTi se evitan meticulosamente los elementos intersticiales (incluso trazas de oxígeno, carbono o nitrógeno en la aleación llevan a la pérdida de la elasticidad y la memoria de forma).

## Fases

Las fases se definen como regiones homogéneas separadas por superficies diferentes en mezclas o sistemas heterogéneos. Las fases deben tener la misma estructura cristalina y composición química, con interfases estables en relación con las fases circundantes. En una solución, las propiedades son uniformes en toda la masa; el sistema, constituido por dos o más componentes, es homogéneo y puede ser líquido e incluso sólido. (El término *solución* denota homogeneidad, no necesariamente una fase líquida; el vidrio y los aceros inoxidables austeníticos son soluciones sólidas.) La división de las partículas del soluto puede llegar hasta el nivel molecular; si estas moléculas o átomos aislados están cargados (es decir, se convierten en iones) y se dispersan en agua, el sistema se transforma en un electrólito.

Cuando las partículas dispersas son más grandes que las moléculas, como sucede en los alginatos, el sistema se conoce como *sistema coloidal*. Las partículas coloidales tienen un tamaño de 1 a 500 nm (1 nm = 10<sup>-6</sup> mm). En algunos casos, el sistema coloidal es líquido y recuerda a una solución, caso en el que recibe el nombre de *sol* (el término

proviene de «solución», no de «sólido»). Los soles son inestables y se convierten fácilmente en un semisólido con consistencia de gelatina, denominado *gel*. Si la fase en la que están dispersos los coloides es el agua (hidrocoloides), los sistemas se denominan *hidrosoles* o *hidrogeles*. Si un gel se calienta, puede convertirse en un sol y si un sol se enfría puede convertirse en un gel. Los hidrogeles son inestables y pueden sufrir imbibición (expansión) o exudar agua (contracción). Este último fenómeno, conocido como *sinéresis*, resulta de la expulsión de moléculas relativamente incompatibles del gel; el proceso es similar al «sangrado» de los plastificantes de los plásticos. Para evitar la separación de agua, los hidrogeles de alginato que tengan que almacenarse por un tiempo deben hacerlo en humidificadores, en los que la atmósfera circundante está saturada con vapores, necesarios para mantener la estructura del gel.

Los cambios de fase más frecuentes se producen también durante la solidificación y la licuefacción. Por ello, los metales fundidos solidifican en dos pasos: nucleación y crecimiento. La nucleación puede ser homogénea (producida desde el interior del propio material, por sus primeras partículas solidificadas) o heterogénea (causada por impurezas). En el punto de solidificación, aparecen espontáneamente núcleos en algunos lugares del líquido y las fases líquida y sólida coexisten durante un tiempo. Esto da lugar a dos puntos de inflexión en el diagrama de descenso de temperatura frente a tiempo, A y B, como muestra la figura 9-7 para el hierro. La localización de estos puntos es específica para cada elemento y varía según la composición de las aleaciones.

Después del colado, un metal fundido genera un sólido que en principio tiene capas aleatorias de granos en las paredes del molde, sobre las que crecen granos más grandes. Debido a que la mayoría de los metales sufren una contracción durante la solidificación, la zona central del colado es la última en solidificar, albergando defectos o incluso cavidades que pueden observarse en piezas tan pequeñas como los brackets. Se produce otro cambio de fase durante la soldadura, en la que se forman grandes granos irregulares, con diferentes estructuras, en la zona afectada por el calor. Estas estructuras son una desventaja para la resistencia mecánica y química. En consecuencia, se prefieren siempre los sistemas de soldado que permiten un enfriamiento más rápido (p. ej., arco eléctrico, haz de electrones y soldadura láser) sobre los métodos que utilizan

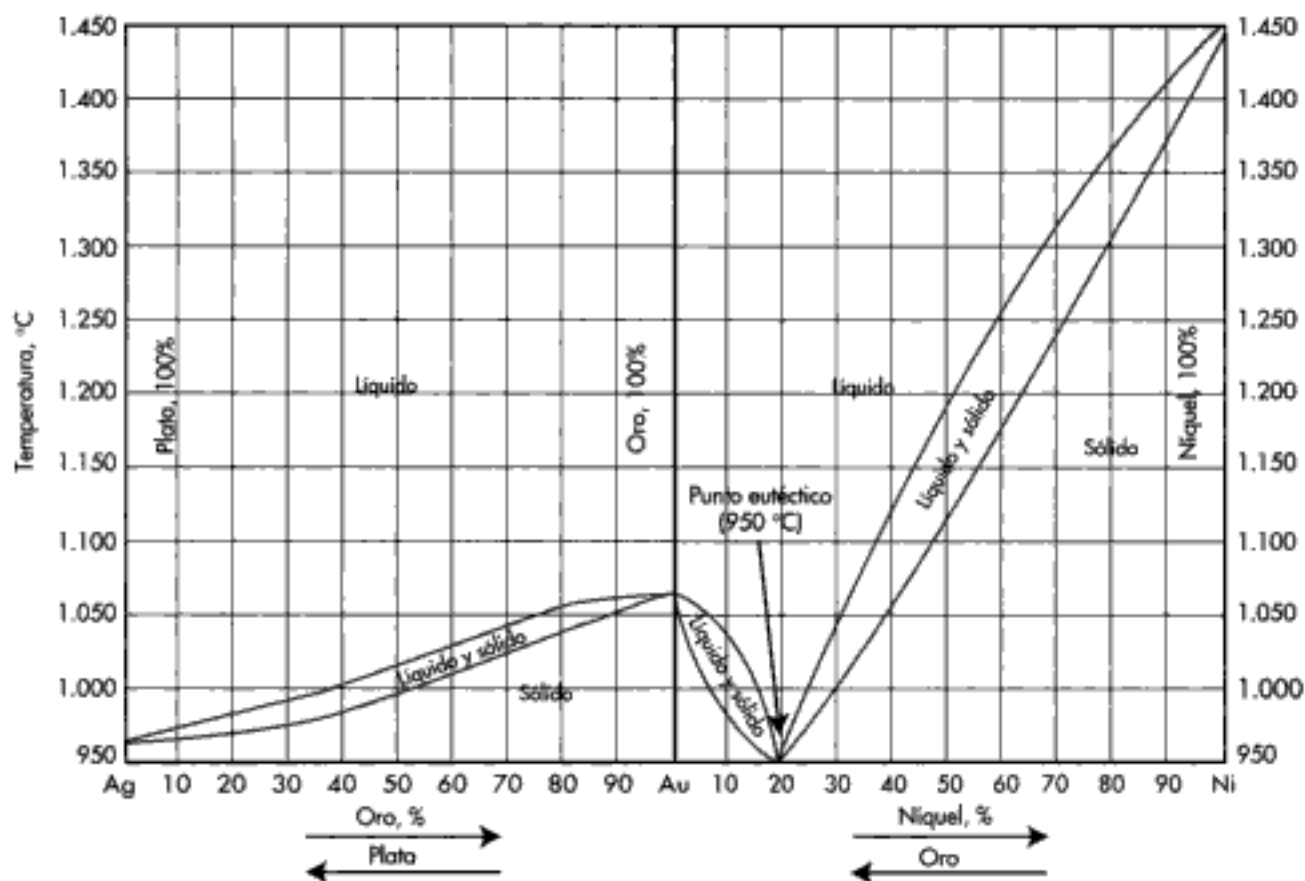


Figura 9-11

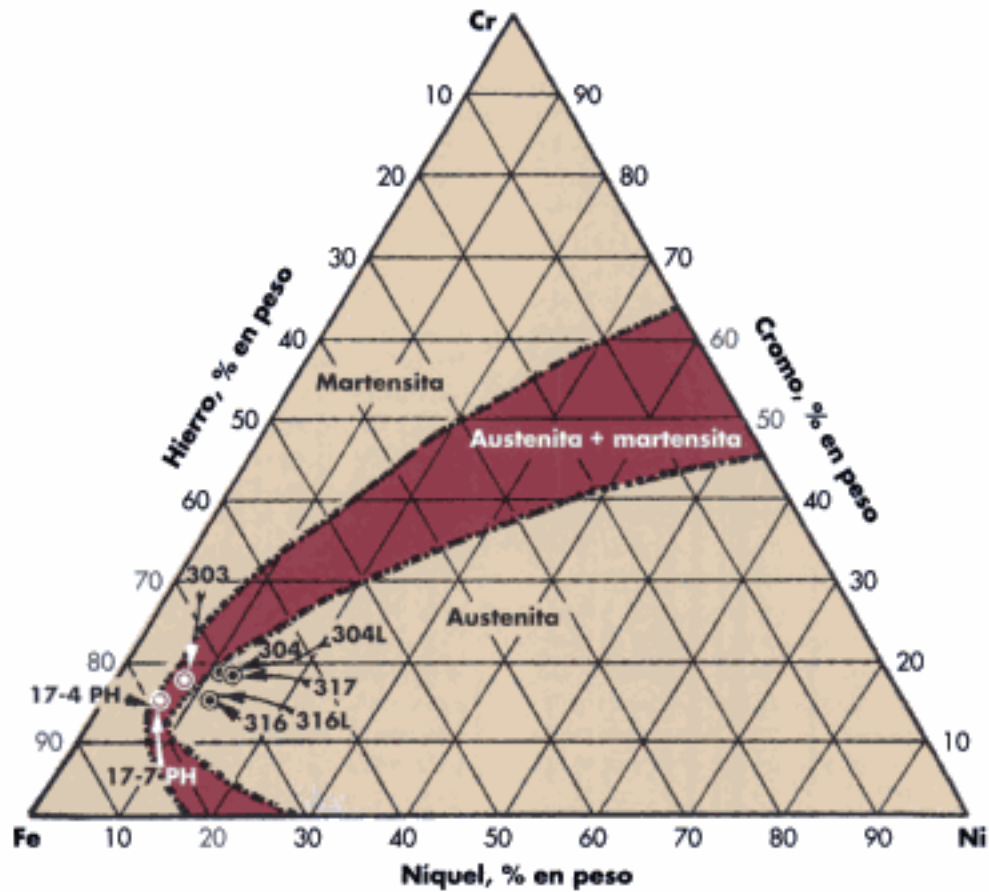
Diagrama de equilibrio para dos aleaciones, plata-oro y oro-níquel.

carburantes como el acetileno o el propano. El calor tiene una influencia significativa en la naturaleza y número de fases. Debido a que la mayoría de los materiales utilizados en ortodoncia tienen al menos dos fases, los aparatos derivados llevan la marca de estos fenómenos, ya se produzcan en la fábrica o en la clínica (a través de la esterilización o el reciclaje).

El intervalo dentro del cual las fases líquida y sólida coexisten se conoce como dominio de equilibrio y varía con la composición del material. En la primera mitad de la figura 9-11, los puntos de inflexión (v. también fig. 9-7) de un sistema binario completamente soluble (formado por dos componentes) están conectados y las líneas separan los dominios de equilibrio. La curva superior se denomina *línea de líquidos* y la inferior *línea de sólidos*. El área por encima de la línea de líquidos identifica una fase sencilla, una solución líquida homogénea, mientras que el área por debajo de la línea de los sólidos identifica una solución sólida homogénea. Entre estas líneas se encuentra una región de dos fases, partículas de sólido suspendidas en líquido. Tales estructuras suelen determinarse calentando el metal a diferentes temperaturas, esperando a que se establezca el equilibrio y después enfriando rápidamente la muestra para mantener la estructura. La primera mitad de los diagramas de equilibrio mostrados en la fi-

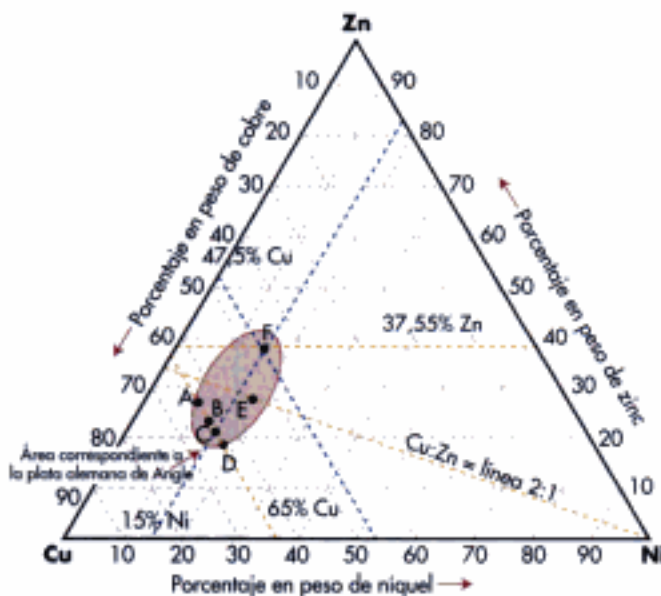
gura 9-11 es para la aleación oro-plata. Conocida como *electrum*, esta aleación se ha utilizado en odontología mucho antes de la época de los romanos. La segunda mitad de la figura 9-11 presenta el equilibrio de fases para la aleación oro-níquel, aleación que no muestra una variación cuasi-lineal de la línea de sólidos y líquidos, como en el caso anterior, sino que puede haber un punto de fusión inferior al de alguno de los dos metales puros. El punto de intersección entre las líneas de líquidos se denomina *punto eutéctico* y es el punto en el que la aleación tiene una *composición eutéctica*. Las aleaciones eutécticas se funden a temperaturas inferiores que cualquier otra composición de ese sistema binario y se utilizan siempre que han de unirse materiales sensibles al calor (p. ej., aceros inoxidable). Debido a su elevada afinidad por el sustrato (v. más adelante), a su resistencia química y mecánica y a su punto de fusión relativamente bajo, el Au-Ni eutéctico se ha convertido en la composición de aleación preferida para la soldadura en ortodoncia.

Las aleaciones ternarias presentan estructuras más complejas y su análisis requiere diagramas de equilibrio de fase más sofisticados. Es el caso de los aceros inoxidable (hierro-cromo-níquel) (fig. 9-12) y hierro-cromo-carbono, así como de bronce tales como la plata alemana de Angle, formada por cobre-zinc-níquel (fig. 9-13)<sup>123</sup>. Para evitar la



**Figura 9-12**

Aleación ternaria hierro-cromo-níquel (Fe-Cr-Ni) que muestra los dominios y composición de varios aceros inoxidables a la temperatura ambiente.



**Figura 9-13**

Aleación ternaria cobre-zinc-níquel (Cu-Zn-Ni) que muestra la gran investigación de Angle en busca de su plata alemana.

compleja representación tridimensional necesaria, se practican secciones en prismas a diferentes temperaturas. En estos diagramas que tienen como base triángulos equiláteros que representan las variables de la composición, cada vértice del triángulo representa el 100% de uno de los tres componentes.

**Afinidad**

Resultado de una gran cantidad de interacciones, la afinidad es un precursor de la unión química y juega un papel fundamental en el ensamblaje de dispositivos o la unión de aparatos. En los sistemas líquido/sólido, la afinidad se refleja en la humectación y se mide examinando el ángulo formado entre la superficie del líquido y la superficie del sólido sobre la cual descansa. En sistemas líquido/líquido, la afinidad se estima por adelantado a partir de las características estructurales. Conocido como *equilibrio hidrofílico-lipofílico*, este abordaje suele utilizarse también para evaluar solubilidades. En un margen arbitrario de 1 a 40, un valor alto del equilibrio hidrofílico-lipofílico representa una buena solubilidad en el agua, en contraste con un valor bajo que indica una falta de polaridad y solubilidad en el aceite de parafina (del latín *parum affinis*, «afinidad pobre»).

## Unión química

Es universal la propensión de los átomos, los iones o las moléculas a unirse para formar compuestos más estables. Las reacciones químicas son posibles debido a que las uniones más débiles son sustituidas por las más fuertes. Los átomos interactúan mediante la transferencia de uno o más electrones de un átomo a otro, dando iones positivos o negativos. Las uniones resultantes se conocen como *uniones iónicas*, como las formadas entre los ácidos y las bases. En algunos casos, las reacciones químicas suponen compartir electrones, como sucede en las cadenas poliméricas; estas cadenas reciben el nombre de *uniones covalentes*. La unión metálica es una combinación de ambas. Las uniones covalentes dativas, encontradas en los *quelatos*, se producen cuando los átomos que tienen un par de electrones sin pareja (no unidos) (O, N, S) los donan para recibir átomos. Conocidos como agentes de secuestro, de coordinación o de complejidad, la denominación correcta de estos donantes sería *ligandos*. Paralelamente a la unión iónica, los átomos que tienen esos pares de electrones aislados se conocen como *bases de Lewis* y los átomos (o moléculas) que aceptan esos pares se denominan *ácidos de Lewis*. A menudo, los mismos átomos (metales) donan electrones en una unión iónica y aceptan, al mismo tiempo, otro par de un ligando (v. págs. 346 y 372).

## METALES

Antes de que Angle comenzara su búsqueda de nuevos materiales, los ortodoncistas construían sus fijaciones con metales nobles y sus aleaciones. Las aleaciones de oro (al menos del 75% para evitar decoloraciones), platino, iridio y plata eran agradables estéticamente y resistentes a la corrosión, pero les faltaba flexibilidad y resistencia a la tracción. Estas aleaciones eran también inapropiadas para su fresado y unión complejas cuando se utilizaban en las barras de tracción de la época. En 1887, Angle intentó sustituir los metales nobles por la plata alemana, un bronce complejo. Su contemporáneo J.N. Farrar condenó el uso de esta nueva aleación, mostrando que se decoloraba en el interior de la boca. Muchos compartieron la opinión de Farrar y los metales preciosos y el bronce prevalecieron hasta casi la segunda mitad del siglo XX. Metalúrgico consumado, Angle sabía que tenía que preparar la plata alemana «según el uso que se le iba a dar»<sup>6</sup>. Para obtener las propiedades deseadas, Angle actuó, tal y como estableció en 1888, «variando las proporciones de Cu, Ni y Zn» alrededor de la composición media del bronce de Neusilber (plata alemana, 65% Cu, 14% Ni, 21% Zn) y aplicando operaciones de trabajo en frío con grados diferentes de deformación plástica. Como resultado, Angle obtuvo plata alemana suficientemente rígida para ser usada en tornillos de expansión y de tracción, suficientemente elástica para arcos de expansión o suficientemente maleable para bandas. Para hacerlo, tuvo que explorar un área acotada por límites amplios<sup>165</sup> poco después de los primeros intentos de establecer una relación entre la microestructura y las propiedades físicas (Sorby, 1864). Si suponemos que la aleación de Angle tiene un contenido del 65% de Cu, con

Ni variando entre el 10 y el 18%, esto abarcaría el área mostrada en la figura 9-13. Además de su «aspecto antiestético» y su falta obvia de uniformidad (por variaciones en la composición y el procesado), las propiedades mecánicas y químicas de la plata alemana estaban muy por debajo de las demandas modernas. Sin embargo, debido a que no era caro y se soldaba con facilidad, este bronce le permitió a Angle diseñar y lanzar con éxito aparatos más complejos. El material que desplazaría verdaderamente a los metales nobles sería el acero inoxidable. Como con la plata alemana, hubo detractores. Todavía en 1934, Emil Herbst sostenía que el oro era más fuerte que el acero inoxidable en forma de alambre y se quejaba de que no podía hacer brillar el acero inoxidable sin exfoliación<sup>68</sup>. Si se le forzaba a elegir, optaba por la plata alemana antes que por el acero inoxidable.

Los métodos de fabricación utilizados en la actualidad para confeccionar dispositivos metálicos (es decir, torneado, colado a la cera perdida y pulvimetalurgia) se conocían mucho antes de nuestra era. Un refinamiento del proceso de pulvimetalurgia es el *moldeado por inyección*, en el que el polvo de metal, junto con ingredientes orgánicos, se presiona en un molde. El resultado «verde» se somete a continuación a unos incrementos graduales de temperatura para volatilizar los compuestos orgánicos y finalmente sinterizar (unir) las partículas de metal. Los avances del siglo XX, como el uso del arco eléctrico directo (Heroult, 1900) o los hornos de inducción (Kjellin, 1907) han mejorado la calidad del metal. Los refinamientos recientes en la fabricación y procesado del metal, como la decarburización con argón, la mayor cantidad de elementos utilizados para las aleaciones y los tratamientos especiales, les han abierto nuevas perspectivas a los aparatos de metal. Los procesos de acabado, como el revestimiento, la electrodeposición, la soldadura, la fusión y la sinterización eran habituales en el siglo XIX.

Los metales que son maleables, dúctiles y opacos y que son buenos conductores del calor y la electricidad tienen una estructura cristalina en la que los átomos se disponen regularmente en unidades repetidas tridimensionalmente (v. fig. 9-4). Se sabe desde hace mucho tiempo que los metales muestran mejores propiedades que los de su estado natural si son enfriados rápidamente (templados). Las velocidades de templado necesarias para producir metales vídriosos no cristalinos son, sin embargo, varios órdenes de magnitud más altos que los obtenidos en las prácticas metalúrgicas normales. La propiedad más importante de los metales vídriosos es su combinación inusual de resistencia y plasticidad. Los vidrios comunes, incluso en forma de filamento fino, no pueden ser deformados más del 1%. En contraste, una muestra de vidrio metálico de una forma similar tiene una resistencia a la deformación plástica local que supera, con mucho, el 50%. Las aleaciones vídriosas o amorfas soportan tensiones un 50% y resistencias a la fractura por tracción un 300% mayores que las del acero inoxidable. Aunque aún no se utilizan en ortodoncia, los vidrios metálicos que muestran resistencia y ductilidad serán un avance importante.

De las docenas de metales utilizados actualmente, algunos proporcionan resistencia, otros resisten la corrosión y

otros incluso mejoran la estética. Entre éstos, las aleaciones de hierro de las que están fabricados la mayoría de los aparatos de ortodoncia destacan debido a las valiosas propiedades que proporcionan a un coste razonable.

### Aceros inoxidables

La familia de los aceros que contiene más de un 12% de cromo debe su éxito en la fabricación de instrumentos y fijaciones, a que combina una resistencia mecánica elevada, un aspecto aceptable y resistencia química. El acero inoxidable se introdujo en la odontología en 1919, siendo presentado en la policlínica dental de Krupp en Alemania por el dentista de la compañía, R. Hauptmeyer. Este odontólogo utilizó por primera vez el acero inoxidable para confeccionar una prótesis y denominó a la aleación *Wipla* (del alemán *wie Platin*, «como el platino»), una designación bajo la cual todavía se utiliza en Europa<sup>64</sup>. Descubierta por casualidad unos pocos años antes de la primera guerra mundial (una muestra no se oxidaba en una pila de piezas para investigación metalúrgica desechadas), la nueva aleación le permitió a Alemania construir instalaciones químicas sofisticadas. Tras la guerra, el acero inoxidable se hizo fácil de conseguir, sus fabricantes lo lanzaron a nuevos mercados y ofrecieron asistencia técnica. Angle lo utilizó en su último año (1930) como alambre de ligadura. Hacia 1937 ya se había confirmado el valor del acero inoxidable como material de ortodoncia<sup>60</sup>. Optimizado inicialmente con objetivos químicos, los aceros inoxidables que se utilizaron al principio en ortodoncia eran más resistentes a la corrosión debido a su bajo contenido en carbono y azufre y a su alto contenido en cromo y níquel. Se habían desarrollado varios tipos de acero inoxidable y se utilizaron (y se utilizan), al menos, diez o más para fabricar instrumentos y fijaciones de ortodoncia (tablas 9-3 y 9-4).

### Estructura y composición

Existen varias clases de aceros inoxidables, cada una de ellas caracterizada por una estructura cristalina específica determinada por su composición. Es necesario un alto contenido en cromo para proporcionar el óxido de cromo impermeable y resistente a la corrosión que le hace «inoxidable» al acero pero que favorece la estructura menos dúctil (ccc) de ferrita (v. pág. 351). A pesar de no ser biocompatible, el níquel ayuda a estabilizar a bajas temperaturas la austenita, una estructura cfc monofásica y resistente a la corrosión (v. pág. 351). Otros elementos que estabilizan esta estructura deseable son el manganeso y el nitrógeno. También el molibdeno ha demostrado aumentar significativamente la resistencia a la corrosión.

El equivalente de resistencia a la corrosión (ERC), mostrado en la tabla 9-4, permite evaluar la resistencia de la aleación a la corrosión basado en el contenido en Cr, Mo y N. Cuanto mayor sea el valor ERC, menos susceptible será la aleación a la picadura por corrosión (los valores ERC dados son para el estado recocido, blando). Como se muestra, además de los metales sustitutivos en mayor proporción (esto es, Cr, Ni, Mo y Mn), átomos pequeños de elementos como O, N y C pueden ocupar los intersticios

(v. pág. 348) y jugar un papel fundamental en las propiedades del acero. Por ello, en el acero inoxidable un exceso de C se combinará con el Cr, reduciendo la fase austenítica en este último elemento esencial. Además, la película de carburo de cromo formada en los límites de los granos no sólo deteriora la coherencia entre granos, sino que también lleva a la corrosión intergranular. Este fenómeno, ya descrito como *sensibilización*, disminuye de manera importante la resistencia de la aleación.

### Agregados e impurezas

Debido a que el procesado moderno del acero permite una remoción casi completa de las impurezas, otros elementos esenciales se añaden intencionadamente. A pesar de que es beneficioso un bajo contenido en carbono desde el punto de vista de la corrosión, algo de carbono es imprescindible para proporcionar resistencia (v. pág. 351). El silicio, mantenido en concentraciones bajas, mejora la resistencia a la oxidación y la carburización a temperaturas más elevadas y a la corrosión en algunos medios. Aunque desde el punto de vista de la resistencia a la corrosión, el fósforo y el azufre son impurezas indeseables, en ocasiones se añaden intencionadamente. De hecho, un contenido en azufre del 0,015% permite el fresado fácil de las partes forjadas. El fósforo permite el uso de una temperatura más baja para sinterizar polvos de metal. El manganeso, un metal que suele utilizarse como sustituto del níquel para estabilizar la austenita, supone una desventaja desde el punto de vista de la resistencia a la corrosión.

### Clasificación

Los aceros se clasifican según el sistema del American Iron and Steel Institute (AISI). Esta clasificación es análoga al Unified Number System (UNS) y a las German standards (DIN). Los aceros que tienen números AISI que comiencen por 3 son austeníticos. Cuanto mayor sea este número, menos ferrosas (más caras) son las aleaciones. La letra *L* significa bajo contenido en carbono.

Los aceros inoxidables utilizados en ortodoncia tienen composiciones similares, como puede verse en el diagrama de fases del Fe-Cr-Ni<sup>22</sup> (v. fig. 9-12). Su proximidad a los dominios de la austenita, austenita más martensita y martensita explica por qué, mediante un simple choque mecánico, algunas aleaciones pueden pasar de una de estas fases a otra, fenómeno que se hace evidente utilizando un imán.

Aceros austeníticos (serie 300). Los aceros austeníticos de la serie 300 tienen una estructura cfc y se utilizan para fabricar la mayoría de las fijaciones. Estructuralmente, estos aceros son soluciones sólidas que son las que ofrecen la mejor resistencia a la corrosión. Como diferencia con respecto a los aceros que pertenecen a las clases que describiremos a continuación, la estructura de solución sólida las convierte en no ferromagnéticas (es decir, no son atraídas por un imán).

Como se muestra en la página 351, la estructura cfc austenítica es inestable a temperaturas más bajas, a las que tiende a volver a la estructura ccc conocida como ferrita. Sin embargo, cuando se añaden elementos «austenizantes» (Ni y la pareja Mn y N), esta fase de la solución sólida re-

TABLA 9-3 Composición de las aleaciones utilizadas en la fabricación de fijaciones

N.º	AISI	DENOMINACIÓN										
		UNS	Ejemplo	Cr	Ni	Mn	Mo	C	P	Si	S	Otros
1	303	S-30300	Ormco Diamond	17-19	8-10	2	0,6	0,15	0,2	1,00	0,15	—
2	304 L	S-30403	Advanced Orthodontics	18-20	8-12	2	—	0,03	0,04	1,00	0,03	—
3	316L	S-31603	Genselar estándar "A"-Co.	16-18	10-14	2	2,5	0,03	0,04	1,00	0,03	—
4	630/17-4	S-17400	Ormco Mini Diamond	15,5-17	3-5	1	—	0,07	0,04	1,00	0,04	4Cu, 3Nb
5	631/17-7	S-17700	Ormco Edgelock	16-18	6,5-7,5	1	—	0,09	0,04	1,00	0,04	0,8-1,5 Al
6	SAP 2205	S-31803	CEOSA bajo en níquel	22	5,5	2	3	0,03	0,03	1,00	0,02	0,1 6N
7	Mezanium	—	Scheu Dental	18	0,16	18	1	0,1	0,045	1,00	0,03	0,7N
8	Noninium	—	Dentaurum	18	0,16	18	1	0,1	0,045	1,00	0,03	0,7N
9	Ni Free	(Fe26Cr, 5Mo3Co)	Forestadent	26,5	0,15	1	5	?	?	?	?	3Co
10	NoNi	(Fe24Cr, 4Mo3Co)	Pyramid Orthodontics	22,7	0,02	13	4	0,026	?	0,8	?	3Co
11	18-18 Plus	S-28200	Similar	8	0,16	18	1	0,15	0,045	1,00	0,03	0,5N
12	431	S-43100	Potencial	26	—	—	4	—	—	—	—	—
13	AL 29-4C	S-44735	Potencial	29	0,3	0,5	4	0,02	0,03	0,35	0,01	0,5Ti
14	Latón	—	Plata alemana de Angle	—	15-20	—	—	—	?	?	?	Cu, Zn
15	Titanio (implantes)	R56400	Dentaurum	—	—	—	—	—	—	—	—	6Al, 4V
16	Titanio (grado 2)	R50400	Potencial	—	—	—	—	0,1	—	—	—	0,25O <sub>2</sub> , 0,3Fe

**TABLA 9-4** Propiedades de las aleaciones utilizadas en la fabricación de fijaciones

N.º	AST	DENOMINACIÓN		Ejemplo	Dureza (Rockwell)	Rendimiento 0,2 (Ksi)	Elongación (%)	Reducción (%)	ERC
		UNS							
1	303*	S-30300		Ormco Diamond	—	30	40	50	19
2	304L*	S-30403		Advanced Orthodontics	81 (HRB)	30	50	70	19
3	316L*	S-31603		Gemelares estándar *A*-Co	—	25	40	50	25,5
4	630/17-4 <sup>†</sup>	S-17400		Ormco Mini Diamond	31 (HRC)	115	12	50	16
5	631/17-7 <sup>†</sup>	S-17700		Ormco Edgeloak	38 (HRC)	140	6	25	16
6	SAF 2205	S-31803		GEOSA bajo en níquel	30,5 (HRC)	65	25	—	32,15
7	Mezanium*	—		Scheu Dental	—	—	29,3	—	—
8	Noninium*	—		Dentaurum	—	—	—	—	—
9	Ni Free <sup>‡</sup>	(Fe26Cr, 5Mo3Co)		Forestadent	0	—	—	—	43
10	NoNi <sup>‡</sup>	(Fe24Cr, 4Mo3Co)		Pyramid Orthodontics	—	—	—	—	35,9
11	18-18 Plus*	S-28200		—	95 (HRB)	65	60	50	29,3
12	431 <sup>‡</sup>	S-43100		—	—	110	—	—	16
13	Al 29-4C <sup>‡</sup>	S-44735		Potencial	—	75	25	—	42,2
14	Latón	—		Plata alemana de Angle	45 (HRB)	25	35	—	—
15	Titanio (implante)	R-56400		Dentaurum	33-38 (HRB)	—	30	—	—
16	Titanio (grado 2)	R-50400		Potencial	—	50	20	—	—

ERC, equivalente de resistencia a la corrosión.

\*Austenítico.

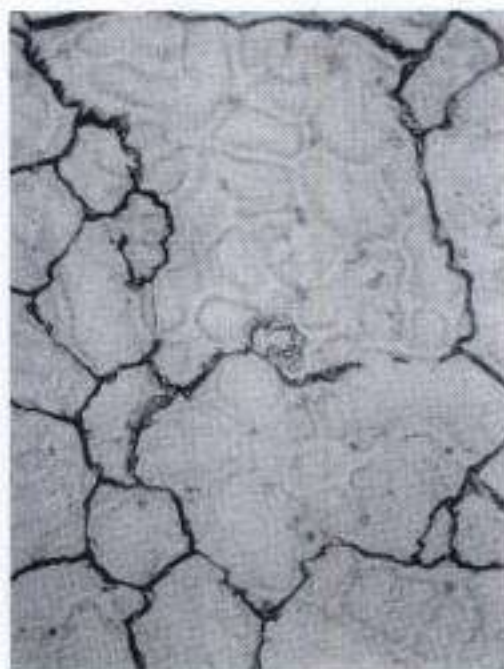
<sup>†</sup>Precipitación endurecida, martensítica.

<sup>‡</sup>Ferrítico.

sistente a la corrosión puede conservarse, incluso a temperatura ambiente. Si no existen estos elementos, estos aceros, incluso con un contenido en cromo elevado, se hacen ferríticos a temperatura ambiente. Otro resultado de la inestabilidad de los aceros inoxidable austeníticos cuando se calientan inadecuadamente es su propensión a precipitar el elemento «inoxidable» esencial, el cromo, en forma de una película de carburo de cromo que interfiere con la cohesión de los granos (fig. 9-14).

**Aceros martensíticos (serie 400).** A principios de la década de los setenta, se añadieron a propósito elementos adicionales no sólo para mejorar la corrosión sino también para tensar internamente la microestructura del acero, aumentando así la resistencia a la tracción. Este aumento en la resistencia ha llevado, por el contrario, a aleaciones menos resistentes a la corrosión<sup>115</sup> que deberían utilizarse no sólo para contactos cortos con el ambiente oral, tales como instrumentos que requieran bordes agudos o resistentes al desgaste. La tabla 9-2 presenta una comparación de las características principales de los aceros austeníticos y martensíticos.

**Aceros ferríticos.** El nombre *ferrítico* deriva del hecho de que la microestructura de los aceros es la misma que la del hierro a temperatura ambiente (bcc). En el acero ferrítico, el cromo sustituye algunos de los átomos de hierro en las celdas unitarias; el grado de sustitución puede llegar a ser hasta del 30%. Los «*superferríticos*» modernos, que pertenecen a esta categoría y contienen de un 19 a un 30% de cromo, se utilizan en varios brackets libres de níquel. Altamente resistentes a los cloruros, estas aleaciones contienen



**Figura 9-14**

Microfotografía de un bracket de acero inoxidable austenítico sensibilizado. El carburo de cromo aparece como una película fina que rodea los granos de metal.

pequeñas cantidades de aluminio y molibdeno y un contenido muy bajo en carbono. Debido a la tendencia a la resistencia mecánica en detrimento de la resistencia a la corrosión, se presentan los aceros superferríticos –como el S32050 (ERC mayor de 40; v. pág. 357)– como sustitutos de los austeníticos<sup>140</sup>.

**Aceros dobles.** Los aceros dobles consisten en una unión de granos de austenita y ferrita. Además del hierro, estos aceros contienen molibdeno y cromo, y la mayoría de ellos tienen un bajo contenido en níquel. A pesar de tener también un contenido en austenita, los aceros dobles no son atraídos por los imanes. Su estructura doble da lugar a una dureza y ductilidad mejoradas en comparación con los aceros ferríticos, y su resistencia a la deformación es más del doble de la de aceros inoxidable austeníticos similares. Son también muy resistentes a la corrosión. Cuando son tratados con calor de manera inadecuada, tienen tendencia a formar una fase frágil ( $\sigma$ ) que disminuye su resistencia a la corrosión. Debido a que el acero doble combina un contenido en níquel inferior con unas propiedades mecánicas superiores, se utiliza para la fabricación de brackets de una pieza (p. ej., Bioline «con bajo contenido en níquel», por CEOSA, Madrid, España).

**Aceros de endurecimiento por precipitación.** A diferencia de la mayoría de los aceros inoxidable, los aceros de *endurecimiento por precipitación* (aceros PH) pueden ser endurecidos mediante un tratamiento térmico. En realidad, el proceso es un tratamiento de envejecimiento que promueve la precipitación de algunos elementos agregados expresamente (v. pág. 349). Debido a su elevada resistencia a la tracción, el acero inoxidable PH 17-4 se utiliza mucho para «mini» brackets. El fabricante Ormco ha utilizado acero del mismo tipo, PH 17-7, para fabricar sus brackets Edgelock. Como se ha mostrado, los metales añadidos en estas aleaciones reducen su resistencia a la corrosión.

**Aleaciones con cobalto y «sin níquel».** Las aleaciones que contienen cobalto se utilizan comúnmente en ortodoncia para alambres y brackets. Algunas aleaciones, como Elgiloy y Flexiloy, no sólo contienen hierro sino también una proporción alta de níquel (Elgiloy, Elgin, Illinois; Flexiloy, Intertec Ltd., R'anana', Israel). Otras aleaciones, sin embargo, están casi libres de níquel y se han desarrollado para reemplazar a sus contrapartidas alérgicas (v. tabla 9-3). Aunque se utilizan los dos tipos para fabricar alambres para arcos, los aceros libres de níquel se utilizan fundamentalmente para fabricar fijaciones, como el Prestige (Pyramid Orthodontics, Corte Madera, California), Nu-Edge LN (TP Orthodontics), y Elite-Opti-MIM (Ortho Organizers). Estas aleaciones suelen ser resistentes a la corrosión.

**Aceros que contienen manganeso.** Conocido como elemento «austenizante», el manganeso se ha utilizado como sustituto del níquel. A pesar de no ser un elemento estabilizante de la austenita per se, el manganeso actúa disolviendo intersticialmente el elemento realmente «austenizante», el nitrógeno. Por desgracia, a las altas proporciones necesarias (aproximadamente el 18%), el manganeso incrementa la susceptibilidad de la aleación a la corrosión.



## El titanio y sus aleaciones

Las aleaciones de titanio, ampliamente utilizadas en implantes, son muy resistentes a la corrosión, bien toleradas por el cuerpo humano y casi tan fuertes, pero no tan rígidas, como el acero inoxidable. Para compensar esta diferencia, los aparatos de titanio puro (contenido del 99 al 99,5%) deben ser sobredimensionados.

En general, la metalurgia del titanio ofrece pocas opciones. Los únicos materiales comerciales en bruto son las barras hechas de partículas aglomeradas (esponjas). Como resultado, no hay disponibles alambres para fabricar la redcilla retentiva de la base del bracket: los brackets y los tubos que se venden hoy en día son de una pieza y las zonas retentivas se graban con láser<sup>37</sup>. En Estados Unidos, el uso del titanio para esos propósitos está protegido hasta el año 2013, habiéndosele asignado los derechos a Dentaurum de Alemania<sup>14</sup>.

La superior resistencia a la corrosión de la aleación de titanio se debe al hecho de que está cubierta con óxidos (principalmente  $TiO_2$ ) que forma una película fina y compleja que protege al metal de la misma manera que el  $Cr_2O_3$  y el  $Al_2O_3$  protegen al acero inoxidable y al aluminio, respectivamente. Esta película le da al titanio una mayor afinidad, una autoadherencia elevada que puede causar fricción, trabado e irritación<sup>13</sup>. Para asperizar más el titanio con el fin de mejorar su adhesión, puede ser tratado con álcalis<sup>30</sup>.

Entre los alambres de ortodoncia, el beta-titanio ha demostrado poseer el mayor coeficiente de fricción<sup>16,18</sup>. Un examen de varios arcos comercializados reveló una ampliación del 1,67% al 4,27% en la desviación estándar de la rigidez media<sup>78</sup>. Pruebas recientes muestran que la capacidad de los brackets de titanio puro para mover dientes puede ser comparable a la de los brackets de acero<sup>25,36</sup>. Con una rigidez de aproximadamente el 35% de la del acero inoxidable, el beta-titanio puede emplearse para hacer arcos de alambre intermedios<sup>92</sup>. El titanio y sus aleaciones pueden ser soldados por puntos ya que no se utiliza fundente y la unión está protegida del aire<sup>135,136</sup>.

Dado que el aspecto de las aleaciones de titanio no es tan estético como el del acero inoxidable, se han desarrollado algunos métodos de endurecimiento de la superficie, así como varios recubrimientos. Aunque el óxido de titanio sea blanco, es difícil mantenerlo adherido a las aleaciones de titanio. A pesar de que algunos métodos patentados de deposición de opacidades blancas no han disminuido las propiedades de fijación<sup>2,136</sup>, las deposiciones realizadas mediante láser –tales como las utilizadas para implantes– probablemente prevalecerán. Otro abordaje para hacer el titanio más duro y más agradable estéticamente es implantar en él nitrógeno (v. Agregados e impurezas). Los recubrimientos con nitrato de titanio tienen un aspecto similar al del oro y se utilizan para endurecer los arcos de alambre (IonGuard, GAC International, Bohemia, Nueva York) y los brackets.

## Níquel-titanio

La aleación de níquel-titanio de la era espacial es el epítome de la transformación que tomó su nombre del metalúrgico alemán Adolf Martens. Las aleaciones que tienen

menos del 49,4% de titanio son inestables y raramente se utilizan. En el intervalo del 50 a 52 de porcentaje atómico del Ni, el  $M_1$  (inicio de la martensita; v. pág. 362) muestra un descenso abrupto (un incremento de sólo un 1% de Ni sobre la razón estequiométrica lleva a un descenso brusco de 20 °C). Esto explica por qué algunos autores publican resultados diferentes a pesar de que aparentemente se utilizaron las mismas condiciones<sup>74</sup>, lo que demuestra la dificultad de hacer reproducibles las aleaciones con memoria.

## Estructura y composición

Titanio. A temperatura ambiente, el titanio puro tiene una estructura difícil de deformar (fase alfa con celdas unitarias hexagonales). A temperaturas superiores a 882 °C, una estructura ccc (fase beta) se vuelve más estable. Las aleaciones que tienen las dos fases, alfa y beta, como el Ti-5Al-2,5Fe o el muy utilizado Ti-6Al-4V, son difíciles de modelar y doblar, pero sí pueden ser fresados con facilidad para fabricar implantes y tornillos de expansión. El bajo peso específico del titanio (la mitad del acero) es una ventaja en dispositivos removibles. Los alambres de ortodoncia que se venden en la actualidad son del tipo alfa (p. ej., Alpha-Ti de A.J. Wilcock, Australia) o del tipo beta, como los que estudiaremos a continuación.

Aleaciones que no contienen níquel. Las aleaciones sin níquel de este tipo son del tipo beta estabilizado y fácil de procesar. Entre estas últimas se encuentran la de Ti-11,5 Mo-6 Zr-4,5Sn (Beta II [3M/Unitek, Monrovia, California] o TMA [Ormco]) y las de titanio-niobio, como la de Ti-15Mo-3Nb y Ti-13Nb-13Zr. Con la misma estructura que los aceros, las aleaciones de beta-titanio se dejan modelar bien en frío, lo cual es necesario para los arcos de alambre. Los alambres de Ti-Nb son fáciles de doblar y se utilizan principalmente cuando se necesitan fuerzas más bajas que las ejercidas por el TMA. Además, a pesar de que su resiliencia es similar a la del acero inoxidable, los alambres de Ti-Nb tienen sólo una cuarta parte de la rigidez del acero inoxidable<sup>28</sup>. Para adquirir estas propiedades, estas aleaciones deben ser tratadas con calor de manera adecuada<sup>162</sup>.

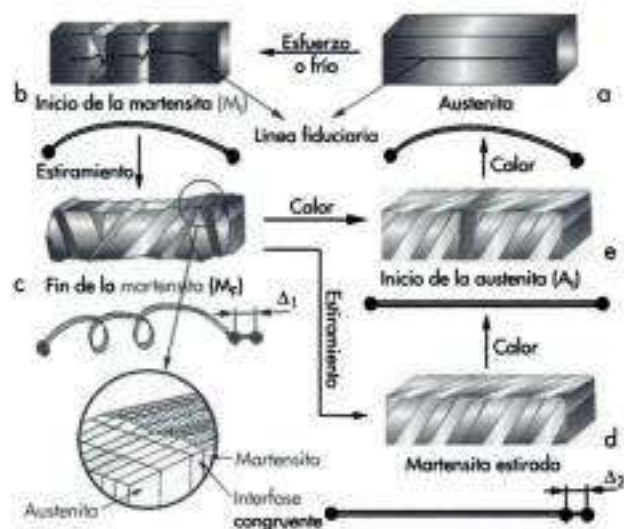
Níquel-titanio. El níquel y el titanio tienen varias valencias y generan combinaciones como NiTi,  $Ti_2Ni_3$  y  $Ti_3Ni$ , que pueden transformarse unas en otras, segregando un exceso de uno u otro metal en el proceso. Esto, unido a la propensión de los componentes de la aleación a cristalizar en diferentes sistemas, explica la capacidad de la aleación a pasar de una forma a otra. Las aleaciones muestran la mayor transformación cuando los elementos están en igual proporción atómica (entre el 49,7 y el 50,7 de porcentaje atómico). Su forma estable a temperaturas más elevadas, la austenita, consta de una red de estructura cristalina cuyas unidades son cúbicas. En cada celda unitaria, los átomos de Ni y Ti se distribuyen uniformemente. Sin embargo, esta distribución puede verse afectada por influencias externas. Esta estructura, característica de la austenita, se convierte en una tetragonal que es martensítica y que está formada por parejas iguales coherentes que se han acoplado entre sí (figs. 9-9 y 9-10). Como se muestra, la torsión es un movimiento angular de átomos, paralelo y simétrico, hacia un plano específico (plano de torsión). A pesar de tratarse de un fenómeno común –la torsión se en-

cuentra a menudo en minerales-, repetido y ampliamente extendido, se encuentra sólo en unos pocos casos. Las interfases entre los cristales permanecen perfectamente coherentes y móviles, pero su ensamblaje oscila entre una forma lineal y otra en espina de pescado. En otras palabras, las celdas unitarias pueden reorganizarse entre ellas en un patrón en zigzag con interfases congruentes. La estructura resultante se debe a una transformación de Bain reversible (v. pág. 351), responsable de la «memoria de forma» y de la superelasticidad de la aleación, propiedades que derivan del mecanismo de torsión-desaparición de la torsión. Como en el caso de los aceros inoxidables, la transformación se produce sin difusión, ocurriendo desde el interior y sin cambio químico (v. pág. 351). De la misma manera, la forma que es estable a temperaturas más bajas se denomina martensita y su fase parental, estable a temperaturas más elevadas, se denomina austenita.

Una manera directa de seguir la transformación martensítica del NiTi es observar un alambre hecho para tal propósito (p. ej., «Living wire», Edmund Scientific, Harrington, Nueva Jersey) (fig. 9-15). Cuando se recibe a temperatura ambiente, el alambre tiene forma de arco (a y b) y una longitud determinada. En este estadio, incluso aplicando una tensión mínima, el alambre tomará la forma contorneada deseada (c), será llevada a su forma original o será estirada fácilmente, con un aumento de su longitud  $\Delta_1$ . Calentando gradualmente el alambre por encima de una temperatura determinada, el intervalo de temperatura de transición, el alambre «recordará» su forma original. Su longitud se hará más corta a pesar de que la expansión térmica normal la devolverá a su longitud inicial. A diferencia de la cocción y fusión, las transformaciones martensíticas no se producen a una temperatura determinada, sino que lo hacen dentro del intervalo de temperatura de transición (ITT). Si se liberara súbitamente la energía almacenada mientras se contorneó el alambre, podría generarse dolor (no se deberían dejar expandir los alambres activados con calor demasiado rápidamente). La modificación estructural que sufre el metal puede verse con ayuda de un microscopio, directamente (fig. 9-16) o siguiendo una línea recta trazada deliberadamente sobre la superficie del metal (línea fiduciaria). Después de la transformación, la línea ya no es recta y muestra desviaciones y protuberancias. Pueden seguirse, en el espa-

cio y en proyecciones, las torsiones múltiples esquematizadas en la figura 9-15 (fig. 9-17).

La transformación de austenita a martensita y en sentido opuesto no se producen a la misma temperatura. Esta diferencia se conoce como *histeresis* y el intervalo para la mayoría de las aleaciones binarias de NiTi es de 40 a 60 °C. Por encima del ITT, la aleación es totalmente austenítica. Bajando la temperatura, aparece una fase estable, que es martensita hasta cierto punto. Bajo esfuerzo, el fenómeno tiene lugar incluso a temperaturas más elevadas. Si la aleación se recalienta por encima del ITT, reaparece la austenita, continuando el ciclo. Además de la forma, las dos fases muestran propiedades diferentes, como muestra la tabla 9-1. Esto puede verse también con ayuda de un diagrama de fuerza-deformación, mostrado en la figura 9-18, que ilustra el comportamiento no Hookiano de la aleación (su fase austenítica muestra un parecido con el acero, mientras que su fase martensítica recuerda a los elastómeros). La capacidad de soportar una deformación importante y volver



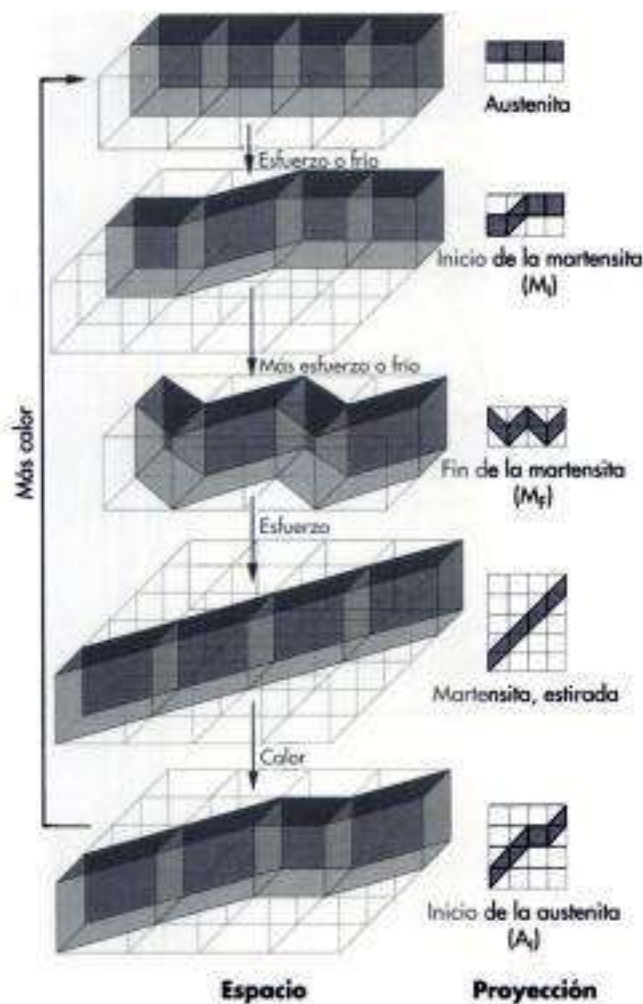
**Figura 9-15**

Transformación martensítica de un alambre de níquel-titanio.



**Figura 9-16**

Microfotografías de una superficie de níquel-titanio pasando de austenita a martensita.



**Figura 9-17**

Estructuras de las celdas unitarias durante la transformación martensítica del níquel-titanio.

a la forma inicial recibe el nombre de *seudoelasticidad*. Esta propiedad es explotada con éxito en ortodoncia debido a que proporciona fuerzas casi constantes durante intervalos largos de deformación<sup>27</sup>, como muestra la figura 9-18. Durante la desaparición de la torsión, la curva fuerza-deformación adquiere la forma de una meseta debido a que incluso un aumento mínimo de la tensión produce una deformación que puede ser de hasta el 8%. Dentro de la meseta, la reordenación de los átomos es reversible. Sin embargo, si el material se deforma más allá de cierto punto, se produce una deformación permanente. En el primer estadio, la austenita preexistente se deforma elásticamente del 0 al 2%. Por encima de este nivel, se produce una transformación martensítica, superelástica, que se completa a unos niveles de deformación del 8 al 10%; la estructura se convierte en una martensita estirada y destorsionada. Si el esfuerzo aumenta, los planos atómicos se deslizan y se produce un cambio irreversible (deformación permanente). Sin embargo, si el esfuerzo permanece por debajo de este punto y después desaparece, la estructura estirada y destorsionada recupera su forma en zigzag original.

### Temperatura de transición

En las sustancias puras, el punto de fusión se define como un valor preciso. Sin embargo, el ITT toma valores en el orden de las decenas de grados. Al formarse la martensita a partir de la austenita, se produce un intervalo en el que las dos estructuras se solapan (v. fig. 9-15). El inicio de la formación de la martensita se designa  $M_i$  y el final como  $M_f$ . Dentro de este periodo, la temperatura a la cual  $M_f$  empieza a declinar y la austenita a formarse se designa  $A_f$ , y la temperatura a la que toda la estructura es austenítica se conoce como  $A_p$ . Para las aleaciones de NiTi, las curvas de enfriamiento y calentamiento están lejos de solaparse. Para los alambres activados térmicamente, esta diferencia (*histéresis*) debe reducirse todo lo posible. Para una aleación determinada, el cambio en la velocidad de enfriamiento no modifica la temperatura martensítica.

Las aleaciones de respuesta térmica se diseñan de tal manera que su composición, su recocido y su trabajo en frío hagan coincidir  $M_i$  a la temperatura del cuerpo. Un ITT por encima de esta temperatura vuelve la aleación austenítica (es decir, más rígida) y una temperatura por debajo de dicha temperatura la convierte en martensítica (esto es, superelástica). Es muy marcada la diferencia en su comportamiento: los alambres austeníticos exhiben una deformación elástica sólo un 2% por encima del intervalo de deformación, pero los alambres martensíticos se deforman hasta un 8% antes de su deformación permanente. Si el ITT está por debajo de la temperatura corporal, el alambre permanece estable en una forma intermedia y, si se calienta, recupera su forma original. Este proceso va acompañado de una liberación de energía. Un estudio de siete arcos de alambre activados térmicamente muestra valores de ITT que van de 25 a 82 °C y, para seis de los arcos, una diferencia relativamente pequeña en el porcentaje medio de recuperación<sup>73</sup>.

### Influencia del tratamiento

El *efecto memoria dura* sólo mientras se produce el fenómeno torsión-desaparición de la torsión (v. pág. 351). Cuando los átomos de la red de estructura cristalina se deslizan entre sí con una celda unitaria completa, se produce una transformación irreversible (deformación permanente). En consecuencia, si los alambres activados térmicamente son trabajados en frío pierden su capacidad de responder a la temperatura del cuerpo; sin embargo, debido a su alta elasticidad suelen tener muchas aplicaciones<sup>62</sup>. A los arcos con memoria se les puede dar forma adecuadamente sólo elevando la temperatura muy por encima del ITT, lo que se consigue calentando los alambres en un molde durante un tiempo determinado a 260 °C. Las variaciones en el procedimiento han dado lugar a arcos que presentan diversas propiedades a lo largo de su longitud.

### Agregados e impurezas

Las aleaciones binarias de NiTi tienen un ITT demasiado elevado para responder a la temperatura del cuerpo. Esa es la razón por la que se han buscado sistemas más complejos. Añadir un tercer metal puede disminuir el ITT hasta llegar a -200 °C o estrechar la diferencia entre enfriamiento y calentamiento (*histéresis*). Cuanto más pequeño sea este intervalo, más exacta y fiable será la respuesta. A pesar

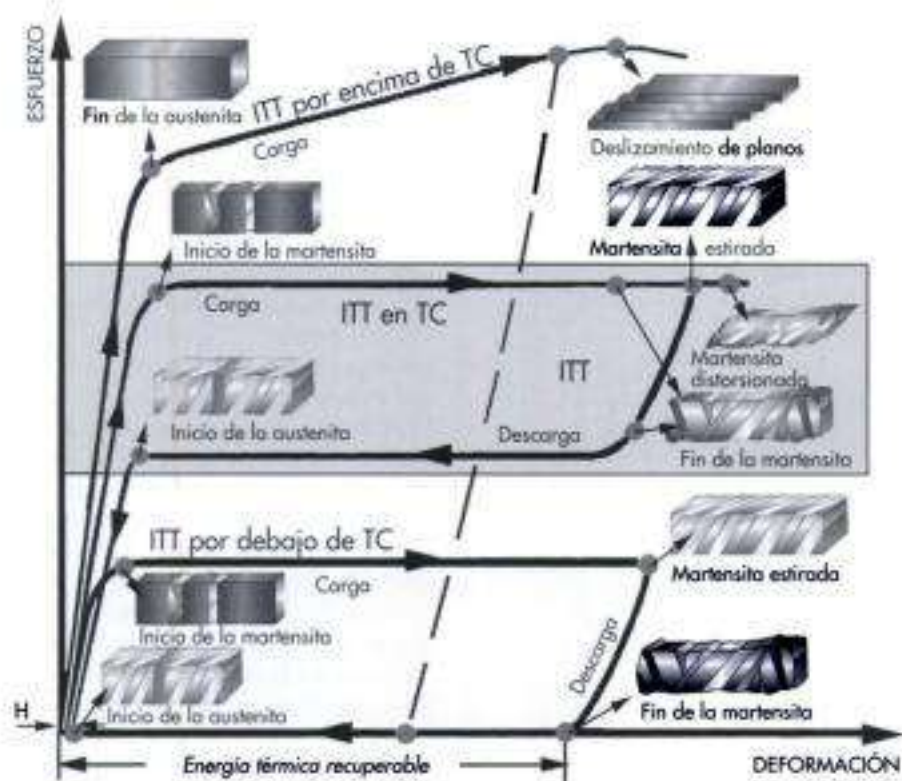
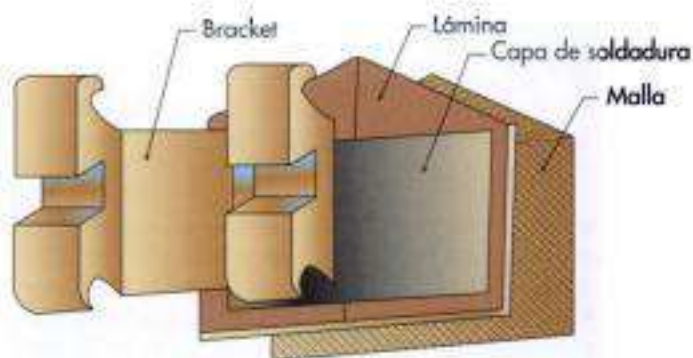
**Figura 9-18**

Diagrama de esfuerzo frente a deformación para las aleaciones de níquel-titanio. TC, Temperatura del cuerpo; ITT, intervalo de temperatura de transición.

de que los fabricantes de dispositivos de ortodoncia no proporcionan información que permita hacer comparaciones, el hierro, el aluminio, el cromo, el cobalto y el vanadio pueden sustituir al níquel y hacer disminuir marcadamente el  $M_s$ , produciendo un efecto general de dar rigidez a la aleación. Para cumplir los objetivos de activación térmica, los terceros metales más comunes son el cobre y el cobalto debido a que reducen la histéresis y acercan el ITT a la temperatura oral<sup>4,73</sup>. Además del cobre, pequeñas cantidades de Al, Zr, Co, Cr o Fe<sup>29</sup>, o sólo los últimos tres elementos<sup>126</sup>, son beneficiosas para mejorar la resistencia de la forma martensítica<sup>42</sup>. Se ha afirmado que la adición de cobre permite un mejor engranaje del arco y el desarrollo de fuerzas más intensas<sup>144</sup>, y la adición de carbono mejora el control de las propiedades de recuperación del arco<sup>178</sup>.

Elementos intersticiales disueltos (pequeños átomos como O, N y C [v. pág. 348]) alteran las matrices. De hecho, el oxígeno forma una inclusión de  $Ti_4Ni_2O_8$  que disminuye la elasticidad de la aleación. (En el caso concreto del Ti, su capa protectora de óxido es estable sólo en presencia de algo de humedad. Sin embargo, es muy perjudicial la penetración de oxígeno en la matriz de la aleación y se toman medidas especiales para evitarlo mientras se calienta el metal durante el proceso de formación del arco). Además de los cambios en su memoria, el oxígeno intersticial hace que las aleaciones de NiTi se hagan susceptibles a las picaduras y el agrietamiento por corrosión debida a haluros, como las soluciones de sal común. El nitrógeno,

**Figura 9-19**

Partes de un bracket de adhesión directa.

que se utiliza para proteger y endurecer estas aleaciones, se comporta de la misma manera, sumándose sus efectos a los del oxígeno<sup>52</sup>.

#### Soldadura y relleno con soldadura

Las fijaciones ortodóncicas complejas se unen con ayuda de metales de relleno, mostrados como la capa de soldadura de la figura 9-19, en la que se detallan las partes de un bracket de adhesión directa. Las aleaciones para soldadura utilizadas en ortodoncia (tabla 9-5) deberían tener una buena afinidad por el acero inoxidable, ser capaces de unir

TABLA 9-5 Aleaciones para soldadura utilizadas para la fabricación de fijaciones

Tipo	ELEMENTO DE LA ALEACIÓN, PORCENTAJE								INTERVALO DE SOLDADURA	
	Au	Pd	Ag	Cu	Sn	In	Zn	Ni	°C	°F
Plata	—	—	52,6	22,2	7,1	—	14,1	—	—	—
Oro I	45	—	20,6	28,4	4,3	—	2,9	—	—	—
Oro II	63	2,7	19	8,6	—	6,5	—	—	—	—
BAg-18*	—	—	60	30	10	—	—	—	720-845	1.325-1.550
BAg-21	—	—	63	28	6	—	—	3	800-900	1.475-1.650
BAu-4*	82	—	—	9	—	—	—	10	950-1.005	1.740-1.840
BAu-6*	70	8	—	—	—	—	—	22	1.045-1.120	1.915-2.050
De uso común	80	—	—	—	—	—	—	20	950 y mayor	1.740 y mayor

\*Estándares ANSI/Aus-a-8 (Davis JP, ed.: *Stainless steels*, Materials Park OH, 1994, ASM International.)

las partes a las temperaturas de sensibilización del acero inoxidable, proporcionar una resistencia mecánica satisfactoria y estar libres de elementos con efectos biológicos adversos. La diferencia entre relleno con soldadura y soldadura es convencional: si el punto de fusión del relleno está por encima de 450 °C, el proceso recibe el nombre de *relleno con soldadura*, que en inglés procede de la palabra latón. Los latones son principalmente aleaciones de cobre y zinc. Entre ellos, se utilizan muchas variaciones en la cantidad de níquel o plata alemana (v. pág. 356) para confeccionar placas, vajillas, remaches y tornillos. Como sustitutos de los metales nobles<sup>5</sup>, los latones con adición de un 10% de aluminio y algo de Fe, Mn y Ni aún se utilizan en Europa del Este para fabricar coronas. En Estados Unidos se utiliza una aleación formada por un 72% de Cu, un 20% de Al, un 5% de Ni y un 3% de Fe bajo el nombre comercial MS para coronas y puentes<sup>132,133</sup>.

A pesar de que los materiales de relleno de soldadura actuales no satisfacen estos requisitos, hacen imperativo el desarrollo de nuevas aleaciones para rellenos de soldadura con aplicaciones ortodóncicas<sup>197</sup>. De entre ellas, la que se utiliza con más éxito es una aleación que contiene un 80% de oro y un 20% de níquel (v. fig. 9-11).

### Biocompatibilidad

Los problemas prevalentes en ambiente oral se producen debido a la filtración de metales pesados, cuya incidencia está aumentando en varios países<sup>53,147</sup>. Actuando juntas, las propiedades iónicas, térmicas, microbiológicas y enzimáticas del ambiente oral pueden conducir a la biodegradación de los metales. Está ampliamente descrita la filtración de metales pesados procedente de los aparatos ortodóncicos<sup>13,38,147</sup> y desde el principio ha de asumirse que el paciente va a sufrir algún grado de exposición a los productos de corrosión de estas aleaciones<sup>10,76,154</sup>. A menudo, contribuye a este fenómeno un ensamblaje inadecuado de las fijaciones.

Las «lesiones galvánicas» aparecen habitualmente en la vecindad del área afectada. Comenzando con el efecto más leve, el mal sabor, la corrosión de las fijaciones puede lle-

gar a causar necrosis o fenómenos alérgicos graves. El níquel, que se encuentra en muchas aleaciones utilizadas en ortodoncia, produce más reacciones alérgicas que el resto de los metales combinados y, además, es citotóxico<sup>148</sup>. Para evitar esta posibilidad, los fabricantes de Estados Unidos añaden advertencias a sus productos como «Este producto contiene níquel y cromo y no debería utilizarse en individuos con sensibilidad alérgica conocida a estos metales» (Ormco) y «Este producto contiene níquel, que podría tener un efecto alérgico grave en algunos individuos» (GAC International, Bohemia, Nueva York). En la década pasada, muchos fabricantes han reducido sustancialmente la cantidad de níquel de los dispositivos destinados a ser llevados en boca durante un período largo de tiempo (es decir, brackets de ortodoncia, tornillos de expansión y alambres). Todos los fabricantes alemanes y, al menos, dos fabricantes americanos (Prestige de Pyramid Orthodontics y Elite Opti-MIM de Ortho Organizers) venden fijaciones de acero inoxidable libres de níquel (v. tabla 9-3). Una revisión de la literatura con respecto a la hipersensibilidad al níquel en relación con los aparatos de ortodoncia ha mostrado que el riesgo es bajo para pacientes que no son sensibles al níquel al comienzo del tratamiento. Un paciente que ya es hipersensible al níquel al iniciar el tratamiento de ortodoncia podría, en casos raros, mostrar reacciones adversas inducidas por el aparato. La lenta liberación de níquel a largo plazo procedente de los aparatos de ortodoncia puede inducir la tolerancia al níquel en pacientes que no son hipersensibles al comenzar el tratamiento ortodóncico<sup>108</sup>.

Son frecuentes las alergias al níquel (algunas fuentes indican que el 16,9% de los hombres y el 23,8% de las mujeres<sup>148</sup>, o incluso el 28% de los hombres y el 31,9% de las mujeres<sup>13</sup> las presentan), pero se conocen otros metales tales como el cobalto y el cromo<sup>38</sup> que también inducen hipersensibilidad. Aleaciones utilizadas con menos frecuencia (p. ej., el samario y el cobalto de los imanes) pueden mostrar también algo de citotoxicidad<sup>18</sup>. Dado que existen pocas alternativas para tratar a pacientes alérgicos a los metales pesados, hemos de identificar los fac-

Voltios frente a electrodo de calomel (cloruro mercurioso) saturado, 25 °C

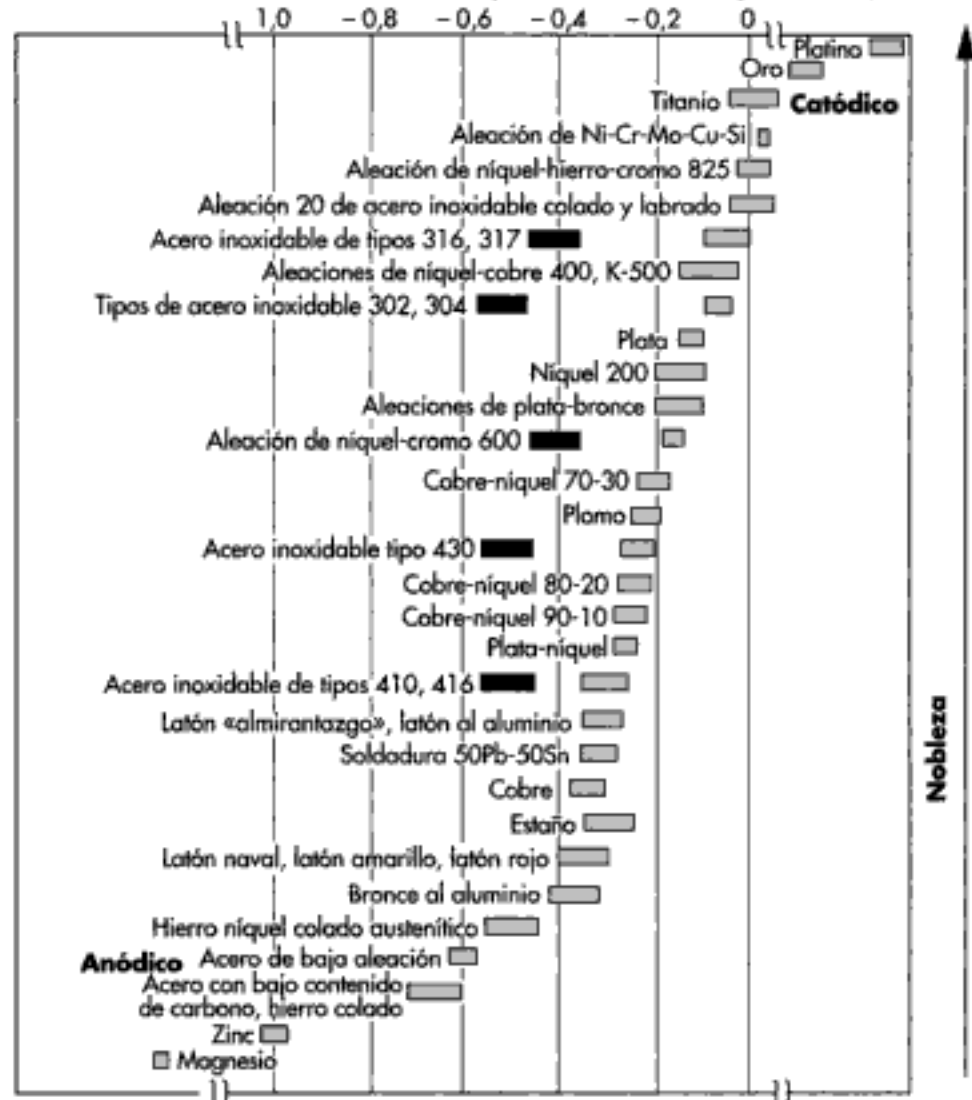


Figura 9-20 La serie galvánica en agua de mar.

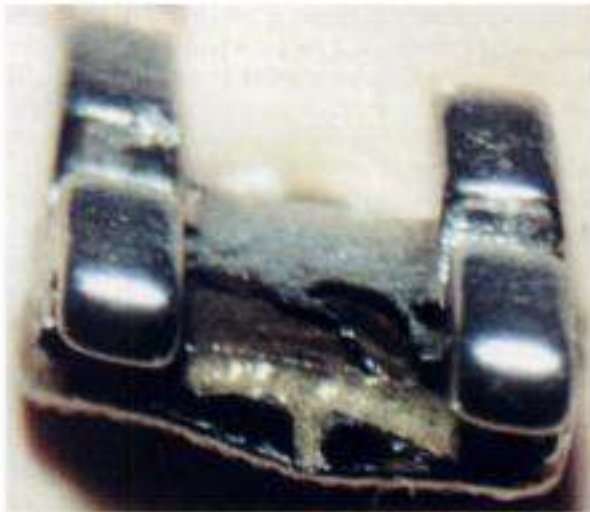
tores implicados e intentar minimizar los efectos. Introducidos por ingestión, inhalación o por vía tópica (dérmica), la filtración de metales pesados puede producir síntomas como inflamación y tumefacción de la mucosa, enrojecimiento y aftas en la encía, lengua y mejillas, eczema perioral y facial, así como picor, irritación, faringitis, sinusitis y rinitis. La primera exposición de la mucosa a los metales pesados puede dar lugar a una sensibilización leve. Posteriormente se pueden producir reacciones biológicas, como tumefacción, enrojecimiento y sensación de quemazón, formación de vesículas, ulceración e incluso necrosis. Afortunadamente, en la mayoría de los casos los últimos efectos mencionados son reversibles. Las lesiones secundarias generalizadas causadas por la lixiviación de los aparatos pueden eliminarse retirando los aparatos o utilizando una cobertura de protección<sup>55</sup>. Las reacciones alérgicas mencionadas y las cuestiones con respecto a la seguridad son objeto de un capítulo<sup>67</sup>.

El titanio es más noble que el níquel y que muchos otros metales (fig. 9-20), resultado de lo cual las aleaciones de NiTi son propensas a volverse más ricas en Ti y más pobres en Ni. Igualmente sucede siempre que las aleaciones de Ti se ponen en contacto con metales menores, como la amalgama<sup>79</sup>. La cantidad de iones de níquel filtrados a partir de arcos de NiTi puede no ser suficiente para causar problemas, a menos que se presenten defectos superficiales mayores.

Los arcos de NiTi son significativamente más estables y resistentes a la corrosión que los arcos de acero inoxidable. Causados por el modelado y por una manipulación inadecuada, los defectos superficiales pueden provocar picaduras por corrosión<sup>148</sup>.

Manipulación

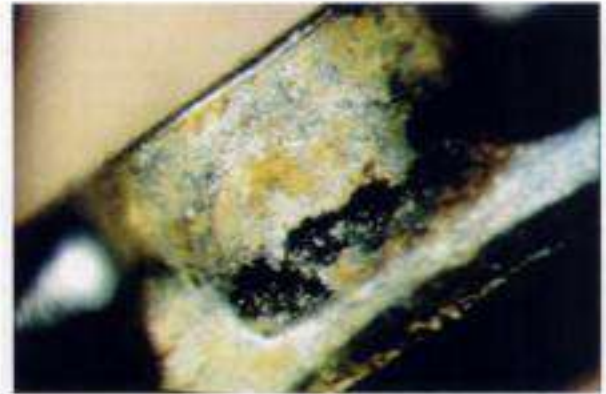
Corrosión. Las superficies de metal son atacadas irregularmente como resultado de la naturaleza de la aleación, de un tratamiento inadecuado o de la presencia de impurezas

**Figura 9-21**

Bracket de adhesión directa mostrando el ataque sobre el acero inoxidable en la unión de la soldadura de oro.

o inclusiones. Las picaduras iniciales causadas por un ataque químico se transforman en grietas, disminuyendo las propiedades mecánicas. En presencia de un electrolito, la adición de un metal anódico a otro lleva a la formación de una célula eléctrica. El metal más noble se hace electronegativo (catódico y resistente a la corrosión) y el menos noble se disuelve. La figura 9-20 muestra la escala galvánica de varios metales; en la que la secuencia indica el comportamiento del material en presencia de saliva. Las capas de soldadura, los «compañeros» tradicionales del acero inoxidable en la fabricación de aparatos de ortodoncia, pueden ser más o menos nobles que el acero inoxidable. Si son menos nobles, se disuelven; si son más nobles, el acero inoxidable se disuelve. Por ello, la soldadura de plata puede llevar al despegamiento de la base del bracket, mientras que el uso de aleaciones de oro puede atacar al acero inoxidable<sup>69</sup> (fig. 9-21).

La escala galvánica indica la «nobleza» de varios metales. Los aceros inoxidables se representan en su forma «activa» (rectángulos rojos) y en su forma «pasiva» resistente a la corrosión (rectángulos rosas). Las series pueden utilizarse para determinar qué metal de una pareja de metales se corroerá cuando coexistan en la boca. A pesar de que se ha descrito que este fenómeno nocivo se produce dentro de la odontología en dispositivos como coronas<sup>69</sup>, puede encontrarse también en ortodoncia en las interfases de aleaciones de soldadura y de acero inoxidable. En el caso de los brackets combinados, si la soldadura es más noble (oro), el acero puede disolverse. Si el material de soldadura es menos noble, sucede el fenómeno contrario<sup>69,106,107</sup>. En algunos casos, el «galvanismo» se hace más intenso de improviso laminando diferentes aleaciones<sup>109</sup>. En contacto continuo y en presencia de un electrolito (saliva), el sistema actúa como una célula eléctrica, liberando metales pesados. Los alambres de NiTi no liberan cantidades importantes de níquel iónico si se sumergen en contacto con brackets en una solución envejecida. A pesar de la presencia de Ni mensurable y de trazas de Cr, el ADN de las células no se ve afectado<sup>43</sup>.

**Figura 9-22**

Picaduras generadas por la corrosión en grietas.

Pueden encontrarse diferencias en el potencial eléctrico incluso dentro de la misma pieza de metal debido a que los átomos de los límites del grano se disuelven más deprisa que los del interior del grano. Este tipo de corrosión se intensifica si existen impurezas, depósitos extraños o, incluso, diferencias en la cantidad de trabajo en frío. Si una porción de un trozo de metal homogéneo es sometida a más trabajo en frío o esfuerzo, se hará más anódica que el resto de la pieza y se disolverá más rápidamente. Este mecanismo es responsable no sólo de la corrosión por picadura, sino también de la mayoría de los ataques que sufren las fijaciones de acero<sup>118</sup>. De manera interesante, y paralelamente a lo que es habitual en la industria, la corrosión galvánica puede ser beneficiosa puesto que protege las partes del metal con una corrosión importante. Esto se consigue conectando a estas partes un metal incluso más corrosible.

Un tipo común de ataque sobre el acero inoxidable toma la forma de grietas que se desarrollan en la interfase entre los dispositivos de metal y el acúmulo de restos alimenticios, o especialmente bajo polímeros no adherentes como ligaduras o adhesivos (fig. 9-22). De hecho, aunque protejan los metales, se sabe que los polímeros también promueven la corrosión localizada<sup>49</sup>. Después de formarse una picadura, ésta limita el acceso del oxígeno e impide la regeneración de la capa protectora de óxido de cromo sobre el acero. Como resultado de transformaciones químicas sucesivas, el pH del interior de las bolsas formadas baja y el proceso se vuelve autocatalítico, minando la estructura interna del metal con fisuras o cavidades profundas a medida que la solución se vuelve más ácida y, por tanto, más agresiva que el medio ambiente<sup>68</sup>.

Los aceros inoxidables sensibilizados (v. pág. 357 y fig. 9-14) pueden exhibir una «corrosión catastrófica» debido a que el carburo de cromo formado se disuelve fácilmente, dejando sin protección los límites sin Cr del grano. La segregación del carbono puede comenzar a una temperatura tan baja como 350 °C<sup>50</sup>, lo que indica que el fenómeno mencionado puede ocurrir durante el enfriamiento lento, la soldadura y el reacondicionamiento térmico. A pesar de parecer aceptable, el instrumental de acero inoxidable sensibilizado, alicates o brackets, puede romperse con fuerzas sorprendentemente bajas.

Otro tipo de corrosión encontrado en ortodoncia es la corrosión inducida microbiológicamente. En la industria, se sabe desde hace mucho tiempo que los microbios encontrados en el agua fresca atacan intensamente los tanques y tuberías de acero inoxidable. Se sabe también que microorganismos como el *Bacteroides corrodens* reductor de sulfato y el *Streptococcus mutans* productor de ácido atacan las aleaciones dentales en boca<sup>43</sup>. Se ha comprobado que los brackets de ortodoncia gastados muestran signos evidentes de ataque microbiano<sup>108,109</sup>. A pesar de que se han reconocido las bacterias y hongos orales como factores que aceleran la corrosión de los aparatos<sup>103</sup>, aún no se conoce por completo el fenómeno. Publicaciones preliminares indican que la corrosión de los aparatos no está relacionada con una categoría particular de fijaciones, adhesivos o pacientes, sino más bien con una contaminación iatrogénica. El ataque a la base del bracket más habitual, que puede observarse incluso con tres aumentos, es similar al descrito en la industria: cráteres redondos y simétricos en el metal<sup>106</sup> (fig. 9-23).

**Degradación inducida mecánicamente.** Aunque la mayoría de los dispositivos se utilizan tal y como se reciben, algunos de ellos pueden ser doblados (alambres). Estos dobleces tienen grados diferentes y su magnitud puede medirse en grados de flexión/torsión por unidad de longitud<sup>137</sup>. Las tensiones fuertes en la superficie del metal producen la deformación de la red metálica y pueden llevar a fractura. En el caso del acero inoxidable, incluso las superficies lisas de los alicates y las superficies bien acabadas de los alambres podrían no ser suficientes para evitar la fractura. Se ha observado que la actividad de una muestra y el daño infligido por los brackets de cerámica penetran al menos en un cuarto de la dimensión de cada alambre<sup>8</sup>. Por tanto, los clínicos someten, por costumbre, a las porciones

que contienen asas o dobleces agudos a una temperatura liberadora del esfuerzo durante unos pocos minutos, por encima de la temperatura de sensibilización, debido a que la resistencia mecánica depende muy directamente de los elevadores del esfuerzo y de los defectos superficiales. Por esta razón, nunca debe comprimirse, apretarse, marcarse ni doblarse demasiado aguda o rápidamente el arco de alambre australiano duro de A. J. Wilcock. Elgiloy puede ser doblado en ángulos agudos sin romperse; sin embargo, su fragilidad (sólo un 1,5% de elongación) requiere la adopción de medidas especiales.

Algunos dobleces también debilitan el metal, llevando a su fractura, especialmente si existen condiciones de corrosión local previas. La fragilidad puede deberse también a condiciones de fabricación defectuosas. El examen de algunos alambres de nitinol revelaba defectos superficiales provocados por un mal diseño; estos defectos llevan a zonas de corrosión preferenciales y a áreas de concentración del esfuerzo, causas conocidas de fractura prematura. Muchos clínicos publicaron estas roturas, que se producían antes de la remoción programada del alambre de la boca, cuando se introdujo en ortodoncia el nitinol<sup>160</sup>. En el futuro se espera que el control de la tolerancia y las especificaciones para las fijaciones y los arcos de alambre se amplíen de las dimensiones básicas a otras más detalladas, como los radios de los vértices, las superficies en chafán, y la forma y tamaño de la fijación a la corona<sup>163</sup>. Algunos de estos requisitos se cumplen ya en Alemania.

El titanio puro y sus aleaciones tienen una mala resistencia al desgaste y requieren tratamientos superficiales antes de utilizarse para aplicaciones tribológicas (relacionadas con la fricción). Con una dureza inferior a la de los arcos de NiTi y de acero inoxidable, los brackets de titanio sufren un mayor desgaste durante el tratamiento de ortodoncia<sup>196</sup>.

**Acero inoxidable.** La expresión «fuerte como el acero» no se refiere probablemente a su resistencia a la corrosión. Incluso los aceros inoxidables se oxidan. Si se elimina la fina capa de óxido de cromo que suele cubrirlos, pueden ser fuertemente atacados. Son fundamentales el medio ambiente y la calidad de las aleaciones utilizadas; de las bases de los brackets de una pieza fabricados con acero inoxidable AISI 303 se han llegado a encontrar sus zonas retentivas disueltas por completo en la boca.

En las últimas décadas, la tendencia a la miniaturización ha llevado a la necesidad de aceros más duros difíciles de fresar. Esto, a su vez, ha abierto el camino para el moldeado por inyección, proceso basado en la pulvimetalurgia en la que la firmeza del metal no constituye un obstáculo. Desafortunadamente, el método produce una superficie marcada por microfisuras y un metal menos compacto que carece del efecto beneficioso del trabajo en frío. Además, las fijaciones ortodóncicas suelen fabricarse uniendo varias aleaciones, lo que puede originar corrosión galvánica.

Los peores enemigos del acero inoxidable, los cloruros, forman parte de la dieta. Además de las comidas saladas que ingerimos, incluso la saliva tiene más de 500 mg/l de iones cloruro<sup>174</sup>. Las recomendaciones para el uso del acero inoxidable en la industria son estrictas: «Los cloruros pueden penetrar y destruir el pasivado que es responsable de la resistencia a la corrosión de los aceros inoxidables, y el ingeniero encargado



**Figura 9-23**

Cráteres causados por corrosión inducida microbiológicamente en la base de un bracket.



de la corrosión debe evitar el uso de aceros inoxidable en ambientes que contengan cloruros<sup>36</sup>. Aparte de los cloruros, otras sustancias agresivas son los ácidos orgánicos producidos por la descomposición de los alimentos y los compuestos sulfurados encontrados en la saliva. Es interesante apuntar que, en 2 horas, un respirador bucal urbano inhala aproximadamente un metro cúbico de aire, con una inhalación de dióxido de sulfuro potencial de hasta 2,3 mg<sup>12</sup>. Además, los microbios atacan los polímeros y los metales, como muestra la figura 9-24 (v. también fig. 9-23)<sup>108,109</sup>.

**Titanio y aleaciones.** Al igual que el aluminio y el cromo, el titanio se oxida con rapidez, en contraste con el hierro, la capa de óxido formada es impermeable y resistente a la corrosión. Además, los iones de titanio no suponen un riesgo para la salud. Como resultado de todo ello, el titanio y sus aleaciones son los metales más biocompatibles utilizados en ortodoncia en la actualidad. No se detectaron cambios con respecto a las razones de contenido en Ni entre los alambres de NiTi o acero inoxidable antes y después de ser colocados en boca, lo que sugiere una ausencia de liberación de níquel. Sin embargo, los fenómenos de desgaste y delaminación en la superficie del alambre y la formación de parejas galvánicas entre los alambres de acero inoxidable y los materiales de soldadura del bracket intraoralmente podrían modificar la susceptibilidad a la corrosión de las aleaciones del alambre en condiciones clínicas<sup>46</sup>.

**Aleaciones de soldadura.** Siempre que no puedan utilizarse elementos de una pieza o soldadura por fusión, interesa mucho utilizar aleaciones que muestren una afinidad por el acero inoxidable. Las soldaduras y los rellenos de soldadura pueden contener metales dañinos para los seres humanos, provocando no sólo reacciones alérgicas sino

también otras reacciones iatrogénicas, que pueden ir desde dermatitis hasta necrosis tisular<sup>55,65</sup>. Los siguientes metales destacan por estos efectos: berilio, paladio, níquel, cadmio y plomo. Las aleaciones con base de plata presentan limitaciones mecánicas importantes, mientras que las aleaciones con base de Ni preocupan con respecto a su biocompatibilidad. Las aleaciones de oro para soldadura son costosas y participan tanto en la disolución in vivo de las aleaciones de acero como en la liberación de Ni. De hecho, durante el tratamiento de ortodoncia, estos rellenos son sometidos a un proceso conocido como *desaleación*. Algunos de los brackets de adhesión directa ensamblados mediante una aleación con base de oro que contiene un 20% de Ni (v. figs. 9-12 y 9-21) liberan níquel, mientras que el oro permanece para seguir uniendo las partes del bracket durante más tiempo<sup>105-107,109,111</sup>. Las grandes diferencias en la elección de las aleaciones para la soldadura implican que esta tecnología no ha alcanzado un estándar para esta soldadura. Todas las familias de aleaciones de soldadura para el acero inoxidable tienen desventajas comparativas. No se han utilizado aleaciones con base de cobre, probablemente debido a la alta disolución del Cu en los ambientes biológicos<sup>141</sup>.

**Medidas de protección.** La liberación de metales pesados a partir de algunas fijaciones ha llevado a la fabricación de productos «hipoalérgicos», como brackets plásticos y cerámicos o dispositivos metálicos recubiertos de plástico. La filtración puede verse favorecida dependiendo de la forma en que estos elementos se fabrican, reciclan o esterilizan, procesos en los que las fijaciones y el instrumental son expuestos a calor, productos químicos o ambos. El uso indiscriminado de calor o desinfección, así como el reciclado térmico, suelen ser responsables de la sensibilización de la aleación, haciéndola proclive a la corrosión intergranular. Una alternativa segura a la carbonización del adhesivo y a su electropulido posterior es la disolución de la matriz de acrílico, seguido del bruñido de la superficie del bracket. Este último método no lleva a la sensibilización y disolución del metal<sup>120</sup>, mientras que el primero lleva a una lixiviación significativa de níquel y cromo, y a un cambio de la estructura del metal que disminuye la resistencia a la corrosión, incrementa el riesgo de reacciones alérgicas y puede llevar a la tinción del esmalte<sup>59</sup>.

Debido a la escasez de información descriptiva suficiente para permitir la discriminación y a que la clasificación de estas aleaciones es más bien inocua (p. ej., Clase I de la FDA; ISO, Clase IIb), la mayoría de los países, incluidos Estados Unidos, probablemente seguirán el ejemplo de Alemania, país en el que los fabricantes están obligados a detallar las composiciones. El clínico debería seleccionar fijaciones fabricadas en aleaciones menos susceptibles a la corrosión, evitar contactos entre metales siempre que sea posible (incluso entre metales de aleaciones similares) y seguir procedimientos de almacenaje, mantenimiento y esterilización apropiados. La sustitución de los elásticos por brackets de autoligado y anticorrosión puede evitar la corrosión en grietas. Deberían evitarse bolsas vacías en la interfase metal/adhesivo debido a que permiten la infiltración de fluidos orales y su expansión por



**Figura 9-24**

Bracket de adhesión directa desgastado mostrando un ataque microbiano en el adhesivo.

succión capilar, creando picaduras que pueden degenerar en grietas y bolsas en las que la corrosión se acelera en ausencia de oxígeno.

Aunque la corrosión se produzca casi siempre hasta cierto grado, puede mantenerse a un nivel razonable gracias al esfuerzo común de paciente, clínico y fabricante. Para disminuir la corrosión, el paciente debería evitar ingerir comidas demasiado saladas, limpiar o cambiar sus elásticos con frecuencia y exponer las zonas escondidas del aparato al aire o al flujo de los fluidos orales, que se sabe reducen la corrosión localizada.

Cuando se sospecha que un paciente es propenso a la alergia a un metal pesado o a una fijación que puede liberar componentes, se puede utilizar un método «casero» para aliviar, si no evitar, el problema. Con este objetivo, deben sumergirse las fijaciones en una solución acuosa de sal común que contenga una agente gelificante y un reactivo para el hierro o el níquel, como el ferrocianuro de potasio o la dimetil glioxima, respectivamente. El tamaño e intensidad de la tinción que rodea las fijaciones filtradas indican cuáles son las inadecuadas, como muestra la figura 9-25<sup>19</sup>.

Los fabricantes deberían prestarle atención al procesado térmico de los instrumentos o fijaciones que venden, evitando el uso de aleaciones con un contenido demasiado elevado de azufre y carbono, o demasiado bajo de cromo o molibdeno. Cuando se utiliza la pulvimetalurgia para fabricar aparatos, el clínico debería asegurarse de que el metal es lo suficientemente denso inspeccionando la aspereza de las superficies brillantes. Finalmente, siempre que sea posible, deberían evitarse las uniones metálicas (soldaduras), así como las muescas, los dobleces excesivos o cualquier exposición al calor o química inaceptables.



**Figura 9-25**

Diferentes tipos de brackets de adhesión directa sumergidos en un gel corrosivo que contiene un reactivo para el metal lixiviado.

## POLÍMEROS ORGÁNICOS Y COMBINACIONES

Como su nombre indica, los polímeros están formados por muchas (*poli*) unidades (*meros*). Casi todos los plásticos sintéticos y elastómeros utilizados en la actualidad se utilizan junto con refuerzos sólidos inorgánicos. Las últimas combinaciones se estudiarán en el apartado de composites (v. Composites y combinaciones). Como sucede en el caso de los metales que se encuentran casi exclusivamente en combinación (aleaciones), los polímeros puros raramente se utilizan. Los plásticos suelen fabricarse de copolímeros sintetizados a partir de varias unidades básicas, o como combinaciones, en las que se mezclan varios polímeros previamente sintetizados por separado. A pesar de que las combinaciones de polímeros no suelen ser miscibles, la mezcla de un polímero puede proporcionar propiedades adicionales sin afectar significativamente a las originales. Como resultado, se han desarrollado muchos más de 1.000 tipos de combinaciones para responder a la elevada demanda del mercado médico. Las combinaciones se diferencian de los composites en que los ingredientes básicos son orgánicos y su geometría no está predeterminada. Las combinaciones seleccionadas adecuadamente tienen propiedades que son un buen intermedio entre las de sus constituyentes; los materiales deben ser tan escogidos que las propiedades de un constituyente mejoren las propiedades deficientes del otro. El parachoques de un automóvil fabricado con resina de policarbonato y elastómero de poliuretano termoplástico gana rigidez del primer polímero y flexibilidad del segundo. A menudo, los composites y las combinaciones tienen propiedades que superan a las de sus constituyentes (sinergismo). Por ello, las combinaciones de resinas de policarbonato y teleftalato de polietileno tienen resistencia a la fatiga y al impacto térmico superior a la de cualquiera de los polímeros individuales.

La mayoría de los polímeros orgánicos son aliados naturales de la medicina debido a que simulan la composición de los tejidos vivos, teniendo moléculas grandes que contienen cadenas lineales o ramificadas con un esqueleto de átomos de carbono. Para ser utilizados en el medio oral, estos polímeros deben ser no degradables, estables y compatibles con los materiales biológicos. Además, no deben tener propiedades mutagénicas o cancerígenas. Todas estas condiciones deben ser cumplidas por todos los que los distribuyan como productos finitos (p. ej., brackets de plástico y elásticos) y por los que los fabrican in situ a partir de precursores (como en los selladores y adhesivos). Los primeros polímeros orgánicos utilizados en ortodoncia fueron gomas y su derivado cruzado con azufre, la vulcanita (Goodyear, 1840). A pesar de que otros polímeros, como el celuloide (J.W. Hyatt, 1869), la baquelita (L. Baekeland, 1907), el cloruro de polivinilo (W.L. Semon, 1920) y la goma sintética (W.H. Carothers, 1925), fueron lanzados antes, los polímeros realmente adecuados para su uso dental se descubrieron a principios de los años treinta. O. Röhm sintetizó el polimetilmetacrilato (Lucite, Plexiglas) en 1936 y O. Bayer sintetizó los poliuretanos en 1937. Posteriormente, los policarbonatos y las polisulfonas han hecho posible fabricar una amplia variedad de fijaciones

estéticas. Debido a que algunos polímeros no son suficientemente resistentes para soportar la torsión por sí solos<sup>57</sup>, se utilizan con éxito en composites<sup>46</sup>. El descubrimiento de las resinas epoxi y los cianoacrilatos condujo al uso conveniente de sistemas adhesivos en general y para adaptaciones dentales específicas en particular. Remarcables por su resiliencia, los materiales elastoméricos evolucionaron desde las mezclas de gomas hasta los plastisoles de vinilo (cloruro de polivinilo plastificado) y después a los poliuretanos y, probablemente en el futuro, a las siliconas. Este progreso no habría sido posible sin un conocimiento profundo de la estructura de los polímeros y de los mecanismos de la polimerización.

### Estructura y composición

Los materiales plásticos, denominados así porque en algún momento de su fabricación fueron plásticos, están muy lejos de ser homogéneos. Un plástico está formado principalmente por un adhesivo junto con plastificantes, rellenos, pigmentos y otros aditivos. El adhesivo le aporta al plástico sus características fundamentales y, normalmente, su nombre. Por ello, el cloruro de polivinilo es el nombre de un adhesivo y el nombre del plástico que lo contiene. Incluso siendo igual la composición, las cadenas de las que están hechos pueden tener tamaños diferentes. Debido a que sólo los polímeros grandes tienen propiedades superiores (resistencia, insolubilidad), la presencia de monómeros que no han reaccionado e incluso de cadenas pequeñas (oligómeros) es perjudicial debido a que reducen bruscamente la resistencia y conducen a la lixiviación.

Los polímeros pueden ser lineales, ramificados o tridimensionales. Los primeros dos tipos forman espirales de cadenas de carbono agrupadas en laminillas que se pliegan de distinto modo, sin estar interconectadas. Dependiendo de su estructura y peso molecular, sus propiedades pueden variar significativamente; por ejemplo, el polietileno puede variar desde una cera oleosa hasta un sólido rígido (polietileno de alta densidad, HDPE). Algunos polímeros son amorfos; fluyen y permanecen estirados al ser traccionados. Cuando son calentados, se ablandan y esta nueva forma se mantiene después de enfriarse. Cuando se vuelven a calentar, toman fácilmente otra forma (termoplásticos). Algunas espirales mantienen funciones químicas activas (uniones C=C en la goma, grupos NH-CO- en los poliuretanos), que les permiten unirse a otras moléculas a través de puentes o uniones cruzadas, lo que restringe su movimiento. Si son pocas las uniones, el material estirado vuelve a su forma original después de la activación mecánica. Por ello, los polímeros con algunas uniones cruzadas muestran aún algo de flexibilidad y elasticidad, teniendo también una rigidez mayor y una resistencia también mayor al esfuerzo y a la abrasión. A medida que aumenta el número de puentes entre las espirales, el material se hace considerablemente más duro y más difícil de estirar (elásticos fuertes). Los polímeros con muchas uniones cruzadas forman una red tridimensional que impide cualquier movilidad de la cadena, como en la vulcanita primitiva o en los acrílicos reticulados de la actualidad. Muchos puentes hacen que el material se haga duro, insoluble e imposible

de reformar por calentamiento (termoformado). La elevación de la temperatura sólo lleva a su descomposición o pirólisis. Dado que las piezas termoplásticas defectuosas son reprocesables, actualmente existe la tendencia a utilizar estas piezas como sustitutos de los termosolidificados. El módulo de elasticidad y la elongación disminuyen con el tamaño del polímero, lo que hace necesaria la adición de agentes plastificantes, compuestos que reducen la atracción entre las cadenas a la vez que aumentan su movilidad.

En la actualidad se utilizan dos métodos para incrementar la elasticidad sin debilitar las propiedades restantes. El primero de ellos consiste en injertar (fijar) en las cadenas blandas monómeros voluminosos y relativamente inertes, como el estireno. Cuando las cadenas polimerizan, el gran tamaño del injerto restringe una elongación excesiva sin producir un endurecimiento indeseable. El segundo método consiste en alternar bloques (segmentos) de unidades de polímeros blandos y duros. En el caso de los poliuretanos, el segmento blando típicamente es la macromolécula de un poliéster, un poliéter o un alcano que termina con grupos -OH. El segmento duro es un prepolímero obtenido de un diisocianato aromático y de un diol o diamina de bajo peso molecular (extensión de la cadena). La microestructura multifásica resultante está formada por dominios semicristalinos (segmentos de isocianato duros, rígidos) dispersos en una matriz amorfa (dioles macromoleculares blandos). Gracias al segmento duro del polímero, la energía de estiramiento se disipa parcialmente, la iniciación de microfisuras se retrasa y desvía, y se alivian las concentraciones de esfuerzo. Los fenómenos que tienen lugar pueden compararse a los de polímeros endurecidos por la incorporación de fibras en su interior.

La estructura de los polímeros tiene un impacto fundamental en su adhesión. Al igual que los surfactantes, algunos polímeros tienen una cadena de hidrocarburo o hidrofóbica y un grupo hidrofílico o con afinidad por el agua (p. ej., -OH, -SO<sub>3</sub>Na y -COONa) que les permite estabilizar las emulsiones de aceite/agua o humedecer diversos tipos de superficies. El grupo hidrocarburo es atraído por fuerzas de Van der Waals hacia el interior del aceite, mientras que el grupo hidrofílico tiene afinidad por el agua. Un método útil para evaluar la afinidad de distintos sustratos es el concepto de equilibrio hidrofílico-lipofílico (v. pág. 355). Si los valores del equilibrio hidrofílico-lipofílico de dos sustancias son similares, éstas mostrarán afinidad entre sí. En la práctica común, si dos fases (líquido-líquido, sólido-líquido o incluso sólido-sólido) no tienen afinidad, deben utilizarse agentes activadores de superficie o agentes de acoplamiento (llaves). Se trata de sustancias con, al menos, dos grupos funcionales, cada uno de ellos con afinidad por una de las fases. Los silanos son agentes de acoplamiento debido a que la parte no polar, habitualmente insaturada, de su molécula participa en la polimerización del adhesivo, mientras que el grupo polar Si-OH se condensa con los grupos hidroxilo encontrados en el sustrato inorgánico con afinidad por el agua. En algunos casos, después de establecer la afinidad, puede producirse una reacción química. En la adhesión directa, las superficies de algunas bases de brackets cerámicos se tratan para conseguir adhesión química.

Algunos adhesivos contienen grupos epoxi cíclicos e inestables de tres miembros que se abren y unen al sustrato, dando lugar a uniones metálicas  $-\text{CH}_2\text{CH}_2\text{O}-$ . Los compuestos quelantes utilizados en los compómeros (polímeros de composite) contienen varios grupos funcionales, como  $\text{HOOC}-(\text{CH}_2)_n-\text{COOH}$  o  $\text{H}_2\text{N}-\text{R}-\text{COOH}$  (v. el siguiente apartado), que les permiten formar uniones químicas con el calcio presente en los dientes.

A pesar de que la odontología utiliza una variedad de polímeros (especialmente como materiales de impresión), los usados habitualmente en ortodoncia contienen sólo carbono, hidrógeno, oxígeno y nitrógeno. Pueden estar formados hasta por 100.000 unidades estructurales y alcanzar así pesos moleculares que son un millón de veces el del átomo de hidrógeno. Aunque son muchos los productos comerciales y los nombres de marcas, son pocas las clases a las que pertenecen. La tabla 6 muestra los polímeros más utilizados y su campo de aplicación.

#### Precusores de polímeros/monómeros

Teniendo como objetivo la generación de polímeros *in situ*, los productos utilizados en ortodoncia pueden dividirse según su uso final en materiales de impresión y adhesivos. (Otros usos, como los restauradores o productos como polisulfuros o siliconas, son más comunes en odontología.)

#### Resinas

Durante las décadas en las que la adhesión era exclusivamente mecánica, los únicos polímeros que soportaban la prueba del tiempo en boca eran los acrilatos ( $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{COOR}$ ) y los metacrilatos [ $\text{CH}_2=\text{C}(\text{CH}_3)-\text{COOR}$ ; donde R es un grupo alquil o aril] resistentes al agua. Los monómeros de acrílico, como el bien conocido bis-GMA y los diacrilatos o dimetacrilatos de dioles alifáticos o poliuretanos  $[\text{-OROC(O)-NH-R'-NH-C(O)-}]_n$ , se utilizan aún habitualmente. En la década pasada, sin embargo, como corolario de los esfuerzos para promover la adhesión a la dentina, se han añadido otros monómeros. Entre éstos se encuentran el metacrilato hidroxietil hidrofílico (HEMA) [ $\text{HOCH}_2-\text{CH}_2\text{OOC}-(\text{CH}_2)_n-\text{C}=\text{CH}_2$ ] y sus ésteres con diversos ácidos policarboxílicos. Estos últimos muestran capacidad quelante debido a que se unen a los iones de calcio procedentes de las estructuras dentales para formar complejos estables. Estos monómeros presentan también afinidad por el agua y pueden copolimerizar en el interior de los otros acrílicos hidrofílicos comunes, dando lugar a polímeros que no son repelidos por las superficies húmedas y muestran una gran afinidad por los dientes<sup>20,180</sup>. Con la salvedad de que pueden formarse muchos otros monómeros, los dos monómeros que suelen utilizarse reciben las denominaciones PMGDM y PMDM. Ambos son sintetizados a partir de anhídrido piro-melítico, resultando el primero de la condensación con glicidil dimetacrilato y el segundo de la condensación con el hidroxietil metacrilato hidrofílico (HEMA)<sup>22</sup>. Otros monómeros quelantes utilizados actualmente en compómeros son el 4-metacriloxietiltrimelitato anhídrido (4-META) y el ácido N-metacrilóil 5-aminosalicílico, derivado de un medicamento común, el ácido  $\beta$ -aminosalicílico<sup>166</sup>.

La investigación debería dirigirse a encontrar otros radicales más biocompatibles, como los derivados de produc-

tos naturales (p. ej., los terpenos de la savia de los árboles), hasta la fecha, estos sustitutos son sólo un poco menos peligrosos que el bisfenol A<sup>35</sup>. Dado que el bis-GMA no puede ser utilizado como resina por sí mismo, al ser demasiado viscoso, se diluye con acrilatos alifáticos menores; aunque menos peligrosos, éstos lixivian incluso más que la resina que diluyen.

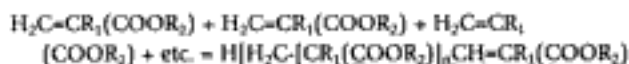
Este problema se resolverá, sin embargo, cuando se apliquen técnicas ya existentes de polimerización catalizada por metales. Estas técnicas llevan no sólo a una gran diversidad de polímeros, sino también a macromonómeros de un tamaño grande y específico. También es muy importante el hecho de que dichos monómeros puedan ser sintetizados, exentos de moléculas pequeñas y propensas a la lixiviación, y manejados hasta conseguir una viscosidad tal que evite la necesidad de diluyentes. Se ampliarán los esfuerzos por incluir polímeros biodegradables en medicina. Para regenerar tejidos ya se utilizan andamiajes inyectables que se convierten en una matriz porosa. Fabricados a partir de micropartículas o nanopartículas de un polímero biodegradable como el ácido poliláctico, se mezclan con células que actúan como semillas y se añaden con un agente de unión cruzada de cadenas<sup>157</sup>.

#### Polímeros preformados

Los plásticos sólidos, prefabricados, tienen muchos usos en ortodoncia, que van desde planchas base hasta fijaciones e instrumental. Algunos de ellos traen ya la forma final y otros pueden ser moldeados. Siempre que la resistencia mecánica y una buena capacidad de procesamiento son imperativas, los plásticos más utilizados son los poliésteres. Son resistentes al impacto, pero quizá no tanto como para utilizarse como brackets<sup>37</sup>. En consecuencia, se están probando otros tipos —como polisulfonas, poliéteres, policetonas y poliuretanos— utilizados ahora ampliamente en otros campos. El poliuretano prácticamente ha sustituido a la goma y sus derivados en los elastómeros, pero es posible que en el futuro todos sean sustituidos por las siliconas, que no se decoloran y son más inertes.

#### Fabricación y aplicaciones

Los polímeros sin relleno se utilizan raramente en ortodoncia, estando entre las pocas excepciones los selladores y algunos retenedores (Invisalign). Debido a que la mayoría de los adhesivos poliméricos, los materiales restauradores y las carillas tienen relleno, se examinarán bajo el epígrafe Composites y combinaciones. El proceso de polimerización puede producirse al final de su fabricación o ser controlado por el clínico. Aunque el fabricante utilice varios métodos para hacer polímeros, el ortodoncista utiliza solamente uno, la adición paso a paso. Puesto que es más fácil de controlar, se utiliza este tipo de síntesis *in situ* para sellar, unir y restaurar dientes y fijaciones. En este proceso, las unidades estructurales «meros» se siguen añadiendo, como se muestra en la siguiente polimerización de acrilatos ( $\text{R}_1$  y  $\text{R}_2$  son radicales orgánicos):

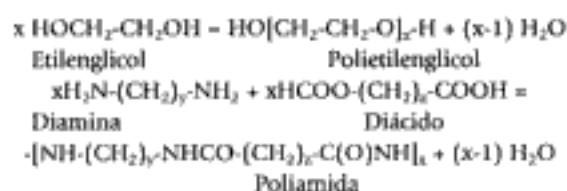


**TABLA 9-6** Polímeros utilizados en ortodoncia

Polímeros	Estructura	Uso
Ácido poliacrílico	$\left[ \text{CH}_2 - \underset{\text{COOH}}{\text{CH}} \right]_n$	Adhesivos de vidrio ionómero
Goma natural, sintética	$\left[ \text{CH}_2 - \underset{\text{H}}{\text{C}} = \underset{\text{CH}_3}{\text{C}} - \text{CH}_2 \right]_n$	Elásticos
Poli-bis-GMA	$\left[ \text{CH}(\text{C}_6\text{H}_4\text{OCH}_2\text{COCH}_2\text{C}(\text{CH}_3)_2\text{C}_6\text{H}_4\text{O})\text{COCH}_3 \right]_n$	Copolímero, adhesivos a base de resinas
Politrietilén-glicol dimetacrilato	$\left[ \text{CH}(\text{C}_6\text{H}_4\text{OCH}_2\text{COCH}_2\text{CO}(\text{CH}_2\text{CHO})_3\text{CCH}_2) \right]_n$	Copolímero, adhesivos a base de resinas
Polycarbonato	$\left[ \text{O} - \text{C}_6\text{H}_4 - \text{C}(\text{CH}_3)_2 - \text{C}_6\text{H}_4 - \text{C}(=\text{O}) \right]_n$	Brackets, herramientas, retractores
Poliétileno	$\left[ \text{CH}_2 - \text{CH}_2 \right]_n$	Retenedores adheridos, férulas, matrices para modelos
Poliamida	$\left[ \text{NH} - \text{R} - \text{NH} - \text{C}(=\text{O}) - \text{R}' - \text{C}(=\text{O}) \right]_n$	Alambres y dispositivos recubiertos de nailon
Polimetilmetacrilato	$\left[ \text{C}(\text{CH}_3)(\text{OC}-\text{O}-\text{CH}_3) - \text{CH}_2 \right]_n$	Aparatos, placas, revestimientos
Polipropileno	$\left[ \text{CH}(\text{CH}_3) - \text{CH}_2 \right]_n$	Escudos labiales, almohadillas, protectores
Poliestireno	$\left[ \text{CH}(\text{C}_6\text{H}_5) - \text{CH}_2 \right]_n$	Cubetas para impresiones, rejillas linguales, cepillos de dientes
Politetrafluoroetileno	$\left[ \text{CF}_2 - \text{CF}_2 \right]_n$	Revestimientos no adherentes
Poliuretano	$\left[ \text{O} - \text{R} - \text{O} - \text{C}(=\text{O}) - \text{NH} - \text{R}' - \text{NH} - \text{C}(=\text{O}) \right]_n$	Expansores labiales, boquillas, pantallas orales, protectores para brackets, elásticos
Polivinilcloruro	$\left[ \text{CH}(\text{Cl}) - \text{CH}_2 \right]_n$	Escudos de Morgan, tubos («macarrones»), revestimientos blandos, dispositivos maxilofaciales
Siliconas	$\left[ \text{Si}(\text{R})(\text{R}') - \text{O} \right]_n$	Cadenetas, materiales de impresión

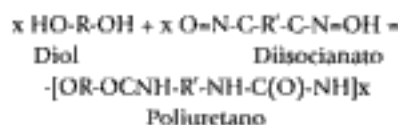
La polimerización, curado o endurecimiento, tiene lugar debido a la ruptura de radicales libres que abren las dobles uniones del monómero, determinando su unión para formar cadenas grandes. Estimulados por energías aplicadas con ese fin (luz o calor) o mediante activadores o aceleradores, los iniciadores añadidos liberan radicales libres a voluntad. El fenómeno se acelera con la exposición al calor, a la luz y, en ocasiones, a impurezas. Los iniciadores pueden provocar una polimerización prematura debido a que se descomponen lentamente, incluso sin estímulo externo. Para evitar la liberación continua de radicales libres desde las primeras cadenas, deben añadirse cantidades pequeñas de inhibidores (por lo común derivados fenólicos). Actuando como un radical libre, el oxígeno suele interferir con la polimerización reaccionando con los monómeros encontrados en la interfase. Debido a que los compuestos estables que genera no pueden continuar las cadenas, el oxígeno conduce a la formación de una capa húmeda que suele encontrarse encima de los acrilatos que, de otra manera, estarían polimerizados. Se evita la inhibición por aire añadiendo ceras insolubles a los monómeros (las ceras migran a la superficie para formar una película protectora) o, en casos particulares, utilizando una atmósfera local de gas inerte. Durante la iniciación química, el acelerador -habitualmente una amina terciaria aromática- desencadena la descomposición del peróxido (si se ponen solos y juntos, los iniciadores y los aceleradores reaccionan violentamente). Pertenecientes a la misma familia que la anilina que rellena los tintes, estas anilinas suelen colorear el adhesivo. En la fotoiniciación, el iniciador por lo general una canforquinona, en presencia de una amina alifática, se descompone por la luz. Las radiaciones ultravioletas dañinas utilizadas hace años han sido sustituidas por otras en el rango de 400 a 500 nanómetros de longitud de onda (luz azul) o exactamente 488 nanómetros (láser de argón)<sup>31</sup>.

Una síntesis de polímeros utilizada habitualmente en la industria es la policondensación, proceso en el que se unen las moléculas, eliminando las pequeñas, como agua, alcoholes o amoníaco. Aunque este proceso se lleve a cabo en el sitio de fabricación, es útil para el clínico comprender la policondensación debido a que explica algunas de las características de los productos resultantes.



Las moléculas más pequeñas (como el agua y el amoníaco) generadas de esta manera son expelidas del sistema o permanecen en huecos, disminuyendo la resistencia del material. La mayoría de los sistemas de polimerización basados en la polimerización han sido reemplazados desde entonces por otros que se apoyan en la adición. Sin embargo, algunas condensaciones equivalen sólo a un reordenamiento atómico debido a que la pequeña molécula eliminada posteriormente se añade a los dobles enlaces existentes. Un caso a señalar es la síntesis de poliuretanos a partir de los isocianatos (a pesar de que el nombre iso-

cianato puede llevar a relacionarlo con los cianuros, los derivados del poliuretano pueden estar exentos de propiedades tóxicas y se utilizan incluso para construir corazones artificiales):



Los dioles pueden ser sustituidos también por diaminas, dando lugar a poliuretano-ureas.

Las moléculas en espiral de algunas cadenas de poliuretanos (que difieren de la goma en que las cadenas no están sólo formadas por átomos de carbono, sino también por oxígeno o nitrógeno, o ambos) responden al esfuerzo deshaciendo la espiral y deslizándose entre sí. Tras eliminar el esfuerzo, se libera la energía potencial almacenada por las moléculas estiradas y vuelven a su forma helicoidal inicial.

La mayoría de las síntesis por adición se asocian con una reducción del volumen: las moléculas intensamente empaquetadas en un polímero ocupan menos espacio que las de los monómeros sueltos. Debido a que esto es indeseable en muchas aplicaciones, la influencia del reactivo y del grupo  $\text{H}_2\text{C}=\text{C}(\text{CH}_3)$ - que genera contracción puede minimizarse disminuyendo su participación en monómeros grandes seleccionando de manera adecuada los radicales a los que se unen. Debido a que la mayoría de las moléculas de los polímeros incluyen dos radicales, uno inerte (como el butil, el hidroxietil o el bifenil A) y otro implicado en la contracción, los monómeros preferidos son aquellos en los que el radical inerte tiene más peso. Así, a pesar de que el metil-metacrilato se contraiga un 21%, el monómero más utilizado, bis-GMA, se contrae sólo un 5%. Debido a su estructura rígida (que contiene dos ciclos aromáticos que forman su esqueleto), el bis-GMA es demasiado viscoso para ser usado solo y debe diluirse con acrilatos que tienen moléculas más pequeñas: por separado, las últimas se contraen aproximadamente un 10%.

Se están llevando a cabo trabajos para desarrollar monómeros cíclicos que puedan abrir su anillo en el proceso de polimerización (p. ej., lactonas y espiranos), llevando así a una expansión en lugar de a una contracción. Otros métodos complementarios para limitar la contracción suponen el uso de composites (v. Composites y combinaciones) que contienen relleno inerte en hasta las tres cuartas partes del peso o añadiendo polvos de acrílico prepolimerizados a los monómeros. A pesar de conocerse las polimerizaciones que se producen con una expansión del volumen, aún no se han refinado lo suficiente como para permitir su uso en ortodoncia.

## Biocompatibilidad

### Acrílicos

Para promover y controlar la polimerización, los adhesivos, los selladores y los materiales de restauración contienen diversos aditivos (p. ej., aminas aromáticas, peróxidos, inhibidores y estabilizadores de la luz ultravioleta). Se ha comprobado que los acrílicos utilizados comúnmente en odontología son potencialmente tóxicos<sup>176,194</sup>, cancerígenos<sup>9</sup>,

mutagénicos<sup>51</sup> y estrogénicos<sup>142</sup>. De hecho, los selladores y composites basados en el bis-GMA y los policarbonatos utilizados en los retenedores de Invisalign (Align Technology, Santa Clara, California) son ésteres de bisfenol A, sustancia química con un efecto disruptor endocrino conocido. En Internet hay disponible una lista con referencias<sup>17</sup>.

El asunto está todavía en debate debido a que un estudio realizado con materiales de restauración con base de resina minimiza el riesgo real<sup>98</sup>. El hecho es que todos los polímeros son propensos a liberar monómeros que no han reaccionado, oligómeros y aditivos, sustancias que son, al menos, citotóxicas<sup>44,159,184</sup>. A pesar de que los acrilatos más cortos (de bajo peso molecular) son más propensos a liberarse, los más dañinos potencialmente, como el bis-GMA, permanecen imbricados en la red debido a sus moléculas de mayor tamaño<sup>53,54</sup>.

### Poliuretanos

A pesar de utilizarse incluso en corazones artificiales, los poliuretanos muestran efectos citotóxicos<sup>130</sup> y tóxicos como resultado de sus aditivos<sup>71,82</sup>.

### Aditivos e impurezas

Pocos son los polímeros orgánicos que pueden utilizarse como tales; esto es, sin aditivos. Aparte de liberar monómeros y oligómeros sin reaccionar, los plásticos utilizados

en ortodoncia pueden filtrar también toda una serie de productos químicos y de degradación potencialmente peligrosos para la salud.

Entre los aditivos habituales se encuentran iniciadores, aceleradores, plastificantes, inhibidores de la polimerización y estabilizadores de la luz ultravioleta, ingredientes que pueden descomponerse o encontrarse intactos en el producto final. La tabla 9-7 muestra la toxicidad de algunos aditivos comunes utilizados en la fabricación de polímeros de uso médico. Los antioxidantes y los absorbentes de luz ultravioleta pueden retrasar el deterioro, pero no frenarlo. Debido a que algunos poliuretanos son hidrofílicos, el agua y, especialmente, la saliva hace que se hidrolicen y degraden más rápidamente. Como resultado, debe prestarse una atención especial a su exposición y manipulación<sup>23</sup>.

### Manipulación y medidas de protección

Utilizados como sustitutos estéticos de los metales, las fijaciones poliméricas están lejos de igualar su resistencia<sup>3</sup>. Sometidos al calor y la luz, las superficies poliméricas se tiñen y desarrollan grietas y fisuras que pueden alojar microorganismos. Se ha visto que la retención y atrapamiento de microorganismos en las grietas del policarbonato producen un olor desagradable y un cambio de color<sup>86</sup>. Son frecuentes los casos en que los elastómeros pierden más de la mitad de su

**TABLA 9-7 Aditivos en los plásticos utilizados en ortodoncia**

Aditivo	Uso*	Toxicidad
Ácido mercaptobenzoico	Acelerador, goma de látex	50 mg/kg, veneno
Dibutil-bis-(lauriloxi) estannato	Iniciador (PUR)	175 mg/kg, veneno, irritante fuerte
Ditiocarbamato dietilsódico	Acelerador, goma de látex	1.500 mg/kg, tóxico, carcinógeno cuestionable
2-etilhexanoato estannoso	Iniciador (PUR)	90,7 mg/kg, veneno
Fenoles, base	Agentes de polimerización, inhibidores	300 mg/kg, venenos, teratógenos
Fenilhidroxilamina	Antioxidante (poliésteres, PVC, PC, PE)	100 mg/kg, veneno
Fenilnaftilamina	Antioxidante (poliésteres, PVC, PC, PE)	1.625 mg/kg, tóxico, carcinógeno cuestionable
Hidroxianisola butilada	Inhibidor (poliésteres)	29 mg/kg, veneno
1-naftol	Colorante base	134 mg/kg, veneno
NN-dietilanilina	Agente de polimerización, precipitante (poliésteres)	782 mg/kg, tóxico
NN-dimetilanilina	Agente de polimerización, precipitante (poliésteres)	1.410 mg/kg, veneno, depresor nervioso
Octil-isotiazolina	Antimicrobiano (PUR, PVC)	550 mg/kg, tóxico, irritante
Óxido tiolpiridina de zinc	Antimicrobiano (PUR, PVC)	177 mg/kg, veneno
Peróxido de benzoilo	Iniciador (poliésteres, PUR)	7.710 mg/kg, veneno, carcinógeno cuestionable
Tetrametiletileno diamina	Agente de polimerización (poliésteres, resinas, epoxi, PUR)	1.580 mg/kg, tóxico
Tetrametil tiourea	Acelerador, goma de látex	920 mg/kg, tóxico, carcinógeno cuestionable
Tio-bis (butil, cresol)	Antioxidante (poliésteres, PVC, PC, PE)	6.540 mg/kg, tóxico
Trifenil fosfito	Antioxidante (poliésteres, PVC, PC, PE)	1.600 mg/kg, veneno, irritante dérmico
Trifenil tin	Iniciador (PUR)	491 mg/kg, veneno

\*PC, Policarbonato; PE, polietileno; PUR, resinas de poliuretano; PVC, cloruro de polivinilo.

resistencia en un día<sup>3,79</sup>. Como sucede con la mayoría de las reacciones químicas, la degradación está influida por el calor. Por cada 10 °C de disminución de la temperatura, reacciones químicas como las implicadas en la descomposición se enlentecen de dos a tres veces, alargando considerablemente la vida del producto (ley de Arrhenius).

La degradación química de los polímeros y sus precursores a menudo tiene lugar mucho antes de su distribución; no existen sistemas de acrilato ya endurecidos. Entre los productos más sensibles se encuentran los elastómeros de poliuretano. Fabricados mediante modelado por inyección o extrusión a temperaturas de 150 a 200 °C, esta exposición al calor puede llevar a la descomposición prematura de los diisocianatos, un material en bruto, generando aminas aromáticas dañinas<sup>77</sup>. Cuando son sometidos a radiaciones (especialmente la luz ultravioleta), temperaturas elevadas (esterilización, bebidas calientes), variaciones del pH, solventes (vaselina, aceites, enjuagues con flúor) o incluso el aire (ozono), los elastómeros de poliuretano se degradan mecánicamente y adquieren un color marrónáceo.

Los plásticos no deberían ser expuestos a una activación/deformación demasiado intensa debido a que la energía liberada en el proceso genera uniones nuevas e indeseables. Estas uniones impiden el retorno del material a su forma original debido a que el elastómero adquiere una deformación irreversible o permanente. Esta degradación puede retrasarse mediante revestimientos que controlan el acceso de la saliva y el aire (se sabe que la saliva hidroliza las uniones amida-imida y que el aire ataca las uniones dobles). En contraste, algunos fabricantes refuerzan esta debilidad añadiendo sustancias solubles (p. ej., fluoruros, sabores, sustancias de los tintes del pelo y pigmentos brillantes): al disolverse, desaparecen dejando grietas y microfisuras. Otro tipo de degradación que puede evitarse es la provocada por el ataque de microorganismos. Se sabe que los microbios, y especialmente los hongos, atacan los polímeros. La exposición a enzimas reduce significativamente la resistencia a la fatiga y la pepsina es un catalizador activo de la

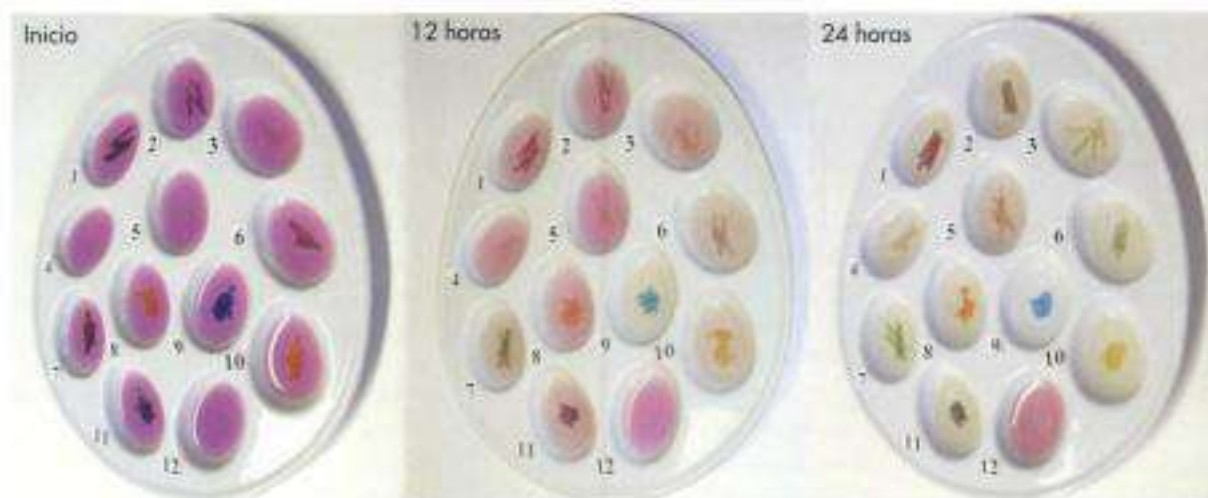
hidrólisis. Los derivados del poliuretano y el ácido poliacrílico<sup>77</sup> son degradados por la placa. La figura 9-24 muestra la base de un bracket de adhesión directa usado en el que los microorganismos han consumido parte del adhesivo con base de acrílico. Son apreciables el contorno específico de la despolimerización y la existencia de zonas retentivas. Afortunadamente, una adición de cantidades mínimas de bactericida a los monómeros evita dichos ataques<sup>108,109</sup>.

Debido a estas desventajas, las fórmulas actuales del poliuretano y el acrilato serán reemplazadas en el futuro por mejores productos del mismo grupo, o por otros tipos de polímeros. En el caso de los poliuretanos, las siliconas tienen muchas posibilidades debido a que no sólo son altamente versátiles sino que además proporcionan un comportamiento superior. Cuanto menos carbono hay presente en la molécula, más resistente es el material al ataque químico y la degradación<sup>177</sup>.

Debido a que las moléculas más grandes son menos móviles y solubles que las más pequeñas, los clínicos deberían disminuir la cantidad de componentes no curados y aditivos que lixivian, permitiendo un fraguado más avanzado y retirando por adelantado, siempre que sea posible, los materiales lixiviados compuestos por monómeros sin reaccionar y por aditivos no engarzados en la red. La capa blanda, inhibida por el oxígeno, de selladores o adhesivos es una fuente importante de problemas y debería eliminarse utilizando abrasivos suaves<sup>156</sup>. Un método sencillo para detectar polímeros que lixivian consiste en sumergirlos en una solución diluida de permanganato potásico. A medida que los ingredientes lixivados se oxidan, este reactivo cambia de color mientras se va reduciendo<sup>123,122</sup>, permitiendo así comparar los plásticos (fig. 9-26) en las que se prueban las ligaduras elastoméricas.

## POLÍMEROS INORGÁNICOS/CERÁMICAS

La definición moderna de cerámicas comprende artículos sólidos que están formados por componentes inorgánicos y no metálicos<sup>65</sup>. Durante la década anterior, la brecha entre polí-



**Figura 9-26**

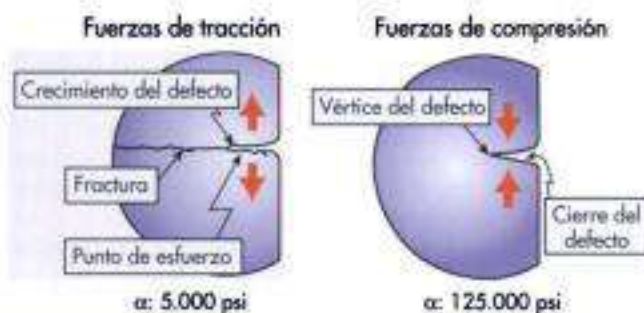
Mezclas tipos de ligaduras inmersas en una solución ácida de permanganato de potasio.



meros orgánicos e inorgánicos ha disminuido y los esfuerzos hechos a este respecto aparecen en libros y artículos dedicados a este campo<sup>7,84</sup>. Este interés se refleja en la ortodoncia, en la que los óxidos de aluminio, silicio y zirconio (conocidos también como alúmina, sílice y zirconia, respectivamente) se utilizan como rellenos o materiales en bruto para brackets de adhesión directa. Es interesante que los polímeros inorgánicos puedan utilizarse también como elastómeros. El carbono, elemento básico de los polímeros orgánicos, no es un componente requerido en los materiales que muestran un comportamiento elástico: azufre plástico, selenio cristalino, cloruro polifosfonitrílico, cloruro y polifosfacenos.

Los materiales orgánicos no soportan el calor y los materiales inorgánicos no soportan grandes deformaciones y no son flexibles, elásticos ni resistentes a los impactos. A pesar de que los polímeros tienen sus unidades moleculares unidas mediante fuerzas de van der Waals, uniones de hidrógeno y enlaces covalentes, los polímeros inorgánicos constan de fuerzas especialmente iónicas que se asemejan a las cerámicas (v. fig. 9-2). Por las razones explicadas en la página 346, las cerámicas muestran una resistencia a la fractura menor que el resto de los materiales, siendo dañados fácilmente cuando son sometidos a fuerzas de tracción (fig. 9-27).

Aunque el uso de cementos y la adición de rellenos cerámicos (especialmente sílice y diversos vidrios) a los polímeros invadió la adhesión directa, los aparatos de cerámica no fueron lanzados hasta principios de los años ochenta. Al final de la década, al menos tres fabricantes utilizaban alúmina de alta pureza (leuco-zafiro) para fabricar brackets claros. Las primeras cerámicas utilizadas en ortodoncia fueron las extensas variedades de yesos (que son materiales más dentales que ortodóncicos), el sílice y los silicatos. En las últimas décadas, la primera que se introdujo fue la alúmina, seguida de la zirconia. Los óxidos de aluminio y zirconio pueden presentar una apariencia estética. Los brackets de alúmina, de una pureza del 99,8%, son claros o traslúcidos. La zirconia estabilizada parcialmente (v. discusión a continuación) puede adquirir matices entre el marfileño y el claro. A pesar de que los brackets de zirconia comercializados en la actualidad son aún amarillentos, no debería olvidarse que los primeros brackets de alúmina eran también amarillentos y opacos, y que un material muy estrechamente relacionado, la zirconia cúbica, rivaliza con el diamante por su belleza.



**Figura 9-27**

Las cerámicas son muchas veces más resistentes a las fuerzas de compresión que a las de tracción.

## Estructura y composición

La mayoría de las piedras, los minerales (incluyendo el zafiro y el rubí), el ladrillo, el cemento, el hormigón y las cerámicas son polímeros inorgánicos tridimensionales. Otros polímeros inorgánicos son los vidrios silíceos, materiales formados por anillos y cadenas de unidades de silicato repetidas. En lugar de cadenas de un solo elemento (homoatómico, como el C o el S en los polímeros inorgánicos o el azufre plástico, respectivamente), las cadenas de la mayoría de los polímeros inorgánicos están formados por dos o más elementos alternativos diferentes, como Si-O y Si-O-Al). Aunque los monómeros orgánicos pueden convertirse en polímeros por reacciones que abren dobles enlaces, la mayoría de los polímeros inorgánicos implican interacciones complejas.

### Óxidos

Usados para la fabricación de brackets de cementado directo, la alúmina y la zirconia son macromoléculas inorgánicas tridimensionales. Su estructura iónica y cristalina explica su dureza y resistencia a la compresión, superiores a las de los metales, pero tienen poca resistencia a la flexión<sup>15</sup>. Estas dos cerámicas tienen dos estructuras, una de ellas más estable a temperatura ambiente. Por ello, la alfa alúmina (corindón, formado por celdas unitarias cúbicas obtenidas por el calentamiento de alúmina gamma hexagonal) es resistente incluso al ácido sulfúrico concentrado.

En contraste con la alúmina, la zirconia parcialmente estabilizada soporta con facilidad una transformación martensítica, pasando de una estructura cúbica-tetragonal a una monoclinica. Como en el caso de los aceros inoxidable y el titanio y sus aleaciones (p. ej., NiTi), este fenómeno es explotado con habilidad para incrementar la resistencia a la fractura. Conservando en parte su estructura tetragonal inicial, estable a temperaturas más elevadas, la zirconia estabilizada parcialmente vuelve, al ser sometida a esfuerzo, a su forma monoclinica, caracterizada por un volumen mayor (3 al 5%). Este aumento de volumen, conocido como «endurecimiento por transformación», protege esta cerámica particular frenando la propagación de las grietas que se forman cuando se somete a las cerámicas a fuerzas de tracción (fig. 9-27). Los brackets de zirconia, fabricados actualmente en Australia (bracket Ellipse o «Free Form», ambos de Orthodontic Research)<sup>87</sup> y Japón (Toray) podrían tener un mayor potencial que los brackets fabricados con alúmina.

### Vidrios

Los vidrios son unos sólidos no cristalinos (o líquidos superenfriados) que no tienen un punto de fusión definido. Líquidos o sólidos, estos derivados de la sílice son estéticos y resistentes a la corrosión y pueden mantenerse duros o blandos, convirtiéndose en adhesivos excelentes. Cuando forman una película, reaccionando para formar una matriz o uniéndose químicamente al material aglomerado, su capacidad de adhesión reposa en varias reacciones químicas definidas, esto es, hidratación/deshidratación, gelificación, precipitación y modificación de la carga de superficie<sup>164</sup>. En ortodoncia, esta propiedad se propone para su uso con cementos y adhesivos.

## Fabricación y aplicaciones

Hace no muchos años, las cerámicas se fabricaban sólo a partir de minerales encontrados en la naturaleza. Actualmente, las avanzadas se sintetizan a partir de productos químicos puros utilizando el procesado por vapor, la precipitación acuosa o las técnicas de sol-gel, seguidas por un proceso de fusión, aleación o refinamiento. Métodos sofisticados como la presión isostática caliente, el forjado, la extrusión y la sinterización son habituales para la formación de cerámicas. Los granos o cristales orientados, la baja dislocación o incluso los cristales simples sin dislocación pueden todos ellos formarse a partir de la fusión, llevando hasta extremos insospechados el más antiguo material manufacturado por el hombre. Para mejorar la detección de defectos y evitar la fabricación de fijaciones cerámicas frágiles, suelen utilizarse métodos no destructivos (p. ej., tomografía de rayos X y ultrasonidos).

La mayoría de los brackets cerámicos se fabrican actualmente de alúmina; en cambio, la zirconia pura es estética pero presenta malas resistencia y estabilidad. La adición de un 3 a un 9% de óxidos de magnesio o itrio resulta en una zirconia parcialmente estabilizada, que es el marfil. Comparada con la alúmina, la zirconia parcialmente estabilizada está formada por granos de menor tamaño y tiene una resistencia a la fractura superior<sup>48</sup> y un módulo de Young y una dureza inferiores, así como una resistencia global superior<sup>33</sup>.

En ortodoncia, los vidrios se utilizan como precursores: son insolubles y duros en los composites de resina (vidrio E) y solubles en los ionómeros de vidrio (vidrio A). Su uso final se discutirá en la página 380. Los vidrios pueden ser muy solubles y lo suficientemente fuertes para fabricar brackets de cementado directo y rellenos de composites, o pueden ser blandos y solubles. Esta última propiedad se utiliza mucho en los ionómeros de vidrio, en los que el vidrio actúa como relleno y proveedor de iones metálicos. Para conseguir vidrios duros, la proporción de sílice ha de ser elevada. Para los vidrios solubles, la cantidad de sílice y alúmina no debería superar el 30 y el 20%, siendo el resto fluoruros y fosfatos de calcio, sodio y aluminio.

## Biocompatibilidad

La sílice, la alúmina y la zirconia apenas son solubles y, por tanto, dañinas. Se han probado las cerámicas y se ha visto que son biocompatibles<sup>144</sup>. Durante años, la alúmina ha sido utilizada como antiácido (gel) y en implantes, campo en el que se considera estable. El contacto extenso y continuo de la alúmina con un ambiente húmedo puede causar su transformación parcial en hidróxido de alúmina, lo que reduce sus propiedades mecánicas<sup>20</sup>.

El riesgo para la salud de estos materiales está relacionado, por tanto, con su alta dureza y su baja resistencia a la fractura. Puesto que los brackets cerámicos son más duros que los de acero y son los más altos en la lista con respecto a la fricción<sup>150</sup>, el esmalte dental y los alambres metálicos en contacto con ellos suelen sufrir daños<sup>40,152</sup>. El contacto esporádico de la alúmina con los fluoruros tópicos disponibles en el mercado no parece causar daño superficial ni una pérdida de peso significativa<sup>71</sup>. La resis-

tencia a la fractura de la alúmina disminuye en los primeros meses posteriores a la inmersión en la solución de Ringer, alcanzando una meseta posteriormente<sup>50</sup>. En las soluciones salinas, la alúmina pierde del 20 al 25% de su resistencia y módulo de fractura, mientras que la zirconia parcialmente estabilizada pierde alrededor de un 22%<sup>41</sup>. En las pruebas in vivo, se ha visto que la zirconia es biocompatible<sup>17</sup>, pero puede entorpecer la polimerización del acrílico. Hasta que esto se refute, debe tenerse cuidado debido a que este fenómeno puede llevar no sólo a una adhesión más débil, sino también a la filtración de monómeros e iniciadores de bajo peso molecular<sup>178</sup>.

Ha de tenerse una especial consideración con los vidrios solubles debido a que pueden ser citotóxicos<sup>183</sup> y pueden contener arsénico. Se ha comprobado que la citotoxicidad mostrada por extractos de vidrios ionómeros no fraguados, recién curados y envejecidos continúa mucho después de la polimerización.

## Manipulación y medidas de protección

Se sabe que los brackets de alúmina se fracturan durante la torsión<sup>161,170</sup> o el descementado<sup>179,189</sup>. Debido a su extrema dureza (9 en la escala de Mohs, comparada con el 6 o 7 del esmalte), estos brackets pueden provocar la erosión del esmalte<sup>40</sup>. La interacción en la interfase ranura cerámica-alambre metálico lleva a la nivelación de la ranura metálica. La nivelación da lugar a una caída de la fricción conforme se eliminan los picos cerámicos y los valles son obstruidos con el metal<sup>24</sup>. Para evitar este problema, las fijaciones deberían tener no sólo bordes suaves en la ranura, sino también un alto grado de acabado en el interior de la ranura<sup>116,173</sup>. Para reducir la generación de grietas, hay que intentar en lo posible evitar defectos como poros, aglomeraciones e impurezas. Las cerámicas y los vidrios suelen mostrar defectos externos e internos, incluyendo grietas submicroscópicas que actúan como puntos de concentración del esfuerzo y llevan a una fractura prematura<sup>195</sup>, ya que se vuelven frágiles y potencialmente peligrosos<sup>170</sup>.

Los brackets y el esmalte contiguo pueden romperse durante las activaciones clínicas<sup>72,100</sup>, el descementado<sup>188,193</sup> y los impactos accidentales<sup>77</sup>. A pesar de que las fracturas del esmalte y la abrasión son los problemas más serios, también hay que tener en consideración la fractura de la cerámica<sup>181</sup>. La fractura de los brackets cerámicos ha sido considerada un problema clínico importante debido a que *«prolonga el tratamiento y lleva a compromisos en su resultado final»*<sup>72</sup>. Los brackets cerámicos rotos no son sólo incómodos para el paciente, sino también difíciles de retirar<sup>300</sup>, requiriendo un acabado y pulido posteriores extensos<sup>193</sup>. Los brackets cerámicos rotos pueden *«hacerle sangrar al paciente y hacerle sudar sangre al profesional»*<sup>26</sup>. Las piedras de diamante utilizadas para retirar este material del esmalte a menudo dañan la fina capa protectora de fluoroapatita. Estos problemas han llevado a sugerir que el descementado de los brackets cerámicos debería llevarse a cabo con ayuda de un dique de goma<sup>32</sup>, situación que el paciente debe conocer<sup>158</sup>.

Utilizando una prueba estándar simple común en la industria de las lentes de contacto, se puede evaluar por adelantado la resistencia de los brackets cerámicos al impacto

accidental según su geometría y estructura. Los brackets policristalinos son superiores a los de tipo monocristalino; los semigemelares voluminosos son más resistentes que los gemelares verdaderos y también lo son los que tienen una superficie glaseada en comparación con los rugosos. Las sobresalientes aletas para ligaduras y bases son un inconveniente mientras que las configuraciones abovedadas son beneficiosas. Aunque más voluminoso, el diseño sencillo no ofrece una garantía de resistencia si no va acompañado por una microestructura densa reconocible a través de su superficie lisa. Es interesante apuntar que, a pesar de que son deseables la resistencia al impacto y al descementado, puede ser preferible emplear un bracket cerámico más débil y rompible y un adhesivo menos fuerte para aguantar lo más intenso de un impacto en lugar del propio diente. El uso de brackets resistentes y compactos y adhesivos fuertes puede parecer beneficioso, pero puede aumentar las posibilidades de que sea el diente el que absorba el choque<sup>16,173</sup>. Debe tenerse mucho cuidado en evitar el contacto diente-bracket al masticar.

**COMPOSITES Y COMBINACIONES**

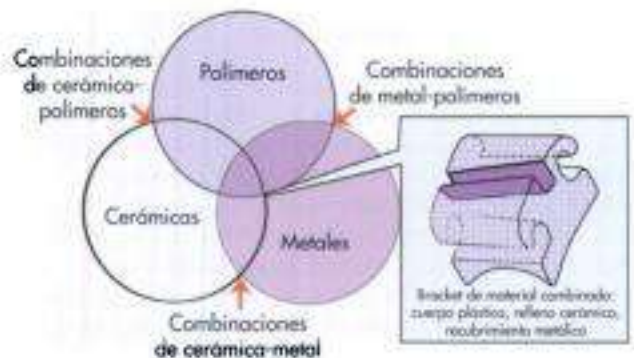
Los composites son materiales multifásicos formados por una combinación de materiales que son diferentes en su composición o forma, pero que permanecen unidos aun conservando sus identidades y propiedades. Durante milenios, los seres humanos han estado acostumbrados a fabricar dispositivos con un solo material. Las ruedas fabricadas con madera y hierro o los arcos construidos con madera y acero eran la excepción más que la regla. El primer composite moderno puede ser ubicado en la Exposición Mundial realizada en París en 1896, en la que se presentó un edificio fabricado con hormigón reforzado. En ortodoncia, las primeras resinas compuestas se presentaron en los años cincuenta y las primeras fijaciones de composite a mediados de la década de 1990.

La mayoría de los composites están formados por partículas dispersas en una matriz polimérica. Las partículas y la matriz pueden comprender varias fases, como muestra el bracket de la figura 9-28, en el que se inserta una ranura de metal en un plástico a base de copolímeros reforzado con polvo cerámico. Los composites más sofisticados se encuentran en la naturaleza, que hasta el momento ha demostrado ser mejor ingeniera que los seres humanos. Por ello, el contenido de una fase inorgánica (hidroxiapatita) dispersa en una matriz polimérica, como en los dientes,

los huesos y las valvas de los moluscos, puede llegar al 96% y poseer estos órganos todavía una alta resistencia, mientras que en los composites dentales sintéticos el relleno inorgánico no puede superar el 80%. La causa estriba en que mientras los seres humanos todavía tienen limitaciones en su capacidad de dirigir y graduar composiciones y propiedades direccionales (isotropía), la naturaleza puede lograr rendimientos incomprensibles (p. ej., la resistencia de la nuez de madacamia, formada por fibras de celulosa relativamente débiles). La nanotecnología podría cambiar pronto esta situación.

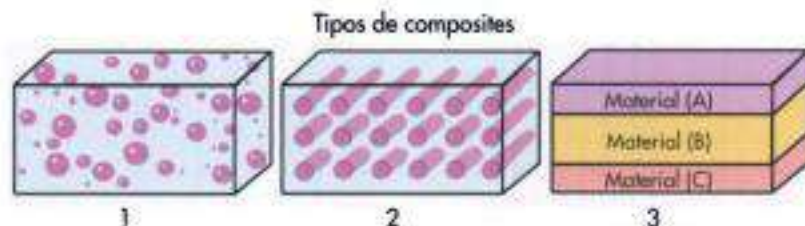
**Estructura y composición**

Un composite es un material multifásico elaborado mediante la combinación de materiales que en una macroescala difieren en composición o forma para obtener características y propiedades específicas. Los composites dependen mucho de la interfase entre sus componentes. Si actúan concertadamente, proporcionan características sinérgicas que no podrían conseguir cualquiera de sus componentes originales actuando aisladamente<sup>186</sup>. De los tipos básicos de composites mostrados en la figura 9-29, los más comunes se basan en la dispersión de rellenos (una fase discontinua formada por partículas redondeadas o de forma irregular y por fibras) en un medio ligante o matriz (una fase continua y por lo general más blanda, compuesta por resinas, cerámicas o incluso metales). Los polímeros



**Figura 9-28**

Bracket fabricado con una combinación de metal, polímero y cerámica.



**Figura 9-29**

Tipos de composites: 1, partículas; 2, fibras en una matriz; 3, capas de materiales.

modificados con goma son una excepción, siendo su fase discontinua más dúctil que la matriz. Una variación de la misma consiste en mezclar plásticos duros (termoformados) con goma (para que la masa resultante sea moldeada o extruida). Es interesante destacar que, en ocasiones, se obtienen composites más duros añadiendo elastómeros más que rellenos duros<sup>113</sup>. El proceso es similar al endurecimiento por precipitación de los metales, utilizado ampliamente para brackets miniatura. Aunque resulte extraño, lo contrario también es cierto: la dispersión de moléculas de sostén rígidas en una matriz de polímero flexible mejora los elastómeros. Como se muestra, los modernos elásticos poliuretánicos usados en ortodoncia se basan en este principio. La analogía entre combinar polímeros y hacer aleaciones metálicas es tal que los científicos que estudian macromoléculas aprovechan y aprenden de la larga experiencia de los metalúrgicos.

Pueden utilizarse varios materiales, como metales, plásticos y cerámicas, como matrices y como refuerzos. Las combinaciones más habituales utilizadas en ortodoncia son el refuerzo de polímeros con cerámicas y metales; y el de cerámicas con metales; y también el de metales con cerámicas (insertos de carburo en una matriz de cobalto). Los adhesivos, los ionómeros de vidrio y los compómeros están formados por óxidos, silice o silicatos embebidos en resina de acrílico. La mayoría de las fijaciones de composite contienen vidrio u óxidos como partículas o fibras. Los materiales utilizados como refuerzos incrementan la rigidez, propiedad no siempre deseable, en lugar de la tenacidad o resistencia, mucho más interesante.

## Fabricación y aplicaciones

Tanto las resinas compuestas como los cementos de vidrio ionómero contienen polímeros y rellenos. Pero las diferencias entre ellos descansan en la reacción ácido-base que tiene lugar en los últimos sistemas. En los ionómeros, los vidrios se utilizan no sólo como rellenos, sino también para proporcionar cationes de una manera controlada, enlenteciendo reacciones que, de otra manera, tendrían lugar demasiado deprisa. El polvo de vidrio aluminosilicato que libera iones, colocado en la solución acuosa de un polímero o copolímero de ácido acrílico, es atacado por este último, provocando la liberación de iones metálicos necesarios para el fraguado<sup>130</sup>. Los puentes iónicos formados en el interior de la matriz de gel formada alrededor de las partículas de vidrio que no han reaccionado se unen también a los dientes que contienen calcio.

Puesto que el fraguado retardado de los vidrios ionómeros se asocia a una resistencia inicial baja, han de añadirse resinas de curado rápido. Se han sintetizado materiales híbridos más fuertes y menos frágiles añadiendo polímeros compatibles solubles en agua para obtener formulaciones de cemento de vidrio ionómero fotopolimerizables. Esto ha llevado a, al menos, tres sistemas híbridos diferentes: para evitar confusiones, los editores de *Quintessence International*<sup>153</sup> han propuesto definiciones y terminología relacionadas. Los *cementos de vidrio ionómero* constan de un vidrio que se descompone bajo la acción de ácidos y de un ácido, que sufren una reacción ácido-base al mezclarse. La reacción no requie-

re la presencia de luz para producirse (el material mezclado puede fraguar en ausencia de luz). Los *vidrios ionómeros modificados con resina* están hechos con un monómero acrílico que puede sufrir una reacción de polimerización de la resina iniciada por la exposición a la luz o por sustancias químicas (algunos vidrios ionómeros modificados con resina comercializados en la actualidad requieren de la exposición a la luz para endurecer). Éstos incluyen productos como Fuji II LC (GC America, Alsip, Illinois), Vitremer (3M, Maplewood, Minnesota) y Photac-Fil (ESPE, Maplewood, Minnesota). Las *resinas compuestas modificadas con poliacido o compómeros* contienen más resinas que vidrios ionómeros; estos últimos se encuentran en cantidades tan pequeñas que no provocan una reacción ácido-base para el fraguado del vidrio ionómero o contribuyen poco a la reacción de fraguado global del material. Los *compómeros* contienen monómeros ácidos que reaccionan con los grupos metacrilato libres de otros monómeros y con los cationes liberados por las partículas de vidrio. Estos productos no suelen curar sin exposición a la luz o lo hacen lentamente. Incluyen productos como VariGlass VLC (Caulk, Milford, Delaware), Dyract (Caulk) y Geristore (Den-Mat, Santa Maria, California). El término *compómero* lleva a confusiones puesto que sugiere una combinación de tecnología de vidrio ionómero y composite. De hecho, a los compómeros les falta la adhesión química directa a la estructura dentaria y, por tanto, se unen al diente de la misma manera que las resinas compuestas.

## Resinas compuestas

El procedimiento para hacer materiales restauradores y adhesivos, con una historia de casi medio siglo, descansa en la adición de óxidos o silicatos silanizados a monómeros mezclados previamente con iniciadores, etc. (matriz). En la mayoría de los composites, las matrices son la parte más débil; bajo carga, éstos son las primeras en agrietarse y se rompen ante esfuerzos mucho menores que los que pueden soportar las fibras. Sin embargo, si las fibras reforzantes se mantienen unidas en la orientación y la posición correctas, al transferir y distribuir la carga, las matrices protegen a las fibras contra los ataques químicos y la manipulación, lo que hace destacar a los composites por su fortaleza y resistencia. Entre los rellenos, los más eficaces desde el punto de vista de su resistencia son las fibras y fibrillas (v. pág. 348). Como éstas miden unos 0,5 µm de diámetro y 40-50 µm de longitud, pueden ser manipuladas de manera similar a los polvos.

Más resistentes inherentemente que el material en bloque debido a su diseño, las fibras reducen el deslizamiento entre los planos de átomos, fenómeno éste que se sabe que daría lugar a una deformación plástica. La orientación preferida conseguida añadiendo fibras orientadas modifica la forma de las macromoléculas o de los granos e incrementa el módulo elástico en toda la longitud y la resistencia a la tracción muy por encima de los valores del material en bloque anisotrópico a partir del cual se han obtenido. Debido a que los materiales muy resistentes y rígidos suelen fracasar a causa de la propagación de un defecto, las fibras limitan este fenómeno destructivo hasta la longitud de su tamaño. Un defecto en una fibra no puede llevar al fracaso de todo el ensamblaje, como podría suceder en el material en bloque.

En los composites, la interfase matriz/relleno desempeña un papel importante; sus defectos o debilidades pueden limitar seriamente el rendimiento. Los componentes, si están carentes de afinidad, no se comportan como un todo y se desarman fácilmente. Por esta razón, cuando es necesario y posible, se usan agentes intermediarios o de acoplamiento con mucha frecuencia. En ortodoncia, los agentes de acoplamiento más conocidos son los silanos, que se utilizan mucho para tratar rellenos que entran a formar parte de la composición de adhesivos y para la imprimación de las cerámicas para su adhesión. La figura 9-30 muestra dos fibras de vidrio, una de las cuales está silanizada, que han sido retiradas de la misma resina hidrofóbica.

Para evitar la contaminación y la decoloración, deben utilizarse aparatos no metálicos y limpios a lo largo de todo el proceso debido a que los rellenos suelen ser más duros que los metales, por lo que los abrasionarían. En el futuro, la mezcla molecular o nanométrica permitirá una distribución uniforme o preferencial de las moléculas rígidas de la estructura ramificada dentro de la matriz de polímero flexible. Se espera que dichos composites tengan una resistencia frente a impactos y una resistencia compresiva superiores, manteniendo sus propiedades ópticas.

#### Vidrios ionómeros

Los sistemas de cementos de vidrio ionómero contienen agua, por lo que su aplicación no requiere una desecación tópica previa. Sin el refuerzo ni la protección de la resina, tienen tiempos de fraguado largos y, por tanto, no pueden ser terminados inmediatamente después de fraguar. En comparación con los composites, los cementos de vidrio ionómero para brackets presentan, generalmente, menor resistencia y peor estética<sup>56,145,155</sup>, pero se unen químicamente al esmalte. Se ha afirmado que los cementos de vidrio ionómero no sólo liberan iones de flúor a lo largo del tiempo, sino que actúan también como intercambiadores de iones, teniendo la capacidad de absorber y después li-

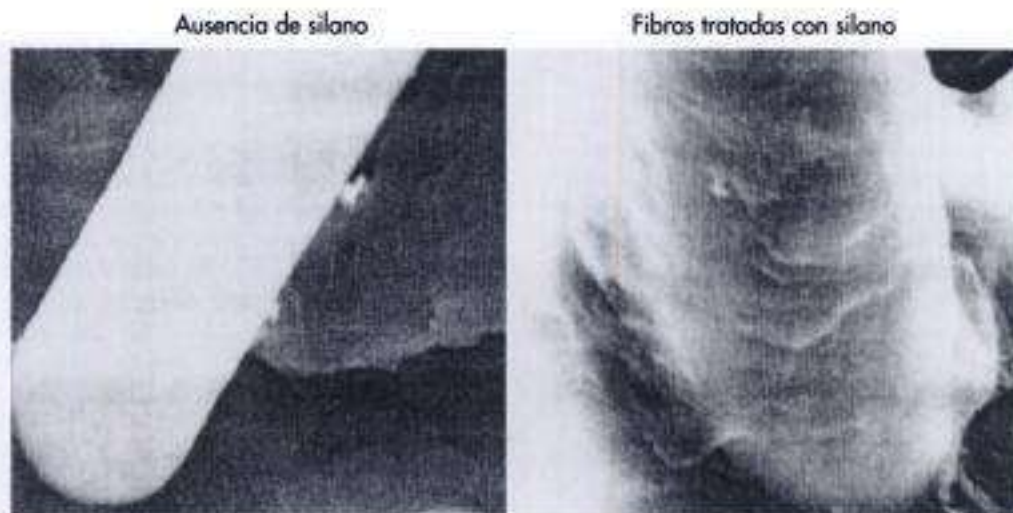
berar iones fluoruro<sup>62</sup>. Como resultado, los cementos de vidrio ionómeros son recomendables para pacientes con riesgo de caries<sup>136</sup>. Aunque los cementos de vidrio ionómero sean más débiles que los composites de resina, el uso de cementos de vidrio ionómero para cementar bandas ortodóncicas ha mostrado un 75% menos de descementación de dichas bandas que los antiguos cementos de fosfato de zinc<sup>167</sup>. Como en el caso de los adhesivos a base de resinas, la química de los cementos de vidrio ionómero puede permitir avances futuros, entre los cuales podría encontrarse la inclusión de monómeros con un grupo éter-amino cíclico. Abriendo este anillo, pueden conseguirse composites dilatables<sup>14</sup>.

#### Compómeros

El término *compómero* fue acuñado por los fabricantes del primer material comercializado de este tipo: una resina compuesta modificada con poliácidos que combina dos materiales genéricos. Comprensiblemente, una vez recubierto o mezclado con resinas, el vidrio ionómero que forma parte de los compómeros liberará cantidades considerablemente inferiores de iones fluoruro<sup>63</sup>. Ya se dispone de algunos productos de este tipo; un artículo describe algunas de sus características, comparando su influencia en las propiedades mecánicas, la absorción de agua y la liberación de flúor<sup>128</sup>.

#### Brackets de materiales compuestos

Aunque aparentemente diferentes, la fabricación de los brackets de composite se basa en la adición controlada de rellenos sólidos pretratados a una matriz líquida o fundida de resina sintética, para después someter el resultante a un moldeado por inyección. Se ha revisado extensamente el uso de precursores de composite en ortodoncia y su evaluación<sup>149</sup>. Algunas de estas aplicaciones, como las planchas de acrílico reforzadas, las férulas y los retenedores (que pueden combinar una rigidez elevada con un módulo de flexibilidad también elevado), se han tomado de la



**Figura 9-30**

Fibras vidrio silanizadas y no silanizadas retiradas de una resina hidrofóbica. Sólo las fibras silanizadas tienen afinidad por la resina.

odontología general. Una mejora significativa en este campo es el uso de fibras de polietileno tratadas con plasma y de resistencia extremadamente elevada<sup>60,70</sup>. Los brackets para adhesión directa con composite y los arcos de alambre son específicos de la ortodoncia.

La mayoría de los esfuerzos van dirigidos a mejorar la resistencia de los brackets poliméricos reforzando la débil matriz plástica (fig. 9-31, A). El refuerzo de un bracket plástico con revestimientos cerámicos puede no resultar demasiado sorprendente en vista del hecho de, que tras colocarlo sobre un soporte polimérico, incluso la alúmina frágil se hace lo suficientemente fuerte como para ser utilizada como blindaje transparente resistente a las balas (ventanas) para aeronaves y tanques<sup>174</sup>.

Además de la resistencia y la estética, la adición de rellenos les confiere a los brackets de composite una mayor aspereza de la base. Los poliuretanos y los poliésteres han sido reforzados también con polvos o fibras<sup>75</sup>, modificando y adaptando su rigidez y resistencia<sup>79</sup>. La figura 9-31, B, muestra algunos brackets de composite disponibles en el mercado.

Debido a que la temperatura a la que se utilizan estos brackets es baja, la mayoría de los fabricantes usan materiales termoplásticos que se flexionan, en lugar de romperse como los termorresistentes. Además, las taras pueden ser remodeladas, disminuyendo los costes. Como en todos los brackets de adhesión directa, el problema fundamental que presentan los fabricados con composite es la exactitud y resistencia de la ranura. En consecuencia, se han propuesto varios revestimientos metálicos (Spirit MB de Ormco, Elan de GAC International y Clearstar de Ortho Organizers). Es interesante señalar que aún no se ha materializado el intento de reforzar brackets cerámicos para obtener brackets más resistentes, a pesar del hecho de que la incorporación de fibras rígidas cerámicas en las estructuras cerámicas puede aumentar cinco veces la resistencia a la fractura de la alúmina<sup>39</sup>. Las cerámicas en bloque, como la alúmina, pueden ser reforzadas con fibras de alúmina (conservando estas últimas su individualidad) o recuperándolas con zirconia<sup>143</sup>. El descementado frecuente se ha afrontado sugiriendo bases flexibles<sup>84</sup> o la unión de rejillas metálicas<sup>82,192</sup>.

Para proporcionar estética y mejorar la respuesta mecánica, se han hecho varios intentos de sustituir los alambres metálicos macizos por combinaciones. Se ha propuesto así fabricar arcos con dos metales, siendo el núcleo interior flexible (acero inoxidable, NiTi) y la capa externa más dura (Ti)<sup>125</sup>. Sin embargo, el mayor avance ha sido encontrar formas mejores de cubrir y coextruir alambres de metales diferentes con polímeros. En comparación con los arcos metálicos tradicionales, los reforzados con polímeros presentan una serie de ventajas: resistencia a la corrosión y biocompatibilidad, capacidad de adaptarse a las necesidades de rigidez y resistencia, formabilidad y estética<sup>25,30</sup>. Los alambres y resortes coextruidos pueden proporcionar un intervalo continuo de rigidez sin modificar sus dimensiones transversales<sup>75</sup>. Los materiales para los alambres utilizados en arcos faciales/anclajes extraorales, arcos, retenedores y barras linguales suelen coextruirse con plásticos. Los polímeros preferidos son las poliamidas y las polisul-

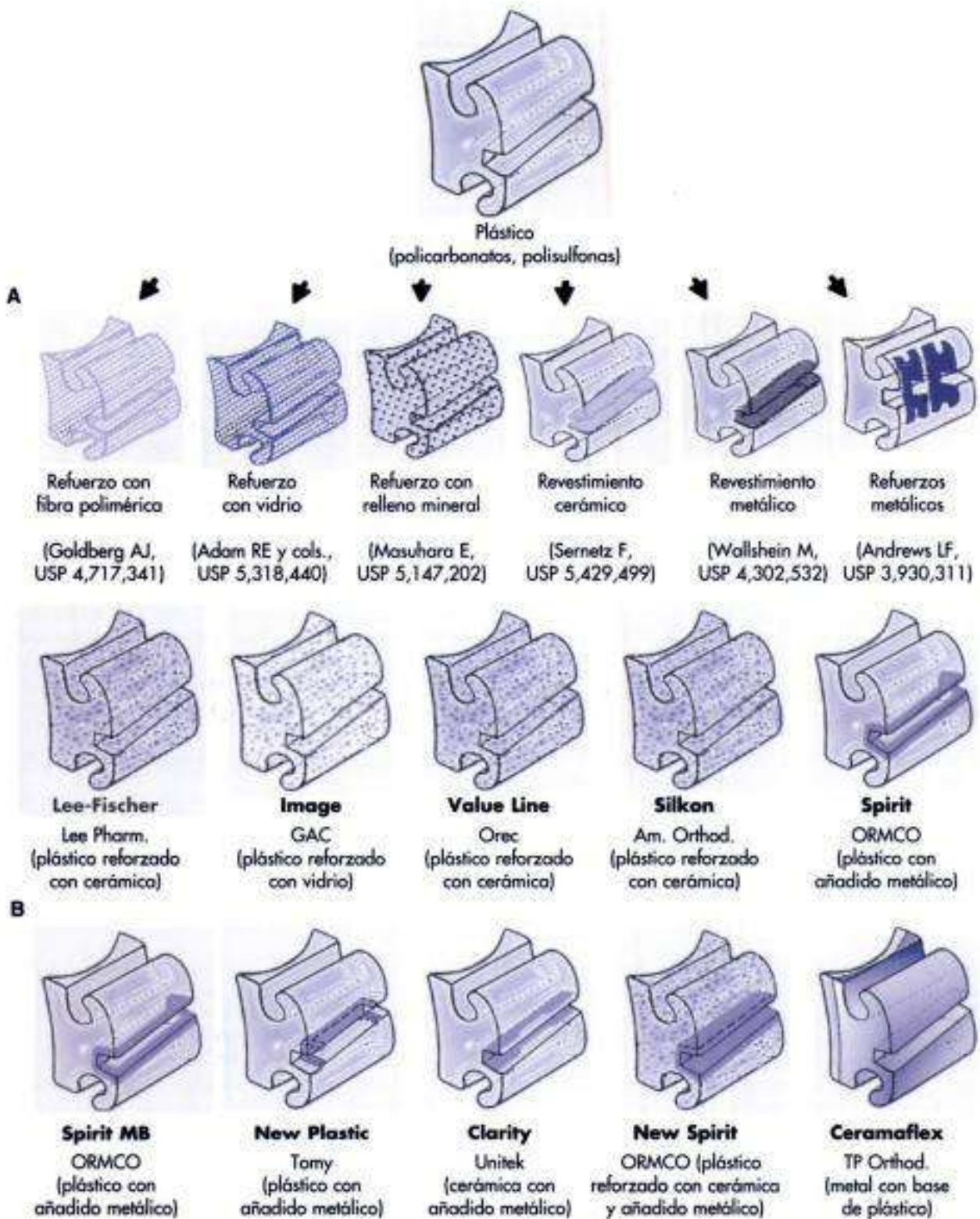
fonas<sup>86</sup>. Las coextrusiones pueden realizarse de tal manera que el plástico se muestre sólo en la cara vestibular<sup>1</sup>. Las combinaciones resultantes tienen una flexibilidad y resistencia sustancialmente superiores a las de un alambre de acero inoxidable del mismo diámetro<sup>89</sup>. Ormco comercializó un combinado de fibra cerámica-plástico-nailon<sup>171</sup> con el nombre comercial Optiflex. Avances recientes han llevado a un método de fabricación más eficiente y simple, la pultrusión con curado por luz ultravioleta de fibra de vidrio-acrilatos, lo que permite obtener materiales combinados para arcos de baja fricción<sup>83,93</sup>.

## Biocompatibilidad

Las combinaciones añaden propiedades valiosas a partir de sus componentes. Por ello, también pueden adquirir sus propiedades nocivas, que ya han sido descritas en los apartados de metales y de polímeros orgánicos e inorgánicos. Puesto que muchos productos comerciales son combinaciones, la mayoría de las pruebas han publicado datos relacionados con la suma, y no con las partes. En este contexto, sería deseable que, en los estudios llevados a cabo, la interacción de los componentes fuera un objetivo de la evaluación. Sumando las propiedades de sus componentes, las resinas compuestas han sido descritas como tóxicas o citotóxicas<sup>102,172,175,176</sup>, mutagénicas<sup>34,58</sup> y estrogénicas<sup>134,142,152</sup>. Aparte de los monómeros y oligoelementos que se liberan de los composites, se han identificado otros residuos orgánicos<sup>129</sup> y se ha revisado su falta de biocompatibilidad<sup>66,117</sup>. A pesar de que los rellenos utilizados en las resinas compuestas son bioquímicamente inertes e insolubles (según el NIOM, Instituto Escandinavo para los Materiales Dentales), los utilizados en los vidrios ionómeros liberan aluminio, plomo y arsénico, además de los iones fluoruro citotóxicos.

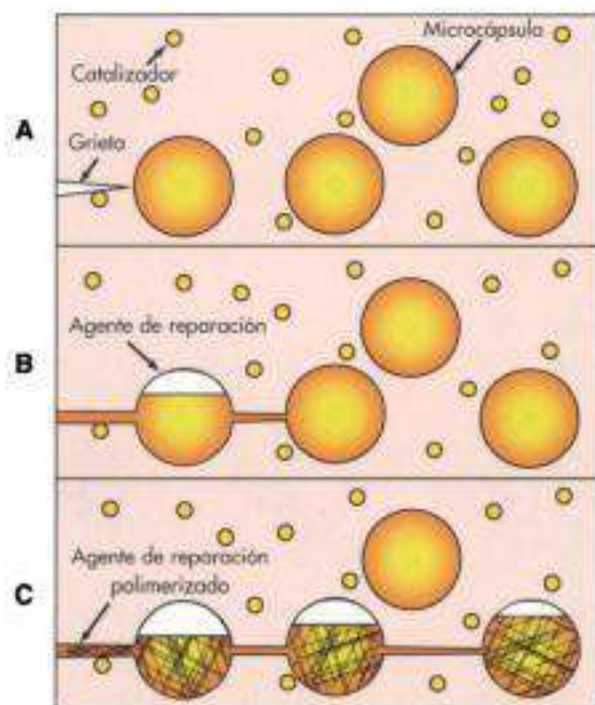
## Manipulación

Los materiales combinados comprenden una variedad de ítems y variaciones demasiado amplias como para permitir recomendaciones específicas. Compuestos por metales, polímeros orgánicos y cerámicas, las combinaciones conservan los problemas de cada uno de los materiales que los integran, a los que se deben agregar los relacionados con su unificación. Por consiguiente, los metales pueden desarrollar corrosión en forma de grietas en la interfase con los polímeros o las cerámicas, y los polímeros pueden generar problemas de desinfección o de falta de cohesión debido a un exceso (o mala distribución) del relleno. A pesar de que los metales se corroen, las cerámicas tienden a tener fisuras difíciles de detectar en las uniones, y las fijaciones poliméricas pueden degradarse y presentar escurrimiento, debe prestarse la mayor atención a las resinas compuestas fluidas, a los vidrios ionómeros y su combinación. Las resinas compuestas y los compómeros se degradan significativamente con el tiempo, un fenómeno que se ve favorecido por su exposición al ambiente biológico y químico, así como al desgaste<sup>167</sup>. Al mismo tiempo que lixivian ingredientes, los materiales combinados también absorben agua en detrimento de su funcionamiento adecuado<sup>146,185</sup>.



**Figura 9-31**

A y B, Brackets de composites comercializados.

**Figura 9-32**

A a C Autorreparación de un composite.

A pesar de todo ello, los materiales combinados pueden volverse más resistentes al desgaste y a la manipulación, como demuestran los prototipos de autorreparación desarrollados en la Universidad de Illinois (fig. 9-32). En dicho combinado, una grieta en su proceso de propagación abre una serie de microcápsulas que contienen un monómero que, al encontrar partículas de un iniciador de la polimerización distribuidas en el interior del composite, permite que la matriz recupere más del 75% de su resistencia inicial<sup>188</sup>.

Las nano-combinaciones del futuro tendrán propiedades muy diferentes a las de sus equivalentes en bloque. Una selección mayor y más juiciosa de los componentes y un buen conocimiento de su interacción en el interior de sus combinaciones y con los tejidos nos podrá llevar al progreso en un campo en el que casi todos los biomateriales deben utilizarse en la actualidad con mucha precaución. No podemos más que coincidir con el profesor Robert P. Kusy en que «los materiales combinados son el futuro de los materiales en ortodoncia»<sup>94</sup>.

## RESUMEN

La ortodoncia se distingue del resto de ramas de la medicina por el amplio uso de una gran variedad de dispositivos fabricados a partir de casi todos los biomateriales conocidos. Desde los metales hasta los plásticos y desde las cerámicas hasta los composites, estos materiales aportan no sólo buena salud y belleza, sino también problemas.

A pesar de que el título 21 del Código de Regulaciones Federales de la FDA (Administración de Medicamentos y Alimentos) sitúa los dispositivos y adhesivos ortodóncicos en las clases I y II de menor potencial de riesgo, la Proposición 65, que es ya una ley en California, advierte que «los clínicos son responsables de los materiales que utilizan». El editor de la revista de la Asociación Americana de Ortodontistas señala que «un odontólogo no debería asumir que un producto dental que puede comprarse o que es promovido en publicaciones dentales importantes cumple, necesariamente, todas las afirmaciones anunciadas»<sup>179</sup>. Como sucedió con otras leyes californianas, la proposición 65 puede extenderse no sólo a todo Estados Unidos sino también a todo el mundo. Los gobiernos alemán y japonés son ya más restrictivos y solicitan una descripción detallada no sólo de la composición de los biomateriales utilizados, sino también de los procedimientos y tratamientos implicados en su producción.

Los pleitos por mala práctica están aumentando y el número de dispositivos y materiales utilizados supera la posibilidad de control por parte de las autoridades. Como resultado, un clínico que ejerce una práctica lo más correcta posible puede ser demandado en ocasiones por el uso de materiales sobre los que no tiene control. Debería revisarse el dicho de Benjamín Franklin de que «una onza de prevención vale más que toneladas de cura», puesto que la cantidad de prevención necesaria hoy ha aumentado significativamente. Un buen conocimiento de los biomateriales juega un buen papel a nivel legal, y los intentos de probar estos materiales de manera individual in vitro puede ayudar a evitar acuerdos e incluso sentencias costosas<sup>122</sup>.

## BIBLIOGRAFÍA

- Adell L: US Patents 4,731,018, 1988; 4,946,387, 1990; 5,063,082, 1991.
- Akın-Nergiz N et al: Scherfestigkeit von Titan brackets in Abhängigkeit von Beschichtungsverfahren, *Fortschr Kieferorthop* 6:49, 1995.
- Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG Jr, et al: Shear bond strengths of orthodontic plastic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:438, 2000.
- Andreasen GF, Montagano L, Krell D: An investigation of linear dimensional changes as a function of temperature in an 0.010 inch 56 cobalt-substituted annealed nitinol alloy wire, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 82:469, 1982.
- Angle EH: *Arch Dent Sept* 1888.
- Angle EH: *Treatment of malocclusion of the teeth: Angle system*, Philadelphia, 1907, SS White.
- Archer RD: *Inorganic and organometallic polymers*, New York, 2001, Wiley-VCH.
- Articolo LC, Kusy K, Saunders CR, et al: Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment, *Eur J Orthod* 20:409, 2000.
- Athas WF et al: In vitro studies on the carcinogenic potential of orthodontic bonding materials, *Ecotoxicol Environ Saf* 3:401, 1979.
- Ban S: Effect of alkaline treatment of pure titanium and its alloys on the bonding strength of dental veneering resins, *J Biomed Mater Res* 66A(1):138, 2003.
- Barrett RD, Bishara SE, Quinn JK: Biodegradation of orthodontic appliances: biodegradation of nickel and chromium in vitro, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:8, 1993.



12. Barton K: *Protection against atmospheric corrosion*. New York, 1973, Wiley.
13. Bass JK, Fine H, Cisneros GJ: Nickel hypersensitivity in the orthodontic patient, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:280, 1993.
14. Baucio ML: Descaling and special surface treatments. In Boyer R, Welsch G, Collings EW, editors: *Materials properties handbook: titanium alloys*. Materials Park, Ohio, 1994, ASM International.
15. Bishara SE, Fehr DE: Ceramic brackets: something old, something new: a review, *Semin Orthod* 3(3):178, 1997.
16. Bishara SE, Trulove TS: Comparison of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:263, 1990.
17. Bisphenol A. Retrieved from <http://website.lineone.net/~mwarhurst/bisphenol.html>.
18. Bondemark L, Kuroi K, Wennberg A: Biocompatibility of SmCo5 magnets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105:568, 1994.
19. Bortz SA, Onesto EJ: Biocompatibility of zirconia, *Bull Am Ceram Soc* 52:898, 1973.
20. Boutin P: Properties and biocompatibility of aluminum oxide, *J Biomed Mater Res* 22:1203, 1988.
21. Bowen RL: Hydrophilic cross-linking monomers and polymers made therefrom. US Patent No 5,230,886, 1994.
22. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE: Adhesive bonding of various materials to hard tissues. XXV. Improvement in bond strength to dentin, *J Dent Res* 61:1070, 1982.
23. Brandt S, Servoss JM, Wolfson E: A practical method of bonding direct and indirect, *J Clin Orthod* 9:310, 1975.
24. Brantley AW, Eliades T, editors: *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Stuttgart, Germany, 2001, Thieme.
25. Brick RM, Phillips A: *Structure and properties of alloys*. New York, 1942, McGraw-Hill.
26. Britton JC et al: Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:348, 1990.
27. Burstone C: Variable modulus orthodontics, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 80:1, 1981.
28. Burstone CJ: New orthodontic materials and appliance design. Lecture given at the annual session of the American Association of Orthodontists, Dallas, 1998.
29. Burstone CJ, Goldberg AJ: US Patent No 4,717,341, 1988.
30. Burstone CJ, Goldberg AJ: US Patent No 4,894,012, 1989.
31. Ceen RE, Gwinnett AF: Indelible iatrogenic staining of enamel following debonding, *J Clin Orthod* 14:713, 1980.
32. Chate RAC: Safer orthodontic debonding with rubber dam, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:171, 1993.
33. Christel P et al: Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopedic surgery, *Ann N Y Acad Sci* 523:234, 1988.
34. Culbertson BM: Glass-ionomer dental restoratives, *Prog Polym Sci* 26:577, 2001.
35. Davy KW: Novel aromatic dimethacrylate esters as dental resins, *J Mater Sci Mater Med* 5:330, 1994.
36. Degnan TP: Corrosion by hydrochloric acid. In Davis JR, editor: *American Society for Metals handbook*, ed 9, vol 13. Materials Park, Ohio, 1993, ASM International.
37. Deguchi T et al: Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering, *J Dent Res* 75:1491, 1996.
38. Desantos M, Kurchak B: Argon laser for light curing adhesives, *J Clin Orthod* 31:1, 1997.
39. Dogan R: Advances in composites, *Chemical Engineering News* 66(5):7, 1988.
40. Douglas JB: Enamel wear caused by ceramic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:103, 1990.
41. Drummond JL: Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. In Eliades G, Eliades T, Brantley WA, et al, editors: *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Chicago, 2003, Quintessence.
42. Duerig TW, Pelton AR: TiNi shape memory alloys. In Boyer R, Welsch G, Colling EW, editors: *Materials properties handbook: titanium alloys*. Materials Park, Ohio, 1994, ASM International.
43. Eliades T, Eliades G, Brantley W: Microbial attachment on orthodontic appliances. I. Wettability and early pellicle formation on bracket materials, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:351, 1995.
44. Eliades T, Eliades G, Brantley WA, et al: Residual monomer leaching from chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:316, 1995.
45. Eliades T, Pratsinis H, Kleisas D, et al: Characterization and cytotoxicity of ions released from stainless steel and NiTi orthodontic alloys, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125(1): 24-29, 2004.
46. Eliades T, Zinelis S, Papadopoulos M, et al: Nickel content of as-received and retrieved NiTi and stainless steel archwires: assessing the nickel release hypothesis, *Angle Orthod* 74(2): 151-154, 2004.
47. Farrar JN: *Dent Cosmos* Jan 1878.
48. Feldner JC et al: In vitro torque: deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:265, 1994.
49. Fitjer LC, Jonas EE, Kappert HF: Corrosion susceptibility of lingual wire extensions in removable appliances: an in vitro study, *J Orofac Orthop* 63:212, 2002.
50. Franks R: Corrosion of stainless steel. In Uhlig HH, editor: *Corrosion handbook*. New York, 1948, Wiley.
51. Fredericks HE: Mutagenic potential of orthodontic bonding materials, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 80:316, 1981.
52. Fukuzuka T, Shimogoei K, Satoh H, et al: On the beneficial effect of the titanium oxide film formed by thermal oxidation. Titanium '80 Science and Technology. Kyoto, Japan, *AIMM and Petroleum Engineers* pp 2783-2792, 1980.
53. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G: Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers, *J Dent Res* 77:2012, 1998.
54. Geurtsen W, Spahl W, Leyhausen G: Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. *J Biomed Mater Res* 44:173, 1999.
55. Gjerdet NR: Biological aspects of orthodontic materials. In Mjor IA, editor: *Dental materials: biological properties and clinical evaluations*. Boca Raton, Fla, 1980. CRC Press.
56. Gladys S, Van Meerbeek B, Braem P, et al: Comparative physico-mechanical characterization of new hybrid restorative materials with conventional glass-ionomer and resin composite restorative materials, *J Dent Res* 76:883, 1997.
57. Corelick I et al: Bonding round table, *J Clin Orthod* 12:695, 1978.
58. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Petersen A: Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 101:525, 1992.
59. Grimsdottir MR, Hensten-Petersen A, Hol PJ: Evaluation of recycled orthodontic brackets. *Tannlaeknablaði* 17:5, 1999.

60. Gutteridge DL: Reinforcement of poly-methyl methacrylate with ultrahigh-modulus polyethylene fibers. *J Dent* 20:50, 1992.
61. Gwinnett AJ: Corrosion of resin-bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 81:441, 1982.
62. Hatibavic-Kofman S, Koch C, Elkstrand J: Glass ionomer materials as a rechargeable-F-release system. *J Dent Res* 73:134, 1994.
63. Hattab FN, Amin WM: Fluoride release from glass ionomer restorative materials and the effects of surface coating. *Biomaterials* 22:1449, 2001.
64. Hauptmeyer F: Gebissplatten aus nichtrostende Stahl. *Kruppsche Monatshefte* March 1921.
65. Heidemann J, Witt E, Freeg M, et al: Orthodontic soldering techniques: aspects of quality assurance in the dental laboratory. *J Orofac Orthop* 63:325, 2002.
66. Hensten-Pettersen A, Jacobsen N: Biocompatibility of restorative materials. *Oper Dent Suppl* 6:229, 2001.
67. Hensten-Pettersen A, Jacobsen N, Grimsdottir MR: Allergic reactions and safety concerns. In: Brantley AW, Eliades T, editors: *Orthodontic materials: scientific and clinical aspects*. Stuttgart, Germany, 2001, Thieme.
68. Herbst E: Dreissigjährige Erfahrungen mit dem Retentions-Scharnier. *Zahnartzl Rundsch* 14:1515, 1536, 1611, 1934.
69. Herriot E: The corrosion susceptibility of the metallic orthodontic bracket/wire interfaces, master's thesis, Louisville, Ky, 1994, University of Louisville.
70. Hild DN, Schwartz P: Plasma-treated, ultra-high-strength polyethylene fibers improved fracture toughness of poly-methyl methacrylate. *J Mater Sci Mater Med* 4:481, 1993.
71. Holmes J et al: Cytotoxicity of orthodontic elastics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104:188, 1993.
72. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG: Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:287, 1991.
73. Hurst CL et al: Shape memory phenomenon of NiTi wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90:72, 1990.
74. Jackson CM, Wagner HJ, Wasilewski RJ: NASA SP 5110 Report. New York, 1972, Goddard Institute for Space Studies.
75. Jancar J, Dibenedetto AT: Fiber-reinforced thermoplastic composites for dentistry. *J Mater Sci Mater Med* 4:555, 562, 1993.
76. Janson GR, Dainesi EA, Consolaro A, et al: Nickel hypersensitivity reaction before, during, and after orthodontic therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:655, 1998.
77. Jeiroudi MT: Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:97, 1991.
78. Johnson E: Relative stiffness of beta titanium archwires. *Angle Orthod* 73(3):259, 2003.
79. Josell SD, Leiss JB, Rekow ED: Force degradation in elastomeric chains. *Semin Orthod* 3:189, 1997.
80. Kappert HF: Das spezielle Problem der Pd-Cu-Legierungen. *Phillip J* 10:411, 1993.
81. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ: Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:605, 1994.
82. Kelly JS: US Patent No 5,380,196, 1996.
83. Kennedy KC, Kusy RP: UV-cured pultrusion processing of glass-reinforced polymer composites. *J Vinyl Additive Tech* 1:182, 1995.
84. Kesling PC: US Patent No 5,263,859, 1993.
85. Kingery DW: *Introduction to ceramics*. New York, 1960, Wiley.
86. Kirloskar MA, Donovan JA: Thermally activated, alcohol-assisted craze growth in polycarbonates. *American Chemical Society Preprints* 26:128, 1985.
87. Kittipibul P, Godfrey K: In vitro shearing force testing of zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:308, 1995.
88. Kottmann WE: US Patent No 4,585,414, 1986.
89. Kottmann WE: US Patent No 4,659,310, 1987.
90. Krainess FE, Knapp WE: Strength of a dense alumina ceramic aging in vitro. *J Biomed Mater Res* 12:241, 1978.
91. Kula TJ: The effect of topical fluorides on ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:513, 1994.
92. Kusy RP: Comparison of nickel-titanium and beta titanium wire sizes to conventional orthodontic archwire materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 79:625, 1981.
93. Kusy RP: Aesthetic composite arch wires: processing improvement. Poster displayed at the annual session of the American Association of Orthodontists, Philadelphia, 1997.
94. Kusy RP: The future of orthodontic materials: the long-term view. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:91, 1998.
95. Kusy RP, O'Grady PW: Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment: II. The active configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118:675, 2000.
96. Kusy RP, Whitley JQ, Ambrose WW, et al: Evaluation of titanium brackets for orthodontic treatment. I. The passive configuration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:558, 1998.
97. Lelah MD, Cooper SL: *Polyurethanes in medicine*. Boca Raton, Fla, 1986, CRC Press.
98. Lewis JB, Rueggeberg FA, Lapp CA, et al: Identification and characterization of estrogen-like components in commercial resin-based dental restorative materials. *Clin Oral Investig* 33:107, 1999.
99. Lim SD, Takada Y, Kim KH, et al: Ions released from dental amalgams in contact with titanium. *Dent Mater J* 22:196, 2003.
100. Lindauer SJ et al: Ceramic bracket fracture resistance to second-order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:481, 1994.
101. Lindsten R, Karol J: Orthodontic appliances in relation to nickel hypersensitivity. *J Orofac Orthop* 582:100, 1997.
102. Lonroth EC, Dahl JE: Cytotoxicity of dental glass ionomers evaluated using dimethylthiazol diphentyltetrazolium and neutral red tests. *Acta Odontol Scand* 59:34, 2001.
103. Maijer R, Smith DC: Biodegradation of the orthodontic bracket system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90:195, 1986.
104. Mark JE, Allcock HR, West R: *Inorganic polymers*. Englewood Cliffs, NJ, 1991, Prentice-Hall.
105. Matasa CG: Flaws in bracket manufacturing. *J Clin Orthod* 24:149, 1990.
106. Matasa CG: Defend yourself against faulty appliances. I. Faults due to poor manufacturing. *J Gen Orthod* 2(4):5, 1991.
107. Matasa CG: Defend yourself against faulty appliances. II. Alterations produced by wear, debonding and poor reconditioning. *J Gen Orthod* 3(2):13, 1992.
108. Matasa CG: Nichtrostende Edelmetalle und Direkt-Bonding Brackets. III. Mikrobiologisches Verhalten auch der Adhesive. *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopädie* 25(3):269, 1993.
109. Matasa CG: La corrosion des verrous: un defi pour l'orthodontiste. *Actual Odontostomatol (Paris)* 187:401, 1994.
110. Matasa CG: Microbial attack on orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:132, 1995.
111. Matasa CG: Orthodontic attachment corrosion susceptibilities. *J Clin Orthod* 29(1):16, 1995.
112. Matasa CG: Are all cytotoxic materials a real danger for the patient? *J Orthop Orthod Paediatry (Venezuela)* 3:25, 1996.

113. Matasa CG: Composites in orthodontics, *J Orthop Orthod Pract (Venezuela)* 2(1):21, 1997.
114. Matasa CG: Encaixe do braço examinado a través do Microscopia de Força Atómica (MEA), *Rev Dent Press Ortodoncia* 2:60, 1997.
115. Matasa CG: Metal strength of direct bonding brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:282, 1998.
116. Matasa CG: Impact resistance of ceramic brackets according to ophthalmic lens standards, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 115:158, 1999.
117. Matasa CG: Recycled brackets: should the new ones be considered a standard? *Rev Orthop Dento Fuciale* 34:459, 2000.
118. Matasa CG: Characteristics of used orthodontic brackets/corrosion/brazing. In Eliades G, Eliades T, Brantley WA, et al, editors: *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*. Chicago, 2003, Quintessence.
119. Matasa CG: Heavy metals release: a do-it-yourself test, *World J Orthod* 4(4):348-357, 2003.
120. Matasa CG: Orthodontic recycling at the crossroads, *J Clin Orthod* 37(3):133, 2003.
121. Matasa CG: Screening orthodontic polymers for leaching, *World J Orthod* 4:157, 2003.
122. Matasa CG: Orthodontic polymers: a worrisome present? In Graber TM, Eliades T, Athanasiou AE, editors: *Risk management in orthodontics: expert's guide to malpractice*. Chicago, 2004, Quintessence.
123. Matasa CG, Graber TM: Angle, the innovator, mechanical genius, and clinician, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:444, 2000.
124. McCann HC: Inorganic components of salivary secretions. In Harris RS, editor: *Art and science of dental caries research*. New York, 1968, Academic Press.
125. Mechley EM: US Patent No 5,399,088, 1995.
126. Melton K, Mercier O: US Patent No 4,144,057, 1979.
127. Mershon JV: The significance of the Angle school, *Am J Orthod Oral Surg* 25971, 1939.
128. Meyer JM, Cattani-Lorente MA, Dupuis V: Compomers: between glass-ionomer cements and composites, *Biomaterials* 19:529, 1998.
129. Michelsen VB, Lygre H, Skalevik R, et al: Identification of organic eluates from four polymer-based dental filling materials, *Eur J Oral Sci* 11:263, 2003.
130. Mohsen NM, Craig RG, Hanks CT: Cytotoxicity of urethane dimethacrylate composites before and after aging and leaching, *J Biomed Mater Res* 392:252, 1998.
131. Moodley D, Grobler SR: Compomers: adhesion and setting reactions, *S Afr Dent J* 581:21, 2003.
132. Mueller HJ: Tarnish and corrosion of dental alloys. In Davis IR, editor: *American Society for Metals handbook*, ed 9, Materials Park, Ohio, 1992, ASM International.
133. Mueller HJ, Barrie J: Intraoral corrosion of copper-aluminum alloys, *J Dent Res* 64:150, 1985 (IADR no 1753).
134. Nathanson D, Lertpitayakun P, Lamkin MS, et al: In vitro elution of leachable components from dental sealants, *J Am Dent Assoc* 128:1517, 1997.
135. Nelson KR, Burstone CJ, Goldberg AF: Optimal welding of beta titanium orthodontic wires, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 92:213, 1987.
136. Nergiz I, Platzer U: Retention von Kunststoffaufbauten an silanisierten Titan-Wurzelsäften, *Dtsch Zahnartztl Z* 46:410, 1991.
137. Nikolai RJ: Orthodontic wire: a continuing evolution, *Semin Orthod* 3(3):157, 1997.
138. Norevall L-I, Sjögren G, Persson M: Tensile and shear strength of orthodontic bracket bonding with glass ionomers cement and acrylic resin, *Swed Dent J* 14:275, 1990.
139. Odgaard J: Debonding ceramic brackets, *J Clin Orthod* 23:632, 1989.
140. Oh T et al: Biocompatibility of super-stainless steel (S32050) for biomedical applications, *Biomater Res* 2:170, 1998.
141. Ohara H: The value of orthodontic appliances made of corrosion resisting steel (18-8) in practice, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* vol 482, May 1937.
142. Olea N, Pulgar R, Pérez P, et al: Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry, *Environ Health Perspect* 104:298, 1996.
143. Olson WL, Karasek KR: US Patent No 4,732,87, 1988.
144. Ormco: US Patent No 5,044,947, 1991.
145. Örtendahl TW, Thilander B: Use of glass-ionomers for bracket bonding: an ex vivo study evaluating a testing device for in vivo purposes, *Eur J Orthod* 20:201, 1998.
146. Örtengren U, Wellendorf H, Karlsson S, et al: Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment, *J Oral Rehabil* 28:1106, 2001.
147. Park HY, Shearer TR: In vitro release of nickel and chromium from simulated orthodontic appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 84:156, 1983.
148. Peters KP, Heese A: Allergy to metals in dentistry. Paper presented at the annual meeting of the German Academy for Dentistry by the Dermatology Clinic of the University of Erlangen, Wiesbaden, Germany, 1995.
149. Powers IM, Kim HE, Turner DS: Orthodontic adhesives and bond strength testing, *Semin Orthod* 3(3):147, 1997.
150. Praten DH et al: Frictional resistance of ceramic and stainless steel orthodontic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:398, 1990.
151. President of the American Association of Orthodontists: Letter to members, *AAO Bull* 7(2):3, 1989.
152. Pulgar R, Olea-Serrano E, Novillo-Fertrell A, et al: Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA based composites and sealants by high performance liquid chromatography, *Environ Health Perspect* 108(1):21, 2000.
153. Composite cements, *Quintessence Int* 25:587, 1994.
154. Rahilly G, Price N: Nickel allergy and orthodontics, *J Orthod* 30:171, 2003.
155. Rezk-Lega E, Øgaard B, Arends J: An in vivo study on the merits of two glass ionomers for the cementation of orthodontic bands, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 99:162, 1991.
156. Ruggenberg FA, Dlugokinski M, Egle JW: Minimizing patients' exposure to uncured components in a dental sealant, *J Am Dent Assoc* 130:1751, 1999.
157. Salem AK: Porous polymer and cell composites that self-assemble in situ, *Adv Mater* 15:210, 2003.
158. Schneider B et al: Kieferorthopädische Titaniumdrathenschweissung, *Prakt Kieferorthop* 3:299, 1989.
159. Schuster GS, Caughman GB, Ruggenberg FA, et al: Alterations in cell lipid metabolism by glycol methacrylate-HEMA, *J Biomater Sci Polym Ed* 10(11):1121, 1999.
160. Schwanger B, Sarkar NK, Foster BE: Effect of long-term immersion corrosion on flexural properties of NiTi, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 81:45, 1982.
161. Scott GE: Fracture toughness and surface cracks: the key to understanding ceramic brackets, *Angle Orthod* 58:5, 1988.

162. Sernetz F: Titanium and titanium alloys in orthodontics. Poster displayed at the annual session of the American Association of Orthodontists, Denver, 1996.
163. Sernetz F: The influence of rounded edges on the bending properties of rectangular orthodontic wires. Poster displayed at the annual session of the American Association of Orthodontists, Philadelphia, 1997.
164. Sjogren G, Sletten GB, Dahl JE: Cytotoxicity of dental alloys, metals, and ceramics assessed by Millipore filter, agar overlay, and MTT tests, *J Prosthet Dent* 84:229, 2000.
165. Smith CS: *A history of metallography*, Chicago, 1960, University of Chicago Press.
166. Smith BG, Wright PS, Brown D: *The clinical handling of dental materials*, ed 2, Oxford, England, 1994, Butterworth-Heinemann.
167. Soderholm KJ: Degradation mechanisms of dental resin composites. In Eliades T, Eliades T, Brantley WA, et al, editors: *Dental materials in vivo: aging and related phenomena*, Chicago, 2003, Quintessence.
168. Spector M: Biomaterials: taming the beast, *J Biomed Mater Res* 26:1, 1992.
169. Storm ER: Debonding ceramic brackets, *J Clin Orthod* 24:91, 1990.
170. Swartz ML: Ceramic brackets, *J Clin Orthod* 22:82, 1988.
171. Talass MF: US Patent No 4,869,666, 1990.
172. Tang ATH, Liu Y, Bjorkman L, et al: In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding resins on human oral fibroblasts, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116:132, 1999.
173. Tanne K et al: Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:273, 1994.
174. Tarpinian A: US Patent No 5,469,773, 1995.
175. Tell RT, Sydiskis RJ, Isaacs RD, et al: Long-term cytotoxicity of direct-bonding adhesives, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:419, 1988.
176. Terhune WE, Sydiskis RJ, Davidson WM: In vitro cytotoxicity of orthodontic bonding materials, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 83:501, 1983.
177. 3M Corp: US Patent No 5,317,074, 1994.
178. Tokin Co: US Patent No 5,137,446, 1991.
179. Turpin DL: California proposition may help patients in search of better oral health, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120:97, 2001.
180. Venz S, Dickens B: Modified surface-active monomers for adhesive bonding to dentin, *J Dent Res* 69:116, 1990 (abstract 58).
181. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis R: Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:214, 1990.
182. Viazis AD et al: Enamel abrasion from orthodontic brackets under an artificial oral environment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:103, 1990.
183. Wataha JC, Hanks CT, Strawn SE, et al: Cytotoxicity of components of resins and other dental restorative materials, *J Oral Rehabil* 21:453, 1994.
184. Wataha JC, Rueggeberg FA, Lapp CA, et al: In vitro cytotoxicity of resin-containing restorative materials after aging in artificial saliva, *Clin Oral Invest* 33:144, 1999.
185. Watts DC, Kisumbi BK, Toworfe GK: Dimensional changes of resin/ionomer restoratives in aqueous and neutral media, *Dent Mater* 16:289, 2000.
186. Wen J: Some mechanical properties of typical polymer-based composites. In Mark JE, editor: *Physical properties of polymers handbook*, Woodbury, NY, 1996, American Institute of Physics.
187. White LW: Glass ionomer cements, *J Clin Orthod* 20:387, 1986.
188. White SR, Sotto NR, Geubelle PH, et al: Autonomic healing of polymer composite, *Nature* 409:794, 2001.
189. Wildman AJ: US Patent No 5,154,606, 1991.
190. Williams DF: The biomaterial horizon, *J Mater Sci Mater Med* 5(6-7):303, 1994.
191. Winchester LJ: Bond strengths of five different ceramic brackets: an in vitro study, *Eur J Orthod* 13:293, 1991.
192. Wong RF: US Patent No 5,110,290, 1991.
193. Wool AL: A better debonding procedure, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102:84, 1992.
194. Zachrisson BU et al: Problems with sealants for bracket bonding, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 75:641, 1979.
195. Zijlstra AL, Burggraaf AJ: Fracture phenomena and strength properties of chemically and physically strengthened glass: general survey of strength and fracture behavior of strengthened glass, *J Non-Cryst Solids* 1:49, 1969.
196. Zinelis S, Anousaki O, Eliades T, et al: Metallographic structure and hardness of titanium brackets, *J Orofac Orthop* 64(6):426-433, 2003.
197. Zinelis S, Anousaki O, Eliades T, et al: Elemental composition of brazing alloys in metallic orthodontic brackets, *Angle Orthod* 73(3):394, 2004.

## LECTURAS ADICIONALES

- Christel P et al: Mechanical properties and short term in vivo evaluation of yttrium-oxide partially stabilized zirconia, *J Biomed Mater Res* 23:45, 1989.
- Counts AL, Miller MA, Khakhria ML, et al: Nickel allergy associated with a transpalatal arch appliance, *J Orofac Orthop* 63:509, 2002.
- Cross NG, Taylor RE, Nunez LJ: "Single-step" orthodontic bonding systems: possible mutagenic potential, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 84:344, 1983.
- Edmann B, Moller H: Incidence of heavy metal-caused allergies, *Contact Dermatitis* 8:95, 1982.
- Eliades T, Viazis AD, Lekka M: Failure analysis of ceramic brackets bonded to enamel, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104:21, 1993.
- Graber TM et al: Risk management. In *Risk management in orthodontics: expert's guide to malpractice*, Chicago, 2004, Quintessence.
- Gunn S, Powers JM: Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests, *J Clin Orthod* 25:355, 1991.
- Hershey G, Reynolds W: The plastic module as an orthodontic tooth-moving mechanism, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 67:554, 1975.
- Huang FM, Chang YC: Cytotoxicity of resin-based restorative materials on human pulp cell cultures, *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 94:3361, 2002.
- Hwang CJ, Shin JS, Cha JY: Metal release from simulated fixed orthodontic appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120:383, 2001.
- Iler RK: *The chemistry of silica*, New York, 1979, Wiley.
- Jost-Brinkmann PG et al: Investigation of the human pulp after thermo-debonding of metal and ceramic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102:410, 1992.
- Kawata Y et al: Nickel toxicity, *J Dent Res* 60:1403, 1981.
- Kusy RP: Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength, *Angle Orthod* 58:197, 1988.
- Kusy RP: Titanium brackets. Lecture given at the annual session of the American Association of Orthodontists, Dallas, Texas, 1998.

- Kusy RP, Whitley JQ: Coefficients of friction for archwires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slot, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:300, 1990.
- Kusy RP, Whitley JQ: Friction between different wire-bracket configurations and materials, *Semin Orthod* 3(3):166, 1997.
- Matasa CG: Nicht roestende Edeltahle und Direkt-Bonding Brackets: Mechanische Verhalten, *Informationen aus Orthodontie und Kieferorthopadie* 2(2):237, 1992.
- Merrill SW, Oesterle LJ, Hermes CB: Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional bond strengths of ceramic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:290, 1994.
- North American Dermatitis Group: Epidemiology of contact dermatitis, *Arch Dermatol* 108:537, 1973.
- Oesterle LJ, Hermes CB: Ceramic bracket bonding: a comparison of shear, tensile, and torsional strengths of ceramic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:290, 1994.
- Ostertag AJ et al: Shear, torsional, and tensile strengths of ceramic brackets using three adhesive filler concentrations, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100:251, 1991.
- Phillips HW: The advent of ceramics, *J Clin Orthod* 22:69, 1988.
- Platt JA et al: Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105:69, 1997.
- Rhodes RK et al: Fracture strength of ceramic brackets subjected to mesial-distal arch wire tipping forces, *Angle Orthod* 62:67, 1992.
- Sachdeva RCL, Oshida Y: US Patent No 5,232,361, 1993.
- Shin JS, Oh KT, Hwang CJ: In vitro surface corrosion of stainless steel and NiTi orthodontic appliances, *Aust Orthod J* 191:13, 2003.
- Silness J: Distribution of corrosion products in teeth restored with metal crowns retained by stainless steel posts, *Acta Odontol Scand* 37:317, 1979.
- Soderholm KJ, Mariotti A: Bis-GMA-based resins in dentistry: are they safe? *J Am Dent Assoc* 130:201, 1999.
- Suzuki Y, Miura E, Miura I: US Patent No 5,102,333, 1992.
- Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS: Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:537, 1993.
- Zachrisson BU: Bonding in orthodontics. In Graber TM, Swain BF, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*. St Louis, 1985. Mosby.

## Estadística para el ortodoncista

Ellen A. BeGole

### EL MÉTODO CIENTÍFICO: HISTORIA Y DESARROLLO

Con frecuencia se piensa que el método científico es la solución del problema de los juicios arbitrarios. Este método se basa en la aclaración de un problema que debe ser resuelto, el establecimiento de una hipótesis y la evaluación de la misma, que verifica la idea original. Se obtienen teorías cuando las observaciones confirman la hipótesis. De la misma manera, si la evidencia se opone a ellas, las hipótesis no se confirman y se descartan. Bauer<sup>9</sup> proporciona una discusión excelente acerca del método científico y sus objetivos. Según Bronowski<sup>14</sup>, el método científico es el sentido común organizado. Sin embargo, el método es más riguroso que el sentido común cuando se utiliza para investigar hipótesis. Baumrind<sup>7</sup> sostiene que la comprensión de los resultados del tratamiento ortodóncico puede mejorar si se realiza un estudio científico riguroso, que también puede contribuir al diseño de intervenciones exitosas que se utilizarán ante situaciones clínicas específicas. Además, Baumrind asevera que gran parte de lo que debe ser evaluado en forma de hipótesis es la validez de las creencias y suposiciones en las que se basa la práctica clínica.

El conocimiento científico habitualmente es aceptado como certeza<sup>8</sup>. Sin embargo, nunca se alcanza una certeza absoluta, debido a que ninguna hipótesis se demuestra de forma definitiva. Las teorías científicas cambian siempre que nuevas evidencias hagan necesarios esos cambios. Las teorías científicas son creencias en las que se basan las explicaciones y los cambios en la teoría son cambios en las creencias, de modo que, continuamente, parte de la ciencia de ayer que se creía correcta se descarta porque se la considera errónea. Por esta naturaleza probabilística, la ciencia no trata con hechos absolutos que se aplican a todas las situaciones. La ciencia es fiable, pero con excepciones, y no podemos estar seguros de dónde o cuándo ocurrirá lo excepcional.

La ciencia moderna tiene sus raíces en el siglo XVII, en Europa occidental. La ciencia se desarrolló durante el período del Iluminismo, conocido por la unidad del pensamiento. A pesar de las contradicciones en el pensamiento, el Iluminismo poseía una creencia central de

que la perfección de la humanidad se conseguía liberando la mente de la ignorancia y la superstición<sup>18</sup>. Los filósofos rechazaban la tradición, la revelación y la iluminación como fuente del conocimiento, y sostenían que las únicas fuentes eran la razón (base matemática del conocimiento según Descartes)<sup>30</sup> y la observación empírica (positivismo de Comte)<sup>24</sup>. Siguiendo la filosofía secular, los eruditos establecieron y reorganizaron las universidades no como centros de enseñanza sino como centros de investigación, con toda la especialización que esto implica. Se crearon las sociedades y las revistas científicas. Utilizando un método científico los filósofos esperaban dominar la naturaleza. Hume<sup>37</sup> expresó de forma vehemente la posición de muchos colegas en la conclusión de *An Inquiry Concerning Human Understanding*: «Si tomamos cualquier volumen en nuestras manos... preguntémosnos: ¿Contiene algún razonamiento abstracto relativo a la cantidad o número? No. ¿Contiene algún razonamiento experimental relativo a los hechos de la experiencia? No. Entonces quemémoslo porque sólo contiene sofismo e ilusión».

Con la ciencia como base de la unidad del conocimiento, todas las cosas forman una jerarquía estructurada sujeta al análisis científico<sup>80</sup>. La ciencia se convierte en la gran organizadora. El prestigio de las matemáticas, que es el lenguaje de la ciencia, es comparable con el prestigio del griego y el latín como lenguas de la antigüedad. El rigor del método científico por sí mismo estimula la consideración cuidadosa de la realidad, lo que a su vez desalienta las conclusiones precipitadas y sin fundamento<sup>306</sup>. Un resultado inmediato de la emergencia de la ciencia fue que, en lugar de atraer a un amplio público, las conferencias comenzaron a concentrarse en temas específicos limitados a un grupo reducido de estudiantes serios. El énfasis cambió de lo retórico a la investigación, que requiere un análisis detallado tendente al aislamiento del tema de estudio. De forma irónica, la ciencia, la gran organizadora, se convierte en la gran desintegradora en la arena escolástica. Las sociedades claman coherencia y atribuyen autoridad a los que satisficían ese clamor. Durante y después del Iluminismo, la educación superior deificó a la ciencia como fuente única de conocimiento, con las matemáticas como el corazón del currículo.

Paulos<sup>41</sup> escribió un libro intuitivo centrado en el tema de la imposibilidad de calcular. Señala que ha surgido un problema de investigación científica, que es la imposibilidad de calcular, la cual es la incapacidad para poder operar cómodamente nociones fundamentales de números y probabilidades. Algunas de las interferencias para poder calcular cómodamente con números y probabilidades son el resultado de respuestas psicológicas naturales a la incertidumbre o a la coincidencia. Según Paulos, la gente que es incapaz de calcular tiene, de forma característica, una marcada tendencia a llevarlo todo al plano personal y a ser engañada por sus propias experiencias. A menudo, se pueden refutar afirmaciones basándose en los números en bruto únicamente. Muchas personas le dan muy poco significado a la evidencia estadística determinante y basan sus juicios en frecuencias infravaloradas de coincidencias que proceden de su propia experiencia. Por ello, muchas de estas personas tienden a filtrar los ejemplos que no coinciden con sus propias creencias, mientras que se concentran en las que mejor se adaptan a sus propias teorías preferidas.

Temas como los números y las probabilidades proporcionan la base para la estadística y, junto con la lógica, constituyen los cimientos del método científico, que finalmente separará los hechos de la ficción, si es posible. Nuestro mundo cada vez más complejo no requiere más hechos, sino un mejor manejo de los hechos conocidos; por este motivo, el estudio de las probabilidades resulta valioso. La probabilidad, al igual que la lógica, no está destinada sólo al matemático. La probabilidad está presente en nuestras vidas. Puesto que las pruebas estadísticas están basadas en la probabilidad, es crucial el conocimiento de estas pruebas y su aplicación para una mejor comprensión.

## LA LITERATURA BIOMÉDICA

### Aplicaciones biomédicas de la estadística

Varios de los artículos que aparecen en las revistas científicas incorporan las aplicaciones biomédicas de la estadística y critican los métodos utilizados<sup>4,38,40</sup>. El objetivo principal de estos artículos es evaluar el uso del análisis estadístico en las revistas científicas biomédicas.

Avram y cols.<sup>4</sup> publicaron la incidencia de la estadística utilizada en las revistas *Anesthesia and Analgesia* y *Anesthesiology*, y demostraron que las pruebas más usadas en la estadística inferencial eran las pruebas *t*, el análisis de la varianza, la regresión y la correlación. En otro estudio del uso práctico de la estadística<sup>38</sup> se publicó la frecuencia del uso de ciertas técnicas estadísticas en el *New England Journal of Medicine*. El estudio demostró que la comprensión de la estadística descriptiva da acceso al lector al 58% de los artículos revisados y la comprensión de las pruebas *t* aumenta este acceso al 67%. La adición del análisis de chi-cuadrado añade otro 6% y la familiaridad con cada método estadístico incrementa el porcentaje de artículos accesibles.

Feinstein<sup>40</sup> examinó los procedimientos estadísticos de las revistas médicas generales. Consideraba que estas publicaciones eran una fuente de educación de posgrado y pensaba que los miembros del cuerpo docente deben dotar a los estudiantes de la capacidad de leer y comprender la literatura. Un estudio de la literatura puede ser útil para decidir lo que se debe incluir en el área estadística del plan de estudios. Lo más probable es que los procedimientos estadísticos que aparecen en la literatura sean las técnicas analíticas que el profesional necesita conocer. La investigación que Feinstein llevó a cabo hace 30 años determinó que un facultativo necesita saber más acerca de procedimientos estadísticos que sólo las pruebas *t*, chi-cuadrado y desviaciones estándar para leer y comprender la literatura profesional.

### Errores en la utilización de los métodos estadísticos en la literatura biomédica

En el artículo de Elenbaas y cols.<sup>37</sup> se discute la evaluación estadística de la literatura médica. Los autores observan que la aplicación inadecuada de los métodos estadísticos a la investigación médica es un error común encontrado en la literatura, lo que genera cuestiones acerca de la validez de las conclusiones obtenidas. Los estadísticos que han evaluado de forma crítica dicha literatura han hallado errores en el uso de los métodos estadísticos utilizados en casi la mitad de los artículos revisados<sup>4,44,50,66</sup>. El objetivo del estudio realizado por Avram y cols.<sup>4</sup> era evaluar los análisis estadísticos utilizados en dos revistas sobre anestesia, *Anesthesia and Analgesia* y *Anesthesiology*. Entre los errores estadísticos descriptivos figuraban el fracaso de los artículos en la identificación de los parámetros estadísticos utilizados, el uso de la estadística de intervalos para datos ordinales y el empleo del error estándar en lugar de la desviación estándar para describir la dispersión. Con respecto al análisis estadístico inferencial no se identificaron pruebas específicas, se utilizaron pruebas paramétricas con datos ordinales, las frecuencias en los casilleros de la tabla de contingencia eran inadecuadas para el análisis del chi-cuadrado, se usaron pruebas inadecuadas o ninguna como seguimiento del análisis de la varianza y se utilizaron pruebas independientes sobre datos relacionados o viceversa. La evaluación de los artículos reveló múltiples aplicaciones de pruebas incorrectas sobre los mismos datos. Además, el efecto de la ausencia de normalidad de los datos o las varianzas desiguales en varias poblaciones no fueron considerados cuando era necesario.

Ya en 1979, el *British Medical Journal* presentó un sistema para la revisión estadística de los trabajos de investigación presentados, cuyo objetivo era evaluar la aceptabilidad estadística de los artículos ya calificados como aceptables por los árbitros. Los asesores en estadística estaban preocupados por el diseño del estudio y por el análisis y la interpretación que conducían a los hallazgos. El sistema fue introducido para evitar que durante el proceso editorial se publicaran artículos científicos de una calidad inferior. El trabajo de Gardner y cols.<sup>44</sup> sugiere que

el esquema de evaluación supuso una contribución importante para la exclusión de los artículos de mala calidad de la *British Medical Journal*. En aquel entonces, existía una gran preocupación por el contenido estadístico de los trabajos de investigación publicados porque casi la mitad de ellos contenía errores estadísticos. Se sumó al comité editorial de las revistas un estadístico para mejorar el proceso de arbitraje, sobre todo en lo relativo al uso de la estadística.

Una revisión de los artículos del *British Medical Journal*<sup>69</sup> reveló cinco tipos de errores o abusos de la estadística, entre los que se encontraban los siguientes:

1. Descripción inadecuada de los datos, como la presentación de una media sin la desviación estándar asociada.
2. Fallo de consideración de la independencia estadística, que se produce cuando se tratan múltiples observaciones sobre un sujeto como si representaran observaciones individuales obtenidas de sujetos diferentes.
3. Errores relacionados con la aleatorización, en los que la imposibilidad de aleatorizar no se justifica ni explica de tal manera que el lector puede suponer que se ha producido una distribución sesgada.
4. Errores con la prueba *t* de Student, que a menudo se utiliza sin examinar las suposiciones de este modelo estadístico, que incluyen la normalidad de la distribución, las observaciones independientes y las varianzas iguales en ambas muestras.
5. Errores en las pruebas del chi-cuadrado, como la falta de una corrección de continuidad de la prueba exacta de Fisher cuando el tamaño de las celdas es pequeño, o en la aplicación de la prueba a datos pareados.

De 77 artículos estudiados, 15 no incluían análisis estadísticos; de los 62 artículos restantes, el 52% incluía al menos un error de las cinco categorías.

MacArthur y Jackson<sup>68</sup> evaluaron 114 artículos publicados en el *Journal of Infectious Diseases* y hallaron ocho errores estadísticos comunes. Los errores eran los siguientes:

1. Fallo de inclusión de un grupo de control: cuando no se incluye un grupo control, los efectos experimentales no pueden evaluarse adecuadamente debido a que no existe una base para la comparación.
2. Información o metodología inadecuada con respecto a la aleatorización o a la asignación de los grupos: muchos métodos estadísticos se basan en la selección aleatoria de las muestras de una población que se va a estudiar. Además, después de seleccionar la muestra, el proceso de aleatorización requiere el uso de objetividad, como una tabla de números aleatorios para asignar sujetos a un tratamiento. Según Chalmers y cols.<sup>17</sup>, la falta de aleatorización generalmente sesga el estudio a favor del tratamiento que se está evaluando.
3. Error al enumerar las pruebas estadísticas utilizadas: para facilitar la interpretación de los resultados, los autores deben incluir los métodos utilizados. La indicación de la significación únicamente no es suficiente para la interpretación o la evaluación del diseño del estudio.
4. Error al resumir completamente los resultados estadísticos: el significado de un valor *p* sólo puede interpretarse directamente cuando se indica el nombre de la prueba junto

con sus valores estadísticos y los grados de libertad, o el tamaño de la muestra.

5. Uso del error estándar (EE) en lugar de la desviación estándar (DE): los dos estadísticos representan mediciones diferentes. La DE presenta la variabilidad de la muestra, mientras que el EE cuantifica la certeza con la que la media de una muestra permite calcular la media de una población real. El EE es más pequeño que la DE por el cuadrado de la raíz del tamaño de la muestra y puede determinar que los datos parezcan, por error, más uniformes, lo que puede ser parte de la razón de su uso.
6. Uso inapropiado de las pruebas estadísticas paramétricas: los datos de las pruebas paramétricas deben satisfacer ciertas suposiciones, como la independencia de las muestras, la selección aleatoria de las mismas de una población que debe distribuirse normalmente, las varianzas iguales entre las muestras y la medición de los datos en al menos una escala de intervalo. Cuando alguno de estos criterios no se cumple, se deben utilizar pruebas no paramétricas que no dependan de estas suposiciones para describir adecuadamente a la población.
7. Error al incluir una corrección de comparación múltiple: en el caso de una diferencia significativa en más de dos grupos, habitualmente se utilizan pruebas *t* que incorporan comparaciones a posteriori después del análisis de la varianza, para detectar las diferencias de las medias entre pares dentro de los grupos del estudio. Sin la corrección apropiada existe una gran probabilidad de llegar a la conclusión errónea de que hay una diferencia entre pares cuando no es así (error de tipo I). Se puede usar la corrección de Bonferroni<sup>72</sup> para corregir este tipo de error. Otras pruebas menos conservadoras que pueden utilizarse son las pruebas de Newman-Keuls<sup>73</sup>, de Dunnett<sup>74</sup> o de Duncan<sup>32</sup>.
8. El uso inadecuado de los estadísticos para detectar diferencias distintas de las que pueden ser detectadas por el experimento; específicamente, ir «a la caza» de las diferencias estadísticamente significativas después de los hechos. Uno de los riesgos de ir a la caza es que si los grupos originales se asignaran al azar, se perdería la posibilidad de formar subgrupos aleatorios a partir de estos grupos.

En el estudio de MacArthur y Jackson<sup>68</sup>, casi todos los artículos que utilizaban la estadística contenían al menos un error estadístico. El error hallado con más frecuencia en la literatura consultada era el fracaso a la hora de resumir los resultados estadísticos completamente. De los artículos estudiados, el 95% no mencionaba los valores exactos de los estadísticos de las pruebas ni los grados de libertad asociados. Cerca del 25% de los mismos no nombraba las pruebas utilizadas, el 90% de los artículos aplicables no incluía la corrección por comparaciones múltiples después del análisis de la varianza y cerca del 30% utilizaba erróneamente el EE. Se hallaron otros errores menos frecuentes, lo que sugería que los editores descartaban los trabajos que contenían esos errores o que los autores estaban más al tanto de ellos y no los cometieron.



## USO DE LA ESTADÍSTICA EN ORTODONCIA

Uno de los objetivos de los programas de posgrado en ortodoncia es preparar a los residentes para un aprendizaje o autoformación de por vida tras su graduación. Debido a que una proporción elevada de este aprendizaje procede de las revistas profesionales, los ortodontistas en ejercicio deben ser capaces de leer, comprender y evaluar esta parte de la literatura. La evaluación del uso de la metodología estadística en la literatura revela el tipo de información que los ortodontistas deben conocer para asimilar plenamente la literatura de su especialidad. Con este fin, se realizó una investigación de la literatura actual para establecer las frecuencias relativas del uso de procedimientos estadísticos en los artículos de las revistas de ortodoncia.

Se analizaron tres revistas científicas, la *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* (AJO), la *Angle Orthodontist* (AO) y la *British Journal of Orthodontics* (BJO). Se estudiaron las ediciones de 1997. Los artículos elegidos para el análisis eran artículos originales, de educación continuada y artículos especiales del AJO, artículos originales del AO y artículos científicos del BJO. Se consideró como método estadístico todo procedimiento de inferencia, prueba de hipótesis o determinación del tamaño de la muestra. Si varias muestras incorporadas en un solo artículo eran idénticas, la prueba se contabilizaba una sola vez en la unidad de frecuencia.

## Tasas de incidencia de los procedimientos estadísticos en las últimas revistas científicas de ortodoncia

El cuadro 10-1 muestra una combinación de tasas de incidencia de los procedimientos estadísticos utilizados en las tres revistas revisadas, ordenadas de mayor a menor. Se revisaron un total de 203 artículos, con 407 citas sobre metodología estadística. La tabla 10-1 resume la información para las mismas 407 citas por revista científica y categoría de análisis. Las tablas 10-2 a 10-10 analizan las mismas diez categorías por subcategorías. La tabla 10-1 muestra que el número de citas de AJO (252), que es una publicación mensual, era el más elevado, seguido por la AO (103), que se publica bimensualmente y la BJO (52), que es una publicación cuatrimestral. De los 203 artículos revisados, como muestra la tabla 10-2, 52 (26%) no incorporaban análisis estadístico. El rango más elevado de no utilización de análisis estadístico fue para la AJO, con 39 artículos (30%), seguido de 9 artículos (19%) y 4 (15%) para AO y BJO, respectivamente. Sobre la base de estos datos, el lector de estas revistas puede esperar encontrar trabajos con estadística aplicada en un 74% de los artículos, aproximadamente.

## Frecuencia relativa de los procedimientos estadísticos

Aunque las tablas que siguen muestran datos de cada una de las revistas, se ilustra la frecuencia relativa de los proce-

**Métodos estadísticos utilizados en la *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, la *Angle Orthodontist* y la *British Journal of Orthodontics* durante el año 1997 (203 artículos)**

Métodos estadísticos	f	Métodos estadísticos	f
Pruebas t	62	Análisis discriminante	4
Anova	59	Análisis de elementos finitos	3
Ninguna	52	Manova	3
r	25	Prueba exacta de Fisher	2
Regresión	21	Friedman	2
Dahlberg	19	Mantel-Haenszel	2
Wilcoxon	19	Ancova	1
Mann-Whitney	14	Bartlett	1
Chi-cuadrado	13	Binomial	1
Scheffé	13	Dunnett	1
Prueba no identificada	13	T <sup>2</sup> de Hotelling	1
Bonferroni	11	Prueba de rangos logarítmicos	1
Kruskal-Wallis	9	Metaanálisis	1
Newman-Keuls	8	Análisis de potencia	1
Tukey	8	Componentes principales	1
Correlación intraclass	7	Coefficiente de fiabilidad	1
Kappa	7	Análisis tensorial	1
Asignación aleatoria	7	Weibull	1
Spearman	6	Welch	1
Duncan	5		
		TOTAL	407

**TABLA 10-1** Procedimientos estadísticos utilizados en tres revistas de ortodoncia

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Pruebas de medias	86 (34%)	40 (39%)	11 (21%)	137 (34%)
Pruebas de asociación	34 (13%)	14 (14%)	4 (8%)	52 (13%)
Ninguno	39 (15%)	9 (9%)	4 (8%)	52 (13%)
Pruebas a posteriori	23 (9%)	18 (17%)	5 (9%)	46 (11%)
Pruebas de rangos	26 (11%)	5 (5%)	14 (27%)	45 (11%)
Fiabilidad/error	14 (6%)	14 (13%)	6 (11%)	34 (8%)
Pruebas de proporciones	11 (4%)	2 (2%)	5 (9%)	18 (4%)
Otros	11 (4%)	0 (0%)	3 (6%)	14 (3%)
Análisis multivariado	8 (3%)	1 (1%)	0 (0%)	9 (2%)
TOTAL	252 (100%)	103 (100%)	52 (100%)	407 (100%)

**TABLA 10-2** Resumen de la falta de utilización de estadística en las revistas científicas

	AJO	AO	BJO	Total
Sin utilización de pruebas	39	9	4	52
Total de artículos	130	47	26	203
Porcentaje	30%	19%	15%	26%

dimientos más que las tasas de incidencia por revista. Las pruebas de medias y varianzas comprenden el porcentaje más amplio de pruebas (34%) utilizadas en general entre las tres revistas. De estas pruebas, como muestra la tabla 10-3, el 45% eran pruebas  $t$ <sup>102,113</sup>, seguidas por el análisis de la varianza<sup>83,91,93</sup> con un 43%. Es interesante destacar que el 9% de las pruebas no fueron identificadas, aunque la presentación sugiere que muchas eran pruebas  $t$ . El análisis de la covarianza se utilizó sólo una vez en las tres revistas durante el año estudiado, como lo fue la prueba de Bartlett para comparar la varianza de múltiples poblaciones normales e independientes<sup>7,12,15</sup> y la prueba de Welch para la igualdad de las varianzas<sup>107,108</sup>. Éstas son las pruebas diseñadas para aplicar el problema de Behrens-Fisher<sup>89,91,105</sup> que consiste en comparar la media de las poblaciones normales cuando las varianzas son desconocidas y desiguales.

La tabla 10-4 presenta las pruebas de asociación, que conforman el segundo grupo de pruebas más utilizadas por las tres revistas (13%). De este 13%, el 48% consiste en correlaciones simples<sup>27,31,33,97,98</sup>, seguidas muy de cerca por los análisis de regresión<sup>26,31,33</sup>, con un 40%. En la literatura examinada se observó un uso muy escaso de la correlación de Spearman<sup>99</sup>. La tabla 10-5 presenta la frecuencia de utilización de pruebas a posteriori para la inferencia simultánea de cualquier aplicación estadística que requiera pruebas de más de una hipótesis. El objetivo de las pruebas a posteriori es controlar el error de tipo I. Este grupo de pruebas comprende un 11% de todas las pruebas empleadas. De este 11%, la prueba de Scheffé<sup>90,91</sup>

**TABLA 10-3** Pruebas de medias y varianzas

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Pruebas $t$	38	17	7	62 (45%)
Análisis de la varianza	37	18	4	59 (43%)
No identificado	8	5	0	13 (9%)
Ancova	1	0	0	1 (1%)
Prueba de Bartlett	1	0	0	1 (1%)
Welch	1	0	0	1 (1%)
TOTAL	86	40	11	137 (100%)

**TABLA 10-4** Pruebas de asociación

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
$r$	18	6	1	25 (48%)
Regresión	13	6	2	21 (40%)
Spearman	3	2	1	6 (12%)
TOTAL	34	14	4	52 (100%)

**TABLA 10-5** Pruebas a posteriori

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Scheffé	8	4	1	13 (28%)
Bonferroni	2	6	3	11 (24%)
Newman-Keuls	4	3	1	8 (17%)
Tukey	4	4	0	8 (17%)
Duncan	4	1	0	5 (11%)
Dunnnett	1	0	0	1 (2%)
TOTAL	23	18	5	46 (100%)

**TABLA 10-6** Pruebas de rangos

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Wilcoxon	14	2	3	19 (42%)
U de Mann-Whitney	7	2	5	14 (31%)
Kruskal-Wallis	3	1	5	9 (20%)
Friedman	2	0	0	2 (4%)
Log-rank	0	0	1	1 (2%)
TOTAL	26	5	14	45 (100%)

**TABLA 10-7** Pruebas de fiabilidad/error

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Dahlberg	10	8	1	19 (56%)
Kappa	1	2	4	7 (21%)
Correlación intraclase	3	4	0	7 (21%)
Coefficiente de fiabilidad	0	0	1	1 (3%)
TOTAL	14	14	6	34 (100%)

**TABLA 10-8** Pruebas de proporciones

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Chi-cuadrado	8	1	4	13 (72%)
Mantel-Haenszel	2	0	0	2 (11%)
Prueba exacta de Fisher	0	1	1	2 (11%)
Binomial	1	0	0	1 (6%)
TOTAL	11	2	5	18 (100%)

**TABLA 10-9** Otras pruebas y métodos

Procedimiento	AJO	AO	BJO	Total
Asignación aleatoria	5	0	2	7 (50%)
Análisis de elementos finitos	2	0	1	3 (21%)
Metaanálisis	1	0	0	1 (7%)
Análisis de potencia	1	0	0	1 (7%)
Análisis tensorial	1	0	0	1 (7%)
Análisis de Weibull	1	0	0	1 (7%)
TOTAL	11	0	3	14 (100%)

fue la más usada, en el 28% de las pruebas, seguida muy de cerca por el procedimiento de Bonferroni<sup>72</sup>, con un 24%. En la literatura aparecen también ejemplos de las pruebas de Newman-Keuls<sup>72</sup> (17%), Tukey<sup>53,61</sup> (17%), Duncan<sup>32</sup> (11%) y Dunnett<sup>34</sup> (2%), pero en menor frecuencia. La prueba de Dunnett, a diferencia de otras pruebas a posteriori, se utiliza para evaluar las diferencias entre grupos asignados a diferentes tratamientos y un grupo control.

Las pruebas no paramétricas, llamadas *pruebas de rangos*, se utilizaron en el 11% de todas las aplicaciones estadísticas. Como muestra la tabla 10-6, las pruebas utilizadas con más frecuencia eran la de Wilcoxon<sup>109,100</sup> y la U de Mann-Whitney<sup>67</sup>, en el 42 y el 31%, respectivamente. Se encontraron algunos ejemplos de la prueba de Kruskal-Wallis<sup>63</sup> (20%), de la prueba de Friedman<sup>63</sup> (4%) y de la prueba escasamente definida de rangos logarítmicos (2%).

Durante el año de análisis, las tres revistas mostraron 34 ejemplos de pruebas de error, lo que representa el 8% de las aplicaciones estadísticas totales. Principalmente, como se muestra en la tabla 10-7, se utilizó el método de Dahlberg<sup>25</sup> en el 56% de las aplicaciones, seguido por el estadístico kappa<sup>21,22</sup> y la correlación intraclase<sup>6,36,86</sup>, ambas en el 21%. Se encontró un ejemplo de un coeficiente de fiabilidad definido vagamente.

La tabla 10-8 presenta las pruebas de proporciones, mostrando que de los 18 ejemplos encontrados en la literatura, 13 (o el 72%) utilizaban el análisis de chi-cuadrado. Otras pruebas estadísticas utilizadas con menor frecuencia eran la prueba de Mantel-Haenszel<sup>68</sup> y la prueba exacta de Fisher<sup>60</sup> (ambas en el 11%), y la prueba binomial<sup>84</sup> en el 6% de las aplicaciones de las pruebas de proporciones.

Otras pruebas y métodos utilizados (tabla 10-9) eran las pruebas de análisis de elementos finitos y tensorial<sup>11</sup>, el metaanálisis<sup>55,48,104,111</sup> y el análisis de Weibull<sup>1,65</sup>. Es interesante destacar que sólo se identificaron siete ejemplos de selección aleatoria o de asignación aleatoria a los grupos de tratamiento y que sólo en un caso se llevó a cabo un análisis de potencia<sup>23,28</sup> con el fin de calcular el tamaño óptimo de la muestra para controlar el error de tipo II.

Finalmente, se utilizó muy poco el análisis multivariado de cualquier tipo, incluyendo el análisis de la varianza\*, el análisis de la función discriminante<sup>42</sup>, la prueba de T<sup>2</sup> de Hotelling<sup>54</sup> y el análisis de los componentes principales. Sólo entraban en esta categoría nueve ejemplos, o el 2% de todas las pruebas, como muestra la tabla 10-10. Se utilizan muchos de los análisis multivariados cuando hay múltiples variables dependientes correlacionadas para evaluar vectores de medias en contraposición a pruebas de medias univariadas para la determinación de la significación estadística.

La tabla 10-11 proporciona un resumen de los procedimientos estadísticos utilizados más frecuentemente durante el año 1997 en tres revistas científicas líderes. Como se esperaba, las pruebas t son las utilizadas más

\*Referencias 3, 49, 69, 82, 83, 88.

**TABLA 10-10** Análisis multivariado

Procedimiento	AJO	AO	EJO	Total
Manova	3	0	0	3 (33%)
Función discriminante	3	1	0	4 (44%)
T <sup>2</sup> de Hotelling	1	0	0	1 (11%)
Componentes principales	1	0	0	1 (11%)
TOTAL	8	1	0	9 (100%)

**TABLA 10-11** Resumen de las pruebas estadísticas

Procedimiento	n	%	Acumulativo %
Pruebas t	62	18,5	18,5
Anova	59	17,6	36,1
R	25	7,4	43,5
Regresión	21	6,3	49,8
Dahlberg	19	5,7	55,5
Wilcoxon	19	5,7	61,2
Mann-Whitney	14	4,2	65,4
Chi-cuadrado	13	3,9	69,3
Scheffé	13	3,9	73,2
Bonferroni	11	3,3	76,5
Otras	80	23,8	100,3
TOTAL	336	100,3	

ampliamente, de modo que aparecen en el 18,5% de las aplicaciones. Sigue en orden el análisis de la varianza, que supone otro 17,6% de las aplicaciones. Después, la frecuencia de uso de los distintos métodos disminuye significativamente. La correlación simple y la regresión constituyen otro 13,7% de los métodos empleados, seguidas por el método de Dalberg<sup>23</sup> para la evaluación del error (5,7%). Tres métodos no paramétricos, incluidos el de Wilcoxon<sup>109,110</sup>, Mann-Whitney<sup>67</sup> y chi-cuadrado<sup>19,41</sup>, suponen otro 13,8%, seguidos por dos métodos a posteriori, el de Scheffé<sup>90,91</sup> y el de Bonferroni<sup>72</sup>, que juntos suponen el 7,2% de las aplicaciones. El resto de las pruebas suman un 23,8% del total de las aplicaciones. Por ello, conocer las diez pruebas mencionadas le permiten al ortodoncista acceder aproximadamente al 77% de las que se han utilizado en los artículos revisados para este análisis. Incluir el 23% restante requiere un repertorio estadístico mayor de 27 pruebas adicionales.

Los ortodoncistas en actividad con frecuencia continúan su formación a través del estudio de artículos de revistas científicas que utilizan, además, para evaluar temas y suposiciones que se generan dentro de la especialidad. Para promoverlo, el plan de estudios de ortodoncia segu-

ramente contendrá la bioestadística como parte relevante de los estudios clínicos. Los contenidos de los cursos de bioestadística existentes pueden necesitar una revisión para que los profesionales del futuro obtengan un conocimiento operativo no sólo de las pruebas *t* sino también de los análisis de la varianza, la correlación y la regresión. Este estudio permitirá acceder a la mitad de la literatura profesional en estas tres revistas científicas. Además, debe hacerse hincapié en algunas de las pruebas no paramétricas y los procedimientos a posteriori para utilizar después el análisis de la varianza. Dicho estudio debería asegurar las habilidades estadísticas de los graduados universitarios actuales, de manera que puedan leer e interpretar inteligentemente la literatura que se les presente a lo largo de su vida profesional.

### USO CORRECTO DE LAS PRUEBAS ESTADÍSTICAS

Se han escrito muchos libros de estadística\* en los que se explican en detalle los cálculos estadísticos en cuestión. Por tanto, el objetivo de esta sección no es repetir estos detalles, sino más bien discutir el uso correcto de cada una de las pruebas representativas.

La elección de la prueba apropiada puede ser difícil, debido a que la elección básica se da entre las pruebas paramétricas y no paramétricas. Las pruebas no paramétricas, a diferencia de sus homólogas paramétricas, se basan en menos supuestos y menos elaborados. Hay dos tipos de asunciones conectadas con las pruebas estadísticas: las relacionadas con el método de muestreo y aquellas que se vinculan con la naturaleza de la población muestreada. Las pruebas paramétricas y no paramétricas suelen requerir que las observaciones de la muestra hayan sido efectuadas al azar e independientemente a partir de su población de origen. Las suposiciones del muestreo están bajo el control del investigador y pueden cumplirse si se ajustan a ciertos procedimientos prescritos. Sin embargo, en lo que respecta a las suposiciones poblacionales, cuanto más elaboradas sean más difícil resultará cumplirlas. Las asunciones paramétricas de normalidad requieren que la población tenga una distribución continua y sea simétrica, acampanada y con un intervalo infinito, porque éstas son las características de la distribución normal. Las pruebas paramétricas más conocidas y más ampliamente utilizadas asumen que las poblaciones se distribuyen normalmente y tienen la misma varianza. Sin embargo, la mayoría de los artículos no mencionan ni prueban los requisitos previos de la población. La violación de dichos requisitos de cualquier prueba hace que ésta sea inexacta.

Fundamentalmente, la información utilizada por las pruebas no paramétricas consiste en características relacionadas con la muestra de los valores de las variables obtenidos de la población. El estadístico de la prueba está directamente relacionado con la muestra, pero sólo indirectamente con la población. Por tanto, lo que la

\*Referencias 23, 29, 39, 52, 60, 70, 71, 75, 78, 79, 87, 96, 114.

**TABLA 10-12** Correspondencia entre las pruebas paramétricas y no paramétricas

Pruebas paramétricas	Pruebas no paramétricas correspondientes
Prueba <i>t</i> de una muestra	Kolmogorov-Smirnov
Prueba <i>t</i> de dos muestras	U de Mann-Whitney
Prueba <i>t</i> pareada	Rangos asignados de Wilcoxon
Análisis de la varianza	Kruskal-Wallis

prueba evalúa realmente es una hipótesis y un conjunto de suposiciones relacionadas con la muestra. Las pruebas paramétricas utilizadas habitualmente que requieren suposiciones acerca de una población son las pruebas *t* y el análisis de la varianza. Entre las pruebas no paramétricas utilizadas frecuentemente se encuentran las de Wilcoxon<sup>109,110</sup>, la de Mann-Whitney<sup>67</sup> y la de Kruskal-Wallis<sup>63</sup>. La tabla 10-12 muestra la relación entre ciertas pruebas paramétricas y no paramétricas. Las pruebas no paramétricas deben utilizarse cuando las suposiciones de la población no son sostenibles y la variable es un intervalo o puntuación. Ejemplos de puntuaciones que se pueden analizar utilizando estadísticos no paramétricos son la escala visual analógica del dolor, en la que el valor cero indica que no hay dolor y el valor 10 un dolor insoportable, o el caso en el que la variable se mide en una escala en la que todos los valores se presentan como números enteros.

Es importante evaluar los datos respecto a su normalidad estadística y elegir la prueba apropiada a partir de dichos resultados. Una prueba que está fácilmente disponible en el software estadístico es el estadístico de Shapiro-Wilk<sup>95</sup>, *W*, que evalúa la hipótesis según la cual los valores de los datos son una muestra aleatoria de una distribución normal. Valores pequeños de *W* llevan a rechazar la hipótesis nula y deberían dirigir al investigador a pruebas no paramétricas. Es esencial evaluar las varianzas iguales entre las muestras. Algunas pruebas, como la de Bartlett<sup>7,12,13</sup> y la de Welch<sup>107,108</sup>, están disponibles fácilmente para este análisis. El hecho a considerar es que la normalidad puede ser evaluada por la estadística, y ninguno de los artículos analizados presentaba resultados específicos de tal evaluación, aunque algunos opinaron que se seleccionaron las no paramétricas debido a la falta de normalidad. Además, en todos los artículos estudiados sólo se publicaron dos pruebas de la igualdad de la varianza. Por extensión, parece razonable concluir que, en general, no se evalúan las suposiciones de las pruebas paramétricas pero estas pruebas todavía se utilizan con frecuencia.

### Pruebas no paramétricas

En este apartado se describen varias pruebas no paramétricas<sup>15,26,46,62,100</sup> que se utilizan habitualmente.

### Prueba de rangos asignados de Wilcoxon

El método no paramétrico utilizado para comparar una muestra simple con una mediana hipotética o dos grupos relacionados es la prueba de rangos asignados de Wilcoxon<sup>109,110</sup>. Esta prueba se utiliza para hacer inferencias acerca del valor de la mediana de las diferencias entre las mediciones relacionadas y es la homóloga no paramétrica de la prueba de *t* pareada. La prueba depende de la suposición de que los pares deben seleccionarse aleatoriamente a partir de una población más grande. Las muestras deben ser pareadas o emparejadas, y cada par debe ser seleccionado independientemente de los otros. Esta prueba asume que la población es simétrica, lo que la convierte en prácticamente inútil, debido a que raramente se cumple la suposición de la simetría. La prueba depende de la magnitud y dirección de las diferencias del par. Es posible decir el signo de la diferencia entre cualquier par y establecer el rango de diferencia en el orden del tamaño absoluto. Con esta información, y cumpliendo las suposiciones establecidas, se puede utilizar la prueba de Wilcoxon. En otros casos en los que la población no es simétrica, la prueba de los signos será la mejor elección, que sólo supone que la variable tiene una distribución continua.

### Prueba U de Mann-Whitney

Cuando las mediciones están al menos en una escala ordinal, se puede utilizar la prueba U de Mann-Whitney<sup>67</sup> para evaluar si dos muestras independientes han sido tomadas de la misma población. Esta prueba es una alternativa útil a la prueba *t* paramétrica cuando no se cumplen los requisitos de la prueba paramétrica o cuando la medición se encuentra en una escala ordinal. Todos los cálculos de esta prueba se basan en la ordenación de las puntuaciones, considerando un tamaño algebraico. El valor del estadístico de la prueba se obtiene contando el número de veces que el valor experimental precede a cada valor del grupo control. La prueba se basa en las suposiciones de que las muestras se seleccionan aleatoriamente a partir de poblaciones más grandes y se obtienen independientemente. Finalmente, las dos poblaciones no tienen que seguir ninguna distribución determinada, sino que las dos distribuciones han de tener la misma forma.

### Chi-cuadrado

Cuando los datos son frecuencias en categorías discretas, la prueba de chi-cuadrado<sup>19,20,41</sup> puede utilizarse para determinar la importancia de la diferencia entre dos grupos independientes. Para llevar a cabo la prueba, se compara la proporción de casos en un grupo de las distintas categorías con la proporción de casos del otro grupo. La prueba del chi-cuadrado se basa en la suposición de que los datos se seleccionan aleatoriamente a partir de una población más grande. Los datos deben formar una tabla de contingencia, con categorías mutuamente exclusivas que definen las filas o columnas. Cada sujeto debe ser seleccionado independientemente a partir de la población para asegurar que las observaciones son independientes. Las muestras no deben ser pareadas o empareja-

das. La prueba puede utilizarse también en el caso de  $k$ , muestras independientes en las que no se cumplen los requisitos asociados al análisis paramétrico de la varianza. Una ventaja adicional de la prueba no paramétrica es que los datos medidos en una escala nominal u ordinal pueden ser analizados para valorar su significación. El uso del chi-cuadrado se basa en muestras grandes, por lo que los resultados de las muestras pequeñas son inciertos. Las directrices propuestas por Cochran<sup>19</sup> indican que el 80% de las celdas deberían tener frecuencias mayores de cinco y que todas las celdas deberían tener una frecuencia mayor de uno. Si una tabla tiene demasiadas celdas que no cumplen estos requisitos, deberían combinarse algunas de las categorías. Sin embargo, este análisis se utiliza a menudo cuando hay celdas vacías o dependencias en los datos.

### Correlación de rangos de Spearman

Si no se es posible asumir que la distribución de las dos variables a correlacionar es normal, se necesita entonces una prueba alternativa, y la prueba no paramétrica de la correlación de rangos de Spearman<sup>36,39</sup>,  $P$  ( $\rho$ ), se convierte en el procedimiento estadístico de elección. Esta prueba se basa en las mismas suposiciones que las correlaciones ordinarias de Pearson, pero no asume una distribución normal. La correlación de rangos de Spearman es una medida de la asociación que requiere que ambas variables a correlacionar sean medidas en, al menos, una escala ordinal. Cuando esto se cumple, las mediciones pueden ser organizadas en dos series ordenadas.  $\rho$  es la medida de la correlación de rangos utilizada para determinar la relación entre las dos series ordenadas de rangos. La correlación es perfecta si los dos rangos son los mismos para todos los sujetos. La diferencia entre los dos rangos para cada sujeto se toma para indicar la disparidad entre los dos grupos de rangos. Cuanto mayor sea la diferencia, menos perfecta será la asociación entre las dos variables.

### Pruebas paramétricas

Cuando se utilizan pruebas paramétricas, la normalidad y las varianzas iguales no son las únicas preocupaciones a tener en cuenta. Con muchas pruebas estadísticas debe elegirse entre utilizar una prueba a una o dos colas. La prueba a una cola es apropiada cuando puede especificarse la dirección de una diferencia predicha o cuando puede establecerse una afirmación acerca de qué grupo tendrá la media más grande. En el caso de que la dirección de la hipótesis no pueda especificarse, debe utilizarse entonces una prueba a dos colas.

#### El estadístico $t$

Si es posible asumir que dos poblaciones normales tienen las mismas varianzas, la prueba  $t$  para muestras aleatorias independientes es apropiada, porque se basa en un cálculo acumulado de la varianza. Si las dos poblaciones tienen varianzas diferentes, que es el problema de Behrens-Fisher<sup>65,92</sup>, se calcula un  $t$  aproximado. La forma doblada del estadístico  $F^{90}$  puede ser utilizada para

comprobar la igualdad de las dos varianzas. Los valores grandes de  $F$  y el valor  $p$  asociado indican la desigualdad de las varianzas en consideración. Bajo la suposición de las varianzas desiguales, se utiliza un valor ajustado de  $t$  para evaluar la hipótesis nula de que las medias de los dos grupos son iguales<sup>10,65,92,105</sup>. Se utiliza también la aproximación para los grados de libertad de Satterthwaite<sup>93</sup>, de manera que los grados de libertad se ajustan para adecuarse a la desigualdad de las dos varianzas. El investigador debe decidir qué prueba es apropiada para los datos en consideración. Si los requisitos de normalidad o igualdad de las varianzas no son razonables, el investigador debe utilizar la homóloga no paramétrica, como muestra la tabla 10-12.

En el caso frecuente de pruebas  $t$  múltiples se utiliza la desigualdad de Bonferroni<sup>72</sup> para controlar el error tipo I. La desigualdad se expresa de la siguiente manera:

$$\text{Índice de error de la comparación} = \alpha/p$$

donde  $p$  es el número total de comparaciones y  $\alpha$  es el nivel de significación elegido para todo el experimento. De este modo,  $\alpha$  se distribuye en todo el grupo de comparaciones. La desigualdad de Bonferroni proporciona inferencias simultáneas en toda aplicación que requiera pruebas de más de una hipótesis.

#### Análisis de la varianza

Aunque el análisis de la varianza puede utilizarse en el caso de dos grupos, se utiliza más frecuentemente cuando el número de éstos es mayor de dos y, por tanto, hay más de dos medias para comparar. El análisis del estadístico de varianza calculado,  $F$ , indica si cualquiera de las medias es significativamente diferente de las demás, pero no indica los pares de medias que difieren. Se utilizan métodos a posteriori para identificar las diferencias en las medias entre pares. Cuando se han recopilado datos de más de dos grupos, no deben realizarse pruebas  $t$  por separado para evaluar cada par de grupos. En lugar de ello, deben compararse todos los grupos de forma simultánea utilizando un análisis de la varianza seguido de procedimientos a posteriori.

El análisis de la varianza se basa en las mismas suposiciones que la prueba  $t$ . Las muestras se seleccionan aleatoriamente y se obtienen de forma independiente a partir de poblaciones más grandes. Además, las observaciones dentro de cada muestra se obtienen también de forma independiente, las poblaciones se distribuyen normalmente y las varianzas de las poblaciones deben ser iguales.

El análisis de la varianza de dos vías se utiliza cuando los sujetos se clasifican en dos categorías. Por ejemplo, el sexo y el tipo de tratamiento pueden constituir los dos factores en el diseño experimental. Cada sujeto se clasifica de las dos formas: por sexo y tipo de tratamiento. Surgen tres preguntas de este análisis. La hipótesis nula para el primer factor es que las medias son idénticas para hombres y mujeres. La hipótesis nula para el segundo factor es que las medias son iguales en todos los niveles del tratamiento. La tercera hipótesis se relaciona con la

interacción entre los dos factores del diseño. Si la interacción es significativa, han de interpretarse con precaución los efectos principales. El término *interacción* significa que un tratamiento determinado se comporta de manera distinta bajo niveles diferentes del otro tratamiento.

Después del análisis de la varianza en el que existe una prueba significativa, es necesario identificar qué pares de medias de grupos son significativamente diferentes. Las comparaciones a posteriori proporcionan una información más detallada acerca de las diferencias entre las medias tras una prueba *F* significativa. La prueba de Scheffé es la prueba a posteriori utilizada más frecuentemente en la literatura ortodóncica estudiada. Se utiliza esta prueba para controlar la tasa de error del experimento para minimizar la probabilidad de cometer un error tipo I. La prueba de Scheffé<sup>90,91</sup> está en una correspondencia uno a uno con la prueba *F* global, de modo que este método no declara un contraste significativo si la prueba global de *F* no es significativa.

### Correlación

La correlación<sup>92</sup> está diseñada para establecer una relación entre dos variables y comprobar la fortaleza de esa relación. El coeficiente, *r*, puede oscilar entre -1 y 1. Si el coeficiente es 0 no existe relación lineal entre las dos variables. Esto no implica que las dos variables no estén relacionadas. Las variables sin correlación pueden estar perfectamente relacionadas de una manera no lineal. Si el coeficiente de correlación es positivo las dos variables tienden a disminuir o a aumentar juntas, mientras que si el coeficiente es negativo las variables están inversamente relacionadas. Esto significa que si una variable tiende a disminuir, la otra tiende a aumentar. Cuanto más cerca de -1 o de 1 esté el coeficiente de correlación, más importante será el componente lineal de la relación entre las variables. La hipótesis nula a evaluar es que la correlación de la población es igual a 0; esto se evalúa utilizando un estadístico *t* con *n*-2 grados de libertad, que da lugar a un valor *p* de dos colas.

Puede calcularse un coeficiente de correlación a partir de cualquier grupo de datos y es útil para describir estos datos. Sin embargo, para hacer inferencias son necesarias las siguientes suposiciones:

1. Los sujetos deben ser seleccionados al azar de una población más grande.
2. Cada sujeto debe tener valores de las dos variables de interés.
3. Las observaciones de al menos una de las variables deben ser independientes.
4. Los valores de al menos una de las variables deben tener aproximadamente una distribución normal.
5. La covariación que existe entre las variables debe ser lineal.

Si se aceptan estas asunciones, debe interpretarse *r*<sup>2</sup> como la varianza que comparten las dos variables. Esto recibe a menudo el nombre de *coeficiente de determinación* y oscila entre 0 y 1. Este coeficiente se utiliza para evaluar la fortaleza de la relación lineal. Cuanto más se acerque *r*<sup>2</sup> a 1, más fuerte será el componente lineal de la relación.

### Regresión

El objetivo de la regresión lineal\* es adaptar un modelo matemático a los datos para describir la relación funcional entre las variables observadas. Sin embargo, por el mero hecho de haber aceptado la relación funcional, resulta inadecuado suponer que existe una relación causal entre las variables. Si una línea se define por la ecuación

$$Y = \alpha + \beta X$$

en la que  $\alpha$  es la intersección en *Y* y  $\beta$  es la pendiente de la línea, entonces la ecuación sitúa cada dato exactamente sobre la línea. Es necesaria la adición de un componente al modelo de regresión lineal para representar la variabilidad, de manera que la ecuación se convierte en  $Y = \alpha + \beta X + \epsilon$ , en la que  $\epsilon$  representa la variabilidad aleatoria.

En la mayoría de los análisis de regresión, la principal preocupación es el uso de la ecuación de regresión resultante para hacer inferencias acerca de la población. Estas inferencias se realizan obteniendo intervalos de confianza para los coeficientes de regresión. Los intervalos de confianza requieren las suposiciones habituales en cuanto a que las observaciones son independientes y a que la relación sea lineal entre las variables dependientes e independientes.

Para evaluar las hipótesis de regresión, en general se las relaciona con la pendiente de la curva de regresión. La hipótesis nula es que la pendiente de la población es 0, en cuyo caso no existe relación lineal entre las variables independientes y dependientes. Una línea con una pendiente 0 es una línea recta, que da la misma información acerca de la variable dependiente sin importar cuál es el valor de la variable independiente.

Se puede utilizar más de una variable independiente para estimar los valores de una variable dependiente. Cuando se utilizan dos o más variables independientes, los datos se analizan con métodos de regresión múltiple.

Los análisis de regresión y correlación suelen ser mal utilizados en la literatura. Se discuten algunos de los errores más comunes. No debería utilizarse ninguno de los métodos si alguna de las variables se mide en una escala nominal debido a que estos números son completamente arbitrarios y no tienen un significado numérico real. Si interesa la asociación entre dos variables nominales, debe considerarse la prueba de la chi-cuadrado. La correlación y la regresión se utilizan para medir el grado de asociación lineal entre las variables. Si dos variables están correlacionadas, no puede asumirse una relación causal. Incluso una correlación perfecta de -1 o 1 no implica causalidad. Si dos variables están correlacionadas, no son independientes. Si no están correlacionadas, pueden ser o no independientes. A menudo se obtienen valores *r* y *R*<sup>2</sup> pequeños para los coeficientes de correlación y regresión, pero aunque sean significativos estadísticamente pueden no tener

\*Referencias 14, 27, 31, 33, 64, 74, 77, 94, 99.

valor práctico, por lo que los resultados pueden no ser clínicamente significativos.

## DIRECTRICES PARA LOS INFORMES ESTADÍSTICOS

Con el objeto de reducir los errores en los informes estadísticos de los artículos de las revistas científicas biomédicas, Altman y cols.<sup>2</sup>, Bailar y Mosteller<sup>3</sup>, Garfunkel y Merrill<sup>45</sup>, y Sumner<sup>103</sup> han desarrollado directrices estadísticas útiles. Además, algunas revistas, como es el caso de *British Journal of Surgery*<sup>76</sup> y *Lancet*<sup>31</sup>, han publicado directrices específicas para ser utilizadas por los autores. Ingelfinger y cols.<sup>58</sup> también aportan una lista de verificación para la lectura de los trabajos de investigación clínica. Esta lista incluye temas como la asignación aleatoria al tratamiento y el análisis de potencia. Los criterios son restringidos y pocos estudios de la literatura ortodóncica los satisfacen. Estas directrices, sumadas al trabajo de los editores estadísticos de las revistas científicas, pueden ayudar a aliviar el problema. Sin embargo, éste no se ha resuelto y sobre la base del análisis de las revistas de ortodoncia pueden formularse los siguientes comentarios.

La revisión de la literatura ortodóncica revela la aplicación inapropiada de los métodos estadísticos, lo cual es un error común en la literatura médica<sup>47</sup>. Aparentemente, si los análisis estadísticos han sido aplicados incorrecta o inadecuadamente, debe desconfiarse de las conclusiones del estudio. En respuesta a la inquietud sobre la validez de las conclusiones extraídas de estos datos, Yancey<sup>112</sup> propuso una serie de reglas para leer la sección correspondiente al análisis de datos de un estudio clínico. En su revisión de 2 años del *American Journal of Surgery*, halló errores metodológicos lo bastante graves para invalidar las conclusiones de los autores.

### Aleatorización

Para comprender la literatura, Yancey<sup>112</sup> hace interesantes proposiciones aplicables a toda investigación clínica. Una de ellas está relacionada con la identificación del tipo de estudio a llevar a cabo. Las afirmaciones concluyentes sobre la causa y el efecto sólo pueden provenir de estudios prospectivos controlados y aleatorizados. Ante la falta de aleatorización, las diferencias en los resultados pueden reflejar discrepancias en los grupos y no diferencias resultantes del tratamiento. Ninguna manipulación estadística, incluyendo el apareamiento, puede compensar la ausencia de aleatorización, y sólo ésta proporciona la plena seguridad de que las diferencias provengan del tratamiento. Antes de poder aceptar un efecto del tratamiento, habrá que reproducir muchas veces los estudios retrospectivos no aleatorizados. En la revisión de 203 artículos de revistas ortodóncicas, sólo siete contenían algún procedimiento de aleatorización. Por tanto, la validez de muchas de las conclusiones extraídas en la literatura ortodóncica debe ser cuestionada simplemente debido a la ausencia de aleatorización.

## Identificación de la escala de medición

Algunos problemas se vinculan con la identificación de la escala de medida utilizada y con su relación con el análisis estadístico. Brevemente, los datos nominales proceden de la agrupación de objetos basada en algunas características, como el sexo. Los grupos deben excluirse mutuamente para que cada individuo encaje en un solo grupo. Existen datos ordinales cuando se ha utilizado un sistema de escala o jerárquico para agrupar las respuestas. Las escalas de dolor son un ejemplo excelente de este nivel de medición. Hay individuos que todavía están ubicados en subgrupos; sin embargo, se los puede ordenar en grupos. Se pueden asignar cantidades significativas a los subgrupos ordenados. Estos agrupamientos también deben ser mutuamente excluyentes y la distancia entre los subgrupos no ha de ser igual. El intervalo de datos está ordenado y la distancia entre los números consecutivos en la escala es constante. Los ejemplos de medición de intervalos incluyen la presión sanguínea y el peso corporal. En la literatura se utiliza la estadística no paramétrica para este análisis de datos nominales y ordinales. Debe evitarse este tipo de análisis; es incorrecto y puede ejercer una influencia importante en el resultado del estudio.

## Muestras independientes y pareadas

El enfoque óptimo de las muestras pareadas consiste en estudiar al mismo individuo bajo todas las condiciones del estudio, de forma que el mismo sujeto sea su propio control. Otra opción es formar pares de individuos diferentes que son presumiblemente similares bajo las posibles variables que pueden introducir sesgos en los resultados. Éste no es el método más satisfactorio, debido a que a menudo es imposible conocer o medir todas las variables que pueden influir en los resultados. Las pruebas estadísticas diseñadas para ser utilizadas en muestras pareadas no pueden utilizarse en muestras independientes y viceversa. Sin embargo, este tipo de análisis inapropiado aparece en la literatura, a menudo en forma de análisis longitudinal mixto.

## Desviación estándar frente a error estándar

Tanto la DE como el EE son parámetros de variación y ambos se expresan como la media  $\pm$ DE o la media  $\pm$ EE. En una distribución normal, aproximadamente el 68% de la muestra tiene un valor que está dentro de 1 DE de la media. Dos DE comprenden el 95% de los datos, mientras que tres DE incluyen esencialmente todas las observaciones. En contraste, el EE proporciona un cálculo de la desviación estándar de la distribución de muestreo de la media. El EE refleja hasta qué punto la media adquiere valores diferentes con muestras diferentes. Las dos medidas, DE y EE, tienen significados diferentes y los autores deben aclarar cuál están utilizando de forma que el lector pueda interpretar correctamente las estadísticas.



## Inferencia estadística

La inferencia estadística le permite al investigador estimar las características de la población basándose en una muestra representativa de la misma. Para asegurar esta representatividad, las muestras deben obtenerse aleatoriamente de la población más grande de interés. Sin embargo, en los artículos revisados no se realizó un muestreo de una población más grande, por lo que estos experimentos no podrían ser generalizados más allá de las muestras estudiadas.

## Hipótesis nula

Ninguna prueba estadística rechaza o fracasa, a la hora de refutar la hipótesis nula, con una certeza absoluta, a pesar de que a menudo se oye que las hipótesis han sido demostradas. La estadística no prueba nada. La decisión es probabilística y permite estimar la probabilidad de que se haya tomado la decisión correcta a la hora de rechazar o aceptar la hipótesis nula. La probabilidad de rechazar una hipótesis nula verdadera es un error tipo I y se establece al fijar el nivel  $\alpha$ . No rechazar la hipótesis nula cuando es falsa y debería ser rechazada es un error tipo II, y la probabilidad de cometerlo está en el nivel  $\beta$ . La potencia de una prueba es  $1 - \beta$ , que es la probabilidad de rechazar la hipótesis nula cuando es falsa y debería ser rechazada. La potencia de una prueba se ve influida por el tamaño de la muestra y deben realizarse cálculos del tamaño muestral para controlar y maximizar la potencia de dicha prueba. Sin embargo, la revisión de la literatura ortodóncica mostraba sólo un artículo de entre 203 en el que se había llevado a cabo el procedimiento.

## Significación estadística

A nivel de la interpretación, dada una diferencia específica entre los grupos, el valor de  $p$  calculado con una prueba a una cola es el doble del calculado con una prueba a dos colas. Por tanto, la significación puede alcanzarse más fácilmente con el uso de una prueba a una cola. El investigador debería establecer dentro de los métodos de estudio no sólo qué prueba estadística se utilizó, sino también si se llevó a cabo una prueba a una o dos colas para llegar al valor de  $p$ . El lector debe decidir entonces si la elección fue apropiada para el estudio.

El lector debe ser consciente de la diferencia existente entre la significación estadística y la significación clínica. El trabajo de Modell<sup>23</sup> sugiere que la significación estadística no siempre es igual a la significación clínica, y que un valor pequeño de  $p$  no caracteriza la importancia de los datos. El hecho de que se alcanzó una significación estadística no significa necesariamente que un tratamiento es superior a otro. Ha de evaluarse la magnitud de las diferencias significativas. El  $p$  pequeño asociado con una significación quiere decir que existen pocas probabilidades de que la diferencia observada sea resultado de la casualidad, sino más bien que se deba a algún otro factor, que en un estudio correctamente controlado podría asumirse de forma razonable que sea por el tratamiento.

## RESUMEN

En la ortodoncia clínica es sumamente importante la comprobación y validación de las suposiciones requeridas para las pruebas estadísticas. Cuando esto se lleva a cabo, además de evaluar la escala de medida debe realizarse una elección más válida de los estadísticos paramétricos y no paramétricos. Siempre que sea posible, se debe poner un mayor énfasis en los estudios controlados aleatorizados, de manera que las diferencias puedan ser atribuidas al tratamiento. Además, debe realizarse una selección aleatoria de los sujetos para mejorar la generabilidad de los estudios. Por otra parte, es preciso llevar a cabo análisis de la potencia de cada estudio para asegurar que la determinación del tamaño de la muestra es apropiada. El uso de pruebas a posteriori y de la corrección de Bonferroni debe ser avalado para controlar el error tipo I en los estudios clínicos. Es curioso que el análisis multivariado se utilice con poca frecuencia para estudiar un fenómeno de múltiples variables, como el crecimiento o los efectos del tratamiento de ortodoncia. El uso de la estadística multivariada en sí misma podría controlar el error tipo I.

## BIBLIOGRAFÍA

- Allison PD: *Survival analysis using the SAS system: a practical guide*. Cary, NC, 1995, SAS Institute.
- Altman DG et al: Statistical guidelines for contributors to medical journals, *Br Med J* 286:1489, 1983.
- Anderson TW: *An introduction to multivariate statistical analysis*, ed 2, New York, 1984, Wiley.
- Avram MJ et al: Statistical methods in anesthesia articles: an evaluation of two American journals during two six-month periods, *Anesth Analg* 64:607, 1985.
- Bailar JC, Mosteller F: Guidelines for statistical reporting in articles for medical journals, *Ann Intern Med* 108:266, 1988.
- Bartko JJ: The intraclass correlation coefficient as a measure of reliability, *Psychol Rep* 19:3, 1966.
- Bartlett MS: Some examples of statistical methods of research in agriculture and applied biology, *J R Stat Soc* 4(suppl):137, 1937.
- Bauer HH: *Scientific literacy and the myth of the scientific method*, Urbana, Ill, 1992, University of Illinois Press.
- Baumrind S: Unbiased quantitative testing of conventional orthodontic beliefs, *Semin Orthod* 43, 1998.
- Best DJ, Rayner JCW: Welch's approximate solution for the Behrens-Fisher problem, *Technometrics* 29:205, 1987.
- Bookstein FL: *Morphometric tools for landmark data*, Cambridge, England, 1997, Cambridge University Press.
- Box GEP: Some theorems on quadratic forms applied in the study of analysis of variance problems. I. Effect of inequality of variance in the one-way classification, *Ann Math Stat* 25:290, 1954.
- Box GEP: Some theorems on quadratic forms applied in the study of analysis of variance problems. II. Effect of inequality of variance and of correlation between errors in the two-way classification, *Ann Math Stat* 25:484, 1954.
- Box GEP: Use and abuse of regression, *Technometrics* 8:625, 1966.
- Bradley TV: *Distribution-free statistical tests*, Englewood Cliffs, NJ, 1968, Prentice-Hall.
- Bronowski I: *The common sense of science*, Cambridge, Mass, 1978, Harvard University Press.

17. Chalmers TC et al: Bias in treatment assignment in controlled clinical trials, *N Engl J Med* 309:1358, 1983.
18. Chisick H: *The limits of reform in the Enlightenment: attitudes toward the education of the lower classes in eighteenth-century France*, Princeton, NJ, 1981, Princeton University Press.
19. Cochran WG: The  $\chi^2$  test of goodness of fit, *Ann Math Stat* 23:315, 1952.
20. Cochran WG: Some methods for strengthening the common  $\chi^2$  tests, *Biometrics* 10:417, 1954.
21. Cohen J: A coefficient of agreement for nominal scales, *Educ Psychol Meas* 20:37, 1960.
22. Cohen J: Weighted kappa: nominal scale agreement with provision for scaled disagreement or partial credit, *Psychol Bull* 70:213, 1968.
23. Cohen JC: *Statistical power analysis for the behavioral sciences*, ed 2, Hillsdale, NJ, 1988, Erlbaum Associates.
24. Comte A: *Auguste Comte and positivism: the essential writings*, Chicago, 1983, University of Chicago Press (edited by G Lenzer).
25. Dahlberg G: *Statistical methods for medical and biological students*, New York, 1940, Interscience.
26. Daniel WW: *Applied nonparametric statistics*, Boston, 1990, PWS-Kent.
27. Daniel C, Wood FS: *Fitting equations to data*, New York, 1999, Wiley.
28. Davies OL, editor: *The design and analysis of industrial experiments*, ed 2, Edinburgh, 1963, Oliver & Boyd.
29. Dawson-Saunders B, Trapp RG: *Basic and clinical biostatistics*, Norwalk, Conn, 1994, Appleton & Lange.
30. Descartes R: *The philosophical writings of Descartes*, Cambridge, England, 1984, Cambridge University Press.
31. Draper NR, Smith H: *Applied regression analysis*, ed 2, New York, 1981, Wiley.
32. Duncan DB: t tests and intervals for comparisons suggested by the data, *Biometrics* 31:339, 1975.
33. Dunn OJ, Clark VA: *Applied statistics: analysis of variance and regression*, ed 2, New York, 1987, Wiley.
34. Dunnett CW: A multiple comparison procedure for comparing several treatments with a control, *J Am Stat Assoc* 50:1096, 1955.
35. Durlak JA: Understanding meta-analysis. In Grimm LG, Yarnold PR, editors: *Reading and understanding multivariate statistics*, Washington, DC, 1995, American Psychological Association.
36. Ebel RL: Estimation of the reliability of ratings, *Psychometrika* 16:407, 1951.
37. Elenbaas RM, Elenbaas JK, Cuddy PG: Evaluating the medical literature. II. Statistical analysis, *Ann Emerg Med* 12:610, 1983.
38. Emerson JD, Colditz GA: Use of statistical analysis in the *New England Journal of Medicine*, *N Engl J Med* 309:709, 1983.
39. Essex-Sordlie D: *Medical biostatistics and epidemiology*, Norwalk, Conn, 1995, Appleton & Lange.
40. Feinstein AR: A survey of the statistical procedures in general medical journals, *Clin Pharmacol Ther* 15:97, 1974.
41. Fienberg SE: *The analysis of cross-classified categorical data*, ed 2, Cambridge, Mass, 1980, MIT Press.
42. Fisher RA: The use of multiple measurements in taxonomic problems, *Ann Eugen* 7:179, 1936.
43. Friedman M: The use of ranks to avoid the assumption of normality implicit in the analysis of variance, *J Am Stat Assoc* 32:675, 1937.
44. Gardner MJ et al: Is the statistical assessment of papers submitted to the "British Medical Journal" effective? *Br Med J* 286:1485, 1983.
45. Garfunkel JM, Merrill RE: How to write a scientific paper and get it published, *Adolesc Med* 5:405, 1994.
46. Gibbons JD: *Nonparametric measures of association*, Newbury Park, Calif, 1993, Sage.
47. Glantz SA: *Primer of biostatistics*, ed 4, St Louis, 1997, McGraw-Hill.
48. Glass GV: Primary, secondary and meta-analysis of research, *Educ Res* 5:3, 1976.
49. Granadesikan R: *Methods for statistical data analysis of multivariate observations*, New York, 1997, Wiley.
50. Gore SM, Jones IG, Rytter EC: Misuse of statistical methods: critical assessment of articles in BMJ from January to March 1976, *Br Med J* 1:85, 1977.
51. Gore SM, Jones G, Thompson SG: The *Lancet's* statistical review process: areas for improvement by authors, *Lancet* 340:100, 1992.
52. Grimm LG, Yarnold PR: *Reading and understanding multivariate statistics*, Washington, DC, 1995, American Psychological Association.
53. Hayter AJ: A proof of the conjecture that the Tukey-Kramer multiple comparisons procedure is conservative, *Ann Stat* 12:61, 1984.
54. Hotelling H: The generalization of Student's ratio, *Ann Math Stat* 2:360, 1931.
55. Hotelling H: Analysis of a complex of statistical variables into principal components, *J Educ Psychol* 24:417, 1933.
56. Hotelling H, Pabst MR: Rank correlation and tests of significance involving no assumption of normality, *Ann Math Stat* 7:29, 1936.
57. Hume D: *An inquiry concerning human understanding*, Indianapolis, 1955, Bobbs-Merrill.
58. Ingelfinger J et al: *Biostatistics in clinical medicine*, ed 3, St Louis, 1994, McGraw-Hill, 1996.
59. Kendall MG: *Rank correlation methods*, ed 4, London, 1970, Griffin.
60. Kendall M, Stuart A: *Advanced theory of statistics*, ed 3, New York, 1979, MacMillan.
61. Kramer CY: Extension of multiple range tests to group means with unequal numbers of replications, *Biometrics* 12:307, 1956.
62. Krishnaiah PR, Sen PK, editors: *Nonparametric methods*, New York, 1984, Elsevier.
63. Kruskal WH: A nonparametric test for the several sample problem, *Ann Math Stat* 23:525, 1952.
64. Kvålseth TO: Cautionary note about  $R^2$ , *Am Stat* 39:279, 1985.
65. Lawless JF: *Statistical models and methods for lifetime data*, New York, 1982, Wiley.
66. MacArthur RD, Jackson GG: An evaluation of the use of statistical methodology in the *Journal of Infectious Diseases*, *J Infect Dis* 149:349, 1984.
67. Mann HB, Whitney DR: On a test of whether one of two random variables is stochastically larger than the other, *Ann Math Stat* 18:50, 1947.
68. Mantel N, Haenszel W: Statistical aspects of the analysis of data from retrospective studies of disease, *J Natl Cancer Inst* 22:719, 1959.
69. Marascuilo LA, Levin JR: *Multivariate statistics in the social sciences: a researcher's guide*, Monterey, Calif, 1983, Brooks/Cole.
70. Mattson DE: *Statistics: difficult concepts, understandable explanations*, Oak Park, Ill, 1986, Bolchazy-Carducci.
71. Mausner JS, Kramer S: *Epidemiology: an introductory text*, Philadelphia, 1985, Saunders.
72. Miller RG Jr: *Simultaneous statistical inference*, ed 2, New York, 1981, Springer-Verlag.

73. Modell W: On the significance of significant. *Clin Pharmacol Ther* 30:1, 1981.
74. Mosteller F, Tukey JW: *Data analysis and regression*, Reading, Mass, 1977, Addison-Wesley.
75. Motulsky H: *Intuitive biostatistics*, New York, 1995, Oxford University Press.
76. Murray GD: Statistical guidelines for the *British Journal of Surgery*. *Br J Surg* 78(7):782, 1991.
77. Neter J, Kutner MH, Nachtsheim CJ, et al: *Applied linear statistical models: regression, analysis of variance, and experimental design*, St Louis, McGraw-Hill, 1996.
78. Norman GR, Streiner DL: *PDQ statistics*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
79. Ostle B, Malone LC: *Statistics in research: basic concepts and techniques for research workers*, ed 4, Ames, 1988, Iowa State University Press.
80. Palmer RR: *The improvement of humanity: education and the French Revolution*, Princeton, NJ, 1985, Princeton University Press.
81. Paulos JA: *Innumeracy: mathematical illiteracy and its consequences*, New York, 1989, Hill & Wang.
82. Pothoff RF, Roy SN: A generalized multivariate analysis of variance model useful especially for growth curve problems. *Biometrika* 51:313, 1964.
83. Rao CR: *Linear statistical inference and its applications*, New York, 2002, Wiley.
84. Robertson WH: *Tables of the binomial distribution function for small values of p*. Albuquerque, 1960, Sandia Corp (monograph SCR-143).
85. Robinson GK: Properties of Student's *t* and of the Behrens-Fisher solution to the two means problem. *Ann Stat* 4:963, 1976.
86. Rosenthal R: *Judgment studies: design, analysis, and meta-analysis*, Cambridge, Mass, 1987, Cambridge University Press.
87. Rosner BA: *Fundamentals of biostatistics*, Belmont, Calif, 1995, Duxbury Press.
88. Roy SN: *p*-statistics or some generalisations in analysis of variance appropriate to multivariate problems. *Sankhyā* 4:381, 1939.
89. Satterthwaite FW: An approximate distribution of estimates of variance components. *Biometrics Bull* 2:110, 1946.
90. Scheffé H: A method for judging all contrasts in the analysis of variance. *Biometrika* 40:87, 1953.
91. Scheffé H: *The analysis of variance*, New York, 1963, Wiley.
92. Scheffé H: Practical solutions of the Behrens-Fisher problem. *J Am Stat Assoc* 65:1501, 1970.
93. Searle SR: *Linear models*, New York, 1997, Wiley.
94. Sen AK, Srivastava M: *Regression analysis: theory, methods, and applications*, New York, 1990, Springer-Verlag.
95. Shapiro SS, Wilk MB: An analysis of variance test for normality. *Biometrika* 52:591, 1965.
96. Shott S: *Statistics for health professionals*, Philadelphia, 1990, Saunders.
97. Smillie KW: *An introduction to regression and correlation*, New York, 1966, Academic Press.
98. Snedecor GW, Cochran WC: *Statistical methods*, ed 7, Ames, 1989, Iowa State University Press.
99. Sprent P: *Models in regression and related topics*, London, 1969, Methuen.
100. Sprent P: *Applied nonparametric statistical methods*, ed 3, Boca Raton, 2001, Chapman & Hall.
101. Steel RGD, Dickie DA, Torrie JH: *Principles and procedures of statistics: a biometrical approach*, New York, 1996, McGraw-Hill.
102. Student: Agricultural field experiments. *Nature* 127:404, 1931.
103. Sumner D: Statistical guidelines for the *Journal of Hypertension*. *J Hypertens* 10:6, 1992.
104. Thompson SG, Pocock SJ: Can meta-analyses be trusted? *Lancet* 338:1127, 1991.
105. Wang YY: Probabilities of the type I errors of the Welch tests for the Behrens-Fisher problem. *J Am Stat Assoc* 66:605, 1971.
106. Weiss G: *The emergence of modern universities in France, 1863-1914*, Princeton, NJ, 1983, Princeton University Press.
107. Welch BL: The significance of the difference between two means when the population variances are unequal. *Biometrika* 29:350, 1937.
108. Welch BL: The generalization of Student's problem when several different population variances are involved. *Biometrika* 34:28, 1947.
109. Wilcoxon F: Individual comparisons by ranking methods. *Biometrics Bull* 1:80, 1945.
110. Wilcoxon F: Probability tables for individual comparisons by ranking methods. *Biometrics* 3:119, 1947.
111. Wolf FM: *Meta-analysis*, Newbury Park, Calif, 1986, Sage.
112. Yancey JM: Ten rules for reading clinical research reports. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:558, 1996.
113. Yates F: The comparative advantages of systematic and randomized arrangements in the design of agricultural and biological experiments. *Biometrika* 30:440, 1939.
114. Zolman JP: *Biostatistics: experimental design and statistical inference*, New York, 1993, Oxford University Press.

## Guía interceptiva de la oclusión con énfasis en el diagnóstico

Jack G. Dale, Hali C. Dale

*A medida que aprendemos más acerca del crecimiento y sus potenciales, de la influencia que tiene la función sobre el desarrollo de la dentición, y más sobre la posición mesiodistal normal de la dentición en relación con las estructuras basales de los maxilares y la cabeza, mejor comprenderemos cuándo y cómo intervenir en la guía de los procesos de crecimiento para que la naturaleza pueda aproximarse con mayor exactitud a su plan de crecimiento para cada paciente. En otras palabras, el conocimiento reemplazará gradualmente a la dura mecánica y, en un futuro no muy lejano, gran parte del tratamiento ortodóncico se realizará durante el período de crecimiento y desarrollo de la dentición mixta y antes del difícil período de la adolescencia<sup>79</sup>.*

Charles H. Tweed

El término *extracción seriada* fue introducido por primera vez por Kjellgren<sup>85</sup> en 1929. Se requiere un conocimiento especial para realizar este procedimiento con éxito. Lamentablemente, la frase de Kjellgren dio lugar a la extracción indiscriminada de dientes por individuos que no habían contemplado el conocimiento necesario. Un concepto erróneo común es que el procedimiento es fácil, debido a que implica la sencilla extracción de los dientes en serie.

Hotz<sup>81</sup>, sin embargo, se refirió al procedimiento como *guía de la erupción*. Se trata de un concepto mejor que el de Kjellgren, debido a que implica que el conocimiento del crecimiento y desarrollo es necesario para dirigir los dientes a medida que erupcionan para entrar en oclusión. El término *guía de la oclusión* es incluso más apropiado, ya que los clínicos se interesan en el destino final de la erupción: la oclusión. Ha de poseerse una comprensión exhaustiva del crecimiento y desarrollo con todas sus ramificaciones, así como conocerse la oclusión de la dentición en relación con las estructuras craneofaciales y con su función.

Este capítulo trata sobre la extracción seriada de los dientes temporales para guiar la erupción de los dientes permanentes hasta llegar a una oclusión favorable, para interceptar, en parte, la generación de una maloclusión mayor.

Cuando el profesional contempla la corrección de un problema ortodóncico, la decisión más crucial a tomar es

si habrá que extraer o no los dientes. Es incluso más exigente añadir el patrón morfogenético y la dimensión temporal, que se complica con el crecimiento y desarrollo de la dentición y del complejo craneofacial, y con la ejecución del procedimiento de manera seriada.

La *extracción seriada no es fácil*, como muchos creen erróneamente. Nunca debería iniciarse la extracción seriada sin un diagnóstico global. Los dientes pueden extraerse con mucha facilidad durante la denominada extracción seriada. Sin embargo, si se ignoran los principios básicos del diagnóstico, los resultados serán la desilusión y el fracaso. La extracción seriada no será sólo nociva para el paciente, sino que también deteriorará la reputación del clínico y, en último término, de la profesión. Las implicaciones legales con respecto al manejo de riesgos incluyen la extracción indiscriminada<sup>82</sup>.

Por desgracia, desde que Bunon<sup>14</sup> introdujo la extracción seriada en la profesión hace 250 años, ha sido muy malinterpretada. La ausencia de comprensión y conocimiento ha producido resultados desastrosos, que incluyen un deterioro de la dentición y del equilibrio facial. Se ha criticado y denostado injustamente la extracción seriada por parte de individuos que nunca la han practicado ni han adquirido el conocimiento necesario para realizarla correctamente.

Si la extracción seriada se basa en un diagnóstico exhaustivo y se lleva a cabo adecuadamente en un grupo seleccionado de pacientes, se trata de un procedimiento excelente y

valioso. Puede además reducir el tiempo de tratamiento con aparatos, el coste del mismo, la incomodidad del paciente, las secuelas iatrogénicas potenciales y la pérdida de tiempo por el paciente y sus padres.

Es lógico interceptar una maloclusión lo antes posible y reducir o, en casos raros, evitar el tratamiento mecánico multibandas en un período tan sensible como es la adolescencia. ¿Para qué permitir la existencia de una relación dental, esquelética o del tejido blando desfavorable durante varios años si puede ser corregida, o prácticamente corregirse, de forma temprana, con un tiempo mínimo de tratamiento con aparatos?

Antes de intentar tratar a un paciente ortodóncico utilizando la *guía de la oclusión*, el clínico debe estar preparado para el desafío que implica el diagnóstico. Sin duda, el secreto del éxito del tratamiento ortodóncico es la comprensión total del diagnóstico. El ortodoncista puede tener el plan de tratamiento más sofisticado y completo para aplicar a la boca del paciente. Pero si este plan se aplica al paciente equivocado, el tratamiento fracasará. Este capítulo discute la guía de la oclusión con un énfasis especial en el diagnóstico.

Charles Tweed, autor de la cita que da comienzo al capítulo, es un hombre que dedicó más de 40 años de su vida al tratamiento de la dentición permanente y al desarrollo del tratamiento mecánico con aparato de arco de canto, en ocasiones denominado «mecánica dura». Si embargo, durante los últimos 13 años de su vida estuvo vivamente interesado en el tratamiento durante el período de dentición mixta, incluyendo la guía preortodóncica, la guía de la oclusión y la extracción seriada.

Tweed y muchos otros observaron que la extracción seriada, especialmente en las maloclusiones con discrepancia entre el tamaño dental y de las arcadas de Clase I, mejora la alineación de los dientes cuando erupcionan en la cavidad oral. Como resultado, crea un mejor entorno «de manera que la naturaleza puede aproximarse con mayor exactitud a su plan de tratamiento». Tweed descubrió también que la interceptación de las deformidades dentofaciales utilizando «el crecimiento y su potencial» y los principios biológicos, en lugar de la «mecánica dura», era una experiencia estimulante y gratificante.

Aunque el tratamiento de la dentición mixta ha avanzado mucho en los últimos años, pasará bastante tiempo hasta que «la mayoría de los tratamientos ortodóncicos se lleven a cabo completamente durante la dentición mixta». La Clase II, la Clase III y la mayoría de las maloclusiones de Clase I, incluso siguiendo la extracción seriada, requieren un período, aunque corto, de «mecánica dura» o, al menos, un tratamiento mecánico de precisión para dar lugar a un resultado terapéutico exitoso y estable, caracterizado por un estándar de excelencia. *La extracción seriada no sustituye al tratamiento mecánico*. Sin embargo, en un número considerable de situaciones, la extracción seriada reduce significativamente dicho tratamiento mecánico en la «difícil edad de la adolescencia».

La consideración temprana de las medidas correctivas necesarias para remediar cualquier tipo de maloclusión debería ser el interés principal de la ortodoncia conservado-

ra. Sea cual sea el método elegido, el tiempo de tratamiento debería ser el menor posible<sup>81</sup>.

Considerando las tendencias actuales de evitar las bandas y los *brackets* invisibles, la extracción seriada se hace incluso más importante. Existe una preocupación cada vez mayor por el daño a los tejidos y el potencial iatrogénico de nuestro armamentario y nuestra técnica (v. caps. 4 y 9)<sup>82</sup>. La mejor manera de ocultar los aparatos es no utilizarlos o, al menos, disminuir su uso. Utilizando los beneficios de las extracciones seriadas en las maloclusiones de Clase I, los ortodoncistas pueden concentrarse más en las maloclusiones de Clase II y III, que requieren más tiempo y son técnicamente más exigentes. De este modo, estos ortodoncistas aumentarán su utilidad para la profesión y para la sociedad.

Actualmente, las maloclusiones están siendo tratadas en cantidades cada vez mayores por otros miembros de la profesión dental que no son especialistas. La práctica de la odontología está cambiando y los servicios ortodóncicos están experimentando una transformación. Los avances en la ciencia dental y en los procedimientos preventivos han reducido considerablemente la incidencia de caries y la pérdida dentaria, mientras que el rápido incremento de la educación y el uso de personal auxiliar ha liberado al dentista de ciertas tareas tradicionales. Como resultado, los dentistas están abarcando actualmente una variedad más amplia de servicios. Con esta expansión del alcance y del interés del ámbito odontológico mano a mano con la competencia profesional, todos se pueden beneficiar. Si no sucede así, el riesgo para el público puede ser considerable<sup>83,84</sup>. No es tan importante quién proporciona el tratamiento, sino que el ortodoncista esté preparado para la responsabilidad que asume. Para ello, es necesario un conocimiento profundo de los principios básicos del diagnóstico y el tratamiento.

La extracción seriada ha sido a menudo criticada como un *mal* procedimiento y, ciertamente, puede ser



**Figura 11-1**

Maloclusión de Clase II, división 2, con el canino superior derecho permanente retenido. Durante un procedimiento de extracción seriada *mal realizada*, se extrajeron un incisivo inferior y el primer premolar superior derecho.

más dañina que beneficiosa si no se realiza adecuadamente (fig. 11-1). Las dos niñas de las figuras 11-2 y 11-3 tienen 13 años; se encuentran justo al principio de la adolescencia. La niña de la figura 11-2 tiene una discrepancia grave entre el tamaño dental y las arcadas, de Clase I. Su tratamiento requirió la extracción de los cuatro premolares y 30 meses de tratamiento mecánico multibandas con comienzo a los 13 años. Se prolongó el período de retención, debido a que se habían dejado los dientes en una relación irregular de apiñamiento durante varios años. La niña de la figura 11-3 tenía una maloclusión similar, pero su tratamiento se completó a los 13 años. Se inició la extracción seriada a los 8 años y se colocó el aparato multibandas a los 12 años. El período de retención fue mínimo. Se trató de manera diferente a las dos niñas con maloclusiones similares: mientras que una comenzó los 30 meses de tratamiento justo a los 13 años, la otra ya lo había terminado y presentaba un resultado más estable.



Figura 11-2

Niña de 13 años que no se benefició de la extracción seriada y el tratamiento temprano.



Figura 11-3

Niña de 13 años que se benefició de la extracción seriada y el tratamiento temprano.

El procedimiento clínico de rutina que se recomienda y se llevó a cabo antes del tratamiento de extracción seriada se discute en las siguientes páginas.

## EXPLORACIÓN Y CONSULTA

Durante la primera visita, el ortodoncista determina si existe alguna maloclusión. Si existe, el ortodoncista debe familiarizar a los padres con el tratamiento ortodóncico. El ortodoncista debe explicar (en términos generales) el presunto diagnóstico, el tratamiento posible requerido, el tiempo necesario, el coste total y la necesidad de registros diagnósticos y la presentación del caso. La entrevista debe realizarse en un ambiente relajado y en privado. Es preferible que se lleve a cabo en el gabinete, con los padres presentes y el paciente sentado en el sillón.

## REGISTROS DIAGNÓSTICOS

Durante la segunda cita se obtiene un conjunto de registros diagnósticos que incluye radiografías panorámicas, radiografías cefalométricas, fotografías faciales, modelos de estudio y fotografías intraorales de la dentición. Debe planificarse un tiempo adecuado para esto, con un cuidado meticuloso y produciéndole al paciente las menores molestias y ansiedad posibles. Se estudian y analizan a continuación los registros para preparar la presentación del caso. El objetivo de tomar registros de calidad es asegurar la precisión clínica para establecer un diagnóstico sólido.

### Radiografías intraorales o panorámica

Un registro que debe obtenerse antes de iniciar las extracciones seriadas es una serie completa de radiografías periapicales utilizando la técnica del cono largo o una radiografía panorámica. No pueden extraerse los cuatro primeros premolares y después descubrir que existe una agenesia congénita de los segundos premolares. Deben tomarse radiografías dentales por las siguientes razones:

1. Protección para el paciente y el ortodoncista.
2. Detección de la ausencia congénita de dientes.
3. Detección de dientes supernumerarios.
4. Evaluación de la salud de los dientes permanentes, en especial de los primeros molares (fig. 11-4).
5. Detección de situaciones patológicas en los estadios iniciales.
6. Comprobación de traumatismo de los dientes después de una lesión (fig. 11-5).
7. Detección de la evidencia de verdaderas discrepancias hereditarias entre el tamaño dental y el de las arcadas, como en el caso de los patrones de reabsorción por mesial de las raíces de los caninos deciduos (fig. 11-6).
8. Determinación de la edad dental del paciente comprobando la longitud de la raíces de los dientes permanentes no erupcionados y la cantidad de reabsorción de los dientes deciduos, como en el análisis de la edad dental (v. figs. 11-83 a 11-90).
9. Cálculo del análisis del espacio total (v. figs. 11-69 a 11-82).



**Figura 11-4**

Pérdida ósea alrededor del primer molar permanente como resultado de enfermedad periodontal.



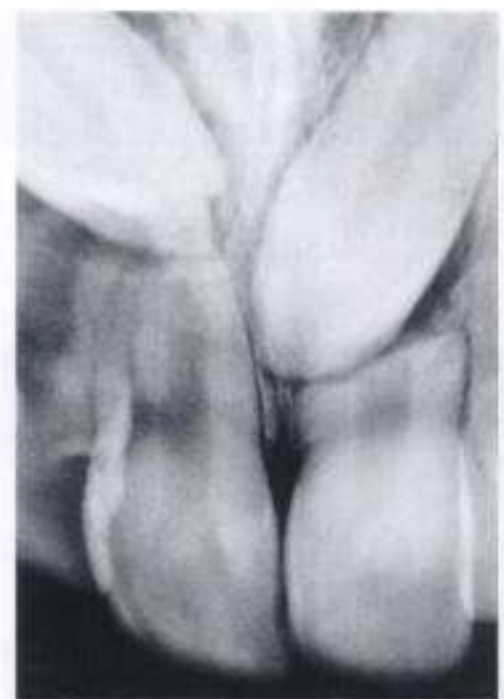
**Figura 11-6**

Reabsorción ósea del canino deciduo como resultado de unos incisivos permanentes apiñados.



**Figura 11-5**

Incisivo central superior izquierdo fracturado inmediatamente después de un accidente. (De Dale JG: *Trauma: its influence on orthodontic treatment planning*. Dent Clin North Am 26:565, 1982.)



**Figura 11-7**

Reabsorción radicular de los incisivos centrales superiores por los caninos retenidos. (De Dale JG: *Trauma: its influence on orthodontic treatment planning*. Dent Clin North Am 26:565, 1982.)

10. Detección de reabsorción radicular antes, durante y después del tratamiento (fig. 11-7).
11. Evaluación de los terceros molares antes, durante y después del tratamiento.
12. Apreciación final de la salud dental después del tratamiento ortodóncico.

## Radiografías cefalométricas

Un buen tratamiento ortodóncico, que incluya la extracción seriada, se basa en el uso inteligente del análisis y las radiografías cefalométricas, incluida la evaluación de las cifras. No tiene absolutamente nada de malo intentar evaluar las discrepancias craneofaciodentales con la ayuda de mediciones lineales y angulares. La cefalometría es una técnica diagnóstica valiosa que requiere precisión y disciplina. Evitar su uso debido a algunos de sus inconvenientes en comparación con sus múltiples virtudes, sería ignorar una oportunidad para brindar un mejor servicio o eludir una inminente responsabilidad moral.

Las radiografías cefalométricas se utilizan para lo siguiente:

1. Evaluación de las relaciones craneofaciodentales antes del tratamiento.
2. Comprobación de la matriz de tejido blando.
3. Clasificación de los patrones faciales (como en el análisis de las proporciones faciales) (v. figs. 11-12 a 11-23).

4. Cálculo de las discrepancias entre el tamaño de los dientes y de las arcadas (como en el análisis del espacio total).
5. Determinación de la posición de reposo mandibular (como en el análisis de la curva oclusal).
6. Predicción del crecimiento y desarrollo.
7. Monitorización de las relaciones dentoalveolares durante el tratamiento.
8. Detección de una situación patológica anterior, durante y después del tratamiento.
9. Comprobación de traumatismos después de las lesiones faciales.
10. Estudio de las relaciones antes, inmediatamente después y varios años más tarde del tratamiento, con el objetivo de mejorar la planificación de éste a largo plazo.

## Fotografías faciales

La figura 11-8 ilustra los requisitos del American Board of Orthodontics para las fotografías faciales<sup>1</sup>. Los patrones faciales desempeñan un papel importante en la extracción



### Requisitos:

Impresiones fotográficas faciales estandarizadas, de calidad, en blanco y negro o color.

Cabeza del paciente orientada adecuadamente en los tres planos del espacio y en el plano horizontal de Frankfort.

Una visión lateral; mirando hacia la derecha; expresión seria; labios cerrados ligeramente para revelar el desequilibrio y falta de armonía muscular.

Una vista anterior, expresión seria.

Opcional: una visión lateral y/o una visión anterior con los labios separados.

Opcional: una visión anterior, sonriendo.

Fondo libre de distracciones.

Iluminación de calidad que revela los contornos faciales, sin sombras en el fondo.

Orejas expuestas, con propósitos de orientación.

Ojos abiertos y mirando fijamente hacia delante; sin gafas.

**Figura 11-8**

Requisitos del American Board of Orthodontics para las fotografías faciales. (Del American Board of Orthodontics; *Specific instructions for candidates*, St. Louis, 1998, The Board.)



seriada. Al igual que las radiografías cefalométricas, los patrones faciales tienen un valor incalculable para lo siguiente:

1. Evaluación de las relaciones y proporciones craneofaciales (y dentales) antes del tratamiento.
2. Evaluación del perfil de tejido blando.
3. Análisis de proporciones faciales.
4. Análisis del espacio total.
5. Análisis de las curvas oclusales.
6. Monitorización del progreso del tratamiento.
7. Estudio de las relaciones antes, inmediatamente después y varios años más tarde del tratamiento para mejorar el plan del mismo a seguir.

Además, las fotografías faciales son útiles para 1) detectar y registrar el equilibrio y desequilibrio muscular, 2) detectar y registrar la asimetría facial y 3) identificar a los pacientes.

Durante la presentación del caso, el ortodoncista debería tener la precaución de indicarles a los pacientes que el tratamiento *no* está planificado para dar lugar a una cara *normal*. (¿Cómo es una cara normal?) El ortodoncista debe también tener cuidado de *no* sugerir que el tratamiento se va a hacer para dar lugar a una cara *estética*. La apreciación estética es personal y subjetiva. La mayoría de los pacientes no admitirán que es necesaria una mejora de la estética, aun creyendo lo contrario. El objetivo principal del tratamiento en relación con la cara debería ser la creación de armonía y equilibrio: una relación favorable y proporcionada entre los dientes, el patrón esquelético y la matriz de tejido blando, incluido el perfil.

### Modelos de estudio

Los modelos de estudio proporcionan un registro tridimensional de la dentición y son esenciales por muchas razones<sup>1</sup>. Los modelos de estudio se utilizan para lo siguiente:

1. Calcular el análisis del espacio total (si no existe otra razón, deberían tomarse para obtener esta información diagnóstica).
2. Comprobar y registrar la anatomía dental.
3. Comprobar y registrar la intercuspidadación.
4. Comprobar y registrar la forma de la arcada.
5. Comprobar y registrar las curvas de la oclusión (análisis de las curvas oclusales).
6. Evaluar la oclusión con la ayuda de articuladores.
7. Medir el progreso durante el tratamiento.
8. Detectar anomalías (es decir, hipertrofia localizada y distorsión de la forma de la arcada).
9. Proporcionar un registro antes, inmediatamente después y varios años más tarde del tratamiento con el objetivo de estudiar los procedimientos del mismo a seguir.

### Fotografías intraorales

La figura 11-9 ilustra los requerimientos del American Board of Orthodontics para las fotografías intraorales<sup>1</sup>.

Los tratamientos pueden llevarse a cabo sin el uso de las transparencias en color de la dentición. Sin embargo,



#### Requisitos:

- Impresiones fotográficas intraorales, estandarizadas, de calidad, en color.
- Dentición del paciente orientada adecuadamente en los tres planos del espacio.
- Una imagen frontal en máxima intercuspidadación.
- Dos vistas laterales: derecha e izquierda.
- Opcional: dos vistas oclusales: superior e inferior.
- Libre de distracciones: separadores de mejillas, etiquetas y dedos.
- Iluminación de calidad que revele los contornos anatómicos sin sombras.
- Lengua retraída.
- Libre de saliva y/o burbujas.
- Dentición limpia.

#### Figura 11-9

Requisitos del American Board Orthodontics para las fotografías intraorales. (Del American Board of Orthodontics: *Specific instructions for candidates*, St. Louis, 1998, The Board.)

las fotografías intraorales son valiosas por una razón: registrar las referencias futuras de la estructura adamantina. Este registro es particularmente importante cuando se retiran las bandas o los brackets. Es posible que el ortodoncista sea acusado de provocar descalcificación o una imperfección en el esmalte que ya estaba presente antes de empezar el tratamiento. Las fotografías intraorales añaden la dimensión del color a los registros, lo que ayuda a evaluar y registrar la salud o enfermedad de los dientes y los tejidos blandos<sup>31</sup>.

Con respecto a la extracción seriada, las fotografías le permiten al clínico registrar los pasos de la técnica, frecuentemente sin hacer modelos de estudio. Esto es importante para la autoevaluación y discusión con los estudiantes y colegas.

## PRESENTACIÓN DEL CASO

La presentación del caso incluye una descripción detallada de todos los aspectos del tratamiento con ayuda de los registros diagnósticos propios del paciente. Éste y los padres están presentes, nuevamente en una atmósfera relajada y en la privacidad del gabinete. Esta entrevista le brinda al ortodoncista la oportunidad de explicar ciertos principios básicos asociados al tratamiento.

El ortodoncista esboza la causa o causas, el diagnóstico, el plan de tratamiento y el pronóstico. Por ejemplo, puede explicarse la extracción seriada como un procedimiento que ha existido durante 250 años<sup>14</sup> y se basa en el hecho de que no aumenta la longitud de la arcada. El crecimiento y el desarrollo no proporcionan un incremento de la longitud de arcada existente, sino que proporcionan espacio para los segundos y terceros molares que no han erupcionado por detrás de la dentición visible. Si existe aplastamiento a los 8 años, aumentará con el tiempo.

La presentación del caso puede ser una de las citas más valiosas, reconfortantes y agradables durante el tratamiento. El ortodoncista está obligado a sentarse y estudiar la maloclusión, fijar objetivos y discutir todos los aspectos del tratamiento con el paciente y sus padres. La presentación del caso constituye la única oportunidad, en muchas ocasiones, de reunir a los padres y subrayar que el tratamiento debe ser un esfuerzo de grupo. La presentación permite una mejor comprensión, reduce malentendidos, asegura una mayor cooperación y, en general, proporciona un tratamiento más flexible y agradable. La presentación es uno de los procedimientos en consulta más importantes, positivos y eficaces que puede utilizar el ortodoncista para promover unas buenas relaciones públicas y una imagen favorable de la especialidad.

## DIAGNÓSTICO

Para diferenciar, clasificar y tratar de forma específica, con éxito y de una manera rutinaria es necesario comprender los principios fundamentales del diagnóstico. En ese apartado se discuten varios análisis relacionados con la cara y los dientes. Deberían seguirse estos ejemplos de los proce-

dimientos si se pretende que el tratamiento sea exitoso y la extracción seriada eficaz.

## La cara

Duncan dice en el *Macbeth* de Shakespeare: «No existe arte que pueda/descifrar la fabricación del alma en la cara» (acto 1, escena 4, líneas 12 y 13). Sin embargo, algunas artes y ciencias se ocupan de la construcción de la cara, y una de ellas es la ortodoncia.

La cara humana es un espejo vivo ante el mundo. Natural, marcada, pintada o adornada, la cara tiene la capacidad de atraer, hechizar, cautivar, iluminar y seducir. Los individuos del pasado y el presente, incluyendo nativos, guerreros, atletas y actores, en un esfuerzo por ser observados o para adaptarse a un sistema de castas, rituales religiosos, ceremonias tribales y funciones sociales, se han adornado o mutilado la cara<sup>30</sup>.

Para ayudar al lector a identificar a los personajes, los novelistas suelen describir imágenes de la cara. Por ejemplo, Irving Stone<sup>74</sup> en su libro *The Origin*, una novela biográfica de Charles Darwin, describe al personaje de John Henslow de esta manera:

*Era... el rostro más agraciado y agradable de todo Cambridge. Tenía la cabeza grande, una cabellera revuelta, el pelo negro y suave, largas y pobladas patillas hasta la barbilla. Su heroica frente era alta, ancha, fuerte y con rasgos osados atenuados por la modestia personal del hombre. Ojos bien separados y penetrantes, cejas arqueadas, boca amplia pero no exagerada y el mentón con un ligero hoyuelo, piel delicada y bronceada característica de los hombres acostumbrados al aire libre.*

Una expresión común es «Puedo olvidar un nombre, pero nunca olvido una cara». Probablemente nada le fascina más a una persona que la contemplación de otro rostro humano. Una de las primeras imágenes reconocidas por un niño es la cara de su madre y, a lo largo de la vida, el centro de la memoria del cerebro identifica a los individuos por sus rasgos faciales característicos más que por las características de cualquier otra parte del cuerpo.

Angle<sup>2</sup> afirmó lo siguiente:

*El estudio de la ortodoncia está conectado indisolublemente al del arte en su relación con el rostro humano. La boca es el factor más potente a la hora de contribuir a la belleza y al carácter de la cara, y la forma y la belleza de la boca dependen mucho de la relación oclusal entre los dientes. Nuestra misión como ortodoncistas implica grandes responsabilidades y no hay nada en lo que el estudiante de ortodoncia no deba estar más interesado que en el arte en general y, en particular, en su relación con el rostro humano, ya que cada uno de sus esfuerzos —sea o no consciente de ello— están relacionados con la belleza o la fealdad, con la armonía o la desarmonía, con la perfección o la deformidad de la cara. De ahí que deba constituirse en uno de sus estudios de por vida.*

Según un capítulo titulado Crecimiento y desarrollo facial en la infancia<sup>76</sup>, los patrones faciales han cambiando

a lo largo de la evolución, así como pueden cambiar drásticamente a través del desarrollo del individuo. El rostro humano es inusual, comparado con la mayoría del resto de las caras de los mamíferos. A la cara humana le falta el hocico largo y gracioso que se extiende hasta un neurocráneo de perfil aerodinámico. En su lugar, los seres humanos poseen una cabeza grande y redonda, con combinaciones bastante extrañas de características faciales. Extraordinariamente ancha, plana y vertical, la cara humana tiene una frente que se extiende por encima de una nariz carnosa, estrecha y pequeña, y hacia abajo un mentón. Las órbitas, similares a las del búho, apuntan casi en línea recta y una boca delgada se extiende entre los maxilares sin hocico.

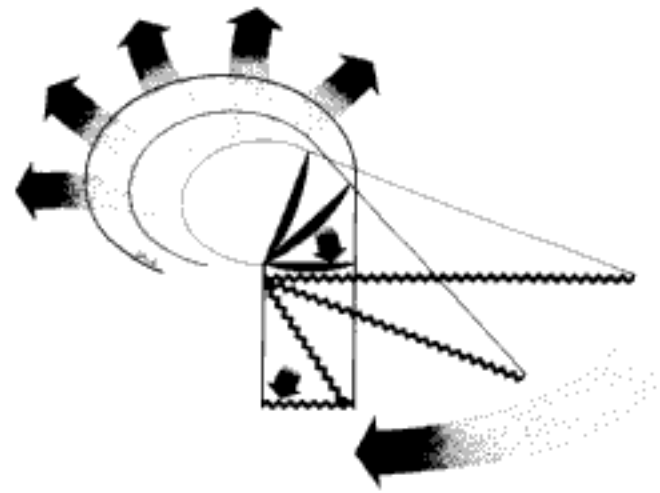
No se conoce con certeza qué factores iniciaron la cadena evolutiva que llevó a la cara de los seres humanos modernos, aunque se han barajado varias hipótesis. Se han sugerido la formación del aparato braquial y el desarrollo de un cerebro más grande como posibles factores que llevan a cambios y adaptaciones. Aunque la secuencia evolutiva precisa del rostro es especulativa, se conocen bastante bien las consecuencias anatómicas y las relaciones funcionales y del desarrollo implicadas. Este conocimiento es importante; ayuda a explicar las tendencias inherentes hacia la maloclusión y proporciona una visión hacia las causas de las anomalías del desarrollo, que incluyen el apiñamiento de la dentición.

El cuerpo humano ha sufrido muchas adaptaciones hasta el estado de bipedestación, algunas de las cuales se reflejan en el cráneo y la cara. Junto con el imponente agrandamiento de los hemisferios cerebrales humanos, se ha producido una flexión considerable de la base del cráneo. Esto contrasta de manera llamativa con la base del cráneo plana de otros mamíferos. Más que proyectarse horizontalmente, la columna vertical se ha dispuesto verticalmente, y el cerebro y el agujero magno occipital se posicionan ventralmente en lugar de en la parte posterior del cráneo. Sin embargo, las órbitas aún apuntan en la dirección horizontal del movimiento corporal debido a la flexión de la base del cráneo. La postura bípeda ha liberado los brazos y llevado al desarrollo de manos con dedos diestros. La visión estereoscópica y la falta de un morro alargado les permite a los seres humanos ver y manipular objetos cercanos. Las funciones defensiva, ofensiva y práctica de los maxilares pasaron a llevarse a cabo por las manos. El tamaño relativamente menor de los maxilares humanos no ha representado una amenaza para la supervivencia. El voluminoso morro de los mamíferos con su función termorreguladora ha sido reemplazado por un revestimiento casi sin pelo que contiene muchas glándulas sudoríparas y un sistema de control vasomotor elaborado para las funciones de pérdida y retención de calor.

Varios factores interrelacionados han contribuido a la disposición vertical del rostro humano. Estos factores incluyen aumentos o descensos en los tamaños relativos de las regiones faciales y una serie de rotaciones anatómicas de las distintas partes de la cara y el cráneo. El agrandamiento voluminoso de los lóbulos frontales del cerebro se adapta a la prominencia vertical de la frente

por encima de la cara. Los rebordes supraorbitarios rotan hacia una posición vertical, por encima de los rebordes orbitarios anteriores. Al mismo tiempo, se produce una rotación anterior de los rebordes laterales por delante de los lóbulos frontales y temporales del cerebro, muy agrandados. El complejo resultado es un par de órbitas alineadas verticalmente que apuntan casi en línea recta hacia delante. El agrandamiento masivo del cerebro está relacionado también con otra rotación clave: los bulbos olfatorios y el suelo de la fosa craneal anterior se desplazan desde su típica posición enderezada en oblicuo hasta una posición horizontal diferenciada (fig. 11-10) (v. cap. 4).

Este cambio lleva a un efecto rotacional importante sobre todo el complejo nasomaxilar, debido a que dicho complejo en los seres humanos se continúa directamente con la fosa craneal anterior y se articula a ella mediante suturas. Como una generalización funcional, el hocico de los mamíferos apunta en una dirección esencialmente perpendicular a los bulbos olfatorios. Con la rotación hacia debajo de los bulbos olfatorios desde una posición casi vertical hasta un plano horizontal y de los nervios olfatorios de



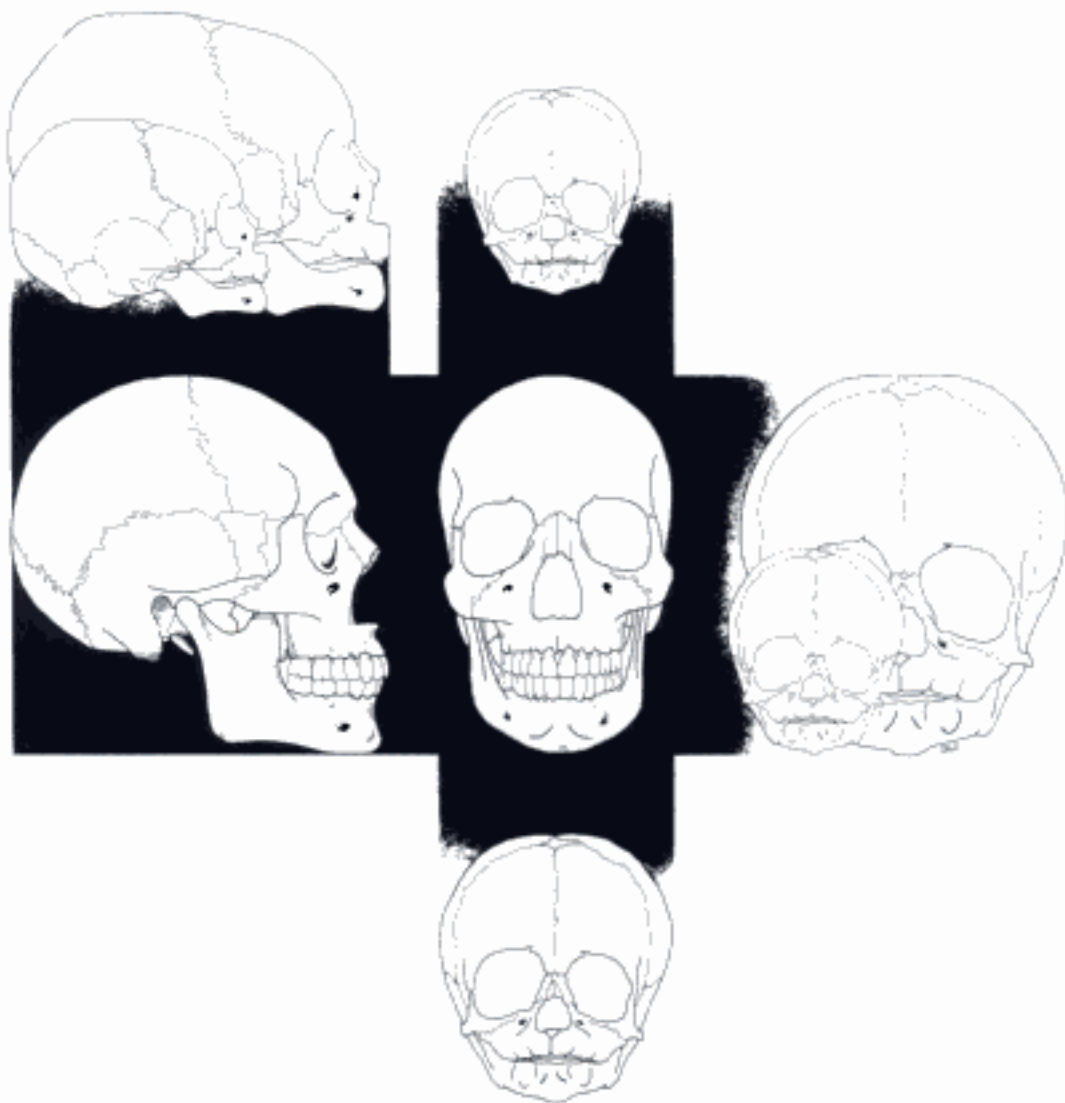
**Figura 11-10**

Progresión desde el cráneo de los mamíferos hasta el humano. A medida que los hemisferios cerebrales se agrandan (flechas dirigidas hacia fuera), los bulbos olfatorios (formas de plato negras) rotan desde la posición vertical oblicua típica de los mamíferos a la posición horizontal del ser humano. En casi todos los mamíferos (seres humanos incluidos), el complejo nasomaxilar (triángulo formado por líneas continuas y en zigzag) se proyecta en una dirección perpendicular desde los bulbos olfatorios. Por ello, a medida que los bulbos se desplazan horizontalmente, la cara humana se verticaliza en su alineación. Para proporcionar un plano oclusal horizontal se les añadió a los maxilares humanos un nuevo compartimento (la región suborbitaria) ocupada por el seno maxilar, de forma que descendió la oclusión hacia una posición funcional. (De Dale JG: *Childhood facial growth and development*. In Ten Cate AR y cols.: *Oral histology: development, structure, and function*, St. Louis, 1988, Mosby.)

horizontal a vertical, la nariz carnosa de la cara humana, con sus narinas dirigidas hacia abajo, introduce el aire hacia el techo de las fosas nasales. Debido a la rotación de los bulbos olfatorios y de los nervios sensoriales, las terminaciones nerviosas se localizan en el techo de la cámara nasal más que en su pared posterior, como en otros mamíferos. El complejo nasomaxilar ha rotado también hacia abajo y atrás, hacia una posición más vertical que horizontal. De manera significativa, la longitud de la arcada dentaria se ha reducido. Debido a la rotación orbitaria hacia la línea media, denominada a menudo *convergencia biorbitaria*, la región anatómica entre los ojos ha disminuido de tamaño. Esta región alberga la raíz nasal, considerablemente más fina.

La nariz con una base más estrecha debe ser menos prominente. Al disminuir el hocico, la prominencia de los maxilares y la longitud de la arcada dentaria disminuyen también, debido a que las regiones nasal y oral comparten un paladar óseo común. El conjunto de todas estas rotaciones, agrandamientos cerebrales, reducciones faciales y adaptaciones por realineamientos ha dado lugar a una cara ancha, plana y dispuesta verticalmente, y ha contribuido a las bases anatómicas de diversas maloclusiones que pueden producirse en la cara humana, que incluyen las discrepancias entre el tamaño de los dientes y de las arcadas.

La cara del niño no es simplemente una miniatura de la cara del adulto (fig. 11-11). La vinculación de los tér-



**Figura 11-11**

Cambios en las proporciones faciales durante el crecimiento y desarrollo desde la infancia hasta la madurez. Para mostrar las diferencias regionales de altura, profundidad y anchura, se agrandó el cráneo del recién nacido hasta el tamaño del cráneo del adulto. (De Dale JG: *Childhood facial growth and development*. In Ten Cate AR y cols.: *Oral histology: development, structure, and function*, St. Louis, 1988, Mosby.)

minos crecimiento y desarrollo indica que el agrandamiento de la cara implica más que el incremento progresivo del tamaño. El crecimiento es un proceso diferencial en el que algunas partes crecen más o menos que otras, y en muchas direcciones. El crecimiento es un proceso de maduración gradual que lleva muchos años y requiere una sucesión de cambios en las proporciones entre regiones y las relaciones entre varias partes. Se producen muchas alteraciones localizadas que están asociadas a un proceso continuo de remodelación de tejidos duros y blandos. Es esencial comprender los mecanismos de crecimiento y desarrollo de la cara para la práctica de la odontología. Para conseguir este conocimiento han de conocerse las caras.

Tres procesos esenciales dan lugar al crecimiento y desarrollo de los diversos huesos craneales y faciales: incremento de tamaño, remodelado y desplazamiento. Los dos primeros están muy relacionados entre sí y se producen simultáneamente por una combinación de reabsorción y aposición óseas. El tercer proceso, el desplazamiento, es un movimiento de todos los huesos alejándose unos de otros en sus articulaciones a medida que cada uno de ellos aumenta de tamaño. Estos procesos de crecimiento ocurren casi simultáneamente. El crecimiento normal está desequilibrado y, por tanto, se producen alteraciones progresivas y evidentes en la forma y el patrón faciales. Estos procesos de crecimiento diferencial no sólo producen un amplio rango de variaciones en la topografía facial, sino que constituyen también la base del desarrollo de las maloclusiones y las

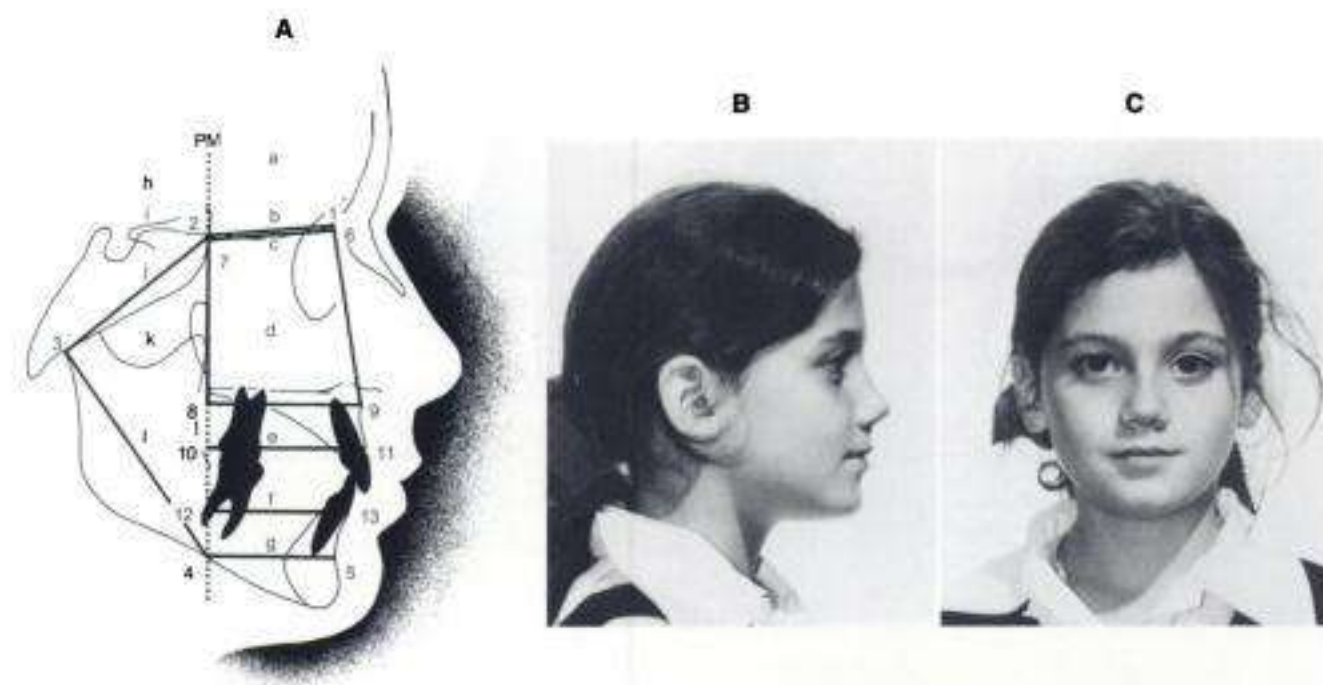
anomalías faciales congénitas. Para controlar y utilizar los complejos procesos de crecimiento en los procedimientos clínicos es esencial que los odontólogos tengan claros una serie de conceptos.

### **Análisis de las proporciones faciales**

El análisis de proporciones faciales es básicamente una clasificación de los patrones faciales basada en el análisis de Steiner<sup>73</sup>, los análisis cefalométricos de Merrifield y Tweed<sup>74,77</sup> y, especialmente, de su homólogo, el de Enlow<sup>22</sup>. El análisis de proporciones faciales incluye una evaluación de las siguientes relaciones (fig. 11-12, A):

- Base craneal anterior (1, 2).
- Base craneal posterior (2, 3).
- Ángulo de la base craneal (1, 2, 3).
- Rama de la mandíbula (3, 4).
- Cuerpo de la mandíbula (4, 5).
- Ángulo goniaco (3, 4, 5).
- Complejo nasomaxilar (6, 7, 8, 9).
- Dentición superior (10, 11).
- Dentición inferior (12, 13).

El plano maxilar posterior (MP) es, posiblemente, el plano más significativo en el complejo craneofacial. Esboza, de manera natural, los diversos homólogos anatómicos y es una interfase de desarrollo entre las series de homólogos que están por delante y por detrás de él. El plano maxilar posterior retiene, así, un número de relaciones básicas a lo largo del proceso de crecimiento.



**Figura 11-12**

Patrón facial estándar u ortognático. **A**, Las unidades básicas asociadas con el análisis de proporciones faciales. **B** y **C**, La paciente.

La referencia

La referencia o cara ortognática, como en la figura 11-12, B y C, muestra una relación armónica entre las estructuras faciales y el cráneo, entre el maxilar y la mandíbula, entre las denticiones de los maxilares y entre el perfil del tejido blando y las estructuras de los tejidos óseos subyacentes («la posición mesiodistal de la dentición en su relación con la base de los huesos maxilares y las estructuras de la cabeza»)<sup>73</sup>.

Protrusión alveolodental

**Clase I: protrusión alveolodental bimaxilar.** Las denticiones del maxilar y la mandíbula están hacia delante y los dientes están en una relación de Clase I (fig. 11-13). Este patrón facial responde bien, en general, a las extracciones y, cuando se realiza con precaución, a la extracción seriada.

**Clase II: protrusión alveolodental maxilar.** La dentición superior está hacia delante y los dientes están en una relación de Clase II pero todo lo demás es favorable (fig. 11-14). Esta maloclusión puede ser tratada de manera rutinaria con la extracción de los dos primeros premolares superiores y con extracción seriada sólo en el maxilar.

**Clase III.** En beneficio de la brevedad y la relevancia, la categoría de Clase III de este análisis no se incluirá en la discusión. Las maloclusiones de Clase III no son casos adecuados para procedimientos de extracción seriada. Su tra-

tamiento en dentición mixta implica un procedimiento complicado, a menudo extenso y prolongado, y puede que tenga que repetirse. Con respecto a este tipo de maloclusión, Tweed<sup>77</sup> dijo: «El tamaño del corazón del ortodoncista y su decencia inherente tienen mucho que ver con el éxito o fracaso de dicho tratamiento».

Retrusión alveolodental

**Clase I: retrusión alveolodental bimaxilar.** Las denticiones superior e inferior están hacia atrás y los dientes están en una relación de Clase I (fig. 11-15). El ortodoncista debe ser particularmente cuidadoso a la hora de tratar este tipo de patrón facial. Si es posible, el tratamiento debería realizarse sin extracción de dientes. Este aspecto puede verse en individuos que no han recibido tratamiento de ortodoncia y en pacientes que se han sometido a tratamiento con y sin extracciones. La *cara de plato* (cóncava) no siempre puede evitarse, independientemente del tratamiento. La paciente de la figura 11-15 fue tratada sin extracciones.

**Clase II: retrusión alveolodental mandibular.** La dentición inferior está hacia atrás y los dientes están en una relación de Clase II (fig. 11-16). Nuevamente, el profesional debe ser cuidadoso con las extracciones de dientes en este tipo de patrón facial. Este paciente fue tratado con un aparato funcional seguido de tratamiento mecánico con un aparato de arco de canto de Tweed sin la extracción de los dientes.

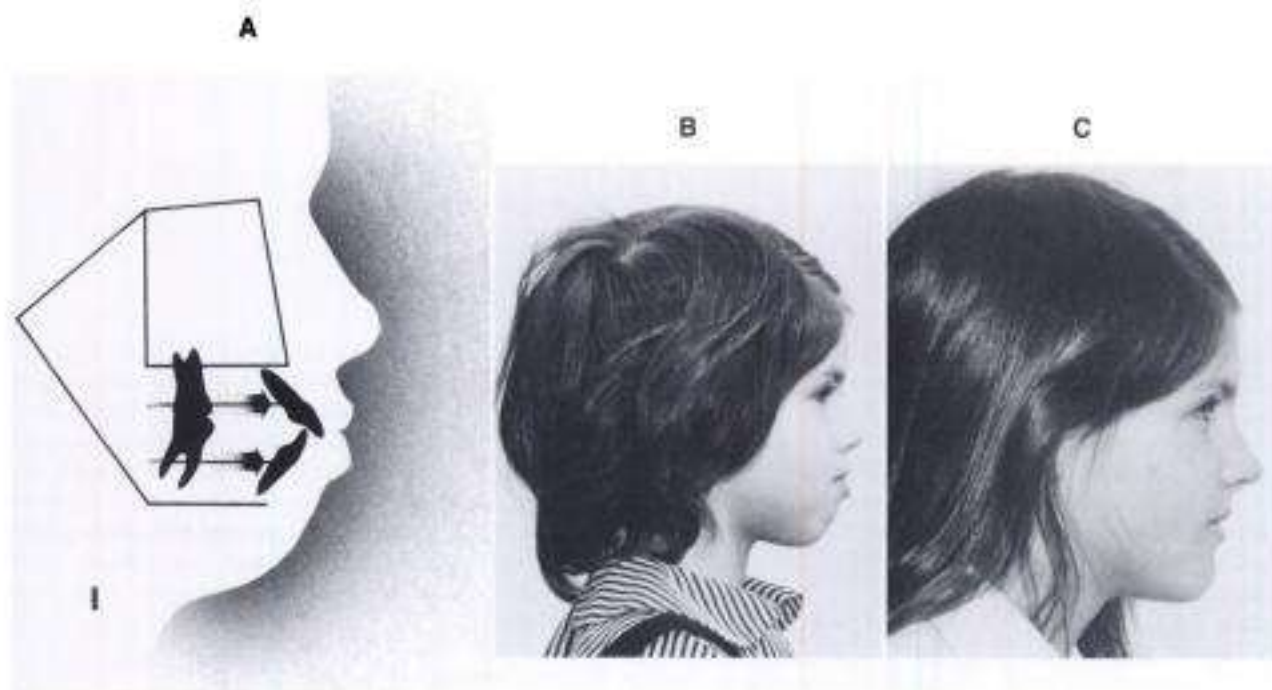
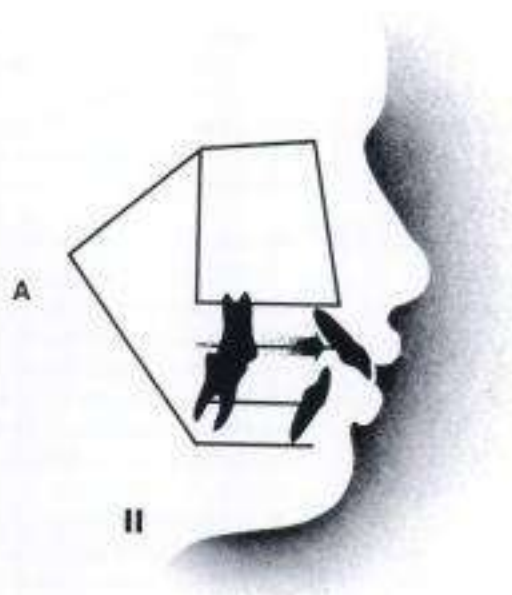


Figura 11-13

A, Protrusión alveolodental bimaxilar de Clase I. B, Antes del tratamiento. C, Después del tratamiento. Observe: se la mejora en la armonía, equilibrio y proporción faciales.

**Figura 11-14.**

**A**, Protrusión alveolodental maxilar de Clase II. Obsérvese la mejora del equilibrio muscular en ambos casos. **B y D**, Antes del tratamiento. **C y E**, Después del tratamiento.

### Prognatismo

**Clase I: prognatismo bimaxilar.** En el prognatismo bimaxilar ambos maxilares están hacia delante y los dientes están en una relación de Clase I (fig. 11-17). A menudo es un patrón facial más estético. Muchas estrellas de cine poseen este tipo de perfil. Si los dientes están muy apiñados deberían realizarse extracciones seriadas. Sin embargo, debido al aumento de tamaño de los maxilares, las extracciones no están siempre indicadas.

**Clase II: prognatismo maxilar.** En el prognatismo maxilar, éste se encuentra hacia delante y los dientes están en una relación de Clase II (fig. 11-18). Esta relación puede deberse a que el maxilar se adelanta o podría resultar de una base craneal anterior larga. El ángulo de la base craneal puede ser plano, lo que origina una posición hacia abajo y delante del complejo nasomaxilar. Esto, a su vez, po-

dría rotar la mandíbula hacia abajo y atrás. Se trata de maloclusiones de Clase II difíciles de tratar y realmente necesitan más que extracciones seriadas. Las maloclusiones son discrepancias esqueléticas complicadas que pueden requerir no sólo un tratamiento mecánico multibandas global, sino también cirugía. Las *protrusiones del tercio medio facial*, como se las denomina en ocasiones, son perfiles difíciles de corregir satisfactoriamente sólo con tratamiento ortodóncico. La nariz, al final del tratamiento, suele resultar prominente.

### Retrognatismo

**Clase I: retrognatismo bimaxilar.** En las maloclusiones de Clase I con retrognatismo bimaxilar, el maxilar y la mandíbula están hacia atrás en relación con las otras estructuras craneofaciales (fig. 11-19). Es difícil proporcionarles a

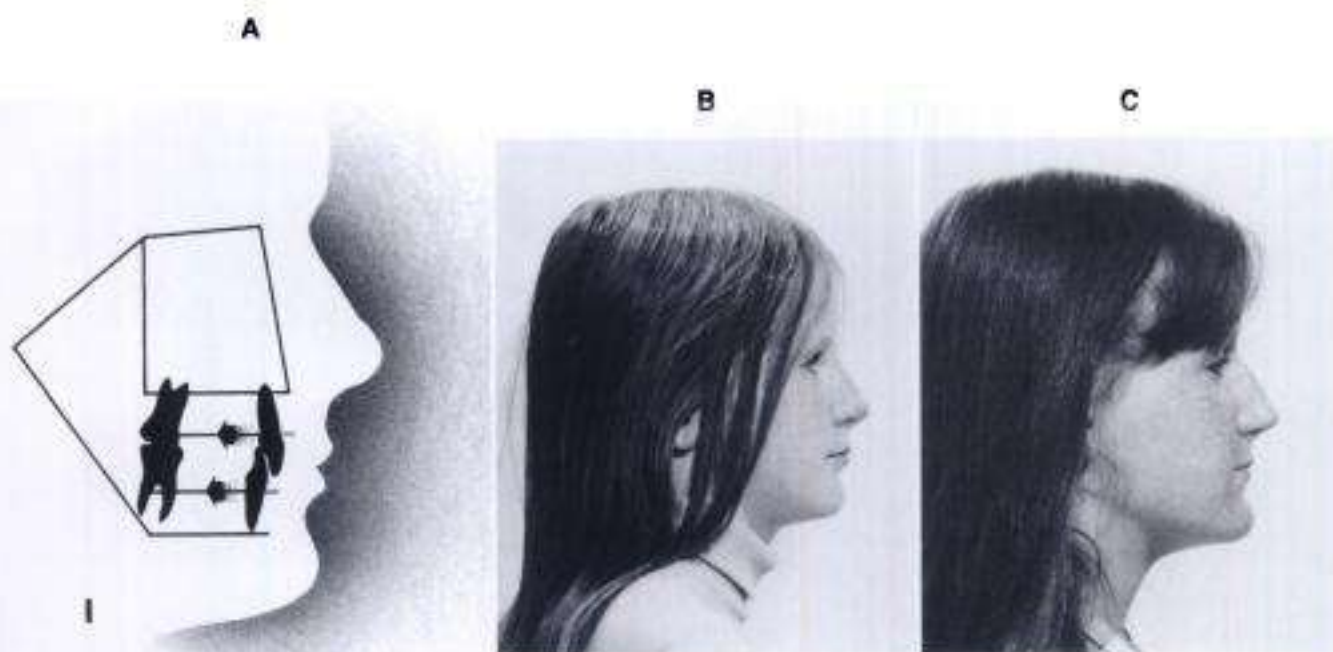


Figura 11-15

A, Retrusión alveolodental bimaxilar de Clase I. B, Antes del tratamiento. C, Después del tratamiento. Obsérvese la concavidad del perfil a pesar del tratamiento sin extracciones.

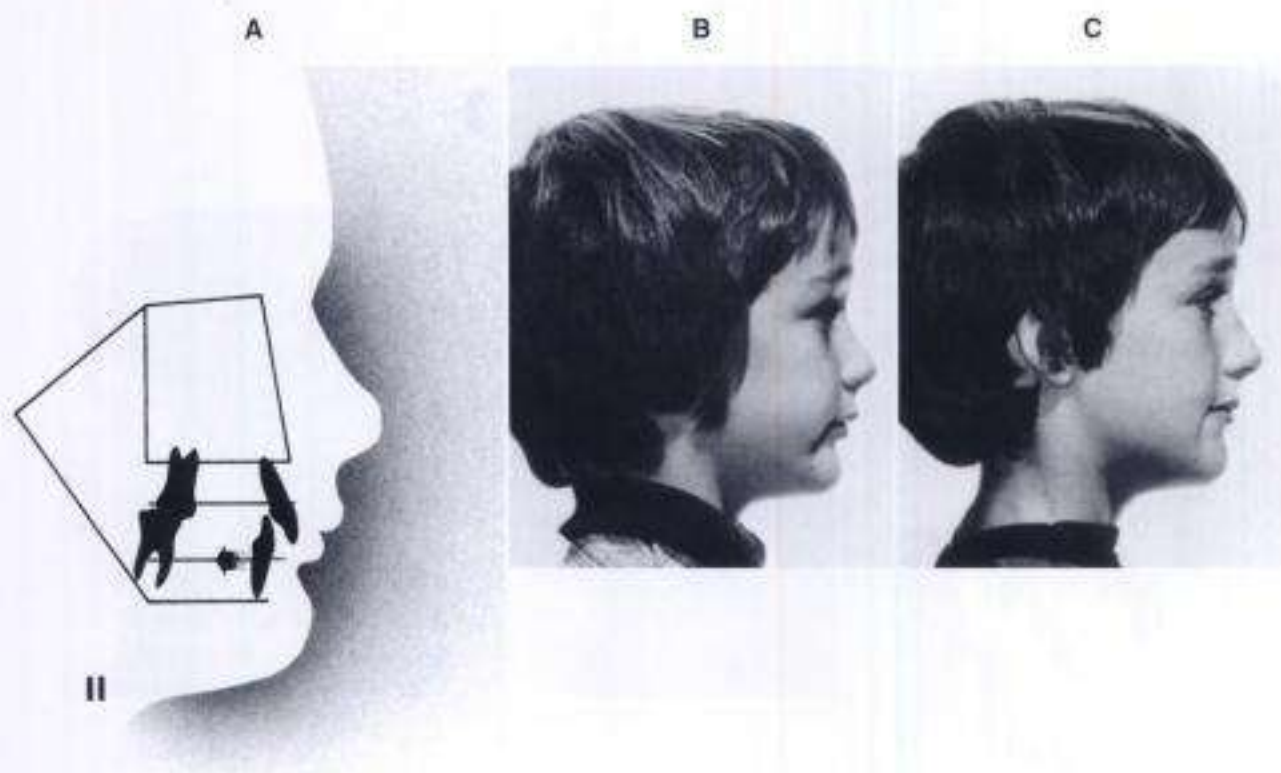
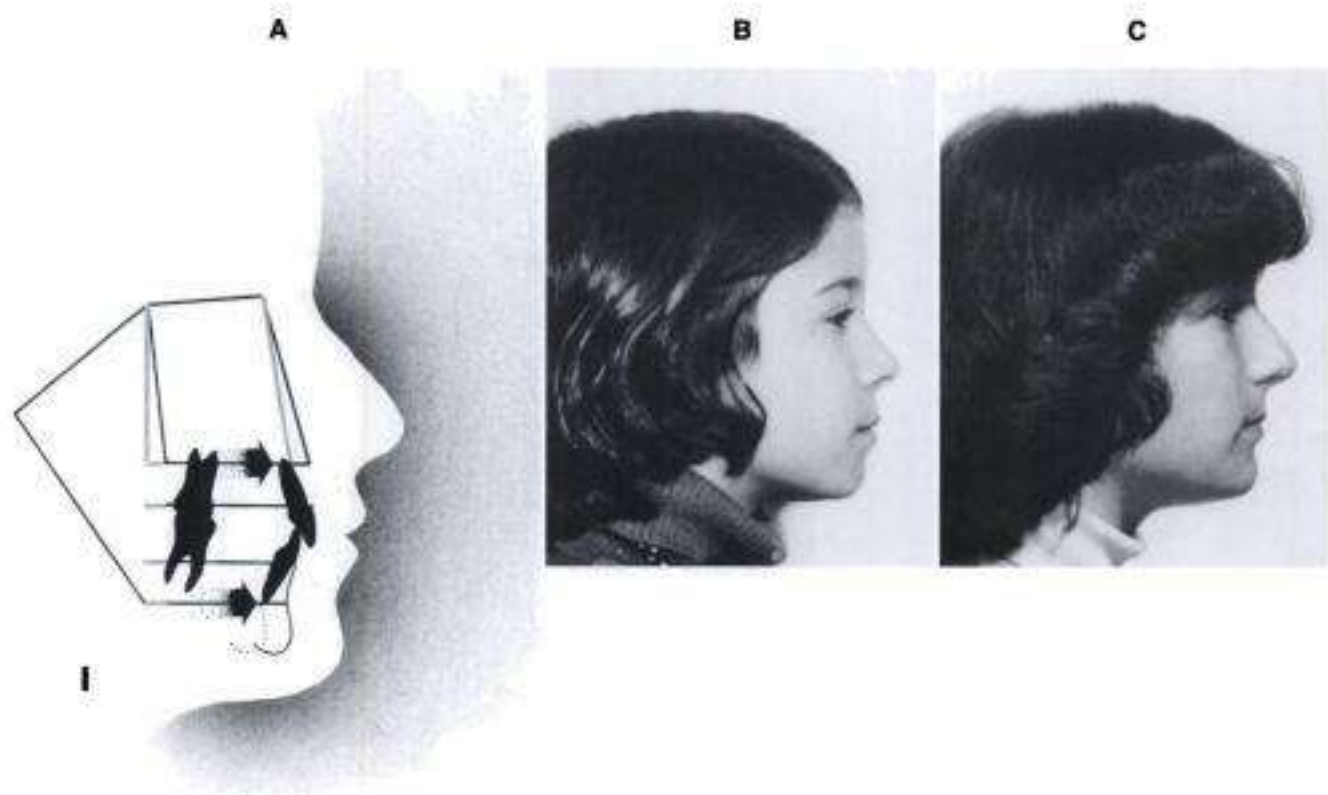


Figura 11-16

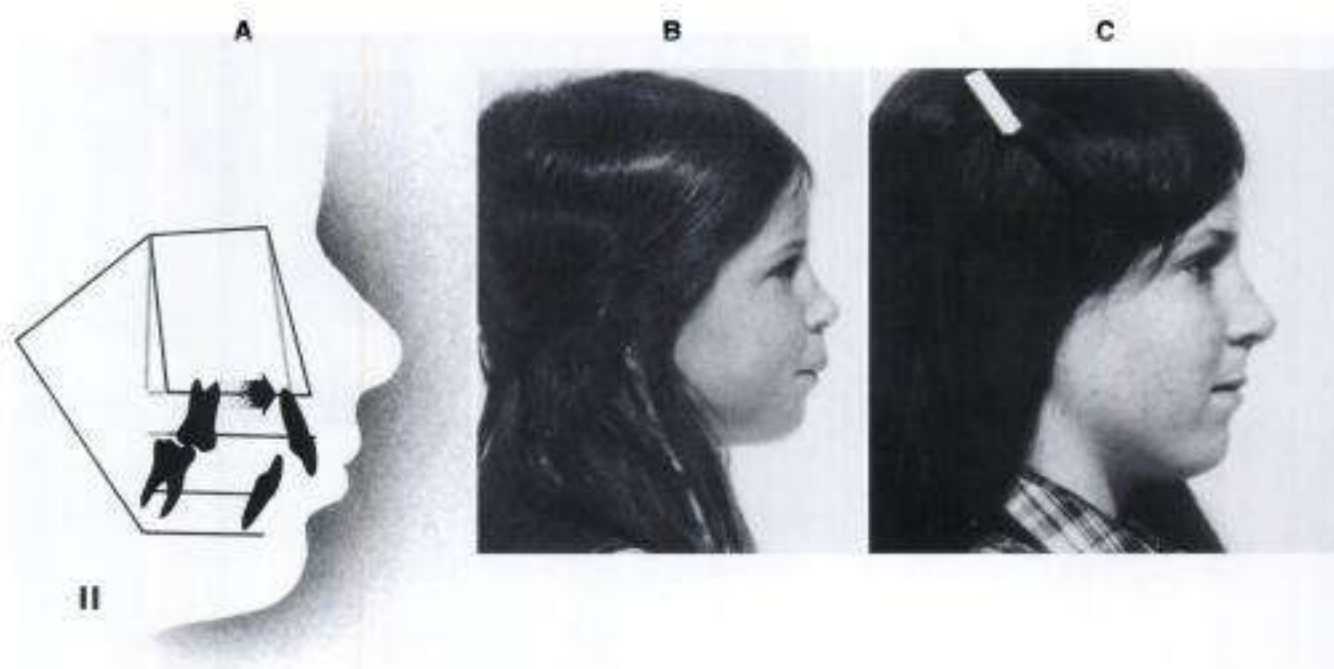
A, Retrusión alveolodental bimaxilar de Clase II. B, Antes del tratamiento. C, Después del tratamiento. Obsérvese la sutil mejoría del labio inferior como resultado del posicionamiento vertical de los incisivos inferiores.





**Figura 11-17**

A, Prognatismo bimaxilar de Clase I. B, Antes del tratamiento. C, Después del tratamiento.



**Figura 11-18**

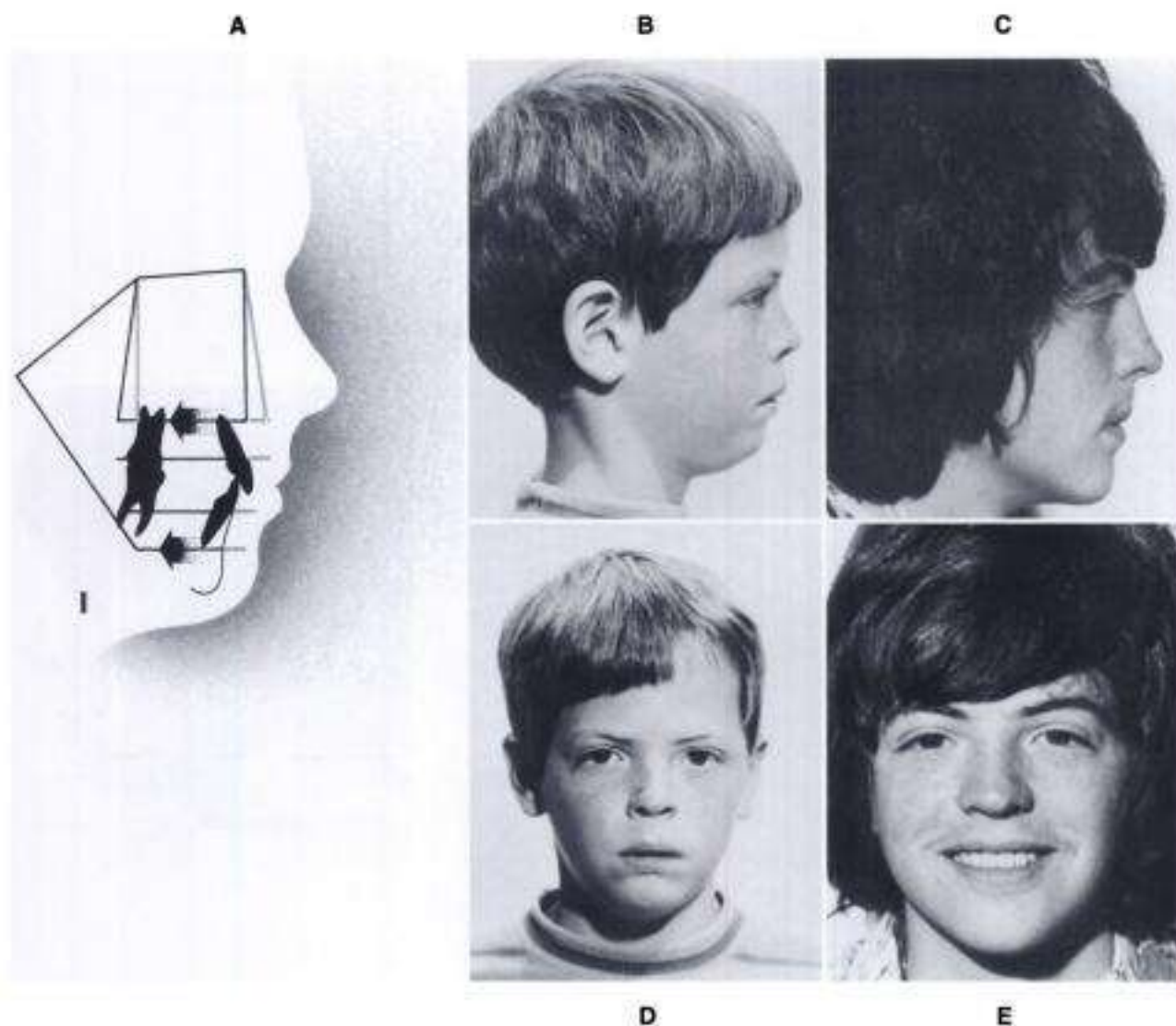
A, Prognatismo maxilar de Clase II. B, Antes del tratamiento. C, Después del tratamiento.

estos pacientes un perfil favorable debido a la falta de crecimiento horizontal y a la naturaleza recesiva de estos perfiles. Debe hacerse todo lo posible por estimular el crecimiento hacia delante de los maxilares. Sin embargo, esto es difícil debido a que la dentición está en una relación de Clase I. Si transcurre un tiempo largo, este perfil se va haciendo más recesivo y, si se practican extracciones seriadas, la responsabilidad puede recaer en el ortodoncista. Es importante explicarles a los padres durante la presentación del caso que este paciente parece tener un patrón de crecimiento desfavorable que puede empeorar independientemente del tratamiento.

**Clase II: retrognatismo mandibular.** En las maloclusiones de Clase II que exhiben retrognatismo mandibular, la mandíbula se encuentra en una posición posterior. El cuerpo de la mandíbula puede ser pequeño (fig. 11-20) o la rama puede ser estrecha. El ángulo goniaco puede ser proporcionalmente agudo. En el complejo nasomaxi-

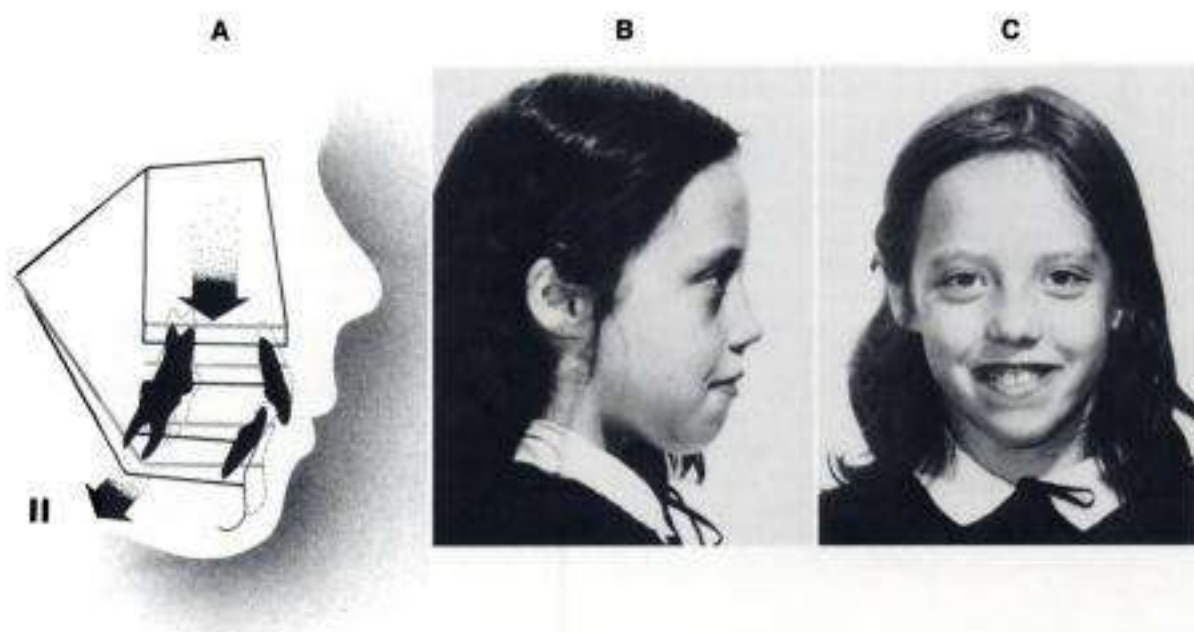
lar puede ser evidente un desarrollo vertical excesivo (fig. 11-21), que a su vez rota la mandíbula hacia abajo y atrás, y da lugar a una mandíbula retrognática y a una tendencia a la mordida abierta. Si ésta es la causa de la mandíbula retrognática, el tratamiento de preferencia puede ser la cirugía o, si es menos extremo, la extracción de los molares permanentes. De cualquier manera, un paciente con este patrón facial no es un buen candidato para la extracción seriada. McNamara<sup>51</sup> observó que la característica más común de las maloclusiones de Clase II era la mandíbula retrognática con un desarrollo vertical excesivo.

De acuerdo con el análisis de proporciones faciales, una maloclusión de Clase I puede estar asociada a un patrón facial caracterizado por protrusión alveolodental bimaxilar, retrusión alveolodental bimaxilar, prognatismo bimaxilar, retrognatismo bimaxilar (incluso ortognatismo) o una combinación de todos ellos.



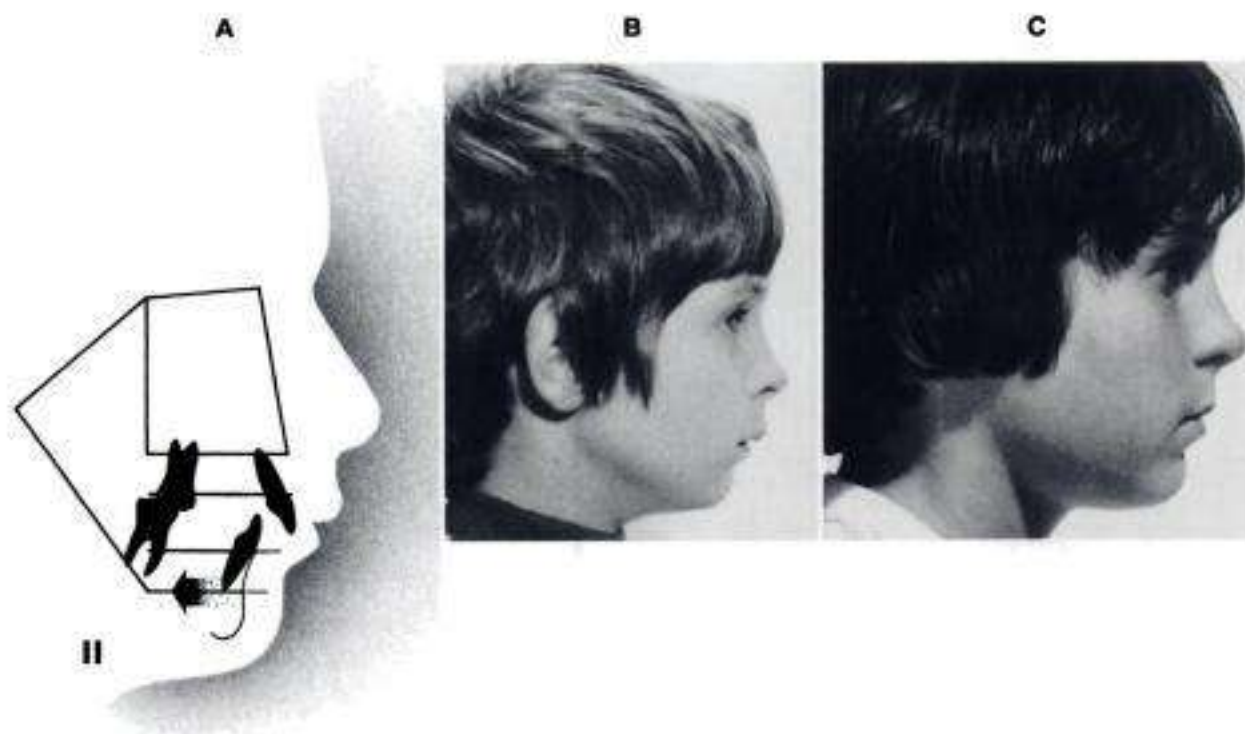
**Figura 11-19**

**A,** Retrognatismo bimaxilar de Clase I. **B y D,** Antes del tratamiento. **C y E,** Después del tratamiento.



**Figura 11-20**

**A.** Retrognatismo mandibular de Clase II. **B y C.** Antes del tratamiento. Los pacientes con un desarrollo vertical excesivo muestran demasiado tejido gingival al sonreír.



**Figura 11-21**

**A.** Retrognatismo mandibular de Clase II. **B.** Antes del tratamiento. **C.** Después del tratamiento.

Lo que evidencia este análisis es que no se deben tratar todas las maloclusiones de Clase I de la misma manera, ya que se trataría de un juicio clínico poco adecuado. Las maloclusiones de Clase I con un desarrollo vertical excesivo del área nasomaxilar deberían ser tratadas mejor con la extracción de los cuatro primeros molares que con extracción seriada seguida de la exodoncia de los cuatro primeros premolares (v. fig. 11-129).

De manera similar, puede resultar una maloclusión de Clase II de la protrusión alveolodental maxilar, de la retrusión alveolodental mandibular, de un maxilar prognático causado por un complejo nasomaxilar adelantado, de una base craneal anterior larga o un ángulo de la base craneal plano, de una mandíbula retrognática causada por un cuerpo corto, una rama estrecha, un ángulo goníaco agudo y un desarrollo vertical excesivo del complejo nasomaxilar, así como de una combinación de todos ellos.

Lo que es incluso más evidente es que debe estudiarse con mucha seriedad la extracción seriada en las maloclusiones de Clase II. La extracción seriada ayuda a corregir discrepancias entre el tamaño dentario y de las arcadas, pero no necesariamente a corregir una relación de Clase II. Por tanto, el ortodoncista debe estar preparado para colocar aparatos durante un período de tiempo largo. El diagnóstico es particularmente importante, debido a que pueden extraerse dientes permanentes diferentes a los cuatro primeros premolares para el tratamiento de estas maloclusiones, tema al que se aludirá posteriormente en la discusión sobre el análisis del espacio total.

El análisis de proporciones faciales describe claramente la base multifactorial de la maloclusión y explica también la manera en que puede producirse una *compensación* para evitar o minimizar una discrepancia. El patrón facial de un paciente puede incluir un perfil de Clase I con armonía y equilibrio que resulta de un ángulo de la base craneal pequeño (que es una característica de la Clase III) y un cuerpo corto (que es una característica de la Clase II). Puesto que el maxilar y la mandíbula tienden al retrognatismo, el perfil que resulta está en equilibrio.

De manera similar, una *combinación* de factores puede dar lugar a una maloclusión más grave. Un paciente puede tener una maloclusión de Clase I como resultado de un

desarrollo vertical excesivo (característica de la Clase II) y un ángulo goníaco grande (característica de la Clase III). Sin embargo, en este ejemplo los dos factores no se equilibran entre sí, sino que se combinan para agravar la maloclusión. Esta dentición de Clase I no sería una buena candidata para la extracción de premolares o la extracción seriada (v. fig. 11-129).

**Ángulo alto (hiperdivergente<sup>71</sup>).** El patrón facial hiperdivergente incluye un plano mandibular inclinado que suele estar asociado a un maxilar prognático, una mandíbula retrognática, una protrusión alveolodental bimaxilar, una relación de mordida abierta entre los incisivos, una relación labial incompetente, una frente larga e inclinada con glabella y rebordes supraorbitarios marcados, una nariz aguileña o romana, larga y delgada, y un mentón retruido y aplanado que muestra la tensión muscular (fig. 11-22). Desde un punto de vista cefalométrico, el ángulo entre plano mandibular y S-N es mayor de 32 grados en el análisis de Steiner. El ángulo entre plano de Frankfurt y mandibular (AFM) es mayor de 25 grados en el análisis de Tweed. Características adicionales incluyen una cabeza con forma dolicocefala, una forma facial leptoprosópica, un ángulo goníaco grande, una rama corta, una apófisis coronoides pequeña, una escotadura antegoniana, una altura facial anterior larga, una altura facial posterior corta, un tercio facial inferior largo en relación con el tercio superior, un ángulo de la base del cráneo grande (responsable de la posición adelantada y hacia abajo del complejo nasomaxilar), y una posición hacia abajo y atrás de la mandíbula. Este patrón contribuye, a su vez, a un plano oclusal inclinado y, frecuentemente, a una curva exagerada de la oclusión. Los puntos siguientes son característicos: microgenia, sínfisis alargada y estrecha, paladar alto y estrecho, discrepancia entre el tamaño de los dientes y de los maxilares debida a dientes grandes, terceros molares retenidos, ángulo interincisal pequeño, incisivos sobreerupcionados a pesar de una tendencia a la mordida abierta, perfil convexo del tejido blando, músculos temporales débiles, espacio faríngeo restringido con la lengua adelantada, respiración bucal, aperturas nasales estrechas, crecimiento mandibular vertical y biotipo corporal ectomórfico con un desarrollo esquelético lento y postura deficiente. La



**Figura 11-22**

Patrón facial de ángulo alto.

**Figura 11-23**

Patrón facial de ángulo bajo.

extracción de los dientes es una parte habitual del plan de tratamiento ortodóncico en estos patrones faciales. La extracción es necesaria para aliviar el apiñamiento, ayudar a la corrección de la tendencia a la mordida abierta y enderezar los incisivos inferiores. Dependiendo de su gravedad, puede permitirse la extracción seriada.

**Ángulo pequeño (hiperdivergente<sup>71</sup>).** El patrón facial de ángulo pequeño suele mostrar un ángulo reducido del plano mandibular acompañado de una relación esquelética horizontal favorable o un patrón facial ortognático, retrusión alveolodental bimaxilar, relación de sobremordida profunda de los incisivos, mentón prominente, perfil de los tejidos blandos recto o cóncavo y nariz corta o *respingona* (fig. 11-23). Desde un punto de vista cefalométrico, el ángulo entre plano mandibular y S-N es inferior a 32 grados en el análisis de Steiner. El AFM es menor de 25 grados en el análisis de Tweed. Características adicionales incluyen una cabeza con forma braquicéfala ancha, una forma facial euriprosópica, ojos muy separados, huesos de las mejillas prominentes, frente proyectada, glabella y rebordes supraorbitarios menos prominentes, ángulo goníaco pequeño, ramas anchas y largas, apófisis coronoides grandes y ausencia de la escotadura antegoníaca en el borde inferior de la mandíbula. La altura facial anterior es igual a la altura facial posterior. Comparado con el tercio facial superior, el tercio facial inferior es pequeño. Un ángulo pequeño de la base del cráneo es responsable de una posición hacia arriba y atrás del complejo nasomaxilar y una posición hacia arriba y adelante de la mandíbula. La macrogenia es habitual. La bóveda palatina es plana, con una arcada dentaria ancha y dientes pequeños. Los incisivos inferiores pueden estar apiñados como resultado de una sobremordida profunda o puede presentarse una dentición con diastemas. Es característico un porcentaje elevado de agencias dentarias. Se produce una mayor abrasión de los dientes, junto con una formación y erupción tempranas de los mismos. Se presentan también labios finos, surco mentoniano profundo, músculos maseteros potentes, con tracción vertical, músculos temporales fuertes y un espacio faríngeo más grande, con la lengua en posición posterior. Se

produce menos empuje lingual durante la deglución en los patrones faciales de ángulo pequeño. Las aperturas nasales son grandes. El crecimiento mandibular es horizontal. El cuerpo es endomórfico, con edad esquelética avanzada y postura erguida. Estos pacientes tienen menos necesidad de extracciones y se realizan todos los esfuerzos posibles para evitar la extracción de los dientes. Puede ganarse longitud de las arcadas corrigiendo la sobremordida profunda y enderezando los dientes inferiores. La extracción seriada, en la mayoría de los casos, está contraindicada.

### Los dientes

De acuerdo con el Orthodontic Research Project de Burlington<sup>15</sup>, el 34% de los niños de 3 años tienen una oclusión normal. En el momento en el que llegan a los 12 años, sólo el 11% tiene una intercuspidación normal, es decir, una reducción del 23%. Los factores ambientales locales son los responsables. Por ejemplo, la dentición apiñada se produce debido a una modificación de la longitud de arcada a causa de la pérdida prematura de los dientes deciduos.

Respecto al 66% de los niños de 3 años destinados a sufrir los embates de la maloclusión, el 41% se encuentra en una relación dental de Clase I, el 23% en una Clase II y sólo el 2% en Clase III. Cuando estos niños llegan a los 12 años, el 55% tiene maloclusiones de Clase I, el 32% tiene Clase II y el 2% sigue teniendo Clase III, es decir, un aumento total del 23%. Repetimos que este incremento se debe principalmente a los factores ambientales locales.

La extracción seriada es un procedimiento interceptivo diseñado para ayudar a la corrección de discrepancias hereditarias entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas. Debido a que las maloclusiones del 66% de los niños de 3 años son hereditarias (con un número significativo de discrepancias entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas), la extracción seriada es una ayuda muy valiosa del tratamiento interceptivo. Esto es cierto especialmente en el 41% de las maloclusiones de Clase I y, en un grado menor, en el 23% de las maloclusiones de Clase II.

Las maloclusiones de Clase I son ideales para la extracción seriada, debido a que la dentición se encuentra, básicamente, en una relación favorable y es posible un tratamiento exitoso con un tratamiento mecánico mínimo. Las condiciones ideales para la extracción seriada son: 1) una discrepancia hereditaria verdadera entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas y relativamente grave; 2) una dentición mixta con escalón mesial que conduce a una relación permanente de Clase I; 3) un resalte mínimo de los incisivos; 4) una sobremordida mínima, y 5) un patrón facial que es ortognático o con una ligera protrusión alveolodental.

#### Análisis clínico

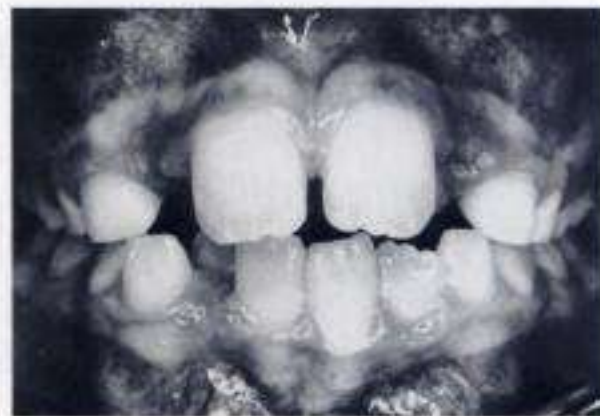
**Apiñamiento hereditario.** Los signos de una discrepancia hereditaria verdadera entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas podrían reseñarse de la siguiente manera:

1. Protrusión alveolodental bimaxilar sin espaciamiento interproximal (fig. 11-24).
2. Incisivos inferiores apiñados.

3. Un desplazamiento de la línea media de los incisivos inferiores permanentes, que resulta en la exfoliación prematura del canino deciduo del lado con apiñamiento (fig. 11-25).
4. Desplazamiento de la línea media de los incisivos inferiores permanentes con los incisivos laterales del lado apiñado bloqueados, habitualmente hacia lingual (fig. 11-26), pero en ocasiones hacia vestibular (fig. 11-27).
5. Área creciente de reabsorción externa en la parte mesial de las raíces de los caninos deciduos provocada por el apiñamiento de los incisivos laterales permanentes (v. fig. 11-6).
6. Exfoliación bilateral de los caninos inferiores deciduos, que da lugar a una posición verticalizada de los incisivos inferiores permanentes. Esto, a su vez, aumenta el resalte (fig. 11-28) y/o la sobremordida (fig. 11-29).
7. Dispersión de los incisivos permanentes superiores o inferiores provocada por la posición apiñada de los caninos que no han erupcionado (fig. 11-30).



**Figura 11-24**  
Protrusión alveolodental bimaxilar.



**Figura 11-26**  
Incisivo lateral inferior permanente bloqueado por lingual, con discrepancia de la línea media.



**Figura 11-25**  
Exfoliación prematura de un canino inferior deciduo con el resultado de una discrepancia de la línea media.



**Figura 11-27**  
Incisivo lateral inferior permanente bloqueado por vestibular, con discrepancia de la línea media. (De Dale JG: Trauma: its influence on orthodontics treatment planning, Dent Clin North Am 26:565, 1982.)



**Figura 11-28**

Exfoliación bilateral de los caninos inferiores deciduos, que da lugar a un aumento del resalte, con incisivos inferiores verticalizados.



**Figura 11-29**

Exfoliación bilateral de los caninos inferiores deciduos, que da lugar a un aumento de la sobremordida a medida que los incisivos inferiores se retraen. (De Dale JG: *Trauma: its influence on orthodontics treatment planning*, Dent Clin North Am 26:565, 1982.)



**Figura 11-30**

Dispersión de los incisivos laterales superiores.

8. Recesión gingival en la superficie vestibular del incisivo inferior prominente (fig. 11-31).
9. Abultamiento prominente en el maxilar o la mandíbula causado por el apiñamiento de los caninos no erupcionados (fig. 11-32).
10. Discrepancia entre el tamaño de los dientes temporales y permanentes, que reduce el espacio de deriva.
11. Erupción ectópica de los primeros molares superiores permanentes, que da lugar a la exfoliación prematura de los segundos molares temporales, lo que indica falta de desarrollo en la zona de la tuberosidad (v. fig. 11-53).
12. Posición en empalizada de los primeros, segundos y terceros molares superiores permanentes en la zona de la tuberosidad, que indica de nuevo una falta de desarrollo de los maxilares (fig. 11-33).
13. Retención de los segundos molares inferiores permanentes en ausencia de tratamiento.



**Figura 11-31**

Recesión gingival. (De Dale JG: *Trauma: its influence on orthodontics treatment planning*, Dent Clin North Am 26:565, 1982.)



**Figura 11-32**

Abultamiento del canino en el maxilar. (De Dale JG: *Trauma: its influence on orthodontics treatment planning*, Dent Clin North Am 26:565, 1982.)

Las discrepancias hereditarias verdaderas entre el tamaño de los dientes y de las arcadas deben diferenciarse de las denticiones apiñadas resultantes de factores que tienen una naturaleza más ambiental. El apiñamiento hereditario verdadero será tratado mejor probablemente con ayuda de extracciones y, si se descubren pronto, con extracción seriada. Sin embargo, el apiñamiento resultante de factores ambientales puede ser tratado sin extracciones.

**Apiñamiento ambiental.** El apiñamiento ambiental puede producirse en las siguientes condiciones:

1. Traumatismo (fig. 11-34).
2. Tratamiento iatrogénico (fig. 11-35).
3. Discrepancia en el tamaño de dientes individuales (fig. 11-36).
4. Discrepancia entre el tamaño de los dientes inferiores y superiores maxilares.
5. Aberración en la forma de los dientes (fig. 11-37).
6. Aberración en el patrón eruptivo de los dientes permanentes (fig. 11-38).
7. Transposición dentaria (v. fig. 11-38).



Figura 11-35

Irregularidad y extrusión causada por un elástico colocado alrededor de los incisivos centrales superiores.



Figura 11-33

Molares superiores en empalizada.



Figura 11-36

Discrepancia en el tamaño de dientes individuales.



Figura 11-34

Dentición apiñada como consecuencia de quemaduras faciales graves.



Figura 11-37

Incisivo lateral superior rotado con el cingulo agrandado.





**Figura 11-38**  
Canino superior erupcionado en la posición del premolar.



**Figura 11-40**  
Premolar maxilar rotado que ocupa más espacio que el que ocuparía en su posición normal.



**Figura 11-39**  
Irregularidad causada por la reabsorción irregular de los caninos superiores temporales.



**Figura 11-41**  
Irregularidad causada por un segundo molar superior decíduo anquilosado. Obsérvese la restauración a pesar del hecho de que el diente está cubierto por tejido gingival.

8. Reabsorción irregular de los dientes temporales (fig. 11-39).
9. Rotación de dientes (fig. 11-40).
10. Supresión de los dientes temporales (fig. 11-41).
11. Reducción de la longitud de la arcada provocada por caries interproximal en los dientes temporales (v. fig. 11-50).
12. Pérdida prematura de los dientes temporales, lo que da lugar a una reducción de la longitud de la arcada por la migración ulterior de los dientes permanentes (v. figs. 11-51 a 11-54).
13. Secuencia de erupción alterada (v. fig. 11-63).
14. Secuencia de exfoliación de los dientes temporales (v. fig. 11-54).
15. Retención prolongada de los dientes temporales (fig. 11-42).

Debido a que la extracción seriada se lleva a cabo durante el período de dentición mixta, es importantísimo llevar a cabo un examen cuidadoso de la transformación desde la dentición decidua a la permanente.



**Figura 11-42**  
Irregularidad causada por la retención prolongada de los dientes temporales.

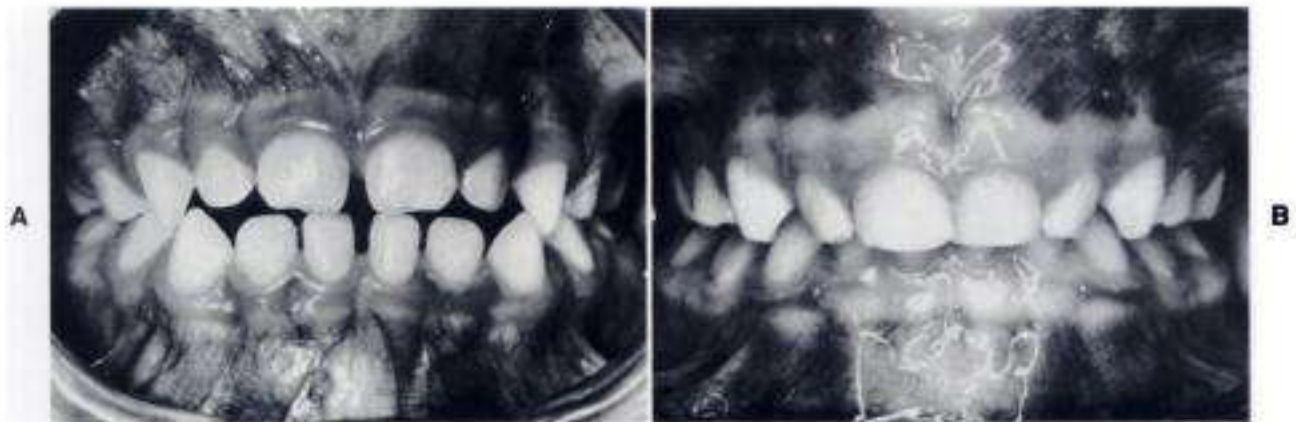


Figura 11-43

Denticiones espaciada (A) y cerrada (B).

### Desarrollo dental

**Dentición temporal.** El primer artículo que se publicó sobre la dentición decidua fue escrito por Jacobi<sup>44</sup> en 1860. Meredith<sup>32</sup>, en el *Journal of Dental Research*, revisó extensamente todos los artículos sobre dientes deciduos anteriores a 1946. Observó que sólo se había publicado la sexta parte de los estudios sobre la dentición decidua en revistas dentales; el resto apareció en revistas relacionadas con antropología, biología, desarrollo infantil y temas similares. Lundt y Law<sup>49</sup>, escribiendo en el *Journal of the American Dental Association*, han completado la revisión posterior a 1946.

La mayor edad registrada en un paciente sin que hubiera erupcionado ningún diente temporal fue de 13 meses, y la edad más joven a la que están visibles todos los dientes deciduos es de 13 meses. El espectro para la erupción de los 20 dientes es entre 18 y 30 meses.

Según Robinow y cols.<sup>70</sup>, la erupción tardía es una variable más común, y los segundos molares son los más cambiantes en su erupción.

Baume<sup>59</sup>, en sus artículos clásicos de los años cincuenta, mostró que la relación entre los dientes temporales puede dividirse en tres categorías: 1) plano terminal recto, 76%; 2) escalón mesial, el 14%, y 3) escalón distal, el 10%. El escalón mesial es una relación ideal que guía rutinariamente a los primeros molares permanentes hacia una intercuspidación de Clase I favorable. El plano terminal recto, que es con mucho la relación más frecuente, es el que se debe observar de la manera más crítica. Dependiendo de una serie de factores, el plano terminal recto guía a los molares permanentes a una relación normal de Clase I o anormal de Clase II. La transformación disminuye la longitud de la arcada en la dentición superior o inferior, dependiendo de la situación. Esto es crucial a la hora de evaluar la cantidad y el tipo de apiñamiento antes del tratamiento. El escalón distal, como regla, guía a los primeros molares permanentes hacia una maloclusión de Clase II.

Delabarre<sup>20</sup>, en 1918, fue el primero en describir el espacio interproximal de la dentición decidua. Baume<sup>5</sup> concluyó en 1950 que no se produce un espaciamiento fisiológico después de la erupción de los dientes temporales

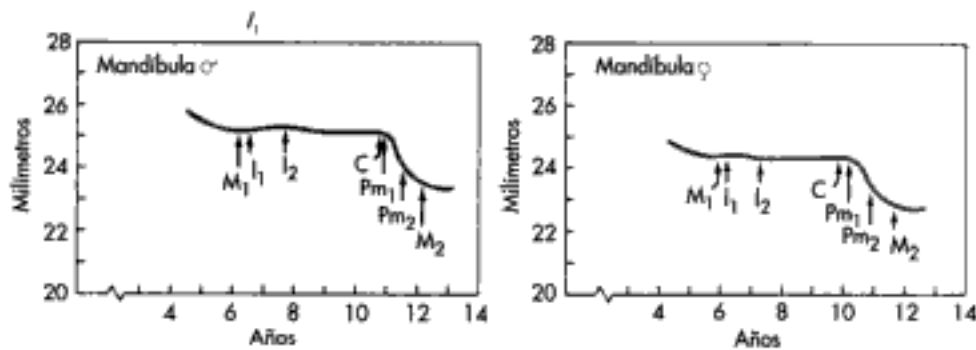


Figura 11-44

Reducción del espacio tras la pérdida prematura de los incisivos centrales superiores temporales.

y destacó que se tiene una dentición *espaciada* o *cerrada* (fig. 11-43). El *espaciamiento primario* se produce en el maxilar en el 70% de los pacientes y en la mandíbula en el 63% de los mismos. No existen espacios en la dentición superior del 30% de los pacientes y ninguno en la dentición inferior del 37%. La distancia intercanina en el maxilar es de 1,7 mm más en las denticiones *espaciadas* que en las *cerradas*. En la mandíbula, la distancia intercanina es de 1,5 mm más. De acuerdo con Baume, una dentición temporal sin espacios es seguida de apiñamiento de la dentición permanente en el 40% de los casos. Contrariamente a la concepción errónea mantenida ampliamente, la longitud de arcada disminuye tras la pérdida prematura de un incisivo temporal (fig. 11-44). Esto es especialmente cierto si el incisivo se pierde prematuramente. Es cierto también que si la dentición temporal es una dentición *cerrada*, existe una tendencia a una relación de Clase II entre los molares y a una relación de sobremordida profunda entre los incisivos.

La sobremordida está relacionada con el crecimiento de los maxilares y la velocidad de erupción de los incisivos. La



**Figura 11-45**

Reducción de la longitud de la arcada como resultado del movimiento hacia delante de los dientes posteriores. (De Moorrees CF, Reed RB: *Changes in dental arch dimension expressed on the basis of tooth eruption as a measure of biologic age*. J Dent Res 44:129, 1965.)

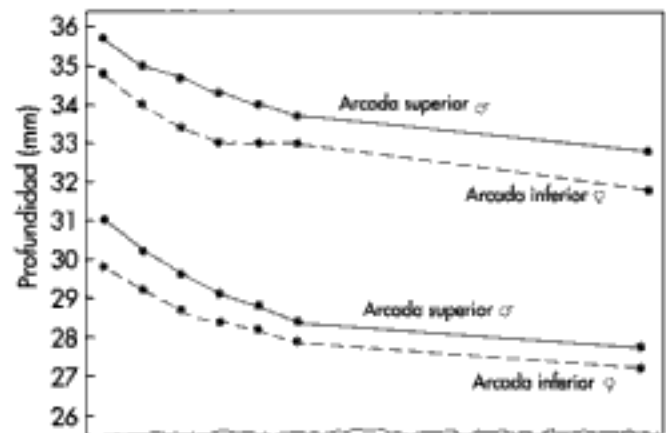
sobremordida disminuye desde la dentición temporal a la permanente en un 10% de los casos, permanece constante en el 43% y aumenta en el 47% de las ocasiones. Según Baume, el 40% de las denticiones deciduas presenta una ligera sobremordida<sup>8</sup>. En el momento en que erupciona la dentición permanente, ésta se ha reducido en un 19%, esto es, una disminución del 21%. Aproximadamente el 29% de la dentición temporal tiene una sobremordida media, que baja un 2% hasta llegar al 27%, y el 31% tiene una sobremordida grave, que aumenta al 54% en la dentición permanente, un incremento del 23%. Por tanto, la sobremordida aumenta de la dentición temporal a la permanente.

Zsigmundy<sup>62</sup>, en 1890, fue el primero que midió las dimensiones de la arcada en la dentición temporal. De acuerdo con Baume, la dimensión de la arcada no se modifica durante la dentición decidua; la longitud de la arcada no cambia en el maxilar en el 89% de los casos y en la mandíbula en el 83%; la anchura de la arcada no cambia en el maxilar en el 82% de los casos y en la mandíbula en el 83%<sup>7</sup>.

En 1921, Franke<sup>26</sup> fue el primero en describir la reducción de la longitud de la arcada con pérdida natural de los dientes temporales. Desde entonces, muchos investigadores han confirmado estos hallazgos.

Dentición mixta. Actualmente, una evidencia científica abrumadora indica que los dientes posteriores se mueven hacia delante a lo largo de la vida. Esto tiende a reducir la longitud de la arcada. Moorrees<sup>63</sup> establece que la longitud de la arcada disminuye de 2 a 3 mm entre los 10 y los 14 años, cuando los molares temporales son sustituidos por los premolares permanentes (fig. 11-45). Ha demostrado también que la circunferencia de la arcada se reduce unos 3,5 mm en la mandíbula de los niños y 4,5 mm en la de las niñas durante el período de dentición mixta.

DeKock<sup>19</sup> midió un 10% de disminución en la longitud de la arcada para los hombres y del 9% para las mujeres en un período de 10 años más allá del período de dentición mixta, entre los 12 y los 26 años (fig. 11-46). Brodie<sup>13</sup> ha observado que en los niños recién nacidos, la lengua tien-



**Figura 11-46**

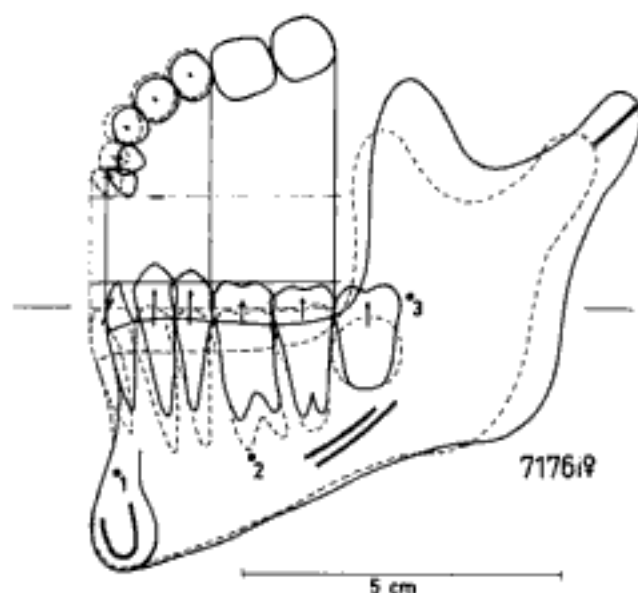
Reducción en la profundidad de la arcada. (De DeKock WH: *Dental arch depth and width studies longitudinally from 12 years of age to adulthood*. Am J Orthod 62:56, 1972.)

de a rellenar la cavidad oral y, a menudo, sobrepasa el límite de los rebordes alveolares. Como consecuencia del crecimiento anterior más rápido de los maxilares en el período posnatal, la lengua queda retrasada y pasa a ocupar una posición más posterior en la cavidad oral. Esto concuerda con la posición verticalizada de los incisivos que se produce en muchos adolescentes, como observaron Enlow<sup>25</sup>, Bjork<sup>11</sup> (fig. 11-47), Tweed<sup>27</sup> y otros.

Estos hallazgos sugieren que conforme el crecimiento de la cara continúa en una dirección anterior hacia la edad adulta, empuja a la mandíbula hacia la musculatura facial, lo que da lugar a un vector de fuerza posterior sobre las coronas de los incisivos. Por ello, la longitud de la arcada disminuye desde los lados anterior y posterior. Repetimos que la extracción seriada se basa en el hecho de que la longitud de arcada no aumenta. Si el apiñamiento es evidente a los 8 años, no mejorará con el crecimiento y desarrollo posteriores.

**Primeros molares.** Pueden presentarse diversas situaciones para los primeros molares permanentes. En los pacientes con una dentición temporal *espaciada* y una relación de los molares deciduos en un plano terminal recto, los primeros molares inferiores permanentes emergen aproximadamente a los 6 años, mueven los molares temporales hacia mesial, cierran el espacio distal a los caninos temporales, convierten el plano terminal recto en una relación de escalón mesial, reducen la longitud de la arcada en la dentición inferior y permiten que los molares superiores permanentes erupcionen en una relación de Clase I. Esto ha sido denominado la *migración mesial temprana* (fig. 11-48).

En pacientes con una dentición temporal *cerrada* y un plano terminal recto, los primeros molares permanentes superiores e inferiores erupcionan hacia una relación cús-



**Figura 11-47**

Enderezamiento de los incisivos con crecimiento hacia delante. (De Björk A: *Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method.* J Dent Res 42:400, 1963.)

pide a cúspide, simplemente debido a que no existen espacios. Aproximadamente a los 11 años, los segundos molares inferiores temporales migran hacia mesial, hacia el espacio de deriva en exceso proporcionado por las diferencias en las dimensiones mesiodistales entre los segundos molares temporales y los segundos premolares permanentes. De nuevo, esto reduce la longitud de la arcada, convierte el plano terminal en un escalón mesial y permite una relación de Clase I de los primeros molares permanentes. Se ha denominado esta migración como *migración mesial tardía* (fig. 11-49) y ha sido corroborada por las investigaciones de Moorrees<sup>63</sup> (v. fig. 11-45). Si los primeros molares superiores permanentes erupcionan antes que los molares inferiores, se produce justo lo contrario de la migración mesial temprana, una relación de Clase II anormal, y, como resultado, disminuye la longitud de la arcada superior.

Si se permite el desarrollo de caries interproximales extensas en el maxilar, se producirá una situación similar: la reducción de la longitud de la arcada, lo que provocará apiñamiento (fig. 11-50).

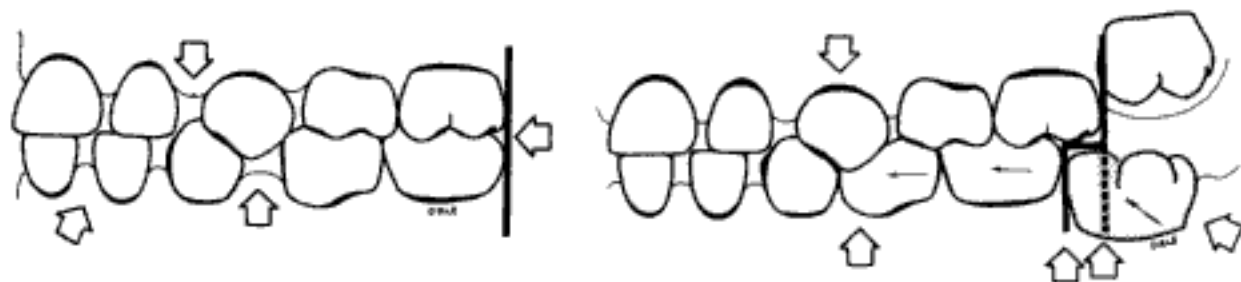
Si la caries es tan extensa que hay que extraer los segundos molares superiores deciduos, de nuevo se producirá apiñamiento (fig. 11-51).

De manera similar, y esto es contrario a la creencia popular, la pérdida prematura de los primeros molares superiores temporales producirá apiñamiento (fig. 11-52).

La erupción ectópica de los primeros molares superiores permanentes, que da lugar a la exfoliación prematura de los segundos molares temporales y a la pérdida de longitud de arcada, indica una falta de desarrollo de la tuberosidad. Esto produce no sólo apiñamiento, sino también una relación molar de Clase II (fig. 11-53).

Si la secuencia de exfoliación de los segundos molares temporales se invierte y se pierde el molar superior antes que el inferior, se obtendrá una relación de Clase II de los primeros molares permanentes. De nuevo, la longitud de la arcada disminuirá y se producirá un apiñamiento en el maxilar (fig. 11-54).

En cambio, si el segundo molar inferior temporal se pierde demasiado pronto, la longitud de la arcada inferior se reducirá hasta tal punto que se sobrepasará el espacio de deriva normal y se producirá apiñamiento (fig. 11-55).



**Figura 11-48**

Migración mesial temprana. (De Baume LJ: *Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. II. The biogenesis of the accessional dentition.* J Dent Res 29:331, 1950.)

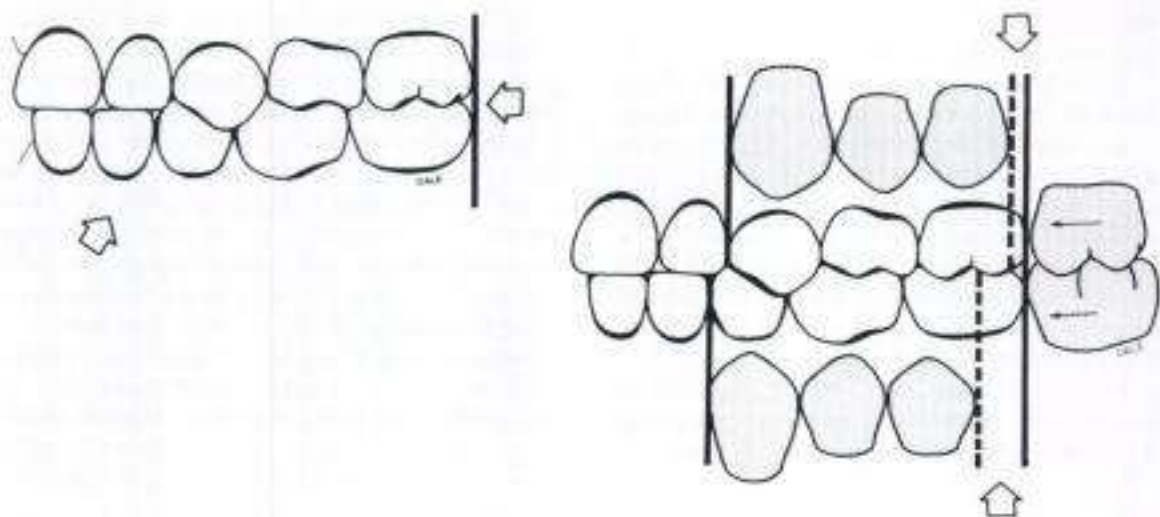


Figura 11-49

Migración mesial tardía. (De Baume LJ: *Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. II. The biogenesis of the accessional dentition*, J Dent Res 29:331, 1950.)

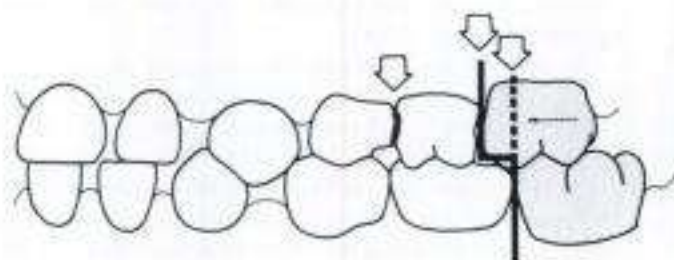


Figura 11-50

Reducción de la longitud de la arcada como resultado de caries.

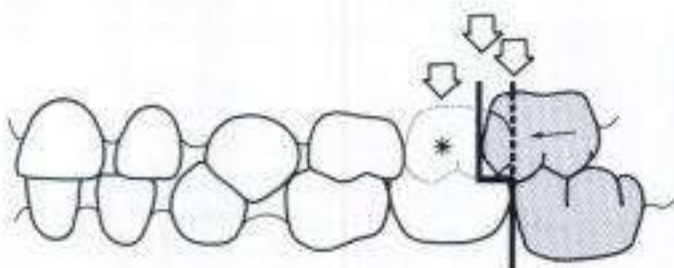
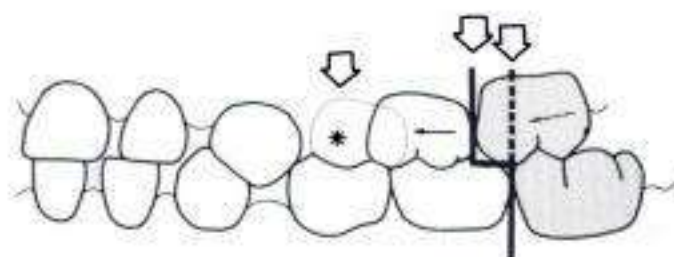
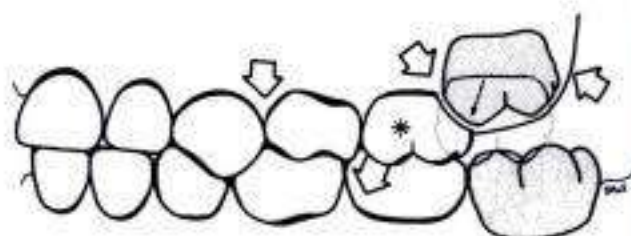


Figura 11-51

Reducción de la longitud de la arcada como resultado de la pérdida prematura de los segundos molares superiores temporales.

**Figura 11-52**

Reducción de la longitud de la arcada como resultado de la pérdida prematura de los primeros molares superiores temporales.

**Figura 11-53**

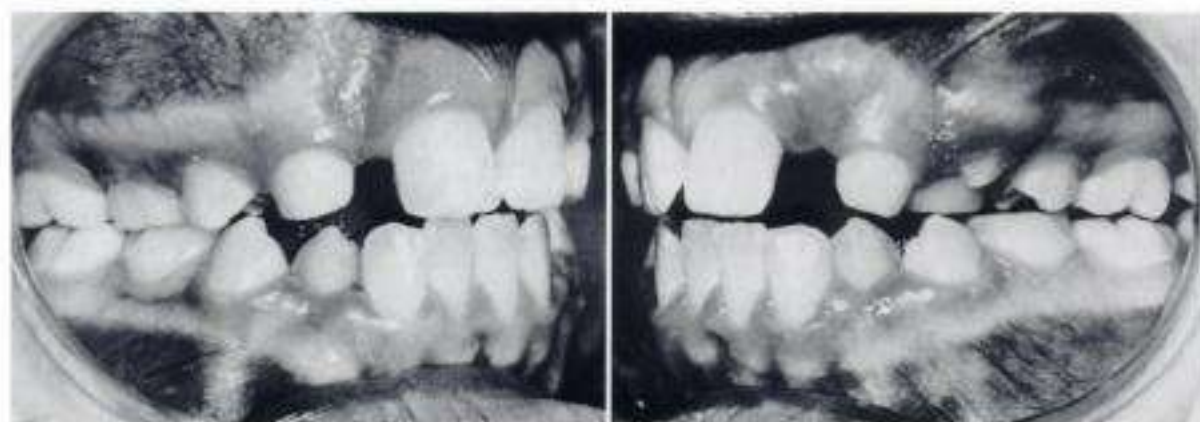
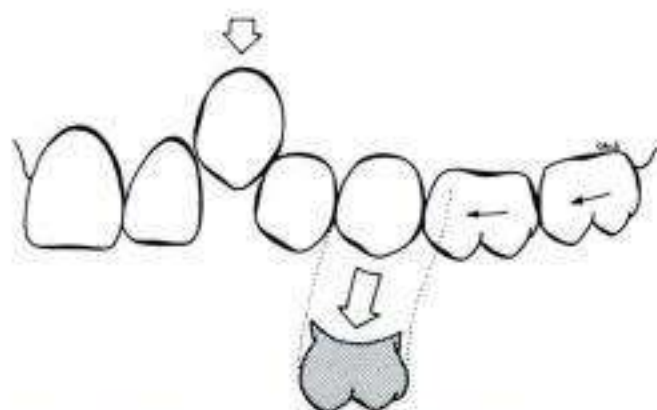
Reducción de la longitud de la arcada como resultado de la erupción ectópica de los primeros molares superiores temporales.

El espacio de deriva normal, según Moyers<sup>46</sup>, es de 2,6 mm (1,3 mm a cada lado) en el maxilar y de 6,2 mm (3,1 mm a cada lado) en la mandíbula. Sin embargo, este espacio de deriva varía considerablemente y debería medirse en cada paciente. Es posible que exista discrepancia entre el tamaño de los dientes temporales y el tamaño de los dientes permanentes a tal punto que no quede espacio de deriva suficiente. Puede existir un espacio de deriva negativo. Según Horowitz y Hixon<sup>40</sup>, las correlaciones en el tamaño entre un solo diente temporal y su sucesor varían desde  $r = 0.2$  a  $r = 0.6$ . Esto significa que entre el 4 y el 36% existe una correlación favorable entre el tamaño del diente temporal y de su sucesor. En otras palabras, si el diente temporal es pequeño, su sucesor será pequeño. Según Arita e Iwagaki<sup>3</sup>, Hixon y Oldfather<sup>38</sup>, Lewis y Lehman<sup>47</sup>, Moorrees y Chadha<sup>65</sup> y Moorrees y cols.<sup>69</sup>, la correlación entre el tamaño de los dientes temporales y sus sucesores es aproximadamente  $r = 0.5$ . Por tanto, en el 25% de las

ocasiones existe una relación positiva. Esto no es demasiado favorable para una oclusión óptima.

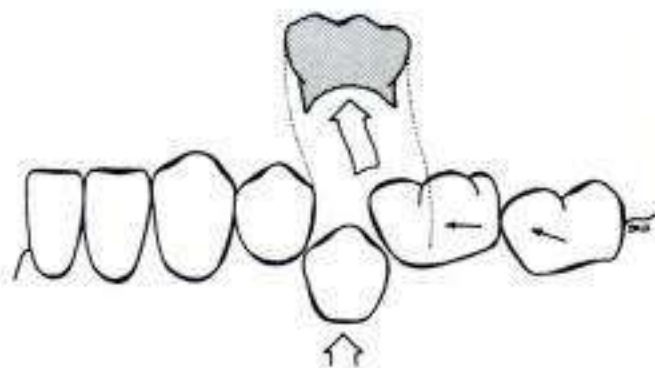
**Incisivos.** Pueden existir diversas situaciones también para los incisivos. De forma ideal, el *espaciamiento primario* de la dentición temporal espaciada será suficiente, junto con otros factores, para permitir la acomodación y alineación favorable de los incisivos permanentes sucesores (fig. 11-56).

En denticiones temporales cerradas, los incisivos laterales inferiores permanentes erupcionan y los caninos temporales inferiores se mueven lateralmente. De esta manera, se crea un espacio que permite que los dientes permanentes erupcionen con una alineación favorable. Esto recibe el nombre de *espaciamiento secundario* y lo describió por primera vez Baume en 1950 (fig. 11-57)<sup>7</sup>. El espaciamiento secundario se produce también cuando los incisivos centrales inferiores permanentes están erupcionando (fig. 11-58).



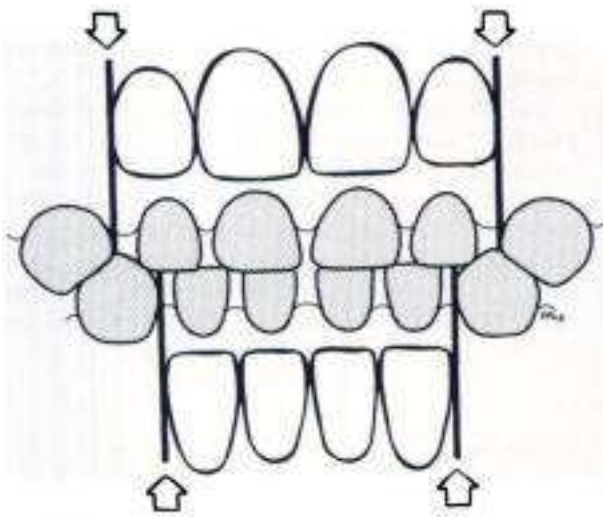
**Figura 11-54**

Reducción de la longitud de la arcada como resultado de la exfoliación prematura de los segundos molares superiores temporales.



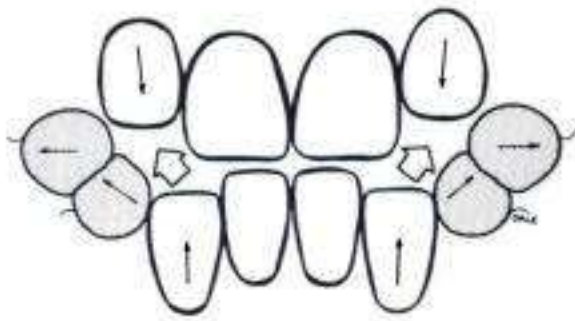
**Figura 11-55**

Reducción de la longitud de la arcada como resultado de la pérdida prematura de los segundos molares inferiores temporales.



**Figura 11-56**

Espaciamiento primario.



**Figura 11-57**

Espaciamiento secundario que se produce cuando erupcionan los incisivos laterales inferiores permanentes.



**Figura 11-58**

Espaciamiento secundario producido cuando erupcionan los incisivos centrales superiores.



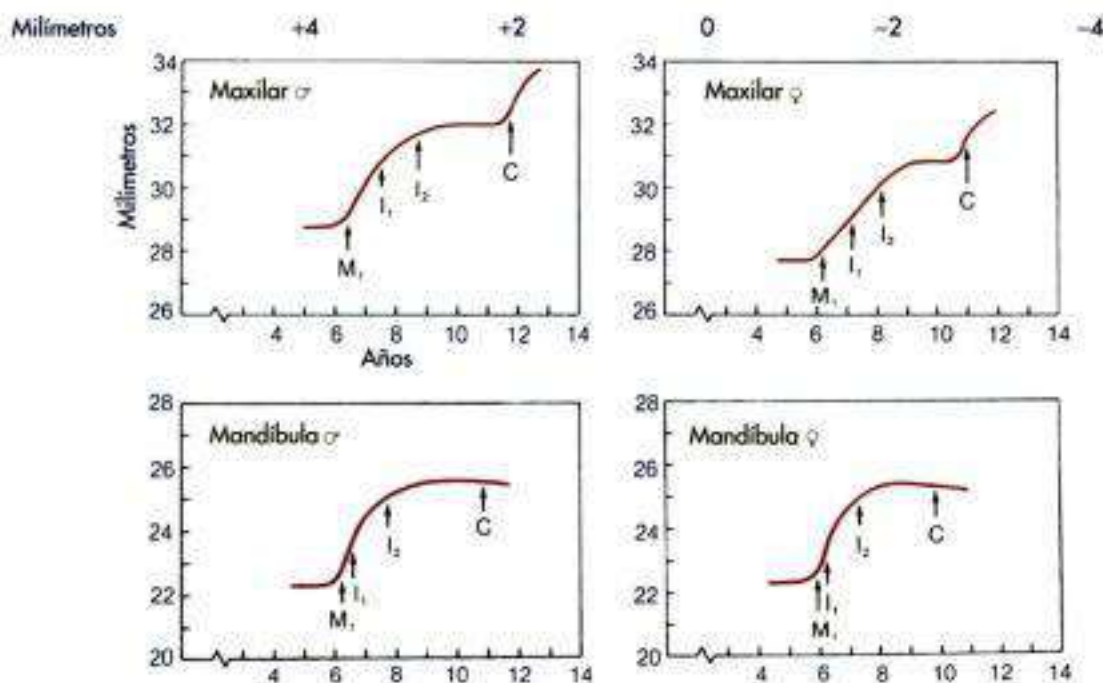
Ambas observaciones han sido corroboradas por los hallazgos de Moorrees<sup>65</sup>, que muestran un aumento en la anchura intercanina durante el período de erupción de los incisivos (fig. 11-59).

Moorrees ha demostrado también un incremento en la circunferencia de la arcada superior de 1,5 mm en los niños y de 0,5 mm en las niñas, en este período del desarrollo<sup>66</sup>.

Si los caninos temporales tienen menor tamaño (fig. 11-60), o son extraídos cuando se está produciendo este fenómeno natural, aumenta la distancia intercanina y puede no

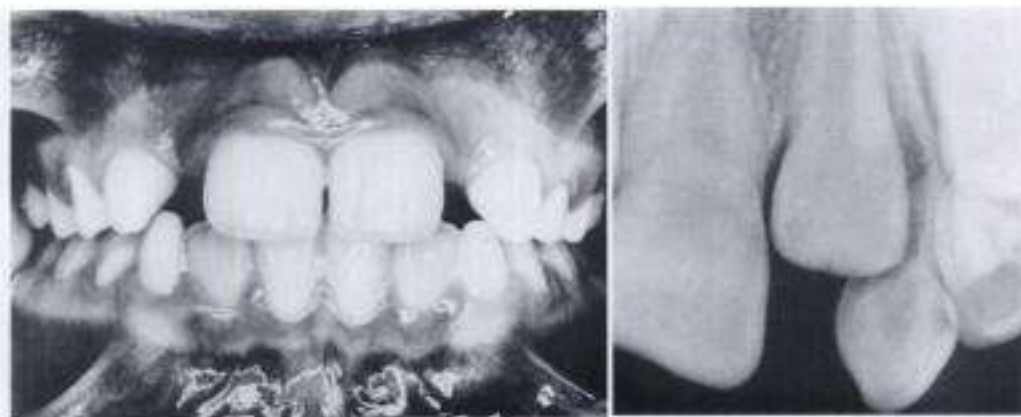
producirse el *espaciamento secundario*. Por ello, estas discrepancias límite pueden convertir un tratamiento sin extracciones en otro con ellas.

Las investigaciones llevadas a cabo por Moorrees y Chadha<sup>66</sup> han demostrado un incremento en el apiñamiento de los incisivos superiores e inferiores cuando erupcionan en la cavidad oral. Sin embargo, 2 mm de apiñamiento del sector incisivo en la mandíbula de los niños se recuperará y no habrá apiñamiento a los 8 años, como promedio. Las niñas recuperarán aproximadamente 1 mm del apiñamiento. Las denticiones superio-



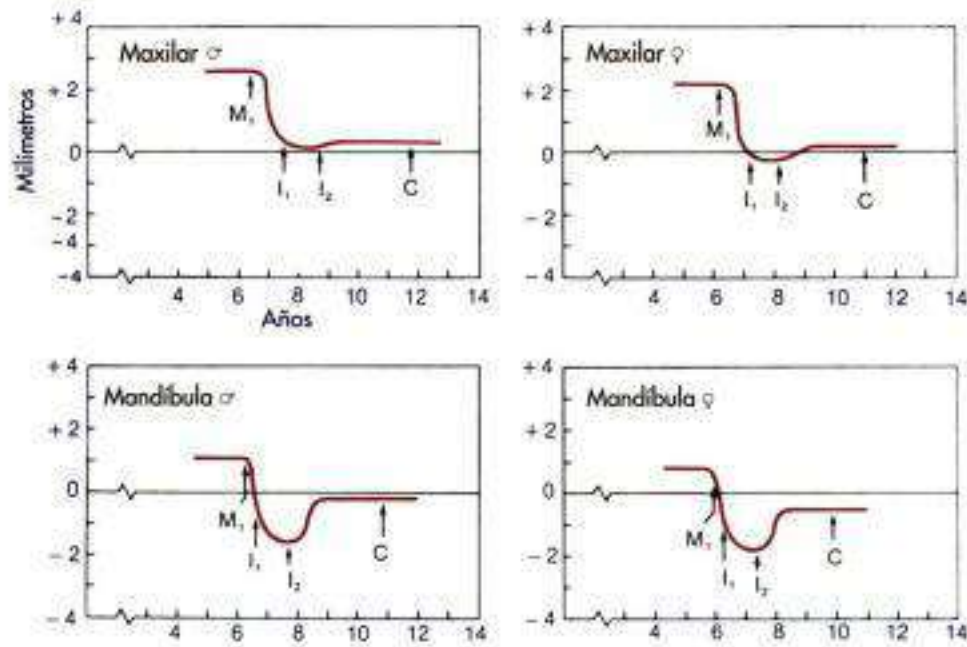
**Figura 11-59**

Distancia intercanina promedio. (De Moorrees CE, Reed RB: Changes in dental arch dimension expressed on the basis of tooth eruption as a measure of biologic age. J Dent Res 44:129, 1965.)



**Figura 11-60**

Efecto de la reducción interproximal de los caninos inferiores temporales en el espaciamento secundario del maxilar.



**Figura 11-61**

Espacio disponible en el segmento incisivo. (De Moorres CF, Chadha IM: Available space for the incisors during dental development: a growth study based on physiological age. Angle Orthod 33:44, 1963.)

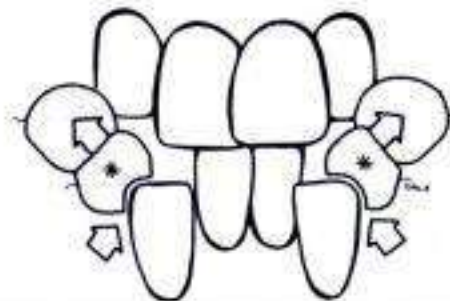
res de los niños y niñas no muestran la misma tendencia al apiñamiento. Sin embargo, durante la erupción de los incisivos, el espacio de 2 a 3 mm se reduce a cero (fig. 11-61). Se trata de un hallazgo significativo, debido a que le indica al clínico que no se alarme con una pequeña cantidad de apiñamiento en las fases iniciales de erupción de los incisivos permanentes. Debería retrasarse la reducción de tamaño, o la extracción, de los caninos temporales. De hecho, el paciente puede no requerir extracciones.

La distancia intercanina aumenta más en el maxilar y en las denticiones cerradas. Una discrepancia hereditaria verdadera entre el tamaño de los dientes y de las arcadas se caracteriza por la erupción ectópica de los incisivos laterales inferiores permanentes y por la exfoliación prematura de los caninos deciduos (fig. 11-62).

Warren Mayne<sup>50</sup> describió en 1969 un concepto que denominó *limitación de los incisivos*. En su discusión, señaló la forma en que los incisivos podían ser utilizados clínicamente para determinar el apiñamiento anterior.

Describió las siguientes cuatro variables principales:

1. Según Black<sup>12</sup>, los cuatro incisivos superiores permanentes son, de media, 7,6 mm más grandes que los incisivos temporales. Los cuatro incisivos inferiores permanentes son 6 mm más grandes. Esta diferencia de tamaño es la *limitación de los incisivos*. Dicha limitación varía considerablemente de individuo a individuo y, por esta razón, deben utilizarse las mediciones de los propios dientes del paciente en el análisis. Existe una limitación favorable cuando el espaciamiento primario de la dentición espaciada es suficiente para permitir la



**Figura 11-62**

Erupción ectópica de los incisivos laterales inferiores permanentes y su efecto en el espaciamiento secundario.

erupción de los incisivos permanentes sin apiñamiento (v. fig. 11-56).

2. Existe una situación más precaria de limitación de incisivos cuando no hay *espaciamiento primario* en una dentición decidua cerrada. En este caso, el individuo depende del desarrollo del *espaciamiento secundario* para crear suficiente espacio para que los incisivos permanentes erupcionen sin apiñamiento (v. figs. 11-57 y 11-58).
3. Se presenta una situación imposible cuando la limitación de incisivos es de tal magnitud que el crecimiento y el desarrollo no serán nunca capaces de cumplir las demandas de espacio requeridas por los incisivos permanentes. Estos pacientes están destinados a un apiñamiento grave y a la irregularidad desde el principio (v. fig. 11-62).
4. En la dentición temporal, el espaciamiento interdental puede oscilar entre 0 y 10 mm en el maxilar, con una media de 4 mm, y entre 0 y 6 mm en la mandíbula, con un promedio de 3 mm.
5. Durante el período de erupción de los incisivos permanentes, en las denticiones superior e inferior se produce un grado importante de desarrollo de la anchura de arcada intercanina. En la mandíbula el aumento se produce entre los 6 y los 9 años para los niños, y entre los 6 y los 8 años para las niñas. En el maxilar aumenta más tarde, a los 16 años en los niños y a los 12 en las niñas (v. fig. 11-59).
6. Después de los 10 años de edad se esperan pocos cambios en la anchura intercanina de los niños y las niñas. De acuerdo con Moorrees<sup>63</sup>, el incremento medio en la dentición inferior de los niños y niñas es de unos 3 mm, y en el maxilar es de unos 4,5 mm (v. fig. 11-59).
7. De acuerdo con Mayne<sup>50</sup>, los incisivos permanentes erupcionan ligeramente por vestibular de la posición en la arcada de los incisivos temporales y, al menos por un tiempo, están en una posición más saliente. Baume ha estimado que los incisivos permanentes totalmente erupcionados están 2,2 mm por delante de los incisivos temporales en el maxilar y 1,3 mm en la mandíbula<sup>6</sup>. Puede cuestionarse esta estimación debido a que varias investigaciones han establecido que la longitud de la arcada disminuye después de la erupción y otras han establecido que la posición verticalizada de los incisivos contribuye a esta disminución. A pesar de ello, la posición incisal es importante y se discutirá más adelante en el apartado Análisis del espacio total.

Puede evaluarse el apiñamiento de los incisivos utilizando las variables que acaban de ser descritas. Primero, existe una situación *favorable*, descrita previamente, cuando existe suficiente *espaciamiento primario* en la dentición temporal espaciada que permita la erupción de los incisivos permanentes sin apiñamiento (tabla 11-1; v. también fig. 11-56).

En segundo lugar, existe una situación *precaria* con una dentición temporal cerrada. Es necesario un aumento sustancial de la anchura intercanina para proporcionar *espaciamiento secundario*, de manera que los incisivos permanentes erupcionen sin un apiñamiento apreciable (v. fig. 11-57

**TABLA 11-1 Limitación incisiva**

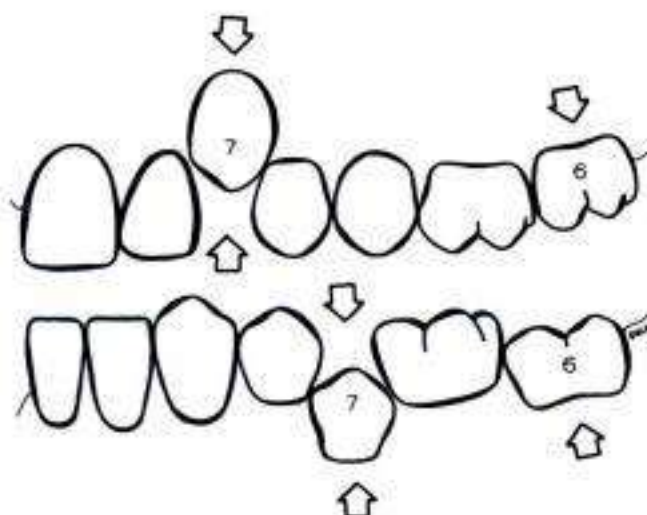
Situación	Maxilar (mm)	Mandíbula (mm)
<b>Espaciamiento primario favorable</b>		
Limitación incisiva	-6,2	-4,3
Espaciamiento interdental	+4	+3
Posición incisal	+2,2	+1,3
	<u>6,2</u>	<u>4,3</u>
Cantidad de apiñamiento	—	—
<b>Espacio secundario precario</b>		
Limitación incisiva	-9,2	-7,3
Espaciamiento interdental	+4	+3
Anchura intercanina	+3	+3
Posición incisal	+2,2	+1,3
	<u>9,2</u>	<u>7,3</u>
Cantidad de apiñamiento	—	—
<b>Imposible: ectópico</b>		
Incisivo	-14,2	-12,3
Espaciamiento interdental	+4	+3
Anchura intercanina	+3	+3
Posición incisal	+2,2	+1,3
	<u>9,2</u>	<u>7,3</u>
Cantidad de apiñamiento	5	5

y tabla 11-1). En estos pacientes, el clínico evita la reducción interproximal o la extracción de los caninos temporales (v. fig. 11-60).

Finalmente, existe una situación *imposible* con una discrepancia hereditaria verdadera entre el tamaño de los dientes y de las arcadas, y una limitación incisal que no puede ser compensada con el espaciamiento interdental, con el aumento de la anchura intercanina o con el posicionamiento hacia vestibular de los incisivos permanentes (v. fig. 11-62 y tabla 11-1). La extracción seriada puede ser beneficiosa para estos individuos.

**Caninos, premolares y segundos molares.** La secuencia de erupción más frecuente en el maxilar es la siguiente: primer molar, incisivo central, incisivo lateral, primer premolar, segundo premolar, canino y segundo molar permanentes. La secuencia de erupción más frecuente en la mandíbula es la siguiente: primer molar, incisivo central, incisivo lateral, canino, primer premolar, segundo premolar y segundo molar permanentes. De acuerdo con Lo y Moyers<sup>48</sup>, esta combinación da lugar a la mayor incidencia de oclusión favorable. Más niñas que niños tienen una combinación favorable.

Una secuencia desfavorable puede dar lugar a apiñamiento. Por ejemplo, si los segundos molares erupcionan prematuramente pueden afectar a los caninos en el maxilar, y a los segundos premolares en la mandíbula (fig. 11-63). Los segundos molares superiores erupcionan por delante de



**Figura 11-63**

Secuencia de erupción desfavorable. Los segundos molares permanentes están erupcionando de forma temprana, con bloqueo de los caninos superiores y a los segundos premolares inferiores.



**Figura 11-64**

Retención prolongada del segundo molar superior temporal que provoca el apiñamiento del canino permanente.



**Figura 11-65**

Retención prolongada del segundo molar inferior deciduo que provoca el apiñamiento del primer premolar.

los molares inferiores en el 89,11% de los pacientes de Clase II, mientras que sólo en el 56,5% de los casos los primeros molares superiores erupcionan por delante de sus homólogos inferiores<sup>45</sup>. Por tanto, los segundos molares son más importantes que los primeros molares en el desarrollo de una relación de Clase II.

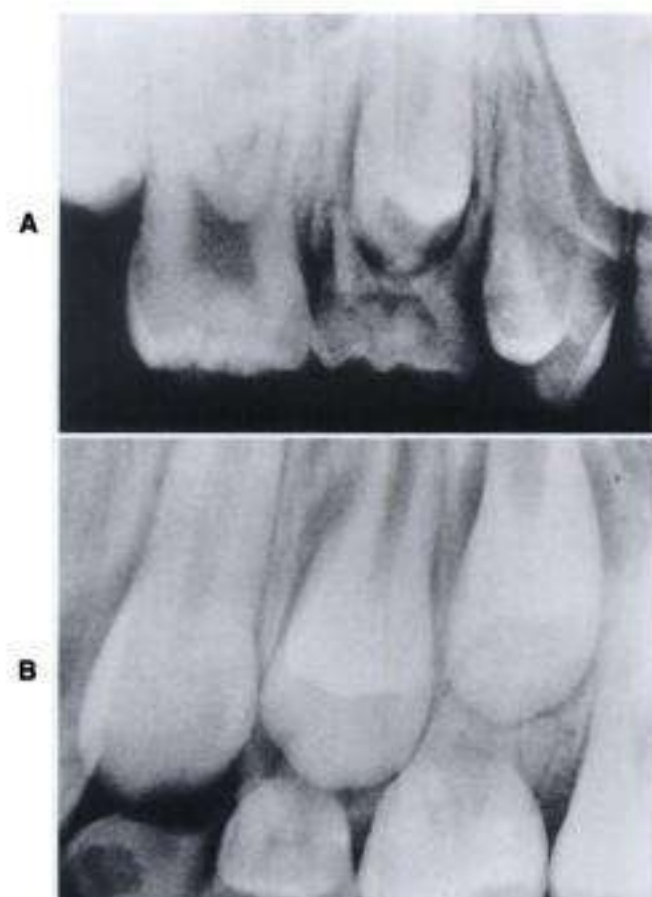
La exfoliación temprana de los dientes deciduos puede alterar la alineación de la dentición, lo que reduce la longitud de la arcada en el maxilar (v. figs. 11-51, 11-52 y 11-54) y en la mandíbula (v. fig. 11-55).

La retención prolongada de los dientes temporales puede provocar el apiñamiento de los dientes permanentes en el maxilar (fig. 11-64) o en la mandíbula (fig. 11-65).

Clinicamente, los segundos molares temporales parecen resistir hasta cierto punto la migración mesial. Raramente observa el ortodoncista segundos molares inferiores temporales inclinados hacia mesial después de la pérdida prematura de los primeros molares temporales. Sin embargo, se observa que los primeros molares inferiores permanentes adquieren una inclinación mesial exagerada tras

la pérdida de los segundos molares temporales. En esta situación es crucial la posición relativa de los premolares no erupcionados. Cuando se pierden prematuramente los segundos molares inferiores temporales, los segundos premolares permanentes suelen estar situados profundamente en el hueso alveolar. Esto puede favorecer la inclinación hacia delante del primer molar permanente. Cuando se pierde prematuramente el primer molar inferior temporal, el primer premolar permanente (que está programado para erupcionar antes que el segundo premolar) no está tan profundamente sumergido en el hueso. Por tanto, la tendencia a inclinación del segundo molar temporal no es tan grande. El primer premolar no erupcionado tiende a servir de soporte al segundo molar temporal.

Contrariamente a la creencia popular, puede reducirse la longitud de la arcada y perderse espacio después de la exfoliación prematura o la extracción del primer molar temporal (v. fig. 11-52). Esto es especialmente cierto en la mandíbula, donde la formación de una cresta de hueso alveolar en forma de filo de cuchillo obstru-

**Figura 11-66**

**A.** Secuencia de erupción en el maxilar que es favorable para la extracción. **B.** Secuencia desfavorable.

ye y retrasa la erupción del primer premolar subyacente (v. fig. 11-99).

La pérdida prematura de los molares temporales conduce inmediatamente a considerar el mantenimiento del espacio. Sin embargo, el uso de mantenedores de espacio depende de un diagnóstico exhaustivo y puede ser modificado con un plan de tratamiento posterior. Si el paciente tiene una dentición normal o el plan de tratamiento no incluye la extracción de los dientes permanentes, puede colocarse un mantenedor de espacio.

En el maxilar, aproximadamente el 90% de las veces el primer premolar erupciona por delante del canino (fig. 11-66 y tabla 11-2). Esto es favorable para la extracción seriada y el mantenimiento de la sobremordida, debido a que los incisivos superiores no se mantienen adelantados. En un 10% de las ocasiones la secuencia es desfavorable para la extracción seriada y la sobremordida.

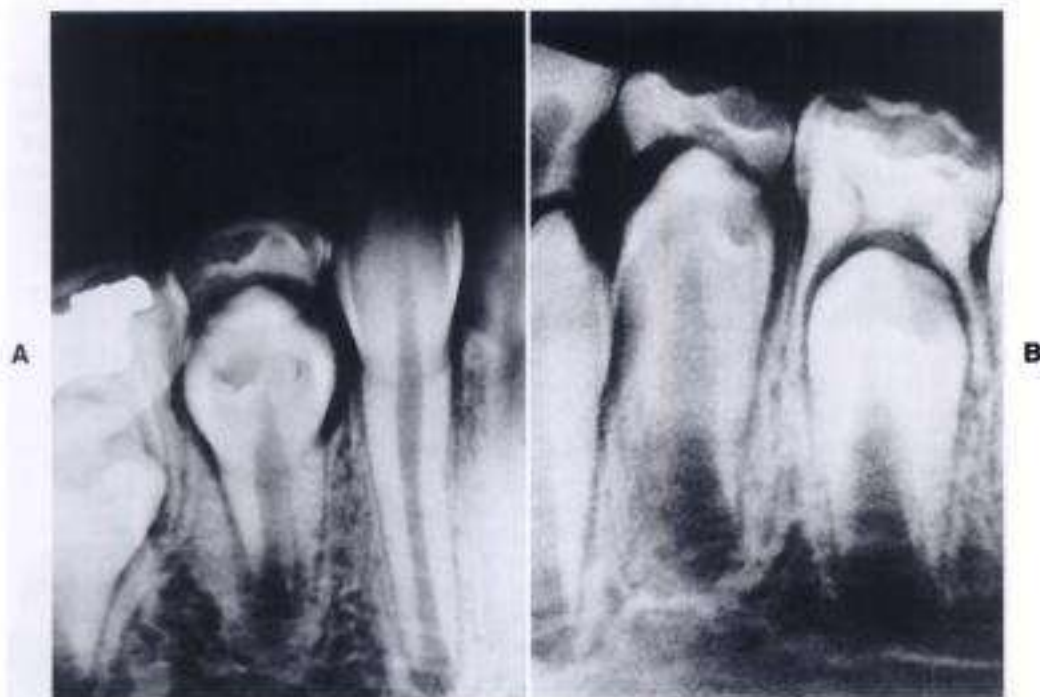
En la mandíbula, en un 80% de las ocasiones el canino erupciona por delante del primer premolar<sup>46</sup> (fig. 11-67; v. también tabla 11-2). De acuerdo con Baker<sup>4</sup>, esta secuencia de erupción disminuye la sobremordida, debido a que mantiene los incisivos inferiores en una posición adelantada. Sin embargo, la secuencia no es favorable para la

**TABLA 11-2** Secuencia de erupción en el maxilar y la mandíbula

	Secuencia	Casos	Porcentaje
<b>Maxilar</b>			
1	6 1 2 4 5 3 7	115	48,72
2	6 1 2 4 3 5 7	38	16,01
3	6 1 2 4 5 7 3	28	11,87
4	6 1 2 3 4 5 7	14	5,93
5	6 1 2 4 3 7 5	13	5,51
6	6 1 2 5 4 3 7	6	2,54
7	6 1 2 4 7 5 3	5	2,12
8	6 1 2 4 7 3 5	4	1,69
9	6 1 2 5 3 4 7	2	0,84
10	6 1 2 3 4 7 5	2	0,84
11	1 6 2 4 5 3 7*	2	0,84
12	6 1 2 3 5 4 7	1	0,42
13	6 1 2 5 4 7 3	1	0,42
14	6 1 2 3 7 4 5	1	0,42
15	6 1 2 7 4 5 3	1	0,42
16	6 4 1 2 5 3 7*	1	0,42
17	6 1 5 2 4 3 7*	1	0,42
18	1 2 6 4 3 5 7*	1	0,42
		236	100,00
<b>Mandíbula</b>			
1	6 1 2 3 4 5 7	108	45,77
2	6 1 2 3 4 7 5	44	18,64
3	6 1 2 4 3 5 7	20	8,47
4	6 1 2 3 7 4 5	14	5,93
5	6 1 2 4 5 3 7	14	5,93
6	6 1 2 5 3 4 7	6	2,54
7	6 1 2 3 5 4 7	6	2,54
8	6 1 2 4 3 7 5	5	2,12
9	6 1 2 5 4 3 7	4	1,69
10	6 1 2 4 5 7 3	3	1,27
11	6 1 2 3 5 7 4	3	1,27
12	1 6 2 3 4 5 7*	3	1,27
13	1 2 6 3 4 5 7*	0	0,84
14	6 1 2 5 7 3 4	1	0,42
15	6 1 2 7 4 5 3	1	0,42
16	1 6 2 4 5 3 7*	1	0,42
17	1 2 6 4 5 3 7*	1	0,42
		236	100,00

De Lo RE, Moyers RE: Am J Orthod 39:460, 1953.

\*Todos los casos marcados con un asterisco han sido tomados de los archivos de la Facultad de Odontología de la Universidad de Toronto. Muestran una secuencia anormal de erupción de los tres primeros dientes. Esto les permite a los investigadores su seguimiento a lo largo de un tiempo más prolongado que el que los datos de la Cruz Roja permitiría. Se insertan en las siguientes tablas para evitar el perjuicio de la secuencia final de porcentajes.

**Figura 11-67**

**A.** Secuencia de erupción en la mandíbula que es desfavorable para la extracción seriada. **B.** Secuencia favorable.

extracción seriada. En un 20% de las ocasiones, la secuencia es favorable para la extracción seriada pero no para el mantenimiento de la sobremordida; esto es, los primeros premolares están por delante de los caninos.

La extracción seriada es beneficiosa para evitar la reabsorción de las raíces de los incisivos laterales superiores por los caninos retenidos. Cuando se extrae el canino superior en la extracción seriada, el espacio entre el incisivo lateral y el primer molar temporales se reduce significativamente. Sin embargo, cuando se extrae el primer molar temporal en el momento adecuado, erupciona el primer premolar, lo que permite que los caninos permanentes que no han erupcionado se alejen de la raíz del incisivo lateral. Al extraer el primer premolar, el canino erupciona entonces sin dificultad y sin peligro para el incisivo lateral. Existen ciertas situaciones, que discutiremos más adelante, en las que se extraen los primeros molares temporales antes que los caninos temporales para permitir que erupcionen los premolares. Esta extracción puede practicarse, en caso de preocupación, en maloclusiones sin extracciones. Los autores no han observado la reabsorción de un incisivo lateral por un canino retenido en 33 años de práctica de la extracción seriada (fig. 11-68).

### Análisis del espacio total

Los análisis de la dentición mixta han sido orientados dentalmente a lo largo de la historia. Por desgracia, incluso hoy, las discrepancias entre el tamaño de los dientes y de la arcada diagnosticadas en el período de dentición mixta se evalúan mediante análisis orientados hacia los dientes. Es-

**Figura 11-68**

Canino superior permanente retenido que provoca una reabsorción desfavorable de la raíz del incisivo lateral.

tos análisis serán denominados *métodos convencionales*. Su objetivo es evaluar, tan exactamente como sea posible, el apiñamiento futuro en la dentición permanente utilizando una predicción de la anchura mesiodistal de los caninos y premolares inferiores permanentes. El valor obtenido se añade a la medición ya conocida de los incisivos inferiores permanentes. Esto representa el *espacio requerido*. Este espacio se resta de la circunferencia de la arcada del *espacio disponible*. Si el resultado es significativamente negativo se prevé un apiñamiento futuro.

Tweed<sup>76</sup>, estudiando la relación entre los incisivos inferiores y el plano mandibular, observó que si los dientes no se encuentran en una relación estable con el hueso basal después del tratamiento, el resultado puede recidivar. A la vista de esto, no es adecuado realizar únicamente un análisis de la dentición mixta orientado a los dientes. Es preferible un análisis de orientación facial que incorpore las relaciones de los incisivos con respecto al hueso basal. Este análisis se describirá como el *método de Tweed*.

Además, los diferentes análisis de la dentición mixta muestran sólo la discrepancia y no indican la zona exacta en la que se produce. En muchos casos, el problema queda confinado a una zona específica. Debido a que podemos dirigir el tratamiento específicamente a una zona, es deseable conocer la zona afectada. El análisis del espacio total proporciona esta información precisa.

Levern Merrifield<sup>55</sup>, perteneciente a la Charles H. Tweed International Foundation of Orthodontic Research, desarrolló el análisis del espacio total. Los ayudantes de Merrifield continúan evaluando y probando el análisis del espacio total.

García-Hernández y Dale<sup>27</sup> completaron un estudio de 60 pacientes en el consultorio de los autores. Uno de los objetivos era comparar el método convencional, el método de Tweed y el método del análisis del espacio total en el diagnóstico de las discrepancias entre el tamaño de los dientes y de las arcadas antes de la extracción seriada. De los archivos de la clínica se seleccionó a 60 individuos (30 niños y

30 niñas) con una edad cronológica media de 8 años y 4 meses (intervalo de 7 años y 7 meses a 11 años y 3 meses).

Todos los individuos tenían una dentición mixta de Clase I. Se disponía de modelos de estudio, radiografías periapicales, cefalometrías, fotografías faciales y transparencias intraorales en color de todos los sujetos. Para cada individuo se realizaron diversos análisis de la dentición mixta.

### Método convencional

Los cálculos se llevaron a cabo de la siguiente manera. Para el *espacio requerido* se midieron los cuatro incisivos inferiores en su mayor diámetro mesiodistal de la corona utilizando un calibre deslizante de Boley con picos en punta. Todas las mediciones se realizaron con el dispositivo paralelo a los bordes incisales de los dientes y las lecturas se efectuaron con aproximación a 0,1 mm (fig. 11-69). Los valores



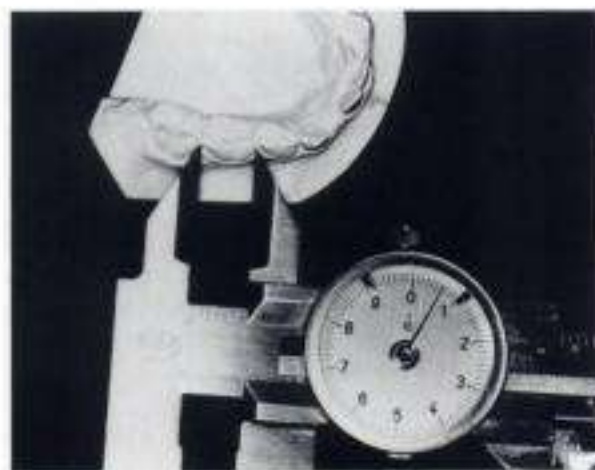
**Figura 11-70**

Medición del espacio necesario en la radiografía periapical con un medidor de Boley.



**Figura 11-69**

Medición del espacio necesario sobre los modelos de estudio con un medidor de Boley.



**Figura 11-71**

Medición del segundo molar temporal sobre el modelo de estudio con un medidor de Boley para ayudar a comprobar una magnificación radiográfica.

para los caninos y premolares no erupcionados se obtuvieron midiendo el mayor diámetro mesiodistal de su corona o las imágenes de la radiografía periapical (fig. 11-70).

Para reducir la magnificación radiográfica, se usó la fórmula recomendada por Huckaba<sup>42</sup> en todas las mediciones radiográficas:

$$x = \frac{(y) (x^1)}{y^1}$$

en la que *x* es el tamaño estimado del dientes permanente, *x*<sup>1</sup> es el tamaño radiográfico de los dientes permanentes, y



Figura 11-72

Medición del espacio disponible en el modelo de estudio con un alambre de ligadura de bronce.

el tamaño del segundo molar inferior temporal en el modelo (fig. 11-71) e *y*<sup>1</sup> el tamaño radiográfico del molar temporal.

Se añadieron los valores obtenidos para los incisivos inferiores en el modelo y los de los caninos y premolares en la radiografía para proporcionar el espacio requerido.

El espacio disponible se obtuvo extendiendo un alambre de bronce de 0,832 mm de diámetro desde mesiovestibular del primer molar permanente de un lado a mesiovestibular del molar del lado opuesto pasando a través de las cúspides vestibulares y los bordes incisales de los dientes restantes (fig. 11-72). El alambre se estiró con cuidado y se midió con un dispositivo de Boley hasta una aproximación de 0,1 mm.

La diferencia en los valores obtenidos para el espacio requerido y el espacio disponible era la cantidad de discrepancia.

### Método de Tweed

Los valores para el espacio requerido y el espacio disponible se obtuvieron según el método convencional (figs. 11-69 a 11-72).

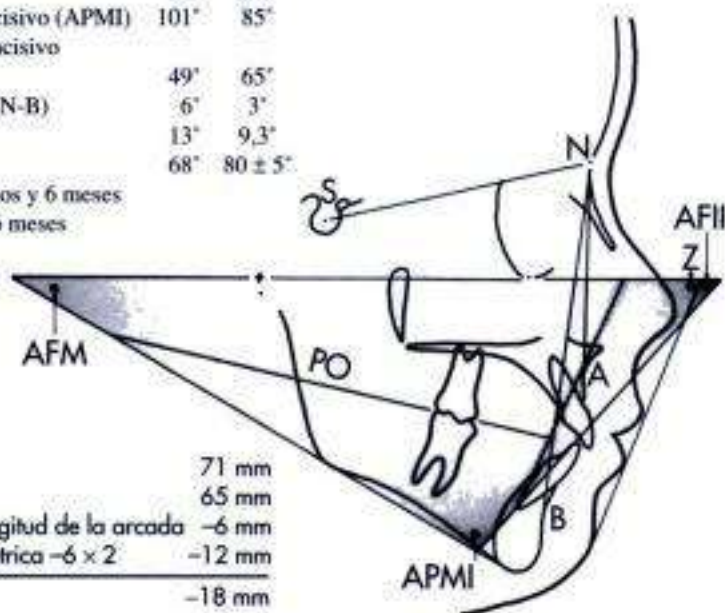
Se comprobaron las relaciones entre la inclinación axial de los incisivos inferiores y el hueso basal en un trazado cefalométrico lateral. Se comprobó la cantidad de protrusión o retrusión alveolodental y se añadió al análisis de la dentición mixta (fig. 11-73).

La investigación de la Tweed Foundation ha establecido las siguientes relaciones:

Cuando el AFM está entre 21 y 29 grados, el ángulo entre el plano de Frankfort y eje del incisivo inferior (AFII) debería ser de 68 grados.

	Objetivo	
Ángulo entre plano de Frankfort y plano mandibular (AFM)	30°	30°
Ángulo entre plano mandibular e incisivo (APMI)	101°	85°
Ángulo entre plano de Frankfort e incisivo inferior (AFII)	49°	65°
Ángulo punto A-nasion-punto B (A-N-B)	6°	3°
Plano oclusal (PO)	13°	9,3°
Ángulo Z	68°	80 ± 5°

Edad cronológica, 7 años y 6 meses  
Edad dental, 6 años y 6 meses



1. Espacio requerido	71 mm
2. Espacio disponible	65 mm
3. Discrepancia de la longitud de la arcada	-6 mm
4. Discrepancia cefalométrica -6 × 2	-12 mm
<b>DISCREPANCIA TOTAL</b>	<b>-18 mm</b>

Figura 11-73

Método de Tweed. Corrección cefalométrica.



Cuando el AFM es 30 grados o más, el AFII debería medir 65 grados.

Cuando el AFM es 20 grados o menos, el ángulo entre plano mandibular e incisivo inferior (APMI) no debería superar los 92 grados.

Si para un AFM específico (30 grados) no se correspondía el AFII (49 grados), se trazaba una línea objetivo para formar el AFII requerido (65 grados). Así, se midió la distancia entre esta línea objetivo y la línea que pasa a través de la inclinación axial real de los incisivos inferiores en el plano oclusal con calibres de punta, con una aproximación de 0,1 mm (6 mm). Esta cifra se multiplicó por dos para incluir los lados derecho e izquierdo (12 mm). El total era la corrección cefalométrica, que se añadía a continuación a la diferencia entre el espacio requerido y el espacio disponible para obtener la discrepancia total (v. fig. 11-73).

**Análisis del espacio total**

Este método fue dividido en tres áreas (anterior, media y posterior) y se añadieron juntos los valores resultantes de cada área para obtener el déficit final (tabla 11-3).

**Área anterior.** Para el área anterior, el cálculo de la diferencia entre el espacio requerido y el espacio disponible se realizó según el mismo procedimiento descrito. Sin embargo, el *espacio requerido* incluía, además de la medición dentaria y de la corrección cefalométrica, la modificación del tejido blando.

**Medición dentaria.** Se añadieron las mediciones de la anchura de los incisivos inferiores en los modelos a los valores obtenidos de las mediciones radiográficas de los caninos. Ambas mediciones se llevaron a cabo según una técnica descrita previamente (v. figs. 11-69 a 11-71).

**Corrección cefalométrica.** Se calculó la corrección cefalométrica según el método de Tweed. Sin embargo, en lugar

**TABLA 11-3** Análisis del espacio total

	Deficit	Excedente
<b>Anterior</b>		
Espacio requerido		
Anchura de los dientes $\overline{3\ 2\ 1\ 1\ 2\ 3}$	39	
Corrección cefalométrica (68 - 50 = 18 × 0,8 = 14,4)	14,4	
Modificación del tejido blando (58 + 18 = 76 grados)	—	
Espacio disponible		<u>36 (alambre de bronce)</u>
	17,4	
<b>Medio</b>		
Espacio requerido	58	
Anchura de los dientes $\overline{6\ 5\ 4\ 4\ 5\ 6}$		
Curva oclusal $\left(\frac{1,5 + 1,5}{2} = 1,5 + 0,5 = 2,0\right)$	2	
Espacio disponible		<u>60 (alambre de bronce)</u>
<b>Posterior</b>		
Espacio requerido	42	
Anchura de los dientes $\overline{8\ 7\ 7\ 8}$		
Espacio disponible		
Disponible actualmente		4
Aumento estimado $\left(\begin{array}{l} 14\ \text{años} - 8,3\ \text{años} = 5,7\ \text{años} \\ 5,7\ \text{años} \times 3 = 17,1\ \text{mm} \end{array}\right)$		<u>17,1</u>
	20,9	
TOTAL	38,3	

*Déficit total:* 38,3 mm (anterior 17,4, posterior 20,9).  
*Extracción de los primeros premolares:* 16 mm (corrección del déficit anterior).  
*Nuevo déficit:* 38,3 - 16 = 22,3 mm.  
*Extracción de los terceros molares:* 20 mm (corrección del déficit posterior).  
*Déficit final:* 22,3 - 20 = 2,3 mm.

de realizar las mediciones de la distancia (en mm) sobre el plano oclusal entre la línea objetivo y la línea que indica la inclinación axial verdadera de los incisivos inferiores, el AFII real (en grados) se sustruía del ángulo propuesto y la diferencia (en grados) se multiplicaba por una constante (0,8) para dar la diferencia en mm (fig. 11-74; v. también tabla 11-3).

**Modificación del tejido blando.** Mientras que el método de Tweed añadía las relaciones dentales esqueléticas anteriores a los análisis de la dentición mixta orientada hacia la dentición, este método añade una consideración acerca del perfil del tejido blando. De esta manera, los dientes, los maxilares y el tejido blando están implicados en la valoración.

La modificación del tejido blando derivaba de la medición del ángulo Z de Merrifield<sup>54,55</sup> y le añadía la corrección cefalométrica (en grados). Si el ángulo Z corregido medía más de 80 grados, se modificaba la inclinación de los incisivos inferiores según necesidad (hasta un APMI de, aproximadamente, 92 grados). Si el ángulo corregido era inferior a 75 grados, era necesario un posicionamiento vertical adicional de los incisivos inferiores. Se midió el grosor del labio superior desde el borde del bermellón hasta la curvatura mayor de la superficie vestibular del incisivo central. Se medía el espesor total del mentón desde el tejido blando del mismo hasta la línea N-B.

Si el espesor del labio era mayor que el espesor del mentón, se determinaba la diferencia (en mm) multiplicada por dos y se añadía al espacio requerido. Si era menor o igual al espesor del mentón, no era necesaria ninguna modificación del tejido blando.

La figura 11-75 muestra a la paciente ML, descrita en la figura 11-74 y la tabla 11-3, que tenía una maloclusión de

Clase I típica con una protrusión alveolodental y una relación de incompetencia labial (fig. 11-75, A). Obsérvese la mejora en el equilibrio muscular y la armonía facial después de las extracciones seriadas y el tratamiento activo (fig. 11-75, B).

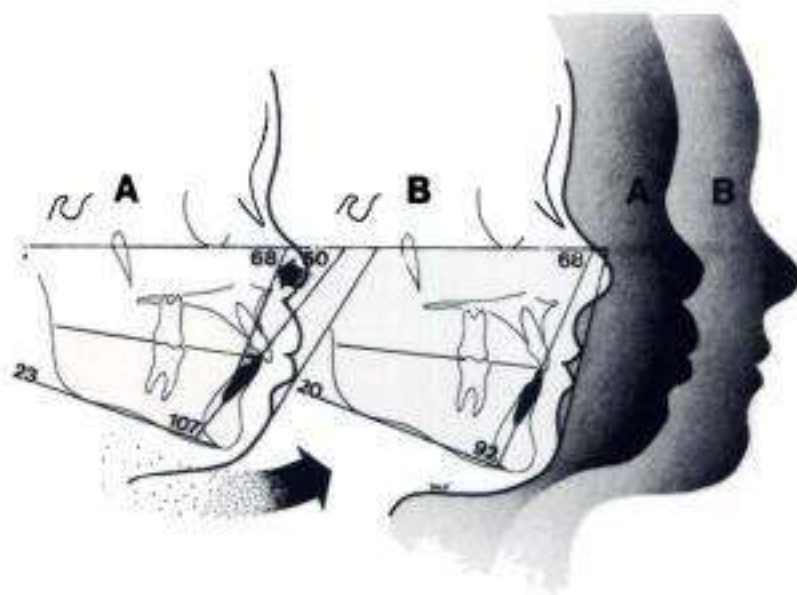
El *espacio disponible* se obtuvo colocando un alambre de bronce de 0,832 mm desde mesiovestibular del primer molar inferior temporal a mesiovestibular del molar opuesto (fig. 11-76). A continuación, se estiraba el alambre y se medía con un calibre de puntas con una aproximación de 0,1 mm. Este valor se restaba del espacio total requerido para obtener así el déficit (v. tabla 11-3).

**Área media.** Para el área media se realizaron cálculos de la diferencia entre el *espacio requerido* y el *espacio disponible*. En este caso, sin embargo, se consideró la curva mandibular de oclusión.

**Medición dentaria.** Las anchuras de las coronas de los primeros molares inferiores permanentes se midieron en su mayor diámetro mesiodistal sobre el modelo. Se añadieron estos valores a las mediciones de los premolares obtenidas de las radiografías (v. figs. 11-69 a 11-71).

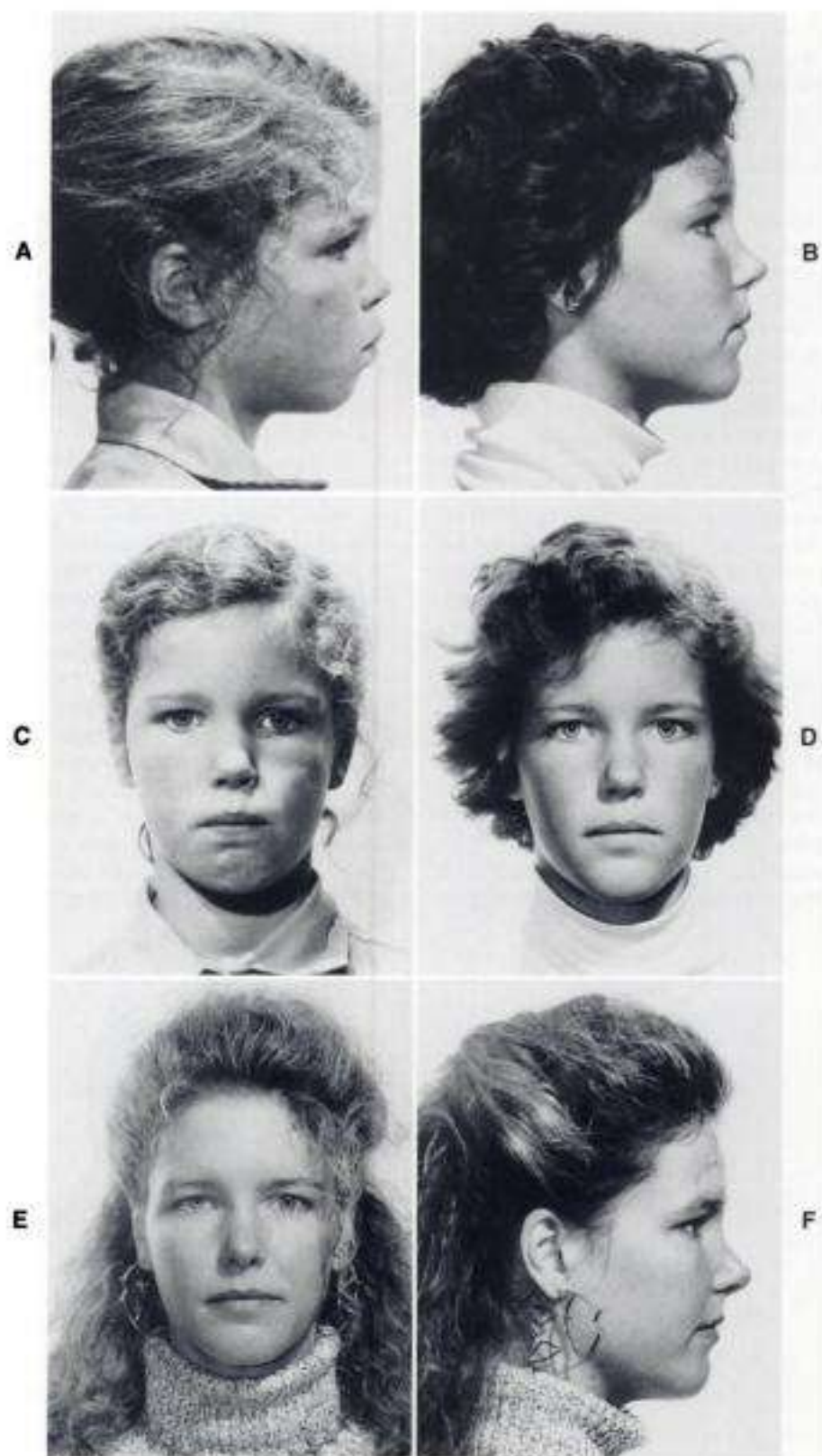
**Curva de oclusión.** El párrafo siguiente describe los procedimientos para los cálculos de la curva de oclusión.

Se determinó el *espacio requerido* para nivelar la curva mandibular de oclusión (fig. 11-77). Se colocó un objeto plano en las superficies oclusales de los dientes inferiores, con contactos en los primeros molares y los incisivos permanentes. Se midió el punto más profundo entre la superficie plana y las superficies oclusales de los primeros molares en los dos lados. Se aplicó la fórmula de la curva oclusal y se determinó el espacio requerido para la nivelación. Esto se añadió a las mediciones dentarias para completar el espacio requerido (v. tabla 11-3). La fórmula de la



**Figura 11-74**

Análisis del espacio total. Corrección cefalométrica de la parte anterior de la arcada.

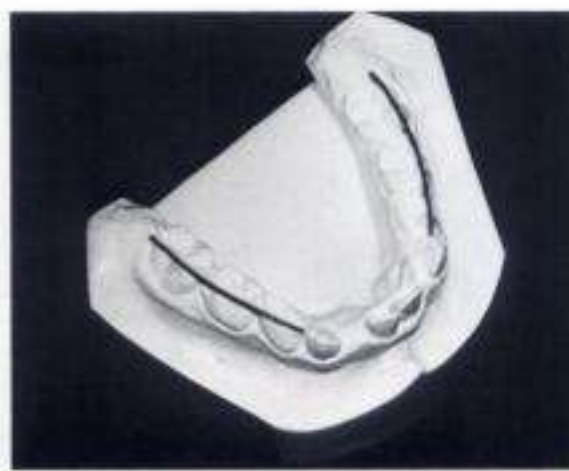


**Figura 11-75**

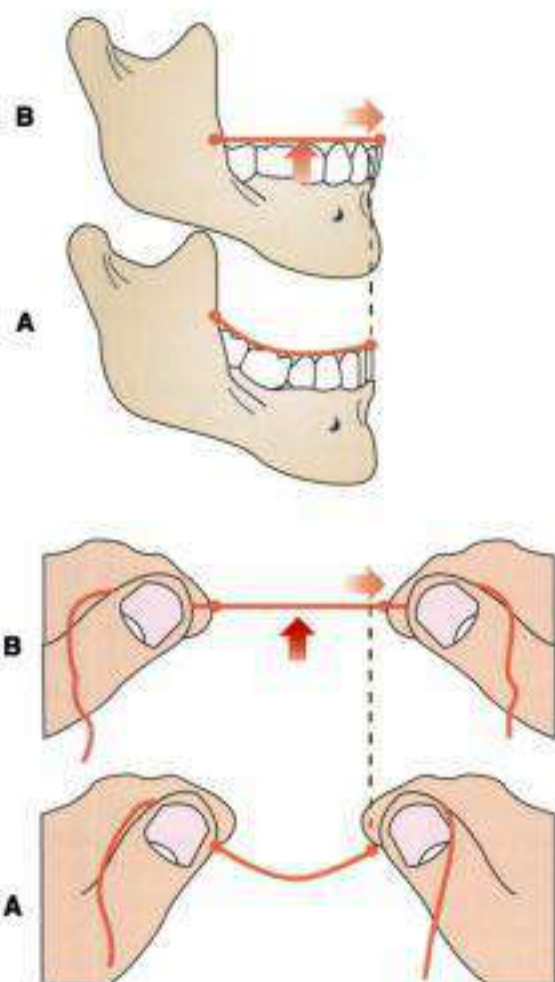
Paciente ML. **A** y **C**, Antes del tratamiento. **B** y **D**, Después del tratamiento. **E** y **F**, El equilibrio y la armonía persisten 15 años después, en la edad adulta.



**Figura 11-76**  
Análisis del espacio total. Medición del espacio disponible en la zona anterior.



**Figura 11-78**  
Análisis del espacio total. Medición del espacio disponible en la zona media.



**Figura 11-77**  
Análisis del espacio total. Curva oclusal.

curva oclusal utilizó las mayores profundidades de cada lado:

$$[(\text{Profundidad del lado derecho} + \text{Profundidad del lado izquierdo})/2] + 0,5 \text{ mm}$$

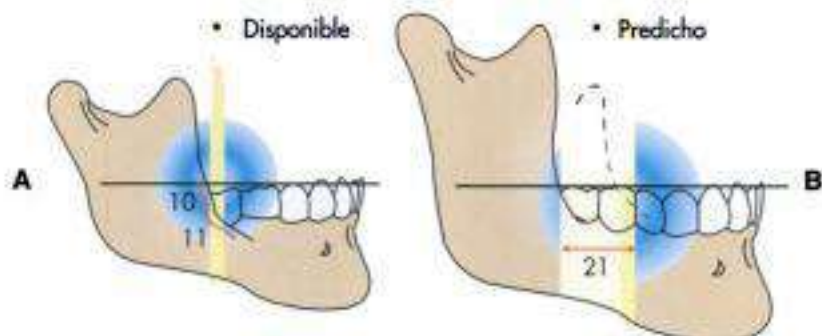
Se determinó el *espacio disponible* colocando dos alambres de bronce de 0,832 mm desde mesiovestibular de los primeros molares temporales hasta distovestibular de los primeros molares permanentes (fig. 11-78). Se realizaron las mismas mediciones anteriores, se sumaron juntas y se restaron del espacio requerido (v. tabla 11-3).

**Área posterior.** Para la zona posterior se determinaron el espacio requerido y el espacio disponible (incluyendo el disponible realmente y el ya predicho). El *espacio requerido* consistía en la suma de las anchuras mesiodistales de los dos segundos y terceros molares, que no habían erupcionado en estos pacientes (fig. 11-79). Debido a que no habían erupcionado, tuvieron que calcularse las magnificaciones radiográficas. Sin embargo, se modificó la fórmula utilizada para el método convencional. En este caso, los primeros molares inferiores permanentes fueron sustituidos por los segundos molares temporales. Una segunda complicación fue que a menudo los terceros molares no eran visibles en las radiografías. En este caso, se utilizaron las mediciones de Wheeler y los cálculos fueron los siguientes:

$$x = \frac{y - x^1}{y^1}$$

donde  $x$  es el valor estimado del tercer molar inferior permanente en el paciente individual,  $x^1$  es el valor de Wheeler para los terceros molares,  $y$  es el tamaño real del primer molar inferior permanente en el modelo e  $y^1$  es el valor de Wheeler para los primeros molares.

El *espacio disponible* consistía en el espacio disponible realmente más el incremento o la predicción estimada. El in-



**Figura 11-79**

Análisis del espacio total. Mediciones del espacio disponible y predicho en el área posterior.

crecimiento estimado era de 3 mm al año (1,5 mm por cada lado) hasta los 14 años en las niñas y 16 años en los niños. Por tanto, se restaba la edad del paciente, ya fuera 14 o 16. El resultado se multiplicaba por 3 para obtener el incremento estimado para cada paciente. El espacio realmente disponible se obtenía midiendo la distancia en el plano oclusal entre una línea perpendicular trazada desde este plano, tangente a la superficie distal del primer molar permanente, hasta el borde anterior de la rama en el trazado cefalométrico lateral (v. fig. 11-79). Después se sumaban el espacio disponible real y el espacio predicho para dar el espacio disponible y se restaba el espacio requerido (v. tabla 11-3).

**Discusión.** Debido a que el análisis del espacio total incluye los molares permanentes, no era posible comparar sus resultados con los de los otros dos procedimientos. Sin embargo, cuando se comparan los resultados del método convencional con los del método de Tweed, las diferencias se hacen muy significativas.

Debe incluirse la comprobación de la inclinación axial de los dientes anteriores inferiores con respecto al hueso basal en el análisis de la maloclusión de la dentición mixta, de manera que haya armonía en el perfil facial y estabilidad en la dentición. La corrección cefalométrica en el método de Tweed supone el 9,8% del espacio requerido, una cantidad considerable.

La tabla 11-4 ilustra las diferencias entre el método convencional y el método de Tweed en uno de los individuos de la investigación. Cuando se comparan las técnicas, resulta evidente que darán lugar a planes de tratamiento completamente diferentes.

Según el método convencional, el paciente LS habría sido tratado sin extracciones, incluso si el perfil hubiera presentado el aspecto desfavorable presentado por la paciente ML (v. fig. 11-75, A y B). De hecho, la belleza del equilibrio y la armonía evidente en la figura 11-75, C, no habrían sido posibles sin la consideración de la protrusión alveolodental y la extracción de los premolares. El método de Tweed indicaba que eran necesarias las extracciones para dar lugar a un resultado exitoso del tratamiento, a pesar de que no indicaba específicamente qué dientes. El análisis del espacio total le permite al clínico identificar la zona específica de la arcada dentaria en la que existe apiñamiento o espaciamiento. Los resultados indican que la

**TABLA 11-4** Análisis de la dentición mixta: comparación de los métodos convencional y de Tweed

LS	Método convencional (mm)	Método de Tweed (mm)
Espacio requerido	-69,3	-69,3
Espacio disponible	+69,1	+69,1
Discrepancia	-0,2	-0,2
Corrección cefalométrica	—	-8
Discrepancia total	-0,2	-8,2
Diferencia entre los dos métodos		-8

extracción de los dientes variará considerablemente, dependiendo de la cantidad y localización de la discrepancia. Cuando dos pacientes presentan una discrepancia entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas, los planes de tratamiento pueden ser diferentes, dependiendo de la cantidad de apiñamiento y de su localización. Por ejemplo, en la tabla 11-5 el paciente MM requerirá la extracción de los primeros premolares para aliviar el apiñamiento de la zona anterior, seguida de la extracción de los terceros molares para aliviar el apiñamiento posterior. Sin embargo, el paciente LD será tratado sólo con extracciones de los segundos premolares. Los dientes anteriores se moverán hacia distal para aliviar la discrepancia de la zona anterior y los molares se moverán hacia mesial para aliviar la discrepancia posterior. La maloclusión de MM será más adecuada para extracciones seriadas que la de LD, debido a que los últimos dientes a extraer serán los primeros premolares. Ambos pacientes tienen una maloclusión de Clase I.

La paciente ML (v. figs. 11-74 y 11-75 y tabla 11-3) ejemplifica una situación de extracción seriada ideal: una dentición mixta de maloclusión de Clase I con una discrepancia anterior en forma de protrusión alveolodental y una discrepancia posterior con un patrón de ángulo facial medio. Se extrajeron los primeros premolares para corregir la

**TABLA 11-5** Análisis del espacio total: comparación entre los pacientes MM y LD

		MM (mm)	LD (mm)
<b>Anterior</b>			
Espacio requerido		-44,9	-39,6
Anchura de los dientes $\overline{3\ 2\ 1\ 1\ 2\ 3}$	-35,9		-37,6
Corrección cefalométrica*	-9		-2
Espacio disponible		+32,9	+33,5
Déficit		-12	-6,1
<b>Medio</b>			
Espacio requerido		-50,3	-55,9
Anchura de los dientes $\overline{6\ 5\ 4\ 4\ 5\ 6}$	-48,6		-54,2
Curva de oclusión*	-1,7		-1,7
Espacio disponible		+54,1	+59,6
Excedente		+3,8	-2,4
<b>Posterior</b>			
Espacio requerido		-40	-41
Anchura de los dientes $\overline{8\ 7\ 7\ 8}$	-40		-41
Espacio disponible		+19,9	+36
Realmente disponible	+4		+9
Incremento estimado*	+15		+27
Déficit		-20,1	-5
DISCREPANCIA TOTAL		-28,3	-13,5
		<b>MM</b>	<b>LD</b>
Déficit total: 28,3 mm (anterior 12, medio + 3,8, posterior 20,1)		Déficit total: 13,5 mm (anterior -6,1, medio -2,5, posterior -5)	
Extracción de los primeros premolares: 16 mm		Extracción de los segundos premolares: 16 mm	
Nuevo déficit: 28,3 - 16 = 12,3 mm		Excedente final: 2,5 mm	
Extracción de los terceros molares: 20 mm		Desplazar dientes anteriores hacia atrás, hacia el espacio excedente medio	
Excedente final: 20 - 12,3 = 7,7 mm		Desplazar dientes posteriores hacia delante, hacia el espacio excedente medio	
*Los factores de tejido blando y Clase II han sido eliminados en esta descripción específica del análisis.			

discrepancia anterior y se extrajeron los terceros molares para corregir la discrepancia posterior.

El paciente MR (v. figs. 11-126 y 11-130 a 11-132 y tabla 11-6) es también un buen ejemplo de una situación de extracción seriada favorable: una maloclusión de dentición mixta de Clase I con una discrepancia anterior en forma de protrusión alveolodental moderada y una discrepancia posterior con un patrón de ángulo facial alto. Se le extrajeron los mismos dientes que a ML por razones diferentes. La discrepancia anterior está más relacionada con la protrusión en ML que en MR. La discrepancia posterior está más relacionada con el patrón facial de ángulo alto en MR que en ML.

El paciente JL (v. figs. 11-129, B, y 11-133 y tabla 11-6) no habría sido un buen candidato para la extracción seria-

da cuando era más joven, incluso presentando una discrepancia de Clase I entre el tamaño de los dientes y de las arcadas. Tenía un patrón de ángulo facial alto grave que contribuía a la discrepancia de la mitad posterior y a la mordida abierta. Se extrajeron los primeros molares para corregir la discrepancia posterior y rotar la mandíbula favorablemente en una dirección anterosuperior, lo que a su vez contribuyó a la reducción de la grave mordida abierta. La extracción seriada no culmina en la extracción de los cuatro primeros molares, ni es aconsejable en pacientes con una discrepancia posterior grave de ángulo alto.

El paciente GL (v. fig. 11-92 y tabla 11-6) es similar al paciente JO. Ambos presentan maloclusiones de Clase II, ambos tienen discrepancias anterior y posterior, y a los dos

**TABLA 11-6** Análisis del espacio total (mm) de la dentición inferior de tres pacientes incluidos en este capítulo

MR*		JL		GL	
Déficit anterior	16,6	Déficit anterior	0	Déficit anterior	18
Déficit medio	0	Déficit medio	16	Déficit medio	5
Déficit posterior	12	Déficit posterior	9	Déficit posterior	11
Déficit total	28,6	Déficit total	25	Déficit total	34
Extracción $\frac{4}{4}$	16	Extracción $\frac{6}{6}$	23	Extracción $\frac{4}{4}$	16
$\frac{4}{4}$		$\frac{6}{6}$		$\frac{4}{4}$	
Nuevo déficit	12,6			Nuevo déficit	18
Extracción $\frac{8}{8}$	20			Extracción $\frac{8}{8}$	20
$\frac{8}{8}$		$\frac{8}{8}$			
EXCEDENTE FINAL	7,4	DÉFICIT FINAL	2,0	EXCEDENTE FINAL	2

\*MR: figura 11-126 y figuras 11-130 a 11-132.  
 JL: figura 11-129, B, y figura 11-133.  
 GL: figura 11-92.

se les habían extraído los mismos dientes. Sin embargo, GL no se benefició de la extracción seriada.

Por ello, cada uno de estos individuos fue tratado de una manera diferente dependiendo de los resultados de los diferentes procedimientos diagnósticos, incluido el análisis del espacio total.

Harris<sup>56</sup> ha desarrollado un formato de representación gráfica que le permite al clínico visualizar, de una manera simple y comprensible, los resultados del análisis del espacio total. A partir de la gráfica puede calcularse la eficiencia del tratamiento cada mes y basándose en las visitas a la clínica. Puede determinarse también si se han cumplido los objetivos del tratamiento.

La figura 11-80 muestra la gráfica de Harris. La *discrepancia anterior* (DA) se encuentra en el eje vertical, en el eje y en mm, y la *discrepancia media* (DM) en el eje horizontal a lo largo del eje x. Las líneas diagonales se dibujan a intervalos de 5 mm desde los ejes x e y.

Si un paciente tiene una DA de 15 mm y una DM de 5 mm, se coloca un punto en la gráfica correspondiente a estas medidas. El punto está situado en la línea diagonal de 20 mm, lo que indica que se necesitan 20 mm de tratamiento para completar la corrección de la maloclusión. Cuando se ha conseguido el objetivo del tratamiento, el punto debería quedar en la intersección entre los ejes x e y.

**Cociente de eficiencia del tratamiento.** El cociente de la eficiencia del tratamiento (CET) es el tratamiento realizado, expresado en milímetros, dividido por el número de meses de tratamiento activo (tratamiento realizado, TR):

$$\text{CET} = \frac{\text{TR}}{\text{Meses}}$$

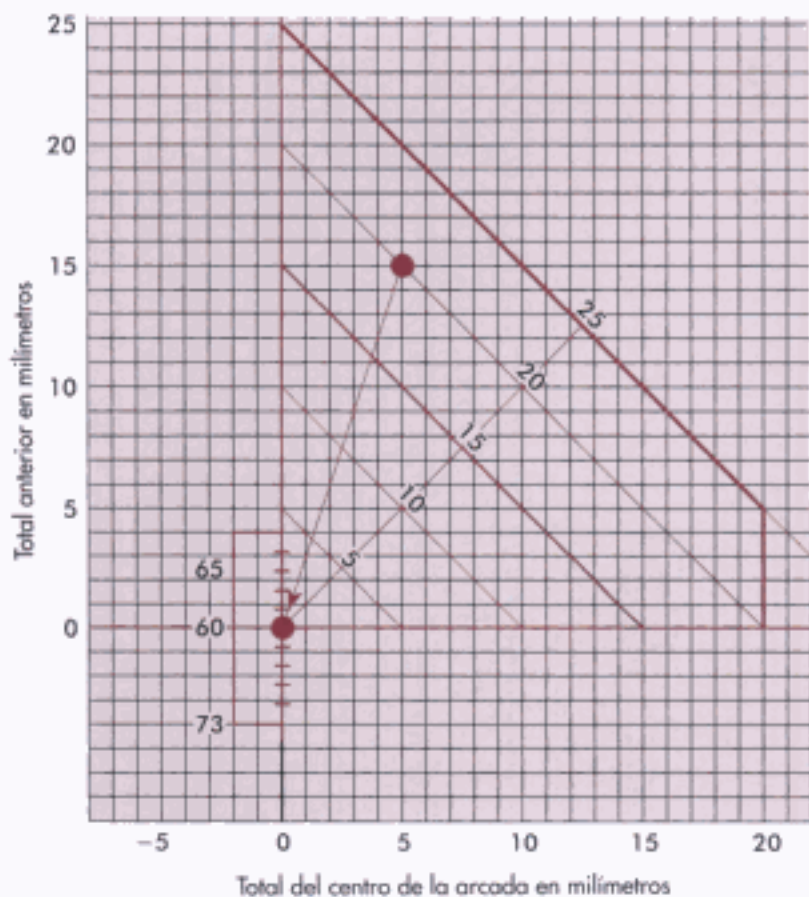
En el ejemplo anterior se necesitaron 20 mm de tratamiento para corregir la maloclusión y se consiguió el objetivo. Por tanto, se observó 1 mm de progreso al mes; 20 mm divididos entre 20 meses es igual a 1. Si se corrigen

10 mm en 20 meses, la tasa de eficiencia de tratamiento habría sido 0,5, lo que indica 0,5 mm de progreso al mes. Si se corrigen 20 mm en 10 meses, la tasa de eficiencia de tratamiento habría sido 2, lo que indica 2 mm de progreso al mes. Harris publicó que es normal un progreso de entre 0,5 y 1,2 mm al mes cuando se miden casos típicos tratados por miembros de la Foundation Tweed.

**Tratamiento realizado por visitas al consultorio.** El tratamiento realizado por visitas al consultorio es el tratamiento realizado dividido por el número de visitas a la clínica durante el tratamiento activo. En este paciente fueron necesarias 15 visitas a la clínica para completar el tratamiento. De esta manera, se consiguieron 1,33 mm de progreso entre cada visita: 20 mm dividido por 15 visitas es igual a 1,33. Si fueran necesarias 20 visitas, se habría conseguido 1 mm de progreso entre cada cita. Si sólo se hubieran necesitado diez visitas, se habrían registrado 2 mm de progreso.

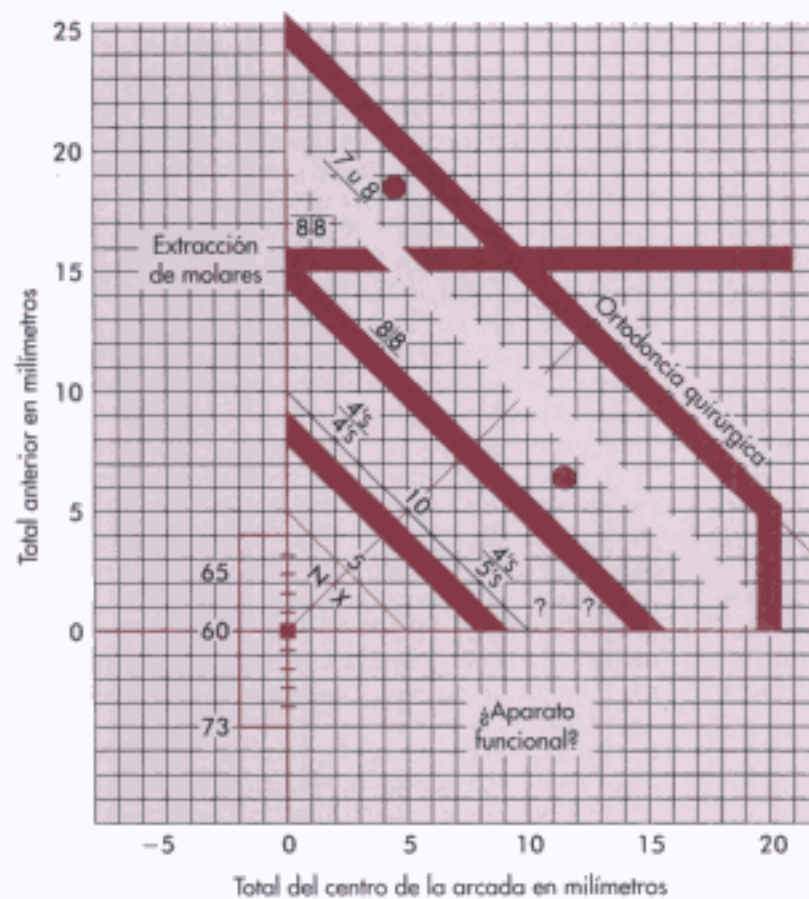
**Tratamiento realizado dividido por tratamiento requerido.** El tratamiento realizado dividido por el tratamiento requerido es una medida útil en la práctica ortodóncica y se expresa como porcentaje. El cociente es una medida de la habilidad del ortodoncista en el manejo de la maloclusión del paciente. Si se dispensan 20 mm de tratamiento (como con este paciente) donde se necesitaban 20 mm, el ortodoncista alcanza un éxito del 100%. Si sólo se realizan 10 mm, el ortodoncista sólo consigue un 50% de éxito.

La figura 11-81 ilustra la forma en que la gráfica indica la decisión de extracción basada en las medidas de la DA y la DM. Si el punto está situado dentro del triángulo que representa de 0 a 8 de DA y de 0 a 8 de DM basadas en este análisis, el paciente debería ser tratado sin la extracción de los dientes, a excepción de los terceros molares. Si la DA oscila entre 8 y 15 y la DM oscila entre 0 y 8, deberían extraerse los cuatro primeros premolares. La discrepancia anterior es mayor. Por ello, los primeros premolares están más próximos al problema y el ortodoncista debería reali-



**Figura 11-80**

Representación gráfica del análisis del espacio total. (Harris GS: *Graphic display of total space analysis*. J Charles H Tweed Int Found 13:28, 1985.)



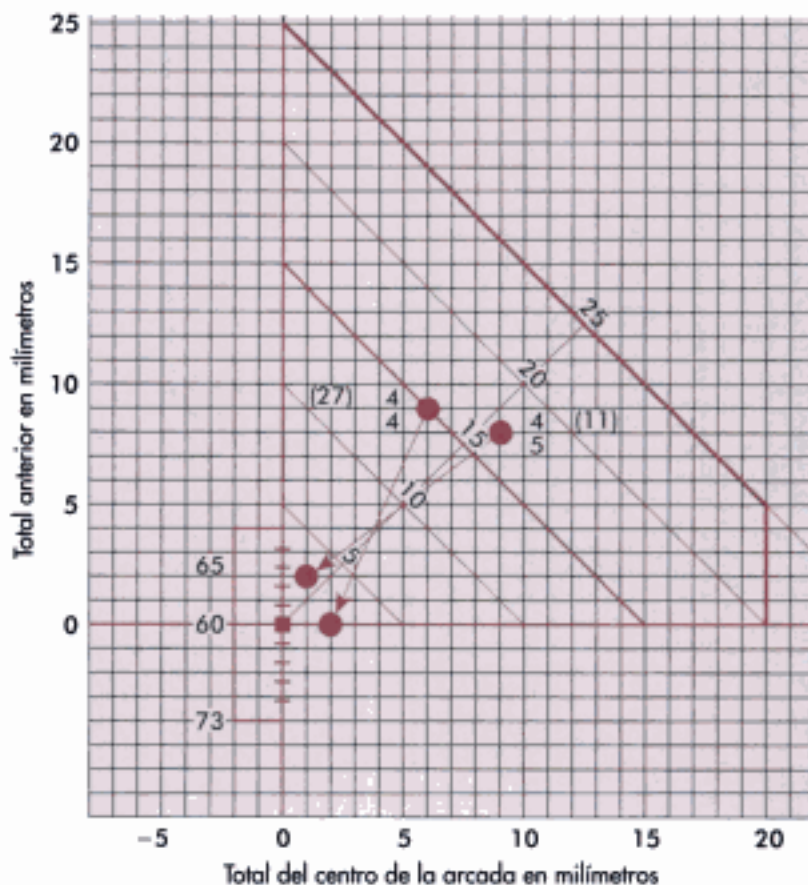
**Figura 11-81**

Gráfica de Harris que ilustra la alternativa de extracción.



**Figura 11-82**

Gráfica de Harris que ilustra el progreso mediante la extracción seriada.



zar las extracciones lo más cerca posible del problema con el fin de reducir el tiempo de tratamiento. Si el punto se coloca en el área medida por la DM de 8 a 15 y la DA de 0 a 8, están indicadas las extracciones de los primeros premolares superiores y los segundos premolares inferiores. Los incisivos inferiores se encuentran en una posición relativamente verticalizada y favorable. Ha de evitarse una verticalización mayor, que podría crear un perfil cóncavo. Cuanto más lejos esté marcado el punto en la gráfica, más comprometido se volverá el tratamiento, incluyendo la extracción de los molares y la cirugía ortognática.

La gráfica de la figura 11-82 muestra la extracción seriada para dos de los pacientes de Harris: 27 y 11. El punto del paciente 27, DA 9 y DM 6, cayó dentro de la DA de 8 a 15 y de la DM de 0 a 8. Por tanto, finalmente se extrajeron los cuatro primeros premolares. Después de la extracción seriada quedaron unos 2 mm de DM sin tratar. Esto habría sido corregido durante la fase de tratamiento activo. El punto del paciente 11, DA 8 a DM 9, cayó dentro de la DA de 0 a 8 y de la DM de 8 a 15, lo que indica que se deberían extraer los primeros premolares superiores y los segundos premolares inferiores siguiendo el procedimiento de extracción seriada. Quedaron aproximadamente 2 mm de DA y 1 mm de DM a tratar durante el tratamiento con aparatos.

### Análisis de la edad dental

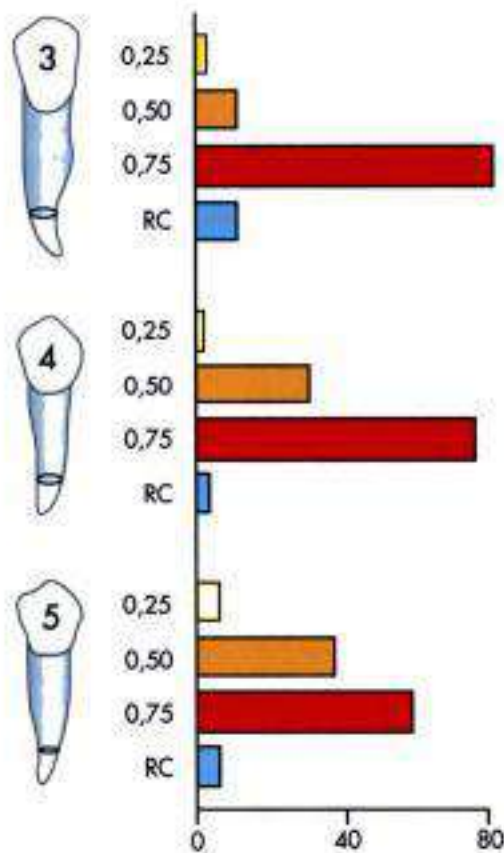
En ortodoncia, el profesional está interesado en predecir la dimensión final, la velocidad de maduración de los maxila-

res, la erupción de los dientes en la cavidad oral y el resultado final del tratamiento. El brote de crecimiento del adolescente y su relación con el crecimiento acelerado del complejo craneofacial son también temas de interés, así como lo es la relación entre las edades cronológica, esquelética y dental.

Utilizando la información proporcionada por los estudios longitudinales, el clínico que trata de llevar a los dientes a una oclusión favorable puede pronosticar con mayor exactitud los acontecimientos importantes en el desarrollo de la dentición. Por ejemplo, un diente permanente que no ha erupcionado está literalmente inmóvil hasta que se forma la mitad de su raíz. Conociendo esta situación, el ortodoncista dudaría en extraer el primer molar temporal si su sucesor permanente tiene formada menos de la mitad de su raíz. Esto retrasaría más que adelantaría la erupción del premolar.

El clínico sabe también que 1) los dientes erupcionan en la cavidad oral cuando se han formado tres cuartas partes de su raíz (fig. 11-83), 2) se necesitan dos años y medio para que la raíz del canino pase de un cuarto a la mitad de su longitud, y un año y medio para que pase de la mitad a tres cuartos (fig. 11-84) y 3) se requieren un año y tres cuartos para que la raíz del primer premolar pase de un cuarto a la mitad de su longitud, y un año y medio para que pase de la mitad a tres cuartos.

Con toda esta información, el clínico puede, al examinar la radiografía periapical, predecir la erupción de estos dientes y programar su extracción con mayor precisión. Por ejemplo, si una radiografía periapical muestra que el canino tiene formada la cuarta parte de su raíz, obviamente se



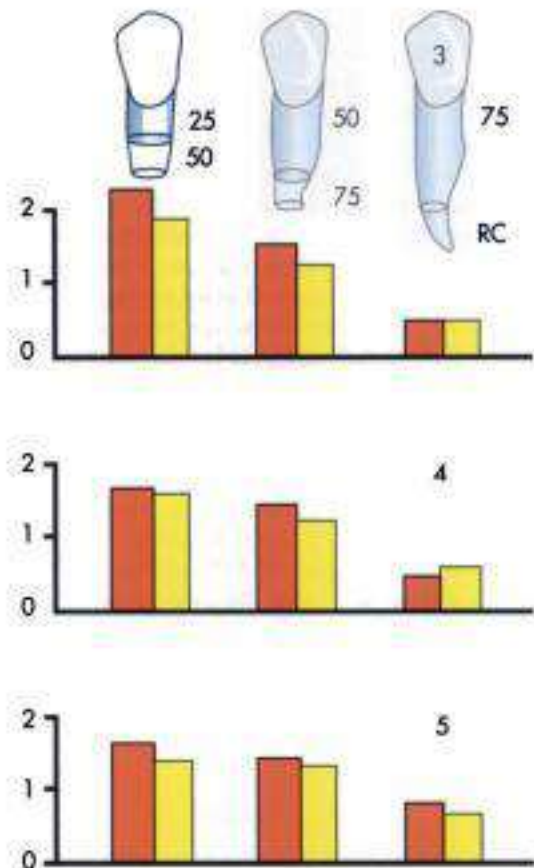
**Figura 11-83**

Magnitud de la formación radicular durante la erupción del diente. (Adaptada de Moorrees CF, Fanning EA, Grön AM: Consideration of dental development in serial extraction, Angle Orthod 33:44, 1963.)

necesitan cuatro años para que el canino desarrolle tres cuartas partes de su raíz y erupcione en la cavidad oral. Además, si se observa que el primer premolar tiene formada la cuarta parte de su raíz, pasarán tres años y un cuarto hasta que la raíz alcance las tres cuartas partes de su longitud y el diente erupcione en la cavidad oral.

Puede utilizarse una información similar con los incisivos superiores para guiar el tratamiento multibandas y los procedimientos interceptivos. Puede emplearse también información asociada a los segundos premolares y los segundos molares para iniciar el tratamiento mecánico multibandas y el tratamiento de la dentición permanente. Los aparatos multibandas se colocan cuando los caninos permanentes superiores y los segundos premolares inferiores han erupcionado de forma suficiente. En las maloclusiones con una sobremordida profunda, se retrasa la colocación de aparatos hasta que han erupcionado los segundos molares permanentes.

Antes de la presentación del caso y cuando se han evaluado y estudiado los registros diagnósticos, se determina la edad dental de acuerdo con el método presentado por Moorrees<sup>60,62,64,67,68</sup> y cols., Fanning<sup>24,25</sup>, Grön<sup>35</sup> y Lebret<sup>46</sup>. Esto le permite al ortodoncista predecir con precisión cuán-



**Figura 11-84**

Tiempo medio del desarrollo de la longitud radicular en cuartos. (Adaptada de Moorrees CF, Fanning EA, Grön AM: Consideration of dental development in serial extraction, Angle Orthod 33:44, 1963.)

do erupcionarán los caninos, los premolares y los segundos molares en la cavidad oral. Como resultado, se puede planificar el plan de tratamiento más específicamente y con una mayor confianza durante la presentación del caso.

Los estudios longitudinales sobre crecimiento y desarrollo dirigidos por Moorrees, Meredith y Knott<sup>53</sup>, Sillman<sup>72</sup> y Fanning<sup>23</sup> han proporcionado una base científica para la predicción en relación con 1) el desarrollo de la dentición, 2) la guía de oclusión, incluida la extracción seriada y 3) el tiempo de tratamiento<sup>60-69</sup>.

La dentición se considera como un sistema tisular por separado en el proceso de crecimiento, y la cronología de su crecimiento varía en función de la formación de los dientes. Por tanto, un requisito previo absoluto para la predicción de los sucesos en el desarrollo de la dentición es el establecimiento de la edad dental del paciente.

La erupción dentaria es un método conveniente para la valoración de la edad, pero su valor es limitado. La erupción o emergencia es un hecho efímero y único dentro del proceso continuo de erupción dental y es pequeña la probabilidad de que el momento de inspección coincida con el momento real de erupción. Además, la erupción puede verse influida por factores exógenos, como infecciones, le-

siones, obstrucciones, apiñamientos y extracciones dentarias. La velocidad de erupción puede disminuir debido a deficiencias de vitaminas A o D, hipotiroidismo, administración de cortisona y un aumento de la actividad (por mencionar sólo unos pocos).

Para evaluar la edad dental es preferible la formación dentaria que la irrupción del diente en boca. La formación de los dientes no se ve influida tan fuertemente por factores exógenos, y es posible apreciarla en cualquier momento desde el nacimiento hasta que se completan los terceros molares.

También se utiliza la reabsorción radicular de la dentición temporal para determinar la edad dental desde los 4 a los 12 años; sin embargo, la reabsorción radicular se ve sujeta a variaciones considerables. Combinada con la formación y la erupción, la reabsorción dentaria completa la historia del desarrollo de la dentición.

En 1949, Hume<sup>43</sup>, trabajando en la Forsyth Infirmary, publicó un extenso estudio sobre la aparición de los dientes basándose en 93.000 niños de todo el mundo. El estudio fue un gran reto que involucró 100 años de publicaciones de ocho países diferentes. Como resultado de este estudio, se obtuvo un diagrama que se ha convertido en un clásico en la materia. Por primera vez, un diagrama de erupción indi-

caba la variabilidad y las diferencias según del sexo. De acuerdo con Hume, los dientes de las niñas erupcionan 5 meses antes que los de los niños. Los caninos inferiores muestran la mayor diferencia con respecto al sexo, con 11 meses entre niños y niñas, y los primeros molares superiores muestran la menor diferencia, con 2 meses entre los sexos. Con respecto a la variabilidad, los segundos premolares inferiores muestran la mayor, con una diferencia de 3 años y 5 meses, y los incisivos centrales inferiores la menor, con una diferencia de 1 año y 4 meses. El diagrama de Hume presentaba las fechas de erupción para los niños y las niñas en la dentición permanente superior e inferior, e indicaba también la media, junto con una DE temprana y tardía de 1, para el 68,35% de la población.

Los tiempos de erupción oscilan desde los de los incisivos centrales (que son los menos variables), a través de los tiempos primeros molares superiores, primeros molares inferiores, incisivos centrales superiores, incisivos laterales inferiores, incisivos laterales superiores, caninos inferiores, segundos molares inferiores, segundos molares superiores, caninos superiores, primeros premolares superiores, primeros premolares inferiores y segundos premolares superiores, hasta finalmente los de los segundos premolares



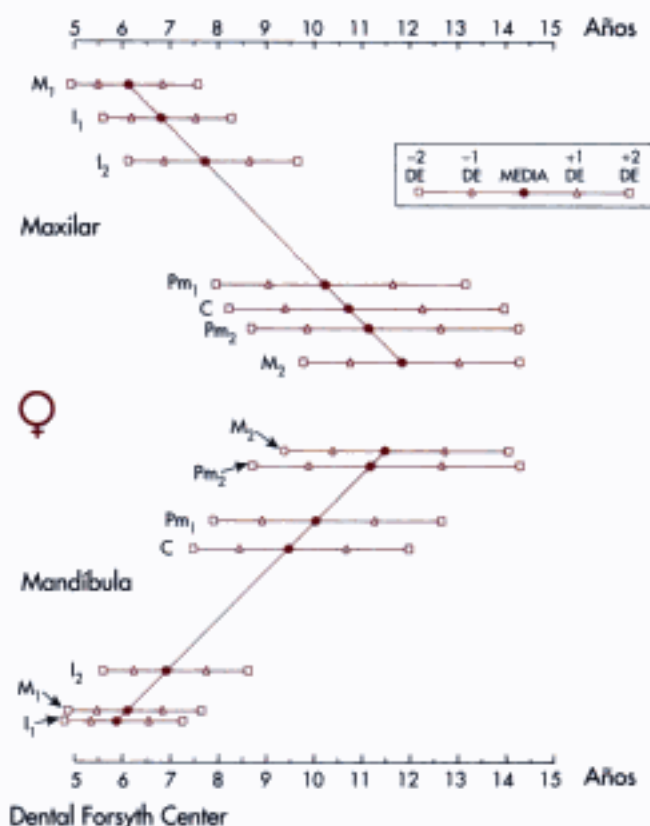
**Figura 11-85**

Valoración de la edad dental mediante las medias de la erupción dental ( $\pm 1$  DE). (De Hume VO: *Ranges in normalcy in eruption of permanent teeth*, J Dent Child 16:11, 1949.)

inferiores (que son los más variables). Los primeros molares superiores son los que tienen las menores diferencias por sexo. En orden ascendente, éstos son los dientes con diferencia entre sexos: incisivos centrales superiores, primeros molares inferiores, incisivos centrales inferiores, segundos premolares superiores, incisivos laterales inferiores, primeros premolares superiores, segundos molares superiores, segundos molares inferiores, incisivos laterales superiores, segundos premolares inferiores, primeros caninos superiores y, finalmente, caninos inferiores (que presentan la mayor diferencia por sexos) (fig. 11-85).

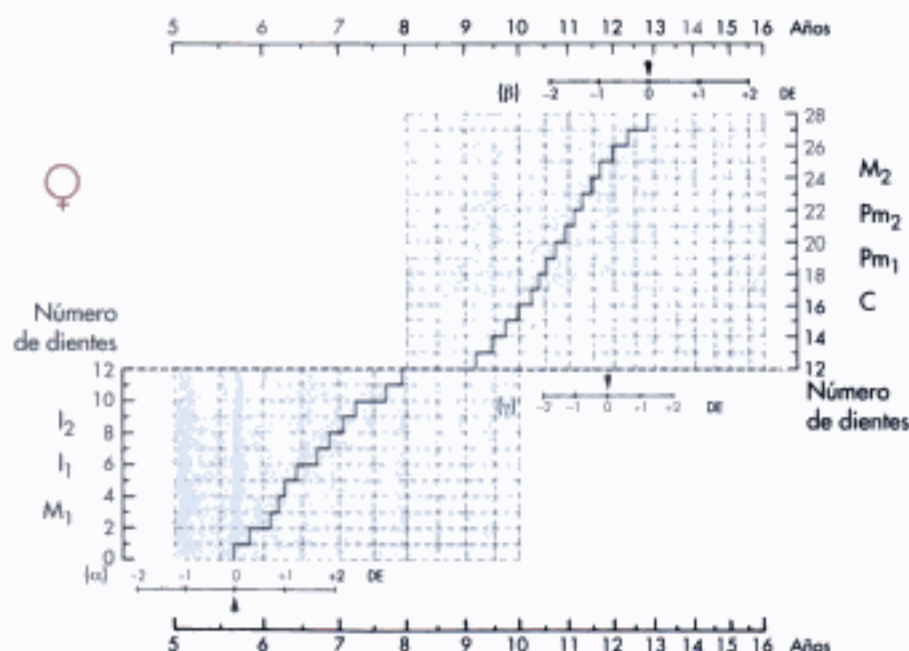
En 1978, Moorrees y Kent<sup>68</sup> publicaron un nuevo conjunto de normas para la erupción dentaria (fig. 11-86). Las edades promedio de aparición de los dientes superiores e inferiores permanentes estaban incluidas en líneas horizontales junto con límites de  $\pm 1$  y  $\pm 2$  de DE. Las líneas oblicuas dan a entender el intervalo de tiempo promedio entre la erupción de los dientes sucesivos e indica también el orden en que erupcionan los dientes superiores e inferiores. El cálculo de la edad dental se consigue trazando una línea vertical que representa la edad cronológica desde la parte superior de la escala hasta la inferior. Este cálculo, combinado con la observación clínica del momento preciso de erupción, permite la comparación de la edad dental con la edad cronológica para determinar si la erupción era temprana o tardía y por cuánto tiempo.

Obsérvese que, en los diagramas de erupción, los dientes parecen caer dentro de dos grupos: temprano y tardío. En otras palabras, existe una brecha de tiempo entre la erupción de los incisivos y los primeros molares, y la de los caninos, premolares y segundos molares. Moorrees y su grupo utilizaron esta situación para establecer otra serie de diagramas que ayudaban a evaluar la edad dental. Estos diagramas, basados en el número de dientes visibles en la cavidad oral en un momento determinado, eliminaron la frustración de no



**Figura 11-86**

Evaluación de la edad dental según la erupción dental. (De Moorrees CF, Kent RL, Jr: Patterns of dental maturation. En McNamara JA, ed.: *The biology of occlusal development*, Monograph 6, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1978, Center for Human Development, University of Michigan.)



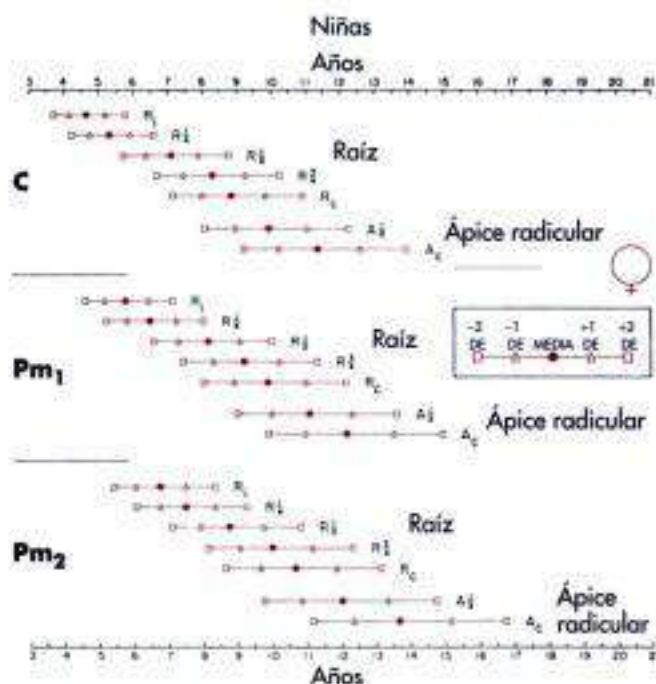
**Figura 11-87**

Evaluación de la edad dental mediante la erupción. (De Moorrees CF, Kent RL, Jr: *A step function model using tooth counts to assess the developmental timing of the dentition*, Ann Hum Biol 5:1, 1978.)

estar presente cuando erupcionaba un determinado diente a través del tejido gingival. Este método recibió el nombre de *función escalonada* (fig. 11-87). Mediante este método, pudieron mostrarse para los niños y las niñas, en función de una escala logarítmica, las edades promedio de consecución del número de dientes presentes, determinadas de manera separada para los 12 dientes que erupcionan temprano (incisivos, primeros molares) y los 16 que erupcionan tardíamente (caninos, premolares, segundos molares).

En esencia, si los dientes de erupción temprana han aparecido antes, puede determinarse con bastante exactitud que los dientes de erupción tardía irrumpirán también antes. Los coeficientes de correlación de 0,72 en los niños y 0,78 en las niñas indican que es evidente la constancia en las erupciones dentarias. Por ejemplo, en el diagrama de las niñas (v. fig. 11-87) se observan ocho dientes en la cavidad oral a los 7 años de edad. Si sólo hay cinco dientes, la edad dental del paciente es de unos 6 años y medio. En otras palabras, la paciente está atrasada 1 DE según la *bondad de ajuste* a la norma. Si ésta ha sido una observación constante desde los 5 a los 9 años, el ortodoncista puede predecir con una exactitud razonable que los dientes tardíos erupcionarán 1 DE tarde también. (V. el artículo de Moorrees y Kent<sup>66</sup> para una descripción más detallada de esta fascinante técnica.)

En 1962, Moorrees y cols.<sup>65a</sup> publicaron diagramas para la valoración de la edad dental según la formación de los dientes. La figura 11-88 muestra uno de sus diagramas, asociado con la erupción de los caninos y premolares para las niñas. Para comprender su uso, véase la figura 11-89. A es la radiografía de una niña que tiene una edad cronológica de



**Figura 11-88**

Evaluación de la edad dental según la formación dentaria. (De Moorrees CFA y cols.: *Timing of orthodontic treatment in relation to tooth formation*, Eur Orthod Soc Trans 38:87, 1962.)



**Figura 11-89**

Edad cronológica, 8 años. El segundo premolar (A) acaba de iniciar la formación de su raíz y (B) tiene formada la mitad de su raíz. C, Detalle de la gráfica (v. fig. 11-88) en la zona del segundo premolar.

8 años. Sin embargo, el segundo premolar tiene su raíz formada. *B* es también la radiografía de una niña de 8 años. En este caso, por el contrario, está formada la mitad de su raíz. *C* es una imagen con mayor aproximación de la zona del segundo premolar en el diagrama de la formación dentaria para las niñas. Debido a que las niñas tienen 8 años, se traza una línea vertical desde 8 en la parte superior de la escala hasta 8 en la parte inferior de ésta. Según la gráfica, la edad media de iniciación de la raíz ( $R_i$ ) es 7 años. De nuevo, según la gráfica, la media para la formación de la mitad de la raíz es 9 años; por ello, la niña de la figura 11-89 *B* tiene una edad dental de 9 años.

El tratamiento con multibandas empezará cuando erupcionen los segundos premolares en la cavidad oral. Los datos de Moorrees indican que los segundos premolares erupcionan cuando están desarrolladas las tres cuartas partes de la raíz. De acuerdo con la gráfica, la edad media a la que están formadas las tres cuartas partes de la raíz es de 10 años de edad. Por tanto, para la niña de la figura 11-89, *A*, el tratamiento empezará a los 11 años de edad cronológica y para la niña de la figura 11-89, *B*, a los 9 años cronológicos (una diferencia de 2 años).

En el Forsyth Dental Center se ha desarrollado una serie de gráficas (fig. 11-90). Se trata de una mejora de las originales, debido a que incluyen los segundos molares. A pesar de ello, se utilizan del mismo modo. Las gráficas se basan en un estudio de gemelos, longitudinal y extenso, llevado a cabo bajo la supervisión de Moorrees, pero que aún no han sido publicadas previamente. Sin embargo, Le Bret, el investigador de este caso, ha dado permiso para incluirlas en esta discusión<sup>46</sup>. Existen diagramas similares

disponibles para comprobar la edad dental de acuerdo con 1) la formación de los dientes temporales, 2) la reabsorción de los dientes temporales, 3) la formación de los incisivos permanentes y 4) la formación del tercer molar.

¿La extracción planificada de los dientes temporales ejerce algún control sobre la secuencia eruptiva de los dientes permanentes? La respuesta es afirmativa. Fanning<sup>24</sup> describe el efecto de la extracción de los dientes temporales en la tasa de formación radicular y erupción de los dientes permanentes subyacentes. Tras la extracción de los molares temporales, no se observó ningún cambio en la velocidad de formación radicular del premolar. Sin embargo, sí se produjo una aceleración inmediata en la erupción de los premolares independientemente del estadio de desarrollo y de la edad a la que se extrajeron los molares temporales. La erupción clínica temprana se producía si la extracción del molar temporal coincidía con el desarrollo tardío del premolar.

El clínico puede aplicar tres factores a la hora de decidir el momento óptimo para extraer dientes con el fin de guiar la oclusión:

1. El efecto de la extracción de los dientes temporales en la erupción de su sucesor permanente.
2. La cantidad de formación radicular en el momento de la erupción.
3. El tiempo que tarde en alcanzar los distintos estadios de desarrollo radicular.

La extracción seriada, si se lleva a cabo demasiado temprano en la dentición temporal, puede retrasar la erupción de los sucesores permanentes. En el caso de la extracción temprana del molar temporal, Fanning<sup>24</sup> publicó una aceleración inicial de erupción del premolar. Éste se nivelaba

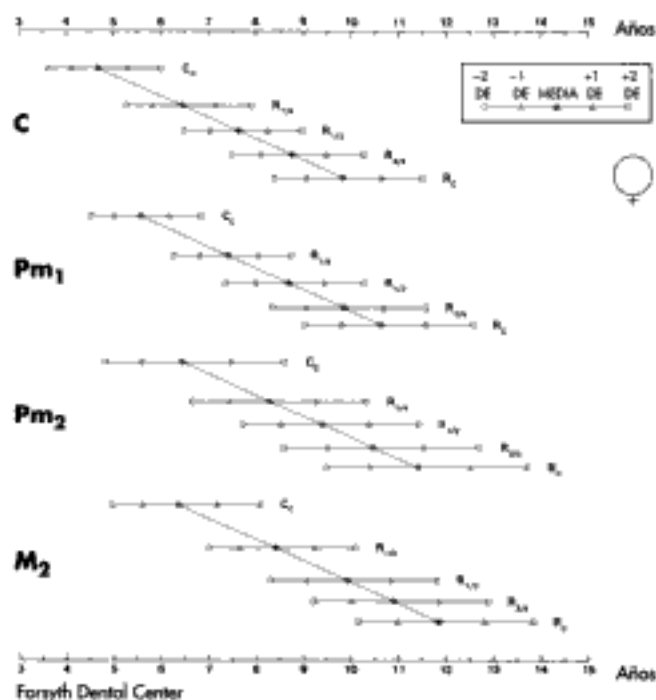


Figura 11-90

Estadios de formación de los dientes inferiores permanentes. (De Moorrees CF, Kent RL Jr, Le Bret L: *Unpublished material*.)

y después el diente permanecía estacionario, de modo que erupcionaba más tarde que su antímero, con un precursor temporal exfoliado normalmente. Si las extracciones seriadas se inician con la extracción de los caninos temporales, la longitud de las raíces de los premolares no es una consideración importante. Si, por el contrario, el ortodoncista contempla iniciar la extracción seriada extrayendo los primeros molares temporales, la longitud de la raíz del premolar es una consideración importante y la guía para el comienzo del procedimiento.

Las velocidades eruptivas relativas de los caninos y primeros premolares permanentes influyen en la decisión de si extraer o no dientes temporales. Si, por ejemplo, durante un examen de las radiografías periapicales el ortodoncista observa la corona de los primeros premolares inferiores permanentes por delante de la corona de los caninos permanentes, el premolar con menos de la mitad de su raíz formada y los incisivos inferiores apiñados, deben extraerse los caninos temporales para aliviar el apiñamiento. Debe dejarse el primer molar temporal hasta que el primer premolar haya alcanzado la mitad de la longitud de su raíz. Si, al examinar las radiografías, el ortodoncista observa la corona del premolar al mismo nivel que la corona del canino, el premolar con la mitad de su raíz formada y una protrusión alveolodental, debe extraerse el primer molar temporal para facilitar la erupción de su sucesor.

La edad dental, evaluada principalmente por la longitud de la raíz, es un requisito esencial en la decisión de un programa de extracción seriada y en el inicio de un tratamiento interceptivo y definitivo con multibandas. El conocimiento del desarrollo radicular, las velocidades de erupción relativas y la emergencia de los dientes permanentes, junto con la reabsorción radicular de los dientes temporales y los factores que influyen en estos procesos, es obligatorio para la temporalización adecuada de la extracción seriada.

## TRATAMIENTO

Los autores se unen a los principios y objetivos de la filosofía de Tweed:

*La búsqueda de la verdad y de la excelencia en el diagnóstico y tratamiento se caracteriza por la honestidad con nosotros mismos, con nuestros colegas y, sobre todo, con nuestros pacientes. Es la sinceridad de propósitos y acción, con la creencia de que el servicio prestado es infinitamente más importante que la recompensa recibida. Se supone que el ortodoncista limitará su práctica al número de pacientes que pueda atender correctamente y se comportará de tal manera que haga honor a su profesión<sup>18</sup>.*

Clínicamente, Tweed defendía la armonía y el equilibrio faciales. Para conseguir este objetivo, reconocía que los incisivos inferiores debían colocarse verticalmente sobre el hueso basal. Esto, a su vez, requiere normalmente la preparación del anclaje y la extracción de dientes.

El objetivo actual principal de la Charles H. Tweed International Foundation for Orthodontic Research para la Investigación Ortodóncica es el posicionamiento espacial de la dentición dentro del entorno oral para obtener la má-

xima salud, estética, función y estabilidad. De forma más específica, es la excelencia en la alineación dental, la forma de la arcada y la inclinación axial de los dientes, con una óptima intercuspidad oclusal de las denticiones superior e inferior mediante el uso de uno de los instrumentos más precisos para la corrección de las maloclusiones existentes en el mundo actualmente. Tweed expresa de nuevo lo siguiente:

*El mundo debería ser un hermoso lugar para que vivan los niños. Si tienen alguna discapacidad debido a una deformación facial que compromete su felicidad, deberíamos hacer todos los esfuerzos posibles para restaurar esa felicidad. Decir que es en vano intentar ayudar a un paciente porque tiene un tipo facial determinado, o que tiene un patrón facial con desviaciones anómalas graves, no es una actitud valiente. Debemos luchar para conseguir la máxima armonía y equilibrio para que se acerquen lo más posible a las condiciones de normalidad permitidas por la situación.*

La filosofía de Tweed vigente actualmente incluye el desarrollo moderno de los siguientes puntos:

1. Diagnóstico diferencial.
2. Análisis del espacio total.
3. Análisis de proporciones faciales.
4. Dimensiones de la dentición.
5. Sistemas de fuerza direccionales, incluyendo los conceptos 10-2.
6. Acción, reacción e interacción de fuerzas.
7. Manipulación precisa de los alambres.
8. Arcos de prescripción.
9. Procedimientos de lectura para monitorizar la posición dentaria.
10. Evaluación de los estándares de rendimiento.

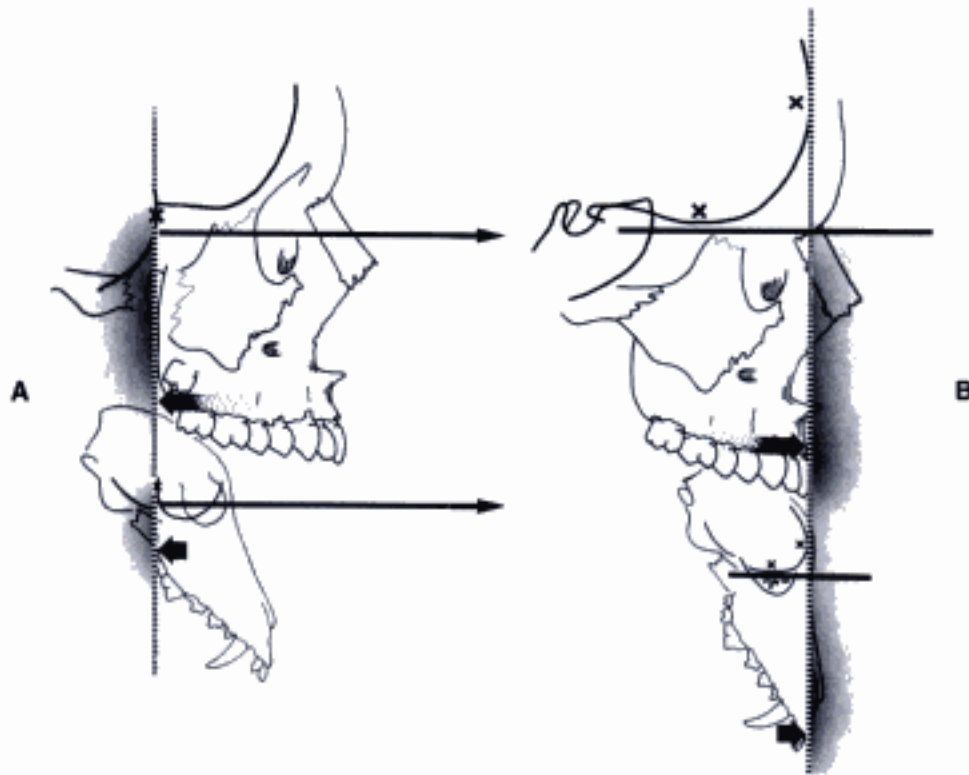
Siguiendo la filosofía de Tweed, el clínico se encuentra en una posición ideal para establecer «que el equilibrio y la armonía faciales máximos se acerquen lo más posible a las condiciones de normalidad permitidas por la situación».

Los objetivos del tratamiento incluyen los siguientes:

1. Disminución del AFM, que indica una rotación favorable de la mandíbula.
2. Disminución del APML, que indica la reducción de la protrusión alveolodental.
3. Incremento del AFIL, que indica también una posición verticalizada de los incisivos inferiores.
4. Disminución del ángulo del plano oclusal durante el tratamiento, que indica que no estamos extruyendo los dientes posteriores ni volcando los dientes anteriores hacia delante.
5. Disminución del ángulo ANB (punto A-nasion-punto B), que indica una corrección de la discrepancia esquelética.
6. Incremento del ángulo Z de Merrifield, que indica una mejora de la armonía y equilibrio faciales.

Además, los ortodoncistas de Tweed no se sienten de acuerdo con una expansión lateral, anterior o posterior de la dentición. Esto es corroborado por las investigaciones científicas de Enlow<sup>20</sup>, quien describe específicamente los límites del complejo nasomaxilar (fig. 11-91).

El registro del tratamiento del paciente GL (fig. 11-92; v. también tabla 11-6) ilustra gráficamente estos objetivos.



**Figura 11-91**

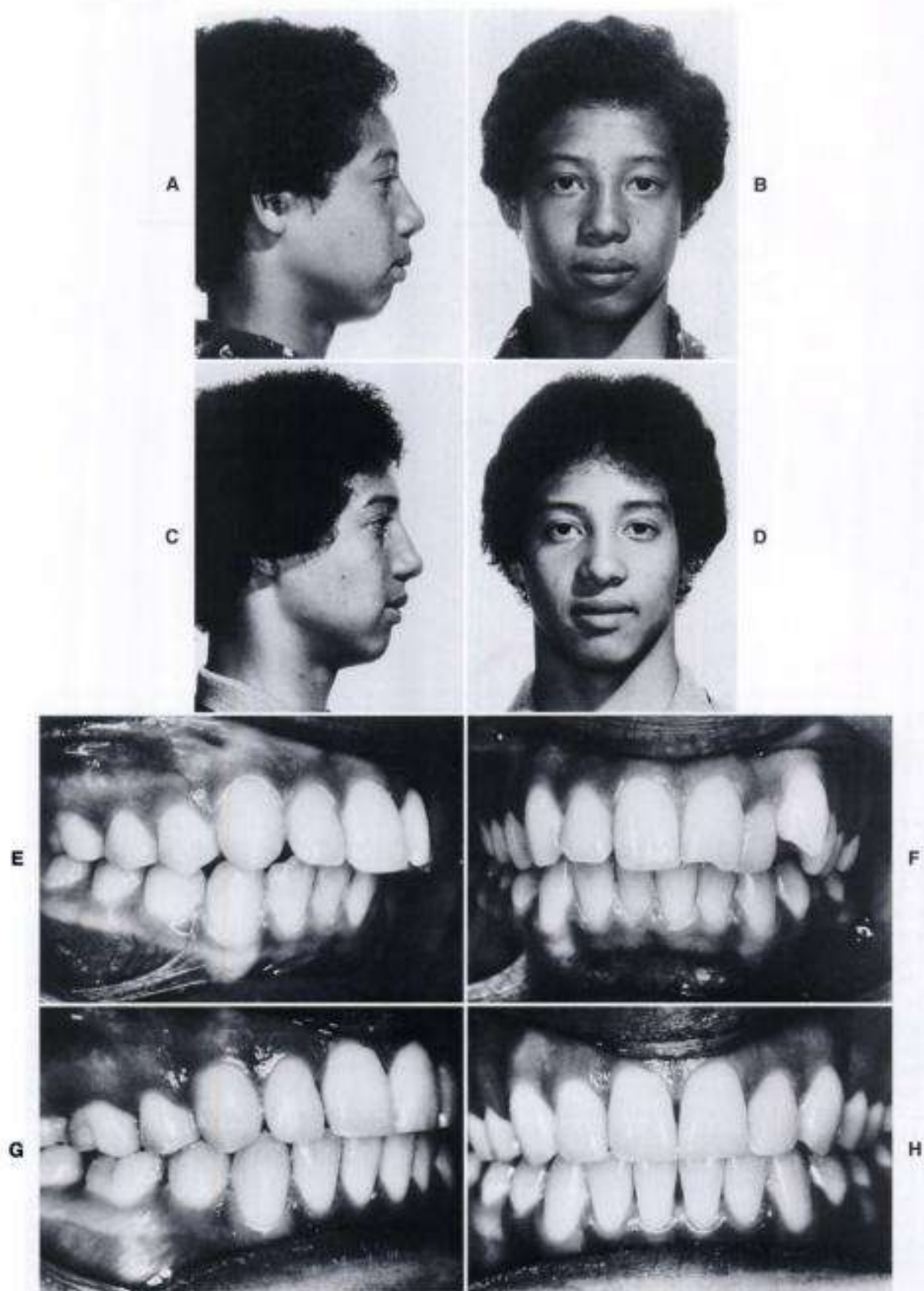
**A.** Límites posteriores del área nasomaxilar: una línea perpendicular a la línea de la visión que pasa a través de la unión entre las fosas craneales anterior y media. **B.** Límite anterior del complejo nasomaxilar: una línea que se extiende desde la superficie interna del hueso frontal y discurre perpendicular al etmoides. (Adaptada de Enlow DH: Handbook of facial growth, Filadelfia, 1982, WB Saunders.)

GL tiene una maloclusión de Clase II división 1 típica con protrusión alveolodental. Antes del tratamiento, su análisis cefalométrico mostraba un AFM de 30 grados. A lo largo del tratamiento, éste se redujo a 25 grados, lo que constituía una respuesta favorable. Su APMI antes del tratamiento era de 107 grados, lo que indicaba una protrusión alveolodental. Después del tratamiento era de 89 grados, de nuevo una respuesta favorable. Esta reducción se reflejaba también en un mayor AFII (de 43 a 66 grados). El ángulo del plano oclusal (PO) se redujo de 6 a 0 grados, lo que indicaba un buen control de la dentición a lo largo del tratamiento. El ángulo Z aumentaba de 55 a 72 grados, de nuevo una respuesta favorable al tratamiento. El SNA se mantenía en 80 grados, lo que indicaba que el maxilar no había cambiado. El SNB aumentaba de 71 a 76 grados, lo que denota una buena respuesta de la posición mandibular. El ANB disminuía de 9 a 4 grados, lo que significaba una mejoría de la discrepancia esquelética (fig. 11-92, I y J). El análisis de Steiner mostró que los incisivos superiores habían ido de 6 a 4 mm y de un ángulo de 30 a otro de 20 grados, mientras que los incisivos inferiores habían ido de 12 a 7 mm y de 43 a 23 grados. El análisis del espacio total mostraba una discrepancia anterior caracterizada por una protrusión alveolodental y una discrepancia posterior con un patrón facial de ángulo alto. La extracción de los primeros premolares ayudaba a corre-

gir la discrepancia anterior, y la extracción de los terceros molares beneficiaba la corrección de la discrepancia posterior. Todos los cambios mostraban una respuesta favorable al tratamiento mecánico de acuerdo con la filosofía de Tweed (v. cap. 16).

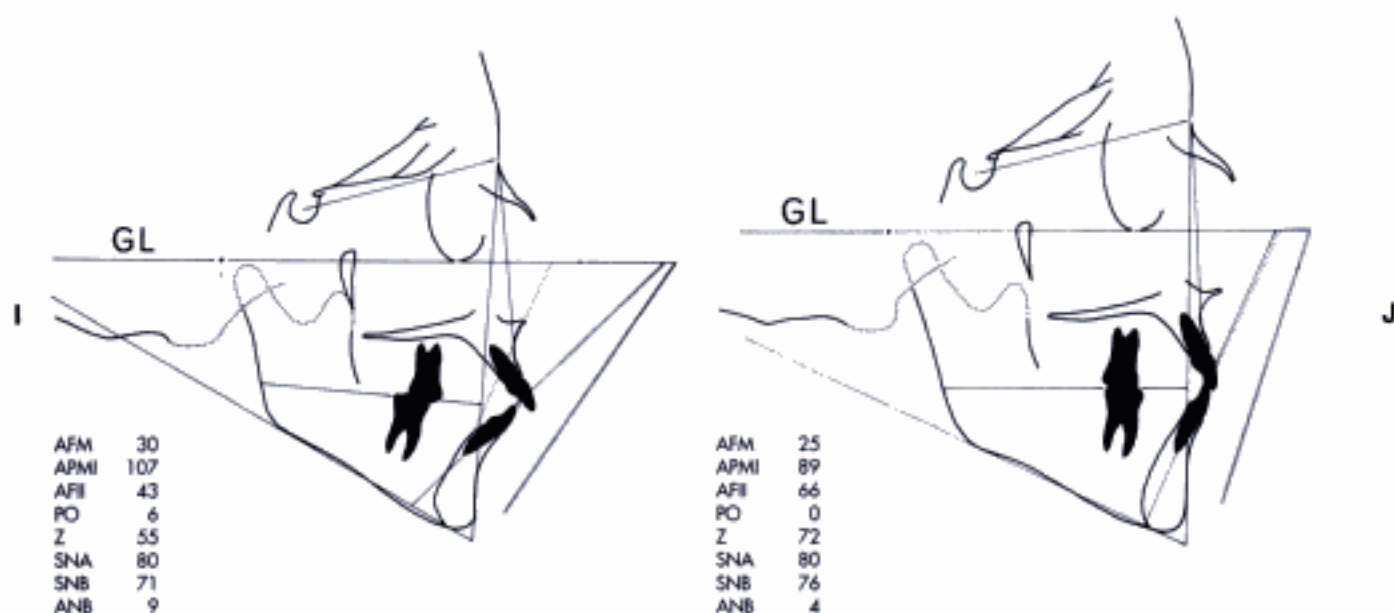
Muchos ortodoncistas saben a partir de las malas experiencias que no pueden extender la longitud de la arcada en sentido posterior, anterior o lateral a menos que la posición de los dientes se deba a factores ambientales, como la pérdida prematura de los dientes temporales. La mayoría de los problemas durante el tratamiento y la retención están asociados a la creación de espacio y al mantenimiento de la alineación donde no se realizaron extracciones previas<sup>26</sup>. Si se necesitan retenedores durante un período de tiempo largo, los dientes no estarán ubicados en la posición correcta con respecto al patrón esquelético y a la matriz de tejido blando. Las condiciones ideales para la estabilidad se consiguen cuando los dientes se colocan tempranamente en una relación armónica. Si se necesita una retención prolongada, la oclusión no es satisfactoria o la dentición no se encuentra en armonía con las estructuras asociadas. Sin embargo, se presentan excepciones. Los retenedores fijos mandibulares deberían mantenerse en los pacientes durante un tiempo prolongado para mantener la alineación incisiva cuando la mandíbula crece horizontalmente. Esto se realiza entre los 13 y 17 años de edad, cuan-





**Figura 11-92**

Paciente GL. Configuración facial. **A y B**, Antes del tratamiento. **C y D**, Después del tratamiento. **E a H**, Configuración intraoral.



**Figura 11-92 (cont.)**

Análisis cefalométrico. I, Antes del tratamiento. J, Después del tratamiento.

do la mandíbula aún está creciendo y el maxilar ya ha dejado de hacerlo (v. cap. 14).

La extracción seriada permite que los dientes se alineen al erupcionar en la cavidad oral, en lugar de permanecer en una situación desfavorable de apiñamiento durante varios años. En el caso de la protrusión alveolodental, este procedimiento permite que los incisivos inferiores se enderecen hacia lingual en una posición de equilibrio. Sólo esto reduciría el tratamiento mecánico multibandas en 6 meses y contribuiría a la estabilidad del resultado del tratamiento. En muchos de estos pacientes, la necesidad de retención es mínima. Sin embargo, el ortodoncista ha de recordar que, bajo condiciones de extracción seriada ideales, el ortodoncista no está tratando discrepancias esqueléticas graves o problemas de sobremordida o resalte importantes. Como resultado, la necesidad de retención debería ser menor.

Podemos preguntarnos: «si las raíces de los incisivos permanentes completan su formación en una posición más favorable, ¿mejora su estabilidad?». Parece lógico pensar que si un diente completa su formación en un sitio en el que permanecerá cuando el tratamiento se termine, será más estable. E inversamente, si un diente se deja en una posición de apiñamiento, inclinación y rotación durante varios años y se mueve posteriormente a una nueva posición relativamente rápida, será menos estable durante un tiempo y requerirá un período de retención más largo (v. caps. 14 y 27).

Podemos preguntarnos también: «¿el comienzo de la extracción seriada con la exodoncia de los dientes temporales significa siempre que habrá que extraer los dientes permanentes?». Una vez iniciada, la extracción seriada culminará con mucha frecuencia en la extracción de los cuatro premolares, debido a que la longitud de la arcada, ini-

cialmente deficiente, se reduce aún más. A pesar de un diagnóstico exhaustivo, el plan de tratamiento ha de ser modificado en ocasiones hasta llegar a un tratamiento sin extracciones. El ortodoncista debe estar siempre preparado para tratar sin extracciones, si parece que esto puede hacerse con éxito y de una manera estable. Si no, no se le pedirá al paciente que lleve un retenedor durante un tiempo prolongado y no deberá ser sometido a un período adicional de tratamiento no programado.

Al comienzo del tratamiento, los padres deben ser informados de que puede ser necesario realizar extracciones para obtener un resultado exitoso y estable. Posteriormente, se sentirán aliviados si no es necesario practicarlas. Es mejor preparar a los padres durante la presentación del caso, cuando están atentos y cuando se están discutiendo todas las fases del tratamiento del niño.

Un objetivo importante del uso de la técnica de extracción seriada es hacer más fácil el tratamiento y menos complicado, menos caro y más corto el tratamiento mecánico (especialmente durante la adolescencia). El tratamiento puede dividirse en cuatro categorías:

1. Un período de *guía interceptiva*, que se extiende durante 5 años, desde los 7 y medio a los 12 y medio. Consiste enteramente en la guía de la oclusión, incluyendo la extracción seriada, y es el mejor servicio que se puede prestar. Por desgracia, sólo en pocos pacientes se puede producir una oclusión excelente con extracción seriada. Cuando se consigue la guía, es más reconfortante y satisfactorio debido a que los resultados se consiguen sin terapia mecánica.
2. Un período inicial de *guía interceptiva*, que se extiende durante 4 años, desde los 7 años y medio a los 11 años y medio, más un segundo período de *tratamiento multibandas*, que se extiende durante aproximadamente 1 año,

desde los 11 años y medio hasta los 12 años y medio. Se incluyen en esta categoría las maloclusiones de Clase I y tipos específicos de maloclusiones de Clase II dental.

3. Un período inicial de *tratamiento interceptivo*, que se extiende durante 1 año, desde los 8 años y medio hasta los 9 años y medio, más un período de *guía interceptiva* que se extiende durante 2 años, desde los 9 años y medio hasta los 11 años y medio, y un segundo período de *terapia mecánica* que se extiende durante 1 y medio, desde los 11 años y medio hasta los 13 años. En esta categoría se incluyen principalmente las maloclusiones de Clase II.
4. Un período de *tratamiento multibandas*, que dura entre 1 año y medio y 3 años, de los 11 años y medio a los 14 años y medio. No se practican extracciones seriadas en este tratamiento. Siempre que sea posible, el ortodoncista debe intentar evitar tratamientos largos en adolescentes.

Es obvio que se trata de clasificaciones generales. Pueden variar considerablemente dependiendo de cada paciente, del tipo de maloclusión y de la edad dental.

### TRATAMIENTO DE LA CLASE I

El procedimiento clásico de extracción seriada ha sido la eliminación de los caninos temporales, primeros molares temporales y primeros premolares permanentes. Desde Bunon<sup>14</sup>, éste ha sido el procedimiento más popular y ampliamente utilizado. Con la investigación científica y la experiencia clínica, la extracción seriada se ha ido sofisticando progresivamente y se ha ido haciendo más precisa. Los resultados serán más satisfactorios si el ortodoncista no se

ciñe a una secuencia particular, sino que la modifica dependiendo del diagnóstico. Debe seleccionar la secuencia que le parezca adecuada para cada paciente. Las secuencias descritas a continuación son aplicables a las maloclusiones de Clase I.

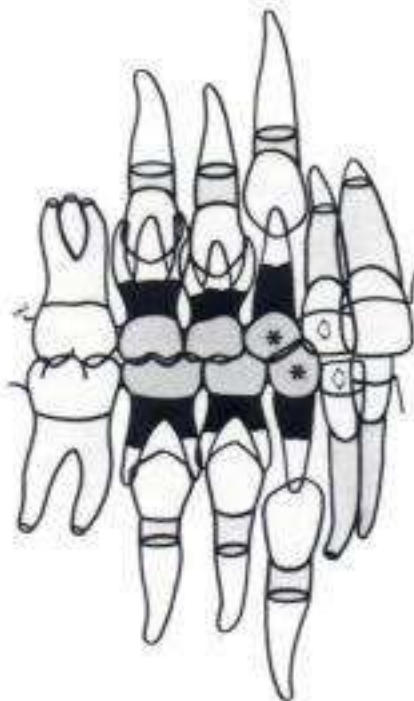
### Procedimiento terapéutico A: guía interceptiva, tratamiento activo

Extracción seriada en el tratamiento de la Clase I  
**Grupo A: discrepancia anterior-apiñamiento.**

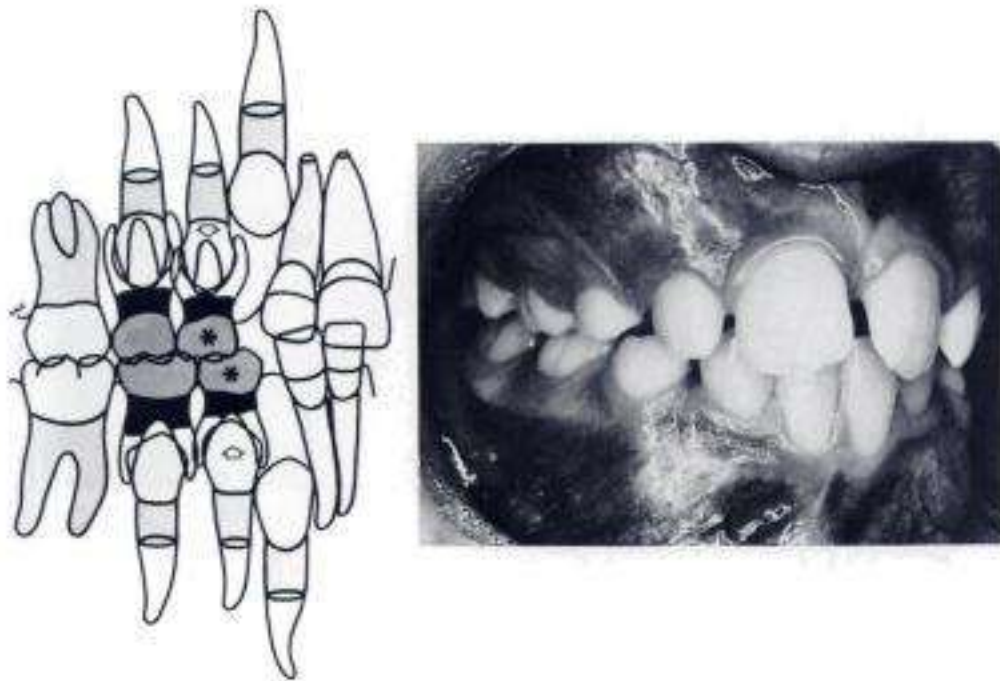
Se trata de un problema de extracción seriada típico: apiñamiento grave, maloclusión de Clase I, relación de sobremordida y resalte de los incisivos favorable y patrón facial ortognático ideal (fig. 11-93). El examen de las radiografías revelará, a menudo, un patrón activo de reabsorción en mesial de las raíces de los caninos temporales (v. fig. 11-6). Ésta es una señal de una discrepancia hereditaria verdadera entre el tamaño de los dientes y el de las arcadas. La reabsorción significa que los primeros premolares están erupcionando adecuadamente, por delante de los caninos permanentes. Ninguno de los dientes permanentes que no han erupcionado han alcanzado la mitad de la longitud de sus raíces. Debido a esto, los primeros molares temporales no deberían extraerse, pero sí los caninos temporales para aliviar el apiñamiento incisal.

**Paso 1:** extracción de los caninos temporales.

**Paso 2:** extracción de los primeros molares temporales. El apiñamiento incisal ha mejorado, la sobremordida ha aumentado y ha disminuido el tamaño de la zona de las extracciones (fig. 11-94). Las radiografías revelan que los primeros premolares han alcanzado la mitad de la longi-



**Figura 11-93**



**Figura 11-94**

tud de sus raíces. Ahora es el momento de extraer los primeros molares temporales para facilitar la erupción del primer premolar.

**Paso 3:** extracción de los primeros premolares. Estos dientes están erupcionando en la cavidad oral (fig. 11-95). Debido a que los caninos permanentes han desarrollado más de la mitad de la longitud de sus raíces, lo que indica que están preparados para acelerar su erupción, el ortodoncista extrae los premolares.

**Paso 4:** tratamiento de múltiples brackets adheridos. Éste es el resultado típico de la extracción seriada, una sobremordida relativamente profunda con inclinación distoaxial de los caninos, una inclinación mesioaxial de los segundos premolares, una relación molar de Clase I, una mejor alineación de los incisivos y espacios residuales en los sitios de las extracciones (fig. 11-96).

**Paso 5:** retención. Cuando se ha completado la terapia mecánica, debe observarse una oclusión ideal, con una relación de sobremordida y resalte mínima de los dientes anteriores, raíces de los caninos y premolares paralelas, forma de arcada ideal y sin espacios (fig. 11-97). Además, la dentición debería alinearse en armonía con el esqueleto craneofacial y la matriz de tejido blando.

**Paso 6:** posretención. De nuevo, debe ser evidente una oclusión ideal con estabilidad (fig. 11-98). El comienzo del procedimiento de extracción seriada con eliminación de los caninos inferiores temporales tiende a profundizar la sobremordida. Deben extraerse los primeros molares temporales cuando los premolares subyacentes han alcanzado la mitad de la longitud de su raíz. Si se hace esto, el riesgo de colapso será mínimo. Si los incisivos inferiores están apiñados, deben extraerse primero los caninos temporales en lugar de los primeros

molares temporales. El ortodoncista raramente estará satisfecho con la mejoría de la alineación de los incisivos cuando se extraen primero los molares temporales. Nuevamente, la decisión se basa en la posición relativa y longitud de las raíces de los primeros premolares y caninos. La figura 11-98, *derecha*, ilustra la oclusión 18 años después del tratamiento.

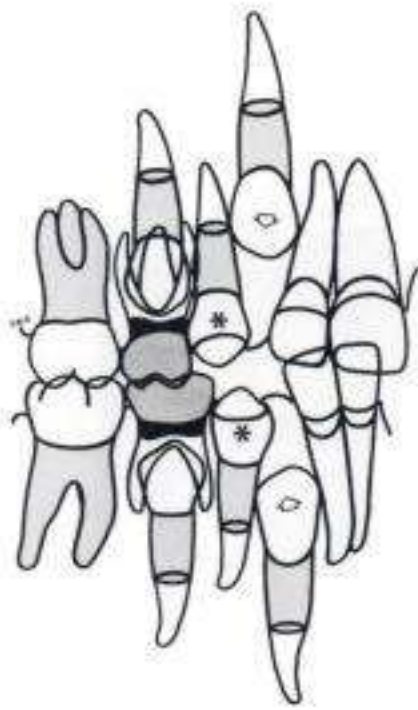
#### **Grupo B: discrepancia anterior-protrusión alveolodental.**

Existe una irregularidad mínima de los incisivos. En lugar de apiñamiento, el paciente presenta una protrusión alveolodental (fig. 11-99). Las coronas de los primeros premolares y caninos están al mismo nivel. Sin embargo, los caninos tienen formada más de la mitad de su raíz y están erupcionando más deprisa que los premolares. Debido a que los primeros premolares tienen desarrollada la mitad de la longitud de sus raíces, deberían extraerse los primeros molares temporales para acelerar la erupción de los primeros premolares. Esto asegurará que los premolares erupcionan en la cavidad oral antes que los caninos. Lo más importante es la programación para evitar la formación de un reborde con forma de filo de cuchillo (v. fig. 11-99, *inferior derecha*).

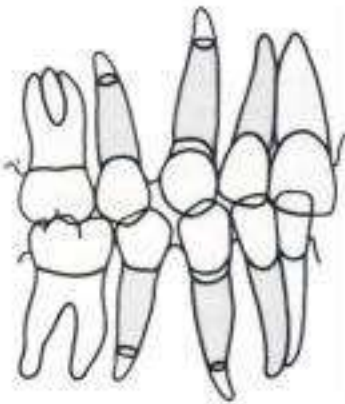
**Paso 1:** extracción de los primeros molares temporales.

**Paso 2:** extracción de los caninos temporales y primeros premolares. Cuando los primeros premolares han erupcionado lo suficiente, se extraen junto con los caninos temporales que queden (fig. 11-100). No se hace nada por evitar la inclinación lingual de los incisivos debido a que el objetivo es reducir la protrusión alveolodental.

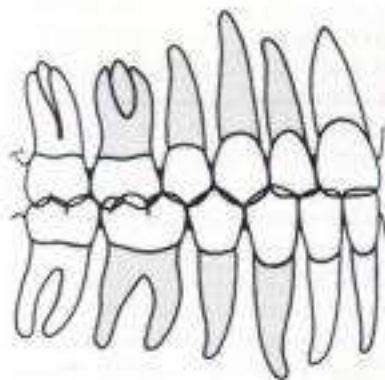
**Paso 3:** tratamiento con múltiples brackets adheridos. Obsérvese lo estéticamente que se alinea la dentición por sí misma (fig. 11-101). Será necesario un tratamiento mecánico mínimo.



**Figura 11-95**



**Figura 11-96**



**Figura 11-97**

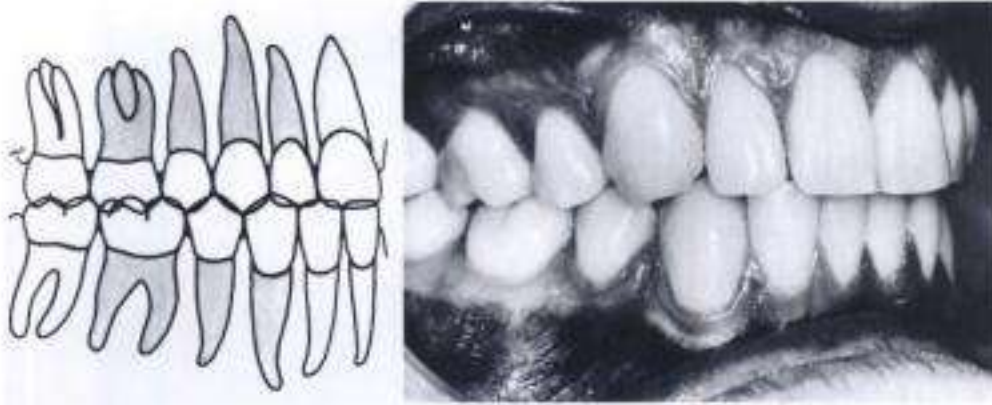


Figura 11-98

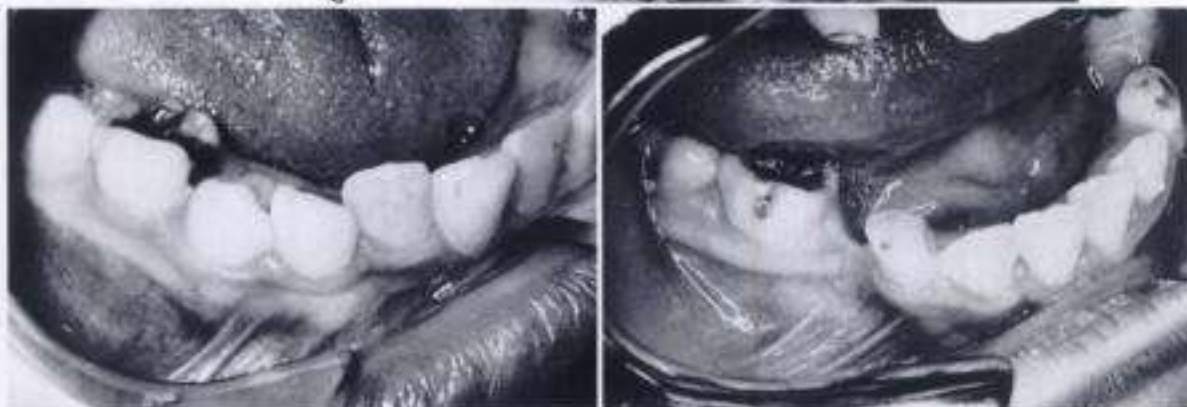
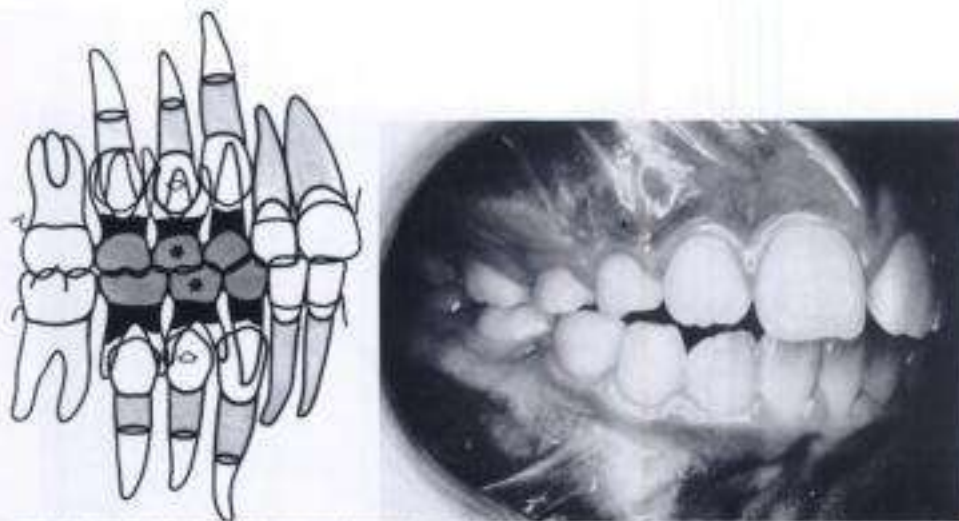


Figura 11-99

**Paso 4: retención.** La retención en la mandíbula es menos crucial debido a que antes del tratamiento existía una irregularidad mínima (fig. 11-102).

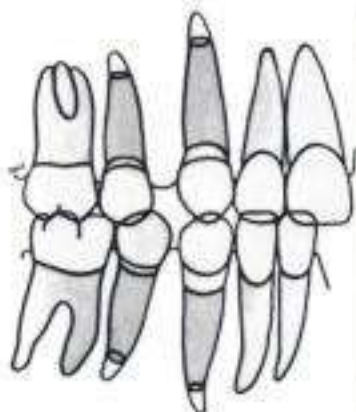
**Grupo C: discrepancia media-caninos retenidos.**

La discrepancia entre el tamaño de los dientes y de los maxilares es grave, lo que provoca la exfoliación prematura de

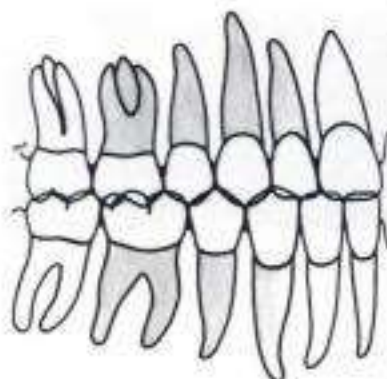
los caninos temporales (fig. 11-103). Obsérvese la dispersión de los incisivos por el apiñamiento en la zona apical. A menudo, los padres interpretan este espaciamento como la evidencia de un tratamiento sin extracciones. El ortodoncista debe explicar que esto es un signo de apiñamiento grave. La radiografía revelará que los primeros pre-



**Figura 11-100**



**Figura 11-101**



**Figura 11-102**

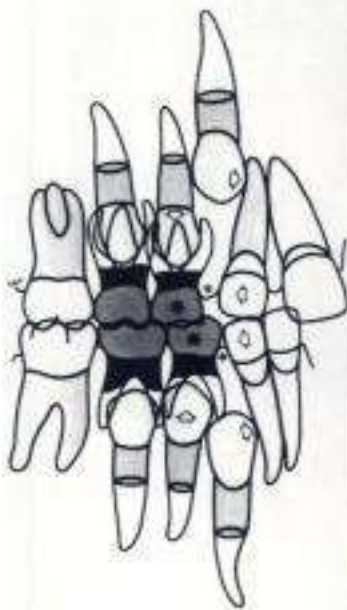


Figura 11-103

molares van por delante de los caninos en la erupción y han alcanzado la mitad de la longitud de sus raíces. El tratamiento empieza con la extracción de los primeros molares temporales.

Los caninos superiores permanentes retenidos pueden provocar la dispersión grave de los incisivos superiores en tal magnitud que los incisivos laterales no contactan con los caninos temporales (v. fig. 11-103, inferior derecha). En esta situación, la extracción de los caninos temporales en primer lugar beneficia poco. Es mejor extraer los primeros molares temporales para favorecer la erupción lo más rápida posible de los primeros premolares. Los caninos tendrán así espacio para alejarse de los ápices de los incisivos y empezar su erupción en la cavidad oral. En este caso, el clínico debe preocuparse más por corregir el apiñamiento del canino que las irregularidades de los incisivos. Debe hacerse todo lo posible por evitar la corrección de los incisivos con aparatos multibandas, puesto que se teme provocar la reabsorción de las raíces de los incisivos (v. fig. 11-68).

**Paso 1:** extracción de los primeros molares temporales.

**Paso 2:** extracción de los primeros premolares. Por las razones explicadas en el Grupo A, paso 3, corresponde extraer los primeros premolares (fig. 11-104).

**Paso 3:** tratamiento multibandas. De nuevo, obsérvese el resultado deseado de la terapia mecánica (fig. 11-105).

**Paso 4:** retención. Nuevamente, obsérvese el resultado deseado de la terapia mecánica (fig. 11-106).

#### Grupo D: enucleación en la mandíbula.

Si está claro que los caninos erupcionarán en la cavidad oral por delante de los primeros premolares, pueden extraerse los primeros molares temporales y pueden enuclearse los primeros premolares (fig. 11-107). Esto estimulará la migración distal de los caninos al ir erupcionando.

**Paso 1:** extracción de los primeros molares temporales y enucleación de los primeros premolares inferiores.

**Paso 2:** extracción de los caninos superiores temporales y primeros premolares superiores. En el maxilar, los primeros premolares suelen erupcionar antes que los caninos (fig. 11-108). Por tanto, la enucleación parece estar menos indicada. En este momento pueden observarse los caninos inferiores erupcionando favorablemente en la cavidad oral.

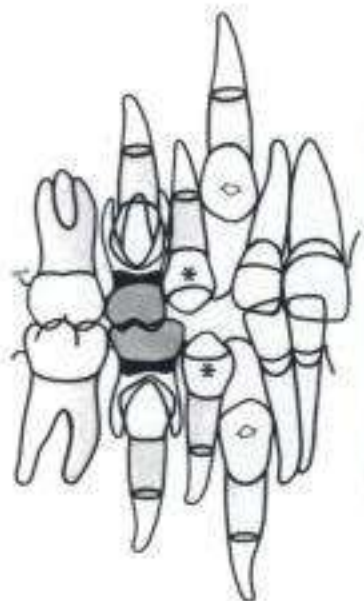
**Paso 3:** terapia mecánica (fig. 11-109). El paciente está ahora listo para el tratamiento con aparatología de múltiples brackets adheridos.

**Paso 4:** retención (fig. 11-110). El paciente está ya preparado para los retenedores removibles.

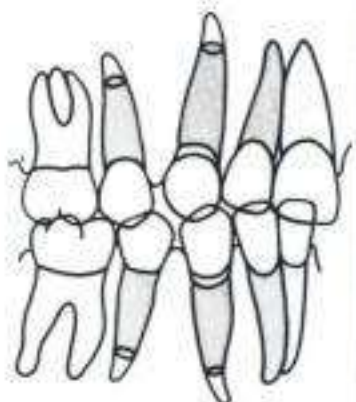
#### Grupo E: enucleación en el maxilar y la mandíbula

En ocasiones, los caninos superiores e inferiores erupcionan antes que los primeros premolares (fig. 11-111). Si éste es el caso, el ortodoncista debe elegir extraer los caninos y los primeros molares temporales y enuclear los primeros premolares. Esto es aceptable si no existe oportunidad de colocar aparatología multibandas al terminar la extracción seriada. De lo contrario, es preferible la alternativa de la enucleación.

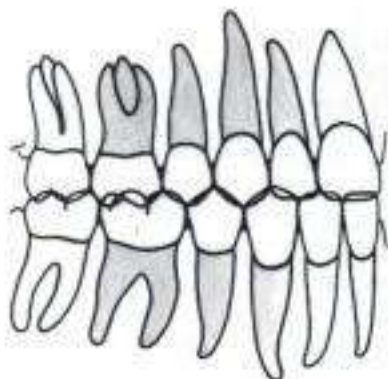




**Figura 11-104**



**Figura 11-105**



**Figura 11-106**

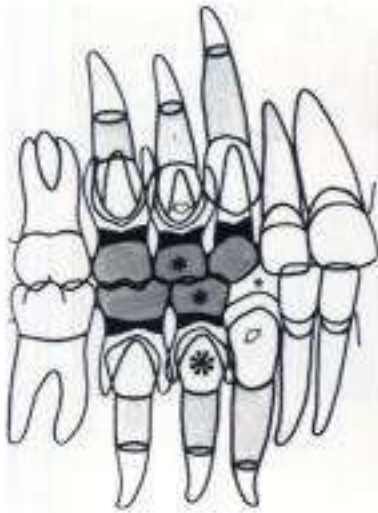


Figura 11-107

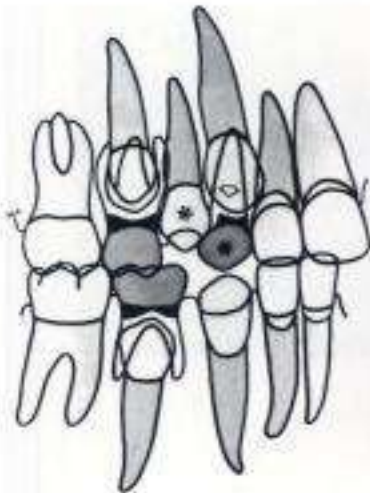


Figura 11-108

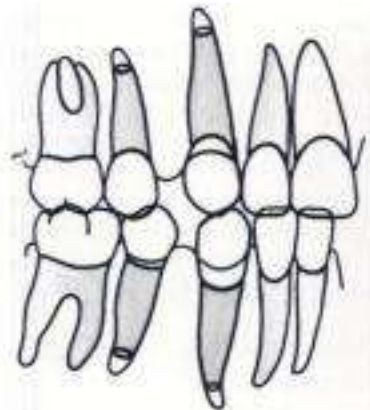
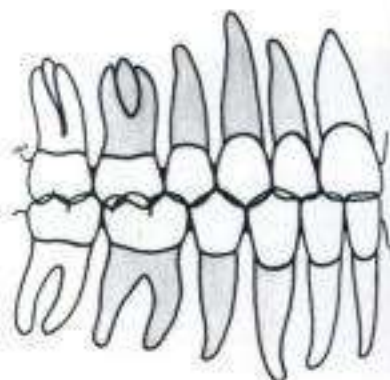
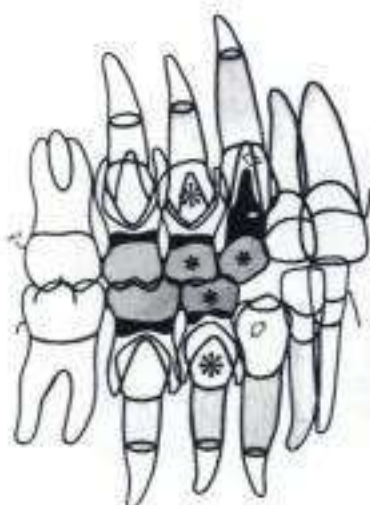


Figura 11-109

**Figura 11-110****Figura 11-111**

**Paso 1:** extracción de los caninos temporales y primeros molares temporales y enucleación de los primeros premolares.

**Paso 2:** terapia mecánica (fig. 11-112). El paciente ya está preparado para el tratamiento con aparatos.

**Paso 3:** retención (fig. 11-113). El paciente ya está preparado para los retenedores.

**Grupo F: alternativa a la enucleación.**

Cuando los caninos permanentes han erupcionado por delante de los primeros premolares, debería evitarse la enucleación de los premolares si existe la oportunidad de colocar aparatos con múltiples brackets adheridos al completar la extracción seriada (fig. 11-114). Cuando los primeros premolares han alcanzado la mitad de la longitud de su raíz, deben extraerse los primeros molares temporales.

**Paso 1:** extracción de los primeros molares temporales.

**Paso 2:** extracción de los caninos superiores temporales, los primeros premolares superiores y los segundos molares

inferiores temporales. De 6 a 9 meses después, el primer premolar inferior que está erupcionando parece estar obstruido por el contorno mesial del segundo molar temporal, por lo que el ortodoncista debería extraer este último (fig. 11-115). Sin embargo, esta secuencia no suele ser necesaria en la dentición superior.

**Paso 3:** extracción de los primeros premolares inferiores. Cuando estos dientes erupcionan lo suficiente son extraídos (fig. 11-116).

**Paso 4:** terapia mecánica. Con esta secuencia particular, se logra el resultado menos deseable de las extracciones (fig. 11-117). Sin embargo, la extracción no prolonga el tratamiento con múltiples brackets adheridos considerablemente.

**Paso 5:** retención (fig. 11-118). El paciente ya está preparado para los retenedores.

**Grupo G: reducción interproximal.**

Rara vez es necesario reducir las superficies mesiales de los caninos temporales. Estos casos se presentan cuando el clí-

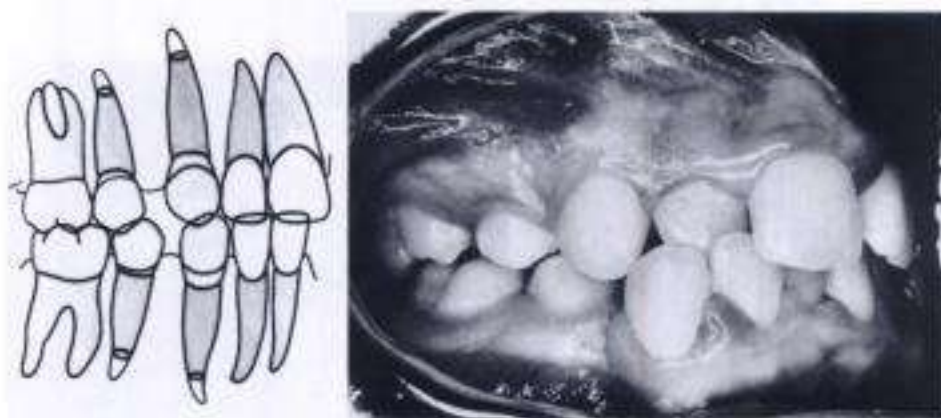


Figura 11-112

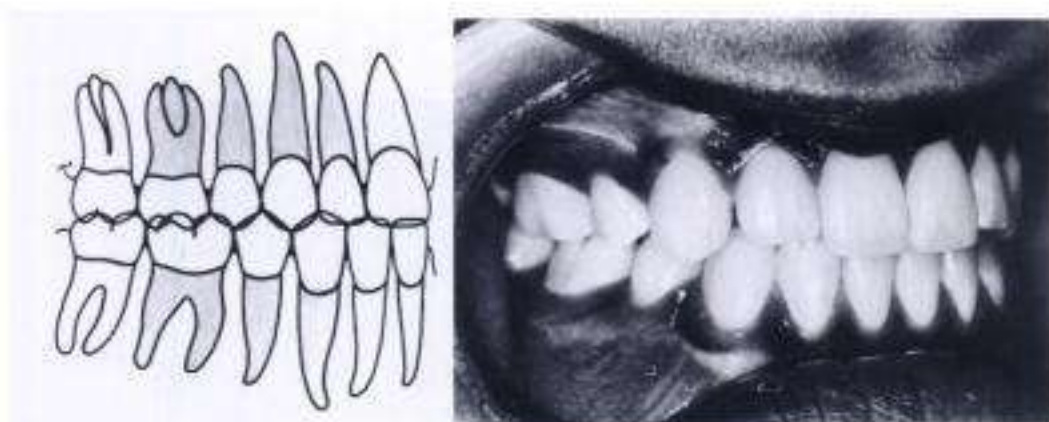


Figura 11-113

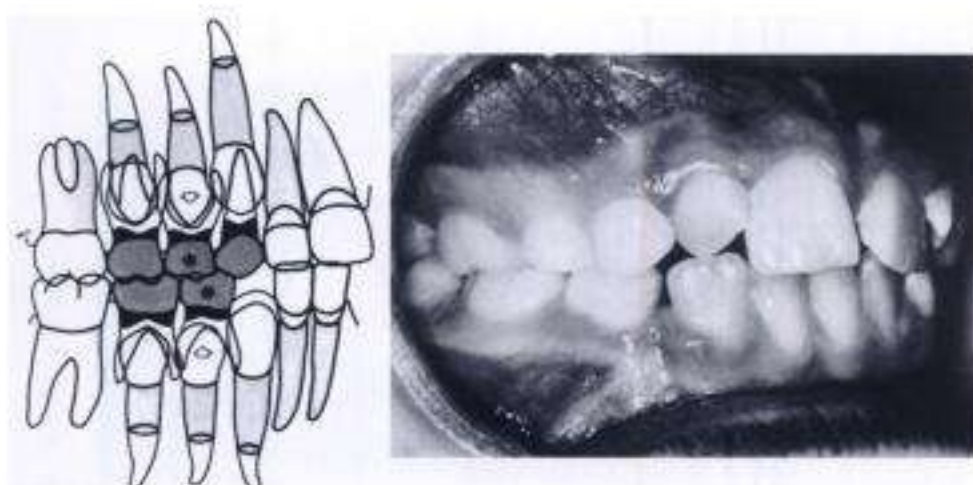
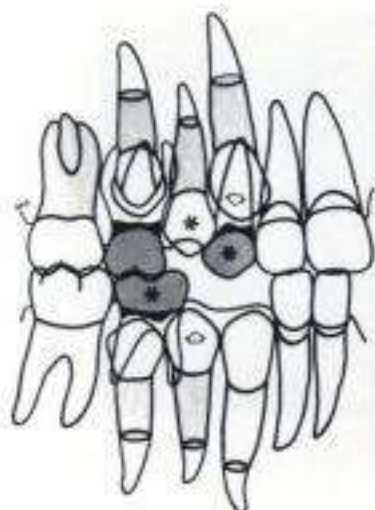
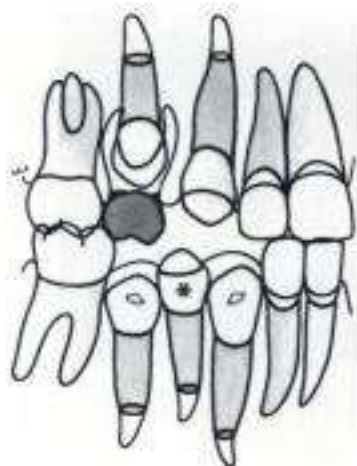


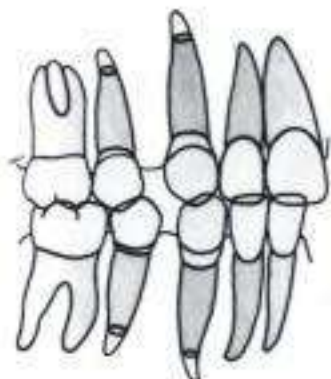
Figura 11-114



**Figura 11-115**



**Figura 11-116**



**Figura 11-117**

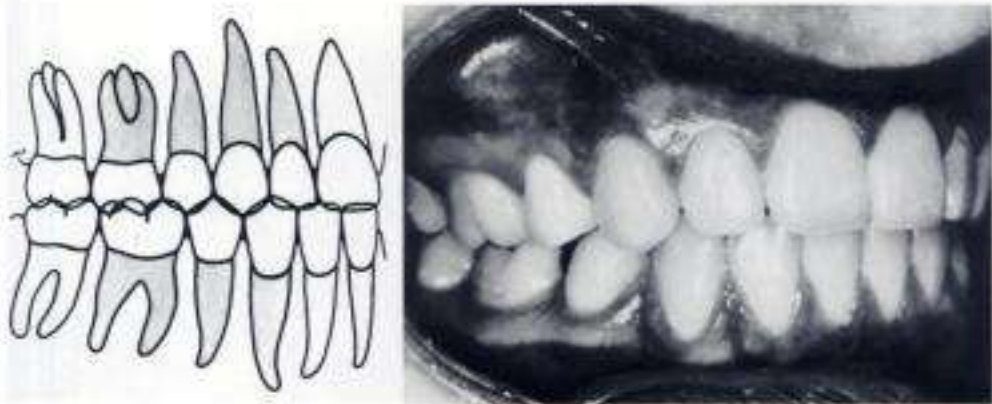


Figura 11-118

nico no pretende extraer los dientes permanentes y cuando existe una interferencia que da lugar a la rotación del incisivo lateral.

En ocasiones, en las maloclusiones sin extracciones los segundos molares temporales estarán retenidos durante un período de tiempo inusualmente largo. Puesto que estos dientes son más largos mesiodistalmente que los segundos premolares subyacentes, fuerzan a los primeros premolares a una posición más adelantada en la arcada dentaria y esto afecta a los caninos permanentes (fig. 11-119, A). La larga retención de estos segundos molares temporales puede interferir también con la erupción de los primeros premolares después de la erupción de los caninos permanentes (fig. 11-119, B). En cada uno de estos casos, debe reducirse la superficie mesial de los segundos molares temporales a la magnitud del espacio de deriva. Esto suele dar lugar a la alineación favorable de los dientes permanentes (fig. 11-120).

Puede que a veces le sea necesario al ortodoncista reducir las superficies distales de los segundos molares temporales (fig. 11-121) para asegurar la conversión de un plano terminal recto en un escalón mesial como preparación para una relación de Clase I de los primeros molares permanentes. Esto se consigue cuando los segundos molares superiores temporales se exfolian antes que los inferiores y cuando existe espacio que permita que los molares se muevan hacia mesial. De forma ideal, los molares inferiores deberían perderse en primer lugar. (Para un análisis más detallado sobre la reducción interproximal de los dientes temporales, léase el artículo de Hotz<sup>61</sup>.)

**Grupo H: ausencia congénita.**

Es de máxima importancia en el caso de pacientes con ausencia congénita de algunos dientes llevar a cabo el diagnóstico y plan de tratamiento ortodóncicos convencionales como si los dientes estuvieran presentes. Así se puede proseguir con el tratamiento para afrontar la ausencia de uno o varios dientes. Que los dientes estén ausentes a causa de lesión, enfermedad o aberración del desarrollo importa poco. Los factores importantes a la hora de corregir por completo la maloclusión son qué dientes están ausentes y cuáles quedan con los que poder trabajar.

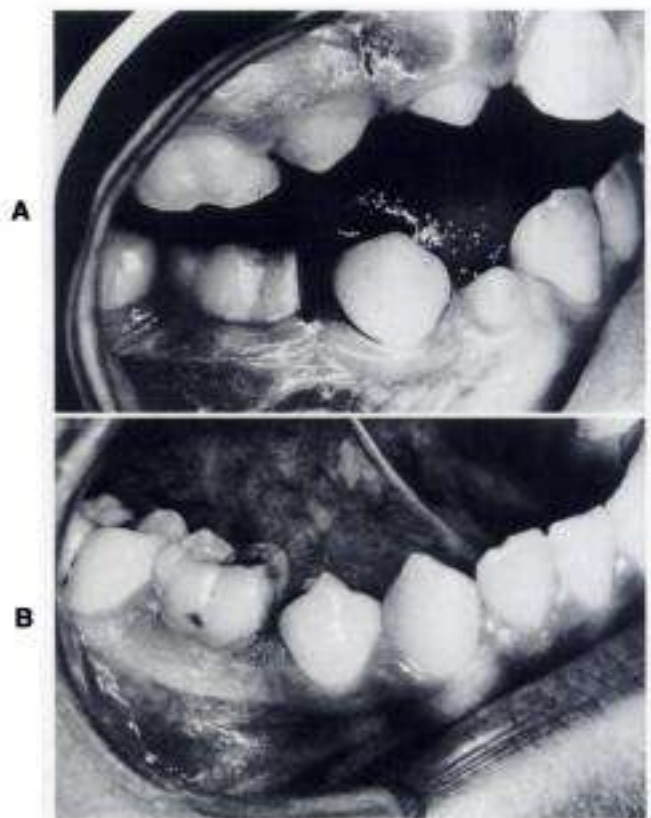


Figura 11-119

Reducción interproximal del segundo molar temporal para permitir la erupción de (A) el canino permanente y (B) el primer premolar.

**Incisivos superiores.** Los incisivos laterales superiores suelen estar con frecuencia ausentes o malformados. El porcentaje varía dependiendo del estudio consultado, pero en la mayoría de las clínicas se presenta en un 5% de los pacientes tratados.

Si un incisivo lateral superior está ausente de forma congénita, la dentición debe erupcionar por completo an-

**Figura 11-120**

Alineación favorable después de la reducción del segundo molar temporal.

**Figura 11-121**

Reducción de la superficie distal del segundo molar temporal para convertir un plano terminal recto en un escalón mesial.

tes de iniciar un tratamiento con brackets múltiples adheridos. El ortodoncista debe examinar cuidadosamente la corona del canino antes de su erupción para decidir colocarlo en la posición del incisivo lateral o en su posición habitual. El ortodoncista no debe confiar en las radiografías periapicales a la hora de evaluar la forma del diente no erupcionado. Es más adecuado colocar restauraciones en lugar de utilizar los caninos como incisivos laterales. Cuando se utilizan los caninos como laterales, el ortodoncista parece estar luchando constantemente con los espacios interproximales durante el período de retención y, en la mayoría de los casos, no es nada estético.

Dependiendo del diagnóstico ortodóncico básico y de la anatomía de los caninos superiores, la decisión puede ser reemplazar los incisivos con caninos. Al paciente de la figura 11-122 se le han extraído también los primeros premolares inferiores. Esto dio lugar a una relación molar de Clase I. Frecuentemente, sólo falta uno de los incisivos. En

**Figura 11-122**

Durante el período de desarrollo se guiaron los caninos permanentes hacia las posiciones de los incisivos laterales en el maxilar, y en la mandíbula se practicó la extracción seriada. Los caninos han reemplazado satisfactoriamente a los incisivos laterales y los molares están en una relación de Clase I.

este caso, el paciente presenta una relación molar de Clase I en un lado y una relación molar de Clase II en el otro si no se han extraído dientes inferiores.

**Incisivos inferiores.** La figura 11-123 muestra a un paciente tratado, dos de cuyos incisivos inferiores permanentes estaban ausentes. Se modificó el plan de tratamiento y, en lugar de extraerse los cuatro premolares, se extrajeron los dos premolares superiores. Se cerró el espacio incisal y se obtuvo una oclusión satisfactoria.

El paciente de la figura 11-31 fue tratado con la extracción de los incisivos centrales inferiores. Dichas extracciones alteraron el equilibrio de la longitud de la arcada. Los pacientes que tienen una recesión y malposición importantes de los incisivos centrales pueden ser tratados con extracciones seriadas de rutina. La extracción de los incisivos inferiores, especialmente durante el desarrollo, no está en absoluto recomendada, ya que complica el plan de tratamiento total y compromete su resultado. Deben hacerse todos los esfuerzos posibles para mantener los incisivos inferiores, especialmente en situaciones unilaterales.

En ocasiones, el ortodoncista mueve el canino a la posición del incisivo. De nuevo, esto depende del diagnóstico básico. Repetimos que deben hacerse todos los esfuerzos para mantener los incisivos inferiores, especialmente en casos unilaterales y durante el desarrollo. Si se pierde uno de los incisivos inferiores, se recomienda evitar la extracción de un premolar en ese cuadrante y utilizar el canino como incisivo. Si se trata de un caso de extracción, los molares de la zona afectada estarán en una relación de Clase I; si no, estarán en una relación de Clase III.

**Premolares.** La figura 11-38 presenta a un paciente al que le faltaban los dos primeros premolares superiores. El aspecto clínico resultante era raro. Los caninos erupcionaron en la posición de los premolares y los caninos temporales estaban retenidos. Se alteró el plan de tratamiento para incluir la extracción de los caninos temporales y el



**Figura 11-123**

**A y B,** Alineación de la dentición inferior después del tratamiento de un paciente con ausencia congénita de dos incisivos. En el maxilar se extrajeron los primeros premolares.

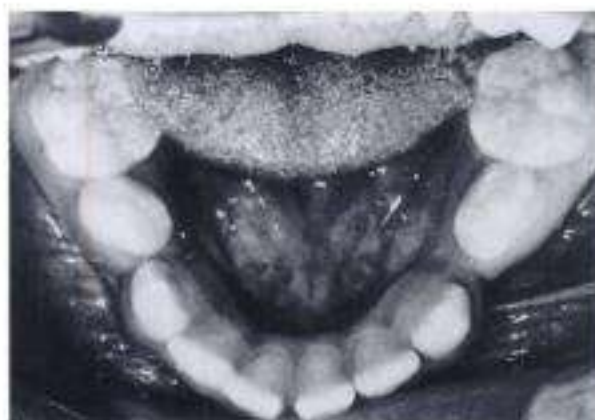
movimiento de los caninos permanentes hacia delante a su posición adecuada. El resto de dientes superiores fue movido hacia delante, a una relación molar de Clase II.

Con frecuencia se presenta la agenesia de los segundos premolares inferiores. Dependiendo del diagnóstico ortodóncico básico, el tratamiento puede suponer el desplazamiento de los molares hacia delante o sustituir los dientes ausentes con puentes. El tratamiento de las malocclusiones de Clase II con extracciones incluidas puede conllevar la movilización de los incisivos superiores protruidos hacia el espacio proporcionado por la extracción de los primeros premolares superiores. La corrección de una relación molar de Clase II puede suponer el desplazamiento de los molares inferiores hacia delante, para ocupar la zona del segundo premolar, donde los dientes están ausentes de forma congénita.

Los segundos premolares inferiores presentan dificultades constantes en el tratamiento ortodóncico. Suelen estar ausentes o erupcionar en la dirección inadecuada. A menudo, su forma es irregular (fig. 11-124). El plan de tratamiento de extracción seriada de esta paciente en particular debería haber sido modificado para incluir la extracción de los segundos premolares en lugar de los primeros.

Cuando se presenta la ausencia congénita de un segundo premolar inferior, el clínico debe practicar las extracciones seriadas de la manera habitual, de modo que extrae los cuatro caninos temporales o los primeros molares temporales, dependiendo del desarrollo. Cuando han erupcionado los cuatro primeros premolares se extraen tres de ellos. En un cuadrante en el que falta el segundo premolar se extrae el segundo molar temporal. Se mueve entonces el primer premolar al lugar del segundo premolar, lo que le deja espacio para que erupcione el canino. En ocasiones, debe extraerse el segundo molar temporal de forma temprana para permitir que erupcione el primer premolar en una posición más distal.

Garn y Lewis<sup>28</sup> han demostrado que, en una ausencia congénita, con mucha frecuencia el tratamiento no requie-



**Figura 11-124**

Extracción seriada en un paciente al que deberían haberse extraído los segundos premolares en lugar de los primeros premolares.

rirá extracciones. En otras palabras, la ausencia congénita de dientes está relacionada con dientes pequeños, por lo que no está indicada la extracción seriada.

Si el diagnóstico indica la extracción de los cuatro segundos premolares o si los cuatro dientes están ausentes congénitamente, no está indicada la extracción seriada. Están prescritas las extracciones de los segundos premolares en los casos de discrepancia límite entre el tamaño de los dientes y de las arcadas, en la que los incisivos están verticalizados sobre el hueso basal. Con la extracción de los segundos premolares se corrige el mínimo apiñamiento de la zona anterior utilizando una parte del espacio de extracción y sin producir una retrusión alveolodental. El espacio remanente se cerrará moviendo los dientes posteriores hacia delante. Se extraen los caninos temporales para aliviar el grave apiñamiento de los incisivos y se ex-



traen los molares temporales para reducir la protrusión alveolodental. Como en estos pacientes no existe ninguna de estas situaciones, no está indicada la extracción de los caninos ni de los primeros molares temporales. Además, se extraen los primeros molares temporales para facilitar la erupción de los primeros premolares. Puesto que no se van a extraer los primeros premolares en estos casos, no está indicada la extracción de los primeros molares. Es difícil favorecer la erupción de los segundos premolares por delante de los primeros premolares extrayendo primero los segundos molares temporales. Los segundos premolares presentan una erupción notablemente lenta. Además, si se extraen de forma temprana los segundos molares temporales, los primeros molares permanentes pueden moverse hacia mesial con demasiada rapidez. Los segundos premolares se extraen cuando han erupcionado parcialmente en la cavidad oral.

A menudo se plantea la cuestión acerca de crear una *cara cóncava* como resultado final de la extracción seriada cuando se extraen los cuatro primeros premolares. Todos los ortodontistas deberían estar preocupados por la creación de caras en forma de plato. Es por esta razón por la que deberían practicarse extracciones seriadas sólo en un grupo específico de pacientes y después de un diagnóstico global. Debido a esta preocupación, el clínico debe estar monitorizando constantemente la posición de los incisivos inferiores. Se les debe dejar que se inclinen hacia mesial hasta la posición deseada, y luego mantenerla.

Algunos pacientes tienen un perfil cóncavo independientemente de que sean tratados con extracciones, sin ellas o sean dejados sin tratar. Muestran una retrusión alveolodental bimaxilar, un ángulo pequeño del plano mandibular, una profunda sobremordida de los incisivos, una altura facial anterior corta, un mentón prominente, una nariz prominente y una musculatura perioral tensa. Si a esto se une una discrepancia grave entre el tamaño de los dientes y de las arcadas, pueden realizarse extracciones para producir un resultado estable. Es recomendable diferir las extracciones hasta que hayan erupcionado todos los dien-

tes permanentes en lugar de realizar extracciones seriadas. Si el ortodontista lleva a cabo el procedimiento de extracción seriada, debe hacerlo con sumo cuidado y utilizar mantenedores.

En este punto es necesaria una advertencia acerca de los mantenedores, el enderezamiento hacia vestibular de los incisivos inferiores permanentes y el movimiento distal de los primeros molares inferiores con el uso de aparatología de múltiples brackets adheridos, arco lingual o parabolios. La reacción podría influir en los segundos molares inferiores permanentes (fig. 11-125).

### Paciente típico de Clase I para extracción seriada

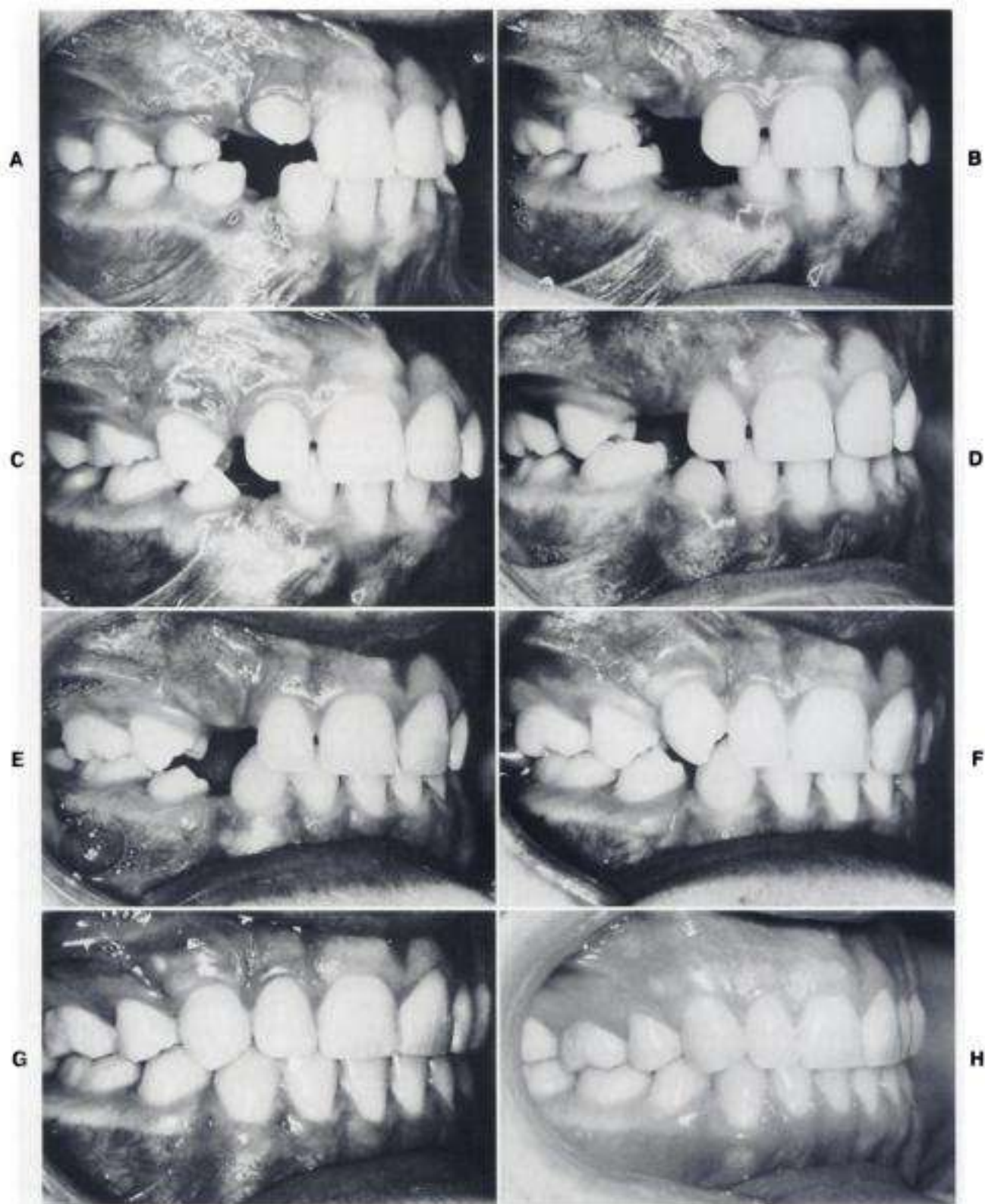
El paciente MR (figs. 11-126 y 11-127; v. también figs. 11-130 a 11-132) representa una maloclusión de Clase I típica con una discrepancia anterior manifestada por una protrusión alveolodental y una discrepancia posterior manifestada por una configuración de ángulo alto. La figura 11-126 muestra la dentición que tenía el paciente cuando vino a consulta y fue explorado. Ya se le habían extraído los caninos temporales. En este tipo de pacientes, el clínico extrae los primeros molares temporales para estimular la erupción de los primeros premolares y así puedan ser extraídos lo antes posible. Esto corrige la protrusión alveolodental enderezando la posición de los incisivos.

Con una alineación relativamente vertical de los incisivos no es necesario extraer los caninos temporales de forma temprana. En la figura 11-126, B, se han extraído los primeros molares temporales. Obsérvese la erupción temprana del primer premolar superior. Pudieron influir en esta situación una restauración grande y una infección periapical de los molares temporales. El ortodontista debe esperar hasta que hayan erupcionado los otros premolares en la cavidad oral antes de recomendar la extracción de estos dientes (v. fig. 11-126, B). Nótese que, en la figura 11-126, C, se han extraído los cuatro premolares y los incisivos están empezando a verticalizarse con respecto al hueso



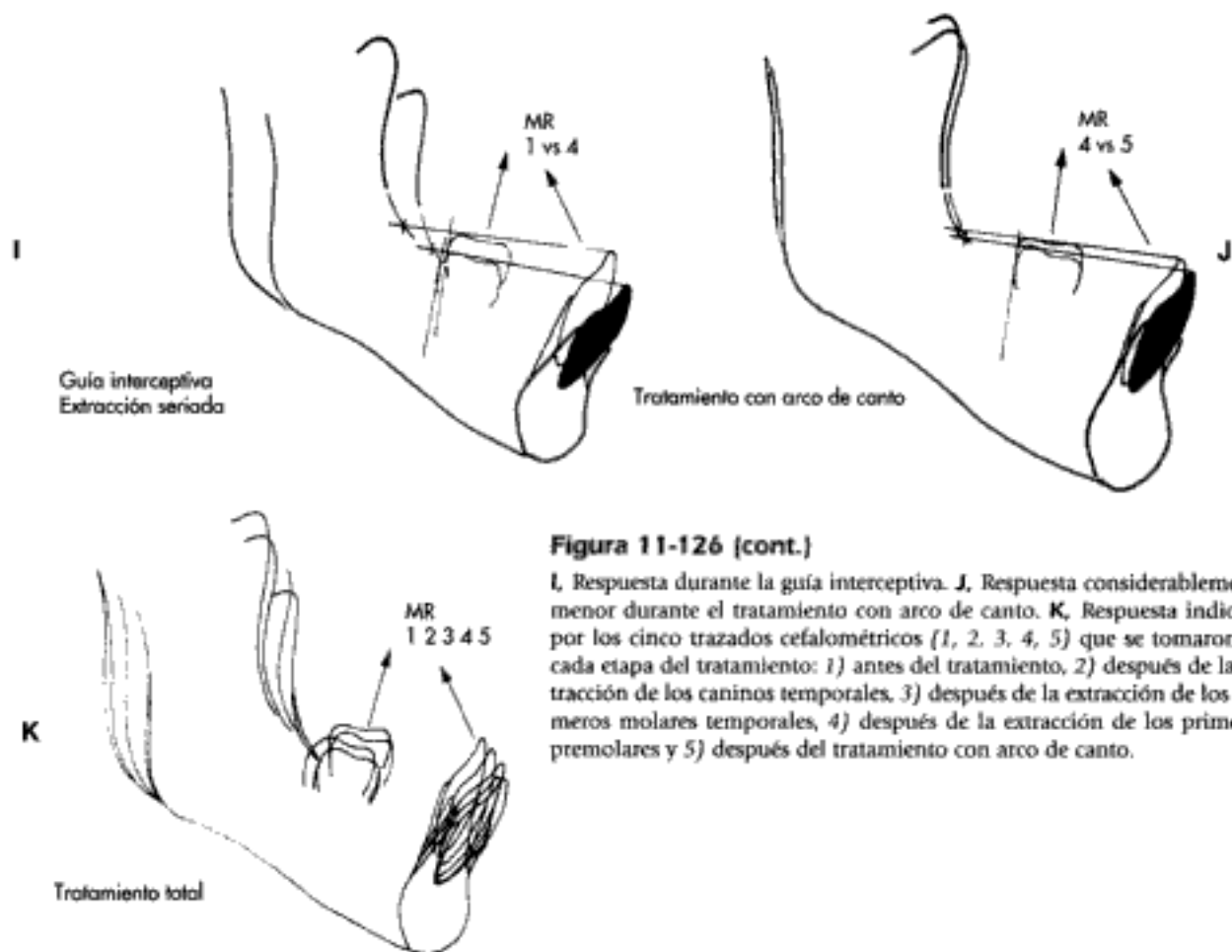
**Figura 11-125**

**A.** Problema inminente provocado por el uso inadecuado de un arco lingual mandibular. **B.** Resultado del tratamiento inadecuado con el arco lingual.

**Figura 11-126**

Paciente MR. **A**, Exploración inicial. Se han extraído los caninos temporales. **B**, Después de la extracción de los primeros molares temporales. **C**, Antes de la extracción de los primeros premolares. **D**, Erupción de los caninos inferiores permanentes. **E**, Erupción de los segundos premolares. **F**, Antes del tratamiento con múltiples brackets adheridos. **G**, Después del tratamiento de brackets adheridos. **H**, Quince años después del tratamiento.

*Continúa*



**Figura 11-126 (cont.)**

**I,** Respuesta durante la guía interceptiva. **J,** Respuesta considerablemente menor durante el tratamiento con arco de canto. **K,** Respuesta indicada por los cinco trazados cefalométricos (1, 2, 3, 4, 5) que se tomaron en cada etapa del tratamiento: 1) antes del tratamiento, 2) después de la extracción de los caninos temporales, 3) después de la extracción de los primeros molares temporales, 4) después de la extracción de los primeros premolares y 5) después del tratamiento con arco de canto.

basal. En la figura 11-126, *D*, los caninos inferiores permanentes están empezando a erupcionar en la cavidad oral. Obsérvese que el segundo molar temporal superior derecho se ha perdido precozmente. El premolar ha erupcionado y el primer molar se ha desplazado un poco hacia mesial. En la figura 11-126, *E*, se han perdido ya todos los segundos molares temporales y están erupcionando los segundos premolares. Nótese la mayor verticalización de los incisivos. Con la erupción de los caninos y segundos molares superiores permanentes, este paciente ya está preparado para el tratamiento con múltiples brackets adheridos (fig. 11-126, *F*). La figura 11-126, *G*, ilustra el resultado final y *H*, la oclusión 15 años después de la retención. Se le hicieron radiografías cefalométricas al paciente MR en los siguientes momentos:

1. Antes del tratamiento.
2. Después de la extracción de los caninos temporales.
3. Después de la extracción de los primeros molares temporales.
4. Después de la extracción de los primeros premolares permanentes.
5. Después del tratamiento de arco de canto.

La respuesta a la extracción seriada durante la guía interceptiva, superposición de los trazados cefalométricos números 1 y 4 (fig. 11-126, *I*), es significativamente mayor que la respuesta durante el tratamiento de arco de canto, superposición de trazados 4 y 5 (fig. 11-126, *J*).

La figura 11-126, *K*, ilustra la respuesta durante el tratamiento total con guía interceptiva y aparato de arco de canto. Los incisivos inferiores se van verticalizando gradualmente, lo que disminuye la protrusión dental alveolar; los molares inferiores se mueven hacia arriba y adelante, y se hacen responsables de este modo de la rotación anterosuperior de la mandíbula.

Los objetivos de Tweed son los siguientes:

1. Rotación anterosuperior de la mandíbula, que disminuye los ángulos AFM y ANB.
2. Corrección de la protrusión dental alveolar al verticalizar los incisivos inferiores, con disminución del ángulo APMI y aumento del ángulo AFII.
3. Aplanamiento del plano oclusal y reducción del ángulo de dicho plano.
4. Disminución de la discrepancia de los maxilares y reducción del ángulo ANB.
5. Evitar la expansión de la dentición.
6. Crear equilibrio y armonía en el perfil del tejido blando, aumento del ángulo Z (todo sucede durante la guía interceptiva, sin aparatos colocados). Esta misma respuesta continúa en un grado menor durante el tratamiento con arco de canto de Tweed.

La figura 11-127 presenta el aspecto facial antes y después de la extracción seriada y el tratamiento con múltiples brackets adheridos. Obsérvese que este paciente antes del tratamiento tenía un patrón facial de ángulo alto modera-

**Figura 11-127**

Aspecto facial del paciente MR. **A y B**, Antes y **C y D**, después de la extracción seriada. **E y F**, Después del tratamiento con brackets adheridos. **G y H**, Quince años después del tratamiento.

Continúa

A



B



C



D



E



F

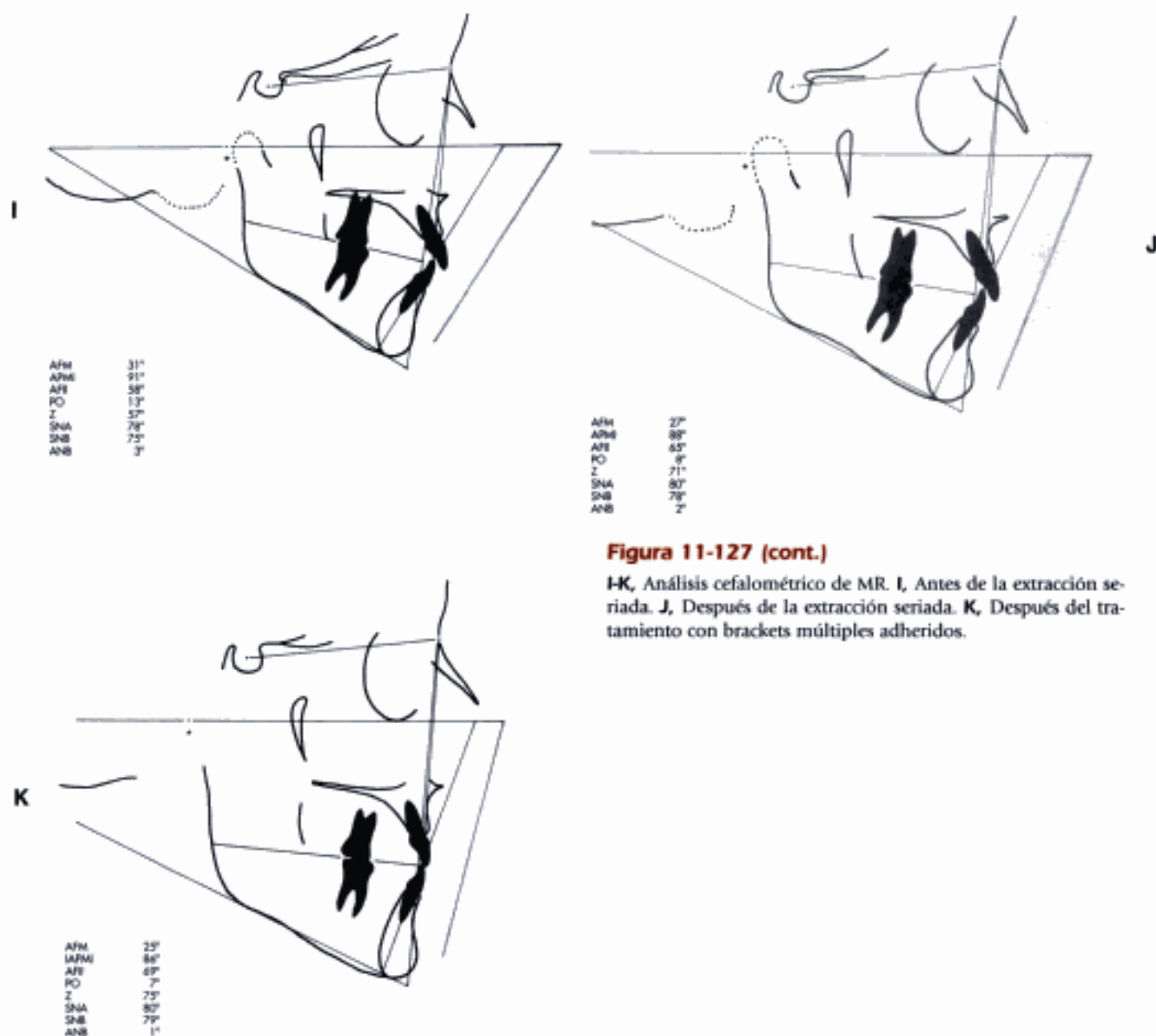


G



H



**Figura 11-127 (cont.)**

**I-K**, Análisis cefalométrico de MR. **I**, Antes de la extracción seriada. **J**, Después de la extracción seriada. **K**, Después del tratamiento con brackets múltiples adheridos.

do y protrusión alveolodental. Después del tratamiento, la configuración facial muestra armonía y equilibrio. La sonrisa ha mejorado después de la extracción seriada y, de nuevo, después del tratamiento con multibandas. El equilibrio y la armonía persisten 15 años después del tratamiento.

Antes del tratamiento, el análisis cefalométrico del paciente MR mostraba un AFM de 31 grados. Esto representa una cara de ángulo alto. A través de la extracción seriada AFM se redujo a 27 grados, y con la terapia de múltiples brackets adheridos a 25 grados. La reducción de 6 grados indicaba una rotación anterosuperior favorable de la mandíbula. El APM del paciente antes del tratamiento era de 91 grados, lo que sugería una protrusión al-

veolodental moderada para un patrón de ángulo facial alto. Durante la extracción seriada, los incisivos inferiores se verticalizaron a 88 grados y durante el tratamiento activo a 86 grados. Esta reducción de 5 grados en el APM daba lugar a un perfil del tejido blando ligeramente más equilibrado y armonioso. El aumento total de 11 grados (de 58 a 69) en AFI reflejaba una reducción de AFM y de APM, y una rotación favorable de la mandíbula, así como la corrección de la protrusión alveolodental. La reducción del ángulo del plano oclusal de 13 a 8 grados durante la extracción seriada indicaba una migración mesial de los dientes posteriores y una posición verticalizada de los incisivos inferiores, ambas respuestas favorables en el tratamiento de este patrón facial particular. La reducción del

ángulo del PO de 8 a 7 grados durante el tratamiento activo indicaba un buen control. El aumento total del ángulo Z de 17 grados (de 57 a 75 grados) reflejaba una rotación favorable de la mandíbula y la corrección de la protrusión alveolodental. El maxilar creció ligeramente durante el período de extracción seriada de 78 a 80 grados y permaneció relativamente constante durante el tratamiento activo. El crecimiento y rotación mandibulares supusieron 3 grados durante el período de extracción seriada y un grado más durante el período activo de tratamiento. A lo largo de todo el tratamiento, el ANB disminuyó de 3 a 1 grado, lo que indicaba una leve mejoría en la relación entre los maxilares (fig. 11-127, I a K).

Era importante en el caso del paciente MR que la discrepancia entre el tamaño de los dientes y de las arcadas no se corregía con la extensión posterior, anterior, lateral o vertical de los dientes. Si se hubiera hecho esto en un patrón facial de ángulo alto como éste, la extrusión molar habría provocado una rotación posteroinferior desfavorable de la mandíbula. Con la extrusión de los molares y el *voltamiento* de los incisivos hacia delante, el plano oclusal se habría inclinado desfavorablemente y la protrusión alveolodental habría empeorado. Con la rotación mandibular y el plano oclusal inclinado, los incisivos superiores habrían adquirido el aspecto de dientes de conejo, inclinados hacia abajo y atrás, con exposición de más tejido gingival. Efectos simultáneos son la retención de los molares posteriores y la expansión de las arcadas dentarias. Además, los incisivos inferiores se habrían angulado con respecto al hueso basal, con el origen de una situación inestable que requeriría una retención prolongada. La armonía y el equilibrio del perfil facial habrían empeorado considerablemente.

El análisis del espacio total indicaba una discrepancia entre los espacios anterior y posterior (v. tabla 11-6). La discrepancia anterior se corregía con la extracción seriada y con la extracción de los primeros premolares permanentes. La discrepancia posterior se corregía con la extracción de los terceros molares permanentes.

A menudo, los patrones faciales de ángulo alto se asocian con una relación de mordida abierta de los dientes anteriores. Como introducción al análisis sobre este tipo de maloclusión de Clase I, Subtelny y Sakuda<sup>75</sup> describieron las principales características de una maloclusión de mordida abierta hereditaria verdadera de la siguiente manera:

1. Ángulo del plano mandibular con excesiva pendiente o configuración de ángulo facial alto.
2. Mandíbula retrognática con respecto a la base del cráneo.
3. Una dimensión vertical anterior del esqueleto facial significativamente mayor, especialmente en el tercio inferior.
4. Una protrusión alveolodental maxilar o mandibular.
5. Una rama de altura corta.
6. Un ángulo goníaco grande.
7. Una sobreerupción de los incisivos y molares superiores (se trata de una observación extremadamente importante y debe ser considerada en el plan de tratamiento).
8. Una base del cráneo posterior más corta.

9. Un ángulo obtuso entre las bases del cráneo posterior y anterior.
10. Una apófisis alveolar superior distal en relación con la base del cráneo anterior.

Es importante hacer una advertencia con respecto a las observaciones de Subtelny en relación con la sobreerupción de los molares superiores, que contribuye a la relación de mordida abierta. En el intento por corregir esta maloclusión, es bastante probable que la extracción de los molares temporales sea preferible a la extracción de los premolares. La extracción de los molares produce el mismo efecto favorable que su intrusión: estimula la rotación anterosuperior de la mandíbula, lo que a su vez reduce la pendiente del ángulo del plano mandibular, la gran altura facial del tercio anteroinferior de la cara, el retrognatismo mandibular y la mordida abierta anterior.

Hali Dale ha desarrollado una plantilla basada inicialmente en la investigación llevada a cabo por Graf Spee<sup>30,31</sup> en 1890 y seguida por Hitchcock<sup>37</sup> en 1983<sup>16</sup>. La muestra de Graf Spee consistía en cráneos bien conservados de varones adultos con denticiones en condiciones excelentes. Utilizó los cráneos para sus mediciones.

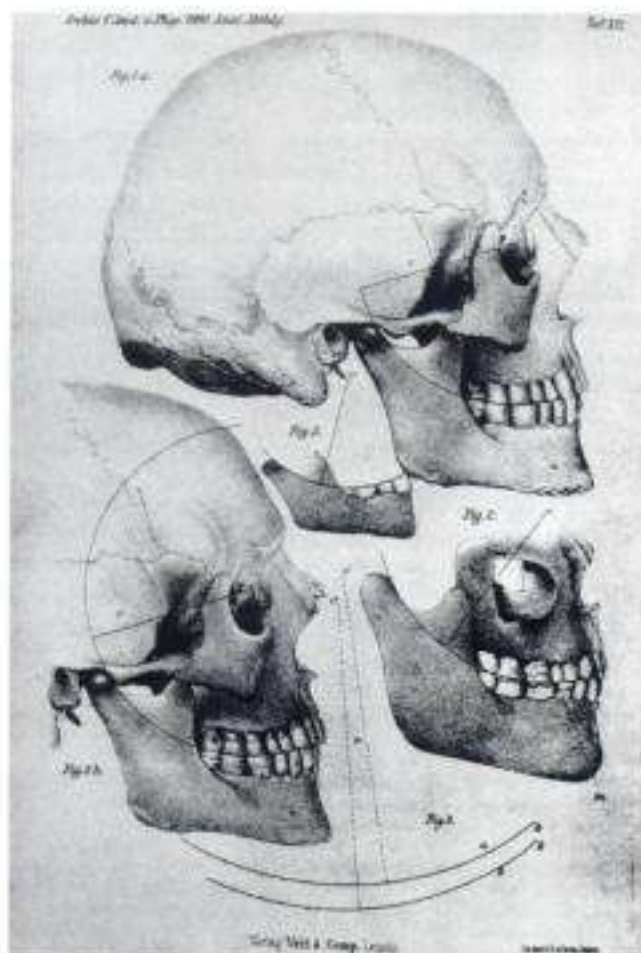
Hitchcock, en un intento por duplicar los resultados de Graf Spee, utilizó una muestra de cráneos similar procedente de 39 varones adultos, indios Shell Mound con denticiones bien conservadas. Sin embargo, no realizó sus mediciones en los cráneos sino en las radiografías cefalométricas de un cefalostato de Margolis<sup>37</sup>.

Dale<sup>16</sup>, en su estudio de 1990, dio un paso adelante. Esta investigadora utilizó como muestra las cefalometrías de 128 varones blancos, adultos jóvenes sanos, con una edad media de 20,3 años procedentes del Burlington Growth Centre. Utilizó las cefalometrías para sus mediciones.

La «curva de Spee», según Spee, es una curva con un eje localizado en la zona del hueso lagrimal *Lachryma*, con un radio en los adultos de 65 a 70 mm<sup>30,31</sup>. La curva involucra tanto a la dentición superior como a la inferior y contacta en cuatro localizaciones: superficie anterior del cóndilo mandibular, área de contacto distooclusal del tercer molar, área de contacto mesiooclusal del primer molar y borde incisal (fig. 11-128).

Hitchcock fue incapaz de duplicar estos cuatro contactos. Por ello, sus resultados se dividieron en cuatro grupos:

1. *Grupo I*: la curva contactaba en dos puntos molares y el cóndilo, pero no en el punto incisal. El centro de rotación estaba a 7,7 mm del punto *Lachryma*, el eje de Graf Spee. El radio era de  $69,1 \pm 12,3$  mm. De los cuatro grupos, éste era el más cercano a la duplicación de la curva de Graf Spee.
2. *Grupo II*: la curva contactaba en el punto molar distal, el cóndilo y el punto incisal, pero no en el punto molar mesial. El eje estaba a 10,5 mm del punto *Lachryma* con un radio de  $80 \pm 10$  mm.
3. *Grupo III*: la curva contactaba en los puntos molares mesiales, el cóndilo y el punto incisal, pero no en el punto molar distal. El eje estaba a 32,7 mm del punto *Lachryma*, con un radio de  $98,9 \pm 10,6$  mm.
4. *Grupo IV*: la curva contactaba en el punto molar distal, el punto molar mesial y el punto incisal, pero no en el



**Figura 11-128**

Diagrama original de Graf Spee para la curva de Spee. (De Spee GF: *The gliding of the mandible along the skull*, Arch Anat Physiol 16:285, 1890.)

cóndilo. El eje estaba a 158,4 mm del punto Lachryma con un radio de  $225,2 \pm 19,1$  mm. El grupo incluía los tres puntos de contacto dentales que la mayoría de los dentistas consideran en su explicación de la curva de Spee. Irónicamente, esta curva tiene la relación más débil con la curva de Graf Spee.

Dale<sup>16</sup> seleccionó al grupo III para su estudio, debido a que quería eliminar el contacto del tercer molar, principalmente para obtener una mayor exactitud. Los terceros molares no están siempre totalmente erupcionados en los adultos jóvenes. Su muestra incluía 128 individuos, 30 de ellos con un patrón facial de ángulo alto, 66 con un ángulo medio y 32 con un ángulo bajo. El grupo de ángulo medio tenía un AFM de 25 grados, el eje estaba a 5 mm del punto Lachryma y el radio era de  $76,9 \pm 8,08$  mm.

Colocando la plantilla curvada para el grupo de AFM medio, con curvas de  $\pm 1$  DE, puede determinarse si la mordida profunda anterior se debe a la sobreerupción de los incisivos superiores, inferiores o ambos o si resulta de un

subdesarrollo de la zona posterior. Puede determinarse también si la mordida abierta anterior es el resultado de una infraerupción de los incisivos superiores, los incisivos inferiores o ambos, o si se debe a un sobre desarrollo del área posterior. Enlow<sup>22a</sup> describe cuatro mecanismos de desarrollo vertical en el maxilar: desplazamiento, aposición y reabsorción, desplazamiento vertical y erupción.

En la figura 11-129, A, la plantilla indica que la mordida profunda se debe al subdesarrollo en el sector posterior: los molares superiores son 1 DE más cortos que la curva media. Los incisivos inferiores están también sobreerupcionados, y los incisivos superiores están colocados favorablemente en la dimensión vertical. Se utilizaron mecanismos de extrusión para corregir la maloclusión de Clase II en la zona posterior y se extrajeron los terceros molares.

En la figura 11-129, B, la plantilla indica que la mordida abierta se debe al sobre desarrollo posterior: los molares superiores están 1 DE más allá de la curva media. Esta situación es similar a la que existía en el paciente JL (v. fig. 11-133, G). En su caso, se extrajeron los cuatro primeros molares para corregir la mordida abierta.

Los resultados finales del tratamiento del paciente MR, extracción seriada seguida de terapia mecánica de arco de canto, indica una posición ideal del plano oclusal, como señala la plantilla (fig. 11-130).

Algunos miembros de la Tweed Foundation dirigieron diversos estudios sobre la diferencia entre tratamientos exitosos y fallidos\*. Indicaban seis mediciones que eran cruciales para la evaluación de esta diferencia: AFM, ANB, ángulo Z, PO, SNB y la proporción entre la altura posterior facial y la altura anterior facial (AFP/AFA) (cuadro 11-1).

Hali y Jack Dale diseñaron un gráfico en «zigzag» para ilustrar el tratamiento exitoso (fig. 11-131)<sup>17</sup>. Las seis mediciones del paciente MR antes de la extracción seriada (fig. 11-131, A) se encontraban a la izquierda del esquema, en la zona de crecimiento vertical de ángulo alto, retrognática: AFM = 31, ANB = 3, ángulo Z = 57, PO = 13, SNB = 75 y AFP/AFA = 0,65.

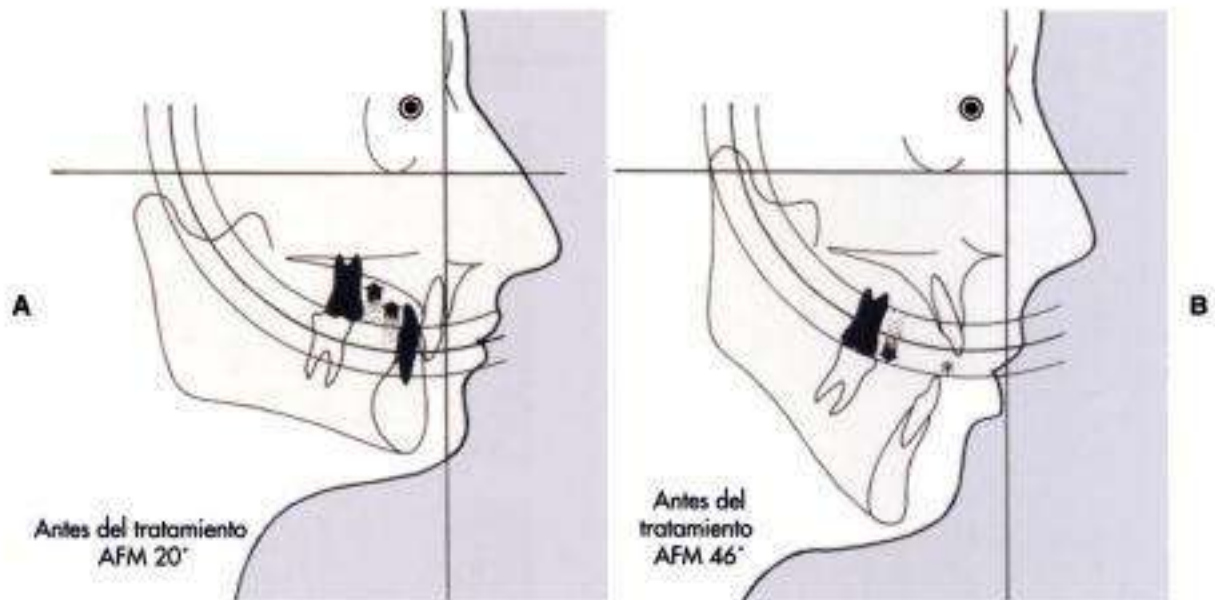
Después de las extracciones seriadas (fig. 11-131, B), las seis mediciones se encontraban dentro de los valores normales: AFM = 27, ANB = 2, ángulo Z = 71, PO = 8, SNB = 78 y AFP/AFA = 0,69. Clínicamente, se trata de una respuesta muy exitosa, especialmente sin terapia mecánica.

Después del tratamiento con arco de canto (fig. 11-131, C), las medidas aumentaron ligeramente, pero se mantuvieron dentro de los valores normales, excepto para una de ellas, el PO, que se sobrecorrigió ligeramente.

La Tweed Foundation, bajo la dirección de L. Levern Merrifield, ha desarrollado, utilizando estas seis mediciones, un método para determinar el «grado de dificultad» para el análisis craneofacial (cara) y para el análisis del espacio total (dientes).

La figura 11-132, A, indica el intervalo normal para las seis mediciones. La figura 11-132, B, presenta las mediciones del paciente MR: AFM = 31, ANB = 3, ángulo Z = 57,

\*Referencias 29, 32-34, 39, 57, 58, 59.



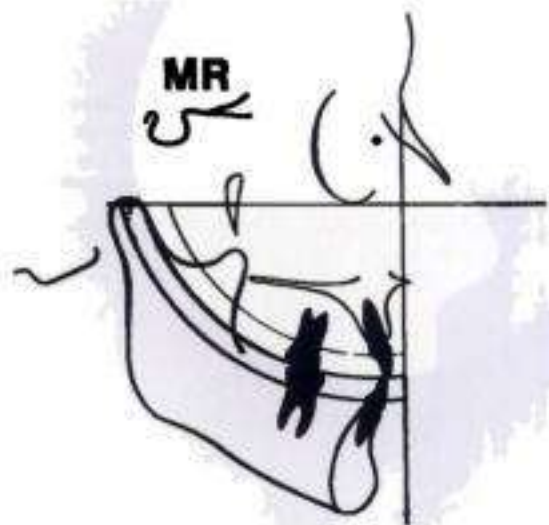
**Figura 11-129**

**A**, Plantilla que indica el subdesarrollo de la zona maxilar posterior y la sobreerupción de los incisivos inferiores, que da lugar a una mordida profunda anterior. **B**, Plantilla que indica el sobredesarrollo de la zona posterior maxilar, que da lugar a una mordida abierta anterior.

**Cuadro 11-1**

**Seis mediciones esenciales para el éxito del tratamiento**

- AFM (ángulo entre plano de Frankfurt y plano mandibular)** Indica la respuesta mandibular. En la mayoría de los pacientes, el tratamiento exitoso va asociado con una rotación antihoraria favorable indicada por la reducción del AFM.
- ANB (ángulo de punto A-nasion-punto B)** Indica la corrección de una discrepancia esquelética. El éxito del tratamiento va asociado a una reducción del ANB en la mayoría de los casos.
- Ángulo Z** Indica la respuesta del perfil alveolodental y del tejido blando. Con un tratamiento exitoso se produce una mejoría en el equilibrio y armonía de los tejidos blandos y una reducción de la protrusión alveolodental. Esta situación va asociada a un aumento del ángulo Z.
- PO (plano oclusal)** Indica el control del tratamiento. Si se evita que se extruyan los molares inferiores y que los incisivos inferiores se «vuelquen» hacia delante, el plano oclusal no se inclina hacia delante. Si se prepara el anclaje y se enderezan los incisivos, el PO disminuye. El tratamiento exitoso está asociado con un aplanamiento del PO.
- SNB** Indica la respuesta mandibular. En la mayoría de los pacientes si el tratamiento es exitoso el ángulo SNB disminuirá.
- AFP/AFA (altura facial posterior/altura facial anterior)** Indica la respuesta mandibular. En los tratamientos exitosos, la AFP aumenta relativamente más que la AFA; por tanto, la proporción aumenta.



**Figura 11-130**

Plantilla que indica una posición ideal del plano oclusal en el resultado del tratamiento del paciente MR.

PO = 13, SNB = 75 y AFP/AFA = 0,65. La imagen muestra también la diferencia con los valores normales: AFM (3), ANB (0), ángulo Z (13), PO (1), SNB (3) y AFP/AFA (2).

En la figura 11-132, C, se multiplica la diferencia por el factor de dificultad determinado por la investigación de la Tweed Foundation:

- AFM:  $3 \times 5 = 15$
- ANB:  $0 \times 15 = 0$
- Ángulo Z:  $13 \times 2 = 26$



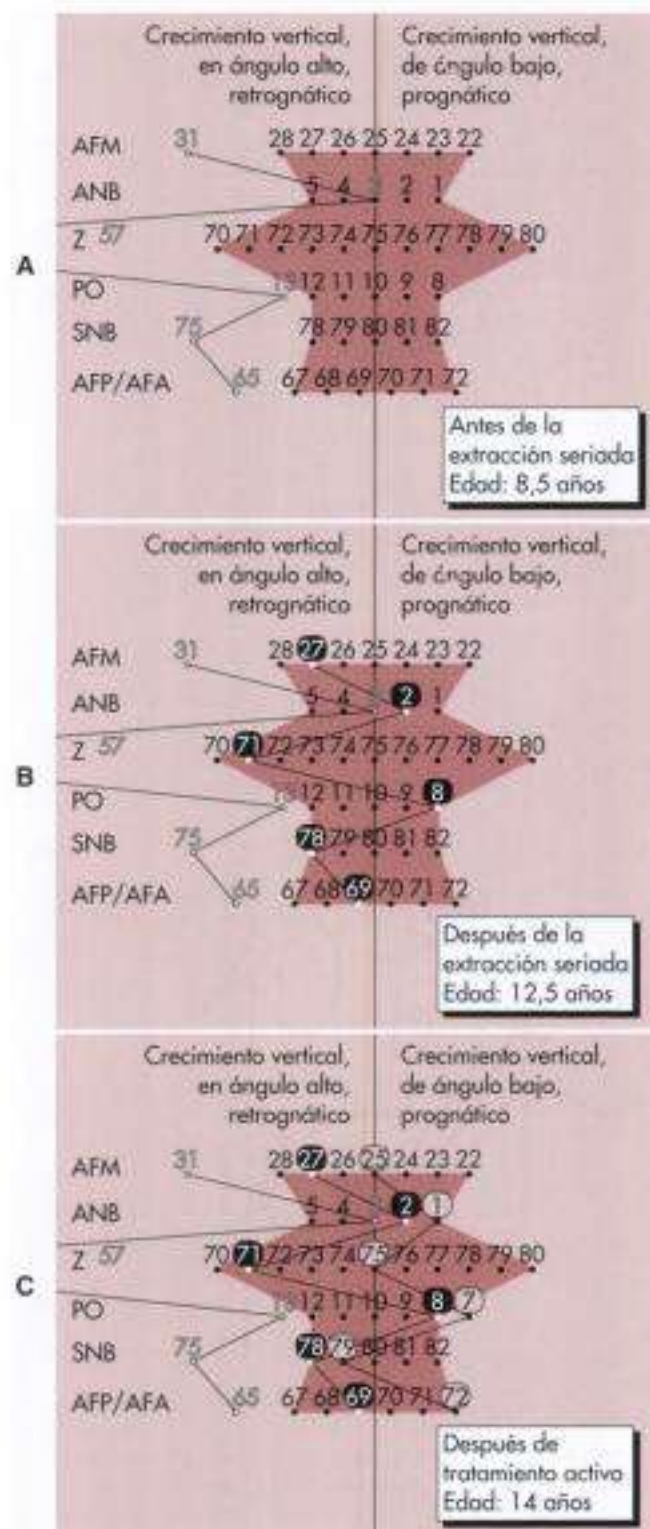
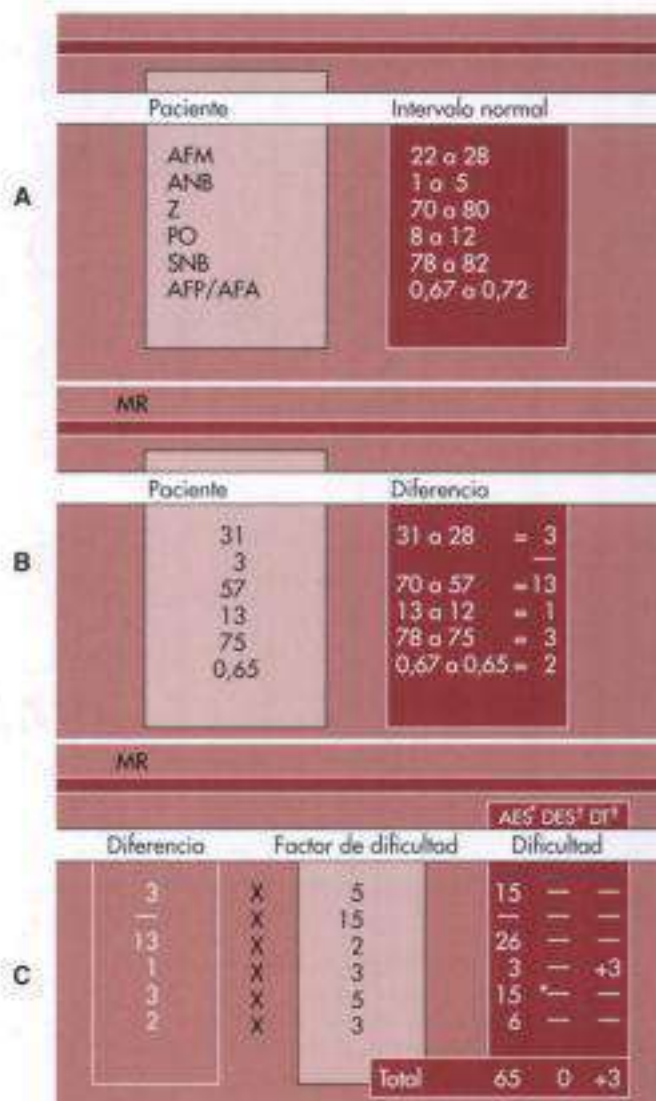


Figura 11-131

A. Diagrama en «zigzag» antes de la extracción seriada.  
 B. Diagrama en zigzag después de la extracción seriada.  
 C. Diagrama en zigzag después del tratamiento con arco de canto.



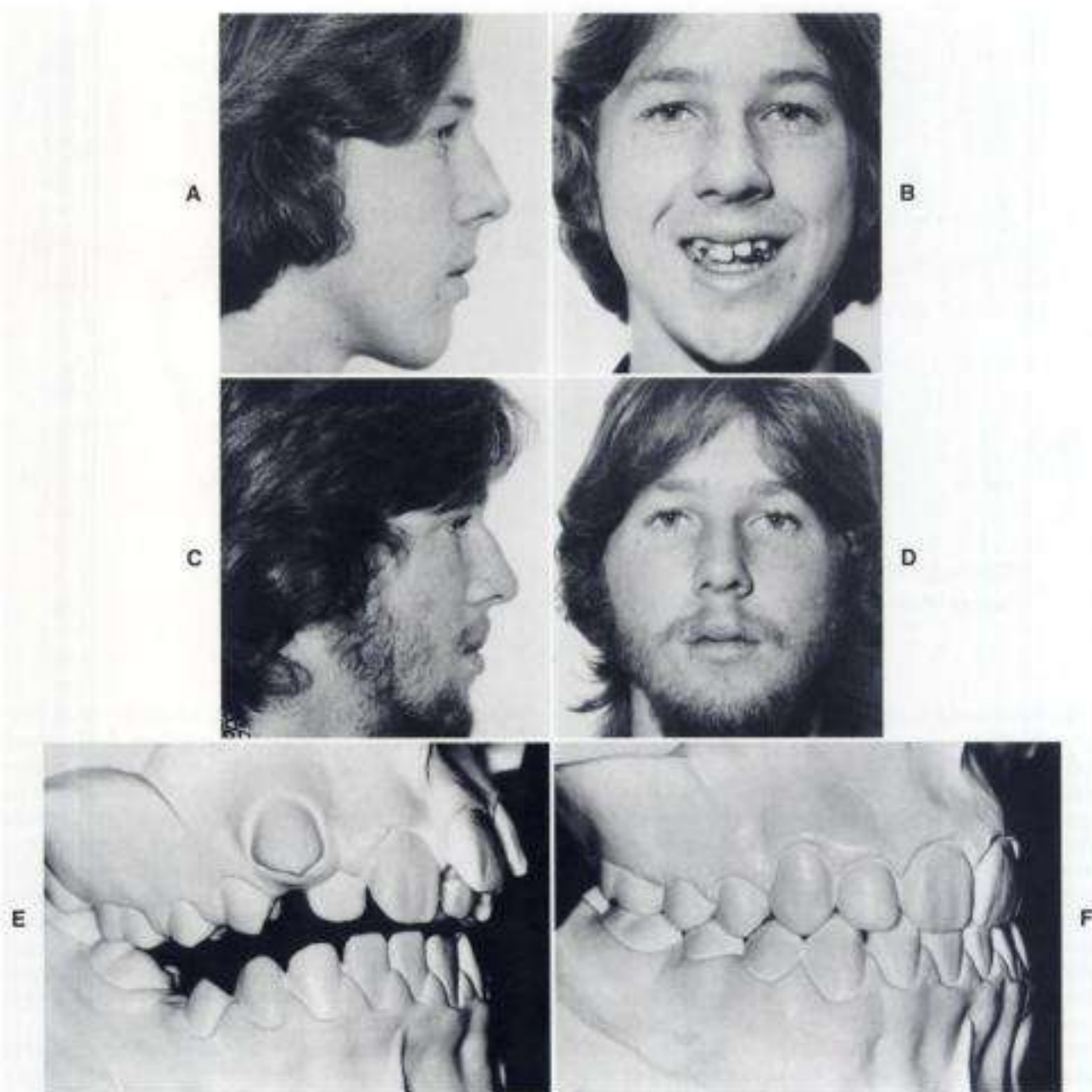
\*AES, Antes de extracción seriada.  
 †DES, Después de extracción seriada.  
 ‡DT, Después del tratamiento.

Figura 11-132

A. Intervalo normal de seis mediciones. B. Diferencia entre las mediciones de los pacientes y el intervalo normal. C. Dificultad resultante de multiplicar la diferencia por el factor de dificultad antes de la extracción seriada, después de la extracción seriada y después del tratamiento.

PO:  $1 \times 3 = 3$   
 SNB:  $3 \times 5 = 15$   
 AFP/AFA:  $2 \times 3 = 6$

La dificultad craneofacial total antes de la extracción seriada era de 65, esto es, moderada, debido a que no existe discrepancia esquelética. Esto es ideal para los pacientes destinados a la extracción seriada: La contribución más importante a la dificultad es el exceso de protrusión alveolo-dental, como lo señala un ángulo Z de 26, un AFM alto y una mandíbula retrognática.



**Figura 11-133**

Configuración del paciente JI. antes (A y B) y después (C y D) del tratamiento. Modelos de estudio de su dentición antes (E) y después (F) del tratamiento.

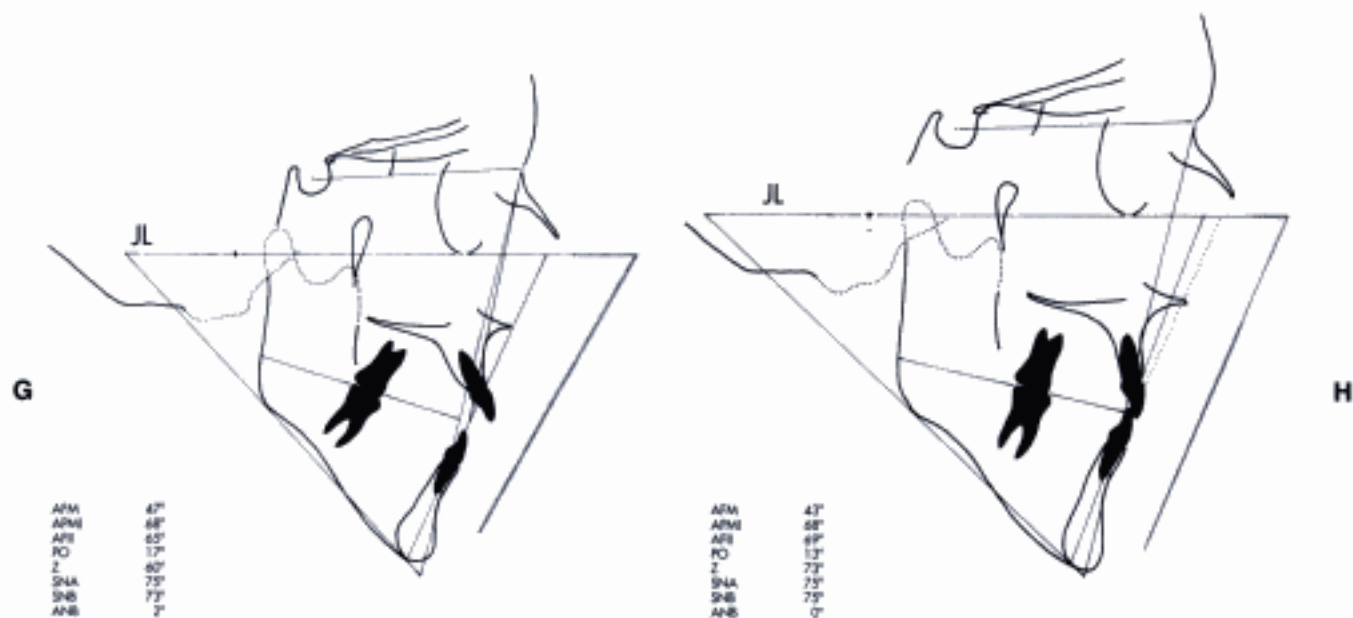
Las seis mediciones progresaron hacia la normalidad durante la extracción seriada, que llevó a una dificultad de cero. Después del tratamiento, la dificultad era 3 debido a la ligera sobrecorrección del plano oclusal.

Se sumó la dificultad del análisis craneofacial de 65 antes de la extracción al análisis del espacio total antes de la extracción seriada de 28,6, y dio como resultado un valor total de 93,6.

Al evaluar pacientes antes del tratamiento, debía considerarse una dificultad de 0 a 60 como un caso leve, de 60 a 120 como caso moderado y más de 120 como grave. El pa-

ciente MR, con una dificultad de 93,6, fue considerado moderado. Esto era de esperar en un paciente de extracción seriada.

Utilizando el análisis de proporciones faciales, el análisis del espacio total con dificultad, el análisis de la edad dental, el gráfico en zigzag de Dale y la gráfica de Harris, el clínico puede tener más certeza acerca del diagnóstico y el plan de tratamiento, la decisión de extracciones, la temporalización y la dificultad asociada a los dientes y el complejo craneofacial. El profesional puede monitorizar también con más exactitud el progreso y la eficiencia de la

**Figura 11-133 (cont.)**

Análisis cefalométrico antes (G) y después (H) del tratamiento.

corrección durante la extracción seriada y los periodos activos con aparato.

El caso del paciente JL ilustra un ejemplo típico del plan de tratamiento preferido para la maloclusión grave con discrepancia de Clase I y ángulo alto (fig. 11-133). Antes del tratamiento, el análisis cefalométrico del paciente indicaba que tenía un AFM de 47 grados. A lo largo del tratamiento con múltiples brackets adheridos, que siguió a la extracción de los primeros molares permanentes, este ángulo se redujo a 43 grados, lo que indicaba una rotación anterosuperior favorable de la mandíbula. Su APMI antes del tratamiento era de 68 grados y su AFII de 65 grados. Estas dos cifras denotan que los incisivos inferiores tenían una inclinación axial favorable. Además, la alineación de estos dientes era favorable, como indicaban los modelos de estudio. El SNA medía 75 grados, el SNB 73 y el ANB 2 grados. Estos valores implican que el maxilar guardaba una buena relación con la mandíbula, pero que ambos huesos se encontraban en una posición retrognática. El ángulo PO estaba muy inclinado y el ángulo Z era pequeño. A lo largo del tratamiento, los incisivos inferiores se mantuvieron en una relación favorable, como indica el APMI. El SNA permaneció constante, pero el SNB aumentó 2 grados, lo que sugería una rotación anterior favorable de la mandíbula. Se ha indicado que un patrón facial de ángulo extremadamente alto es una maloclusión potencial de Clase III. Esta afirmación está apoyada por la reducción del ANB de 2 a 0 grados durante el tratamiento.

Durante el primer año de terapia mecánica, no se colocaron aditamentos en la dentición inferior. Se dejó que los molares inferiores migraran hacia mesial. Como resultado, la mandíbula rotó favorablemente y el ángulo del plano oclusal disminuyó de 17 a 13 grados. Esto mejoró poste-

riormente el ángulo Z y el perfil del tejido blando. La inclinación axial y la alineación favorables de los incisivos inferiores se reflejaron en un déficit de 0 mm en los sectores anteriores de la arcada en el análisis del espacio total. El déficit de 16 mm en la zona media reflejó una migración mesial de los molares inferiores, que provocó el apiñamiento de los premolares. El déficit de 9 mm en los sectores posteriores de la arcada reflejaba una configuración acentuada de ángulo alto. El déficit total de 25 mm, que era principalmente para el área posterior, se alivió con la extracción de los primeros molares permanentes. Para lograr una relación más favorable, no se niveló del todo la curva oclusal mandibular (v. tabla 11-6).

Cuando se ha completado la fase de extracción seriada, se coloca el aparato con múltiples brackets adheridos y se inicia el tratamiento utilizando el concepto tradicional de la filosofía de Tweed. En el capítulo 16, se resumen los conceptos modernos de la Charles H. Tweed International Foundation for Orthodontic Research:

*Cuando se ha corregido la deformidad facial y se ha eliminado la angustia mental, la expresión facial triste y oscura se convierte en otra radiante y feliz. ¿Qué mayor recompensa puede desear o esperar cualquier ortodoncista?*

—Charles H. Tweed

Y cuanto antes se obtengan estos beneficios, mejor.

#### AGRADECIMIENTOS

Warren R. Mayne participó en el capítulo original de extracción guiada de las ediciones primera y segunda de este texto. Los dos autores, los doctores Jack y Hali Dale, así como los editores, reconocen sus contribuciones. Sabemos que el Dr. Mayne se sentirá feliz, esté donde esté.

## BIBLIOGRAFÍA

1. American Board of Orthodontics: *Specific instructions for candidates*. St Louis, 1998. The Board.
2. Angle EH: *Malocclusion of the teeth*, ed 7, Philadelphia, 1907. SS White Dental.
3. Arita M, Iwagaki H: *Studies on the serial observations of dental-facial region in the Japanese children*. Tokyo, 1963. Nihon University School of Dentistry.
4. Baker C: Development of the occlusion of the teeth. *J Am Dent Assoc* 31:1470, 1944.
5. Baume LJ: Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. I. The biogenetic course of the deciduous teeth. *J Dent Res* 29:123, 1950.
6. Baume LJ: Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. II. The biogenesis of accessional dentition. *J Dent Res* 29:331, 1950.
7. Baume LJ: Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. III. The biogenesis of the successional dentition. *J Dent Res* 29:338, 1950.
8. Baume LJ: Physiological tooth migration and its significance for the development of occlusion. IV. The biogenesis of overbite. *J Dent Res* 29:440, 1950.
9. Baume LJ: Developmental and diagnostic aspects of the primary dentition. *Int Dent J* 9:349, 1959.
10. Bilkey ER: Is there writing on the wall? *Oral Health* 71:4, 1981 (editorial).
11. Björk A: Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method. *J Dent Res* 42:400, 1963.
12. Black GV: *Descriptive anatomy of the human teeth*, ed 5, Philadelphia, 1902, SS White Dental.
13. Brodie A: Late growth changes in the human face. *Angle Orthod* 23:146, 1953.
14. Bunon R: *Essay sur les maladies des dents; ou l'on propose les moyens de leur procurer une bonne confirmation dès la plus tendre enfance, et d'en assurer la conservation pendant tout le cours de la vie*. Paris, 1743.
15. Burlington Orthodontic Research Project, University of Toronto, Faculty of Dentistry, report no 3, 1957.
16. Dale H: *A cephalometric evaluation of the Curve of Spee in relation to facial types assessed in the vertical direction*, master's thesis. Los Angeles, 1990, University of Southern California.
17. Dale H: *A severe Class II malocclusion treated by serial extraction and Tweed-Merrifield edgewise mechanotherapy analysed by the "wiggler" and "difficulty" procedures*. Presented at the twenty-first biennial meeting of the Charles H Tweed International Foundation, Paris, 1996.
18. Dale JG et al: *A half century of care, a future of caring*. Tucson, Ariz, 1982, Charles H Tweed International Foundation.
19. DeKock WJ: Dental arch depth and width the studies longitudinally from 12 years of age to adulthood. *Am J Orthod* 62:56, 1972.
20. Delabarre CF: *Traite de la second dentition et methode naturelle de la diriger suivis d'un apercu de semeiotique buccale*. Paris, 1918.
21. Enlow DH: *The human face: an account of the postnatal growth and development of the craniofacial skeleton*. New York, 1968, Paul B Hoeber.
22. Enlow DH: *Handbook of facial growth*, ed 2, Philadelphia, 1982, WB Saunders.
- 22a. Enlow DH, Dale JG: Childhood facial growth and development. In Ten Cate AR et al: *Oral histology: development, structure, and function*, ed 5. St Louis, 1998, Mosby.
23. Fanning EA: Longitudinal study of tooth formation and root resorption. *N Z Dent J* 57:202, 1961.
24. Fanning EA: Effect of extraction of deciduous molars on the formation and eruption of their successors. *Angle Orthod* 32:44, 1962.
25. Fanning EA, Hunt EE: Linear increments of growth in the roots of permanent mandibular teeth. *J Dent Res* 43(suppl):981, 1964.
26. Franke G: *Ueber Wachstum und Verbildungen des Kiefers und der Nasenscheidewand auf grund vergleichender Kiefer-messungen und experimenteller Untersuchungen über Knochenwachstum*. Leipzig, 1921. Curt Kabitzsch.
27. Garcia-Hernandez J, Dale JG: *Facial considerations in mixed-dentition analysis in preparation for guidance of occlusion*, postgraduate thesis, 1979, University of Toronto.
28. Garn SM, Lewis AB: The gradient and the pattern of crown-size reduction in simple hypodontia. *Angle Orthod* 40:51, 1970.
29. Gebek TR, Merrifield LL: Orthodontic diagnosis and treatment analysis: concepts and values, part I. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:434, 1995.
30. Graf Spee F: The gliding path of the mandible along the skull. *Arch Anat Physiol* 16:285, 1890.
31. Graf Spee F: The gliding path of the mandible along the skull. *J Am Dent Assoc* 100:670, 1980 (translated and reviewed by MA Biedenbach, M Hotz, HP Hitchcock).
- 31a. Graber TM, Eliades T, Athanasiou A: *Risk management in orthodontics*. Chicago, 2004. Quintessence.
32. Gramling JF: A cephalometric appraisal of the results of orthodontic treatment on 50 unsuccessfully corrected difficult Class II malocclusions. *J Charles H Tweed Int Found* 15:102, 1987.
33. Gramling JF: A cephalometric appraisal of the results of orthodontic treatment on 50 unsuccessfully corrected difficult Class II malocclusion. *J Charles H Tweed Int Found* 15:112, 1987.
34. Gramling JF: The probability index. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:165, 1995.
35. Gron AM: Prediction of tooth the emergence. *J Dent Res* 41:573, 1962.
36. Harris GS: Graphic display of total space analysis. *J Charles H Tweed Int Found* 13:128, 1985.
37. Hitchcock HP: The curve of Spee in stone age man. *Am J Orthod* 84:248, 1983.
38. Hixon EH, Oldfather RE: Estimation of the sizes of unerupted cuspid and bicuspids teeth. *Angle Orthod* 28:236, 1958.
39. Horn AJ: Facial height index. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102:180, 1992.
40. Horowitz SL, Hixon EH: *The nature of orthodontic diagnosis*. St Louis, 1966. Mosby.
41. Hotz R: Guidance of eruption versus serial extraction. *Am J Orthod* 58:1, 1970.
42. Huckaba GW: Arch size analysis and tooth size prediction. *Dent Clin North Am* 431, 1964.
43. Hurme VO: Ranges in normalcy in eruption of permanent teeth. *J Dent Child* 16:11, 1949.
44. Jacobi A: Course of lectures on dentition and its derangements. *Am Med Times* 1:416, 1860.
45. Kjellgren B: Serial extraction as a corrective procedure in dental orthopedic therapy. *Eur Orthod Soc Trans* p 134, 1947-1948.
46. Lebrat L: Personal communications, 1990.

47. Lewis SM, Lehman JA: A quantitative study of the relation between certain factors in the development of the dental arch and the occlusion of the teeth. *Int J Orthod* 18:1015, 1932.
48. Lo RT, Moyers RE: Studies on the etiology and prevention of malocclusion. I. The sequence of eruption of the permanent dentition. *Am J Orthod* 39:460, 1953.
49. Lundt RC, Law DB: A review of the chronology of calcification of deciduous teeth. *J Am Dent Assoc* 89:599, 1974.
50. Mayne WR: Serial extraction. In Graber TM, editor: *Current orthodontic concepts and techniques*. Philadelphia, 1969. WB Saunders.
51. McNamara J: Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age. *Angle Orthod* 51:177, 1981.
52. Meredith HV: Order and age of eruption for the deciduous dentition. *J Dent Res* 25:43, 1946.
53. Meredith HV, Knott V: *Childhood changes of head, face, and dentition: a collection of research reports*. Iowa City, 1973. Iowa Orthodontic Society.
54. Merrifield LL: The profile line as an aid in critically evaluating facial esthetics. *Am J Orthod* 52:804, 1966.
55. Merrifield LL: Differential diagnosis with total space analysis. *J Charles H Tweed Int Found* 6:10, 1978.
56. Merrifield LL: The systems of directional force. *J Charles H Tweed Int Found* 10:15, 1982.
57. Merrifield LL: Dimensions of the denture: back to basics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:535, 1994.
58. Merrifield LL, Gebek TR: Orthodontic diagnosis and treatment analyses: concepts and values, part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:541, 1995.
59. Merrifield LL, Klontz HK, Vaden JL: Differential diagnostic analysis system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:641, 1994.
60. Moorrees CF: Growth changes of the dental arches: a longitudinal study. *J Can Dent Assoc* 24:449, 1958.
61. Moorrees CF: *The dentition of the growing child: a longitudinal study of dental development between 3 and 18 years of age*. Cambridge, Mass, 1959. Harvard University Press.
62. Moorrees CF: Dental development of growth studied based on tooth eruption as a measure of physiologic age. *Eur Orthod Soc Trans* 40:92, 1964.
63. Moorrees CF: Changes in dental arch dimension expressed on the basis of tooth eruption as a measure of biologic age. *J Dent Res* 44:129, 1965.
64. Moorrees CF: Normal variation in dental development determined with reference to tooth eruption statistics. *J Dent Res* 44:161, 1965.
65. Moorrees CF, Chadha JM: Crown diameters of corresponding tooth groups in deciduous and permanent dentition. *J Dent Res* 41:466, 1962.
66. Moorrees CF, Chadha JM: Available space for the incisors during dental development: a growth study based on physiological age. *Angle Orthod* 35:12, 1965.
67. Moorrees CF, Kent RL Jr: A step function model using tooth counts to assess the developmental timing of the dentition. *Ann Hum Biol* 5:55, 1978.
68. Moorrees CF, Kent RL Jr: Patterns of dental maturation. In McNamara JA, editor: *The biology of occlusal development*. Monograph 6, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1978. University of Michigan.
69. Moorrees CF et al: Mesiodistal crown diameters of the deciduous and permanent teeth in individuals. *J Dent Res* 36:39, 1957.
- 69a. Moorrees CF et al: Timing of orthodontic treatment in relation to tooth formation. *Eur Orthod Soc Trans* 38:87, 1962.
70. Robinow M, Richards TW, Anderson M: The eruption of deciduous teeth. *Growth* 6:127, 1942.
71. Schudy FF: The rotation of the mandible resulting from growth: its implications in orthodontic treatment. *Angle Orthod* 35:36, 1965.
72. Sillman JH: Dimensional changes of the dental arches: longi-tudinal study from birth to 24 years. *Am J Orthod* 50:824, 1964.
73. Steiner C: Cephalometrics in clinical practice. *Angle Orthod* 29:8, 1959.
74. Stone I: *The origin*. Garden City, NY, 1980. Doubleday.
75. Subtelny JD, Sakuda M: Openbite, diagnosis and treatment. *Am J Orthod* 50:337, 1964.
76. Ten Cate AR et al: *Oral histology: development, structure, and function*, ed 5, St Louis, 1998. Mosby.
77. Tweed CH: Treatment planning and therapy in the mixed-dentition. *Am J Orthod* 49:900, 1963.
78. Tweed CH: *Clinical orthodontics*. St Louis, 1966. Mosby.
79. Tweed CH: The diagnostic facial triangle in the control of treatment objectives. *Am J Orthod* 55:651, 1969.
80. Virel A: *Decorated man*. New York, 1980. Harry N Abrams.
81. Wagers LE: Preorthodontic guidance and the corrective mixed-dentition treatment concept. *Am J Orthod* 69:1, 1976.
82. Zsigmondy O: Ueber die Veränderungen des Zahnbogens bei der zweiten Dentition. *Arch Anat* p 367, 1890.

## LECTURAS ADICIONALES

- Al-Jasser NM, Bello LL: Time of eruption dentition in Saudi children. *J Contemp Dent Pract* 4(3):65-75, 2003.
- Baumrind S et al: The decision to extract. I. Interclinician agreement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:297-309, 1996.
- Baumrind S et al: The decision to extract. II. Analysis of clinicians' stated reasons for extraction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:393-402, 1996.
- Becker A, Sharabi S, Chaushu S: Maxillary tooth size variation in dentition with palatal canine displacement. *Eur J Orthod* 24(3):313-318, 2002.
- Bishara SE, Chadha JM, Potter RB: Stability of intercanine width, overbite, and overjet correction. *Am J Orthod* 62:588-594, 1973.
- Bishara SE, Cummings DM, Jakobsen JR, et al: Dentofacial and soft tissue changes in Class II Division I cases treated with and without extractions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:28-37, 1995.
- Bishara SE, Khadivi P, Jakobsen JR: Changes in tooth size-arch length relationships from the deciduous to the permanent dentition: a longitudinal study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:607-613, 1995.
- Bishara SE, Jakobsen JR, Treder J, et al: Arch width changes from 6 weeks to 45 years of age. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:401-409, 1997.
- Bogaerts K, Leroy R, Lesaffre E, et al: Modelling tooth emergence data based on multivariate interval-censored data. *Stat Med* 21(24):37775-37787, 2002.
- Boley JC: Serial extraction revisited: 30 years in retrospect. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121(6):575-577, 2002.
- Bolton WA: The clinical application of a tooth size analysis. *Am J Orthod* 48:504, 1962.
- Cassidy KM, Harris EE, Totbey EA, et al: Genetic influence on dental arch form in orthodontic patients. *Angle Orthod* 68:445-454, 1998.

- Chausu S, Sharabi S, Becker A: Dental morphologic characteristics of normal versus delayed developing dentitions with palatally displaced canines, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 12(4):339-346, 2002.
- Chausu S, Sharabi S, Becker A: Tooth size in dentitions with buccal canine ectopia, *Eur J Orthod* 25(5):485-491, 2003.
- Chausu S, Zilberman Y, Becker A: Maxillary incisor impaction and its relationship to canine displacement, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(2):144-150, 2003.
- Choi NK, Yang KH: A study on the eruption timing of primary teeth in Korean children, *J Dent Child* 68(4):244-249, 2001.
- Clifton OW: Lower first premolar extraction: a viable alternative? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 90(2):158-163, 1986.
- Dale E: JCO interviews: Dr Jack C Dale on serial extraction, *J Clin Orthod* 10:44, 1976.
- Dewel BF: Serial extractions in orthodontics: indications, objections, and treatment procedures, *Int J Orthod* 40:906, 1954.
- Dewel BF: A critical analysis of serial extraction in orthodontic treatment, *Am J Orthod* 45:424, 1959.
- Dewel BF: Serial extraction: its limitations and contraindications in orthodontic treatment, *Am J Orthod* 53(12):904-921, 1967.
- Dewel BF: Extraction in orthodontic: premises and prerequisites, *Angle Orthod* 43(1):65-87, 1973.
- Diamanti J, Townsend GC: New standards for permanent tooth emergence in Australian children, *Aust Dent J* 48(1):39-42, 2003.
- Dibbets JM et al: Long-term effects on orthodontic treatment, including extraction, on signs and symptoms attributed to CMD, *Eur J Orthod* 14(1):16-20, 1992.
- Elström KR, Christiansen I, Christiansen ME: Time and duration of eruption of first and second permanent molars: a longitudinal investigation, *Community Dent Oral Epidemiol* 31(5):344-350, 2003.
- Garfinkle RL, Artese A, Kaplan RG, et al: Effect of extraction in the late mixed-dentition on the eruption of the first premolar in *Macaca nemestrina*, *Angle Orthod* 50:23-27, 1980.
- Gianelly AA et al: Condylar position and extraction treatment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93(3):201-205, 1988.
- Gianelly AA et al: Longitudinal evaluation of condylar position in extraction and nonextraction treatment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(5):416-420, 1991.
- Gilmore CA et al: Mandibular incisor dimensions and crowding, *Am J Orthod* 86(6):493-502, 1984.
- Graber TM: Serial extraction: a continuous diagnostic and decisional process, *Am J Orthod* 60(6):541-575, 1971.
- Greer GW, Artese A, Gutierrez A, et al: Effect of extraction in the early mixed-dentition on the eruption of the first premolar in *Macaca nemestrina*, *Angle Orthod* 50:34, 1980.
- Greulich WW, Pyle SI: *Radiographic atlas of skeletal development of the hand and wrist*, Oxford, England, 1959, Oxford University Press.
- Hägg U, Taranger J: Maturation indicators and the pubertal growth spurt, *Am J Orthod* 82:299, 1982.
- Harila-Kaera V, Heikkien T, Alvesalo I: The eruption of permanent incisors and first molars in prematurely born children, *Eur J Orthod* 25(3):293-299, 2003.
- Heath J: The interception of malocclusion by planned serial extraction, *N Z Dent J* 49:77, 1953.
- Heath J: Dangers and pitfalls of serial extraction, *Eur Orthod Soc Trans* 37:60, 1961.
- Hotz R: Active supervision of the eruption of teeth by extraction, *Eur Orthod Soc Trans* p 34, 1947-1948.
- Jacobs J: Cephalometric and clinical evaluation of Class I discrepancy cases treated by serial extraction, *Am J Orthod* 51(6):401-411, 1965.
- Jacobs SG: A re-assessment of serial extraction, *Aust Orthod J* 10(2):90-97, 1987.
- James RD: A comparative study of facial profiles in extraction and non extraction treatment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:265-276, 1998.
- Jegou I: Indication and limits on the choice of extraction of 14-24 and 35-45 in treating Angle Class-II malocclusion by a Tweed-Merrifield analysis of the total space, *Orthod Fr* 55(2):485-494, 1984.
- Jones O et al: Orthodontic management of a patient with Class I malocclusion and severe crowding, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98(3):189-196, 1990.
- Katona TR, Qian H: A mechanism of noncontinuous supraosseous tooth eruption, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120(3):263-271, 2001.
- Kennedy DB, Joedeph DR, Osterberg SK, et al: The effect of extraction and orthodontic treatment on dentoalveolar support, *Am J Orthod* 84(3):183-190, 1983.
- Kjellberg H, Beiring M, Albertsson Wikland K: Craniofacial morphology, dental occlusion, tooth eruption, and dental maturity in boys of short stature with or without growth hormone deficiency, *Eur J Oral Sci* 108(5):359-367, 2000.
- Klapper L et al: The influence of extraction and nonextraction orthodontic treatment on brachyfacial and dolichofacial growth patterns, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 101(5):425-430, 1992.
- Krogman WM: Biological timing and dento-facial complex, *J Dent Child* 35:175, 1968.
- Kuroi J: Early treatment of tooth-eruption disturbances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121(6):588-591, 2002.
- Leighton BC, Hunter WS: Relationship between lower arch spacing/crowding and facial height and depth, *Angle Orthod* 82:418, 1982.
- Little RM: The effects of eruption guidance and serial extraction on developing dentition, *Pediatr Dent* 9(1):65-70, 1987.
- Little RM, Riedel RA, Artun J: An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10-20 years post retention, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:423-428, 1988.
- Little RM, Wallen TR, Riedel RA: Stability and relapse of mandibular anterior alignment: first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics, *Am J Orthod* 80:349-365, 1981.
- Little RM et al: Serial extraction of first premolars: postretention evaluation of stability and relapse, *Angle Orthod* 60(4):255-262, 1990.
- Lloyd ZB: Serial extraction as a treatment procedure, *Am J Orthod* 42:728, 1956.
- Luecke PF, Johnston LE: The effect of maxillary first premolar extraction and incisor retraction on mandibular position: testing the central dogma of "functional orthodontics," *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 101(1):4-12, 1992.
- Luppanapornlarp S, Johnston LE: The effects of premolar extraction: a long-term comparison of outcomes in "clear-cut" extraction and non extraction Class II patients, *Angle Orthod* 63(4):257-272, 1993.
- Marshall S, Dawson D, Southard KA, et al: Transverse molar movements during growth, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124(6):615-624, 2003.
- McLaughlin RP, Bennett JC: The extraction-nonextraction dilemma as it relates to TMD, *Angle Orthod* 65(3):175-186, 1995.

- McNamara JA, Brudon WL: *Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition*, ed 1, Ann Arbor, Mich, 1993, Needham Press.
- McReynolds DC et al: Mandibular second premolar extraction: postretention evaluation of stability and relapse. *Angle Orthod* 6(2):133-144, 1991.
- Moorrees CE: Variability of dental and facial development. *Ann N Y Acad Sci* 134:846, 1966.
- Moorrees CE, Fanning EA, Grön AM: Consideration of dental development in serial extraction. *Angle Orthod* 33:44, 1963.
- Moorrees CE, Fanning EA, Grön AM, et al: Timing of orthodontic treatment in relation to tooth formation. *Eur Orthod Soc Trans* 38:87, 1962.
- Moorrees CE, Fanning EA, Hunt EE Jr: Age variation of formation stages for ten permanent teeth. *J Dent Res* 42:1490, 1963.
- Moorrees CE, Fanning EA, Hunt EE Jr: Formation and resorption of three deciduous teeth in children. *Am J Phys Anthropol* 21:99, 1963.
- Moorrees CE, Reed RB: Biometrics of crowding and spacing of the teeth in the mandible. *Am J Phys Anthropol* 12:77, 1954.
- Moorrees CE, Reed RB: Correlations among crown diameters of human teeth. *Arch Oral Biol* 115:685-697, 1964.
- Moorrees CE, Reed RB, Chadha JM: Growth changes of the dentition defined in terms of chronologic and biologic age. *Am J Orthod* 50:789, 1964.
- Morrow LA, Robbins JW, Jones DL, et al: Clinical crown length changes from age 12-19 years: a longitudinal study. *J Dent* 28(7):469-473, 2000.
- Mugonzibwa EA, Kuijpers-Jagtman AM, Laine-Alava MT, et al: Emergence of permanent teeth in Tanzanian children. *Community Dent Oral Epidemiol* 30(6):455-462, 2002.
- Mulvany DA: Space gain following the removal of first or second molars without orthodontic treatment—case reports. *Funct Orthod* 19(2):18-22, 2002.
- Ngan PW, Kao EC, Wei SH: Guidance of eruption for general practitioners. *Int Dent J* 53(2):100-113, 2003.
- Norman F: Serial extraction. *Angle Orthod* 35:149, 1965.
- Odenrick L, Trocme M: Facial, dentoalveolar and dental morphology in serial or early extraction. *Angle Orthod* 55(3):206-214, 1985.
- Ortial IP: The Tweed technic: choice of extraction and treatment strategy I. *Ann Dent* 3(16):10-11, 1987.
- Papandreas SG, Buschang PH, Alexander RG, et al: Physiologic drift of the mandibular dentition following first premolar extractions. *Angle Orthod* 63(2):127-134, 1993.
- Paquette DE, Beattie JR, Johnston I: A long-term comparison of nonextraction and premolar extraction edgewise therapy in "borderline" Class II patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 102:1-14, 1992.
- Parner ET, Heidmann JM, Kjaer I, et al: Biological interpretation of the correlation of permanent teeth in Danish children. *Arch Oral Biol* 46(5):425-431, 2001.
- Persson M, Persson E, Skagius S: Long-term spontaneous changes following removal of all first premolars in Class I cases with crowding. *Eur J Orthod* 11:271-282, 1989.
- Poser WL, Morse DE, Pendrys DG, et al: Median ages of eruption of the primary teeth in white and Hispanic children in Arizona. *Pediatr Dent* 25(3):257-261, 2003.
- Renfroe EW: The philosophy of extraction in orthodontics: 1966 (classified article). *Int J Orthod* 27(1-2):3-8, 1989.
- Richardson ME: Late lower arch crowding in relation to primary crowding. *Angle Orthod* 52:300, 1982.
- Richardson ME: The effect of mandibular first premolar extraction on third molar space. *Angle Orthod* 59(4):291-294, 1989.
- Richardson ME: Late lower arch crowding: the role of the transverse dimension. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:613-617, 1995.
- Richardson ME: Late lower arch crowding: the aetiology reviewed. *Dent Update* 29(5):234-238, 2002.
- Ringenberg QM: Influence of serial extraction on growth and development of maxilla and mandible. *Am J Orthod* 53(1):19-26, 1967.
- Robertson NAE, Cavina R, Moss JP: The effect of the extraction of lower first premolars on the migration of teeth in the human dental arch. *J Dent Res* 58:1252-1256, 1979.
- Roussel MM, Boualam N, Delfosse C: Occlusion and rhythm or eruption. *Bull Group Int Rech Sci Stomatol Odontol* 43(2):53-61, 2001.
- Saatçi P, Yukey F: The effect of premolar extractions on tooth-size discrepancy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:428-434, 1997.
- Samir C, Savara B, Sekiguchi T: Longitudinal dentofacial changes in untreated persons. *Am J Orthod* 55:135, 1969.
- Schirmer UR, Wiltshire WA: Manual and computer-aided space analysis: a comparative study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:676-680, 1997.
- Sharpe W, Reed B, Subtelny JD, et al: Orthodontic relapse, apical root resorption, and crestal alveolar bone levels. *Am J Orthod* 91:252-258, 1987.
- Shearer DH, Woodside DC: Postretention mandibular incisor stability in serial premolar extraction cases. *Am J Orthod* 107(4):459, 1995.
- Slaj M, Jezina MA, Lauc T, et al: Longitudinal dental arch changes in the mix dentition. *Angle Orthod* 73(5):509-514, 2003.
- Staggers JA: A comparison of results of second molar and first premolar extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98(5):430-436, 1990.
- Staggers JA: Vertical changes following first premolar extractions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 105(1):19-24, 1994.
- Stahl E, Grabowski R: Maxillary cine displacement and genetically determined predisposition to disturbed development of the dentition. *J Orofac Orthop* 64(3):167-177, 2003.
- Steyn CL, Harris AM, du Preez RJ: Anterior arch circumference: how much? *Angle Orthod* 66:457-461, 1996.
- Surbeck BT, Artun J, Hawkins NR, et al: Association between initial post treatment and postretention alignment of maxillary anterior teeth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:186-195, 1998.
- Taguchi Y, Yano Y, Kobayashi H, et al: Retarded eruption of maxillary second premolars associated with late development of the germs. *J Clin Pediatr Dent* 25(3):175-179, 2001.
- Takanobu H, Little RM: Early versus late treatment of crowded first premolar extraction cases: post retention evaluation of stability and relapse. *Angle Orthod* 68:61-68, 1998.
- Tanner JM: *Growth at adolescence*, ed 2, Cambridge, Mass, 1962, Blackwell Scientific.
- Toshniwal NG: A review of serial extraction. *J Indian Dent Assoc* 61(12):291, 1990.
- Tsai HH: Eruption process of the second molar. *J Clin Pediatr Dent* 67(4):275-281, 2000.
- Tsai HH: Development changes of mandibular permanent canines and premolars in early mixed dentition. *J Clin Pediatr Dent* 26(1):64-44, 2001.
- Tsai HH: Eruption process of upper permanent canine. *J Clin Pediatr Dent* 25(3):175-179, 2001.
- Tung AW, Kiyak HA: Psychological influences on the timing of orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:29-39, 1998.

- Tweed CH: The Frankfort-mandibular plane angle in orthodontic diagnosis classification, treatment planning, and prognosis, *Am J Orthod Oral Surg* 32:175, 1946.
- Tweed CH: The Frankfort-mandibular incisor angle in orthodontic diagnosis, treatment planning, and prognosis, *Angle Orthod* 24:121, 1954.
- Tweed CH: Pre-orthodontic guidance procedure, classification of facial growth trends, treatment timing. In Kraus BS, Riedel RA, editors: *Vistas in orthodontics*, Philadelphia, 1962, Lea & Febiger.
- Vaden JL, Kiser HE: Straight talk about extraction and non-extraction: a differential diagnostic decision, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 109:445-452, 1996.
- Wagers LE: Preorthodontic guidance and the corrective mixed-dentition treatment concept, *Am J Orthod* 69(1):1-28, 1976.
- Wagner M, Berg R: Serial extraction or premolar extraction in the permanent dentition? Comparison of duration and outcome of orthodontic treatment, *J Orofac Orthop* 61(3):207-216, 2000.
- Wasserstein A, Shalish M: Adequacy of mandibular premolar position despite early loss of its deciduous molar, *J Dent Child* 69(3):254-254, 2002.
- Watanabe CT, Watanabe JL, Taguchi T, et al: Eruption disturbances of mandibular permanent incisors, *J Clin Pediatr Dent* 25(3):181-185, 2001.
- Weinberg MA, Eskow RN: An overview of delayed passive eruption, *Compend Contin Educ Dent* 21(6):511-514, 2000.
- Wise GE, Frazier-Bowers S, D'Souza RN: Cellular, molecular, and genetic determinants of tooth eruption, *Crit Rev Oral Biol Med* 13(4):323-334, 2002.
- Yamaguchi K, et al: The effects of extraction and nonextraction treatment on the mandibular position, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(5):443-452, 1991.
- Yang EY, Kiyak HA: Orthodontic treatment timing: a survey of orthodontists, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:96-103, 1998.
- Yoshihara T, Matsumoto Y, Suzukui I, et al: Effect of serial extraction alone on crowding: spontaneous changes in dentition after serial extraction, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118(6):611-616, 2000.
- Yoshihara T, Matsumoto Y, Suzukui J, et al: Effect of serial extraction alone on crowding relationship between closure of residual extraction space and changes in dentition, *J Clin Pediatr Dent* 26(2):147-152, 2002.



PARTE II

# Técnicas y tratamiento



## Aparatos funcionales

Thomas M. Graber

El sistema estomatognático se compone de los dientes, las membranas periodontales, el hueso basal y alveolar, la articulación temporomandibular (ATM) y la neuromusculatura motora y de recubrimiento. Es un sistema vital y viable, de gran adaptación, sobre todo durante la fase de crecimiento y desarrollo del complejo craneofacial. Se considera que el hueso es uno de los tejidos más duros del cuerpo humano; sin embargo, también es uno de los que presentan mayor respuesta a los estímulos ambientales. Por ejemplo, se sabe desde hace muchos siglos que las estructuras óseas membranosas del cráneo pueden deformarse si se ejerce presión sobre el cráneo de un niño, tal y como hacían los incas<sup>77</sup>. Las manifestaciones patológicas pueden dar lugar a asimetrías craneofaciales y deformidades muy extrañas que afectan a las estructuras craneales y mandibulares. Los profesionales pueden aprender mucho sobre las condiciones normales a partir de las situaciones patológicas.

Durante muchos años, los cirujanos ortopédicos han corregido las deformidades endocondrales esqueléticas, fundamentalmente en aquellas personas en fase de crecimiento. Sin embargo, se sabe que el hecho de influir sobre el hueso endocondral supone un gran desafío. Los capítulos incluidos en este libro escritos por Thilander (v. cap. 5) y Roberts (v. cap. 6) describen la razón de ser de esta reacción del tejido, por lo que el lector debe familiarizarse con los pequeños detalles para poder comprender mejor los factores importantes, tales como la manera en que actúan los aparatos, cuándo es el mejor momento de utilizarlos y cuáles son sus limitaciones. Para un ortodoncista es difícil no entusiasmarse a la hora de utilizar las fuerzas funcionales propias del paciente para lograr corregir ortodóncica y ortopédicamente las anomalías dentofaciales. Además, el hecho de que anteriormente se prestase demasiada atención a los aspectos mecánicos de la ortodoncia ha supuesto una barrera para la completa comprensión de la magnitud de la influencia cuando la ortodoncia entra en un nuevo milenio lleno de desafíos. La ortodoncia no se centra únicamente en los aparatos, sino en los distintos tipos de aparatos, en el porqué de su uso, en el momento en que se utilizan y en la duración del tratamiento.

### ORIGEN

Las teorías sobre la plasticidad ósea se remontan a Wolff<sup>84</sup> y Roux<sup>149</sup>, quienes creían que la forma y la función estaban

directamente relacionadas. Los cambios en la fuerza funcional producían variaciones en la arquitectura interna del hueso y en su forma externa. Varios estudios recientes apoyan el concepto de Roux de «modificación ósea» funcional y de los estímulos anabólicos que se aplican para obtener un patrón morfogenético óptimo<sup>74,139,160</sup>.

A principios del siglo XX, el autor francés Pierre Robin introdujo el monobloque plástico como aparato de posicionamiento pasivo. Se utilizaba en neonatos con desarrollo micromandibular, sobre todo en niños, para prevenir la glosoptosis, es decir, que la lengua bloquease las vías respiratorias<sup>148</sup>. Esta anomalía congénita del desarrollo se denominó *síndrome de Pierre Robin* y suele relacionarse con el paladar fisurado. El aparato de Robin se modificó a partir de los planos de guía maxilar anterior del «salto de mordida» hechos de caucho endurecido y diseñados por Norman Kingsley<sup>302</sup>. Sin embargo, el plano de guía de Kingsley se fijaba a los dientes, mientras que Robin utilizaba su monobloque como aparato removible ya que los recién nacidos todavía no tenían dientes.

### ACTIVADOR DE ANDRESEN

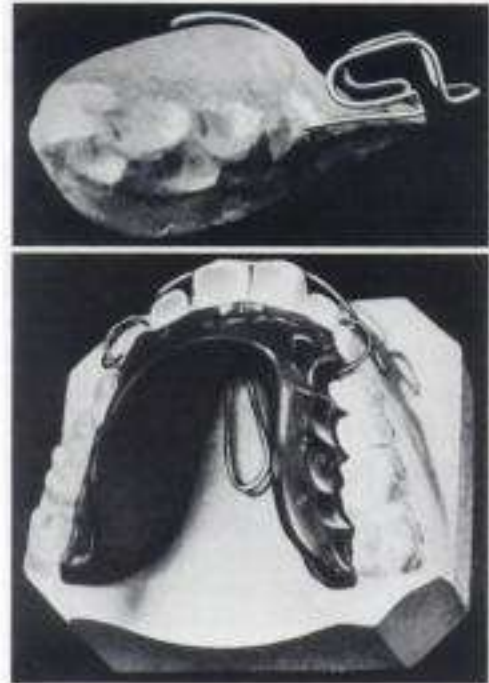
Viggo Andresen (Noruega) también estaba familiarizado con el trabajo de los autores estadounidenses Norman Kingsley<sup>302</sup> y Calvin Case<sup>32</sup>. El uso que hacían de los aparatos de salto de mordida era muy común entre otros ortodoncistas a finales del siglo XIX. En un principio, incluso Angle recurrió y recomendó dichos aparatos en pacientes con retrusión de la mandíbula<sup>79</sup>. Andresen también recurría a uno de los libros de ortodoncia preferidos de Angle, publicado en 1912 por Benno Lischer<sup>108</sup>. Lischer incluyó ilustraciones gráficas de los efectos anormales que la función del músculo perioral ejercía en los dientes y en los tejidos de revestimiento. *A partir de la teoría de Lischer se puede llegar a la conclusión de que si la función de compensación y adaptación del labio y la lengua puede exacerbar un resalte excesivo en las maloclusiones de Clase II, y si los hábitos prolongados de deglución anormal y succión de los dedos pueden provocar una mordida abierta anterior y estrechar las arcadas maxilares, ¿no podrían utilizarse los mismos músculos para corregir éstos y otros problemas?* Esta teoría es aplicable a los pacientes con Clase II, división I, con dientes superiores protruidos y dentición inferior retruida, una combinación que producía un resalte excesivo y desencadenaba una función adaptativa de compen-

sación. ¿Por qué no utilizar los mismos músculos que causaban deformidades para revertir el proceso? El hecho de llevar la mandíbula hacia delante durante el tiempo necesario podría revertir los efectos negativos de tener atrapado el labio inferior, la falta de contacto normal entre los labios y la respiración anómala, características asociadas a la maloclusión y que ya fueron ilustradas en 1861 por el artista George Catlin (citado por Angle<sup>7</sup>).

En realidad, en ese momento Andresen no pensaba en guiar el crecimiento sino en eliminar los efectos adversos de la función anómala. Esta hipótesis la puso en práctica con su propia hija, que utilizaba aparatos fijos y que iba a pasar una temporada fuera en un campamento de verano. Andresen le quitó los aparatos fijos y le colocó un retenedor de Hawley modificado en la arcada superior. Sin embargo, también añadió una aleta lingual en forma de herradura que guiaba la mandíbula entre 3-4 mm hacia delante cuanto los dientes alcanzaban el cierre máximo permitido por el plano guía de acrílico que se había interpuesto<sup>3-6</sup> (fig. 12-1). El objetivo era prevenir la recidiva durante el período de 3 meses de vacaciones. Cuando su hija regresó, Andresen se sorprendió al ver que el uso nocturno del aparato no sólo había eliminado las compensaciones neuromusculares anómalas, sino que también había producido una corrección sagital completa y había mejorado notablemente el perfil facial. El resultado fue estable. Al probar este sistema en pacientes en fase de crecimiento que también iban a pasar el verano fuera y, posteriormente, en pacientes sometidos a un tratamiento ordinario a lo largo del año, Andresen observó una notable mejora neuromuscular y en el hueso basal, en el plano sagital, que no había logrado conseguir con dispositivos tales como los aparatos fijos convencionales y los elásticos intermaxilares<sup>4</sup>.

Los cambios sagitales observados por Andresen se produjeron debido a que los aparatos mejoraban la actividad de los músculos elevadores y propulsores, a la vez que relajaban y estiraban los músculos retrusores. El avance mandibular eliminaba la función anormal de los músculos periorales e impedía la acción restrictiva y de deformación ejercida por el labio inferior atrapado, y la hiperactividad de los músculos submandibulares y mentonianos (figs. 12-2 y 12-3). También era posible eliminar la apertura mandibular compensatoria provocada por la respiración oral realizada de forma simultánea. Por tanto, los cambios en los patrones musculares no sólo producirían un patrón nuevo y más favorable, sino que también provocarían cambios en las estructuras óseas a medida que los músculos se adaptaban a las nuevas fuerzas funcionales (fig. 12-4)\*.

Se creía que las fuerzas intermitentes provocadas por el aparato cuando estaba suelto producían cambios favorables en la posición del diente, incluso aunque sólo se utilizara el aparato por la noche. Posteriormente, se afirmó que el aparato tenía un beneficio añadido, se creía que servía como «protector nocturno» y prevenía los posibles efectos

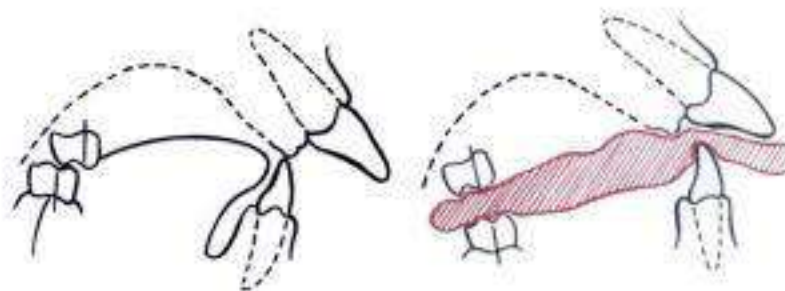


**Figura 12-1**

Activador de Andresen-Häupl. Este aparato no tiene elementos que muevan los dientes. El aparato fue creado para tratar las maloclusiones de Clase II, división 1. En vez de cubrir el paladar, se utilizó un resorte grueso de Coffin para garantizar la estabilidad y permitir que la lengua esté en contacto con la mucosa. Los bucles de la zona del canino no entran en contacto con los dientes, lo que permite el desarrollo de la zona intercanina superior. Estos bucles son los predecesores de los bucles laterales del Bionator de Balters, que se extienden hacia la zona distal del segundo molar temporal, y también de las pantallas vestibulares de Fränkel, ideados para soportar la presión de las mejillas. (De Andresen V, Häupl K: Funktionskieferorthopädie: die Grundlagen des «norwegischen Systems» 2.ª ed., Leipzig, Alemania, 1936, H Meusser.)

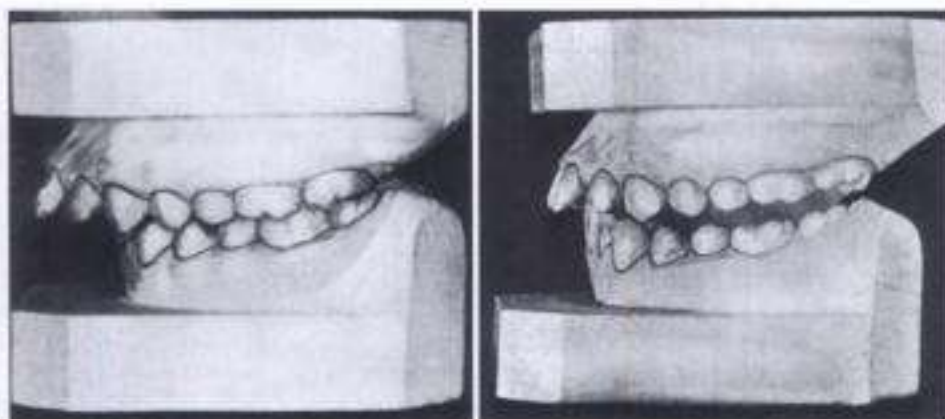
nocivos de la actividad parafuncional nocturna, al estimular realmente la actividad normal del músculo y mejorar la actividad de bomba metabólica de la almohadilla retrodiscal. Esta actividad repetitiva de bombeo aumentaba el flujo sanguíneo hacia la inserción posterior muy vascularizada al avanzar la mandíbula de forma guiada, y extraía los subproductos catabólicos al retraer la mandíbula<sup>72,76</sup>. Se formuló la hipótesis de que los beneficios obvios de tener un cóndilo adelantado y sobre el que no se ejercen cargas eran la potenciación del crecimiento condíleo y conseguir que la dirección de crecimiento del cóndilo fuera más favorable, hacia arriba y hacia atrás<sup>74</sup>. Las investigaciones más importantes sobre los tejidos, llevadas a cabo por Bierbaek y cols.<sup>14</sup>, Braun y cols.<sup>28</sup>, Buschang y Santos-Pinto<sup>31</sup>, Chen y cols.<sup>36</sup>, Decrue y Wieslander<sup>47</sup>, Droel e Isaacson<sup>51</sup>, Du y cols.<sup>52</sup>, El-Bialy y cols.<sup>55</sup>, Garattini y cols.<sup>63</sup>, Graber<sup>76</sup>, Ikai y cols.<sup>92</sup>, Kantomaa y Pirttiniemi<sup>99</sup>, McNamara y cols.<sup>118</sup>, Pancherz<sup>132</sup>, Paulsen<sup>135-137</sup>, Pirttiniemi y cols.<sup>140</sup>, Popowich y cols.<sup>141</sup>, Rabie y cols.<sup>142</sup>, Ruf y Pancherz<sup>150</sup>, Vardimon y cols.<sup>174</sup>, Voudouris y cols.<sup>100,176,177</sup>, Ward y cols.<sup>178</sup>, Watted

\*Referencias 1, 8, 9, 11, 15, 18, 29, 31, 35, 49, 52, 62, 69, 75, 83, 92, 98, 99, 103, 107, 109, 111-113, 116-118, 120, 125, 131, 132, 134-136, 140, 145, 150, 151, 153, 159, 161, 164, 165, 167, 173, 179, 182, 189.



**Figura 12-2**

Mordida de construcción. Corrección de las relaciones de los sectores laterales desde una Clase II a una Clase I mediante el avance mandibular de aproximadamente 6 mm. Obsérvese que el resalte sigue siendo excesivo debido a la mala posición hacia vestibular de los incisivos superiores. Esta mala posición puede corregirse una vez normalizada la relación de los sectores laterales. Un espacio interoclusal de 3-4 mm permite a la mandíbula desplazarse hacia delante lo suficiente para corregir la intercusación de los sectores laterales. (De Andresen V, Häupl K: Funktionskieferorthopädie: die Grundlagen des «norwegischen Systems» 2.ª ed., Leipzig, Alemania, 1936, H Meusser.)



**Figura 12-3**

Vista lateral de los modelos de estudio del paciente de la figura 12-2. Maloclusión de Clase II grave, división 1. La inclinación lingual de los incisivos inferiores es una situación favorable para la terapia funcional, ya que es más profunda que la sobremordida normal. (De Andresen V, Häupl K: Funktionskieferorthopädie: die Grundlagen des «norwegischen Systems» 3.ª ed., Leipzig, Alemania, 1942, JA Barth.)



**Figura 12-4**

Perfil con arcadas en oclusión típica de Clase II. **A**, Obsérvese la mejora cuando la mandíbula se adelanta hasta alcanzar una relación de Clase I. **B**, Obsérvese la tendencia del paciente a elevar la cabeza cuando se protruye la mandíbula, maniobra que libera la vía respiratoria.

y cols.<sup>179</sup>, Woodside y cols.<sup>186</sup> y Xion y cols.<sup>187</sup>, destacan que la posición de la cavidad glenoidea cambia durante el crecimiento y es posible influir sobre ella, tal y como hicieron los incas hace miles de años.

Al igual que ocurrió con el monobloque de Robin, los primeros aparatos de Andresen fueron pasivos y no incluían sistemas de fuerzas intrínsecos. Las fuerzas extrínsecas sólo actuaban cuando el paciente mordía el aparato. Se creía que durante la noche aumentaba el crecimiento, hipótesis confirmada posteriormente por Hotz<sup>89</sup>, Igarishi y cols.<sup>96</sup>, Korkhaus<sup>305</sup> y Petrovic y cols.<sup>138</sup>.

El nombre original que dio Andresen a este tipo de tratamiento fue *ortodoncia biomecánica*. Posteriormente, al unirse a Karl Häupl y seguir trabajando para intentar mejorar los conceptos y técnicas, se cambió el nombre a *ortopedia funcional de los maxilares*, nombre mucho más descriptivo<sup>5,79</sup>. Se ampliaron los conceptos para incluir la posibilidad de alterar las relaciones esqueléticas, dependiendo de la cantidad y dirección del crecimiento de los maxilares. La postura adelantada de la mandíbula, determinada por la manipulación cuidadosa de la mordida construida, estaba pensada para producir cambios esqueléticos sagitales beneficiosos, aprovechando el potencial de crecimiento. Esto suponía una contradicción en los primeros procedimientos de salto de mordida, que se centraban estrictamente en los cambios de posición del cóndilo mandibular en la cavidad; de ahí la connotación ortopédica funcional. En el mundo de la ortodoncia, este tratamiento se dio a conocer como el *sistema noruego*, a pesar de que Andresen era danés y Häupl, alemán (ambos alumnos de la facultad de odontología de Oslo, Noruega).

## LA CONTROVERSIAS DE LA APERTURA DE MORDIDA

A pesar de que el concepto de avance sagital en la construcción de la mordida tenía una aceptación generalizada entre los profesionales de Europa (variaba de los 3 a los 6 mm, dependiendo de la gravedad de la displasia anteroposterior y de la interdigitación vestibular anormal resultante del segmento), la teoría relativa a la cantidad de apertura vertical y el efecto que produce en los músculos causaba gran controversia. Selmer-Olsen<sup>160</sup>, que fue profesor de ortodoncia en la Universidad de Oslo después de la segunda guerra mundial, creía que, en realidad, los músculos no se podían estimular al dormir; la naturaleza los había diseñado para que descansaran por la noche, y la deglución sólo se producía de 4 a 8 veces por hora. Según él, el activador actuaba estirando los músculos, las láminas fasciales y los ligamentos cuando se abría la mandíbula superando la posición de descanso (es decir, una respuesta viscoelástica). En realidad, el activador era un cuerpo extraño y la fuerza de movimiento del diente no era el resultado de la energía cinética de la función del músculo, sino de la energía potencial de los tejidos estirados. Woodside y cols.<sup>185,186</sup> las denominaron propiedades *viscoelásticas* de los tejidos. El debate actual sobre la naturaleza exacta de los efectos del activador sigue reflejando la diversidad de opiniones que existen<sup>152</sup>. Según Lysle Johnston<sup>96</sup>, un factor consiste en eliminar las cargas ejercidas sobre el cóndilo.

Las investigaciones llevadas a cabo por Graber<sup>72,74</sup> indican que la mejora en la actividad metabólica que se consigue en toda la almohadilla retrodiscal estirada y agrandada de la ATM durante el avance mandibular, es un elemento que se ha pasado por alto durante demasiado tiempo.

La interpretación de Andresen y Häupl suponía liberar la mandíbula para que asumiera la posición fisiológica de descanso. Un tiempo después, Slagvold<sup>162</sup>, profesor de ortodoncia en Oslo, dio a conocer que sus propias observaciones no sostenían esta teoría en absoluto. No obstante, determinó que al situar la mandíbula hacia delante, no se debía superar una apertura vertical de 2-4 mm en la posición de descanso. Si la apertura era demasiado pronunciada dificultaba el cumplimiento del tratamiento y podría producir una fuerza de depresión sobre los dientes posteriores, muy poco deseable en las maloclusiones de Clase II con mordida profunda. Grude<sup>81</sup> y Fränkel<sup>60</sup> apoyaban de forma vehemente este límite en la mordida de construcción. Fränkel recomendó realizar pequeños avances progresivos de entre 2 y 3 mm en los aparatos, en vez de dar «un gran salto hacia delante» de entre 5-7 mm. Otros factores importantes son la reactivación de la respuesta óptima del tejido, así como un mejor cumplimiento del paciente. Petrovic y cols.<sup>138</sup>, Komposch y Hockenjos<sup>303</sup> y McNamara y cols.<sup>317</sup> aportaron pruebas de laboratorio que certificaban este hecho.

La filosofía de Harvold<sup>85</sup> y Woodside<sup>185</sup> consistía en superar los límites del espacio libre, por la única razón de mantener el aparato en su lugar por la noche, durante la fase de sueño, de modo que se mantuviera el estímulo corrector. En cuanto a las interpretaciones cognitivas de Selmer-Olsen, otros investigadores posteriores como Ahlgren<sup>1</sup>, Herren<sup>88</sup>, Komposch y Hockenjos<sup>303</sup>, Sander<sup>153</sup>, Schmuth<sup>154</sup> y Watted y cols.<sup>179</sup> corroboraron el hecho de que el activador no «activa» los músculos durante la fase de sueño (fig. 12-5).



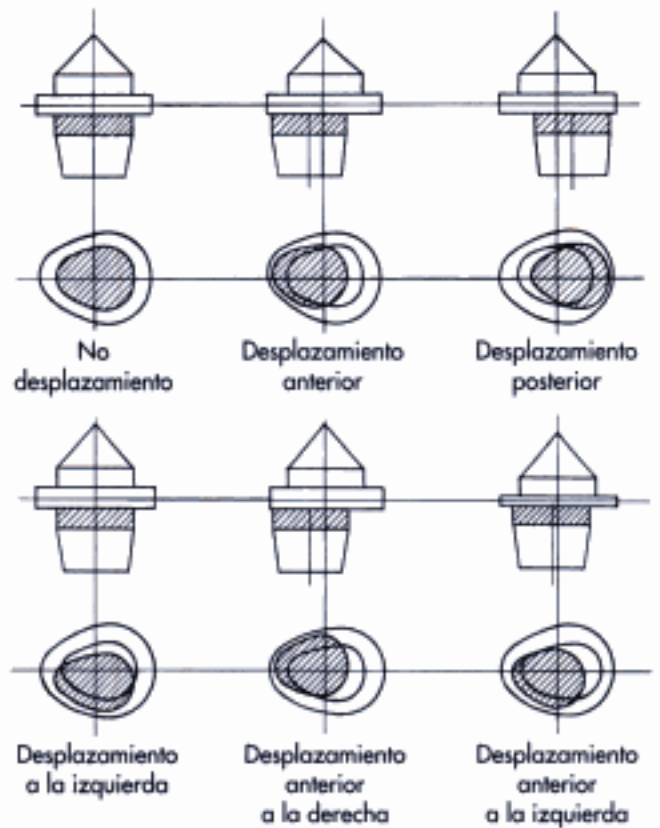
**Figura 12-5**

Varias fuerzas que actúan sobre las arcadas superior e inferior. En este caso, la influencia de la gravedad es diferente cuando la cabeza está erguida (A) que mientras se duerme, cuando la cabeza se gira hacia un lado u otro (B). En este último caso, el activador tiende a evitar los cambios normales o la adaptación a las distintas fuerzas de posición y gravitacionales que desencadenan una reacción positiva de los músculos orofaciales, particularmente de los músculos propulsores y retrusores y retractores. Debido a que el paciente deglute sólo entre 4-8 veces por hora mientras duerme, es más probable que esta reacción positiva sea responsable de cualquier cambio producido por el aparato. (De Herren P: *The activator's mode of action*, Am J Orthod 45:512, 1959. Con autorización de la American Association of Orthodontics.)

### Posición de la cabeza durante la fase de sueño

Otra variable son los diversos cambios en la posición de la cabeza al dormir, que alteran la magnitud y dirección de la fuerza<sup>162</sup>. En un momento concreto, la posición de descanso de la mandíbula depende de la posición del cuerpo y la cabeza; por tanto, la restricción del movimiento del músculo, necesaria para crear el cambio deseado en la posición de la mandíbula, varía constantemente cuando el activador no está en su lugar, lo que afecta a distintos grupos de músculos y crea diferentes vectores de fuerzas sobre el activador (v. fig. 12-5). La fase del sueño (ligero o profundo), la presión aérea intraoral, el ciclo del sueño y el estado de la mente son factores adicionales, que el dentista no puede controlar. Tan sólo se puede controlar la posición mandibular (y el efecto potencial que ejerce en la cavidad glenoidea), conseguida con el aparato; sin embargo el efecto de ferulización o guía que ejerce sobre la mandíbula es tal que puede contribuir a que influya sobre el efecto neto de las fuerzas variables. Si el activador se diseña adecuadamente y se utiliza tal y como recomienda el dentista, el resultado de todas las fuerzas controlables y no controlables suele ser la mejoría en la adaptación a la posición creada por el aparato (figs. 12-6 y 12-7)<sup>159,161</sup>.

Herren<sup>88</sup> ha intentado calcular la magnitud de las fuerzas resultantes que actúan en la mandíbula y la integración entre ellas. El peso de la mandíbula, de la lengua y del aparato es constante, siendo la media de unos 250 g. El tono y las tensiones musculares varían, dependiendo de factores tales como el grado de estiramiento, el control que ejerce el sistema nervioso central, la relación con la cama o la almohada y si la cabeza está en posición de decúbito prono o supino. Si el paciente duerme en posición dorsal y con la cabeza erguida, las fuerzas del músculo deben equilibrar el peso de la mandíbula, de las estructuras de tejido blando relacionadas y del aparato. Las múltiples fuerzas varían según la posición sea de decúbito prono, supino o de rota-



**Figura 12-7**

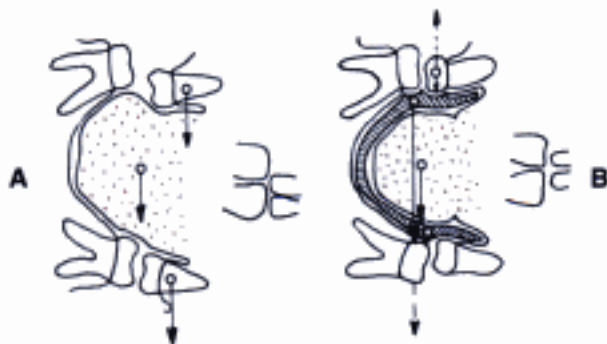
La dirección de las fuerzas que actúan sobre el activador en un momento dado depende de la relación espacial inducida por los cambios de postura. La vista está tomada desde la parte superior de la cabeza, con la cara hacia la izquierda en el esquema oval. (Reproducida de Herren P: *Die Wirkungsweise des Aktivators*, Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 63:829, 1953).

ción. Básicamente, las fuerzas creadas son intermitentes, a pesar de que algunos dientes o grupos de dientes puedan estar sometidos a cierta presión durante un período de avance. Si el aparato está suelto, es responsable de parte de la acción intermitente. Además, el hecho de no llevar el aparato durante el día produce una acción intermitente neta, lo que hace que un nuevo engrama muscular establezca el engrama neuromuscular propio de las actividades y cambios en las posturas diurnas<sup>1</sup>.

### Hipótesis de trabajo

Se han propuesto dos hipótesis de trabajo sobre el efecto que causa en los dientes el uso nocturno convencional del activador clásico:

1. La idea original de Andresen-Häupl atribuía el movimiento del diente al hecho de que el aparato estaba flojo y a que la movilidad generada de manera funcional



**Figura 12-6**

En vez de producir un cambio en la posición del cuerpo (A), como en la Figura 12-5, el activador feruliza las arcadas en una relación transversal más normal mientras ejerce presión sobre dientes determinados en los sectores laterales (B). (Reproducida de Herren P: *Die Wirkungsweise des Aktivators*, Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 63:829, 1953.)

\*Referencias 1, 9, 81, 90, 113, 125, 128, 129, 186.

creaba fuerzas intermitentes, generadas por los músculos elevadores y propulsores y por elementos del mecanismo del buccinador. Estas fuerzas «sacudían» los dientes, al empujar el aparato hacia atrás, hacia un sitio sobre los dientes superiores cuando se soltaba. Los conceptos propuestos por Roux apoyaban esta hipótesis. Un requisito previo consistía en que la apertura de la mordida no debía superar el espacio libre interoclusal normal. Este abordaje también mejoraba la acción metabólica de bombeo de la almohadilla retrodiscal de la ATM, al estimular el intercambio anabólico y catabólico<sup>63,72,74</sup>.

2. La otra hipótesis niega el hecho de que el activador de apertura de mordida provoque un refuerzo de la actividad funcional por la noche. La hipótesis implica que el activador en posición de descanso mueve los dientes y provoca los cambios deseados. El análisis actual de un amplio aspecto de casos de pacientes tratados apoyan en parte esta tesis<sup>2,11,15</sup>. La masa acrílica interoclusal supera la posición fisiológica de descanso. Por tanto, el aparato queda sujeto entre las arcadas durante la mayor parte del tiempo, ferulizándolas en la relación sagital que *debería ser* y evitando los cambios de posición que se producirían normalmente sin activador colocado. La frecuencia y magnitud de las fuerzas intermitentes resultantes varían de vez en cuando; sin embargo, el resultado neto es la distribución de fuerzas funcionales sobre el activador, que las transmite a los dientes y al hueso alveolar, lo que mejora el proceso de adaptación. Las fuerzas producen una deformación en los tejidos (es decir, un estiramiento viscoelástico) y actúan básicamente como un fenómeno mecánico<sup>2,11,18,185,186</sup> (fig. 12-8).

La posición adelantada de la mandíbula mejora la respiración normal, sobre todo en pacientes jóvenes con un exceso de tejido epifaringeo. Esto evita la aparición de problemas como la mordida abierta, la sobreerupción de los dientes posteriores, una mayor inclinación del plano mandibular y cambios compensatorios en la posición de la lengua, que pueden ser muy negativos. Los diversos estudios realizados por Woodside y cols.<sup>6</sup> validan esta hipótesis.

### Cambio sagital

La posición adelantada de la mandíbula, producida por la construcción de mordida, origina el cambio sagital deseado (fig. 12-9). Esto depende de la guía de crecimiento y de los procesos de adaptación para obtener los cambios esqueléticos y dentales deseados. En ocasiones, se elimina la retrusión funcional, sobre todo en las maloclusiones con mordida profunda. Este factor no ha sido reconocido durante mucho tiempo, ya que solamente se utilizaba como criterio la posición condílea aparente dentro de la cavidad glenoidea y se ignoraba la cavidad más retruida en los problemas de Clase II<sup>14,51</sup>. Sigue habiendo mucha controversia en torno a las diversas interpretaciones que existen, a pesar de los numerosos estudios realizados por autores como Cevidanes y cols.<sup>34</sup>, Graber y cols.<sup>79</sup>, McDougall y McNamara<sup>112</sup>, McNamara y cols.<sup>113,117</sup>, Panchez<sup>130-134</sup>, Petrovic y cols.<sup>136</sup>, Ruf y Panchez<sup>135</sup>, Voudouris y cols.<sup>176,177</sup>, entre

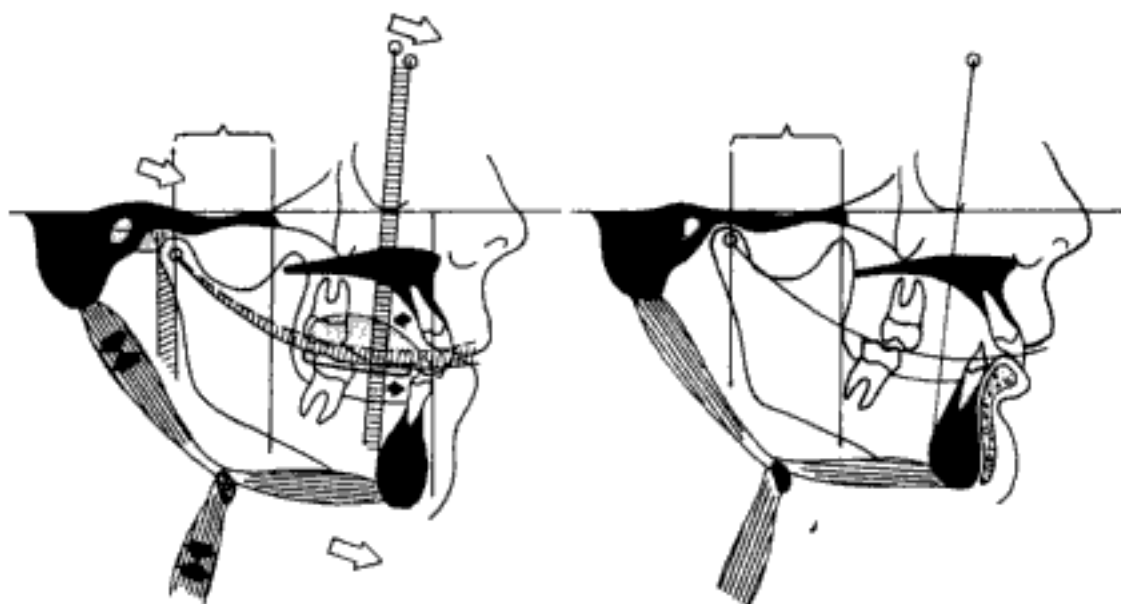
\*Referencias 9, 37, 90, 128, 129, 155, 168, 175, 185, 186, 188.



**Figura 12-8**

**A.** Cuando el paciente está en posición vertical, la tensión muscular, el tono muscular y la presión atmosférica equilibran el peso de la mandíbula, de los tejidos asociados y del activador. **B.** Si el paciente se reclina mientras duerme y lleva puesto el activador, la gravedad, la tensión muscular y el tono muscular actúan en la misma dirección. Sin embargo, mientras duerme, la boca queda abierta y conlleva que la respiración sea oral y la función mínima.





**Figura 12-9**

Los trazados cefalométricos modificados representan el efecto inmediato producido al colocar el aparato funcional que posiciona la mandíbula hacia delante (flecha). El cóndilo se mueve hacia delante y hacia abajo sobre la eminencia, lo que elimina las tensiones funcionales normales. Los músculos retrusores se activan, ejerciendo una cierta fuerza contra la arcada superior. Es evidente la actividad reducida del masetero. (Modificada de Fanghänel J y cols.: *Changing muscle activity with functional appliances*, Eur J Orthod 20:468, 1998.)

otros\*. Estos estudios indican claramente un aumento del crecimiento mientras se utiliza el aparato: aumenta el crecimiento condíleo y se produce un cambio en la dirección del crecimiento hacia arriba y hacia atrás. Los estudios realizados por Stutzmann demuestran la existencia de un cambio real en la estructura condílea interna, y una orientación de la dirección de las trabéculas hacia atrás<sup>138</sup>. También hay algunas evidencias del ligero retraso en el crecimiento sagital del maxilar<sup>79</sup>. Evidentemente, el crecimiento vertical se puede controlar por medio de la masa acrílica interoclusal, al impedir o permitir la erupción de los dientes posteriores. Tal y como se ha mencionado anteriormente, autores como Decrue y Wieslander<sup>17</sup>, Droel e Isaacson<sup>51</sup>, Ikai y cols.<sup>92</sup>, McNamara y cols.<sup>98</sup>, Pancherz<sup>132</sup>, Paulsen<sup>135</sup>, Ruf y Pancherz<sup>150</sup>, Woodside y cols.<sup>186</sup>, entre otros, han demostrado el cambio en la dirección de crecimiento en la cavidad, así como la modificación de la misma (factor que ha sido rechazado durante demasiado tiempo)<sup>†</sup>.

Desafortunadamente, es muy difícil medir los cambios graduales definitivos, debido a las limitaciones de la superposición bidimensional de radiografías. Sin embargo, Buschang y Santos-Pinto<sup>8</sup> han demostrado que se produce un cambio significativo en la posición de la cavidad temporomandibular respecto a la base craneal anterior. Es probable que este componente del cambio sagital sea el más signifi-

cado. Dicho cambio se puede producir durante el período de crecimiento. Por tanto, el cambio sagital es una combinación del aumento gradual del crecimiento condíleo, una dirección más favorable del crecimiento del cóndilo, la recolocación y adaptación de la cavidad y de la eminencia articular, además de cierto grado de retención de la zona dentoalveolar superior ejercida por el aparato, que depende de factores tales como el diseño estructural, el tiempo de utilización y el posible uso combinado con un aparato extraoral<sup>84</sup>.

Melanson y Van Dyken<sup>129</sup>, al igual que Johnston<sup>96</sup>, creen que un factor significativo puede ser el simple hecho de eliminar las cargas que se ejercen sobre el cóndilo como resultado de una postura adelantada. Esta creencia se basa en un estudio fundamental realizado hace varios años por Melanson y Van Dyken en la Universidad de Michigan, en el cual el hecho de eliminar las cargas ejercidas sobre el cóndilo de primates en realidad estimulaba el crecimiento condíleo. Los resultados pueden variar, tal y como muestra Graber<sup>68</sup> en un análisis realizado con 58 pacientes tratados con el regulador funcional de Fränkel. Cuando a la acción metabólica mejorada se añade la estimulación neuromuscular y del aparato, se pueden obtener mejoras significativas durante un período de crecimiento dentofacial activo que no es posible obtener sólo con tratamientos mecánicos fijos convencionales<sup>78</sup>.

El mismo análisis es aplicable al aparato funcional fijo de Herbst, reintroducido y modificado por Pancherz<sup>130-134,150,151</sup> (v. también Graber<sup>67,72</sup>). (V. cap. 16 del libro *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*, de Graber y cols.<sup>71</sup>, en el que se incluye un excelente debate sobre este aparato y sus versiones posteriores, así como en un apar-

\*Referencias 8, 11, 16-19, 33, 63, 65, 82, 83, 89, 104, 106, 107, 110, 111, 119, 125, 135, 136, 165.

†Referencias 2, 14, 31, 52, 63, 70, 72, 99, 178, 179.

tado posterior de este capítulo). Por el contrario, en los primeros estudios clínicos realizados con los aparatos con material y experiencia mínimos, Creekmore y Elkund<sup>45</sup>, Gianelly y cols.<sup>65</sup> y Ricketts apreciaron un pequeño aumento de la longitud mandibular. Sin embargo, los estudios a largo plazo realizados por Ruf y Panzer<sup>156,158</sup> mostraban un crecimiento adicional de entre 1-2 mm por encima del patrón normal de crecimiento mandibular en los casos tratados con Herbst. Si se deja sin tratar, la longitud mandibular de la mayoría de casos con maloclusiones de Clase II, división 1, es deficiente. Además de cierto aumento de la proliferación condílea, la *dirección* del crecimiento del cóndilo cambia hacia un vector dirigido hacia arriba y hacia atrás. Por último, se producen cambios significativos en la posición y adaptación de la cavidad glenoidea, tal y como se había apreciado anteriormente\*. La eliminación de las desviaciones neuromusculares que acentúan el resalte podrían ser un factor significativo en el caso más extremo. Con demasiada frecuencia, las teorías que se basan en «tratamiento de una fase: poner el aparato, quitarlo» ignoran este aspecto. El efecto neto es que estos pacientes consiguen el *resultado óptimo posible* del patrón, asumiendo que el tiempo de tratamiento debe coincidir con un período en el que se incluye el mayor potencial de crecimiento y desarrollo para la corrección sagital. A pesar de que estos aparatos se pueden utilizar en pacientes que ya hayan superado la velocidad máxima de crecimiento, existe una mayor respuesta dentoalveolar y una mayor probabilidad de inclinación vestibular en los incisivos inferiores<sup>1</sup>. Para comparar correctamente los casos funcionales tratados, no se utiliza una muestra común, sino que se comparan pacientes no tratados de la misma edad, patrón, sexo, categoría de maloclusión y grado de subdesarrollo mandibular en el momento en que se inicia el tratamiento.

### Variaciones de la apertura vertical

El aparato original de Andresen ha sufrido una serie de modificaciones. Muchas de ellas se basan en la construcción de diversos requisitos de la apertura vertical y distintos grados de adelantamiento en la postura. La cuestión de si colocar la mandíbula dando un «gran salto hacia delante» o en pasos graduados también ha dado lugar a diseños diferentes. Petrovic y cols.<sup>136</sup> aportan pruebas claras de una mayor respuesta del tratamiento siguiendo técnicas de avance periódicas y secuenciales. Otra cuestión que influye en el diseño es si el aparato debe utilizarse sólo por la noche o a tiempo completo, así como si los aparatos deben anclarse al maxilar (tal y como ocurre con el regulador funcional de Fränkel y el Bionator) o dejarse sueltos, con mínimos accesorios de alambre<sup>61</sup>.

En su mayor parte, el uso actual de los aparatos funcionales con diseño esquelético cumple con los conceptos originales de apertura pequeña y avance sagital gradual, y es recomendable utilizarlos durante el día. Aumenta la

frecuencia de deglución y mejora la actividad muscular fáscica. Thilander y Filipsson<sup>167</sup> realizaron estudios electromiográficos sobre el uso diario y descubrieron un aumento insignificante de las fuerzas musculares cuando no se producía una función activa. Sin embargo, durante la actividad mandibular, se ejercía una fuerza aumentada, sobre todo por parte de los músculos retrusores. El aumento en la actividad de deglución también se asocia al aumento del flujo salival. Sander<sup>153</sup> y Schmuth<sup>154</sup> también han investigado el papel de los aparatos funcionales. Su investigación indica que los pacientes con construcciones de mordida muy protrusivas tienden a rechazar los aparatos durante el día y a la noche, lo que reduce el efecto deseado y la movilización de los dientes elegidos<sup>153</sup>. Sin embargo, tal y como ocurre con los individuos normales, existe un gran intervalo de actividad individual que varía de un paciente a otro.

A pesar de que profesionales como Eschler<sup>63</sup>, Schwarz<sup>136</sup>, Woodside y cols.<sup>186</sup> y Herren<sup>68</sup> (fig. 12-10) han tratado con éxito casos con aperturas entre 12-14 mm, hay dos factores que favorecen una menor corrección de la apertura y del plano sagital de forma gradual.

La aceptación y compromiso del paciente son factores significativos en todos los tratamientos con activadores removibles. El uso diurno contraindica los aparatos funcionales voluminosos que interfieren con la dicción, la deglución, la masticación y otras actividades. Los aparatos con mayor apertura producen una menor corrección sagital y tienen la ventaja de descender los segmentos posteriores si se utiliza un recubrimiento oclusal, que permite a la mandíbula moverse hacia arriba y hacia delante en caso de que



**Figura 12-10**

Diversos activadores (p. ej., los de Woodside, Herren y Harvold) requieren una apertura vertical mayor, que excede el espacio libre en la posición de descanso; para ello es necesario contar con las propiedades viscoelásticas o de estiramiento de los tejidos asociados. Esta figura muestra una apertura de 8 mm entre los primeros molares. Los incisivos inferiores están cubiertos para lograr una mayor estabilidad y eliminar la tendencia de estos dientes a inclinarse hacia delante.

\*Referencias 14, 31, 51, 56, 63, 68, 72, 92, 99, 118, 132, 135, 140, 151, 178, 179, 186.

<sup>1</sup>Referencias 18, 39, 42, 50, 64, 88, 164.

el paciente tenga tendencia a una mordida abierta y a un espacio interoclusal reducido. Estos factores son deseables cuando se trata de problemas de mordida abierta pero no en casos de mordida profunda. Las pruebas histológicas también apoyan los avances periódicos graduales, debido al aumento periódico de la respuesta del cóndilo y de la cavidad con cada ajuste\*. Con un avance simple de entre 6-7 mm, el estímulo del crecimiento del cóndilo y la cavidad dura menos, el uso diurno se hace más difícil y es posible que la inclinación adversa hacia vestibular de los incisivos inferiores sea mayor<sup>60,69,79</sup>. Una vez más, véase el capítulo de *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances* de Graber y cols.<sup>79</sup> o *Removable Orthodontic Appliances* de Graber y Neumann<sup>78</sup>, que incluyen un amplio debate sobre estas diferencias y los diseños más aconsejables según las características específicas de la maloclusión.

### MECANISMOS DE CORRECCIÓN DE LA CLASE II CON ORTOPEDIA FUNCIONAL

No es necesario probar la eficacia de los aparatos funcionales, a menos que se ignoren miles de informes de casos ya realizados. No sólo es posible conseguir cambios faciales y esqueléticos profundos, apenas experimentados con aparatos fijos convencionales, sino que es algo habitual (figs. 12-11 a 12-14). Sin embargo, las razones por las que se producen estos cambios son menos claras y varían de un paciente a otro, tal y como han observado los cirujanos ortopédicos con los tratamientos de guía de crecimiento de los huesos largos. Desafortunadamente, atribuir el cambio al crecimiento del cóndilo es demasiado simplista y ensombrece la investigación, algo similar a restringir el campo de visión a un solo punto. Los ortodontistas se enfrentan a un proceso cibernético<sup>79</sup>. El patrón morfogenético, la duración del crecimiento y la dirección de sus componentes, los patrones neuromusculares, el desplazamiento funcional, la compensación dentoalveolar, el desplazamiento de la cavidad y su remodelación, el tipo de aparato y el compromiso del paciente son las variables más importantes, aunque no las únicas<sup>109</sup>. Dos de las autoridades más reconocidas mundialmente, Thilander (v. cap. 5) y Roberts (v. cap. 6), describen en dichos capítulos de manera ejemplar factores tales como la respuesta del tejido y la tasa de recambio fibroblástico. Los ortodontistas ya no pueden calcular simplemente el grado de cambio condíleo necesario para conseguir la corrección; el cambio es una reacción multifactorial, demasiado diversa como para determinarla únicamente calculando un solo componente.

A medida que continúan las investigaciones, cada vez está más claro que el uso nocturno de los aparatos sirve en gran medida como una férula provisional de posicionamiento. Los estudios telemétricos, en especial los realizados por Sander<sup>153</sup>, demuestran que la función no aumenta usando los aparatos mientras el paciente duerme. Sin embargo, el adelantamiento del cóndilo sí mejora la acción metabólica en la ATM, tal y como demuestran Ward y cols.<sup>178</sup>. No sólo el adelantamiento, sino también un aumento en el in-

tercambio anabólico y catabólico, pueden ser factores que favorezcan el aumento del crecimiento del cóndilo y la proliferación en la pared posterior de la cavidad<sup>74,76,92</sup>.

### Corrección de la Clase II: un escenario probable

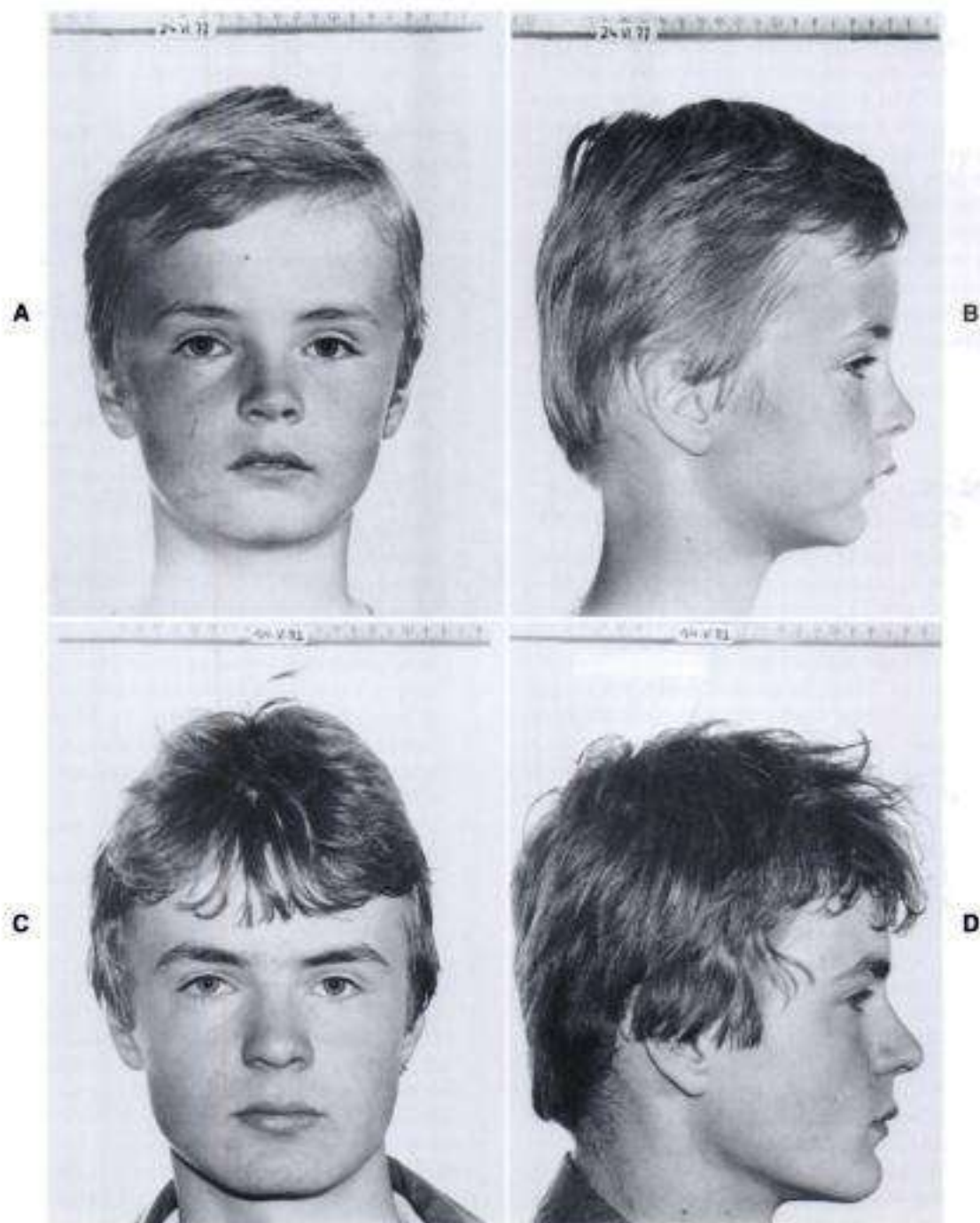
El grado de corrección sagital es de entre 6-7 mm. Los siguientes valores previstos de incrementos derivados del crecimiento y la adaptación (asumiendo una dirección favorable) son los típicos:

1. *Grado de crecimiento del cóndilo durante el tratamiento:* 1-3 mm. La mandíbula crece entre 1-5 mm más que el maxilar. Los valores de crecimiento más elevados se dan predominantemente en varones.
2. *Desplazamiento, crecimiento y adaptación de la fosa.* Investigaciones recientes demuestran que los valores oscilan entre 3-5 mm, con un vector dominante vertical<sup>91</sup>. Esto está relacionado positivamente con el estirón de crecimiento durante la pubertad\*.
3. *Retrusión funcional (v. fig. 12-52).* No siempre se da en maloclusiones de Clase II, y puede variar de 0,5 a 1,5 mm. Isberg e Isaacson<sup>92</sup>, al igual que Kantomaa y Pirttinie-mi<sup>90</sup>, demostraron que el metabolismo de la ATM estaba notablemente reducido en los primates con cóndilos retruidos funcionalmente. La investigación de Graber<sup>76</sup>, al igual que la de McNamara<sup>116</sup> y Boman y Blume (v. Graber<sup>70</sup>) confirma estas observaciones. La controversia surge al no conocer la técnica para una correcta determinación (v. fig. 12-52)<sup>70</sup>.
4. *Dirección de crecimiento más favorable: orientación trabecular de 0,5 a 1,5 mm.*
5. *Retención del crecimiento maxilar hacia abajo y hacia delante*<sup>97</sup>: 1 a 1,5 mm.
6. *Erupción diferencial hacia arriba y hacia delante de los segmentos bucales inferiores:* 1,5 a 2,5 mm, dependiendo de la profundidad de sobremordida.
7. *Efecto del anclaje extraoral*<sup>90,179</sup>: 0,5 a 0,0 mm.

Es obvio que no existe ningún método fiable para predecir la contribución que hace cada componente en cada caso individual. No todas las evaluaciones funcionales y fenómenos fisiológicos se pueden reducir a cefalometrías bidimensionales con ángulos y cifras o a articuladores. Los ortodontistas son tan precisos como el mejor cirujano ortopédico, quien no se plantearía utilizar un análisis cefalométrico y un articulador para cualquier articulación que tratara. Los siete componentes mencionados anteriormente son posibles datos importantes para conseguir el cambio sagital necesario. Sin embargo, las maloclusiones esqueléticas son tridimensionales. Tal y como Weinstein dijo una vez: «Somos una generación de perfiles». Esta afirmación se basa en la fijación de la ortodoncia por el cefalograma lateral y en el rechazo a utilizar radiografías anteroposteriores para determinar las características transversales, igualmente importantes<sup>47,98</sup>. Las técnicas de diagnóstico tridimensionales de hoy en día aportan información más precisa. Los primeros aparatos funcionales incorporaban

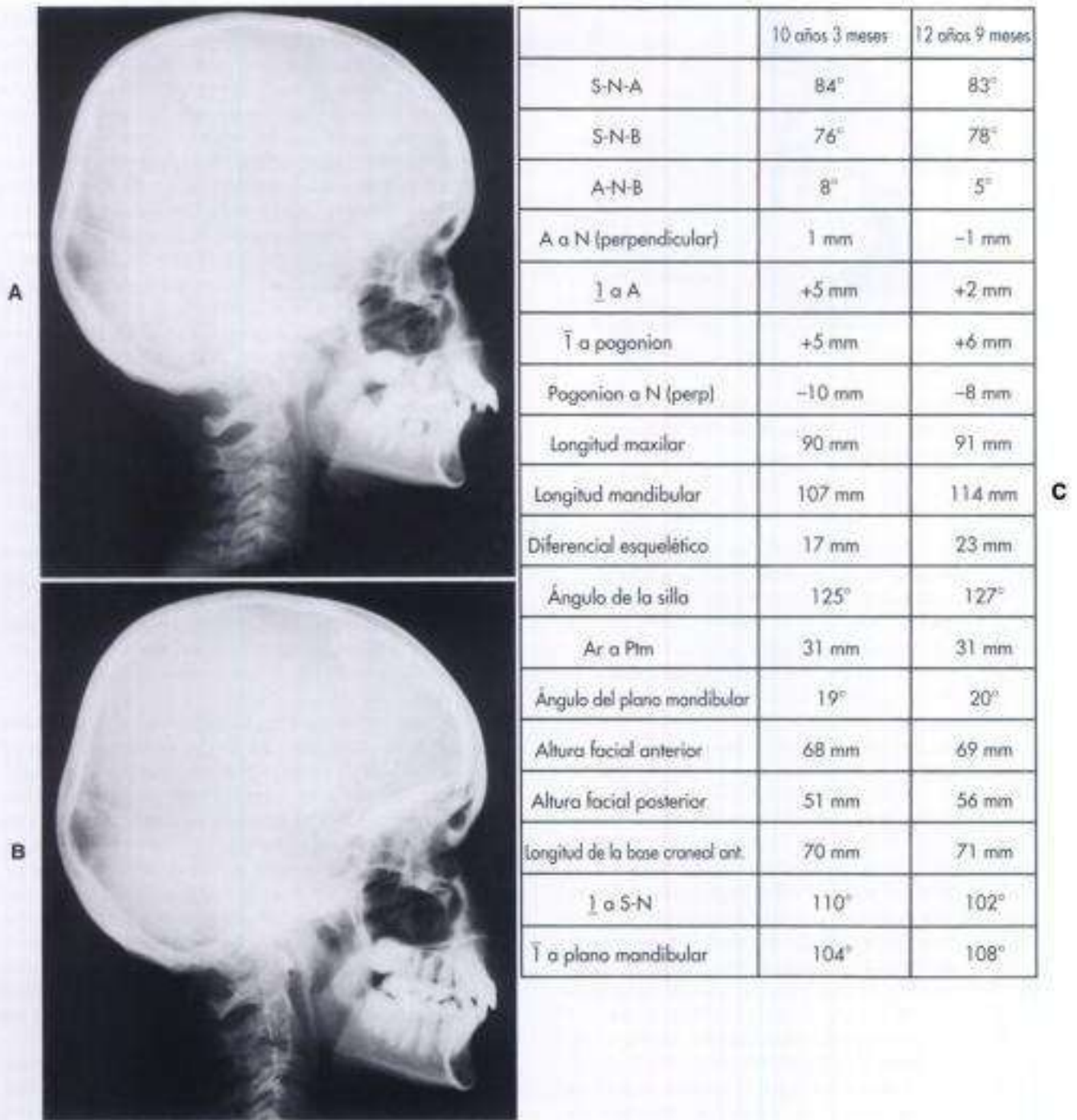
\*Referencias 13, 35, 70, 91, 92, 103, 114, 117, 118.

\*Referencias 30, 31, 57, 150, 151, 185, 186.



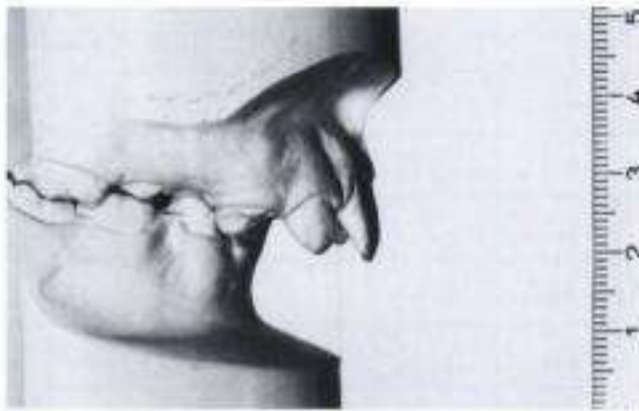
**Figura 12-11**

**A y B,** Maloclusión de Clase II, división 1 en un chico de 11 años con conservación del hábito de deglución infantil. El éxito inicial logrado con el Bionator modificado fue limitado debido a la falta de crecimiento significativo y a la falta de cooperación del paciente. El paciente se motivó al cabo de 2 años de uso intermitente, cuando se obtuvieron los resultados presentes en **C y D.** Evidentemente, el crecimiento puberal fue de ayuda. (**A y B,** Por cortesía de Erich Fletcher.)



**Figura 12-12**

Cefalogramas laterales del paciente de la figura 12-11 antes del tratamiento **(A)** y al cabo de 2 años y medio **(B)**.  
**C.** Medidas cefalométricas.

**Figura 12-13**

Modelo inicial del estudio de un niño de 9 años y 7 meses con una maloclusión grave de Clase II, división 1. (Por cortesía de Erich Fleischer.)

tornillos de expansión para tratar la arcada superior estrecha de la mayoría de maloclusiones de Clase II, división 1 (la tercera dimensión), en particular en los casos en que dicha arcada superior estrecha es el resultado de la función anómala de los músculos periorales. Ya sea mediante una expansión palatina rápida o lenta, o mediante aparatos fijos o removibles, la ortodoncia moderna reconoce la necesidad de realizar una corrección tridimensional. Sin embargo, esto no supone en ningún caso una excusa para expandir los dientes más allá del hueso basal. El artículo épico<sup>100</sup> de Axel Lundström de 1923 sobre la base apical sigue siendo válido. En el caso de los aparatos funcionales, se debe reconocer la necesidad de un abordaje terapéutico tridimensional del problema, o se puede realizar una corrección transversal antes de colocar los aparatos funcionales. La naturaleza nos da la respuesta a preguntas como cuál es el grado de expansión que se puede obtener cuando se elimina la actividad alterada de la musculatura perioral. En muchos casos, es probable que el uso de un aparato funcional elimine la actividad neuromuscular anómala y deformadora sin que sea necesario realizar ajustes de expansión activa. Antes y después del tratamiento se está realizando una expansión palatina demasiado rápida sin tener en cuenta la inclinación de los dientes del segmento vestibular y su relación con las estructuras basales. Ésta es una de las causas principales de la recidiva postratamiento (v. cap. 13).

### El Bionator

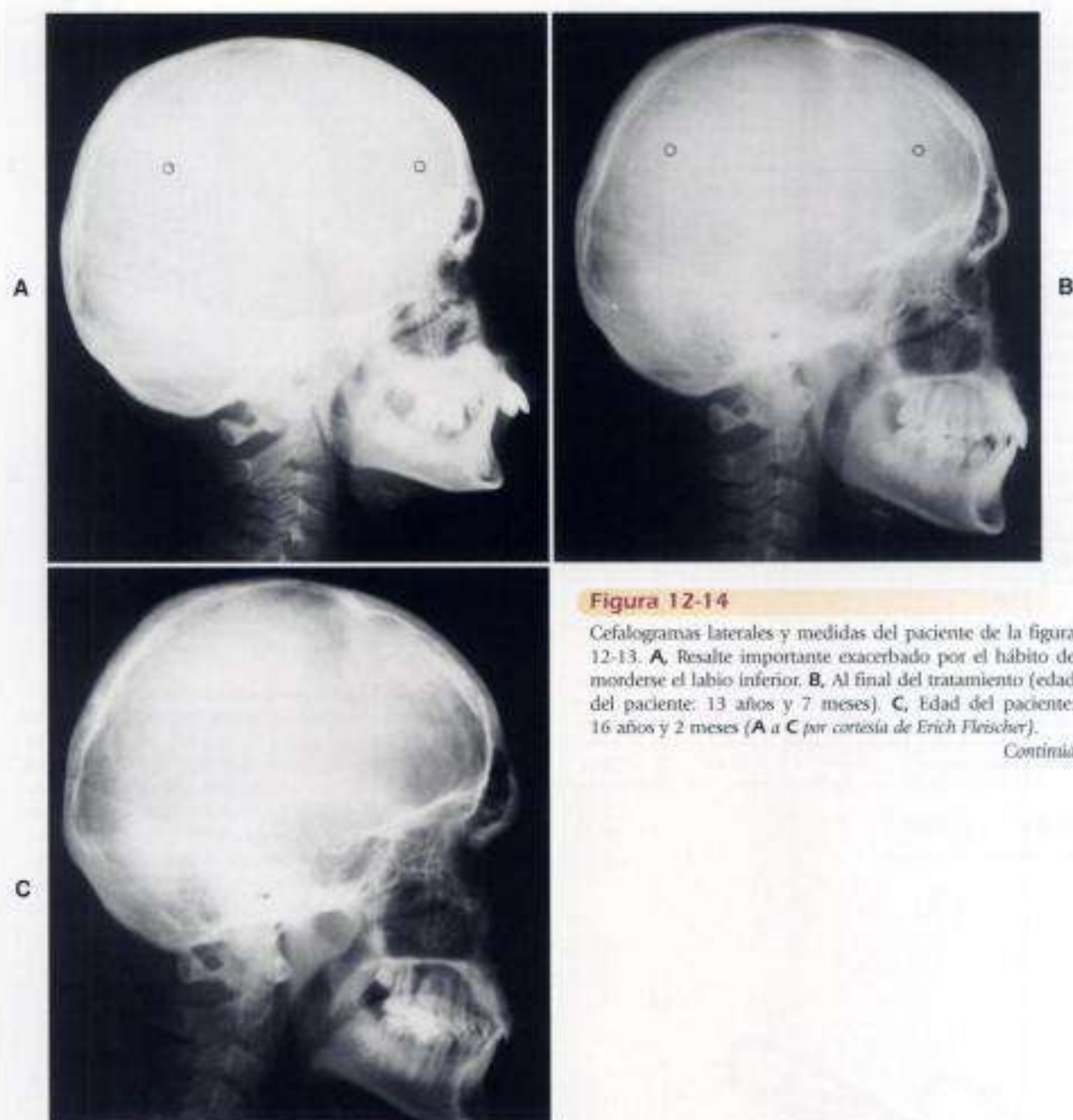
El tamaño del activador y su limitación al uso nocturno han sido factores que han frenado a los profesionales interesados en conseguir la corrección de las discrepancias sagitales en dentición mixta y eliminar las alteraciones neuromusculares derivadas. El Bionator, tal y como lo creó Balters<sup>101</sup>, es el prototipo de aparato con menor volumen (fig. 12-15). La parte inferior es estrecha y la parte superior sólo tiene un alambre vestibular y la extensión de alambre

proyectada lateralmente, además de una barra transpalatina estabilizadora que, de ser necesario, se puede ajustar para conseguir una expansión bilateral. El paladar queda libre para el contacto propioceptivo de la lengua. Debe usarse todo el tiempo excepto durante las comidas, lo que es crucial para lograr una respuesta máxima.

Según Balters<sup>101</sup>, el equilibrio entre la lengua y el mecanismo perioral del buccinador es responsable de la forma de las arcadas y de la intercuspidación. Esta hipótesis confirma los conceptos primarios de forma y función establecidos por van der Klaauw (tal y como los cita Graber<sup>102</sup>) y la posterior hipótesis de Moss<sup>124</sup> sobre la matriz funcional. El objetivo del Bionator es establecer una buena coordinación de los músculos y eliminar las posibles restricciones deformadoras del crecimiento, al mismo tiempo que elimina las cargas ejercidas sobre el cóndilo mediante una posición adelantada de la mandíbula. Normalmente, los incisivos superiores e inferiores están en contacto durante su uso. Balters atribuía un papel principal a la función y postura normal o anormal de la lengua en la maduración de la deglución; posteriormente, Ballard<sup>9</sup> continuó trabajando en este aspecto. Los estudios realizados han demostrado que la lengua ejerce 3 o 4 veces más fuerza sobre la dentición que los músculos periorales. Si se incluyen el patrón morfogénético, la fuerza en estado de reposo y las propiedades viscoelásticas, la rigidez del tejido, la presión atmosférica y la intercuspidación, es obvio que la dentición y las estructuras adyacentes forman un sistema múltiple en equilibrio<sup>72,185</sup>.

El Bionator estándar (fig. 12-16) consiste en una aleta lingual inferior de acrílico en forma de herradura que se extiende desde la cara distal del último molar erupcionado hasta el mismo punto del otro extremo. En la arcada superior, el aparato sólo tiene extensiones linguales posteriores de acrílico que cubren la región del molar y el premolar. La parte superior e inferior están unidas de manera interoclusal en la relación correcta de construcción de mordida (protrusiva). La porción anterior queda libre, de manera que no interfiera con la posición y función de la lengua. No se cubren los incisivos inferiores con acrílico, a pesar de que algunos profesionales escogen la opción de recubrirlos para intentar controlar la inclinación hacia delante de los incisivos inferiores.

La función y posición de los labios y mejillas están guiadas por alambres con dos configuraciones: la barra palatina y el arco vestibular con extensiones laterales o yugales (fig. 12-17). La barra palatina, que está hecha de acero inoxidable duro de 1,2 mm, está a 1 mm de la mucosa palatina y llega distal hasta una línea trazada entre las superficies distales de los primeros molares superiores. La barra palatina está configurada como el resorte Coffin. La barra estabiliza y también orienta la lengua hacia delante para que contacte con el paladar. El arco vestibular-yugal está hecho de acero inoxidable de 0,9 mm (fig. 12-18) y en realidad no está en contacto con los incisivos o el tejido gingival. La posición del alambre provoca una presión negativa, de modo que el alambre mantiene el cierre de los labios. En caso de ser necesario, se puede ajustar el alambre a lo largo del tratamiento, una vez que se ha ensanchado la arcada, para cerrar espacios y retraer los incisivos superiores. Se puede



**Figura 12-14**

Cefalogramas laterales y medidas del paciente de la figura 12-13. **A**, Resalte importante exacerbado por el hábito de morderse el labio inferior. **B**, Al final del tratamiento (edad del paciente: 13 años y 7 meses). **C**, Edad del paciente: 16 años y 2 meses (**A a C** por cortesía de Erich Fleischer).

*Continúa*

conseguir una erupción selectiva durante el tratamiento recortando el acrílico.

De todos los aparatos funcionales, los más populares son el Bionator y el de bloques gemelos de Clark. Son menos propensos a deformarse que el eficaz aparato de Bimler<sup>15</sup>, que tiene un mayor armazón de alambre que se puede deformar. Hay muchos datos que demuestran el éxito del Bionator en casos de anomalías en la ATM<sup>79</sup> (v. figs. 12-11 a 12-14). El capítulo 11 de *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*, 2.ª ed., de Graber y cols.<sup>79</sup> incluye un amplio debate sobre la filosofía del Bionator y sus variantes para tratar las maloclusiones de Clase II, Clase III y mordida abierta.

## LA MORDIDA DE CONSTRUCCIÓN

Es probable que el aspecto más importante de la fabricación de un activador sea realizar una evaluación óptima del desplazamiento horizontal y vertical antes de construir el aparato. Tal y como se ha mencionado anteriormente, no existe ningún «libro de instrucciones» que determine las relaciones existentes. Gran parte depende de si el paciente usa el activador, de la selección del caso, de la morfología dentofacial, del patrón de crecimiento probable y de los aumentos y dirección proyectados, así como de la necesidad de recurrir a otros factores de tratamiento (p. ej., aparatos fijos, fuerza extraoral y extracciones).

	9 años y 7 meses	13 años y 7 meses	16 años y 2 meses
S-N-A	82°	83°	80°
S-N-B	75°	78°	79°
A-N-B	7°	5°	1°
A a N (perpendicular)	+3 mm	+4 mm	+1 mm
$\perp$ a A	+7 mm	+2 mm	+6 mm
$\bar{I}$ a pogonion	0 mm	+5 mm	+1 mm
Pogonion a N (perp)	-3 mm	-1 mm	+4 mm
Longitud maxilar	89 mm	95 mm	92 mm
Longitud mandibular	107 mm	102 mm	126 mm
Diferencial esquelético	18 mm	25 mm	34 mm
Ángulo de la silla			128°
Ar a Pm	34 mm	35 mm	35 mm
Ángulo del plano mandibular	17°	20°	15°
$\perp$ a S-N	115°	95°	98°
$\bar{I}$ al plano mandibular	99°	103°	98°
Altura facial anterior	55 mm	67 mm	70 mm
Altura facial posterior	43 mm	49 mm	55 mm
Altura de la base craneal ant.	66 mm	69 mm	72 mm

D

Figura 12-14 (cont.)

D. Resumen cefalométrico.

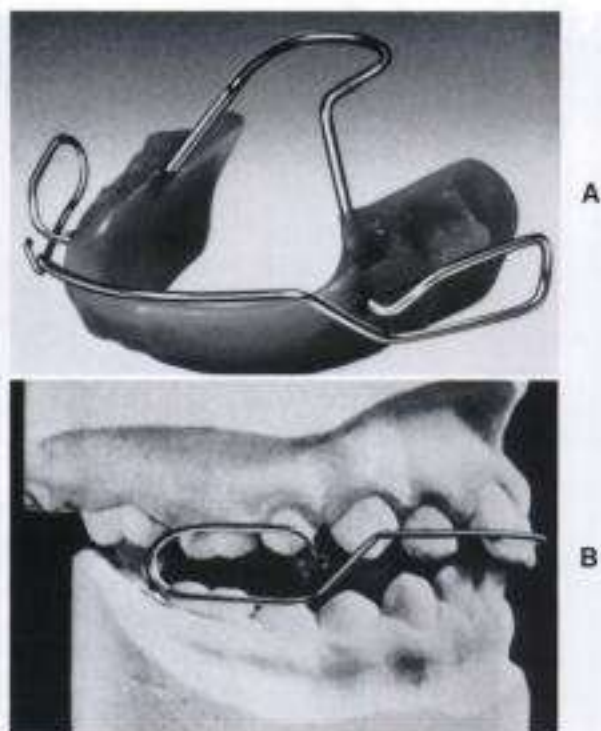


Figura 12-15

Bionator modificado a partir del diseño original de Balters. Obsérvese el uso de un resorte transpalatino grueso de Coffin en vez del acrílico. El alambre vestibular (labial y lateral) de gran calibre no es un elemento para mover los dientes sino que es un alambre con efecto de pantalla. Para mejorar la erupción, se puede eliminar el acrílico de la zona interdental. Normalmente, la mordida de construcción se toma en una relación incisal borde a borde, permitiendo que haya espacio suficiente para que pasen los alambres interoclusales. El aparato es una ayuda eficaz en muchos problemas de disfunción mandibular.



Figura 12-16

Bionator básico. El paladar abierto mejora la propiocepción de la lengua y evita el crecimiento anormal. El alambre grueso labial y lateral sirve como pantalla frente a las fuerzas musculares.

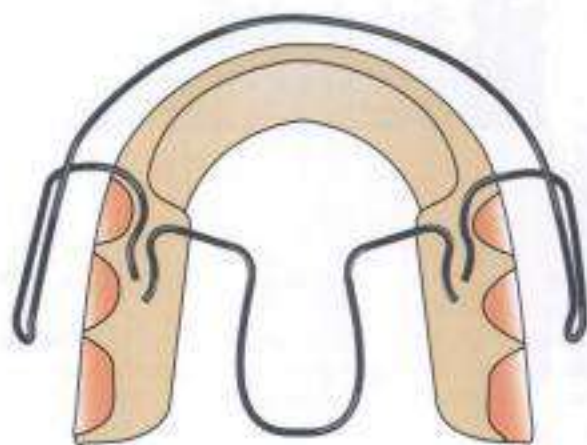
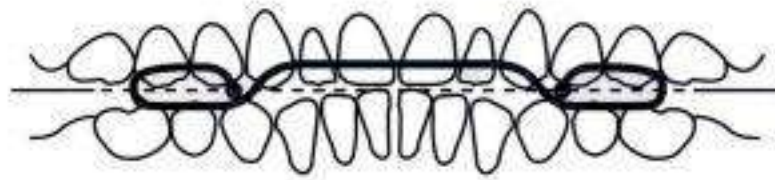


Figura 12-17

Alambre palatino de Coffin de acero inoxidable duro de 1,2 mm, ligeramente apartado del tejido palatino, pero sin interferir con el contacto propioceptivo de la lengua.





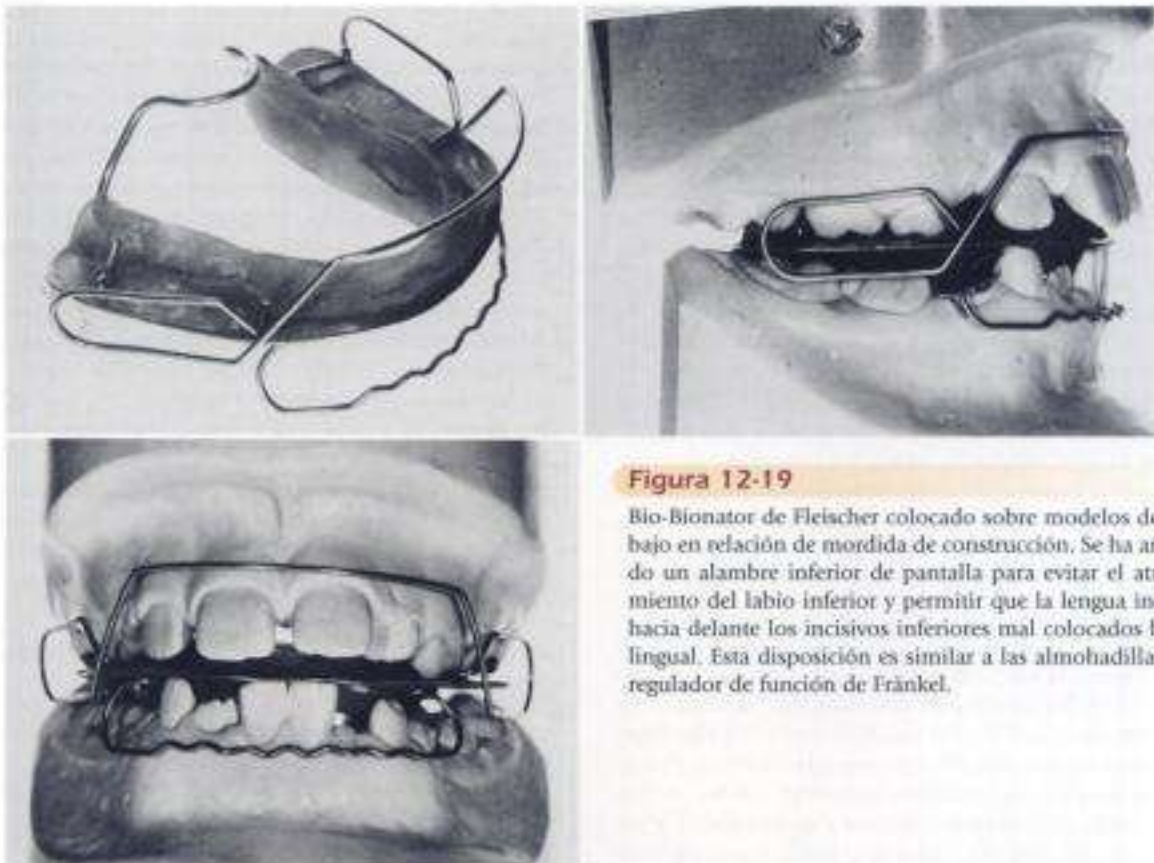
**Figura 12-18**

Mordida de construcción borde a borde y configuración del alambre de protección vestibular de acero inoxidable de 0,9 mm, que se extiende hasta distal del segundo molar temporal. El alambre no está en contacto con los dientes. Fränkel añadió acrílico a la parte posterior del alambre de pantalla para hacer los escudos bucales más eficaces.

El Bionator, creado por Balters<sup>10,29</sup>, es uno de los aparatos funcionales removibles que más se utilizan hoy en día debido a su simplicidad, fuerza, a su fácil construcción, a la capacidad de ser modificado, a la aceptación del paciente y a su aplicación en problemas temporomandibulares. Por tanto, este apartado se centrará en un debate sobre la construcción de la mordida para este tipo de aparato (fig. 12-19). La técnica se puede adaptar a otros diseños\*. Es esencial tener una disciplina de diagnóstico completa antes de escoger un aparato funcional determinado para un paciente<sup>14</sup>. Tal y como afirman Rakosi y cols,<sup>145,146</sup> llevar a cabo un estudio radiográfico y cefalométrico tridimensional y un análisis

funcional en caso de utilizar un aparato funcional con dentición mixta no es menos importante que para un problema de mecanoterapia fija y completa. El patrón facial es importante; al igual que el grado y dirección del crecimiento (es decir, la previsión del crecimiento tal y como la presentó posteriormente el Dr. Ricketts<sup>147</sup>, y la proyección digital computarizada, de manera que el paciente esté al tanto del problema y del resultado proyectado [v. cap. 2]). Sólo se debe utilizar este aparato si el paciente cumple con los criterios que exige el aparato funcional y *si es probable que su compromiso sea bueno*. El profesional siempre debe tener en cuenta que este aparato es fundamentalmente interceptivo, que rara vez logra una corrección completa y una alineación dentaria total. El aparato es el primer paso del tratamiento de un problema. En este apartado no se explicarán los argumentos

\*Referencias 10, 48, 49, 54, 60, 111, 121, 164, 170.



**Figura 12-19**

Bio-Bionator de Fleischer colocado sobre modelos de trabajo en relación de mordida de construcción. Se ha añadido un alambre inferior de pantalla para evitar el atrapamiento del labio inferior y permitir que la lengua incline hacia delante los incisivos inferiores mal colocados hacia lingual. Esta disposición es similar a las almohadillas del regulador de función de Fränkel.

que apoyan los tratamientos de una fase frente a los de dos. Autores reconocidos se decantan por ambas opciones. Sin embargo, con una buena selección del caso, un buen uso del aparato y un compromiso adecuado por parte del paciente, los autores están totalmente convencidos, basándose en miles de casos ya tratados, con resultados buenos y malos, de que se pueden conseguir cambios funcionales y neuromusculares con aparatos funcionales durante la primera fase del tratamiento que no se pueden reproducir con tratamientos de una sola fase. No existe ningún tipo de patente u obligación comercial que influya en esta observación.

En este breve capítulo, nos centraremos en los problemas de la maloclusión de Clase II, que supone el desafío más frecuente y el que cuenta con el mayor potencial de éxito en el tratamiento. Para consultar una discusión más completa sobre las técnicas y aparatos empleados en los problemas de Clase III y mordida abierta, véase *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*<sup>79</sup> y el capítulo 13.

### Posicionamiento anterior de la mandíbula

En épocas anteriores, si la discrepancia sagital no era demasiado grande, el posicionamiento hacia delante de la mandíbula era tal que los incisivos superiores e inferiores contactaban en una relación borde a borde (v. fig. 12-19). Sin embargo, es más fácil el ajuste de un paciente hacia la protrusión mandibular si se realiza el avance en incrementos de 3 mm. Hay pruebas que demuestran que este método tiene más éxito, a pesar del trabajo añadido que requiere. Normalmente los ajustes se pueden realizar en intervalos de 12 a 16 semanas dentro del programa secuencial de avances. Es probable que, gracias al avance secuencial, los incisivos inferiores sobresalgan menos y el compromiso del paciente sea mayor. Tal y como han demostrado Petrovic y cols.<sup>35,79,136</sup>, la reacción tisular también es más favorable. Rabie y cols.<sup>142-144</sup> demostraron esta teoría de manera concluyente en casos ya tratados. La selección del caso ayuda a determinar la decisión. Los incisivos inferiores inclinados hacia lingual, al igual que los casos en que el labio inferior queda atrapado, pueden responder mejor con un avance de entre 5-6 mm. Como norma general, el avance anterior debería ser de 3 mm o más desde la posición más posterior del cóndilo en la cavidad. Paulsen está de acuerdo con esta teoría<sup>137</sup>.

Una buena técnica es hacer que el paciente desplace la mandíbula hacia delante lo máximo posible y posteriormente que la deje retroceder entre 3-4 mm. Si se produce un desplazamiento funcional hacia un lado o hacia el otro debido a que la arcada maxilar es estrecha y al balanceo oportuno hacia un lado, se puede eliminar alineando la línea media maxilar y mandibular con la mordida de construcción. En el capítulo que se incluye en *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*<sup>79</sup>, Rakosi, gracias a su amplia experiencia a lo largo de los años con aparatos funcionales y fijos, ha descrito cuidadosamente la técnica de construcción de mordida con ilustraciones y descripciones detalladas para garantizar los mejores resultados posibles.

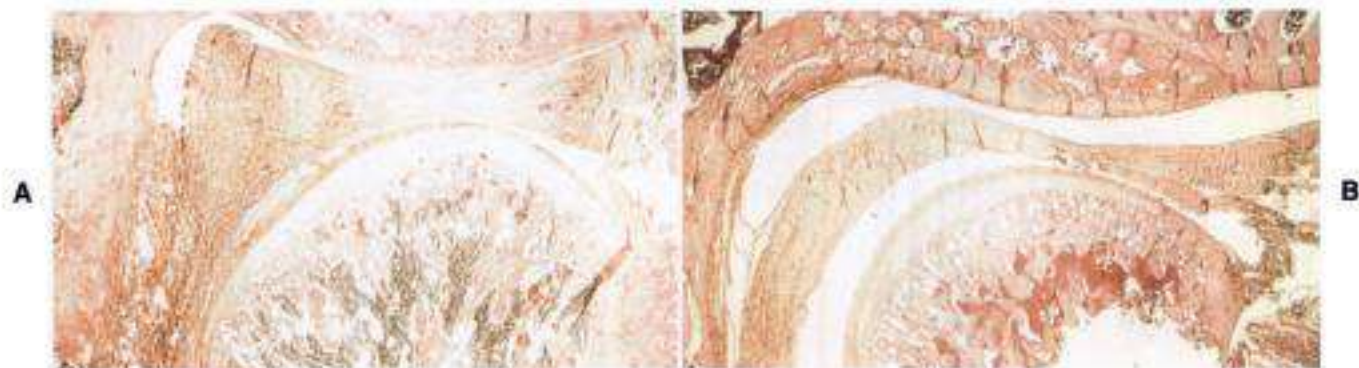
Con frecuencia, los incisivos superiores están, en un principio, inclinados vestibularmente y en ocasiones separados. Por eso es preferible usar una placa activa durante un período corto de tiempo o aparatos fijos limitados para

retraer y rotar los incisivos superiores antes de colocar el aparato funcional. Así, se puede reducir la magnitud del adelantamiento inicial de la mandíbula y mejorar el compromiso del paciente. Lo que debe quedar claro es que en los tratamientos ortodónticos modernos no se escoge entre una cosa o la otra. Es fácil combinar los aparatos fijos con los funcionales y, en ocasiones, es recomendable con las técnicas modernas de adhesión. Los aparatos funcionales no son la alternativa «fácil y barata» a los clásicos tratamientos fijos completos. Colocar brackets anteriores y bandas en los molares en la arcada superior supone invertir media hora y conseguir una mayor retención del aparato funcional y un mayor control de los incisivos superiores, en vez de recurrir simplemente a inclinarlos hacia lingual con el arco vestibular del aparato removible.

A pesar de la controversia que sigue habiendo sobre la existencia de un desplazamiento hacia atrás del cóndilo en algunos casos de Clase II con mordida profunda, los estudios clave realizados por Dayton Blume y Vernon Boman demuestran que este fenómeno se da en casos escogidos. En algunos pacientes, las secuelas de la ATM sólo se pueden aliviar posicionando la mandíbula hacia delante (v. fig. 12-52, en la que se muestran los hallazgos conseguidos por los estudios de Blume y Boman). Esta opción debe verificarse con el análisis funcional de diagnóstico. Las tomografías y las gammagrafías, como las utilizadas por Paulsen<sup>137</sup>, Ruf y Panchez<sup>130,138</sup> y Panchez<sup>132</sup>, muestran esta posición al registrar la posición de descanso y las vistas laterales en oclusión máxima. Sin embargo, un profesional sagaz puede ver lo mismo observando y palpando. Los estudios recientes realizados por Isberg e Isaacson<sup>93</sup>, Kantomaa y Pirttiniemi<sup>99</sup>, Pirttiniemi y cols.<sup>140</sup> así como este autor<sup>76</sup>, muestran que las fuerzas retrusivas ejercidas sobre el cóndilo en la ATM pueden incidir en la almohadilla retrodiscal, lo que reduce el intercambio metabólico y los posibles nutrientes para la ATM y del crecimiento condíleo (fig. 12-20). La reducción definitiva del contenido de colágeno y proteoglucanos del cóndilo refleja el efecto producido por la reducción de la actividad anabólica y el aumento de la actividad catabólica<sup>140</sup>. El avance condíleo aumenta la actividad metabólica<sup>76</sup>. Tal y como se mencionó anteriormente, la apertura vertical se produce dentro de los límites del espacio libre. Se activan los músculos elevadores y propulsores y se produce una mayor compensación del grupo hioideo o mayores fuerzas de retracción, que se distribuyen frente a la arcada superior. Esto sólo inhibe ligeramente la recolocación del maxilar hacia abajo y hacia delante, tal y como demuestran los estudios realizados por McNamara y cols.<sup>112,117</sup> (v. también cap. 13) El hecho de morder y tragar con el aparato favorecen la adaptación neuromuscular y ósea (tanto de la cavidad como del cóndilo) a la nueva postura.

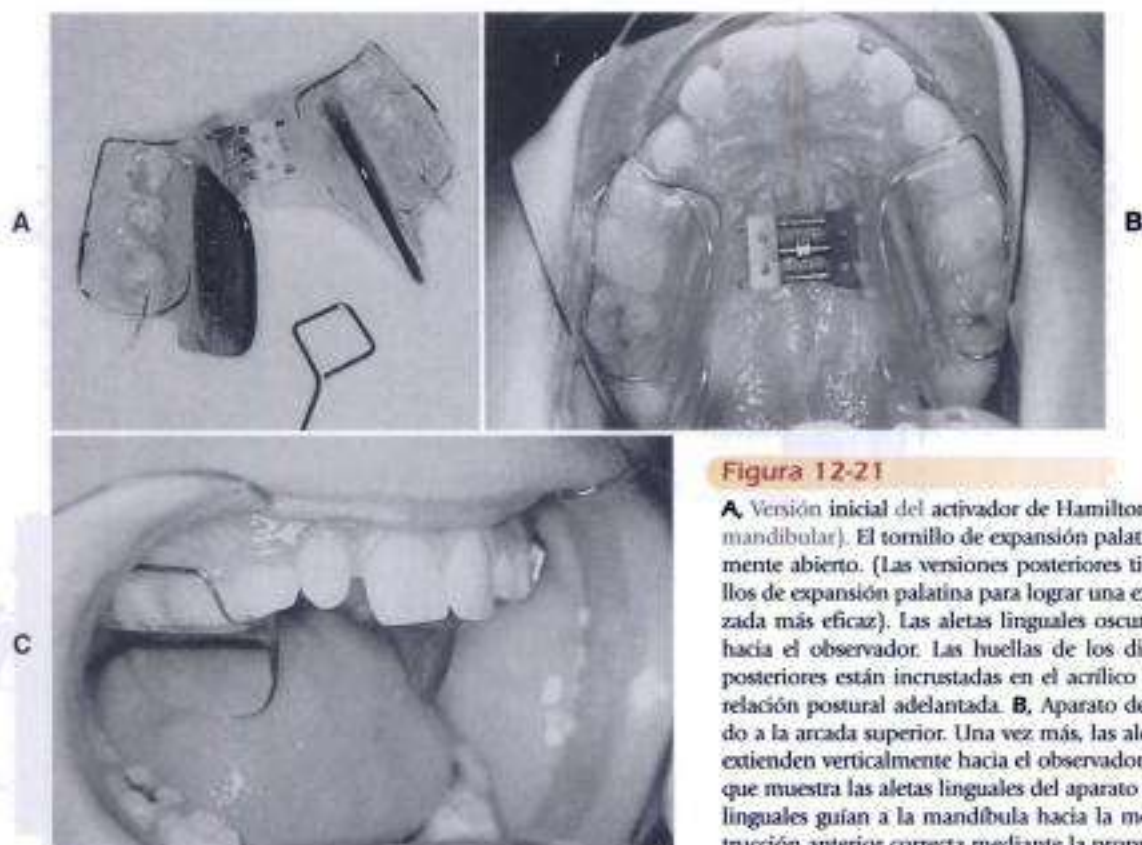
### Activador de expansión de Hamilton

El activador de expansión de Hamilton es una variante del monobloque tradicional. Con frecuencia, David Hamilton es conocido como «el ortodoncista pensador». La primera generación de estos aparatos se podía quitar, y ya por entonces se conseguía una corrección estable. Los aparatos fijos actuales reducen la necesidad de contar con el compromiso del paciente y tienen un índice de éxito muy elevado



**Figura 12-20**

Muestras criogénicas de primates. **A**, El control muestra unas relaciones morfológicas y de posición normales del cóndilo, disco, eminencia e inserción retrodiscal. **B**, Sólo se observa un cambio significativo al cabo de 6 semanas de uso de la férula retrusiva. Se ha producido una disminución drástica del disco y del tejido retrodiscal. Claramente, es posible que la retrusión forzada produzca daños en el tejido retrodiscal y reduzca el metabolismo, es decir, el crecimiento y el desarrollo. (Por cortesía de A Isberg; de Graber TM: *The unique nature of the temporomandibular joint metabolism*. En Rabie AM, Urist MR, eds.: *Bone formation and repair*, Amsterdam, 1997, Elsevier.)

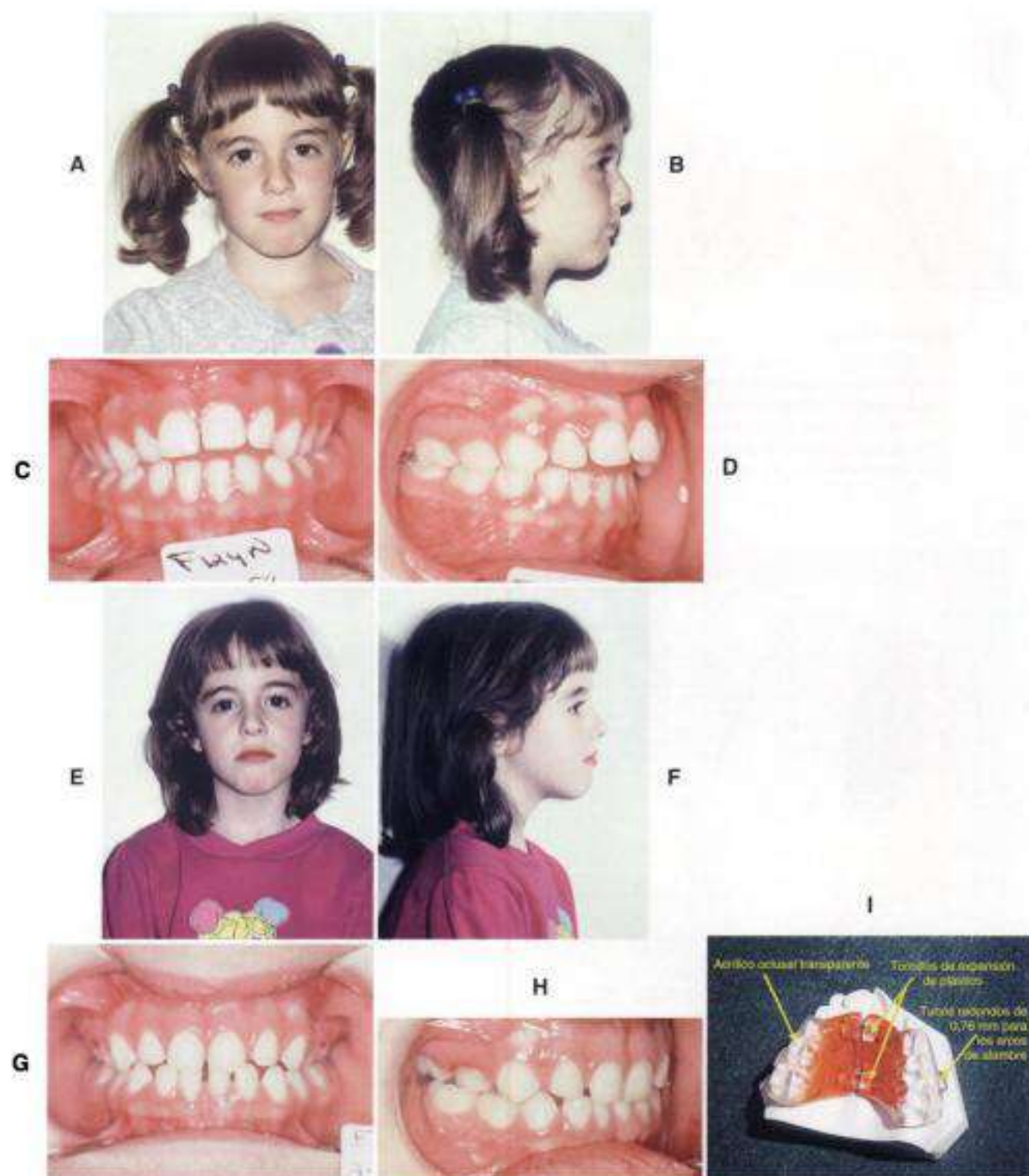


**Figura 12-21**

**A**, Versión inicial del activador de Hamilton (desde el lado mandibular). El tornillo de expansión palatino está parcialmente abierto. (Las versiones posteriores tienen dos tornillos de expansión palatina para lograr una expansión localizada más eficaz). Las aletas linguales oscuras se extienden hacia el observador. Las huellas de los dientes inferiores posteriores están incrustadas en el acrílico oclusal, en una relación postural adelantada. **B**, Aparato de Hamilton fijado a la arcada superior. Una vez más, las aletas linguales se extienden verticalmente hacia el observador. **C**, Vista lateral que muestra las aletas linguales del aparato fijo. Estas aletas linguales guían a la mandíbula hacia la mordida de construcción anterior correcta mediante la propiocepción.

(figs. 12-21 a 12-24). El uso simultáneo de dos tornillos palatinos permite conseguir un *control diferencial de la expansión*, algo muy recomendable. En muchos casos, un único tornillo palatino de expansión no proporciona la diferente expansión que se necesita en los segmentos anterior y posterior del maxilar. El libro *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*<sup>79</sup> describe con detalle tanto la

teoría como los aparatos de Hamilton. Hamilton<sup>82</sup>, al igual que Graber<sup>71</sup>, Gianelly y cols.<sup>65</sup>, entre otros, señala que en la mayoría de los pacientes que utilizan estos aparatos funcionales, es necesario recurrir a aparatos fijos parciales, realizar una corrección transversal o iniciar una segunda fase en el tratamiento para completar los detalles que faltan. Esto es vital para el profesional a la hora de comprender



**Figura 12-22**

**A y B,** Vista inicial de frente y de perfil de una paciente con maloclusión de Clase II, división 1 con mordida abierta anterior, sin espacio interoclusal, resalte excesivo, maxilar estrecho y arcada inferior estrecha y retruida. **C y D,** Todas estas características causan una actividad neuromuscular perioral de compensación y deformación. **E hasta H,** Vistas de la cara de frente y lateral, así como intraoral, tras el tratamiento, que muestran una mejora notable en la posición sagital y facial de los maxilares. **I,** Un tornillo palatino de expansión doble produce una expansión selectiva del sector lateral. Este aparato fue utilizado durante 8 semanas y posteriormente se incorporó un activador fijo de Hamilton (v. figs. 12-21 y 12-23).



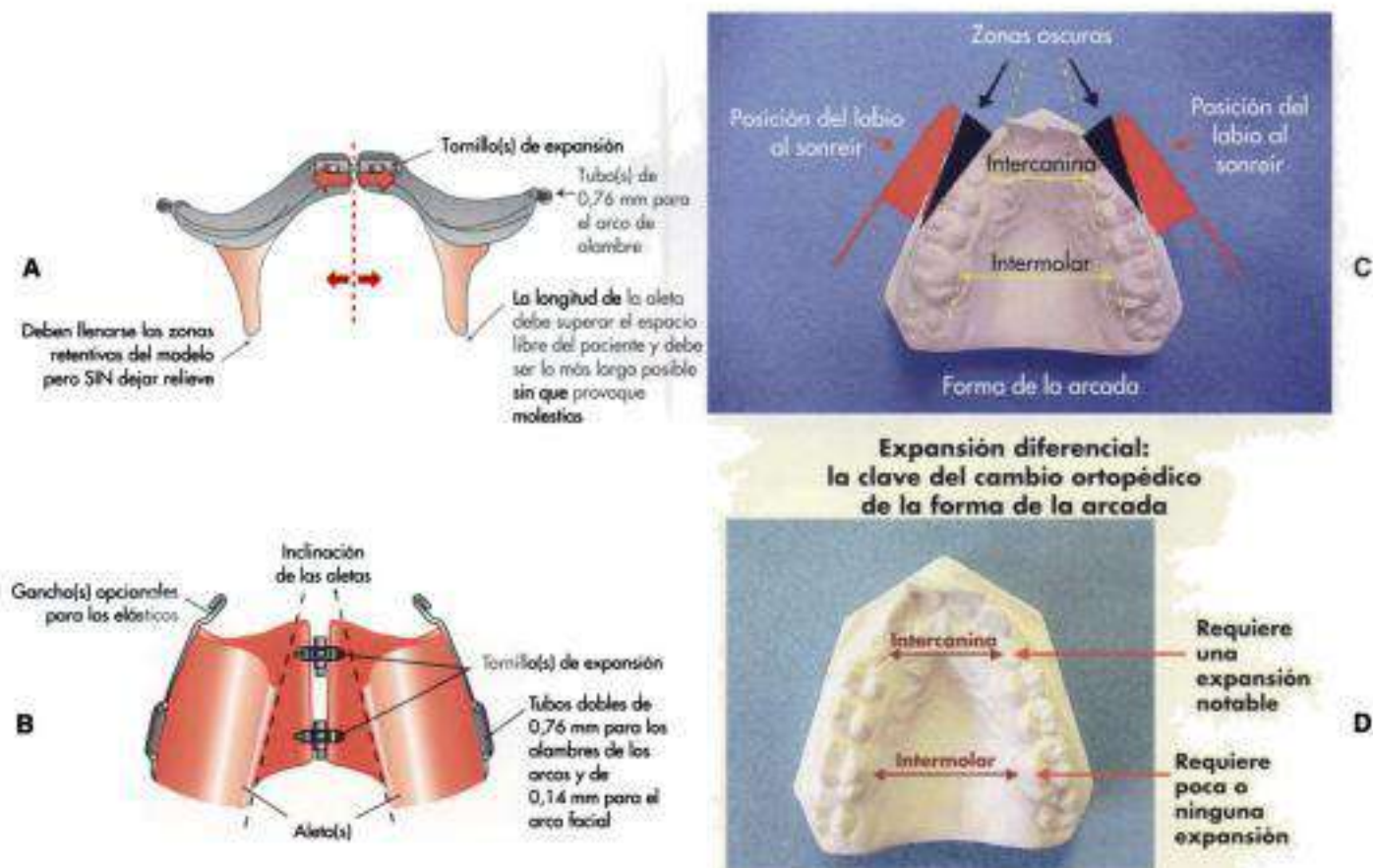
**Figura 12-22 (cont.)**

**J a M,** Paciente a los 11 años y 6 meses. Las vistas intraorales indican que será necesario recurrir a un tratamiento mínimo con aparatos fijos para finalizar la alineación detallada de los dientes y establecer un resalte normal. Este es un ejemplo clásico de un tratamiento bifásico con un aparato ortopédico propio del siglo XX.



**Figura 12-23**

**A y B,** Normalmente, en los molares y los incisivos se emplean técnicas adhesivas. Una ligera fuerza con el arco de alambre alinea rápidamente los dientes en mala posición y corrige cualquier discrepancia vertical. **C y D,** Se han añadido tubos vestibulares a los primeros molares para alinear los incisivos con los brackets adhesivos.

**Figura 12-24**

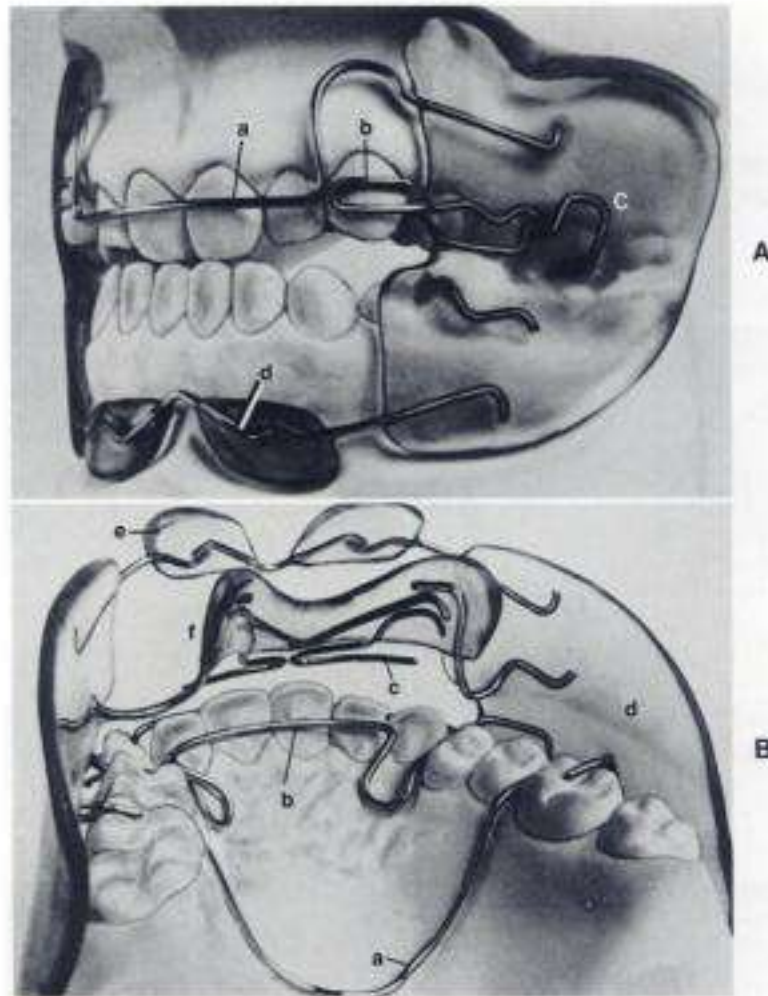
Aparato de expansión de Hamilton con arco dual. Puede ser removible o fijarse a la arcada superior. **A**, Obsérvese la longitud de las aletas linguales inferiores. Se puede utilizar uno o dos tornillos de expansión. Se pueden añadir tubos vestibulares para el anclaje extraoral o para emplear el arco de alambre. **B**, Figura que muestra la vista palatina, con aletas linguales que se extienden hacia el observador. Obsérvense los tubos vestibulares dobles y los tornillos de expansión gemelos. Las extensiones linguales guían la mandíbula hacia delante mediante el contacto propioceptivo con la mucosa lingual inferior. Se puede incorporar un arco vestibular superior, así como un recubrimiento de acrílico para los incisivos inferiores. Este aparato es similar al Bionator de Balters. El vacío del tornillo de expansión maxilar se puede rellenar con acrílico una vez que se logra el grado de expansión deseado. **C**, Forma original de una arcada superior estrecha, resaltando las zonas oscuras de los caninos. **D**, La forma final de la arcada es natural.

los múltiples desafíos que supone corregir una gran variedad de maloclusiones, ya que depende de muchos factores causales distintos, del dimorfismo sexual y de cuándo el paciente acude al ortodoncista por primera vez.

### Aparato de Fränkel

Probablemente, Rolf Fränkel<sup>65</sup> es el profesional que más hizo por centrar el interés de los ortodoncistas estadounidenses en los aparatos funcionales. Los notables resultados tridimensionales conseguidos por Fränkel a largo plazo, así como las mejoras espectaculares que se han mantenido al cabo del tiempo y que se realizaron con la mayor integridad, demuestran lo que se puede conseguir al *escoger cuidadosamente los pacientes*, al utilizar aparatos diseñados adecuadamente, con una rutina de ejercicios (gimnasia oral) y con un gran compromiso por parte del paciente. Los resultados clí-

nicos, obtenidos a partir de estudios impecables, siguen siendo el patrón oro de todos los aparatos funcionales, fijos y removibles<sup>34</sup> (figs. 12-25 y 12-26). La insistencia de Fränkel en el uso permanente del aparato y en convertirlo en un aparato (el regulador funcional) de gimnasia oral durante el día demuestran el papel significativo de la función en sí misma. Su técnica de anclar el aparato en la tronera entre el primer y segundo molares superiores temporales subraya la necesidad de emplear este diseño o uno similar para maximizar la retención del crecimiento horizontal de la arcada maxilar. El uso de pantallas vestibulares para frenar las posibles fuerzas musculares de estrechamiento y de almohadillas labiales en el vestíbulo labial inferior para impedir la función anómala de la musculatura perioral y de las fuerzas de lingualización es bastante coherente (fig. 12-25). Enlow y cols.<sup>37</sup>, Moffett<sup>322</sup>, Graber<sup>67,75</sup> y otros<sup>30,34,185</sup> demuestran que la tracción perióstica (es decir, el estiramiento viscoelástico) creada



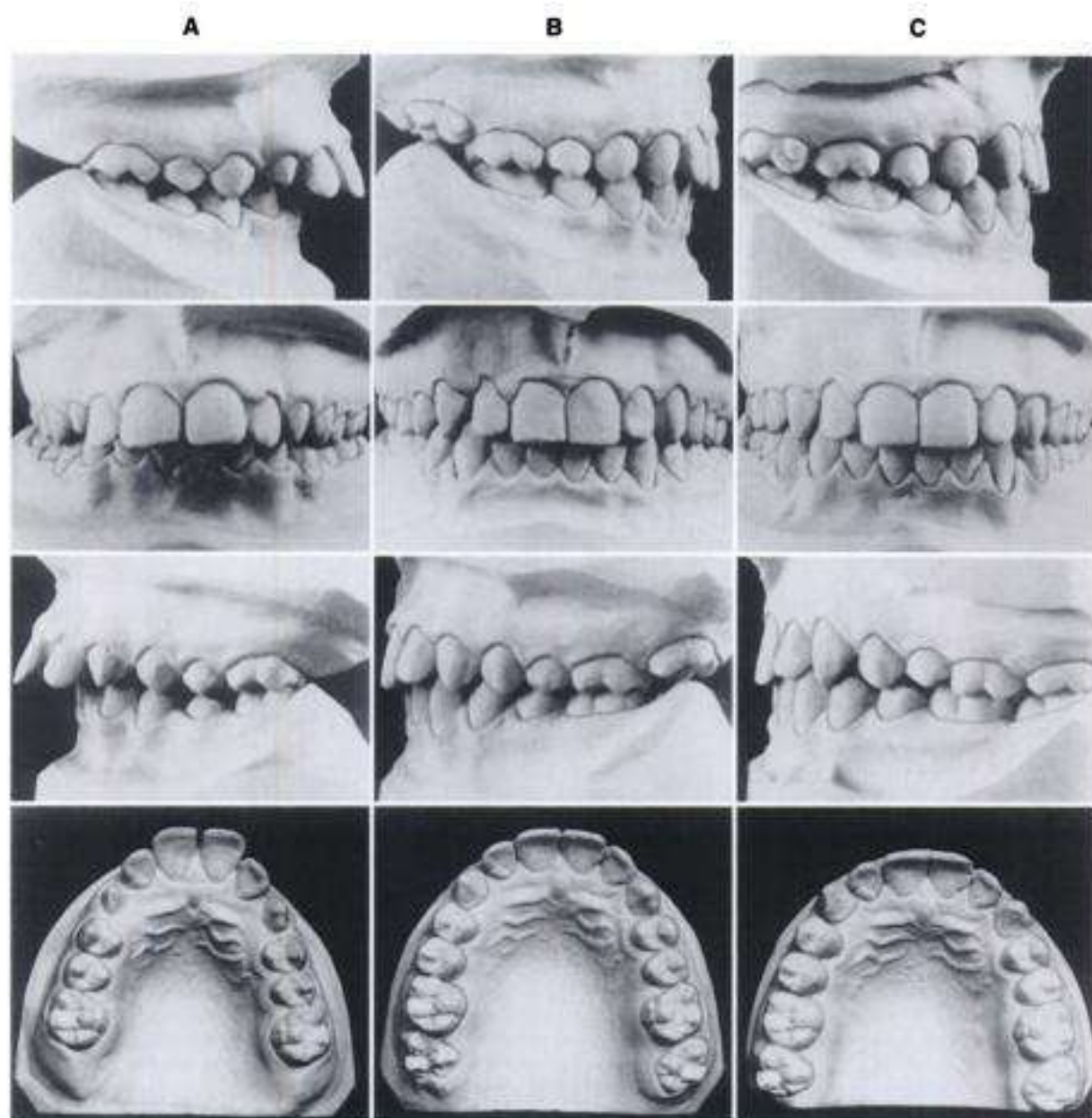
**Figura 12-25**

El regulador funcional de Fränkel utiliza el vestibulo al máximo como zona de intervención, eliminando la presión anormal del labio y la mejilla. **A.** Vista de frente y lateral: *a)* arco vestibular, *b)* bucle del canino, *c)* pantallas vestibulares, *d)* almohadillas labiales. **B.** La estructura de alambre sujeta el aparato a la arcada superior, *b)* arco lingual conectado al superior o arco de protrusión, *c)* alambres linguales inferiores, *d)* pantalla vestibular, *e)* almohadillas labiales, *f)* almohadilla o placa lingual inferior. No se utiliza un acrílico interoclusal, y no se interfiere con la erupción de los dientes inferiores. El único contacto que se da con la arcada inferior es el de la placa lingual de acrílico, que lo mantiene en una relación protrusiva en el espacio creado por la almohadilla lingual de acrílico y las almohadillas labiales. Normalmente se obtiene un adelantamiento sagital mediante dos avances de 3 mm cada uno, con un simple avance del espacio de posicionamiento. No llevar el aparato constantemente (excepto durante las comidas) disminuye la eficacia del mismo.

por las pantallas vestibulares de Fränkel, tiene la capacidad de estimular el crecimiento óseo (es decir, la expansión de la dimensión transversal, muy bien ilustrada en los casos tratados con el regulador funcional [v. fig. 12-30]). Los avances paso a paso de Fränkel, conseguidos fácilmente gracias al diseño único del aparato, han demostrado que ofrecen el mejor resultado, además del más estable, y que pueden combinarse con otros aparatos funcionales.

Sin embargo, a diferencia del activador, que se puede modificar de muchas maneras y sigue produciendo un resultado aceptable, el aparato de Fränkel exige una disciplina muy rígida en cuanto al diseño, al ajuste y al uso, así como una planificación adecuada de la duración del trata-

miento y una buena selección del caso. El uso diurno del aparato por parte paciente supone un desafío para el ortodoncista. Este factor se convirtió en el talón de Aquiles para muchos profesionales que no han podido conseguir los resultados espectaculares obtenidos por Fränkel<sup>43,44</sup>. Esto se debe en parte a las deficiencias en la construcción del aparato y a la falta de experiencia del profesional, pero sobre todo a la falta de compromiso por parte de muchos de los pacientes (es decir, usar el aparato todo el tiempo). De todos los aparatos que existen, el regulador funcional es el único que depende en su mayor parte de la función, de la adecuada fabricación, del uso prolongado del aparato y de la cooperación del paciente. Algunos de estos factores han



**Figura 12-26**

El resultado de este tratamiento se debe a la técnica de Fränkel. **A**, Modelos de estudio iniciales. **B**, Expansión autónoma conseguida bloqueando la actividad muscular constrictiva. **C**, Después de 3 años y medio de tratamiento, sin control del aparato. Obsérvese la expansión autónoma de la arcada. (Por cortesía de Rolf Fränkel.)

sido incorporados en las modificaciones realizadas en los aparatos funcionales fijos y los activadores, con resultados muy beneficiosos. Sin embargo, la popularidad del regulador puramente funcional ha disminuido, no por cuestiones como la validez de la teoría, sino debido al uso pragmático, a las exigentes técnicas de laboratorio y a la necesidad de contar con el compromiso del paciente. (Para más información sobre esta técnica v. *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances*<sup>79</sup>).

### Placas dobles

Martin Schwarz<sup>156,157</sup> reconoció que el monobloque era un aparato demasiado voluminoso y difícil de usar. Por tanto, introdujo la técnica funcional de placa doble. Los aparatos removibles superiores e inferiores se mantenían en su lugar gracias a los accesorios de alambre. Las rampas de guía occlusal de ambos lados posicionaban la mandíbula hacia delante a medida que se cerraban las arcadas. El uso diurno y el compromiso del paciente mejoraron de manera significa-

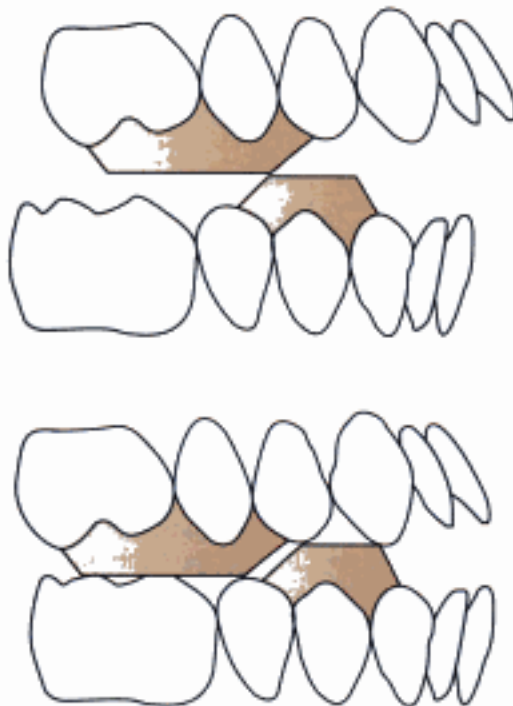


tiva. La placa de Schwarz fue el precursor histórico del aparato de bloques gemelos de William Clark, que se ha convertido en el aparato funcional más utilizado del mundo<sup>39</sup>.

### El aparato de bloques gemelos

El aparato de bloques gemelos de Clark es un aparato funcional moderno de mucho éxito, cuyo diseño es posterior a la placa doble de Schwarz<sup>38,39,109,120</sup>. William Clark ha elevado esta combinación de aparatos superior e inferior a un mayor grado de eficacia. Su libro describe en detalle todas las características técnicas y muestra muchos ejemplos de todas las categorías de casos tratados con éxito<sup>39</sup>. Los planos de guía oclusal, el desgaste selectivo, la erupción guiada y el tornillo palatino medio permiten realizar un control tridimensional.

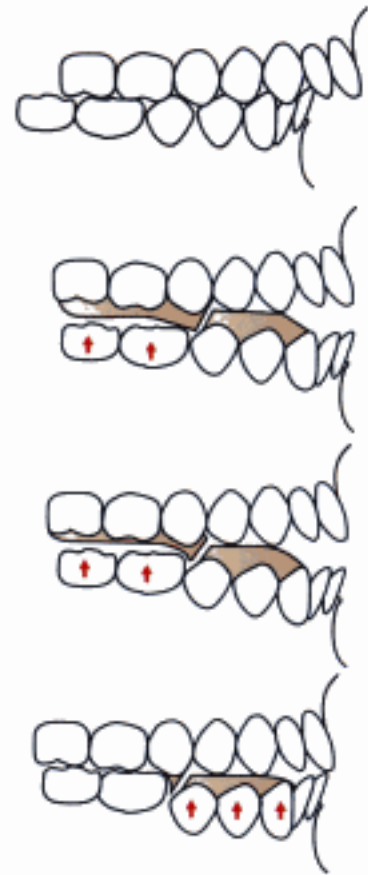
Al usar accesorios de alambre y un tornillo de expansión junto con los planos inclinados superior e inferior, el ortodontista cuenta con un control tridimensional (figs. 12-27 a 12-35). Otras características positivas son la facilidad de uso durante todo el día y la guía selectiva de la erupción. Al igual que Hamilton, McNamara y otros autores, Clark reconoce la necesidad de restaurar la anchura normal del maxilar y lo hace durante la fase terapéutica de desarrollo activo de la arcada. Algunos profesionales modifican los compo-



**Figura 12-27**

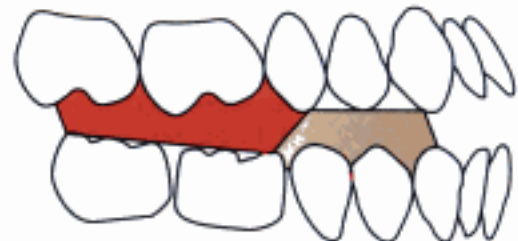
Los aparatos de bloques gemelos de Clark son placas dobles modificadas con planos oclusales inclinados; fueron introducidos por Martin Schwarz para reducir el tamaño del monobloque tradicional. Los aparatos de bloques gemelos entran en contacto aproximadamente con un ángulo de 70 grados, con el plano inclinado inferior situado por mesial para la corrección de Clase II.

nentes maxilares del aparato de Clark con dos tornillos de expansión para lograr una expansión diferencial, al igual que Hamilton. Al igual que ocurre con otros aparatos funcionales, en el caso de deficiencias transversales, esta modificación también se puede realizar de forma anticipada. El aparato de bloques gemelos también se puede adherir, al igual que el activador de expansión de Hamilton. Si se desea, se pueden incorporar imanes de tierras raras como medio de atracción en los planos de guía. Moss<sup>124</sup> lo ha puesto



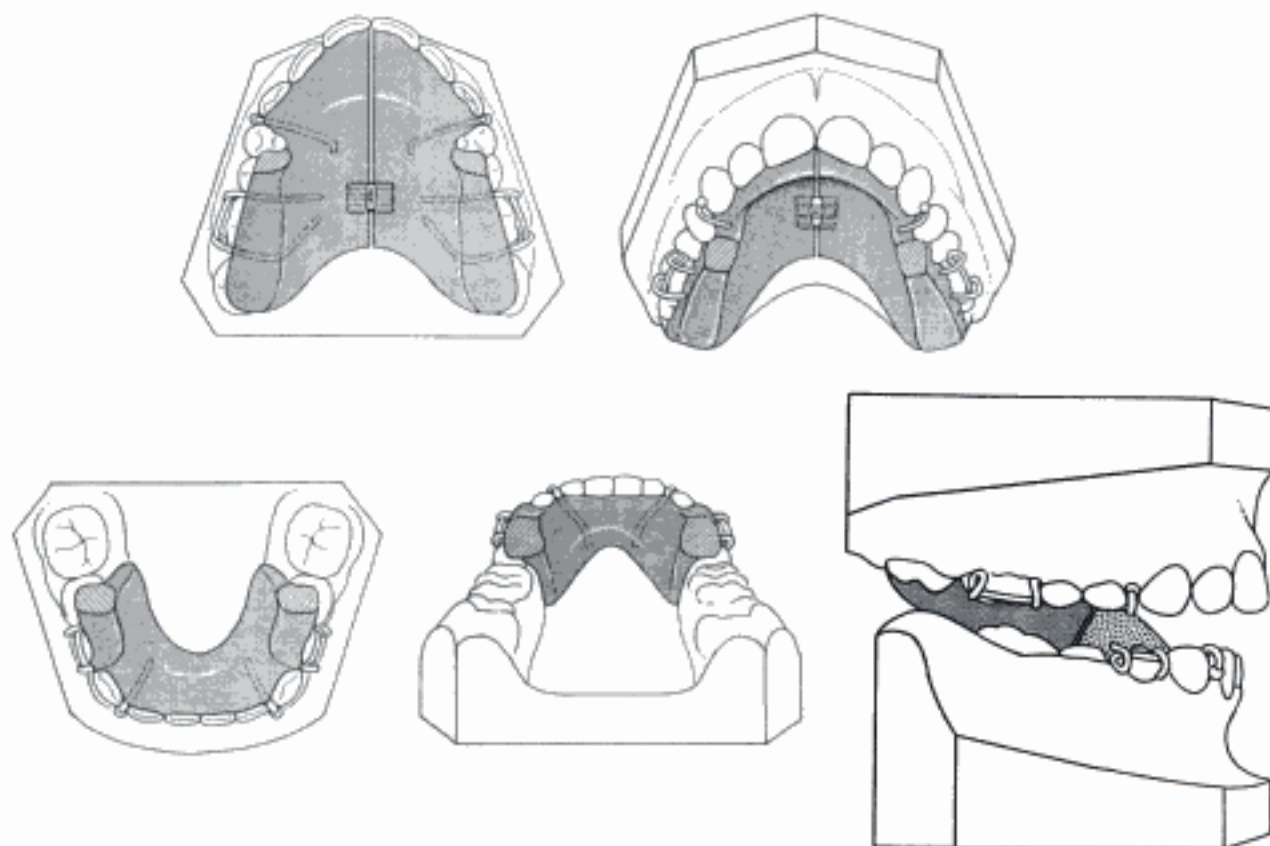
**Figura 12-28**

El relieve oclusal del aparato de bloques gemelos se utiliza para acelerar la erupción de los molares inferiores y reducir la sobremordida.



**Figura 12-29**

En casos de pacientes con mordida abierta, se mantiene el recubrimiento oclusal sobre los dientes posteriores para conseguir la mayor depresión posible de los molares inferiores y superiores.



**Figura 12-30**

Aparatos de bloques gemelos estándar de Clark. Las marcas ralladas denotan los planos inclinados de guía oclusal. (Reproducida de Clark WJ: *Twin Block functional therapy*, Londres, 1995, Mosby.)

en práctica con el diseño de su aparato funcional. Los imanes estimulan la actividad funcional repetitiva y el metabolismo de la ATM y optimizan la respuesta, de modo similar a la del aparato magnético de Vardimon, del cual se hablará posteriormente en este capítulo.<sup>26,172,173</sup>

En la fase ortopédica de tratamiento con este aparato, es necesario que erupcionen los molares inferiores para eliminar la sobremordida excesiva y la dimensión vertical deficiente. Debido a que los molares inferiores no están cubiertos, pueden erupcionar siguiendo un vector dirigido hacia arriba y hacia delante, lo que contribuye a la corrección sagital de la Clase II (fig. 12-29). Es obvio que en los casos de mordida abierta, los molares están cubiertos para evitar la erupción y cerrar la mordida.

Los aparatos funcionales recurren a la corrección recíproca no invasiva de la Clase II, lo que evita la posibilidad de que aparezcan secuelas iatrogénicas de tipo periodontal, inflamación gingival, pérdida ósea en la cresta y reabsorción radicular o dilaceración. Evidentemente, hay que controlar este ajuste recíproco superior e inferior de los dientes. Con demasiada frecuencia, los aparatos funcionales convencionales no controlan los incisivos inferiores, los cuales se inclinan demasiado hacia delante durante el tratamiento. Sin embargo, obtener una corrección dental con medidas biocompatibles no se considera un mal tratamiento. Por ejem-

plo, se puede mejorar notablemente la posición de los incisivos inferiores que, en principio, están inclinados hacia lingual como consecuencia de un atrapamiento del labio. El recubrimiento de los incisivos inferiores con acrílico también reduce la tendencia a sobresalir. En cualquier caso, Hansen y Panchez<sup>23</sup> observaron en sus estudios a largo plazo una recuperación considerable después del tratamiento de la inclinación vestibular de los incisivos inferiores.

Si en la fase I del tratamiento con el aparato de bloques gemelos se utilizan imanes de tierras raras, éstos actuarán como medio de atracción sobre los planos inclinados 70 grados del aparato superior e inferior. Por tanto, aumenta la actividad funcional y el contacto entre las arcadas. Si el aparato no se fija, el paciente deberá llevarlo todo el tiempo y sólo se lo quitará para limpiarlo. Moss<sup>123</sup> ha estudiado el uso de imanes de tierras raras que se repelen en una configuración distinta, una vez más para ayudar a colocar la mandíbula hacia delante. Una fina capa de acrílico cubre las superficies magnéticas antagonistas para evitar que se rompa el sellado de parileno y, por tanto, que se fomente la corrosión. Una vez que se ha conseguido la corrección sagital deseada, es necesario llevar el aparato de bloques gemelos durante 2-3 meses más para estabilizar la oclusión y permitir que se produzca la compensación dental deseada (es decir, la erupción posterior, que se produce más lentamente). La com-



**Figura 12-31**

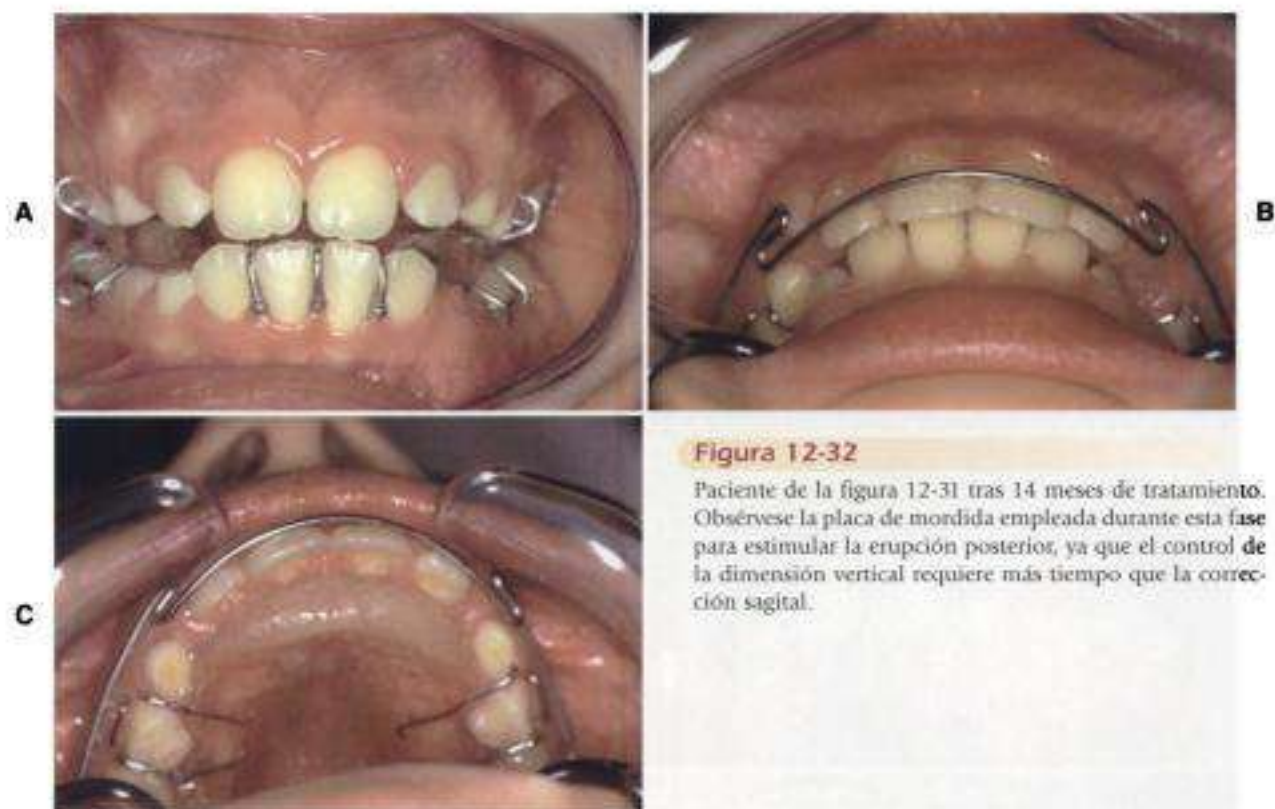
Tratamiento con bloques gemelos de un niño de 8 años. Obsérvese la función deformante de la musculatura perioral.

pensación es un problema común de todos los aparatos funcionales, ya que se consigue la corrección sagital antes de que se alcancen los objetivos del tratamiento vertical. Se recorta elacrílico de las superficies oclusales superiores contiguas para permitir que erupcionen los molares y premolares no erupcionados. Según Buschang y Santos-Pinto<sup>31</sup>, en la cara de los humanos, se produce un *crecimiento vertical 9 veces mayor que el sagital*. Normalmente, se interrumpe el uso del aparato inferior, a menos que se haya alcanzado la longitud de la arcada y se añade un plano inclinado al aparato superior. Esto sirve de retenedor activo o a corto plazo para la fase II, durante la erupción continua de los dientes posteriores, a medida que se produce una interdigitación correcta. Muchos estudios recalcan la importancia de conseguir una «oclusión cerrada» para evitar la recidiva sagital\*.

\*Referencias 11, 83, 109, 120, 126, 127, 132, 150, 151, 164, 172, 173.

## Aparatos magnéticos

Blechman<sup>21,22</sup>, Bondemark y Kuroi<sup>24</sup>, y Vardimon y cols.<sup>172,173</sup> así como Darendelilier y cols.<sup>46</sup> y Joho y Darendelilier<sup>97</sup>, han tenido en cuenta el potencial de los imanes de tierras raras en el campo de la ortodoncia y la ortopedia dentofacial. Blechman<sup>23</sup>, el verdadero pionero, ha estudiado en profundidad el uso de los imanes de tierras raras en medicina y odontología. Los estudios médicos recientes corroboran sus observaciones, según las cuales los campos magnéticos estáticos pueden producir un campo eléctrico que potencia la respuesta del tejido<sup>23,66,76</sup>. A pesar del uso extendido y en aumento de los accesorios magnéticos en los problemas ortopédicos generales, la investigación ortodóncica in vitro realizada hasta ahora ha dado resultados mixtos. ¿Existe la cuestión de no saber lo que se está buscando? El aumento del flujo sanguíneo es evidente y la alineación de las células sanguíneas se ve influida por los imanes de tierras raras, pero la magnitud o carácter de la



**Figura 12-32**

Paciente de la figura 12-31 tras 14 meses de tratamiento. Obsérvese la placa de mordida empleada durante esta fase para estimular la erupción posterior, ya que el control de la dimensión vertical requiere más tiempo que la corrección sagital.



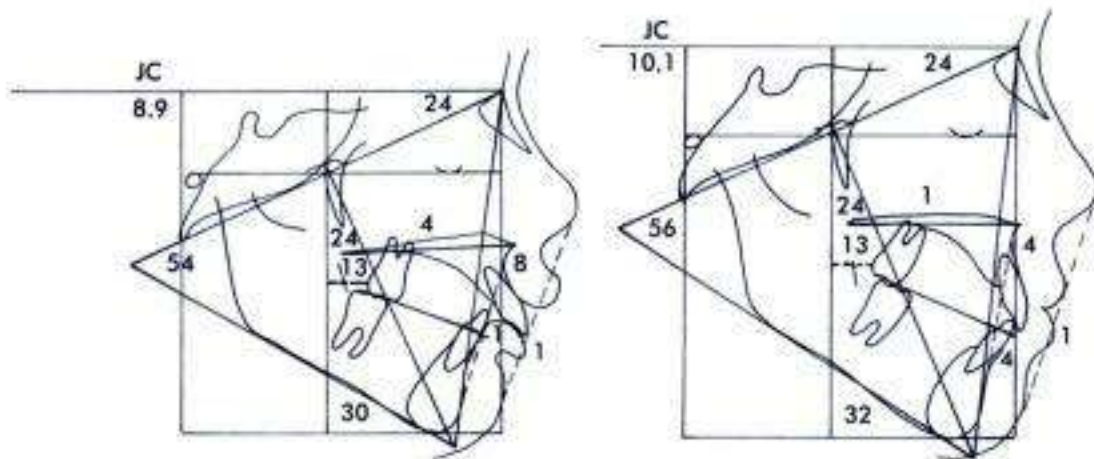
**Figura 12-33**

Vistas faciales e intraorales del paciente de las figuras 12-31 y 12-32.



**Figura 12-34**

El mismo paciente de las figuras 12-31 a 12-33. Vista facial (A y B) e intraoral (C y D) tras un breve período de terapia mecánica fija para el ajuste en detalle.



**Figura 12-35**

Trazados cefalométricos del paciente de las figuras 12-31 y 12-32 tras un período de 14 meses. (Por cortesía de WJ Clark.)

fuerza, su duración y si la fuerza es continua o intermitente son cuestiones que se están tratando actualmente, sobre todo en el campo de la ortopedia médica, donde se han observado mejoras considerables en problemas específicos (p. ej., problemas de espalda y articulaciones, falta de unión de fracturas y el control del umbral de dolor). El uso clínico de imanes está muy extendido en estos casos.

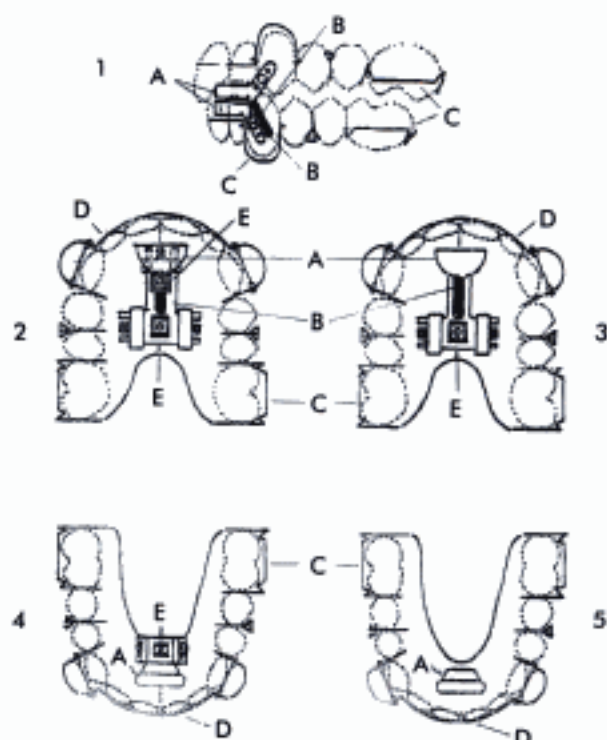
En ortodoncia, Vardimon y cols.<sup>173</sup> han demostrado el uso clínico de los imanes para el desbloqueo de los caninos superiores, que pueden producir el resultado deseado en sólo una tercera parte del tiempo necesario con la técnica de tracción convencional. En 1992, este artículo fue galardonado con el premio B. E. Dewel Award al mejor artículo del año anterior publicado en *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Con el desbloqueo magnético de las retenciones, las fijaciones del tejido y la altura del hueso alveolar son normales a diferencia de los márgenes gingivales que se observaron en las técnicas convencionales de «exposición y tracción». No se observó ninguna evidencia de reabsorción radicular.

A pesar del incremento del efecto ejercido por los imanes incorporados a los aparatos funcionales, que aumentan el metabolismo del crecimiento de la ATM y del cóndilo, no existen pruebas evidentes de que aumenten significativamente los efectos localizados sobre los tejidos. Esta falta de pruebas se puede deber a que los imanes no están colocados de forma contigua a los tejidos, sino que están separados por barreras de acrílico. En este momento, los aparatos funcionales magnéticos no parecen ser mucho más eficaces que los no magnéticos, cuando se tratan niños que no están en fase de crecimiento. La mala selección del caso, el diseño inadecuado y el mal uso del aparato pueden producir una inclinación no deseada hacia delante de los incisivos inferiores, tal y como ocurre con cualquier otro aparato funcional. La incorporación de pantallas vestibulares de tipo Fränkel o los bucles vestibulares del Bionator a los pacientes con arcadas superiores estrechas o con anomalías en la función de la musculatura perioral puede ser beneficiosa en los aparatos funcionales magnéticos y de otros tipos, en sustitución del tornillo de expansión. El aparato funcional, al igual que cualquier otro mecanismo, tiene que ser «el abordaje del ortodoncista pensador» y no una referencia arbitraria o una camisa de fuerza mecánica para todos los pacientes.

Vardimon y cols. han tenido mucho éxito con los aparatos funcionales magnéticos (figs. 12-36 y 12-37). Un trabajo publicado en el *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* destaca la uniformidad del éxito obtenido<sup>174</sup>. Las figuras 12-38 y 12-39 muestran la presentación de dos casos en los que se demuestra el éxito del aparato magnético de Vardimon.

### Ortopedia combinada de Stöckli-Teuscher mediante activador y anclaje extraoral

Los estudios a largo plazo, incluso con los aparatos funcionales removibles más eficaces, demuestran que se produce un efecto distalizador mínimo sobre el complejo maxilar<sup>2,25,26,29,117</sup>. Probablemente, lo máximo que se puede conseguir es frenar el componente anterior de los cambios

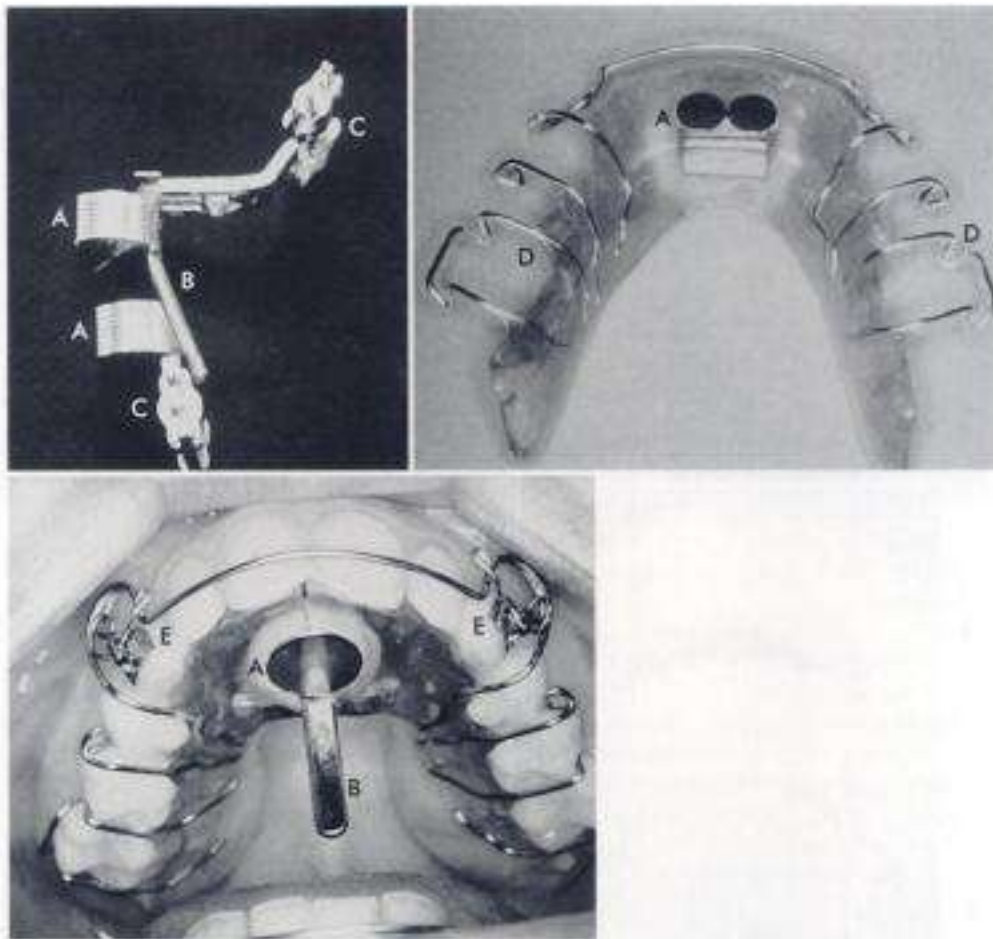


**Figura 12-36**

Aparato funcional magnético. **1**, Vista lateral con imanes en relación protrusiva. **2**, Aparato maxilar con tornillos de expansión para la expansión y proyección del sector anterior. **3**, Aparato maxilar con tornillo de expansión (única). Obsérvense los salientes de guía en el aparato superior. **4**, Aparato mandibular con tornillo de expansión. **5**, Aparato mandibular con tan sólo un imán (A) colocado en el acrílico lingual (v. fig. 12-38). A, Imanes de tierras raras en miniatura recubiertos de parileno para evitar la corrosión. B, Elemento de guía maxilar para el avance. C, Ganchos de retención. D, Alambre vestibular. E, Tornillo de expansión. (Por cortesía de Andy Vardimon.)

del maxilar. Los aparatos funcionales fijos, como la modificación que hizo Pancherz del aparato de Herbst, el Jasper Jumper y el Eureka Spring de De Vicenzo, todos ellos descritos en este capítulo, pueden distalizar los molares superiores y también afectar al patrón de crecimiento del maxilar, hacia delante y hacia abajo, además del posible aumento del crecimiento mandibular horizontal.

A pesar del subdesarrollo mandibular en la mayoría de casos con maloclusión de Clase II, los ortodoncistas estadounidenses han aplicado tradicionalmente fuerzas extraorales sobre el maxilar, lo que daba lugar a resultados comprometidos, para poder ajustar el maxilar a la mandíbula deficiente. El hecho de denominar este abordaje como «tratamiento de camuflaje» no lo hacía más legítimo. Debido a que el activador clásico actúa principalmente sobre la mandíbula, lo que se necesita es un aparato que solucione el problema produciendo cambios significativos en las estructuras basales, tanto del maxilar como de la mandíbula (es decir, patrones de crecimiento), además de



**Figura 12-37**

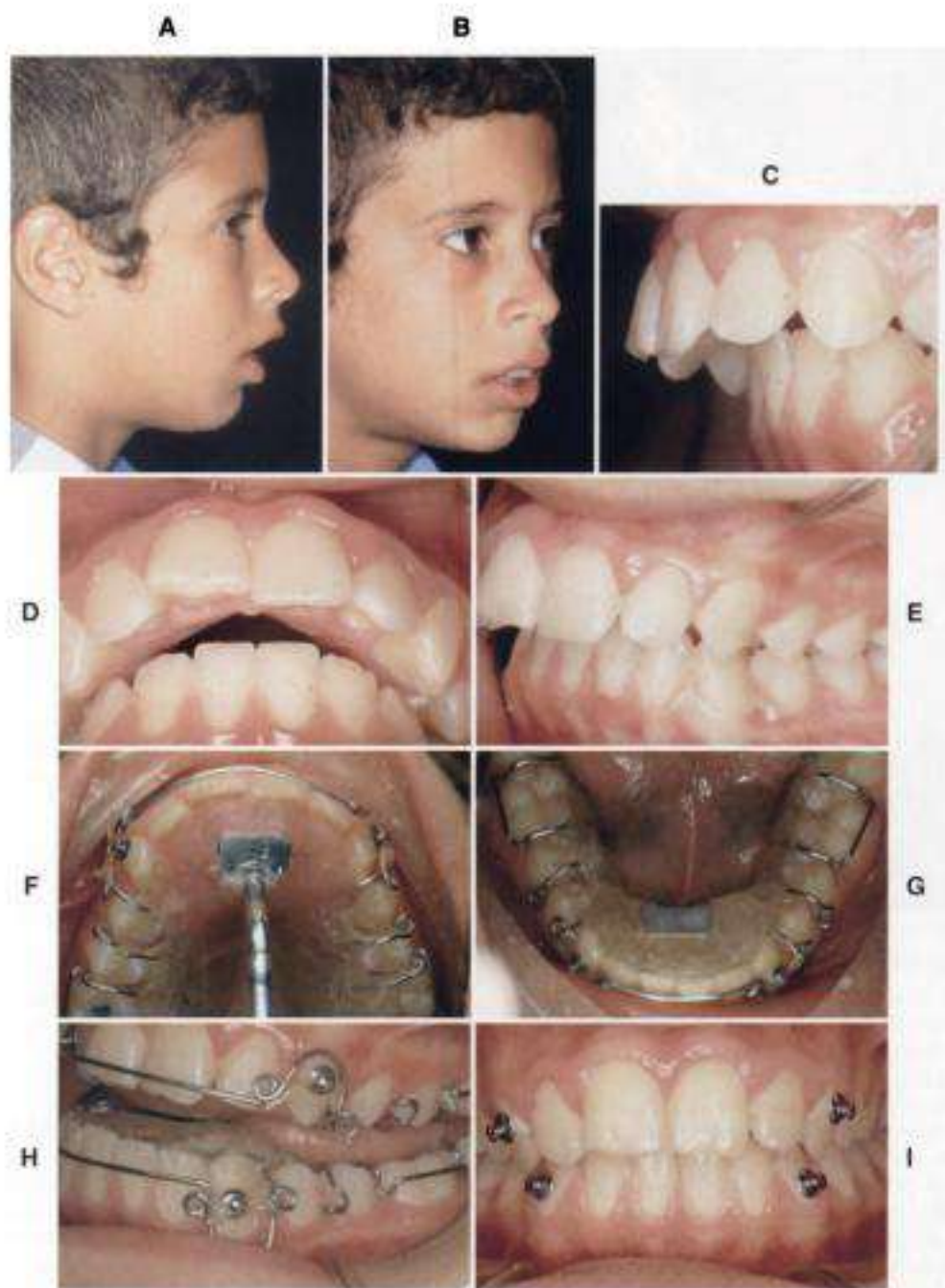
Aparato funcional magnético de Vardimon. Se utilizan placas de Schwarz superior e inferior modificadas, similares al aparato de bloques gemelos de Clark. En vez de inclinar los imanes angulados bilaterales, los imanes linguales de tierras raras se insertan en la línea media del acrílico. El saliente de guía maxilar que se desliza sobre el acrílico lingual del aparato inferior al cerrar la boca lleva la mandíbula hacia delante, a la relación de protrusión deseada, al mismo tiempo que los imanes entran en contacto. Esto elimina las cargas ejercidas sobre el cóndilo casi de la misma manera que cualquier otro aparato funcional, exceptuando el hecho de que los estímulos funcionales se dan con mayor frecuencia con el contacto magnético de «crear y romper». De esta manera, mejora el metabolismo de la articulación temporomandibular. Aparentemente aumenta la cooperación del paciente. De ser necesario, se puede obtener el control transversal al incorporar tornillos palatinos de expansión. En la imagen superior, no se han incorporado el imán superior e inferior al acrílico, sino que se han colocado para mostrar la dirección del deslizamiento a medida que se acercan entre ellos. La atracción magnética se produce hasta una distancia máxima de 2 cm. Los pequeños elásticos enganchados por encima de los brackets fijados a los caninos mejoran la retención del aparato funcional magnético superior (vista central). A, Imanes. B, Saliente de guía. C, Placas de metal para incorporar el aparato superior e inferior al acrílico. D, Ganchos de retención. E, Elásticos enganchados a los brackets.

cambios dentoalveolares de compensación. Por tanto, la mecanoterapia debe adaptar, de manera óptima, el tratamiento al crecimiento dentofacial y eliminar los problemas tridimensionales de maloclusión.

Normalmente, el crecimiento sagital y vertical de los cóndilos y el cambio en la posición y morfología de la cavidad glenoidea en la ATM se equilibran mediante el crecimiento hacia abajo y hacia delante del maxilar. El gran anatomista Harry Sicher atribuyó el gran cambio basal del maxilar al crecimiento sutural<sup>79</sup>. Sin embargo, según Cober<sup>40</sup>, el creci-

miento de la sincondrosis esenooccipital es un factor importante para el alargamiento de la base craneal y el desarrollo sagital del tercio medio de la cara. También influye en la posición de la cavidad glenoidea (figs. 12-40 a 12-43). Esta región crucial no se ha tenido en cuenta durante mucho tiempo en la investigación y diagnóstico ortodóncicos.

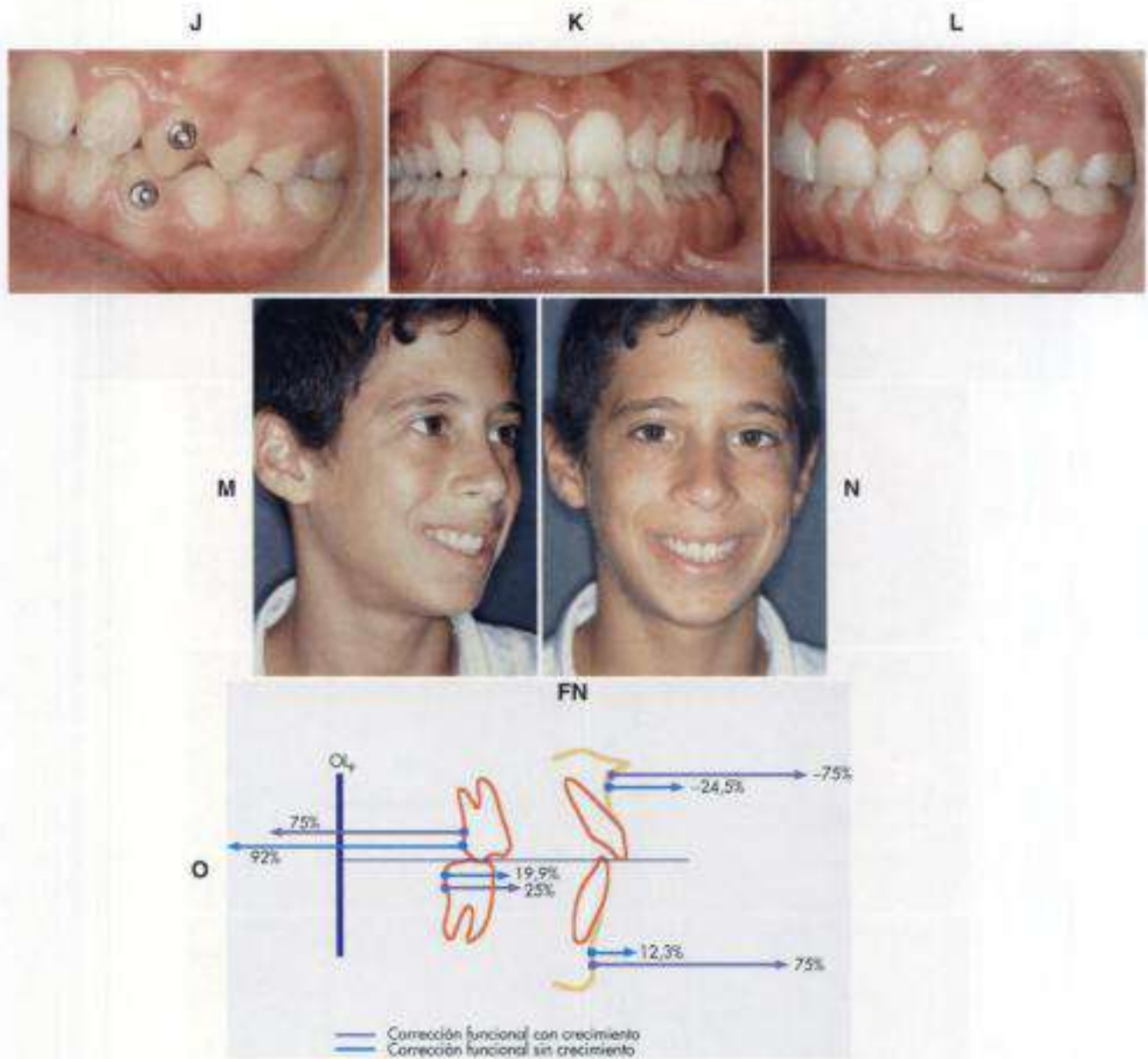
Si la magnitud y naturaleza de los procesos de crecimiento son tales que hacen dominante al componente vertical, la sínfisis mandibular se desplazará más verticalmente. Si el vector horizontal es mayor, el punto de la



**Figura 12-38**

El paciente FN tenía 11 años y 3 meses cuando se inició el tratamiento funcional magnético. La maloclusión de Clase II se debía a un maxilar prognático y a una mandíbula ligeramente retrognática (Análisis de McNamara: A-N.L = 4 mm, Pg-N.L = -8mm, y una mandíbula retrognática, según el análisis de Steiner: SNA = 80 grados, SNB = 72 grados). Registros previos al tratamiento: **A**, Perfil, **B**, sonrisa, **C**, resalte; **D**, vista frontal con mordida incompleta; **E**, Oclusión izquierda. La primera fase del tratamiento funcional magnético duró 9 meses. Se estableció una relación molar completa de Clase I, con el canino casi en relación de Clase I, lo que produjo un resalte excesivo. **F**, Aparato funcional magnético superior. **G**, Aparato funcional magnético inferior. **H** e **I**, Aumento del espacio de mordida con el aparato funcional magnético.



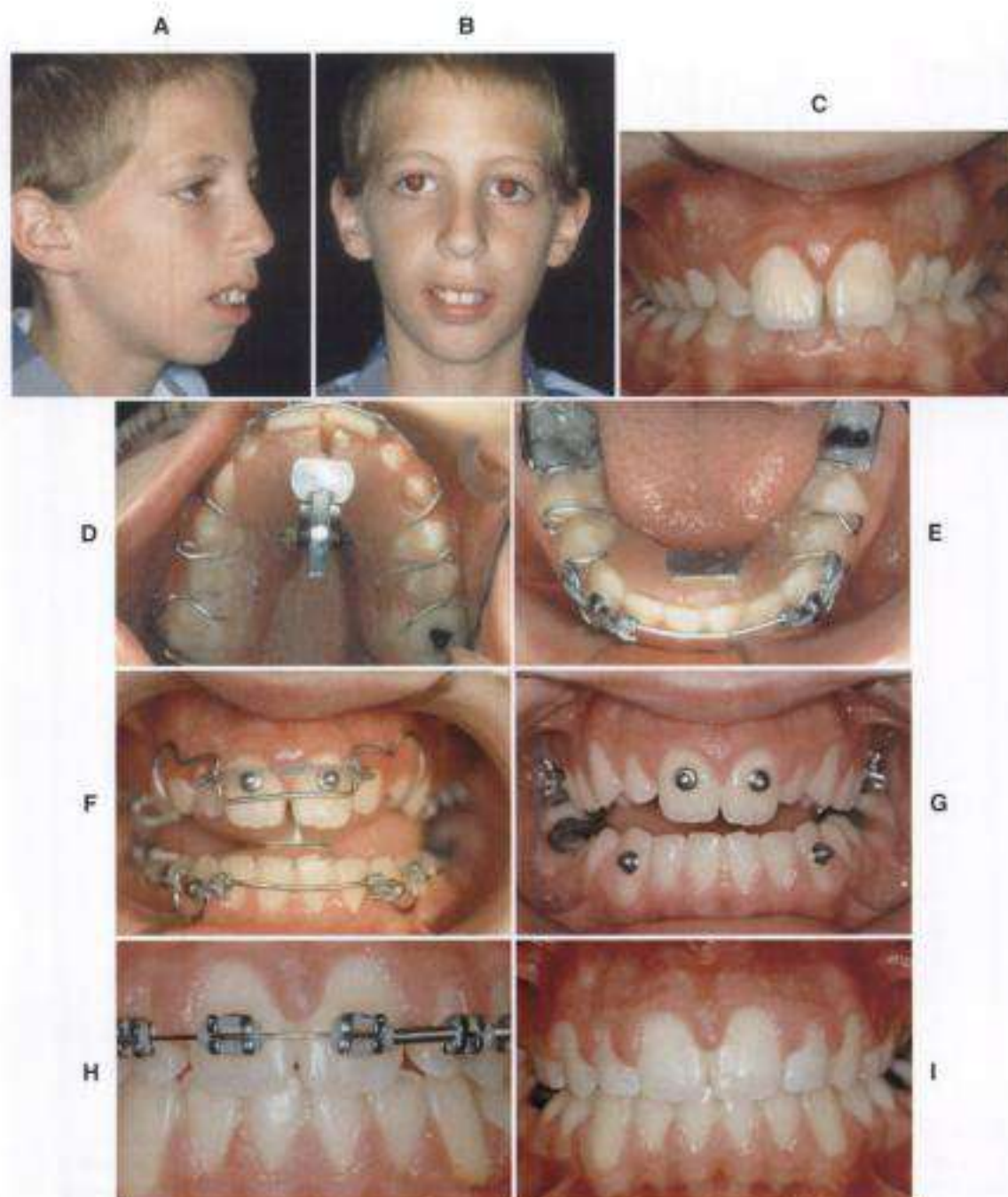


**Figura 12-38 (cont.)**

**J**, Fin del tratamiento funcional magnético. **K y L**, Segunda fase del tratamiento con arco de canto; durante el tratamiento. **M y N**, Perfil y sonrisa después del tratamiento. **O**, El esquema muestra el porcentaje de corrección de cada componente. Sin tener en cuenta el crecimiento, la mayoría de los cambios se dieron en la mandíbula (75%) y los molares superiores (75%). Sin embargo, al restar el crecimiento, la contribución esquelética mandibular se redujo al 12,3% y la contribución dental maxilar (distalización molar) aumentó hasta el 92%. (**A a J** Por cortesía de Abraham Kyriakides; **K a N** por cortesía de Eleni Dre).

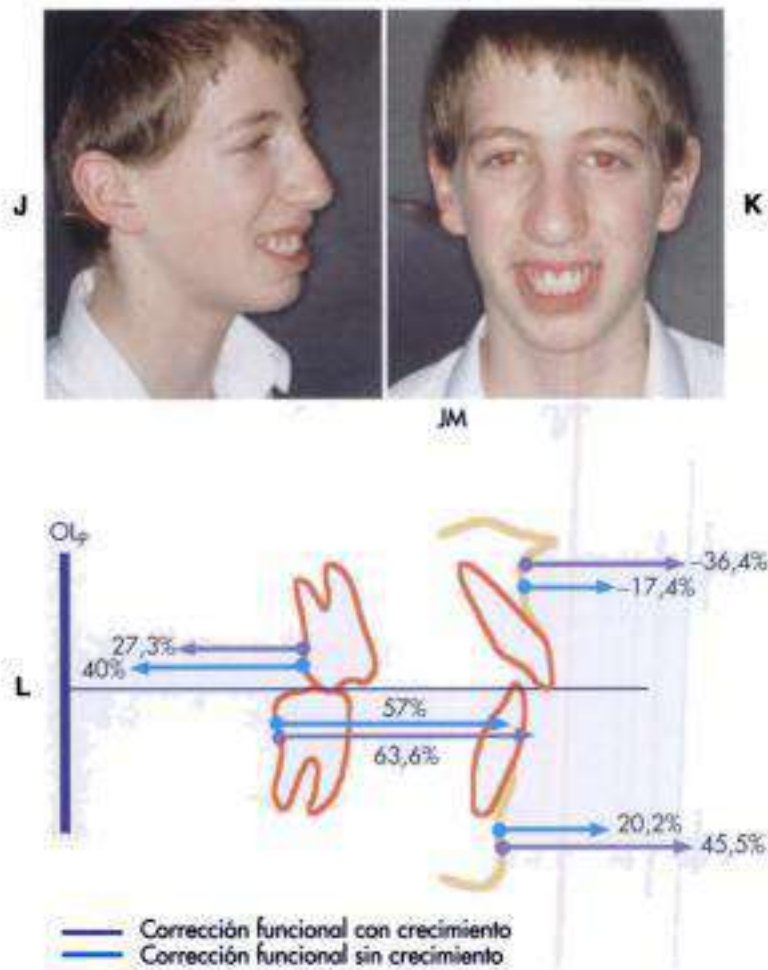
barbilla se desplazará más sagitalmente. En realidad, los aparatos funcionales por sí solos hacen frente únicamente a una parte del problema. En relación a la ortopedia funcional, Korkhaus establece que «corregimos la distoclusión exclusivamente mediante el desarrollo mesial de toda la arcada inferior»<sup>163</sup>. Sin embargo, la cuestión es si esto es suficiente, en especial cuando hay limitaciones reales que afectan a los cambios terapéuticos en la posición y morfología de la mandíbula.

En la segunda y tercera edición de este libro, se incluyen los comentarios de Stöckli y Teuscher, según los cuales un tratamiento combinado aplicado sobre el maxilar empleando un aparato funcional y una fuerza extraoral producen una corrección esquelética, estética y funcional mucho más estable. Las figuras 12-41 a 12-44 muestran los desafíos que supone el tratamiento. La figura 12-41 muestra el desplazamiento y el crecimiento natural medio del maxilar y la mandíbula. El resultado es un crecimiento armonioso



**Figura 12-39**

Paciente JM, niño de 12 años y medio con maloclusión de Clase II causada por una mandíbula retrognática (SNB = 71 grados, Pg-NL = -17 mm), resalte de 9 mm asociada con una mordida profunda (6 mm) e hipoplasia de los incisivos laterales superiores. Registros previos al tratamiento: **A**, Perfil, **B**, Sonrisa, **C**, Vista frontal. **D** y **E**, Tratado con el sistema funcional magnético (aproximadamente 24 meses) debido a la escasa colaboración inicial del paciente, que requirió la fijación del aparato durante 3 semanas. **F** y **G**, Los incisivos centrales superiores sirvieron como pilares para el aparato funcional magnético debido al retraso de la erupción de los caninos superiores. **H**, Se aumentó el espacio de mordida para facilitar la guía de erupción de los sectores posteriores. **I**, Oclusión posterior al tratamiento y remodelado restaurador con resina compuesta de los incisivos laterales. La hipertrofia gingival de la pubertad no se trató, ya que se esperaba que desapareciera una vez que se retiraran los brackets.



**Figura 12-39 (cont.)**

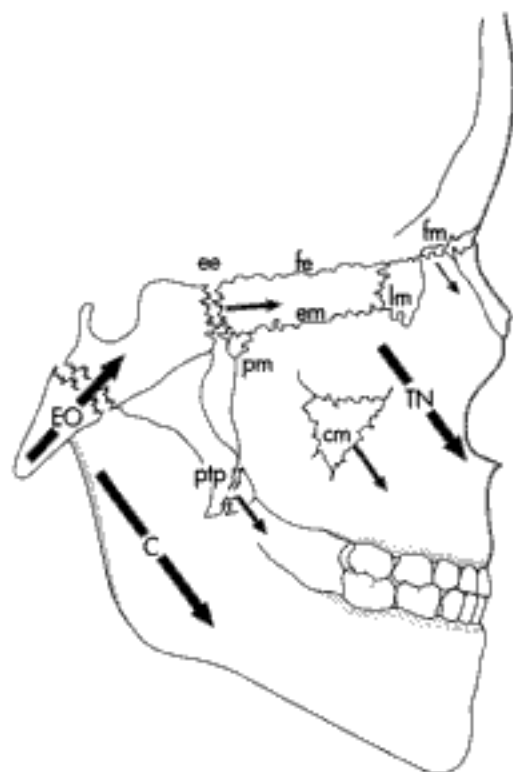
J y K, Perfil y sonrisa después del tratamiento. L, Esquema de la corrección funcional; cuando se tuvo en cuenta el crecimiento, se redujo la contribución esquelética de la mandíbula a la mitad (20,2%). Posteriormente, aumentó la contribución de la distalización superior (del 27,3 al 40%). (A a H cortesía de Costas Ergatoulis; I a K, cortesía de Vasilis Kalamatas.)

hacia abajo y hacia delante. Si el crecimiento mandibular es deficiente, se debe estimular un vector más horizontal en la mandíbula para compensar la discrepancia sagital, realizando fundamentalmente toda la corrección mediante el cambio basal de la mandíbula y una compensación dental estable (fig. 12-42). Las investigaciones muestran que, en muchos casos, no es posible utilizar aparatos fijos convencionales o funcionales<sup>166</sup>. Los cirujanos ortognáticos reconocen el problema y pueden llevar a cabo dicho cambio mediante el reposicionamiento quirúrgico o la osteogénesis por distracción. Sin embargo, este tratamiento está más allá del alcance de los ortodoncistas convencionales y del contenido de este capítulo. La figura 12-43 muestra la posibilidad de combinar el tratamiento de la discrepancia sagital maxilar y mandibular. Una opción ortopédica más realista sería combinar la retención maxilar, el desplazamiento hacia delante de la mandíbula y la cavidad, y el control vertical de las relaciones espaciales dentales y esqueléticas. Por norma general, ni los aparatos fun-

cionales por sí solos ni la fuerza extraoral por sí sola pueden producir la corrección deseada\*. Según un estudio reciente realizado por Altenburger e Ingervall<sup>2</sup> en el que se comparan los resultados obtenidos al combinar el anclaje extraoral y el activador con los resultados obtenidos utilizando únicamente el activador, no se ha demostrado que se produzca un efecto distalizador significativo con el tratamiento combinado. Sin embargo, en un estudio más reciente, Du, Hagg y Rabbie<sup>72</sup> descubrieron que se produce una distalización molar significativa cuando se incorpora un anclaje extraoral al aparato de Herbst.

El excelente capítulo de Stöckli y Teuscher incluido en la segunda edición de este libro incluye más información sobre las técnicas y tipos de tratamiento<sup>165</sup>. Las figuras 12-44 y 12-45 ilustran el activador y el anclaje extraoral. Una construcción adecuada implica que en el componente de la

\*Referencias 12, 25-27, 53, 64, 82, 101, 179.

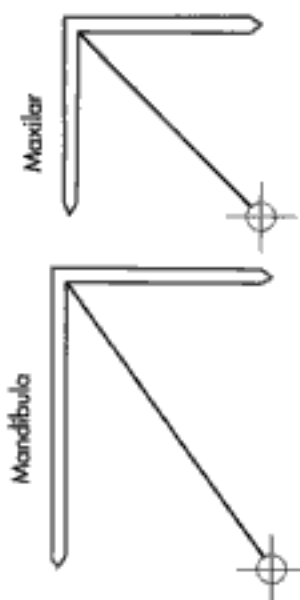


**Figura 12-40**

Direcciones de crecimiento de la base craneal y las suturas faciales, con una «expansión en V» resultante, que se produce cuando la porción craneal se desplaza hacia arriba y hacia delante desde la sincondrosis esenooccipital (EO) y la porción facial se mueve hacia abajo y hacia delante. C, Crecimiento del cóndilo y de la rama; TN, vector de crecimiento del tabique nasal; ee, sutura esenoetmoidal; pm, fisiura pterigomaxilar; ptp, sutura pterigopalatina; fe, sutura frontoetmoidal; em, sutura etmoidomaxilar; lm, sutura lacrimomaxilar; fm, sutura frontomaxilar; cm, sutura cigomaticomaxilar. (Adaptada de Coben SE: *The spheno-occipital syncondrosis: the missing link between the profession's concept of craniofacial growth and orthodontic treatment*, Am J Orthod Dentofacial Orthop 114:709, 1998. Con autorización de la American Association of Orthodontists.)

fuerza extraoral se tiene en cuenta cualquier posible efecto rotacional derivado de la fuerza extraoral, que debe pasar lo más cerca posible del centro de resistencia del maxilar.

Es posible que la mejor opción sea colocar tubos vestibulares y bandas en el primer molar, insertar los brazos de fuerza extraoral de tiro occipital en los tubos vestibulares y colocar los ganchos de alambre del aparato funcional por encima de los tubos vestibulares para conseguir la máxima retención del aparato funcional durante el día y la noche, siempre garantizando la máxima estabilidad del aparato funcional cuando el anclaje oral se lleva puesto. El control tridimensional de los molares de anclaje es una prioridad importantísima, para evitar la indeseable apertura de la mordida. Esta técnica que afecta a ambos maxilares mejora el anclaje y la compensación dentoalveolar y proporcio-



**Figura 12-41**

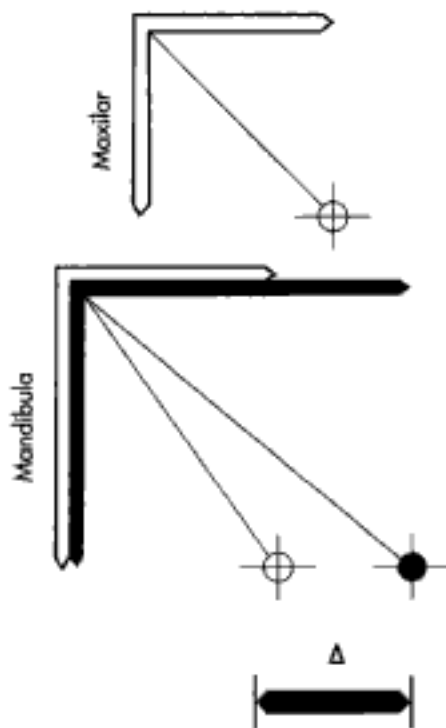
Patrón medio de desplazamiento natural del maxilar (punto A) y la mandíbula (pogonion) en relación con la base craneal anterior. Se representan el vector horizontal y vertical (blanco) y el vector de desplazamiento resultante. En el patrón medio de crecimiento facial, el componente del desplazamiento hacia delante de la sínfisis mandibular es ligeramente mayor que el de la base apical del maxilar. La diferencia es notable en la parte inferior. Tal y como señala Coben, si se produjera una superposición de toda la base craneal, incluida la sincondrosis esenooccipital, el resultado sería diferente.

na a una guía de crecimiento óptima. Se pueden emplear varios aparatos funcionales. Bionator, bloques gemelos o monobloque, pero de tamaño reducido para que se puedan usar de manera permanente.

## Aparatos funcionales fijos

### Aparato de Herbst

En el Congreso Internacional de Odontología celebrado en Berlín en 1909, Emil Herbst presentó un aparato fijo de salto de mordida llamado *Scharnier* o articulación<sup>86</sup> (figs. 12-46 a 12-48). La idea de mantener continuamente la mandíbula hacia delante y eliminar la necesidad de contar con el compromiso del paciente, tal y como ocurre con los aparatos funcionales removibles, pareció gustar a los profesionales. En 1934, Herbst y Martin Schwarz escribieron una serie de artículos en los que describían su manera de seleccionar los casos, sus experiencias, problemas y soluciones<sup>87</sup>. Los pacientes con mandíbula retrognática y problemas en la ATM experimentaron los mejores resultados. La ruptura se redujo gracias a algunos cambios en el diseño del dispositivo de tubo y émbolo. Sin embargo, posteriormente, no se recogieron más datos sobre esto en la literatura hasta que Hans Panzerz retomó la idea<sup>130</sup>. En 1979, el artículo de Panzerz publicado en el *American Journal of*

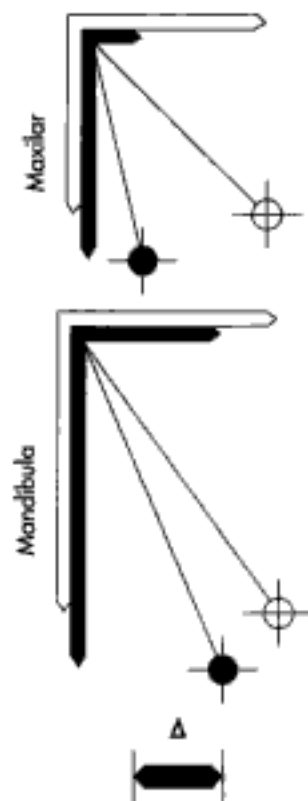


**Figura 12-42**

La idea de estimular el crecimiento específico hacia delante mediante el desplazamiento mandibular (negro) para producir el llamado salto de mordida en el tratamiento de la Clase II con ortopedia funcional supone un «sueño» incompleto para la ortodoncia, ya que no se puede medir al mismo tiempo el cambio real que se produce sin que el aparato interfiera. El patrón morfogenético, el ritmo del tratamiento, el uso del aparato y la colaboración del paciente son factores determinantes importantes. Por estos motivos, prever el tratamiento es una tarea difícil aunque no imposible.

Orthodontics llamó la atención sobre la posibilidad de estimular el crecimiento mandibular. Los artículos posteriores se centraron en las modificaciones y los efectos a corto y largo plazo producidos en la relación mandibular, la oclusión y la eficacia masticatoria<sup>33,304,136,183</sup>. La investigación<sup>150-151</sup> y el uso clínico a largo plazo llevado a cabo por Ruf y Panchez han impulsado a otros profesionales a utilizar esta técnica o a modificar el aparato (p. ej., el Jasper Jumper o el Eureka Spring)<sup>60</sup>.

El aparato de Herbst se puede comparar con una articulación artificial entre el maxilar y la mandíbula. El mecanismo telescópico bilateral mantiene la posición de adelantamiento de la mandíbula, incluso mientras está en activo (v. fig. 12-48). El capítulo escrito por Hans Panchez, incluido en *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances* (de Graber y cols.<sup>79</sup>) describe con detalle este aparato y su uso. Cada aparato está compuesto de un tubo, un émbolo, dos pivotes y dos tornillos de cierre que evitan que los elementos telescópicos se resbalen más allá de los pivotes (v. figs. 12-46 y 12-47). Normalmente, el pivote del tubo se suelda a la banda del primer molar superior y el pivote del émbolo se fija a la banda del primer premolar inferior. Pan-

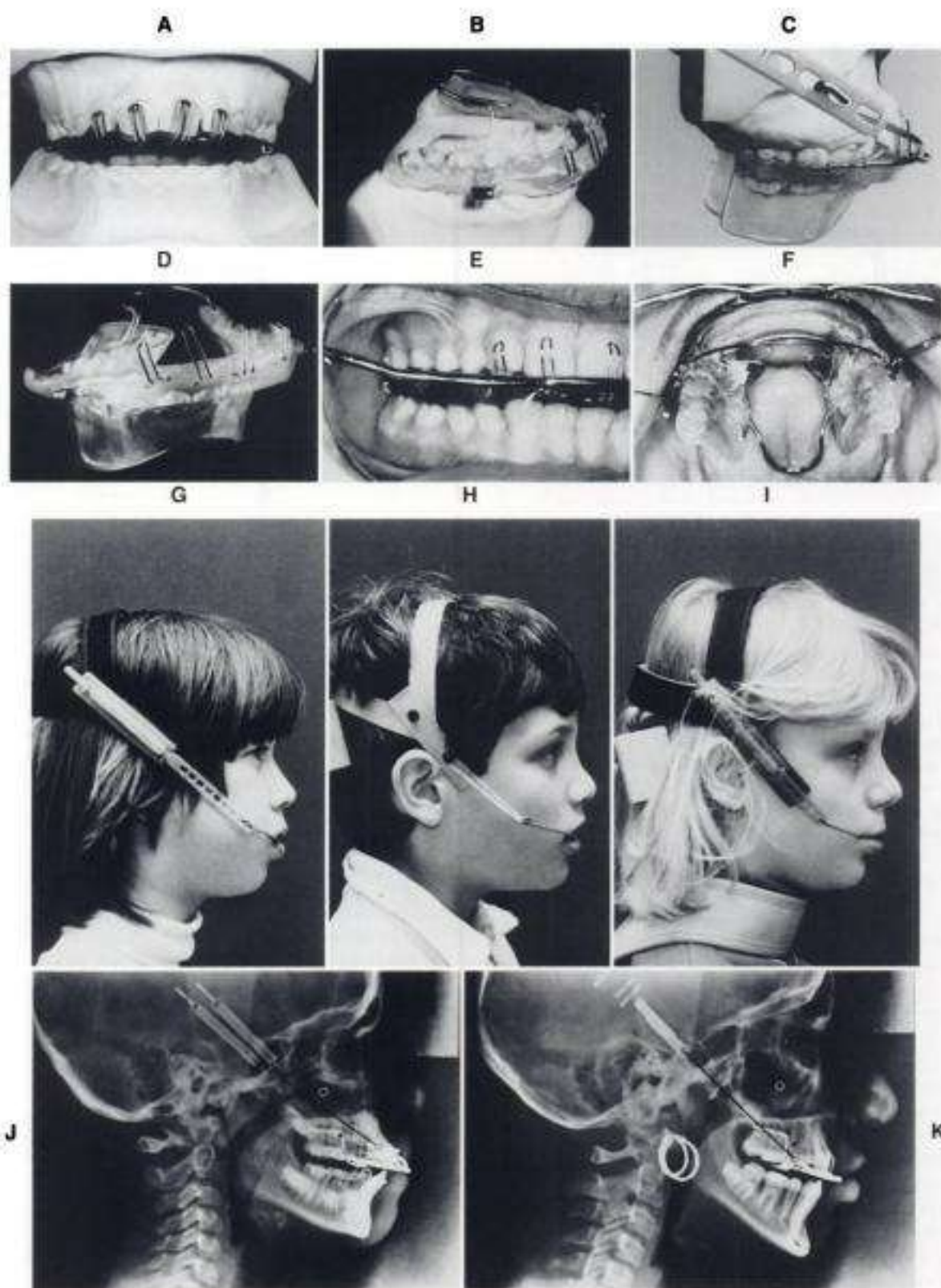


**Figura 12-43**

Reducción del componente sagital de las estructuras esqueléticas y dentoalveolares del maxilar (negro), en comparación con los valores medios. Stöckli y Teuscher consideran que esta posibilidad es mucho más realista cuando se utilizan aparatos funcionales, a pesar de las investigaciones llevadas a cabo por McNamara y otros autores, que demuestran que los aparatos funcionales producen pequeños cambios en el maxilar. El uso de aparatos extraorales (anclaje extraoral) mejora la retención sagital o el efecto distalizador sobre el maxilar, de ahí la justificación del uso combinado de aparatos funcionales y anclaje extraoral. Sin embargo, en muchos casos, las reacciones de rotación y elongación que experimenta el maxilar y las estructuras dentoalveolares crean necesidades adicionales y reducen la posibilidad de conseguir la corrección sagital, lo que origina una rotación mandibular de apertura que agrava la discrepancia de la base apical (diagrama inferior). Tal y como muestra Buschang, predomina el crecimiento vertical y, por eso, es esencial que el aparato controle este vector (es decir, el crecimiento vertical es mucho mayor que el sagital)<sup>9</sup>.

cherz descubrió que, aunque se espere a que los premolares hayan erupcionado antes de comenzar el tratamiento, todavía sigue habiendo tiempo suficiente para que el crecimiento restante sea adecuado, sobre todo en los varones.

Por norma general, el adelantamiento de la mandíbula producido por el aparato de Herbst es similar al que produce el Bionator: los incisivos tienen una relación borde a borde, a pesar de que en los casos de grandes discrepancias sagitales se puede utilizar un abordaje de avance gradual (fig. 12-49). Du, Hagg y Rabbie<sup>52</sup> prefieren este avan-

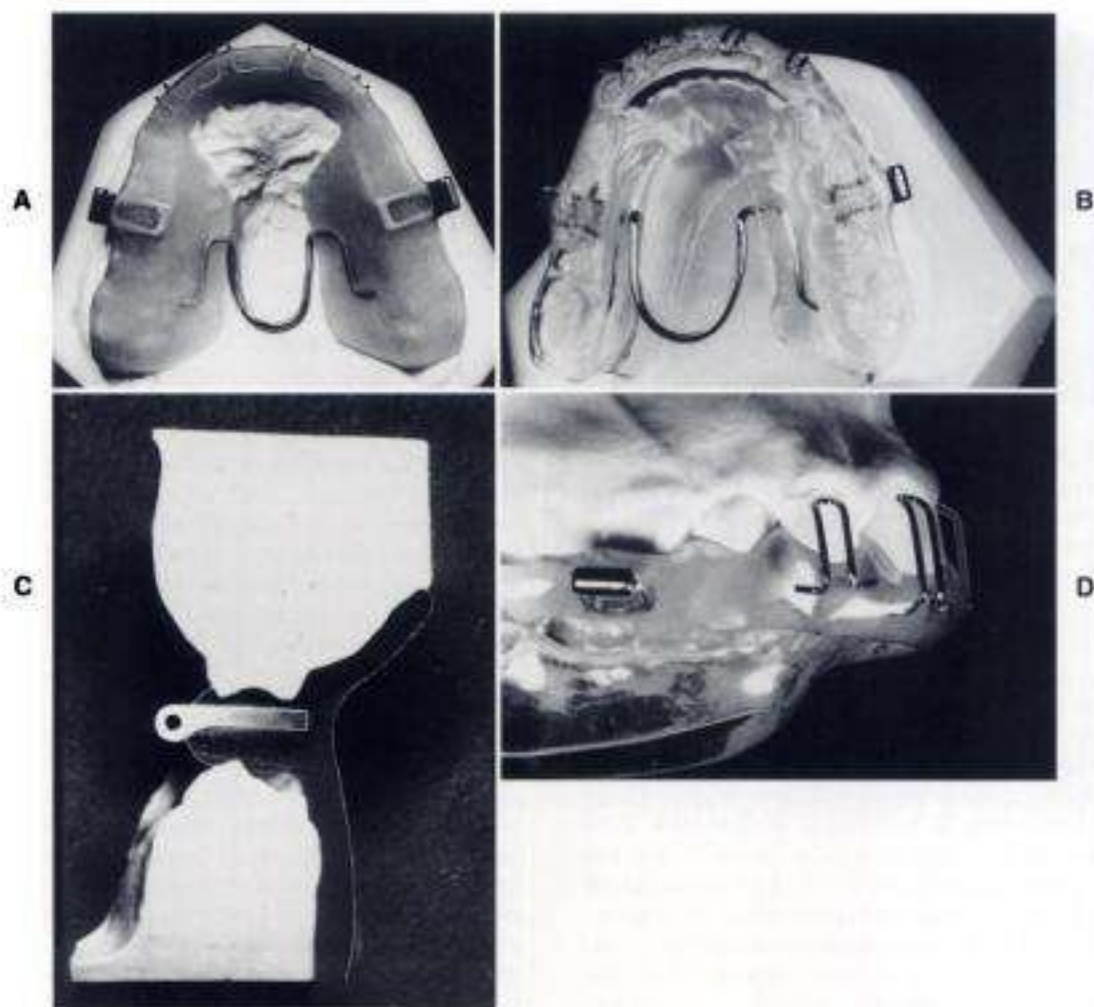


**Figura 12-44**

Legenda en la siguiente página.

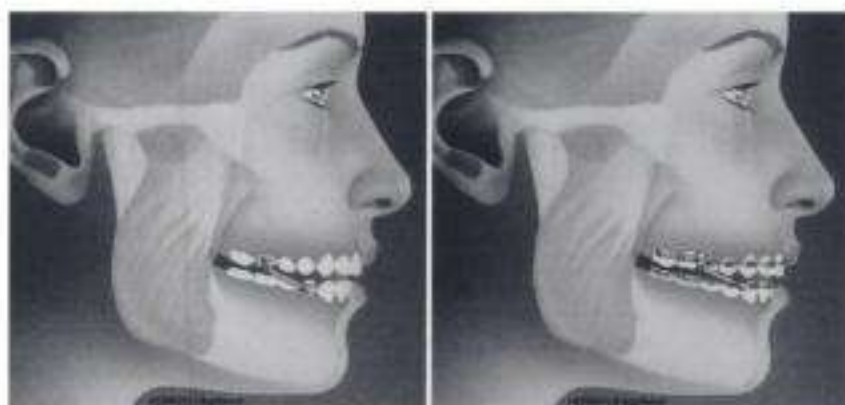
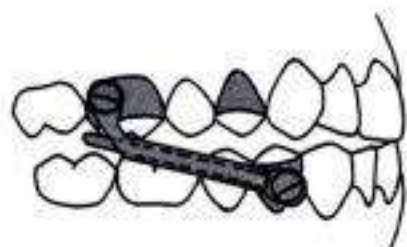
**Figura 12-44**

Activador-anclaje extraoral con elementos extraorales. **A**, Extensiones vestibulares y resortes de torsión. **B**, Aparato colocado en el modelo inferior. Obsérvese la zona anterior con resortes de torsión, la extensión palatina del acrílico y el alambre transpalatino. **C**, Aparato colocado en el modelo superior con el arco facial colocado. Obsérvese la extensión de la aleta lingual inferior para actuar sobre la arcada inferior, similar al aparato de Hamilton. **D**, Vista del aparato, nuevamente con la barra transpalatina, resortes de torsión y extensiones linguales. **E**, Activador-arco facial colocado. **F**, Activador colocado en la arcada inferior, que muestra la inserción del arco facial. Obsérvese la posición de la lengua contra el resorte transpalatino de Coffin. En este caso, se utilizan alambres vestibulares y linguales en vez de resortes de torsión. **G**, Vector de fuerza situado hacia delante. En este caso se calcula que pase justo por delante del centro de resistencia del maxilar. Es de esperar que se produzca cierta rotación anterior de la dentición, y además es necesario que haya un amplio crecimiento condíleo. **H**, Pendiente media del vector de fuerza. Se calcula que pasa ligeramente por encima del centro de resistencia de los dientes superiores. El efecto de rotación posterior sobre el maxilar y el efecto de rotación anterior sobre la dentición deberían neutralizarse mutuamente, de manera que no se espera ningún cambio en la inclinación del plano oclusal. **I**, Vector de fuerza situado hacia atrás. Se calcula que pasa por debajo del centro de resistencia de la dentición. Se debe prever la rotación posterior del maxilar y la dentición. Esta configuración se utiliza en pacientes con tendencia a la mordida abierta o cuando el pronóstico del crecimiento condíleo es malo. **J** y **K**, Cefalogramas laterales empleados para controlar los vectores de fuerza (línea que conecta el círculo que señala el extremo de los brazos externos del arco facial y el círculo que indica los resortes del anclaje extraoral) hacia los centros de resistencia del maxilar (círculo blanco) y la dentición superior (punto negro).



**Figura 12-45**

Componentes superiores del aparato de Stöckli-Teuscher. **A**, Extensión en el lado palatino. Montaje de los tubos del anclaje extraoral y el alambre palatino, zona de retención de los resortes de torsión. **B**, Duplicado oclusal e incisal del relieve de los dientes superiores. **C**, Colocación interoclusal del tubo del anclaje extraoral. **D**, Diseño y posición de los resortes de torsión. Únicamente la punta curvada hacia palatino debe tocar la corona, de forma contigua al margen gingival. Obsérvese los tubos vestibulares.

**Figura 12-46**

Hipótesis de trabajo del aparato de Herbst. (Por cortesía de Dentaurum, Berlín, Alemania.)

**Figura 12-47**

Mecanismo telescópico desmontado (émbolo y tubo) del aparato de Herbst. Este mecanismo está disponible en pares. (Por cortesía de Hans Pancherz.)

ce gradual y presentan los notables beneficios que tiene este método, al reproducir la investigación de Petrovic y Schutzmann en ratas.

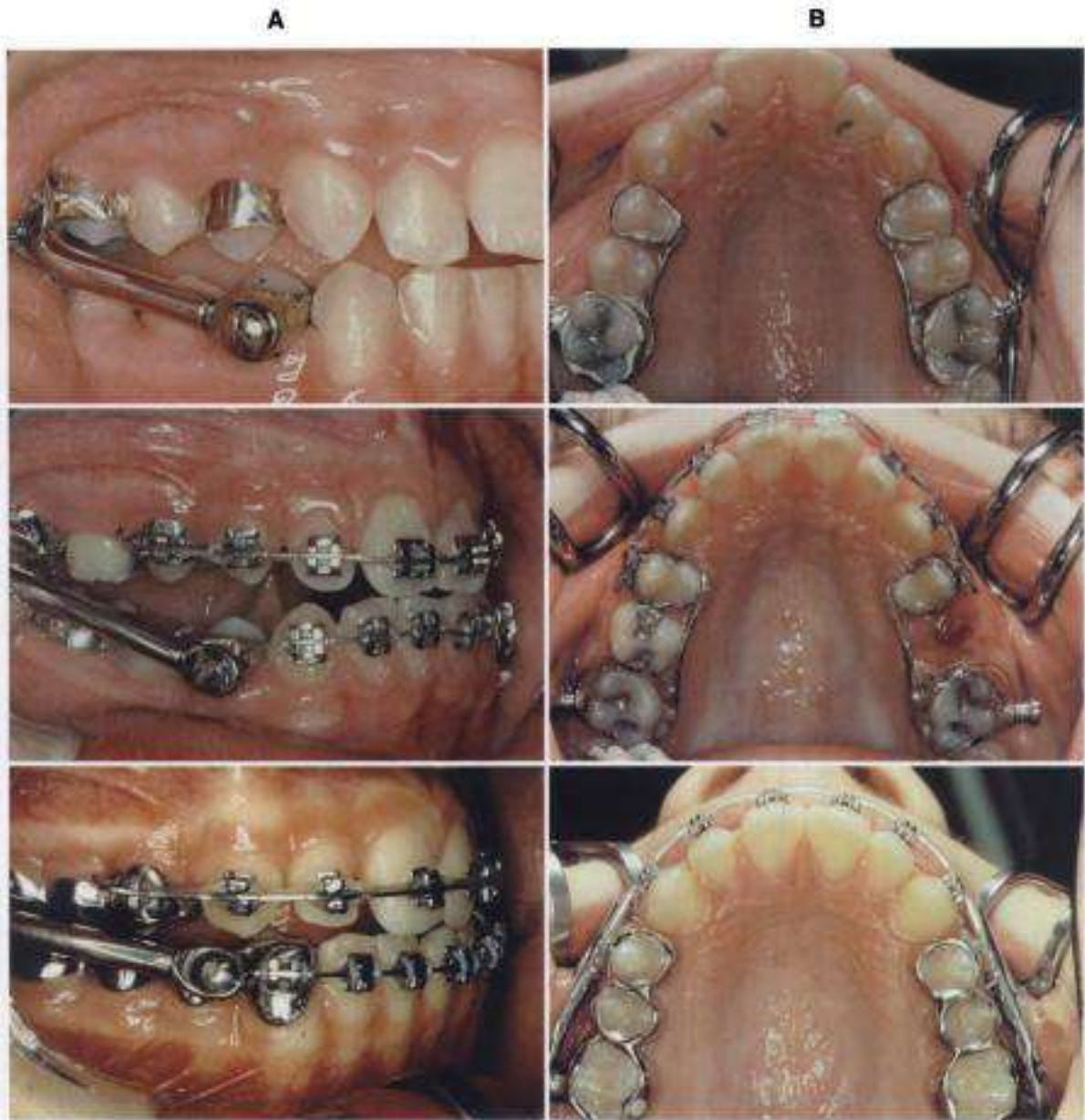
La longitud del dispositivo tubo-émbolo determina la cantidad del avance que se produce. A pesar de que se pueden utilizar las bandas de ortodoncia tradicionales, Pancherz prefiere utilizar su técnica de colar férulas de aleación de cromo y cobalto que cubren los molares y premolares y que se cementan como unidades con cemento de ionómero de vidrio (fig. 12-48, C). Este método ahorra tiempo de sillón y produce muy pocos problemas clínicos. En el caso de pacientes con arcadas estrechas, se puede comenzar por una primera fase de expansión con un aparato de expansión palatina (uno o dos tornillos de expansión) o se puede incorporar un Quad Hélix al aparato maxilar (fig. 12-50). El libro de Graber y cols.<sup>79</sup> así como varias publicaciones periódicas sobre el tema, incluyen los detalles de la construcción, las tareas a realizar en cada visita y los efectos del tratamiento de Herbst.

El aparato de Herbst es un sistema funcional potente y eficaz para el tratamiento de las maloclusiones de Clase II<sup>50</sup>. Al igual que ocurre con otros aparatos funcionales, el estiramiento viscoelástico es muy importante. Normalmente, la oclusión se normaliza al cabo de 6-8 meses. A medida que se va asentando, es de esperar que se produzca una sobre-corrección de las relaciones sagitales de las arcadas y una intercusación incompleta, resultantes de una lenta erupción de los dientes posteriores. Los cambios esqueléticos y dentales contribuyen al resultado final del tratamiento<sup>40,42,150</sup>. Fränkel<sup>60</sup> fue muy crítico con la técnica empleada con el aparato de Herbst, ya que se utilizaba durante muy poco tiempo, y recomendó que la retención con un aparato removible activo fuera más prolongada y que se realizaran ejercicios miofuncionales durante el período de crecimiento, al igual que hacen los cirujanos ortopédicos con los problemas de guía del crecimiento. Esta técnica se sirve del continuo crecimiento mandibular. El autor está de acuerdo con este concepto. El lado negativo es que es más difícil que el paciente se comprometa a cumplir con el tratamiento a largo plazo.

### Cambios sagitales

La figura 12-51 muestra la constricción de la arcada superior y la estimulación del crecimiento mandibular<sup>73</sup>. Los procesos de remodelación ósea en el borde inferior de la mandíbula son claramente evidentes. Los estudios histológicos confirman estas observaciones<sup>77</sup>. La posición condílea máxima *en la cavidad* no se ve influida por el aparato de Herbst, a menos que el problema original fuera una maloclusión de Clase II, división 2. Sin embargo, y es necesario recalcar este dato, la modificación de la cavidad de la ATM por sí misma se produce durante el período de crecimiento. Los incisivos inferiores se inclinan hacia delante, los molares superiores se mueven hacia atrás, tanto como con el anclaje extraoral de tiro alto<sup>81</sup>. Durante el primer año posterior al tratamiento, la oclusión se asienta y las relaciones sagitales recuperan aproximadamente el 30% de las dimensiones previas. Aproximadamente el 90% de los cambios oclusales posteriores al tratamiento se producen





**Figura 12-48**

Sistema de anclaje de la versión de Pancherz del aparato de Herbst. **A**, Anclaje parcial (aparato con bandas). **B**, Anclaje total (aparato con bandas).

durante los primeros 6 meses y, en su mayoría, son de origen dental. La proyección de los incisivos inferiores se recupera en un porcentaje significativo. Después del tratamiento, los molares inferiores tienden a desplazarse hacia atrás y los molares superiores hacia delante<sup>150</sup>.

Una relación de crecimiento maxilomandibular desfavorable contribuye de forma escasa a los cambios incipientes tras el tratamiento. Los pacientes tratados con el aparato de Herbst muestran una recuperación del crecimiento maxilar y una pequeña reducción en los avances del crecimiento mandibular<sup>63,151</sup>. Una vez más, la retención funcional continuada puede mejorar la estabilidad.

#### Cambios verticales

En las maloclusiones de Clase II con mordida profunda, la sobremordida se puede reducir de manera significativa gracias al tratamiento de Herbst<sup>63,150</sup>. El cambio se debe principalmente a la erupción de los molares inferiores y a la intrusión de los incisivos inferiores. Tal y como se observó anteriormente, la inclinación hacia delante de los incisivos inferiores contribuye a la aparente intrusión de estos dientes. No obstante, el aparato ejerce un efecto limitado sobre la posición de la arcada superior e inferior, expresada por el ángulo del plano palatino (NL/NSL) y el ángulo del plano mandibular (ML/NSL). Debemos recalcar una vez más

C

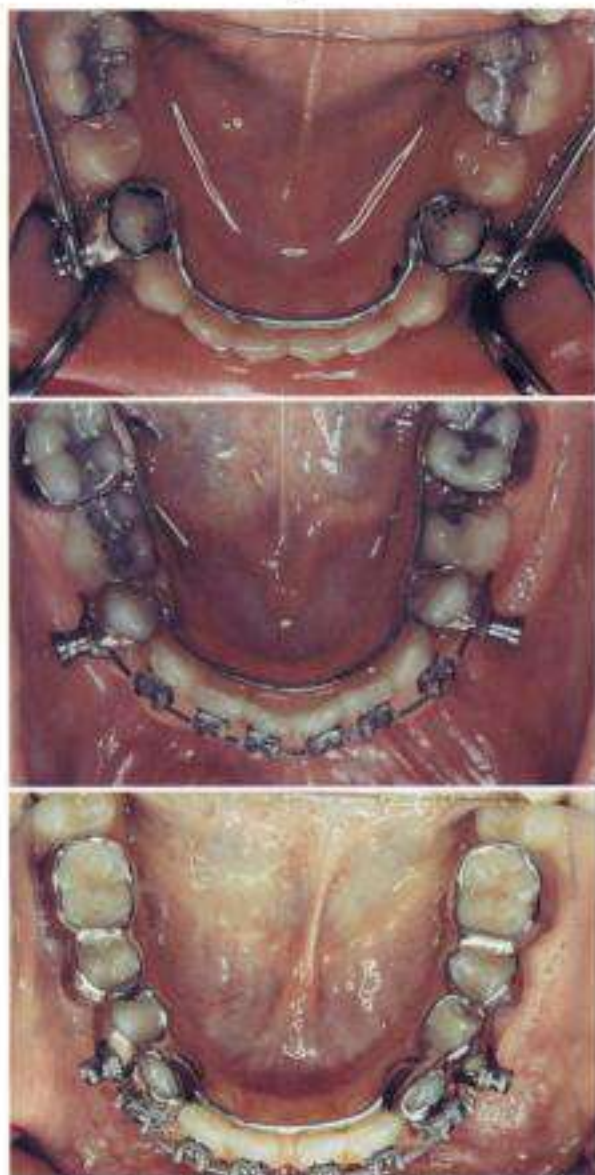


Figura 12-48 (cont.)

C, Anclaje total (aparato con férula colada).

que parte del cambio es la mejora en la posición y morfología de la cavidad glenoidea, cambio que no se ha tenido en cuenta durante mucho tiempo hasta las investigaciones clave de Peter Buschang<sup>11</sup> y Hans Ullrich Paulsen<sup>135,136</sup>.

#### Cambios a largo plazo después del tratamiento

Al cabo de un periodo de 5-10 años después de realizar el tratamiento con el aparato de Herbst, se han observado varios efectos en los pacientes tratados. Se mantiene la relación de Clase I entre arcadas mediante la intercuspidad estable de las arcadas superior e inferior, mientras que en los casos con condiciones oclusales inestables se suele dar recidiva<sup>137</sup>. Los dientes que se encuentran en una relación

adecuada son más propensos a transferir las fuerzas continuas de crecimiento maxilar sobre la mandíbula. Pancherz recalca que la oclusión funcionalmente estable es, posiblemente, mucho más importante que el aumento del crecimiento después del tratamiento. La combinación más común de factores que producen grados variables de recidiva engloba el tratamiento en dentición mixta, una terapia demasiado temprana, los hábitos persistentes de disfunción lingual o labial, una oclusión inestable posterior al tratamiento y el poco uso del aparato y de las medidas de retención. Sin embargo, según Pancherz, el crecimiento desfavorable, posterior al tratamiento, no es un factor significativo para la recidiva oclusal.

A pesar de que, en ocasiones, el tratamiento precoz se asocia con la recidiva, en realidad no tiene por qué ser responsable de la misma. Es más probable que, en la dentición mixta, no sea posible una relación estable de Clase I con los molares temporales. Por tanto, Pancherz cree que el responsable es la oclusión inestable, y no la duración del tratamiento<sup>130</sup>. Sin embargo, Pancherz cree que el momento más favorable para iniciar el tratamiento es durante el pico del período de crecimiento puberal.

Pancherz es totalmente objetivo en sus intensivos e impresionantes estudios a largo plazo intensivos e impresionantes. Pancherz observó a partir de sus propios estudios y de otra serie de investigaciones que *la relación esquelética basal mejora, aunque no se normaliza totalmente, mientras que la relación oclusal sí se normaliza*<sup>85,130</sup>. La cuestión es que el aparato de Herbst es capaz de producir cambios sagitales que pueden compensar parcialmente las relaciones esqueléticas aberrantes.

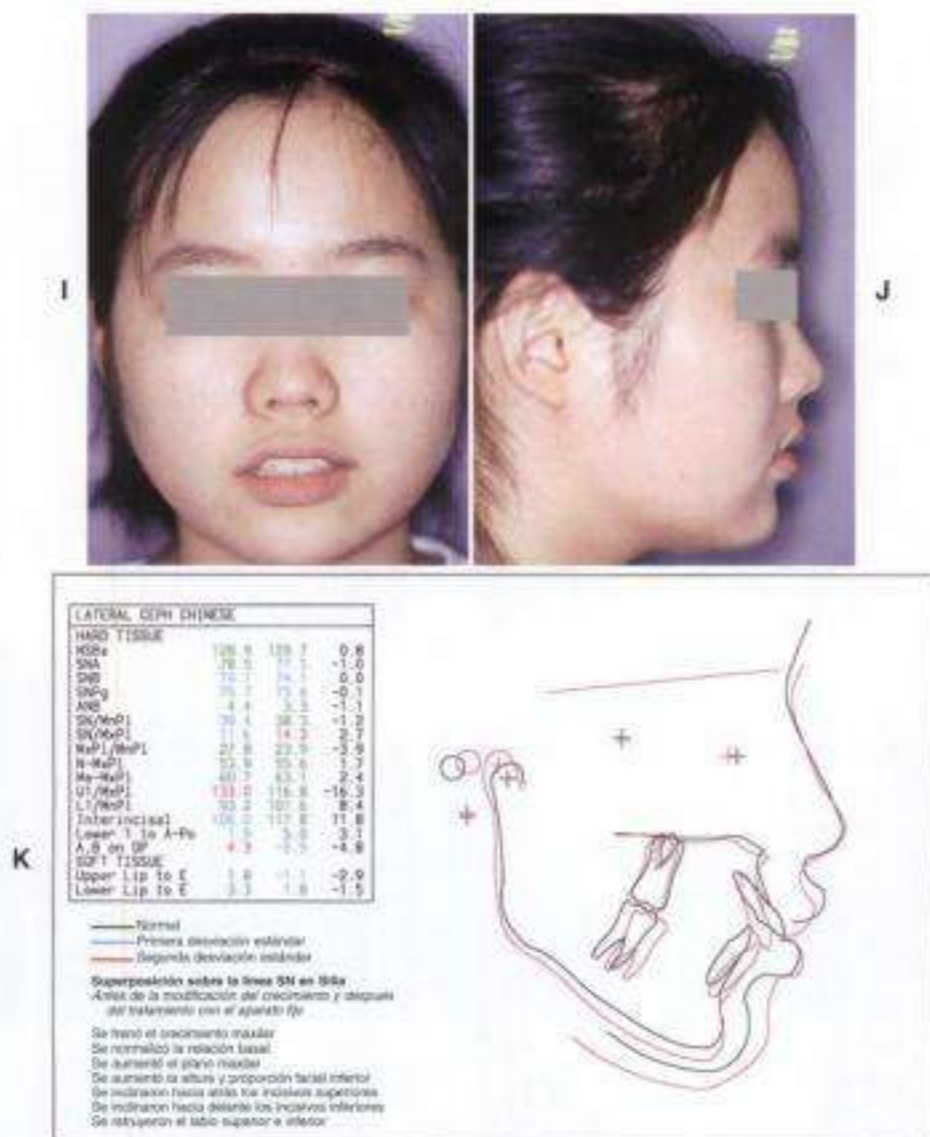
Un reciente estudio realizado por Ruf y Pancherz<sup>138</sup> evalúa la adaptación de la ATM mediante imágenes de resonancia magnética y radiografías. En 1999, el *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* aceptó publicar un estudio similar. Ambos estudios muestran claramente una remodelación significativa con el tratamiento funcional fijo de Herbst. Sin embargo, aunque resulte extraño, todavía no se han realizado estudios exhaustivos a largo plazo sobre la modificación de la morfología y posición temporomandibular en la cara en proceso de crecimiento, resultante de la acción de los aparatos fijos, a pesar de que Paulsen y cols.<sup>135,136</sup> aportan pruebas convincentes de la remodelación de la cavidad, obtenidas con tomografías sofisticadas, gracias a la acción del tratamiento de Herbst a corto plazo. En este capítulo se ha intentado destacar este fenómeno, ignorado durante mucho tiempo. Además, las referencias a los trabajos clave realizados por Bierbaek y cols.<sup>14</sup>, Buschang y Santos-Pinto<sup>31</sup>, Decrue y Weislander<sup>27</sup>, Droel e Isaacson<sup>28</sup>, Hotz<sup>89</sup>, Ikai y cols.<sup>92</sup>, Kantomaa y Pirttiniemi<sup>93</sup>, Pancherz<sup>132</sup> y Paulsen<sup>135</sup> indican claramente los cambios producidos en los tejidos, tal y como demostró el estudio de Buschang sobre los cambios en la posición de la cavidad glenoidea durante la fase de crecimiento. Es lógico decir que estas mismas implicaciones son aplicables a los aparatos funcionales removibles convencionales. Buschang y Santos-Pinto<sup>31</sup> demuestran el potencial significativo de influir sobre la posición cambiante del hueso membranoso de los elementos de la ATM, tanto de la eminencia o tubérculo articular como de la cavidad.



**Figura 12-49**

Presentación de un caso evaluado por Rabie, en el que se muestra la proyección de la mandíbula producida por el aparato de Herbst. **A**, Vista frontal previa al tratamiento. **B**, Perfil lateral previo al tratamiento. **C**, Radiografía panorámica previa al tratamiento. **D**, Radiografía cefalométrica previa al tratamiento. **E**, Vista oclusal inferior con el aparato. **F**, Vista oclusal superior. Obsérvese el espacio ganado por el efecto distalizador del aparato de Herbst (flechas). **G** y **H**, Vistas oclusales después del tratamiento.

*Continúa*



**Figura 12-49 (cont.)**

**I**, Vista frontal después del tratamiento. **J**, Perfil lateral después del tratamiento. **K**, Superposición del trazado cefalométrico: antes del tratamiento, después de colocar el aparato de Herbst y después del tratamiento completo. (Por cortesía de ABM Rabie, Hong Kong University, Hong Kong.)



**Figura 12-50**

**A**, Aparato superior con férula colada de Herbst, con un arco de expansión lingual de tipo Quad Hélix. **B**, Junto con el aparato de Herbst colado, también se puede utilizar un tornillo de expansión rápida del paladar.

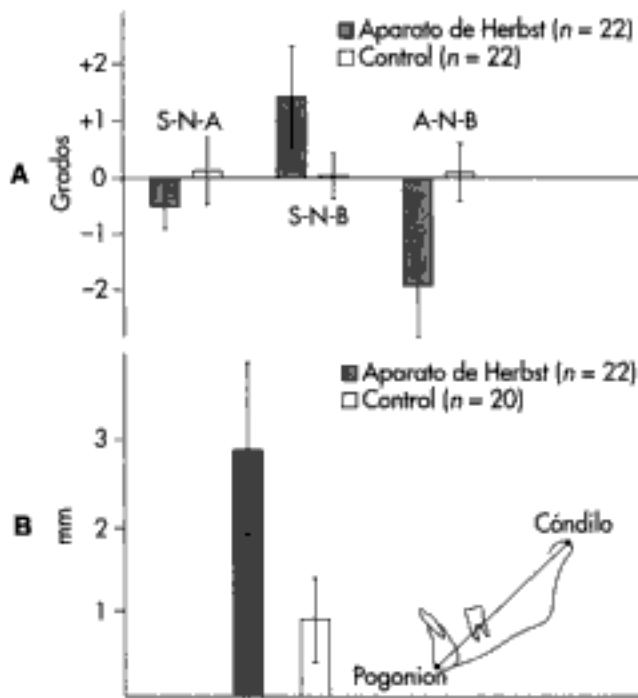


Figura 12-51

**A.** Cambios en la media y la desviación media en el ángulo silla-nasion-subespinal (SNA), en el ángulo silla-nasion-supramentoniano (SNB), y en el ángulo subespinal-nasion-supramentoniano (ANB) al cabo de 6 meses. **B.** Aumento de la longitud mandibular al cabo de 6 meses.

La naturaleza ya se ha adelantado a esta posibilidad adaptándose a la mordida profunda (cavidad profunda, tubérculo inclinado) y a las maloclusiones de Clase III (cavidad poco profunda, curva poco profunda en el tubérculo o eminencia)<sup>67</sup>.

En otro estudio muy provocador no publicado, realizado por Dayton Blume y Vernon Boman, y dirigido por el autor hace varios años en la Northwestern University, se calculó la posición de descanso y la relación entre cóndilo y fosa en oclusión habitual en muestras de maloclusiones de Clase I y II. Se observó un porcentaje de retrusión del cóndilo notablemente superior en la muestra de Clase II (fig. 12-52). Sabiendo lo que saben los ortodoncistas actualmente sobre los posibles efectos negativos que tiene la retrusión del cóndilo, sería lógico preguntarse «¿en qué grado una mandíbula con desarrollo deficiente se debe a las interferencias con el metabolismo, tal y como han ilustrado Graber<sup>76</sup>, Isberg<sup>75</sup>, Jasper y McNamara<sup>74</sup> y Ward y cols.<sup>77b</sup>, entre otros?» (v. fig. 12-20).

Pancherz y cols.<sup>304,325,334</sup> han estudiado los efectos producidos en el perfil facial. En los casos de pacientes tratados durante 7-8 meses y a los que se examinó a los 5-10 años después del tratamiento, se observó una reducción general de la convexidad del perfil de tejidos blandos y duros (fig. 12-53). El labio superior es menos protrusivo, mientras que el inferior prácticamente no sufre cambios. Sin embargo, se observaron variaciones individuales considerables (fig. 12-54).

En general, después del tratamiento, cabe esperar los siguientes cambios a largo plazo:

- Reducción de la convexidad del perfil de tejido blando (excluyendo la nariz) y un aumento del prognatismo mandibular (fig. 12-53).
- Aumento de la convexidad del perfil de tejido blando (incluyendo la nariz), principalmente debido al crecimiento nasal normal (fig. 12-53).
- Retrusión del labio superior e inferior en relación con la línea estética, debido al crecimiento normal de la nariz y la barbilla (fig. 12-54).

#### Jasper Jumper

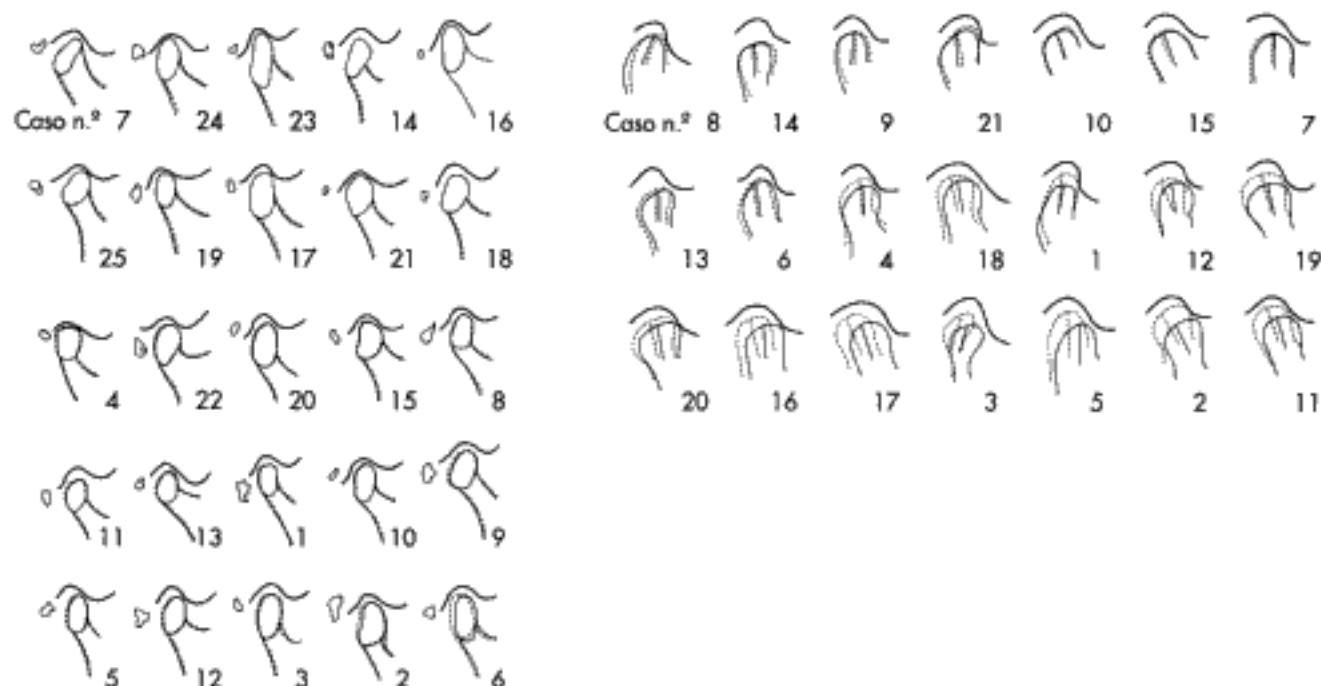
El conocido aparato Jasper Jumper es una modificación del aparato de Herbst, mencionado anteriormente. El módulo flexible de fuerza entre arcadas del Jasper Jumper da al paciente una mayor libertad de movimientos (fig. 12-55). Al igual que ocurre con la versión de Pancherz del aparato de Herbst, el Jasper Jumper recurre a las fuerzas de empuje, a diferencia de los elásticos intermaxilares tradicionales (figs. 12-56 a 12-59). El elemento clave es el posicionamiento repetitivo hacia delante. Una vez más, se estimula el metabolismo para conseguir el mejor resultado posible.

McNamara<sup>74</sup> observó que la respuesta al tratamiento con el Jasper Jumper se divide casi equitativamente entre los efectos basales y dentales<sup>79</sup>. Se produce un aumento de la longitud mandibular de 2 mm de media. Se han observado pocos cambios esqueléticos en el maxilar. Al igual que ocurre con todos los aparatos funcionales, existe la posibilidad de modificar la posición y morfología de la cavidad en aquellos pacientes en fase de crecimiento. Sería recomendable analizar estos datos con referencias tridimensionales fiables en lugar de los puntos de medición y reconstrucciones angulares y lineales construidos sobre radiografías cefalométricas bidimensionales (trazados cefalométricos)<sup>304,95,180,181</sup>.

Según McNamara<sup>74</sup>, el cambio dentoalveolar más acusado obtenido con el Jasper Jumper y aparatos similares, como el DeVicenzo, es el movimiento relativo hacia atrás de los segmentos laterales superiores (aproximadamente 2,5 mm). También se ha descrito la inclinación hacia delante de los incisivos inferiores, al igual que ocurre con el aparato de Herbst\*.

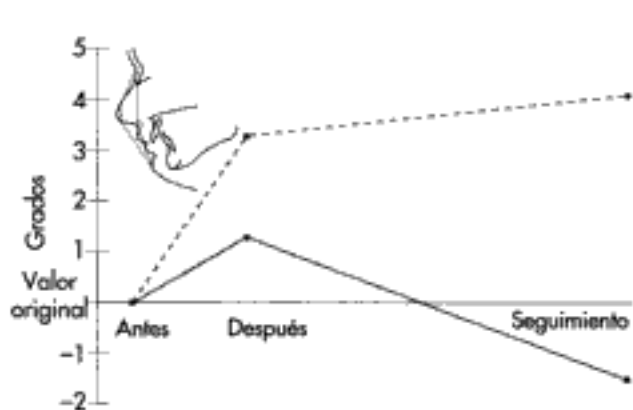
Al igual que el aparato de Pancherz, la ventaja del Jasper Jumper y del aparato DeVicenzo es que requieren menos tiempo de tratamiento activo. Esto es un arma de doble filo, ya que hay menos tiempo para aprovechar los aumentos resultantes del crecimiento. La colaboración que se requiere del paciente es mínima. El aparato es menos rígido que el Herbst tradicional e incorpora un dispositivo flexible de empuje, y el mecanismo del buccinador (fuerzas de los músculos yugales) (figs. 12-55 a 12-59). Además de las fuerzas sagitales, hay que tener en cuenta el vector de expansión transversal del Jasper Jumper, que actúa sobre los molares superiores. El arco transpalatino contrarresta la mala colocación hacia vestibular no deseada de los prime-

\*Referencias 20, 33, 43, 58, 94, 95, 158.



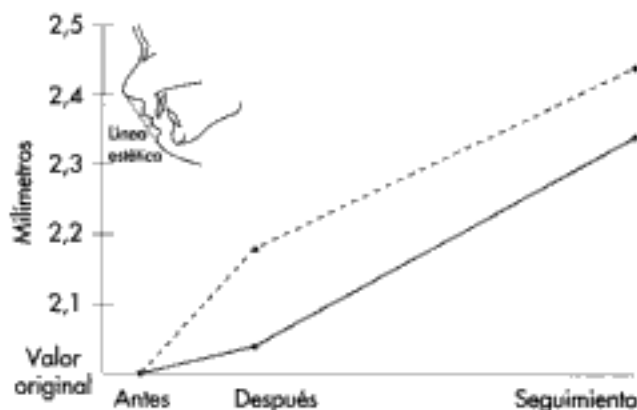
**Figura 12-52**

Investigación radiográfica no publicada de Dayton Blume y Vernon Boman, que muestra la trayectoria de cierre desde la posición de descanso (*línea continua*) hasta la oclusión habitual (*línea discontinua*) en pacientes normales (*izquierda*) y pacientes con maloclusión de Clase II (*derecha*). Esto indica que hay una fuerza de translación mucho más significativa (retrusión funcional) y una trayectoria de cierre hacia arriba y hacia atrás en las maloclusiones de Clase II. Normalmente, el movimiento condíleo es, en esencia, de rotación desde la posición de descanso hasta la máxima intercusación (*izquierda*). (De Graber TM: *Anatomische und physiologische Aspekte bei der Behandlung von Kiefergelenksstörungen*. Fortschr Kieferorthop 52:126, 1991.)



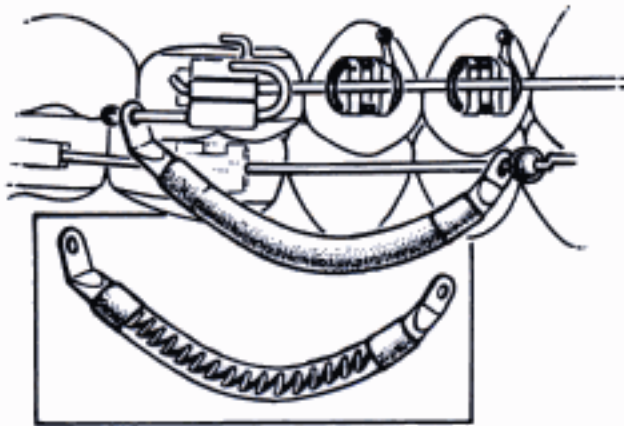
**Figura 12-53**

Cambios medios en los ángulos del perfil del tejido blando facial, excluyendo la nariz (*línea discontinua*) e incluyéndola (*línea continua*) en 49 pacientes tratados con el aparato de Herbst. Los valores positivos implican una reducción de la convexidad del perfil. Los valores negativos implican un aumento de la convexidad del perfil. Las medidas se tomaron antes del tratamiento (valor original: 0), después de 7 meses de uso del aparato, cuando se retiró éste y en las revisiones realizadas al cabo de 5 a 10 años después del tratamiento. (Datos de Pancherz H, Fischer S: *Angle Orthod* 73:493, 2003.)



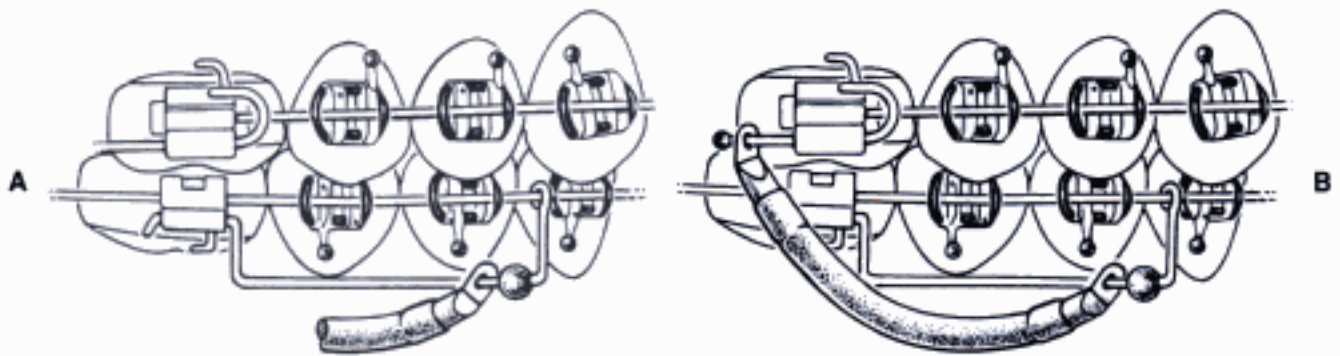
**Figura 12-54**

Cambios medios en la posición del labio superior (*línea discontinua*) y el labio inferior (*línea continua*) en relación con la línea estética, en 49 pacientes tratados con el aparato de Herbst. Los valores negativos implican la retrusión del labio. Las medidas se tomaron antes del tratamiento, cuando se retiró el aparato, al cabo de 7 meses de uso del mismo y al cabo de 5 a 10 años después del tratamiento. (Datos de Pancherz H, Fischer S: *Angle Orthod* 73:493, 2003.)



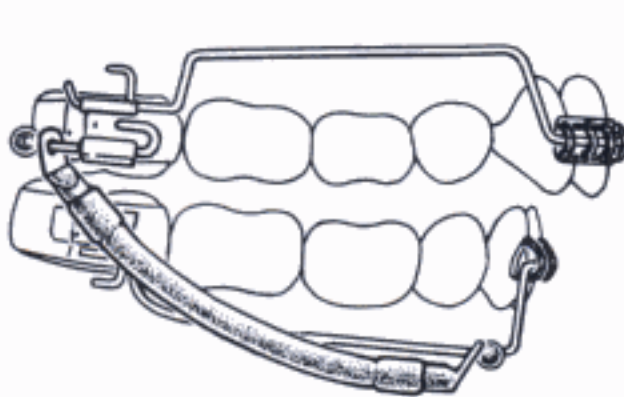
**Figura 12-55**

Elementos básicos del Jasper Jumper. El extremo distal del módulo de fuerza está unido a la arcada dental superior mediante un pin de bola y tubos molares dobles. El aparato se puede activar moviendo hacia delante el pin de bola. La alineación del resorte del mecanismo Jumper se muestra en el diseño interno.



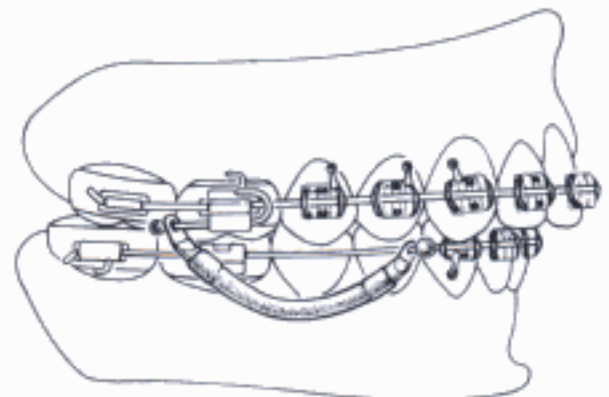
**Figura 12-56**

Uso de alambres auxiliares del arco para anclar el módulo de fuerza. **A**, El alambre rectangular auxiliar se conforma mediante bucles anteriores sobre el alambre principal y se ajusta hacia atrás a través del tubo auxiliar. **B**, Se inserta un pin de bola a través del agujero distal del módulo Jumper, se sitúa hacia delante a través del tubo del arco facial sobre la banda del primer molar superior, y se ajusta hacia delante para activar el módulo.



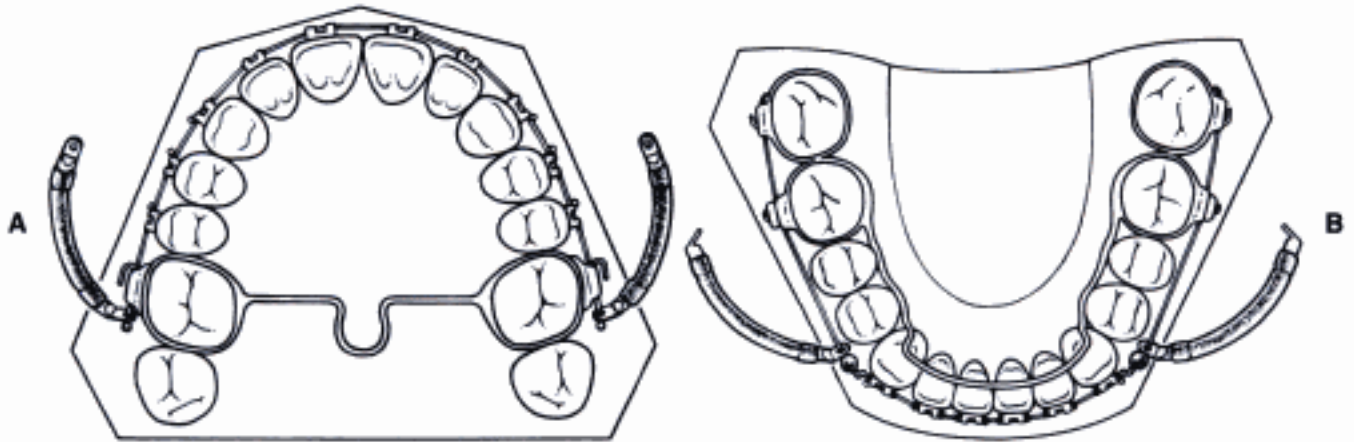
**Figura 12-57**

Uso del módulo de fuerza en un paciente con dentición mixta. En este caso, se coloca un doblado de bayoneta distal del canino y la bola Lexan actúa como un tope anterior para el módulo de fuerza. En este ejemplo, el arco rectangular superior e inferior conectan los dientes anteriores y posteriores.



**Figura 12-58**

Disposición con anclaje máximo para el módulo de fuerza. Los alambres de las arcadas superior e inferior se extienden hacia los segundos molares y se ajustan hacia atrás posteriormente. También se pueden usar ligaduras de tracción posterior. El doblado saliente del arco principal del alambre (v. fig. 12-59) queda cubierto por la bola Lexan.



**Figura 12-59**

**A.** Uso del arco transpalatino combinado con aparatos fijos para mejorar el anclaje maxilar. **B.** Uso del arco lingual inferior con aparatos fijos para mejorar el anclaje mandibular.

ros molares superiores. El uso de un arco lingual inferior mejora el anclaje mandibular (fig. 12-59)<sup>79,95,122</sup>.

La mayoría de las observaciones que hizo el grupo de Panchez sobre el aparato de Herbst convencional son aplicables al Jasper Jumper, a pesar de que algunos profesionales creen que la magnitud del cambio es menor con este último. En el capítulo 21, John DeVicenzo presenta varias modificaciones de los aparatos funcionales fijos que se podrían utilizar, incluyendo su eficaz Eureka Spring. DeVicenzo<sup>47,48</sup> atribuye la mayor parte del cambio a la compensación dentoalveolar, con una reacción esquelética mínima.

En el capítulo 17 de *Dentofacial Orthopedics with Functional Appliances* se incluyen ajustes detallados del tratamiento<sup>79</sup>. Se recomienda al lector leer la segunda parte del capítulo que trata de la ortopedia dentofacial asimétrica. Un número significativo de maloclusiones de Clase II no son «imágenes especulares» bilaterales. El razonamiento de Barry Mollenhauer es aplicable no sólo al Jasper Jumper, sino también a todas las modificaciones de los aparatos funcionales fijos<sup>58,79,95,189</sup>.

## RESUMEN

El objetivo del autor es intentar que esta visión general de los aspectos biológicos (los músculos, su función, el patrón de crecimiento, la estimulación óptima del metabolismo y la colaboración del paciente) entusiasmen al lector lo suficiente como para estimular la lectura de las referencias bibliográficas relacionadas. Los aparatos funcionales no reemplazan a los fijos. De hecho, es posible que gracias al uso combinado de brackets, bandas y fuerzas extraorales se consigan resultados mejores y más estables a largo plazo. El ritmo y duración del tratamiento son factores importantes para guiar el crecimiento, tal y como afirman los cirujanos ortopédicos. El objetivo final de los ortodoncistas es ser biólogos aplicados.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Ahlgren J: Changes in length and torque of masticatory muscles produced by the activator appliance, *Swed Dent J Suppl* 15:27-35, 1982.
2. Altenburger E, Ingervall B: The initial effects of treatment of Class II, Division 1 malocclusions with the van Beek activator compared with the effects of the Herren activator and an activator-headgear combination. *Eur J Orthod* 20:389, 1998.
3. Andresen V: Beitrag zur Retention, *Z Zahnartzl Orthop* 3:121, 1910.
4. Andresen V: Über das sogenannte "norwegische System der Funktions-Kieferorthopädie." *Dtsch Zahnartzl Wochenschr* 39:235, 1936.
5. Andresen V, Häupl K: *Funktionskieferorthopädie: die Grundlagen des "norwegischen Systems,"* ed 2, Leipzig, Germany, 1936, H Meusser.
6. Andresen V, Häupl K, Petrik I: *Funktionskieferorthopädie,* ed 6, Munich, 1957, Johann Ambrosium Barth.
7. Angle EH: *The treatment of malocclusion of the teeth,* ed 7, Philadelphia, 1907, SS White.
8. Baccetti T et al: Early dentofacial features of Class II malocclusion: a longitudinal study from the deciduous through the mixed dentition, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:502, 1997.
9. Ballard CF: A consideration of the physiological background of mandibular posture and movement, *Dent Pract Dent Rec* 6:80, 1955.
10. Balters W: *Eine Einführung in die Bionatorheilmethoden: ausgewählte Schriften und Vorträge,* Heidelberg, Germany, 1972, C Hermann.
11. Barton S, Cook PA: Predicting functional appliance treatment in Class II malocclusions: a review, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:282, 1997.
12. Battagel JM: The relationship between hard and soft tissue changes following treatment of Class II, Division 1 malocclusion using edgewise and Fränkel appliance techniques, *Eur J Orthod* 12:154, 1990.
13. Baume LJ, Derichsweiler H: Is the condylar growth center responsive to orthodontic therapy? An experimental study in Macaca mulatta, *Oral Surg* 14:347, 1961.



14. Bierbaek L, Melsen B, Terp S: A laminagraphic study of the alterations of the temporomandibular joint following activator treatment, *Eur J Orthod* 6:157, 1984.
15. Bimler HP: The Bimler appliance. In Graber TM, Neumann B, editors: *Removable orthodontic appliances*, ed 2, Philadelphia, 1984, WB Saunders.
16. Bishara S: Mandibular changes in persons with untreated and treated Class II, Division 1 malocclusion, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:661, 1998.
17. Bishara S et al: Effects of orthodontic treatment on the growth of individuals with Class II, Division 1 malocclusion, *Angle Orthod* 64:221, 1994.
18. Björk A: The principle of the Andresen method of treatment: a discussion based on cephalometric x-ray analysis of treated cases, *Am J Orthod* 37:437, 1951.
19. Björk A, Palling M: Adolescent age changes in sagittal jaw relations, alveolar prognathia, and incisal inclination, *Acta Odontol Scand* 12:201, 1955.
20. Blackwood HHO: Clinical management of the Jasper Jumper, *J Clin Orthod* 25:755, 1991.
21. Blechman AM: Magnetic force systems in orthodontics: clinical results of a pilot study, *Am J Orthod* 87:201, 1985.
22. Blechman AM: A possible mechanism of action of repelling molar distalizing magnets, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:428, 1995.
23. Blechman AM: Pain free and mobility free orthodontics? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:379, 1998.
24. Bondemark L, Karol J: Distalization of maxillary first and second molars simultaneously with repelling magnets, *Eur J Orthod* 14:264, 1997.
25. Bondevik O: How effective is the combined activator-headgear treatment? *Eur J Orthod* 13:482, 1991.
26. Bondevik O: Treatment needs following activator-headgear therapy, *Angle Orthod* 65:417, 1995.
27. Braun S, Johnson B: Evaluation of vertical forces generated by cervical biteplate facebow, *Angle Orthod* 63:119, 1993.
28. Braun S, Kittelson R, Kim K: The G-axis: a growth vector for the mandible, *Angle Orthod* 74:201-207, 2004.
29. Brieden CM, Pangrazio-Kulbersh V, Kulbersh R: Maxillary skeletal and dental changes with Fränkel appliance therapy: an implant study, *Angle Orthod* 54:226, 1984.
30. Burkhardt DR, McNamara JA, Baccetti T: Maxillary molar distalization or mandibular advancement: a cephalometric comparison of comprehensive orthodontic treatment including the pendulum and Herbst appliances, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:108-116, 2003.
31. Buschang PH, Santos-Pinto A: Condylar growth and glenoid fossa displacement during childhood and adolescence, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:437, 1998.
32. Case C: Open bite malocclusion, *Dent Rev* 6:124, 1984.
33. Cash RG: Adult nonextraction treatment with a Jasper Jumper, *J Clin Orthod* 25:443, 1991.
34. Cevidanes L et al: Clinical outcomes of Frankel appliance therapy assessed with a counterpart analysis, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:379-387, 2003.
35. Charlier JP, Petrovic A, Hermann-Stutzmann J: Effect of mandibular hyperpropulsion on the prechondroblastic zone of young rat condyle, *Am J Orthod* 55:71, 1969.
36. Chen JY, Will L, Neiderman R: Analysis of efficacy of functional appliances on mandibular growth, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122:470-476, 2002.
37. Clark GT et al: Effect of anterior mandibular positioning on obstructive sleep apnea, *Am Rev Respir Dis* 147:624, 1993.
38. Clark WJ: The twin block technique. In Graber TM, editor: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
39. Clark WJ: *Twin block functional therapy: applications in dentofacial orthopedics*, ed 2, London, 2002, Mosby.
40. Cohen SE: The spheno-occipital synchondrosis: the missing link between the profession's concept of craniofacial growth and orthodontic treatment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:709, 1998.
41. Coelho FCM: Clinical application of the mandibular protraction appliance, *J Clin Orthod* 31:92, 1997.
42. Coelho FCM: The mandibular protraction appliance no 3, *J Clin Orthod* 32:379, 1998.
43. Cope JB et al: Quantitative evaluation of craniofacial changes with Jasper Jumper therapy, *Angle Orthod* 64:113, 1994.
44. Creekmore TD, Radney LJ: Fränkel appliance therapy: orthopedic or orthodontic? *Am J Orthod* 83:89, 1983.
45. Creekmore TD, Eklund MK: The possibility of skeletal anchorage, *J Clin Orthod* 17:26, 1983.
46. Darendeliler AM et al: The effects of samarium cobalt magnets and pulsed electromagnetic fields on tooth movement, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 107:578, 1995.
47. Decrue A, Wieslander L: Veränderungen der Fossa articularis nach Vorverlagerung der Mandibula mittels Herbstapparat, *Zahnarzt Prax* 41:360, 1990.
48. DeVincenzo JP: The Eureka spring: a new interarch delivery system, *J Clin Orthod* 31:454, 1997.
49. DeVincenzo JP, Winn MW: Orthopedic and orthodontic effects from the use of a functional appliance with different amounts of protrusive activation, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 96:181, 1989.
50. Dischinger T: Edgewise Herbst appliance, *J Clin Orthod* 29:738, 1995.
51. Droel R, Isaacson RJ: Some relationships between glenoid fossa position and various skeletal discrepancies, *Am J Orthod* 61:64, 1972.
52. Du X, Hagg U, Rabie B: Effects of headgear Herbst and mandibular step-by-step advancement versus conventional Herbst appliance and maximum jumping of the mandible, *Eur J Orthod* 24:167-174, 2002.
53. Dugoni S, Lee JS: Early mixed dentition treatment: postretention evaluation of stability and relapse, *Angle Orthod* 65:311, 1995.
54. Eirew HL, McDowell E, Phillips JG: The Fränkel appliance: avoidance of lower incisor proclination, *Br J Orthod* 8:189, 1981.
55. El-Bialy T, Zaki AE, Evans CE: Effects of ultrasound on rabbit mandibular incisor formation and eruption after mandibular osteodistraction, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:427-434, 2003.
56. Enlow DH: The dynamics of skeletal growth and remodeling, *Am J Anat* 136:403, 1973.
57. Enlow DH et al: An evaluation of the morphogenic and anatomic effects of the functional regulator, utilizing the counterpart analysis, *Eur J Orthod* 10:192, 1988.
58. Erdogan E, Erdogan E: Symmetric application of the Jasper Jumper in the correction of midline discrepancies, *J Clin Orthod* 32:170, 1998.
59. Eschler J: Die Kieferdehnung mit funktionskieferorthopädischen Apparaten: der Funktionator, *Zahnarzt Welt* 63:203, 1962.
60. Fleischer E, Fleischer A: Bionator modification: the Bio-M-S therapy. In Graber TM, Neumann B, editors: *Removable orthodontic appliances*, ed 2, Philadelphia, 1984, WB Saunders.
61. Fränkel R: *Technik und Handhabung der Funktionsregler*, Berlin, 1973, VEB Verlag Volk & Gesundheit.

62. Fricker JP: *Orthodontics and dentofacial orthopedics*, Canberra, Australia, 1998, Tidbinbilla.
63. Garattini G et al: Skeletal and dental modifications produced by the Bionator III appliance, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:40, 1998.
64. Ghafari J et al: Headgear versus function regulator in early treatment of Class II Division 1 malocclusion: a randomized clinical trial, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:51, 1998.
65. Glanely A et al: Mandibular growth, condyle position, and Fränkel appliance therapy, *Angle Orthod* 53:131, 1983.
66. Golyakhovsky V: Local and continuous exposure to a permanent magnetic field as a means of boosting reparative osteogenesis. Proceedings of the Kubyshev Regular Conference on Magnetic Fields, Kubyshev, USSR, June 1976 (Translated from Russian by AM Blechman).
67. Graber TM: Experimental and clinical studies of the effect of the Fränkel FR appliance in primates and humans. Annual meeting of the American Association of Orthodontists, Boston, May 4-10, 1983.
68. Graber TM: The effect of buccal shields on the maxillary dental arch width in the squirrel monkey (*Sciurus sciurus*). Paper presented at the eighty-third annual session of the American Association of Orthodontists, Boston, May 4-10, 1983.
69. Graber TM: *Physiological principles of functional appliances*. St Louis, 1985, Mosby.
70. Graber TM: Anatomische und physiologische Aspekte bei der Behandlung von Kiefergelenksstörungen, *Fortschr Kieferorthop* 52:126, 1991.
71. Graber TM: Combined extraoral and functional appliances. In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
72. Graber TM: The clinical implications of the unique metabolic processes in the human temporomandibular joint. In Sachdeva RC et al, editors: *Orthodontics for the next millennium*, Dallas, 1997, Ormco.
73. Graber TM: The Fränkel function regulator. In *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
74. Graber TM: The unique nature of temporomandibular joint metabolism: the clinical implications. In Rabie AM, Urist MRB, editors: *Bone formation and repair*, Amsterdam, 1997, Elsevier.
75. Graber TM: The neuromuscular system and its significance for clinical orthodontics, *Eur J Orthod* 20:470, 1998.
76. Graber TM: Nobel Prize research and its impact on growth guidance and TMJ metabolism. Paper presented at the one hundred third annual session of the American Association of Orthodontists, Honolulu, Hawaii, May 6, 2003.
77. Graber TM, Chung DB, Aoba TJ: Dentofacial orthopedics versus orthodontics, *J Am Dent Assoc* 76:1145, 1967.
78. Graber TM, Neumann B, editors: *Removable orthodontic appliances*, ed 2, Philadelphia, 1984, WB Saunders.
79. Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
80. Greenfield RL: Fixed piston appliance for rapid Class II correction, *J Clin Orthod* 29:174, 1995.
81. Grude R: Myofunctional therapy: a review of various cases some years after their treatment by the Norwegian system, *Nor Tantaeggeforer Tid* 62:1, 1952.
82. Hamilton D: Early treatment: the emancipation of dentofacial orthopedics. In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
83. Hansen K, Pancherz H: Long-term effects of Herbst treatment in relation to normal growth and development: a cephalometric study, *Eur J Orthod* 14:285, 1992.
84. Haralabakis NB, Halazonetis DJ, Sifakakis IB: Activator versus cervical headgear: superimposed cephalometric comparison, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:296-305, 2003.
85. Harvold EP: *The activator in interceptive orthodontics*, St Louis, 1974, Mosby.
86. Herbst E: *Atlas und Grundriss der Zahnärztlichen Orthopädie*, Munich, 1910, JF Lehmann Verlag.
87. Herbst E: Dreissigjährige erfahrungen mit dem retentionscharnier, *Zahnartzl Rundsch* 43:1515, 1934.
88. Herren P: The activator's mode of action, *Am J Orthod* 45:512, 1959.
89. Hotz R: *Orthodontics in daily practice*, Bern, Switzerland, 1974, Huber.
90. Huggare J, Kaine-Alva MT: Nasorespiratory function and head posture, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:507, 1997.
91. Igarishi K et al: Diurnal variation in tooth movement in response to orthodontic force in rats, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:8, 1998.
92. Ikai K et al: Morphologic study of the mandibular fossa and the eminence of the temporomandibular joint in relation to facial structures, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:634, 1997.
93. Isberg A, Isaacson G: Tissue reactions associated with internal derangement of the temporomandibular joint, *Acta Odontol Scand* 40:159, 1986.
94. Jasper JJ, McNamara JA: The correction of interarch malocclusions using a fixed force module, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:641, 1995.
95. Jasper JJ, McNamara JA, Mollenhauer B: The modified Herbst appliance (Jasper Jumper). In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
96. Johnston LE: Personal communication on unloading the condyle, Sept 14, 1998.
97. Joho JP, Darendeliler MA: Magnetic activator device II (MAD), *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:223, 1993.
98. Kalra V, Burstone C: Effects of a fixed magnetic appliance on the dentofacial complex, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95:467, 1989.
99. Kantomaa T, Pirttinieni P: Changes in proteoglycan and collagen content in the mandibular condylar cartilage of the rabbit caused by an altered relationship between the condyle and glenoid fossa, *Eur J Orthod* 20:435, 1998.
100. Katsavrias E, Voudouris JC: The treatment effect of mandibular protrusive appliances on the glenoid fossa for Class II Correction, *Angle Orthod* 74:79-85, 2004.
101. Keeling SD et al: Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II treatment with Bionators and headgear, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:40, 1998.
102. Kingsley NW: *Oral deformities*, New York, 1880, Appleton & Son.
103. Komposch G, Hockenjos C: Die Reaktionsfähigkeit des temporomandibulären Knorpels, *Fortschr Kieferorthop* 38:121, 1979.
104. Konik M et al: The mechanism of Class II correction in late Herbst treatment, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:87, 1997.
105. Korkhaus G: Die Auswertung des Fernröntgenbildes in der Kieferorthopädie, *Dtsch Zahn Mund Kieferheilkd* 3:714, 1936.
106. Kasomoto K et al: The evaluation of the orthopedic appliances by using standard growth curves of maxilla and mandible, *J Jpn Orthod Soc* 55:311, 1996.
107. Lange DW et al: Changes in soft tissue profile following treatment with Bionator, *Angle Orthod* 65:423, 1995.
108. Lischer BE: *Principles and methods of orthodontics*, Philadelphia, 1912, Lea & Febiger.

109. Lund DI, Sandler PJ: The effects of twin blocks: a prospective controlled study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:104, 1998.
110. Lundström A: Malocclusion of the teeth as regarded as a problem with the apical base, doctoral dissertation, Stockholm, 1923, Karolinska University.
111. Mamandras AH, Allen LP: Mandibular response to orthodontic treatment with the Bionator appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 97:113, 1990.
112. McDougall PD, McNamara JA: Arch width development in Class II patients with the Fränkel appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 82:10, 1982.
113. McNamara JA: Functional adaptations in the temporomandibular joint. *Dent Clin North Am* 19:457, 1975.
114. McNamara JA: The function regulator of Fränkel. *Am J Orthod* 88:409, 1985.
115. McNamara JA: Fabrication of the acrylic splint Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:10, 1988.
116. McNamara JA: Temporomandibular joint adaptation to functional protrusion. Paper presented at the one hundred third annual session of the American Association of Orthodontists, Honolulu, Hawaii, May 6, 2003.
117. McNamara JA, Bookstein FL, Shaughnessy TC: Skeletal and dental changes following function regulator therapy on Class II patients. *Am J Orthod* 88:91, 1985.
118. McNamara JA, Hinton RJ, Hoffman DI: Histologic analysis of temporomandibular joint adaptations to protrusive function in young adult rhesus monkeys. *Am J Orthod* 82:288, 1982.
119. Melanson E, Van Dyken C: Studies in condylar growth, master's thesis, Ann Arbor, 1972, University of Michigan.
120. Mills CM, McCulloch KF: Treatment effects of the twin block appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:15, 1998.
121. Miyamoto K et al: Masseter muscle activity during the whole day in young adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110:394, 1996.
122. Moffett BC: A research perspective on craniofacial morphogenesis. *Acta Morphol Neerl Scand* 10:91, 1972.
123. Moss JP: Personal communication, Oct 21, 1999.
124. Moss ML: The functional matrix hypothesis revisited: the role of mechanotransduction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:8, 1997.
125. Obijou C, Pancherz H: Herbst appliance treatment of Class II, Division 2 malocclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:287, 1997.
126. O'Brien K, Wright J, Conboy F, et al: Effectiveness of early orthodontic treatment with the twin-block appliance: a multicenter randomized controlled trial. I. Dental and skeletal effects. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:234-243, 2003.
127. O'Brien K, Wright J, Conboy F, et al: Effectiveness of treatment of Class II malocclusion with the Herbst or twin-block appliances: a randomized, controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:128-137, 2003.
128. Ono T et al: Inhibition of masseteric electromyographic activity during oral respiration. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:518, 1998.
129. Özbek M et al: Oropharyngeal airway dimensions and functional-orthopedic treatment in skeletal Class II cases. *Angle Orthod* 68:327, 1998.
130. Pancherz H: Treatment of Class II malocclusions by jumping the bite with the Herbst appliance: a cephalometric investigation. *Am J Orthod* 76:423, 1979.
131. Pancherz H: The effect of continuous bite jumping on the dentofacial complex: a follow-up study after Herbst appliance treatment of Class II malocclusion. *Eur J Orthod* 3:49, 1981.
132. Pancherz H: The effects, limitations, and long-term dentofacial adaptations to treatment with the Herbst appliance. *Semin Orthod* 3:232, 1997.
133. Pancherz H: The modern Herbst functional appliance. In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2. St Louis, 1997, Mosby.
134. Pancherz H, Fischer S: Amount and direction of temporomandibular joint growth in Herbst treatment: a cephalometric long term investigation. *Angle Orthod* 73:493, 2003.
135. Paulsen HU: Morphological changes of the TMJ condyles of 100 patients treated with the Herbst appliance in the period of puberty to adulthood: a long-term radiographic study. *Eur J Orthod* 19:657, 1997.
136. Paulsen HU et al: Bone scintigraphy of the human temporomandibular joints during Herbst treatment. *Eur J Orthod* 20:369, 1998.
137. Paulsen HU: Personal communication, Feb 2004.
138. Petrovic AG, Oudet C, Stutzmann JJ: Temporal organization of rat and human cells: circadian frequency and quantization of cell generation time. In Edmonds L, editor: *Cell cycle clocks*. New York, 1984, Marcel Dekker.
139. Pilon JGM: Orthodontic forces and tooth movement, doctoral dissertation, Nijmegen, Netherlands, 1996, University of Nijmegen.
140. Pirttiniemi P et al: Electrical masseter muscle stimulation alters condylar shape. *Eur J Orthod* 20:478, 1998.
141. Popowich K, Nebbe B, Major PW: Effect of Herbst Treatment on temporomandibular joint morphology: a systematic literature review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:388-394, 2003.
142. Rabie ABM, She TT, Hagg U: Functional appliance therapy accelerates and enhances condylar growth. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:40-48, 2003.
143. Rabie ABM, Wong L, Hagg U: Correlation of replicating cells and osteogenesis in the glenoid fossa during stepwise advancement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:521-526, 2003.
144. Rabie ABM, Wong L, Tsai M: Replicating mesenchymal cells in the condyle and the glenoid fossa during mandibular forward positioning. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:49-57, 2003.
145. Rakosi T: The activator. In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2. St Louis, 1997, Mosby.
146. Rakosi T, Jonas I, Graber TM: *Orthodontic diagnosis: color atlas of dental medicine*. Berlin, 1993, Thieme.
147. Ricketts RM: Orthopedics in the eyes of the clinician. Symposium on Clinical and Bioengineering Aspects of Dentofacial Orthopedics, Farmington, Conn, Feb 25, 1981, University of Connecticut.
148. Robin P: Observation sur un nouvel appareil de redressement. *Rev Stomatol* 9:423, 1902.
149. Roux W: *Gesammelte Abhandlungen über Entwicklungsmechanik der Organismen*. Leipzig, 1895, Engelmann.
150. Ruf S, Pancherz H: The mechanism of Class II correction during Herbst therapy in relation to the vertical jaw base relationship. *Angle Orthod* 67:271, 1997.
151. Ruf S, Pancherz H: Temporomandibular joint growth adaptation in Herbst treatment: a prospective magnetic resonance imaging and cephalometric roentgenographic study. *Eur J Orthod* 20:375, 1998.
152. Ryan MJ et al: Opening rotations of the mandible during and after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 114:142, 1998.

153. Sander FC: The effects of appliances and Class II elastics on masticatory patterns. In McNamara JA et al, editors: *Clinical alteration of the growing face*. Monograph 14, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1983, University of Michigan.
154. Schmutz GPF: Consideration of functional aspects on dentofacial orthopedics and orthodontics (Friel Memorial Lecture). *Eur J Orthod* 2:481, 1998.
155. Scholle HC et al: Selective masseter and temporal muscle activation depending on the morphofunctional situation in the orofacial region. *Eur J Orthod* 20:482, 1998.
156. Schwarz AM: Die Wirkungsweise des Aktivators. *Fortschr Kieferorthop* 3:117, 1952.
157. Schwarz AM: In Gratzinger M, editor: *Removable orthodontic appliances*. Philadelphia, 1966, WB Saunders.
158. Schwindung FP: *Jasper Jasper color atlas*. Merzig, Germany, 1997, Neumann.
159. Sectakof PA: The effects of functional appliances on functional activities of jaw muscles in *Macaca fascicularis*, master's thesis, Toronto, 1992, University of Toronto.
160. Selmer-Olsen R: En kritisk betraktning over "Der Norsk System." *Nor Tandlaegeforen Tid* 47:85, 1937.
161. Sfondrini G et al: Adaptations of masticatory muscles to a hyperpropulsive appliance in the rat. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110:612, 1996.
162. Slagvold O, Kolstad I: Class II Division 1 malocclusion treated with activators: a study of posttreatment stability. unpublished, 1978.
163. Stöckli P, Teuscher U: Combined headgear-activator orthopedics. In Graber TM, Vanarsdall RL, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*, ed 2, St Louis, 1994, Mosby.
164. Stromeyer E: A cephalometric study of the Class II correction effects of the Eureka Spring, master's thesis, Loma Linda, Calif, 1997, Loma Linda University.
165. Tallgren A et al: Effects of a myofunctional appliance on orofacial muscle activity and structures. *Angle Orthod* 68:249, 1998.
166. Tanne K, Susumu M: Stress distribution in the maxillary complex from orthopedic-headgear force. *Angle Orthod* 63:111, 1993.
167. Thilander B, Filipsson R: Muscle activity related to activator and intermaxillary traction in Angle Class II Division 1 malocclusion: an electromyographic study of the temporal, masseter, and suprahyoid muscles. *Acta Odontol Scand* 24:142, 1966.
168. Tourne I et al: Immediate postural response to total nasal obstruction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 110:606, 1996.
169. Tulloch CF et al: The effect of early intervention on skeletal pattern in Class II malocclusion: a randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:391, 1997.
170. Tulloch CF et al: Benefit of early Class II treatment: progress report of a two-phase randomized clinical trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:62, 1998.
171. Vardimon AD, Graber TM, Drescher D, et al: Rare earth magnets and impaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 100(6):494-512, 1991.
172. Vardimon A et al: Functional magnetic system. In Graber TM, Rakosi T, Petrovic A, editors: *Dentofacial orthopedics with functional appliances*, ed 2, St Louis, 1997, Mosby.
173. Vardimon AD et al: Principles and cephalometric assessment of functional magnetic correction. *Eur J Orthod* 20:483, 1998.
174. Vardimon AD et al: An assessment of skeletal and dental responses to the functional magnetic system (FMS). *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 120:416-426, 2001.
175. Vig KD: Nasal obstruction and facial growth: the strength of evidence for clinical assumptions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:603, 1998.
176. Voudouris JC, Woodside DG, Altuna G, et al: Condyle-fossa modification and muscle interactions during Herbst treatment. 1. New technology method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:604-613, 2003.
177. Voudouris JC, Woodside DG, Altuna G, et al: Condyle-fossa modification and muscle interactions during Herbst treatment. 2. Results and conclusions. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 124:13-29, 2003.
178. Ward DM, Behrens RG, Goldberg JS: Temporomandibular joint fluid pressure response to altered mandibular position. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:22, 1990.
179. Watted N et al: A nuclear magnetic resonance study of the temporomandibular joint changes following functional orthopaedic treatment using the Würzburg approach. *Eur J Orthod* 20:484, 1998.
180. Weiland FJ, Bantleon HP: Treatment of Class II malocclusions with the Jasper Jumper. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 108:341, 1995.
181. Weiland FJ et al: Initial effects of treatment of Class II malocclusion with the Herren activator, activator-headgear combination, and Jasper Jumper. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:19, 1997.
182. Wieslander L: Long-term effect of treatment with the headgear-Herbst appliance in the early mixed dentition: stability or relapse? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104:319, 1993.
183. West RP: The adjustable bite corrector. *J Clin Orthod* 29:650, 1995.
184. Wolff J: *Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin, 1892, Hirschwald.
185. Woodside DG: Do functional appliances have an orthopedic effect? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:11, 1998.
186. Woodside DG, Metaxas A, Altuna G: The influence of functional appliance therapy on glenoid fossa remodeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 92:181, 1987.
187. Xiong H, Hagg U, Tang GH, et al: The effect of continuous bite jumping in adult rats. *Angle Orthod* 74:86-93, 2004.
188. Yamada T et al: Influence of nasal respiratory obstruction on craniofacial growth in young *Macaca fasciata* monkeys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 111:38, 1997.
189. Yamin-Lecouture C et al: The actions of three types of functional appliances on the activity of the masticatory muscles. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:560, 1997.

## Tratamiento de pacientes con dentición mixta

James A. McNamara, Jr.

**E**n este capítulo se analizan varios aspectos del tratamiento de la dentición mixta, definido como una intervención ortopédica y ortodóncica temprana, que se realiza durante la dentición mixta y, en ocasiones, durante el final de la dentición temporal. El objetivo de un tratamiento precoz es corregir los desequilibrios esqueléticos, dentoalveolares y musculares ya existentes o en desarrollo para mejorar el entorno orofacial antes de que se complete la erupción de la dentición permanente. Al iniciar el tratamiento ortodóncico y ortopédico a una edad temprana, se supone que se reduce la necesidad global de realizar un tratamiento ortodóncico complejo que incluya la extracción de dientes permanentes y la cirugía ortognática. Este capítulo incluye una visión general del tratamiento temprano, y ha sido adaptado y revisado a partir de un trabajo más extenso sobre esta materia, realizado por McNamara y Brudon<sup>1,2</sup>.

### INTRODUCCIÓN AL TRATAMIENTO TEMPRANO

Uno de los grandes temas de conversación y debate entre los ortodoncistas, e incluso entre el público no especializado en el tema, ha sido la temporalización del tratamiento ortodóncico. De hecho, en los últimos años han aparecido artículos sobre este tema, no sólo en publicaciones especializadas en ortodoncia, sino también en otras como el *New York Times*, el *Wall Street Journal* y el *US News and World Report*. Estos artículos reflejan uno de los dilemas a los que se enfrentan los ortodoncistas en activo: si deben intervenir antes de que se complete la erupción de la dentición permanente.

Se puede argumentar que, en muchos pacientes, es mejor dejar que erupcionen todos los dientes permanentes (excepto los terceros molares) antes de iniciar el tratamiento de ortodoncia. Una vez que todos los dientes han erupcionado del todo, es posible realizar con frecuencia el tratamiento directamente en un período de tiempo predecible (p. ej., 2 o 3 años). Cuando se trata a un paciente que ya ha superado la pubertad y que ha terminado la mayor parte de su fase de crecimiento, normalmente el profesional no tiene que enfrentarse a cambios no deseados relacionados con patrones de crecimiento aberrantes. De hecho, en algunos tipos de maloclusiones, como en algunos casos de Clase III caracterizadas por prognatismo mandi-

bular, es mejor demorar el tratamiento quirúrgico y de ortodoncia definitivos hasta que finalice el período de crecimiento activo.

A pesar de que algunos profesionales consideran que aplazar el tratamiento de los problemas ortodóncicos hasta la adolescencia es una ventaja, otros lo consideran una gran desventaja. Muchos profesionales prefieren intervenir durante la dentición mixta para eliminar o modificar las anomalías esqueléticas, neuromusculares y dentoalveolares, antes de que erupcione la dentición permanente. A primera vista, este enfoque parece razonable y más lógico para prevenir que se produzca una anomalía, en vez de esperar a que se desarrolle del todo. Sin embargo, no todos los profesionales recurren al tratamiento temprano. La decisión de intervenir antes de la erupción de la dentición permanente puede estudiarse en función de una serie de factores interactivos (v. caps. 11 y 12).

### Modificación del crecimiento craneofacial

Durante los últimos 30 años, los ortodoncistas y biólogos craneofaciales han debatido en muchas ocasiones acerca del grado y ubicación de las adaptaciones neuromusculares y esqueléticas inducidas terapéuticamente en el complejo craneofacial, iniciadas cuando la dentición es mixta. La mayoría estarían de acuerdo en que el crecimiento hacia abajo y hacia delante del complejo maxilar puede verse afectado por técnicas terapéuticas, como la tracción extraoral y el activador. Tampoco es el ensanchamiento de la dimensión transversal del maxilar mediante la expansión maxilar rápida (EMR) un tema particularmente controvertido, a pesar de que la estabilidad a largo plazo de este tipo de tratamiento sólo se ha evaluado con detenimiento recientemente.

Numerosos estudios clínicos y experimentales<sup>16,30</sup> han abordado la cuestión de si se puede aumentar la longitud de la mandíbula, en comparación con controles no tratados. Actualmente, existen muchas pruebas científicas que indican que, en los pacientes en fase de crecimiento, se puede aumentar el crecimiento mandibular, como mínimo a corto plazo. Lo más importante es si el crecimiento extra es clínicamente relevante y si se mantiene a largo plazo. En comparación, hay pocas pruebas que indiquen que se puede disminuir el crecimiento de la mandíbula<sup>31</sup> utilizando una mentonera o con un tratamiento ortopédico con más-

cara facial, a pesar de que se han observado cambios en la dirección del crecimiento mandibular en un sentido más vertical como resultado de diversas técnicas ortopédicas<sup>32</sup>.

### Cooperación del paciente

Según Graber<sup>33</sup>, la cooperación del paciente es el llamado «talón de Aquiles» de muchos protocolos de tratamiento temprano. La capacidad para motivar al paciente es el ingrediente esencial para que el tratamiento de ortodoncia tenga éxito, ya se inicie con dentición mixta o permanente. Uno de los grandes miedos de muchos ortodontistas es que, al comenzar el tratamiento con dentición mixta, la cooperación del paciente y de los padres decaiga antes de que se haya completado satisfactoriamente el tratamiento con un aparato fijo. Los objetivos del tratamiento deben establecerse de manera clara para evitar que dicho tratamiento se prolongue de manera innecesaria y acabe afectando negativamente a la cooperación del paciente en el futuro.

Según el autor, el problema más significativo de la cooperación del paciente, sobre todo en aquellos con dentición mixta, reside en la mente del ortodontista o de los padres, en vez de en la del joven paciente. Es necesario hacer todos los esfuerzos posibles para incorporar al paciente y a los padres en las decisiones del tratamiento y para resaltar lo importante que es usar el aparato, de acuerdo con las necesidades específicas del paciente. Los regímenes en los que es vital la máxima cooperación del paciente sólo se deben iniciar una vez que se ha determinado que este tipo de aparato es óptimo para un desequilibrio esquelético y neuromuscular dado. Al iniciar el tratamiento es necesario calcular de manera razonable la duración del mismo y comunicárselo al paciente y a los padres.

Un punto crítico relacionado con la colaboración del paciente se relaciona con el comienzo de los estudios secundarios, ya que suele ser cuando la motivación del paciente disminuye. Por tanto, es aconsejable completar la fase II del tratamiento, o el tratamiento exhaustivo de una sola fase, antes de este período. Según la experiencia del autor, la mayoría de los pacientes que inician un tratamiento de ortodoncia u ortopedia durante el segundo o tercer año de primaria finalizan la fase II antes de comenzar los estudios secundarios, a pesar de que la cronología de la erupción varía mucho en cada caso. Además, es mucho más fácil planificar las citas cuando el paciente está en los cursos medios de primaria o en los primeros años de estudios secundarios.

### Gestión de la consulta

Evidentemente, cuando se inicia el tratamiento en un paciente con dentición mixta, el tiempo que transcurre desde que comienza el tratamiento hasta que finaliza con la fase del aparato fijo puede alargarse mucho más de lo que se estima con un tratamiento de ortodoncia típico iniciado en la dentición permanente temprana. A finales de los años setenta y principios de los ochenta, se desarrollaron muchos de los protocolos de tratamiento temprano y se dieron muchos casos de tratamientos prolongados que no sólo tuvieron un efecto negativo sobre el entusiasmo del paciente y

sus padres, sino que también se convirtieron en una pesadilla desde el punto de vista del manejo profesional. A partir de ahí, los tratamientos tempranos han evolucionado y son ahora más eficaces. Estos protocolos tienen una duración determinada y un resultado razonablemente predecible.

En general, se estima que la fase inicial del tratamiento dura aproximadamente 1 año, seguida de un período de observación intermitente durante la transición de la dentición mixta a la permanente. El incremento natural en el espacio de la arcada se incluye en el plan de tratamiento general, al anclar en su posición a los primeros molares permanentes cuando se pierden los segundos molares temporales, normalmente mediante la colocación de un arco transpalatino en el maxilar y, en el 25 al 30% de los pacientes, un arco lingual en la mandíbula. Una vez que todos los dientes permanentes han erupcionado y entrado en oclusión (excepto, quizá los segundos y terceros molares) se pueden utilizar aparatos fijos para alinear y mejorar los detalles de la oclusión. Normalmente, no se inicia el tratamiento hasta que se prevé la erupción de los segundos molares en un plazo de entre 6 y 9 meses.

Desde el punto de vista de la gestión de la consulta, se cobran honorarios por separado en la fase inicial del tratamiento temprano y en la fase final exhaustiva. En el caso del consultorio privado del autor no se cobran honorarios por las citas durante el período denominado de provisionalidad o de reposo en el que se controla la erupción de la dentición permanente.

## TEMPORALIZACIÓN DE LA INTERVENCIÓN TEMPRANA

La temporalización de la intervención ortodóncica es de vital importancia. El inicio de los protocolos del tratamiento temprano varía según el tipo de maloclusión que se va a tratar. Por ejemplo, los problemas de discrepancia en el tamaño de los dientes y de la arcada en la Clase I suelen tratarse cuando el paciente tiene 8 o 9 años (tabla 13-1). Nor-

**TABLA 13-1** Utilidad de los protocolos de tratamiento temprano

Período de dentición	CLASIFICACIÓN DE ANGLE*		
	I	II	III
Temporal	+	—	++
Mixta temprana	+++	(EMR)	+++
Mixta tardía	++	+++	+
Permanente temprana	+	+++	+

\*Utilidad de los protocolos de tratamiento temprano según el tipo de maloclusión: +++, la más eficaz; ++, más eficaz; +, eficaz en cierto grado; —, normalmente no es eficaz. La expansión maxilar rápida (EMR) se puede realizar durante el período de dentición mixta temprana en los pacientes con Clase II para corregir los problemas internos de la arcada antes de que se consiga corregir la relación sagital de Clase II.

malmente, este tratamiento se inicia después de que hayan erupcionado los cuatro incisivos inferiores y los incisivos centrales superiores. Dependiendo del tamaño de los dientes permanentes, se emplea el mantenimiento de espacio, la extracción en serie, protocolos de expansión ortopédica, o bien una combinación de estos protocolos (v. cap. 11).

En el caso de una maloclusión de Clase III diagnosticada al final de la dentición temporal o al comienzo de la dentición mixta, el tratamiento se puede iniciar antes de lo que sería normal en un caso de Clase I (v. tabla 13-1). El momento ideal para comenzar un tratamiento temprano de una Clase III (p. ej., máscara facial ortopédica, aparato regulador de función de Fränkel [RF-3] o mentonera) coincide con la pérdida de los incisivos superiores temporales y la erupción de los incisivos centrales superiores permanentes. Evidentemente, esta intervención temprana en los pacientes con Clase III hace que se alargue el período de tiempo entre el comienzo de la primera fase y el final de la fase exhaustiva de tratamiento, posterior a la erupción de la dentición permanente. Además, tal y como se explicará posteriormente, el tratamiento temprano de la maloclusión de Clase III se puede caracterizar por contar con más de un período de intervención durante la fase de dentición mixta. Puesto que se trata de un problema ortopédico, concuerda totalmente con la ortopedia médica.

La temporalización del tratamiento de la deficiencia mandibular en los pacientes con maloclusión de Clase II difiere ligeramente de lo explicado anteriormente para las maloclusiones de Clase I y III. Existe una tendencia a realizar tratamientos más tempranos en los problemas de Clase III que en los de Clase I, por lo que, en ocasiones, el autor recomienda esperar hasta la fase de dentición mixta tardía antes de utilizar la ortopedia funcional de los maxilares en los pacientes con Clase II caracterizada en parte por la retrusión esquelética de la mandíbula (v. tabla 13-1). Los estudios clínicos y experimentales han demostrado que, cuando se inicia el tratamiento durante la fase de crecimiento que rodea la pubertad, se produce mayor crecimiento mandibular con los aparatos funcionales<sup>5,23-24</sup>. Lo ideal es que, tras el tratamiento con aparatos funcionales (p. ej., Herbst, bloques gemelos y RF-2 de Fränkel), se coloque directamente un aparato fijo para alinear la dentición permanente. Sin embargo, en aquellos pacientes con graves problemas neuromusculares, esqueléticos y dentoalveolares (es decir, maloclusiones que pueden suponer un problema social) se debe iniciar el tratamiento con dentición mixta temprana. En general, en la mayoría de los pacientes cuyo problema se debe, en parte, a la retrusión esquelética mandibular, no suele haber un momento «ideal» para iniciar el tratamiento de la Clase II. El profesional tiene muchas oportunidades para tratar a este tipo de pacientes.

En los casos de pacientes con Clase II con prognatismo maxilar, la temporalización del tratamiento tampoco es crucial. Para tratar satisfactoriamente este tipo de desequilibrio esquelético se puede utilizar la tracción extraoral en la dentición mixta o permanente<sup>25-40</sup>.

Sería recomendable advertir que en muchos pacientes con maloclusión de Clase II, cuya franja de edad se sitúa entre los 6 y los 8 años, el tratamiento se podría iniciar en el momento en que se pueden manejar los problemas in-

ternos de cada arcada (p. ej., apiñamiento, espaciamiento e inclinaciones). Las discrepancias internas de la arcada serán abordadas más adelante. En otras palabras, los mismos protocolos (p. ej., expansión ortopédica o extracción en serie) que se pueden utilizar en los pacientes con Clase I se pueden iniciar en los pacientes con Clase II con discrepancias en la longitud de la arcada (v. tabla 13-1). Sin embargo, con frecuencia es mejor retrasar el intento de corregir la deficiencia mandibular hasta la fase de dentición mixta tardía en aquellos pacientes con problemas sagitales leves a moderados.

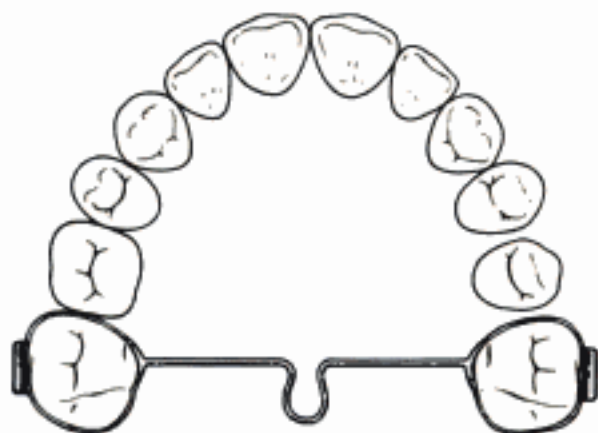
## TRATAMIENTO DE LOS PROBLEMAS DE DISCREPANCIA ENTRE EL TAMAÑO DE LOS DIENTES Y LA ARCADA

El tipo de maloclusión más común en la dentición mixta suele ser el apiñamiento. Los pacientes con apiñamiento son referidos por el dentista general o sus propios padres debido a la protrusión dentoalveolar evidente o a la falta de espacio suficiente para que erupcionen los dientes permanentes. Habitualmente, este tipo de pacientes tienen una relación molar de Clase I o una tendencia a la maloclusión de Clase II o III.

En la dentición permanente, las discrepancias entre el tamaño dentario y de la arcada suelen tratarse con una de las tres modalidades de tratamiento siguientes: extracción<sup>41-46</sup>, reducción interproximal<sup>47-52</sup> o expansión de la arcada<sup>53-59</sup>. Otros protocolos de tratamiento comparables para la dentición mixta son la extracción en serie y la expansión ortopédica, mientras que la reducción interproximal suele reservarse únicamente para pacientes con dentición permanente. Otros métodos de tratamiento adicionales de los problemas de discrepancia en la dentición mixta y que no se aplican en pacientes con dentición permanente son las técnicas de manejo del espacio (p. ej., mantenimiento del espacio de deriva).

### Mantenimiento del espacio durante la fase de transición de la dentición

Una parte integrante de cualquier protocolo de dentición mixta es el control de la transición de la dentición mixta a la permanente. Según las investigaciones de Moyers y cols.<sup>60</sup>, entre otros, existen diferencias significativas en el tamaño de los segundos molares temporales y los segundos premolares que les suceden. En la arcada inferior se puede ganar un espacio de 2.5 mm de media a cada lado, y en la arcada superior, aproximadamente 2 mm a cada lado. Sin embargo, existe una gran variación en el tamaño de los dientes según el paciente<sup>61</sup>, por lo que cada caso debe evaluarse con radiografías para determinar el tamaño relativo de los segundos molares temporales y de sus sucesores. El simple hecho de mantener el espacio de la arcada disponible durante la transición de la dentición puede ser suficiente para solucionar las discrepancias leves a moderadas entre el tamaño dentario y de la arcada<sup>62</sup>, particularmente si se realiza una reducción interproximal coherente una vez que haya erupcionado la dentición permanente.

**Figura 13-1**

Arco transpalatino. Este arco se puede utilizar como aparato activo y de estabilización durante la fase de transición de la dentición. Tras el recambio del segundo molar temporal por el segundo premolar se produce un aumento neto del espacio disponible.

Al final de la transición de la dentición se utilizan dos tipos de arco como aparato de sujeción: el arco transpalatino y el arco lingual. Normalmente, estos arcos se cementan en su posición antes de que se pierdan los segundos molares temporales.

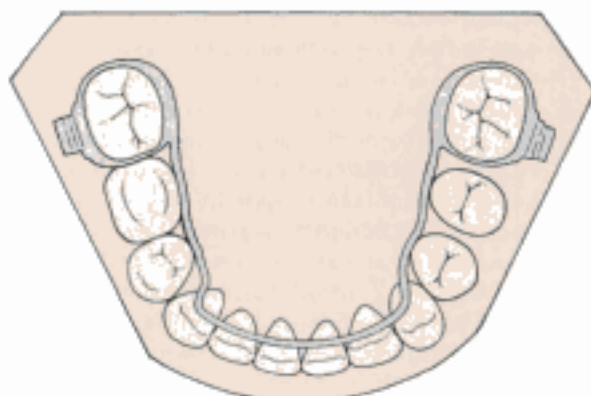
### Arco transpalatino

Tal y como el nombre indica, el arco transpalatino se extiende desde un primer molar superior, a lo largo del contorno del paladar, hasta el molar del lado contrario (fig. 13-1). A pesar de que existen arcos transpalatinos fijos y removibles, normalmente el autor utiliza el arco transpalatino hecho con alambre de acero inoxidable de 0,91 mm y soldado a las bandas molares en las aristas mesiolinguales.

La función principal del arco transpalatino en la dentición mixta es evitar la migración mesial de los primeros molares superiores durante el recambio de los segundos molares temporales por los segundos premolares. Si se desea, este aparato también es capaz de producir rotaciones en los molares y cambios en la torsión de la raíz<sup>63,64</sup> mediante la activación unilateral y secuencial del aparato<sup>7</sup>. Además, el arco transpalatino se puede utilizar también para estabilizar y anclar los molares. Normalmente, este arco se deja puesto hasta que se completa la fase exhaustiva de tratamiento de ortodoncia.

### Arco lingual

El arco lingual, que se suele utilizar en la mandíbula como parte del protocolo de tratamiento temprano, tiene una función similar a la que ejerce el arco transpalatino en el maxilar, es decir, actúa como aparato de anclaje de los molares. El arco lingual también está hecho de

**Figura 13-2**

Arco lingual inferior. Tras la pérdida del segundo molar temporal y la erupción del segundo premolar en el lado izquierdo se mantuvo el espacio de la arcada. Si se desea, se pueden colocar bucles de ajuste en la zona del segundo premolar.

acero inoxidable de 0,91 mm, está soldado a las superficies linguales de las bandas de los primeros molares inferiores y se extiende a lo largo del contorno lingual de la dentición inferior, desde el primer molar de un lado hasta el primer molar del otro lado (fig. 13-2). En la zona de los segundos molares temporales se pueden colocar bucles de ajuste opcionales en el arco lingual (no se muestran).

El arco lingual inferior se utiliza con menos frecuencia que el arco transpalatino, ya que en el caso de muchos pacientes sometidos a un tratamiento de ortodoncia temprano no es necesario mantener el espacio de la arcada en la zona del segundo premolar (normalmente, en aproximadamente un tercio de los pacientes que están en la fase I del tratamiento). De ahí que el arco lingual inferior sólo se recomienda a pacientes en los que ha de mantenerse un anclaje molar máximo. A diferencia del arco transpalatino, el arco lingual se suele retirar después de la erupción completa de los segundos premolares y una vez que se logran posicionar estos dientes de manera adecuada.

El arco lingual no sólo se utiliza en pacientes con Clase I en los que ha de estabilizarse el espacio de la arcada, sino también para tratar a pacientes con maloclusión de Clase III. En estos casos, se mantiene la posición del molar para evitar que éstos se adelanten (y, por tanto, agraven la relación molar de Clase III) y facilitar la erupción más hacia atrás de los premolares.

### EXTRACCIÓN EN SERIE

La extracción en serie es otro protocolo que se puede utilizar de manera selectiva para tratar las discrepancias entre el tamaño dentario y el de la arcada. Esta técnica de tratamiento temprano implica la extracción secuencial de los dientes temporales para facilitar la erupción sin obstáculos



de los dientes permanentes. Con frecuencia, aunque no siempre, este procedimiento da lugar a la extracción de los cuatro premolares. Este protocolo surgió en Europa en los años treinta y ha sido adoptado por varios profesionales, entre ellos Hotz<sup>65,66</sup>, Kjellgren<sup>67</sup>, Terwilliger<sup>68</sup>, Lloyd<sup>69</sup> y Palsson<sup>70</sup>. La secuencia de extracciones en serie ha sido aclarada en detalle en varios artículos de Dewel<sup>71-73</sup> y en capítulos escritos por Mayne, incluidos en los textos de Graber<sup>74</sup>, Proffit<sup>75</sup>, Moyers<sup>76</sup> y Dale<sup>77</sup> (v. cap. 11).

Graber<sup>74</sup> afirma que la extracción en serie puede estar indicada cuando se sabe «con cierto grado de certeza que no habrá espacio suficiente en las arcadas para acomodar todos los dientes permanentes con una alineación adecuada». Proffit<sup>75</sup> establece una discrepancia entre el tamaño dentario y el de la arcada de 10 mm o más como indicación para la extracción en serie, mientras que Ringenberg<sup>78</sup> menciona una discrepancia de 7 mm o más. En muchos de los pacientes a los que se les practican extracciones en serie se utiliza un arco transpalatino para mantener la posición de los molares superiores hasta que se produzca la transición a la dentición permanente.

Según el autor, el factor principal que se debe evaluar cuando se toman decisiones sobre las extracciones en serie es el tamaño de los dientes permanentes de cada paciente. En casos en los que el diente es demasiado grande (p. ej., tal y como indica la anchura de los cuatro incisivos superiores e inferiores permanentes) puede ser adecuado comenzar con los protocolos de extracción en serie. Otro factor que debe tenerse en cuenta es el posicionamiento anteroposterior de los incisivos inferiores en relación con los elementos esqueléticos adyacentes y al tejido blando, sobre todo a la musculatura de los labios. Evidentemente, no se recomienda realizar extracciones en serie a pacientes con apiñamiento, retrusión bialveolar extrema y perfil facial plano, ya que podrían producirse posibles cambios desfavorables en el contorno facial. De hecho, es preferible mantener un apiñamiento residual leve de los incisivos inferiores antes que crear un perfil facial «hundido». Del mismo modo, tampoco es recomendable realizar extracciones en serie a pacientes con protrusión bialveolar, ya que es deseable conseguir la máxima retracción posible de los incisivos, por lo que normalmente se escogen los aparatos fijos como terapia para conseguir el anclaje máximo<sup>79</sup>.

Las extracciones en serie se pueden combinar con la expansión maxilar rápida (EMR) en algunos pacientes con discrepancias significativas en la longitud de la arcada, con un maxilar estrecho y triangular y con un «espacio negativo»<sup>80</sup> que se aprecia en las comisuras de la boca al sonreír. La EMR es especialmente recomendable en pacientes con contornos faciales amplios. En primer lugar, las arcadas se pueden expandir para ampliar la sonrisa y posteriormente se pueden iniciar procedimientos de extracción en serie para reducir o eliminar los posibles desequilibrios entre dentición y arcada.

Se sabe que la extracción en serie no es una panacea para todos los pacientes con apiñamiento dental en la dentición mixta<sup>79</sup>. Hay que tener mucho cuidado para evitar que los incisivos inferiores se inclinen hacia lingual, así como cambios desfavorables en la posición sagi-

tal de la dentición superior e inferior. Además, el inicio de la técnica de extracción en serie puede provocar espaciamientos no deseados en las arcadas dentarias. Sin embargo, si se realizan adecuadamente se ha demostrado que las extracciones secuenciales de la dentición temporal son un tratamiento eficaz, rentable y satisfactorio para solucionar los problemas de discrepancia en el tamaño dentario y de la arcada.

## EXPANSIÓN ORTOPÉDICA

Un tratamiento muy reconocido es la expansión de las arcadas dentarias mediante una gran variedad de tratamientos de ortodoncia, entre ellos aquellos que incorporan aparatos fijos. Los tipos de expansión producida se pueden dividir arbitrariamente en tres categorías: expansión ortodóncica, expansión pasiva y expansión ortopédica.

### Categorías de expansión

#### Expansión ortodóncica

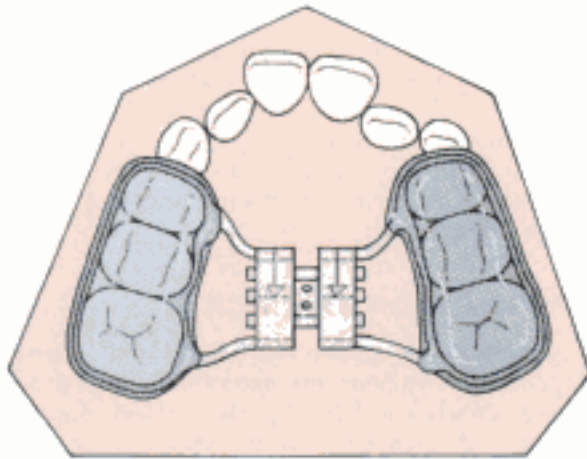
La expansión ortodóncica, producida por aparatos fijos convencionales, placas de expansión removibles y aparatos de resorte en dedo, normalmente da lugar a movimientos laterales de los segmentos posteriores que, fundamentalmente, son dentoalveolares. Existe una tendencia hacia la inclinación lateral de las coronas de los dientes implicados, que conlleva la inclinación lingual de las raíces. La resistencia de la musculatura de la mejilla y otros tejidos blandos sigue existiendo, y ejercen fuerzas que pueden conducir a la recidiva de expansión ortodóncica ya conseguida<sup>81-84</sup>.

#### Expansión pasiva

Cuando la oclusión es protegida de las fuerzas de la musculatura yugal y labial, tal y como ocurre con el aparato RF-2 de Fränkel<sup>19</sup>, se suele producir un ensanchamiento de las arcadas dentarias. Esta expansión pasiva no deriva de la aplicación de fuerzas biomecánicas extrínsecas, sino de fuerzas intrínsecas, como las que produce la lengua. Según un estudio con implantes realizado con pacientes tratados con el aparato RF-2 de Fränkel, Brieden y cols.<sup>85</sup> demostraron que el depósito de hueso se produce principalmente a lo largo de la zona lateral de la apófisis alveolar en vez de en la sutura palatina media. También se ha observado un tipo relacionado de expansión espontánea de la arcada resultante del tratamiento con el parabios<sup>86,87</sup>.

#### Expansión ortopédica

Los aparatos de expansión maxilar rápida (fig. 13-3) son el mejor ejemplo de la verdadera expansión ortopédica, en la que los cambios se producen fundamentalmente en las estructuras esqueléticas subyacentes, en vez de mediante el movimiento de los dientes en el hueso alveolar<sup>55-57,88</sup>. La expansión maxilar rápida no sólo separa la sutura palatina media, sino que también afecta a los sistemas de suturas que rodean al malar y maxilar<sup>89</sup>. Una vez ensanchado el paladar, se deposita nuevo hueso en la zona de expansión, de manera que la integridad de la sutura mesopalatina se restablece en un período de entre 3 y 6 meses<sup>84</sup>.

**Figura 13-3**

Aparato de expansión maxilar rápida de tipo férula de acrílico, adherido a los molares superiores temporales y a los primeros molares permanentes. El recubrimiento de acrílico que cubre la zona oclusal produce un efecto de bloqueo de mordida posterior sobre la dimensión vertical.

### Fundamentos para la expansión ortodóncica temprana

La EMR es la piedra angular del protocolo de expansión ortopédica temprana empleado para tratar a pacientes con problemas de discrepancia en la longitud de la arcada. A pesar de que hay varios debates abiertos sobre los tratamientos auxiliares que producen movimientos dentarios (p. ej., el aparato de Schwarz, el parabolios y el arco utilitario) como parte de varios protocolos aplicados a la dentición mixta, la EMR es el componente esencial de este abordaje terapéutico. La aplicación de este protocolo de expansión se basa, en parte, en los estudios previos realizados por el autor sobre el desarrollo de las arcadas dentarias de pacientes que no han sido tratados, y cuya dentición es permanente o mixta.

### Estudios realizados con dentición permanente

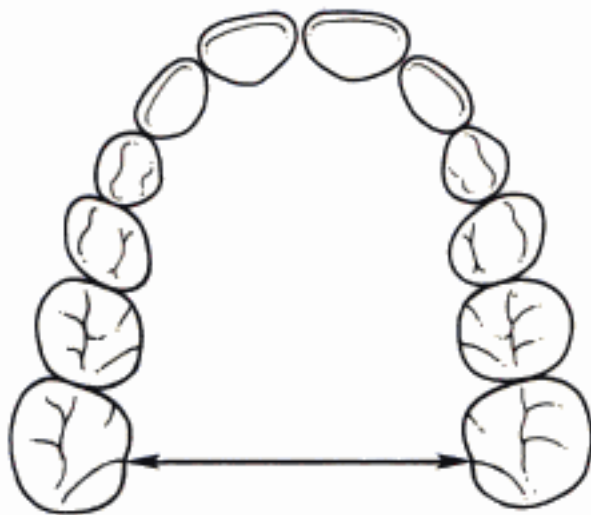
Howe y cols.<sup>90</sup> realizaron una investigación en la que compararon los modelos de pacientes con apiñamiento grave con los modelos de individuos no tratados, que se clasificaron como poseedores de una oclusión ideal o casi ideal. Esta última muestra de casos se recogió utilizando modelos dentales seriados del Growth Study de la Escuela Elemental y Secundaria de la Universidad de Michigan<sup>60</sup>. No se observaron diferencias estadísticas significativas relativas al tamaño de los dientes entre los sujetos con y sin apiñamiento, independientemente de que se tuviera en cuenta el tamaño de todos los dientes o el de cada diente. Por el contrario, sí se observaron diferencias significativas en la anchura y el perímetro de la arcada. La anchura maxilar intermolar era un factor muy importante como indicador clínico, fácil de calcular. En los varones sin apiñamiento, la distancia media entre los pri-

meros molares superiores permanentes, que se calcula en el punto de intersección entre el surco lingual y el margen gingival, era de  $37,4 \pm 1,7$  mm, valor similar a los  $31,1 \pm 4,1$  mm de los varones con apiñamiento. Obsérvese que la anchura intermolar en los pacientes con apiñamiento era de aproximadamente 6 mm menos que en los pacientes sin apiñamiento. Además, los pacientes con apiñamiento tenían una desviación estándar mayor. Del mismo modo, en el caso de las mujeres, los valores y diferencias observados eran ligeramente inferiores. La anchura transpalatina media en el grupo de mujeres sin apiñamiento era de  $36,2 \pm 1,92$  mm y de  $30,8 \pm 2,40$  mm en el grupo de pacientes con apiñamiento.

Los resultados de este estudio son similares a los obtenidos en otras investigaciones. Por ejemplo, Moorrees y Reed<sup>91</sup>, Mills<sup>92</sup>, McKeown<sup>93</sup> y Radzic<sup>94</sup> tuvieron en cuenta la relación existente entre el tamaño dentario, el de la arcada y el apiñamiento. Estos investigadores descubrieron que el tamaño de la arcada, sobre todo en anchura, estaba íntimamente relacionado con el grado de apiñamiento, mientras que, en general, el tamaño dentario no lo estaba. Mills<sup>92</sup> observó que las arcadas dentarias de aquellos individuos sin apiñamiento eran aproximadamente 4 mm más anchas que las arcadas con apiñamiento. Por el contrario, Lundström<sup>95</sup> y Doris y cols.<sup>96</sup> han encontrado cierta relación entre el tamaño de los dientes y el apiñamiento. Radzic<sup>94</sup> sugiere que, a pesar de que estos parámetros parecen estar interrelacionados, el tamaño de la arcada, sobre todo la longitud y perímetro de la misma, parece ser una causa de apiñamiento más importante que el tamaño dentario.

### Dentición de transición

En la investigación descrita anteriormente, Howe y cols.<sup>90</sup> utilizaron como indicador de la dimensión de la arcada la anchura transpalatina entre los primeros molares superiores. Llegaron a la conclusión de que una anchura transpalatina de entre 35 y 39 mm sugiere una base ósea de tamaño adecuado para acomodar una dentición permanente de tamaño medio (por supuesto, para un mayor tamaño conjunto de los dientes es necesario que haya una base ósea más grande, y viceversa). Este estudio fue realizado empleando datos de individuos con dentición permanente, por lo que en él no se trató el tema del desarrollo normal de las arcadas dentarias. Esta cuestión se abordó en un segundo estudio<sup>1,97</sup> que analizaba la naturaleza de los cambios normales que se dan en la anchura transpalatina superior e inferior en la fase de cambio de la dentición mixta temprana a la dentición permanente. Se analizaron los cambios longitudinales observados en pacientes no tratados de entre 7 y 15 años de edad, empleando registros longitudinales de 208 individuos del Growth Study de la Escuela Elemental y Secundaria de la Universidad de Michigan<sup>60</sup>. El aumento medio de la anchura transpalatina entre los primeros molares superiores (fig. 13-4) fue de 2,6 mm (tabla 13-2). Esta muestra se evaluó en profundidad, dividiéndola en tres subgrupos en función de la anchura transpalatina inicial. En el grupo con menor anchura transpalatina, ésta era inferior a los 31 mm; en el grupo *neuro*, era de



**Figura 13-4**

Anchura transpalatina superior. La medida se toma en la intersección del surco lingual con el margen gingival. Esta distancia se utiliza como indicador del desarrollo de la base ósea del maxilar.

31 a 35 mm; y en el grupo con *mayor* anchura, el valor inicial era superior a los 35 mm (tabla 13-3). El grupo con menor anchura experimentó un aumento en la misma de 3,3 mm entre los 7 y 15 años de edad. Este aumento de anchura fue mayor que en el grupo neutro (2,5 mm) o en el grupo de mayor anchura (1,7 mm). Un hallazgo favorable fue que el grupo con menor anchura experimentó una expansión mayor que la del grupo con mayor ancho, sin someterse a un tratamiento. El hallazgo negativo fue que, a pesar de esta mayor expansión que se produce de manera natural, el grupo con menor anchura alcanzó un valor medio de 32,7 mm. En el estudio realizado por Howe y cols.<sup>30</sup>,

**TABLA 13-2** Anchura transpalatina de la arcada, ambos sexos

Edad	N	Media (mm)	Desviación estándar
7	119	32,7	1,4
8	171	33,2	1,5
9	181	33,2	1,4
10	179	33,7	1,5
11	159	34,5	1,4
12	128	35,2	1,4
13	116	35,4	1,5
14	93	35,2	1,4
15	74	35,3	1,4

*El cambio medio en la anchura de la arcada es de +2,6 mm entre los 7 y 15 años.*

el tamaño de esta dimensión era similar a la anchura transpalatina de los individuos con apiñamiento (31,1 mm en los varones y 30,8 mm en las mujeres).

Una de las conclusiones que se puede extraer de estos estudios sobre el desarrollo de la arcada dentaria es que, al utilizar mecanismos para ensanchar las bases óseas y aumentar la anchura y el perímetro de las arcadas, se puede obtener más espacio para alinear la dentición permanente. Es evidente que las arcadas dentarias no se pueden expandir a voluntad *debido a los límites fisiológicos del tejido duro y blando asociados*. Sin embargo, parece razonable considerar un aumento en el tamaño de la arcada a una edad temprana, de manera que se puedan producir las adaptaciones esqueléticas, dentoalveolares y musculares antes de que erupcione la dentición permanente.

**TABLA 13-3** Cambio longitudinal en anchura transpalatina

Edad	ANCHURA INICIAL DE LA ARCADA <31 mm		ANCHURA INICIAL DE LA ARCADA 31-35 mm		ANCHURA INICIAL DE LA ARCADA >35 mm	
	Media	DE	Media	DE	Media	DE
7	28,9	1,3	32,8	0,9	36,5	1,2
8	29,3	1,1	33,1	1,1	37,1	1,2
9	30,0	1,1	33,6	1,3	37,4	1,1
10	30,3	1,4	34,0	1,4	37,5	1,1
11	30,4	1,6	34,3	1,7	37,5	0,9
12	30,9	1,3	34,5	2,1	37,5	1,2
13	31,4	1,4	34,7	1,6	37,5	1,6
14	31,7	1,6	35,0	1,6	37,8	1,6
15	32,2	1,4	35,3	1,9	38,2	1,9

CAMBIO MEDIO ENTRE LOS 7 Y 15 AÑOS

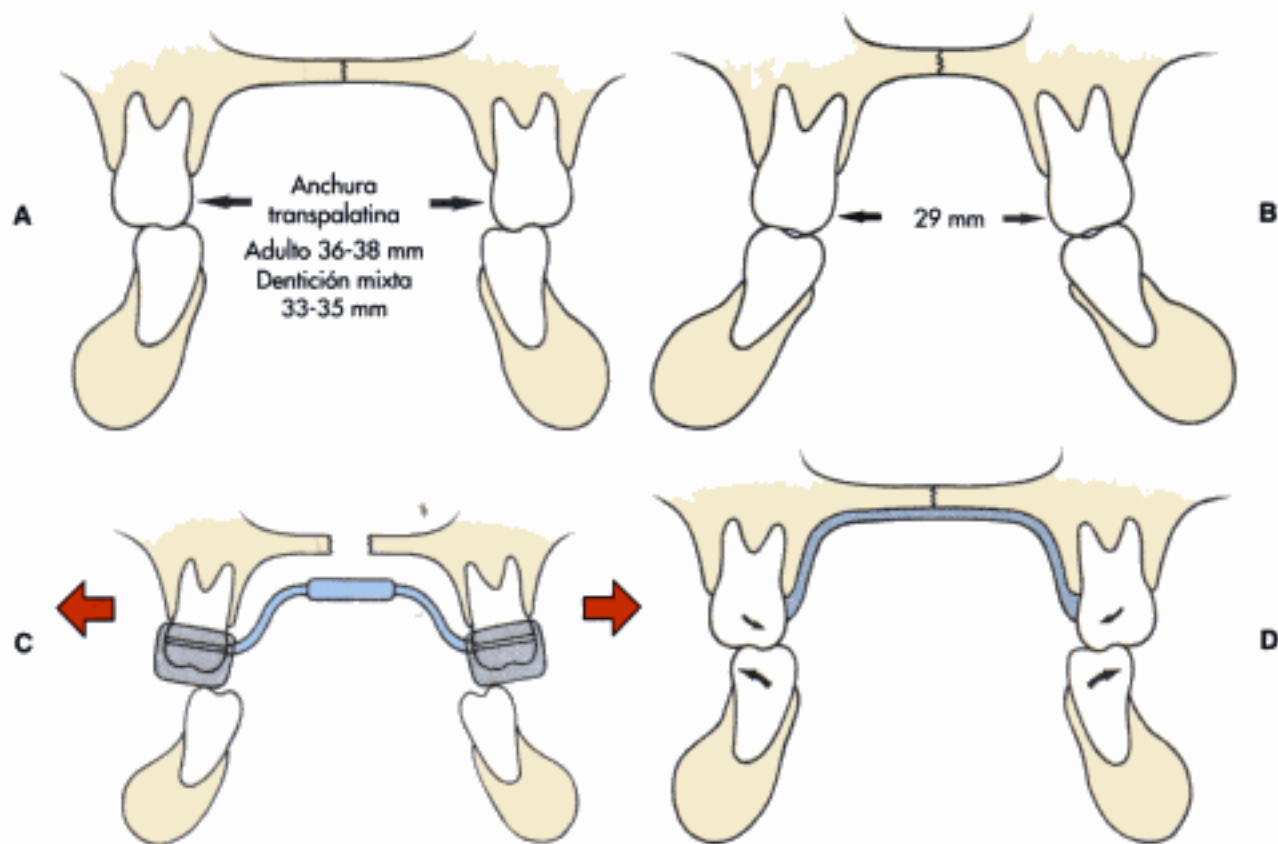
+3,3 mm	+2,5 mm	+1,7 mm
---------	---------	---------

## Protocolos de expansión ortopédica

El aparato de elección que se utiliza en pacientes con dentición mixta es el expansor en férula de acrílico adherido (v. fig. 13-3). Este aparato, que incorpora un tornillo de tipo Hyrax en una estructura confeccionada con alambre y acrílico, se utiliza para separar las mitades del maxilar. La facilidad con la que se consigue la expansión maxilar en los pacientes en fase de crecimiento, sobre todo en pacientes con dentición mixta, es bien conocida<sup>98-100</sup>. El aparato de tipo férula de acrílico se realiza con Biocryl (Scheu, Iserlohn, Alemania) termoconformado de 3 mm de espesor y tiene la ventaja adicional de actuar como bloque de mordida, debido al grosor del acrílico que cubre las superficies oclusales de la dentición posterior. El efecto de placa de mordida posterior del expansor en férula de acrílico adherido impide la extrusión de los dientes posteriores<sup>301</sup>, movimiento de extrusión que con frecuencia se asocia a los aparatos de EMR con bandas<sup>302</sup>, lo que permite que este tipo de expansor se pueda utilizar en algunos pacientes cuyos ángulos del plano mandibular están muy inclinados.

## Adaptación maxilar

El siguiente ejemplo ilustra el protocolo de tratamiento que implica el uso de un expansor adherido. La morfología del paciente en dentición mixta y con una anchura transpalatina ideal (p. ej., 33 a 35 mm) (fig. 13-5, A) se puede comparar con un paciente con un paladar estrecho (p. ej., 29 mm) (fig. 13-5, B). El objetivo del tratamiento de ortodoncia iniciado cuando la dentición es mixta es reducir la necesidad de realizar extracciones cuando la dentición es permanente, eliminando las discrepancias en la longitud de la arcada y los desequilibrios en la base ósea. En aquellos casos con dimensiones transversales restringidas (fig. 13-5, B), se coloca un aparato de EMR (fig. 13-5, C). Se activa el tornillo del expansor dándole un cuarto de vuelta (90 grados o 0,2 mm) al día hasta que las cúspides linguales de los dientes superiores posteriores se aproximen a las cúspides vestibulares de los dientes inferiores posteriores. A diferencia de Haas<sup>303</sup>, que recomienda la apertura máxima del tornillo de expansión hasta los 10,5 a 11 mm (normalmente esto produce una mordida cruzada vestibular), el autor sólo recomienda que se expanda lo posible mientras se siga manteniendo el



**Figura 13-5**

Vista frontal transversal de las dimensiones transpalatinas a través de la región molar. **A**, Anchuras transpalatinas ideales en un paciente adulto y en un paciente con dentición mixta. **B**, Paciente con maxilar estrecho, tal y como indica la anchura intermolar de 29 mm. **C**, Efecto producido por la férula de expansión rápida de acrílico adherida. Las cúspides linguales de los dientes posterosuperiores se aproximan a las cúspides vestibulares de los dientes posteroinferiores. **D**, El mismo paciente durante el período posterior a la expansión maxilar rápida. Se ha añadido una placa palatina removible para estabilizar la relación interna de la arcada. Ligero enderezamiento espontáneo de la dentición.

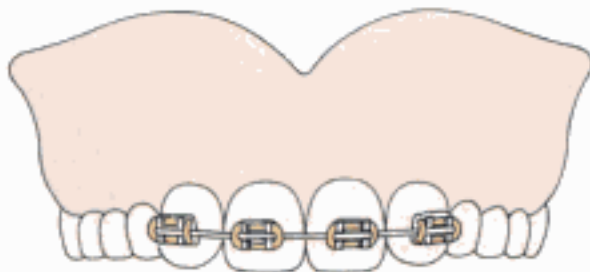
contacto entre los dientes posteriores superiores e inferiores. Hamilton recomienda que se utilicen dos tornillos de expansión palatina para controlar por separado la expansión premolar y molar (v. cap. 12).

Una vez completada la fase activa de expansión, se deja el aparato colocado durante 5 meses más para que se reorganice la sutura palatina media y otros sistemas de suturas que se hayan visto afectados por la expansión y para maximizar el efecto del bloque de mordida posterior. Al final del tratamiento se retira el aparato de EMR y se le coloca al paciente una placa palatina removible para mantener el resultado conseguido (fig. 13-3, D). Brust y McNamara<sup>104, 105</sup> realizaron un estudio en el que examinaron a pacientes tratados con este tipo de expansor. Se observaron pequeños cambios en la angulación de los molares superiores cuando se utilizó una placa palatina removible durante al menos un año después del tratamiento de EMR.

La expansión activa de las dos mitades del maxilar produce un diastema en la línea media entre los dos incisivos centrales superiores. Durante la fase posterior a la expansión activa, suele ser normal que se produzca una ligera inclinación hacia mesial de los incisivos centrales y laterales superiores. Este tipo de movimiento espontáneo es típico tras la EMR, y con frecuencia se interpreta como una muestra de la recidiva del paciente o los padres. El profesional debe advertir a la familia sobre la probabilidad de que se produzca dicha migración espontánea de los dientes. Al cabo de 3 o 4 meses después del inicio del tratamiento EMR, se suelen colocar brackets en los incisivos superiores para cerrar el diastema de la línea media y alinear los dientes anteriores (fig. 13-6). En algunos casos se utiliza un arco utilitario para retraer, intruir o protruir los incisivos superiores, dependiendo de las necesidades de cada paciente.

#### Adaptaciones mandibulares

En los casos de pacientes con apiñamiento moderado de los dientes anteriores en la arcada inferior, o cuando los dientes posteriores están inclinados hacia lingual, se pueden utilizar dos tipos de aparatos antes de la EMR: el aparato removible de Schwarz y el paralabios. El uso de estos aparatos de descompensación (es decir, de expansión o enderezamiento) comenzó como resultado de las experiencias iniciales en las que se utilizaban únicamente aparatos de EMR adheridos. El autor fue capaz de lograr los cambios



**Figura 13-6**

Colocación de brackets en los dientes anterosuperiores para conseguir la alineación de los incisivos.

deseados en las dimensiones maxilares transversales con el expansor adherido, pero no intentó ensanchar activamente la arcada dentaria inferior. Tras evaluar, al cabo de 5 años, los resultados de la EMR en pacientes con dentición mixta, el autor descubrió que en algunos se había producido un enderezamiento espontáneo y se había eliminado el apiñamiento de los dientes inferiores; sin embargo, en otros no se produjo ningún cambio en la posición o alineación de los dientes inferiores.

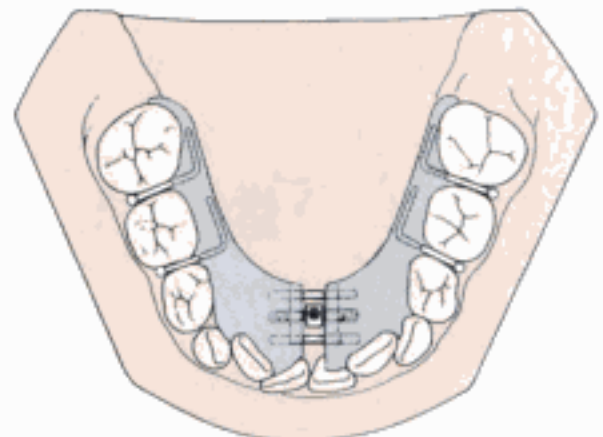
Una de las reglas de oro de la ortodoncia es que nunca se debe expandir la arcada inferior, por lo que el autor era reacio a hacerlo. Como se había observado esporádicamente cierta expansión de la arcada inferior al usar la EMR, y ya que la expansión de la arcada se producía normalmente al utilizar el aparato RF-2 de Fränkel<sup>119, 106-107</sup>, el autor decidió intentar conseguir la expansión ortodóncica de la arcada inferior utilizando el aparato removible de Schwarz o el paralabios antes de realizar la expansión ortopédica del maxilar. El autor dio por hecho que la expansión de la arcada inferior no sería estable a menos que posteriormente se produjera la expansión ortopédica del maxilar.

#### Aparatos de expansión mandibular

##### Aparato de Schwarz

El aparato de Schwarz es un aparato removible en forma de herradura que se adapta a lo largo del borde lingual de la dentición inferior (fig. 13-7). El borde inferior del aparato se extiende por debajo del margen gingival y está en contacto con el tejido gingival lingual. Lleva un tornillo central de expansión incorporado en el acrílico y ganchos de bola que se colocan en los espacios interproximales entre los molares temporales y permanentes.

El aparato de Schwarz inferior está indicado para aquellos pacientes con apiñamiento leve a moderado en la zona anteroinferior, o en aquellos casos en los que hay una inclinación significativa hacia lingual de la dentición pos-



**Figura 13-7**

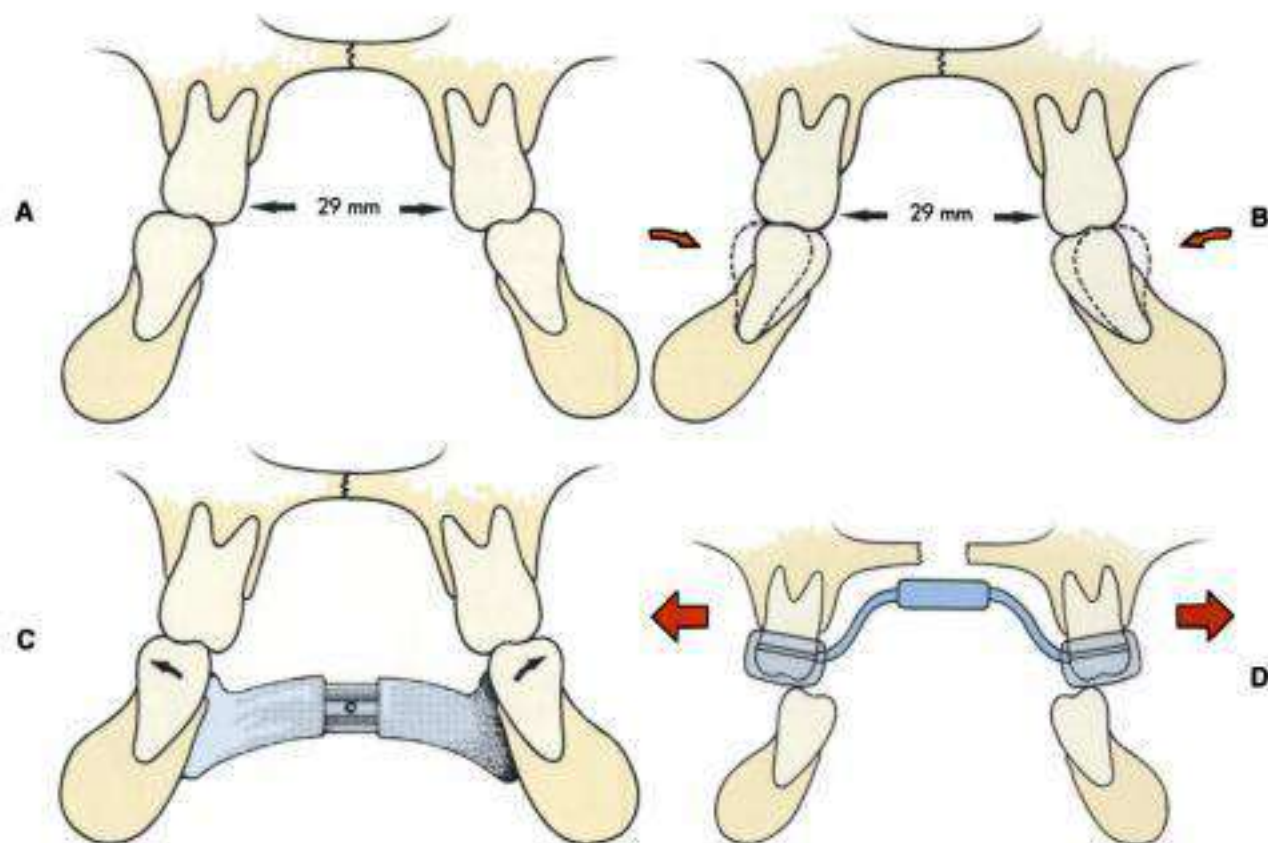
Aparato inferior removible de Schwarz empleado para la descompensación de los dientes inferiores. Este aparato produce una inclinación ortodóncica (enderezamiento) de los dientes posteroinferiores y puede aumentar el espacio en la zona anterior de la arcada.

terior. El aparato se activa una vez por semana, produciendo una expansión de entre 0,20 a 0,25 mm en la línea media del aparato. Normalmente, el aparato se expande durante 4 a 5 meses, dependiendo del grado de apiñamiento incisal, lo que produce aproximadamente entre 3 y 5 mm de longitud de arcada en la zona anterior.

Con frecuencia, los profesionales han tenido dificultades a la hora de entender los razonamientos que justifican el uso del aparato de Schwarz antes de la EMR. El siguiente ejemplo ilustra la lógica de esta decisión terapéutica. La figura 13-8, A es un esquema de una mordida cruzada posterior bilateral, anomalía que se reconoce fácilmente en clínica y que normalmente suele tratarse con la EMR como régimen terapéutico aceptado. En este ejemplo, la anchura de la base ósea mandibular y de la arcada dentaria es normal, la angulación de los dientes posteriores también es normal, mientras que el maxilar es estrecho.

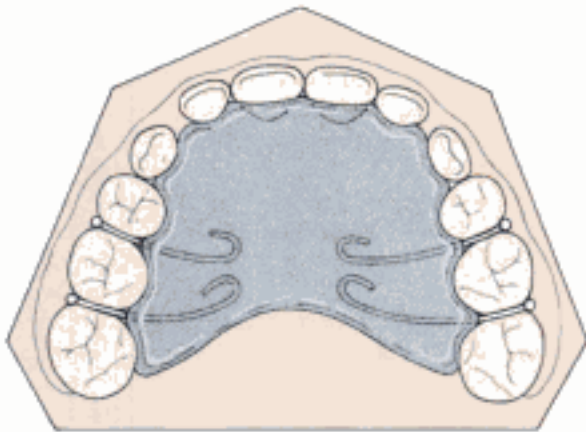
El ejemplo que ilustra la figura 13-8, B, es el de un paciente con maxilar estrecho, aunque también se presenta

una compensación dentoalveolar inferior (es decir, la posición de los dientes inferiores se ha visto influida por el tamaño y forma del maxilar estrecho). No se observa una mordida cruzada obvia. A pesar de que la anchura maxilar es la misma, que en el ejemplo anterior (fig. 13-8, A), los dientes posteroinferiores han erupcionado con una inclinación más lingual. El mecanismo del buccinador es, en principio, contiguo a la arcada inferior. El paladar parece estrecho (en este ejemplo, la anchura transpalatina es de 29 mm) y las arcadas tienen forma triangular; también hay apiñamiento de leve a moderado de los incisivos inferiores (no se muestra). En este paciente, con frecuencia se realiza una descompensación dental inferior empleando un aparato inferior removible de Schwarz. La anchura y forma de la arcada dentaria inferior se vuelve más ideal antes de que se lleve a cabo la EMR. Al descompensar la arcada dentaria inferior, se puede producir una expansión mayor de la arcada superior que cuando sólo se realiza la EMR<sup>104,105</sup>.



**Figura 13-8**

Vistas frontales transversales. **A**, Paciente con un maxilar estrecho, dentición posteroinferior enderezada y mordida cruzada bilateral. **B**, Paciente con anchura transpalatina similar y con el cuerpo mandibular en la misma posición. Los dientes inferiores están más inclinados hacia lingual, lo que camufla la constricción del maxilar. Es recomendable enderezar los dientes posteroinferiores (p. ej., descompensación de los dientes inferiores) antes de realizar la expansión maxilar rápida. **C**, El aparato de expansión inferior removible de Schwarz endereza ortodómicamente los molares inferiores, lo que produce una tendencia a la mordida cruzada posterior. **D**, Expansión maxilar rápida tras la descompensación de los dientes inferiores. Las cúspides linguales superiores se aproximan a las cúspides vestibulares inferiores al final de la fase de expansión.

**Figura 13-9**

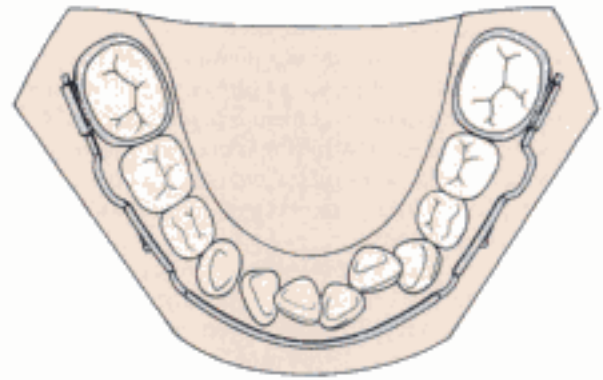
Placa de estabilización superior simple. Este aparato normalmente se utiliza casi a tiempo completo durante 1 año tras retirar el aparato removible de expansión maxilar rápida.

Sencillamente, el objetivo del aparato de Schwarz es producir la *inclinación ortodóncica* de los dientes posteroinferiores y enderezarlos hasta que su inclinación sea más normal (fig. 13-8, C). Este movimiento es inestable si no se aplica ningún otro tratamiento al paciente. Existe cierta tendencia hacia la mordida cruzada posterior, similar en muchos aspectos a la mordida cruzada posterior de la figura 13-8, A.

Normalmente, el aparato de Schwarz se mantiene colocado hasta que se completa la fase de expansión ortopédica del maxilar (fig. 13-8, D). Tal y como se ha descrito anteriormente, el maxilar se expande utilizando una férula de acrílico adherida hasta que las cúspides linguales superiores rozan ligeramente las cúspides vestibulares inferiores. Al cabo de 5 meses de estabilización de la EMR, tiempo suficiente para que la sutura palatina media y los sistemas de suturas adyacentes se reorganicen y reosifiquen, se retiran ambos aparatos y se coloca una placa maxilar simple de mantenimiento (fig. 13-9), sin retención en la mandíbula. Si está indicado, se puede utilizar un retenedor mandibular simple (p. ej., de diseño Hawley) (a pesar de que la retención inferior no es necesaria). En los casos de una mala alineación anterior importante en cualquiera de las arcadas, se pueden colocar aparatos fijos en los incisivos para alinearlos.

### Paralabios

El paralabios (fig. 13-10) es un aparato removible que también se puede utilizar para las descompensaciones de los dientes inferiores<sup>63,64,86,87</sup>. Este aparato es útil, sobre todo, en los pacientes con musculatura yugal y labial ceñida o tensa. El paralabios se coloca alejado de la dentición y la protege de las fuerzas ejercidas por los tejidos blandos adyacentes. Normalmente, se utiliza a tiempo completo y puede hacerse fijo. Además, debe colocarse en el margen gingival de los incisivos centrales inferiores. No sólo aumenta la longitud de la arcada mediante una expansión lateral y anterior pasiva, sino que sirve para enderezar los

**Figura 13-10**

Vista oclusal del paralabios inferior que se inserta en los tubos vestibulares de las bandas del primer molar permanente inferior.

molares inferiores hacia distal, lo que permite que la longitud de la arcada aumente más.

Desde un punto de vista neuromuscular, el paralabios parece producir un efecto mucho más deseable que el aparato de Schwarz. Este último simplemente produce la alineación ortodóncica de los dientes aplicando fuerzas directas sobre la dentición y los alveolos. Sin embargo, el paralabios separa el tejido blando de la dentición, lo que facilita la expansión espontánea de la arcada<sup>86,87</sup>. No obstante, en la mayoría de los casos, el autor suele recomendar el uso del aparato de Schwarz antes que el del paralabios, ya que se puede predecir el resultado del tratamiento y es muy fácil controlarlo. El paralabios sólo se recomienda a aquellos pacientes con tejidos blandos ceñidos (tensos).

## CORRECCIÓN ESPONTÁNEA DE LAS MALOCLUSIONES SAGITALES

Hasta el momento, este capítulo se ha centrado principalmente en la resolución de los problemas de discrepancias entre el tamaño dentario y el de la arcada, dentro de una sola arcada. Además, otro fenómeno que ha supuesto un gran descubrimiento es la corrección «espontánea» de las maloclusiones leves de Clase II y III.

### Pacientes con tendencia a la Clase II

Muchos pacientes con dentición mixta no sólo tienen problemas dentro de las arcadas, sino también una fuerte tendencia a la maloclusión de Clase II. Estos pacientes tienen una relación molar borde a borde, o incluso peor. En general, no sufren desequilibrios esqueléticos graves, sino que se caracterizan por tener una ligera retrusión esquelética mandibular o un perfil facial ortognático con desequilibrios neuromusculares mínimos.

Según el protocolo de rutina descrito anteriormente, estos pacientes se someten a una EMR, con o sin descompensación previa de los dientes inferiores. En el momento

en que se retira el expansor, estos pacientes tendrán mordida cruzada vestibular y sólo habrá contacto entre las cúspides linguales de los dientes posterosuperiores y las cúspides vestibulares de los dientes posteroinferiores (fig. 13-11, A). Normalmente, se utiliza una placa maxilar de mantenimiento para estabilizar esta relación. Al cabo de cierto tiempo se pueden observar varios datos interesantes: la tendencia hacia la mordida cruzada ha desaparecido (fig. 13-11, B), y el paciente ya tiene una relación oclusal sagital de Clase I estable.

Tradicionalmente, los profesionales han considerado la maloclusión de Clase II fundamentalmente como un problema vertical y sagital<sup>36,309,310</sup>. Según la experiencia del autor con la corrección de los problemas de Clase II después de un tratamiento de EMR, muchas maloclusiones de Clase II tienen un componente transversal muy fuerte (es decir, un problema tridimensional). La sobreexpansión del maxilar, que normalmente se estabiliza con una placa palatina removible interrumpe la oclusión. Aparentemente, el paciente está más cómodo cuando mueve la mandíbula ligeramente hacia delante, y por tanto elimina la tendencia hacia la mordida cruzada vestibular y, al mismo tiempo, mejora la relación oclusal sagital general. En muchos aspectos, los dientes actúan como un aparato funcional endógeno, al estimular un cambio en la relación oclusal maxilomandibular.

La figura 13-12 representa la corrección de la tendencia hacia la Clase II. La figura 13-12, A, muestra la vista sagital de las estructuras esqueléticas y dentoalveolares de un paciente con tendencia a la Clase II con resalte excesivo y un maxilar estrecho. La colocación inmediata de un aparato de expansión maxilar adherido produce un aumento en la dimensión vertical de la cara, debido a la cobertura oclusal posterior. Este cambio es beneficioso para la mayoría de los pacientes, ya que al aumentar la dimensión vertical se

evita la extrusión de los dientes posteriores durante el proceso de expansión<sup>311</sup> y, además, puede producir un ligero desplazamiento hacia arriba y hacia delante del maxilar (fig. 13-12, B). (Este fenómeno se tratará posteriormente en el apartado de pacientes con tendencia a la Clase III.) Tras la EMR, se coloca una placa palatina removible y se pueden colocar también brackets anteriores (fig. 13-12, C). En esta fase, el paciente suele situar la mandíbula hacia delante, debido a la sobreexpansión del maxilar. Por tanto, la corrección espontánea que se da en pacientes con tendencia a la Clase II no se produce durante la fase de expansión activa sino durante la fase en la que se coloca la placa de mantenimiento.

Este fenómeno de corrección oclusal espontánea posterior al tratamiento de EMR es lo suficientemente frecuente como para que se incluya en el plan de tratamiento de la dentición mixta. En los pacientes con maloclusión de Clase II y anchura transpalatina reducida (p. ej., menos de 31 mm entre los primeros molares superiores), el maxilar se ensancha mediante la EMR, y posteriormente se estabiliza la arcada superior con una placa de mantenimiento. Se realizan controles del caso con regularidad (p. ej., cada 4 meses). La decisión de aplicar ortopedia funcional de los maxilares o tracción extraoral se retrasa hasta aproximadamente el final de la fase de dentición mixta. En algunos casos, si se controla la trayectoria de cierre desde la posición de descanso hasta la oclusión, se puede predecir esta respuesta, sobre todo en pacientes con mordida profunda.

### Pacientes con tendencia a la Clase III

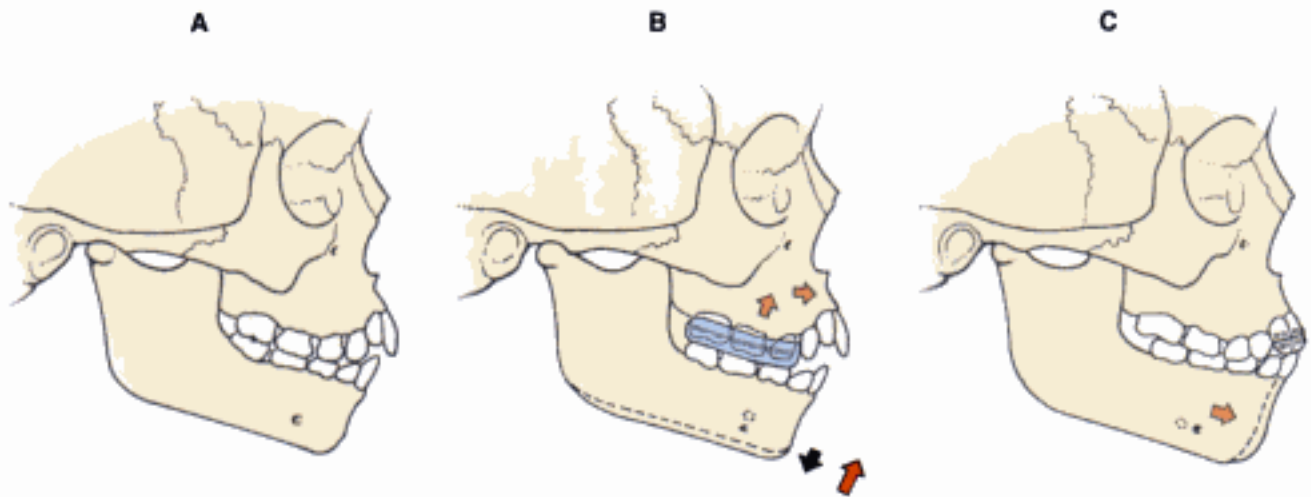
El uso de un aparato de EMR adherido también puede producir la corrección oclusal espontánea en los pacientes con tendencia a la maloclusión de Clase III. A primera vis-



**Figura 13-11**

Vista frontal transversal de un paciente durante el período posterior a la expansión maxilar rápida. **A**, El maxilar se ha expandido, de manera que la anchura intermaxilar entre los primeros molares permanentes superiores es de 36 mm. Obsérvese la tendencia hacia la mordida cruzada vestibular en ambos lados. **B**, Durante el período posterior a la expansión, la dentición mixta se enderezó ligeramente y se produjo un movimiento mandibular sagital hacia delante a medida que el paciente trata de encontrar una posición de oclusión más estable.





**Figura 13-12**

Secuencia de acontecimientos que conllevan a la corrección espontánea de la maloclusión sagital. **A**, Pretratamiento. El paciente tiene un resalte excesivo y una relación molar borde a borde. **B**, La colocación del aparato rota inmediatamente la mandíbula hacia abajo, debido alacrílico oclusal posterior. Durante el tratamiento se produce una fuerza intrusiva (y ligeramente protrusiva) sobre las estructuras esqueléticas y dentales del maxilar. **C**, Durante el período posterior a la expansión, la arcada dentaria superior ya se ha ensanchado. Con frecuencia, la arcada inferior se posiciona hacia delante para conseguir una relación oclusal más estable. En esta figura se han colocado los brackets en los dientes anterosuperiores para facilitar la alineación incisal.

ta, este fenómeno es paradójico si tenemos en cuenta los argumentos citados previamente sobre la corrección espontánea de los problemas de Clase II. Sin embargo, el mecanismo de corrección de la Clase III es distinto al descrito anteriormente.

Un examen de la figura 13-12, B, proporciona una explicación para este fenómeno. La colocación de un expansor en férula que abre la mordida verticalmente 3 mm no sólo ejerce una fuerza de intrusión sobre el maxilar<sup>100</sup>, debido presuntamente al estiramiento de la musculatura masticatoria, sino que también puede producir un ligero reposicionamiento hacia delante del maxilar. En estudios clínicos<sup>24</sup> y experimentales<sup>101</sup> se ha documentado un ligero movimiento hacia delante del maxilar tras la EMR. Además, la colocación de un expansor adherido y un recubrimiento deacrílico sobre la oclusión ayuda a eliminar la tendencia a la maloclusión de Clase III falsa.

Al igual que ocurre con los pacientes con tendencia hacia la Clase II, aquéllos con una maloclusión de Clase III límite suelen tener un patrón facial razonablemente equilibrado, con frecuencia con una ligera tendencia hacia la retrusión esquelética del maxilar. Obviamente, en los pacientes en los que persiste la maloclusión de Clase III tras la fase de expansión es recomendable aplicar tratamientos más agresivos, tal y como se explicará posteriormente.

Al comparar la corrección espontánea de los pacientes con tendencia a la Clase II y III, debemos destacar que cualquier corrección espontánea de la maloclusión de Clase III se suele producir (si se produce) durante la fase activa del tratamiento (durante los primeros 30 o 40 días). La corrección espontánea de la maloclusión de Clase II nor-

malmente se produce durante la fase de retención, una vez que se ha quitado el expansor adherido y que el paciente ha usado la placa de mantenimiento durante 6 a 12 meses. Al planificar el tratamiento para los pacientes con tendencia a la Clase III, se deben fijar unos ganchos de tracción anterior para máscara facial al aparato de expansión, con el fin de facilitar el uso de una máscara facial, en caso de que sea necesario más tarde.

## TRATAMIENTO DE LA MALOCLUSIÓN DE CLASE II

Se dispone de una serie de tratamientos para corregir la maloclusión de Clase II, que incluyen una serie de aparatos de tracción extraoral, aparatos de expansión de la arcada, técnicas de extracción y aparatos de ortopedia funcional de los maxilares. Sin embargo, cada tratamiento es diferente, según cómo actúe sobre las estructuras esqueléticas de la zona craneofacial, a veces acelerando o limitando el crecimiento de las distintas estructuras craneofaciales implicadas.

### Componentes de la maloclusión de Clase II

Varios estudios han considerado los componentes de la maloclusión de Clase II, centrándose fundamentalmente en los pacientes en edad adolescente o adulta<sup>112-116</sup>. Estos estudios han demostrado que el término *maloclusión de Clase II* no es una entidad de diagnóstico única, sino que puede ser el resultado de combinar varios componentes esqueléticos y dentoalveolares.

Una investigación sobre la maloclusión de Clase II se centró en individuos con dentición mixta. En un estudio realizado con 277 niños con maloclusión de Clase II a los que se realizaron radiografías cefalométricas laterales durante la fase de dentición mixta<sup>117</sup>, se advirtieron variaciones de los componentes esqueléticos y dentoalveolares de la maloclusión de Clase II. La retrusión esquelética mandibular fue la característica más común de los casos de Clase II. También se observó una amplia variación del desarrollo vertical de la cara, de modo que entre un tercio y la mitad de los casos experimentaron un aumento en las dimensiones verticales de la cara. En general, la posición anteroposterior del maxilar era neutra, con muchos más casos de retrusión esquelética del maxilar que de protrusión esquelética del mismo.

Cuando se evaluaron medidas independientes de la posición mandibular, los incisivos superiores de los casos de Clase II estaban, generalmente, en una posición anteroposterior normal. Se dieron más casos de retrusión dentoalveolar superior que de protrusión dentoalveolar superior<sup>117</sup>. Normalmente, los incisivos inferiores estaban en una buena posición anteroposterior, aunque hubo casos de retrusión y protrusión dental mandibular.

### Estrategias disponibles para el tratamiento de la Clase II

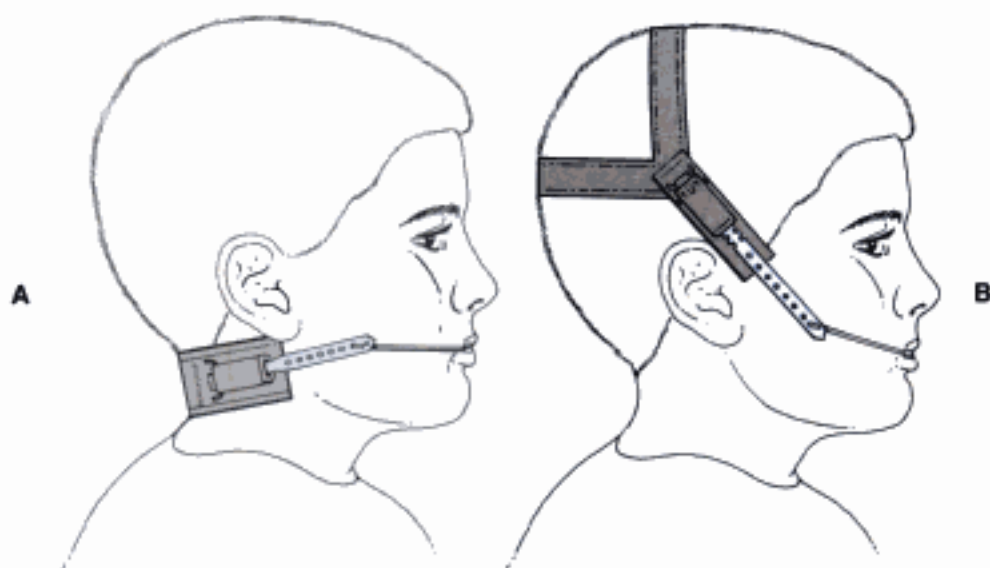
Una vez que el ortodoncista ha identificado los componentes esqueléticos y dentoalveolares de una maloclusión de Clase II, utilizando datos reunidos a partir de exámenes clínicos, de un análisis cefalométrico y de modelos de estudio, debe escoger el plan de tratamiento adecuado. Este apartado se centra en el tratamiento de los problemas de Clase II, fundamentalmente esqueléticos, poniendo

un especial énfasis en la tracción extraoral y en la ortopedia funcional de los maxilares, dos de las opciones de tratamiento más comunes. Hay que tener en cuenta que en los pacientes cuya dentición superior está posicionada hacia delante con respecto a la base ósea del maxilar, también se pueden utilizar protocolos de extracción (es decir, en último caso, extraer los primeros premolares superiores) o mecanismos de distalización dentoalveolar (p. ej., aparatos Pendulum/Pendex [Ormco, Orange, California]<sup>29,118,119</sup> Distal Jet [American Orthodontics, Sheboygan, Wisconsin]<sup>120-123</sup>, imanes distalizadores<sup>124</sup>, resortes de níquel-titanio (NiTi)<sup>125</sup> y placas removibles con resortes en dedo<sup>63</sup>).

### Tracción extraoral

La tracción extraoral es un tratamiento muy común para la protrusión esquelética del maxilar. Los aparatos de tracción extraoral se pueden dividir en dos tipos: arcos faciales y anclajes extraorales. Los arcos faciales se fijan a dos tubos sobre las bandas colocadas en los primeros molares superiores, mientras que los anclajes extraorales están unidos directamente al arco de alambre o a elementos auxiliares conectados al arco<sup>126</sup>.

**Arco facial.** El arco facial cervical (de tiro bajo) (fig. 13-13, A) se utiliza con más frecuencia en pacientes con dimensiones faciales verticales disminuidas. El arco interno del arco facial se fija a los tubos que se colocan sobre la superficie vestibular de las bandas, sujetas a su vez a los primeros molares superiores. El arco externo se conecta a una correa que se extiende hacia la región cervical y se sujeta en la zona posterior del cuello. Normalmente, el arco externo del arco facial se sitúa por encima del plano de oclusión (p. ej., entre 15 y 20 grados) de manera que la fuerza se dirige a través del centro de resistencia para im-



**Figura 13-13.**

Tracción extraoral. **A**, Arco facial de tiro bajo (cervical) con conector de seguridad. **B**, Arco facial de tiro alto con conector de seguridad.

pedir la inclinación hacia distal de los molares durante el tratamiento. Numerosos estudios clínicos<sup>36-40,127</sup> han demostrado que el movimiento hacia delante del maxilar se puede inhibir utilizando este tipo de aparato. La tracción cervical también puede aumentar la dimensión vertical al extruir los dientes posteriores.

La dirección de la fuerza extraoral se puede alterar, dependiendo de la colocación de las unidades de anclaje. Por ejemplo, un arco facial de tiro alto (fig. 13-13, B) se utiliza en individuos en los que hay que evitar o minimizar un aumento en la dimensión vertical. El arco facial se fija a una unidad de anclaje occipital (casco cefálico) para producir una fuerza con dirección más vertical. Como aparato de guía de crecimiento, el arco facial de tiro alto puede disminuir el desarrollo vertical del maxilar, y por tanto permitir que se produzca la autorrotación de la mandíbula y maximizar la expresión horizontal del crecimiento mandibular<sup>43</sup>. El arco facial también se puede anclar simultáneamente a una correa cervical y a un casco cefálico, lo que se denomina con frecuencia *arco facial de tiro recto*.

**Anclaje extraoral.** Las fuerzas producidas por la tracción extraoral también se pueden fijar por delante con el arco de alambre mediante ganchos en forma de J. Los incisivos superiores proyectados se pueden retraer empleando un anclaje extraoral de tiro recto (fig. 13-14, A) o de tiro alto (fig. 13-14, B) combinado con ganchos en forma de J unidos por delante del arco o empleando un arco de cierre sujeto por el anclaje extraoral. Estos anclajes con ganchos en J también se utilizan para potenciar la mecánica del arco de alambre, al ayudar a controlar las fuerzas incorporadas en el arco (p. ej., torsión e intrusión).

El uso del anclaje extraoral del tipo Interlandi (fig. 13-15) es una opción de tratamiento adicional, con una fuerza

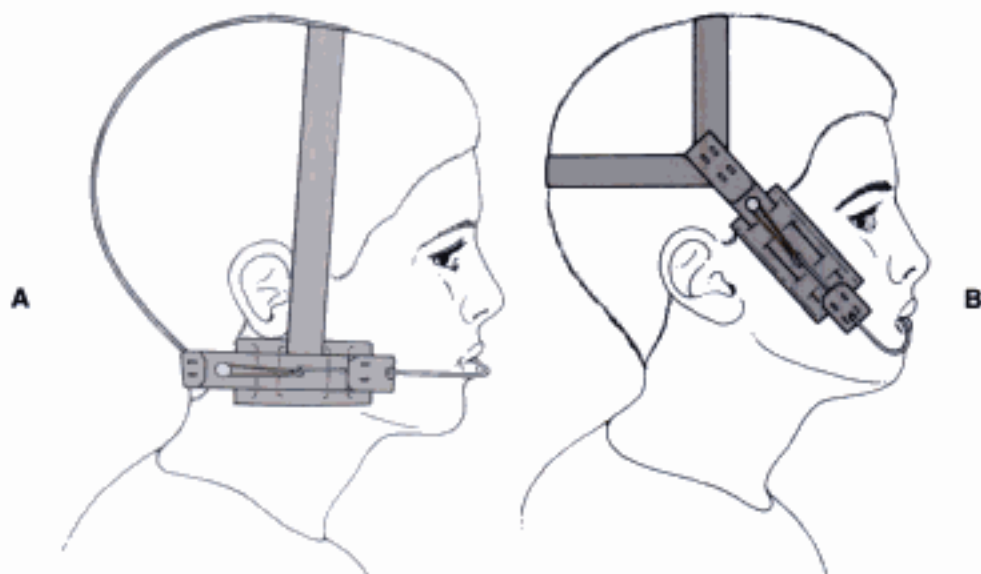
de dirección variable. Los ganchos en J se pueden colocar en los dientes superiores, con una gran variedad de vectores de fuerza para retraer e intruir los incisivos superiores (fig. 13-15, A). También se puede conseguir un tipo similar de retracción-estabilización de la arcada dentaria inferior. Además, es posible colocar simultáneamente un anclaje extraoral de tiro alto sobre la arcada superior y un anclaje extraoral de tiro recto sobre la arcada inferior (fig. 13-15, B).

Prácticamente, todos los aparatos de tracción extraoral descritos restringen el movimiento normal hacia abajo y hacia delante del maxilar, y también pueden retraer la dentición superior e inferior. Estos tipos de aparatos están indicados en aquellos casos de protrusión esquelética del maxilar, protrusión dentoalveolar superior y protrusión dentoalveolar inferior. La dirección de la fuerza (es decir, tiro bajo, recto o alto) viene determinada, en parte, por las dimensiones verticales del paciente antes de iniciar el tratamiento.

#### Aparatos de ortopedia funcional de los maxilares

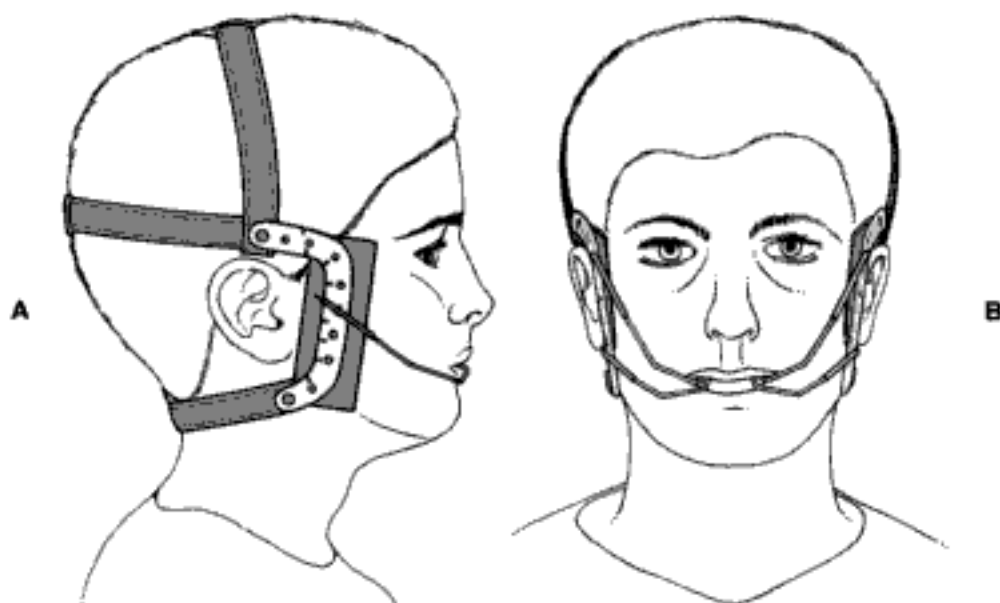
Los problemas oclusales asociados, al menos en parte, con la retrusión esquelética de la mandíbula suelen tratarse con aparatos de ortopedia funcional de los maxilares. Aunque de uso escaso en Estados Unidos hasta mediados de los años setenta, se han descrito diversos diseños como el Activador<sup>109</sup>, el Bionator<sup>126-130</sup>, el aparato de Fränkel<sup>116,17,19</sup>, el aparato de Bimler<sup>131,132</sup>, el aparato de Herbst<sup>20,26,29,133</sup> y, más recientemente, el de bloques gemelos<sup>28,30,134,135</sup>.

El objetivo de este capítulo no es debatir si los aparatos de ortopedia funcional de los maxilares potencian o no el crecimiento mandibular, aunque ha sido un tema de gran controversia durante los últimos 25 años. Numerosos estudios experimentales han debatido el hecho de si se pue-



**Figura 13-14**

Anclaje extraoral. **A**, Anclaje extraoral de tiro recto con ganchos en J. **B**, Anclaje extraoral de tiro alto con ganchos en J.



**Figura 13-15**

Anclaje extraoral de tipo Interlandi. **A**, Ganchos en I fijados a la dentición maxilar. **B**, Ganchos en J fijados a las arcadas dentarias superior e inferior.

de aumentar o no la longitud de la mandíbula, empleando la comparación con controles no tratados\*. Lo mismo ocurre con los cambios que se dan en la cavidad glenoidea<sup>217</sup>. Además, también se han realizado varios estudios clínicos sobre distintos aparatos<sup>19-21,23,25,26,139-142</sup>. Tal y como se ha mencionado anteriormente, una gran cantidad de pruebas científicas indican que se puede mejorar el crecimiento mandibular a corto plazo en los pacientes en edad de crecimiento. La gran pregunta que queda sin resolver es si el crecimiento extra tiene relevancia clínica. El autor cree que las adaptaciones esqueléticas disponibles, combinadas con los cambios dentoalveolares, pueden producir una corrección significativa de la maloclusión de Clase II, usando una gran variedad de modalidades de tratamiento ortopédico funcional de los maxilares<sup>218</sup>. Sin embargo, aún quedan muchas investigaciones pendientes sobre el efecto a largo plazo que se ejerce sobre la cavidad adenoidea y la longitud mandibular.

A lo largo de los últimos 25 años se ha producido una evolución gradual en cuanto a la manera en que se utiliza la ortopedia funcional de los maxilares en la ortodoncia contemporánea, sobre todo en lo referente a la selección del aparato, la temporalización de la intervención y la necesidad de realizar un tratamiento ortodóncico previo al ortopédico.

#### Selección del aparato

Todos los aparatos de ortopedia funcional de los maxilares tienen un elemento en común: adelantan la mandíbula como parte del efecto general que produce el tratamiento.

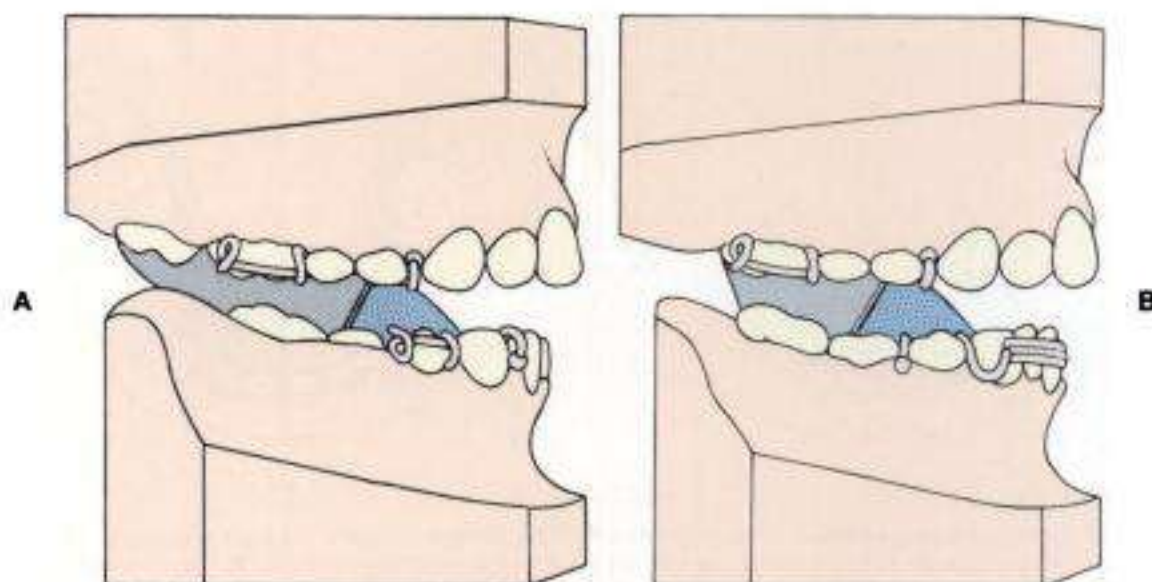
Es de suponer que esta alteración en la actividad postural de los músculos del complejo craneofacial produce, en último término, cambios en la relación esquelética y dental<sup>19</sup>.

Aparato de bloques gemelos. Durante los últimos 10 años, el autor ha variado a la hora de escoger el tipo de aparato funcional que iba a utilizar, al ir adquiriendo más experiencia clínica con el aparato de bloques gemelos. Este aparato, desarrollado por Clark<sup>134,135,143</sup> hace más de 25 años, está compuesto de retenedores maxilares y mandibulares que se adaptan a los dientes, apófisis alveolares y estructuras de soporte adyacentes (fig. 13-16). Los ganchos delta se utilizan en ambos lados para anclar el aparato maxilar a los primeros molares permanentes y los ganchos de bola de 0,76 mm se colocan en las zonas interproximales del sector anterior. La configuración precisa del gancho depende del tipo (permanente o temporal) y del número de dientes presentes en el momento en que se fabrica el aparato.

Para la arcada inferior, Clark<sup>135</sup> ha recomendado el uso de una serie de ganchos de bola que se colocan en las zonas interproximales entre los caninos y los incisivos inferiores (fig. 13-16, A). El autor ha modificado este diseño (fig. 13-16, B) colocando un arco labial por delante de los incisivos inferiores, con un acrílico vestibular similar al del retenedor inferior con resortes<sup>144</sup>. A diferencia del retenedor con resortes, la posición de los incisivos inferiores no se ve alterada en el modelo de trabajo antes de que se fabrique el aparato (v. cap. 12).

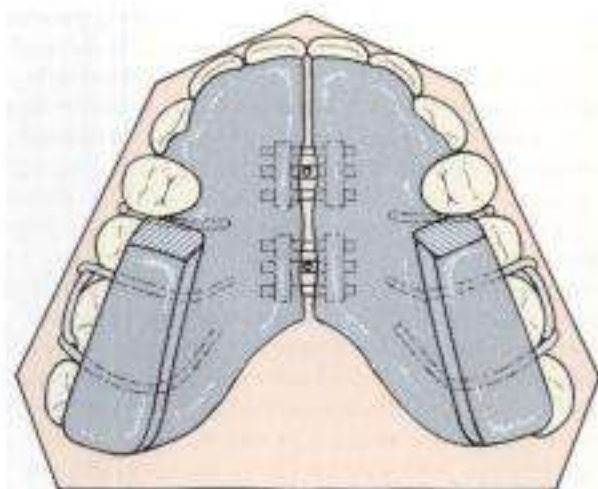
La figura 13-17 representa la vista oclusal superior del aparato de bloques gemelos. El autor ha modificado ligeramente el diseño añadiendo un segundo tornillo en la línea media, en la zona media sagital del aparato. La experiencia del autor ha demostrado que en aquellos casos en los que

\*Referencias bibliográficas 3-5, 7-10, 12-15, 136-138 y 218.



**Figura 13-16**

Vista sagital del aparato de bloques gemelos. **A**, Diseño tradicional del aparato según Clark<sup>134,135,143</sup>. Los ganchos en forma de bola se utilizan como retenedores anteriores en ambas arcadas. **B**, Diseño modificado del aparato, preferido por el autor. Los topes en forma de bola anteriores se reemplazan por un arco labial al que se añade el acrílico transparente, lo que aumenta la retención anterior del aparato inferior, sobre todo durante el periodo de transición de la dentición.



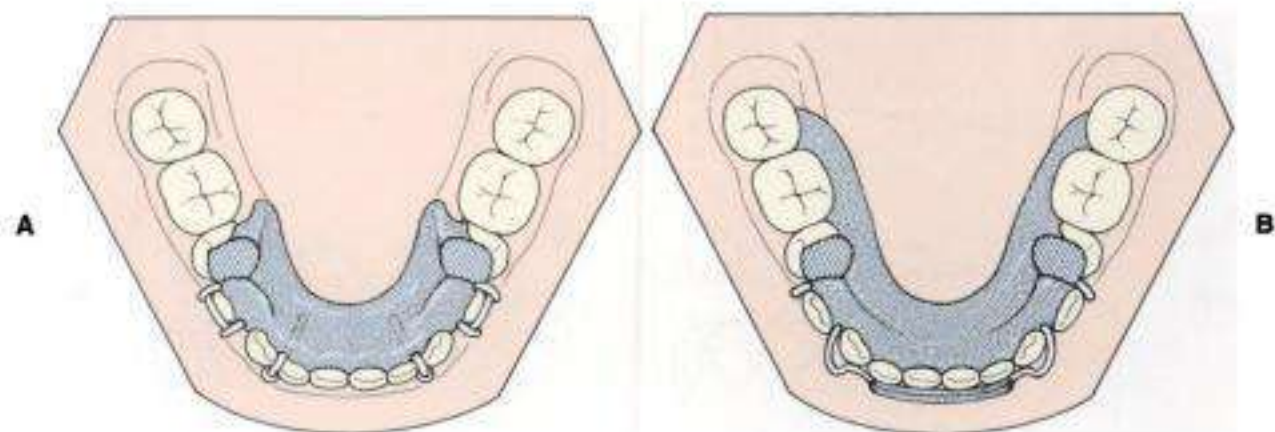
**Figura 13-17**

Vista oclusal superior del aparato de bloques gemelos. Se han colocado dos tornillos de expansión en la línea media. Los ganchos delta se utilizan para asegurar posteriormente el aparato a los molares, mientras que los ganchos de bola se utilizan para anclar la placa a la zona de los molares temporales/premolares.

es recomendable conseguir una expansión significativa durante el tratamiento con el aparato de bloques gemelos, éste se vuelve inestable y demasiado flexible si sólo se utiliza un tornillo en la línea media. Esto hace referencia al abordaje de Hamilton (v. cap. 12). Cada tornillo se activa una vez por semana (aproximadamente 0,2 mm), hasta que se consigue la expansión adecuada. Los ganchos delta<sup>135</sup> o los ganchos de Adams, hechos con alambre de acero inoxidable de 0,76 mm, se utilizan para anclar el aparato a los primeros molares superiores. Los ganchos de bola o delta se pueden utilizar para anclar el aparato por delante.

Se dispone de varios diseños para la parte inferior del aparato (fig. 13-18). El diseño original creado por Clark<sup>135,143</sup> está compuesto de una placa de acrílico en forma de herradura que se extiende hacia delante desde la parte mesial de los primeros molares permanentes (fig. 13-18, A). El acrílico cubre la zona lingual de los molares temporales y premolares, así como de los caninos e incisivos. En este diseño se utilizan los ganchos delta para anclar el aparato al primer premolar/primer molar temporal, y se colocan ganchos de bola entre los caninos e incisivos laterales. Si la retención del aparato sigue siendo un problema, se pueden colocar ganchos de bola adicionales entre los incisivos. El acrílico no alcanza a los molares inferiores. Esta falta de contacto permite la erupción vertical de los molares inferiores cuando se recorta el acrílico colocado sobre los bloques maxilares para aumentar la dimensión vertical.

El autor recomienda utilizar la versión modificada del aparato inferior. Tal y como se ha mencionado anteriormente, el autor ha añadido un arco labial inferior para

**Figura 13-18**

Vista oclusal inferior del aparato de bloques gemelos. **A**, Diseño original de Clark<sup>135</sup> que incorpora acrílico sobre las superficies linguales de los dientes anteriores hasta los primeros molares permanentes. **B**, Diseño modificado, preferido por el autor, en el que el acrílico lingual inferior se extiende posteriormente hacia la zona de los molares permanentes. El arco labial inferior con el acrílico transparente se extiende por delante para cubrir las superficies vestibulares de los dientes anteroinferiores. En ambos diseños, los bloques de mordida terminan entre 2 y 3 mm por delante del primer molar inferior.

aumentar la retención de la férula inferior (figs. 13-16, B y 13-18, B). Este alambre de 0,76 mm se extiende lateralmente desde el acrílico por distal de los caninos hacia delante, después de curvarse hacia abajo en la zona de los caninos (al igual que en el bucle de Hawley). El alambre cruza el punto medio de las coronas clínicas de los incisivos inferiores. Normalmente, el acrílico utilizado suele ser transparente y rellena las zonas interproximales por debajo de los puntos de contacto de los incisivos inferiores.

Se ha demostrado que el aparato de bloques gemelos aumenta la longitud mandibular, inclinación hacia delante de los incisivos y produce variaciones en la altura facial anteroinferior<sup>28,30,146</sup>. Los bloques de mordida posteriores del aparato de bloques gemelos se pueden recortar para facilitar la erupción de los dientes posteroinferiores en aquellos pacientes con mordida profunda y una curva de Spee acentuada. También se pueden dejar los bloques tal cual están, para evitar la erupción de los dientes posteriores en pacientes con tendencia a una mordida abierta anterior.

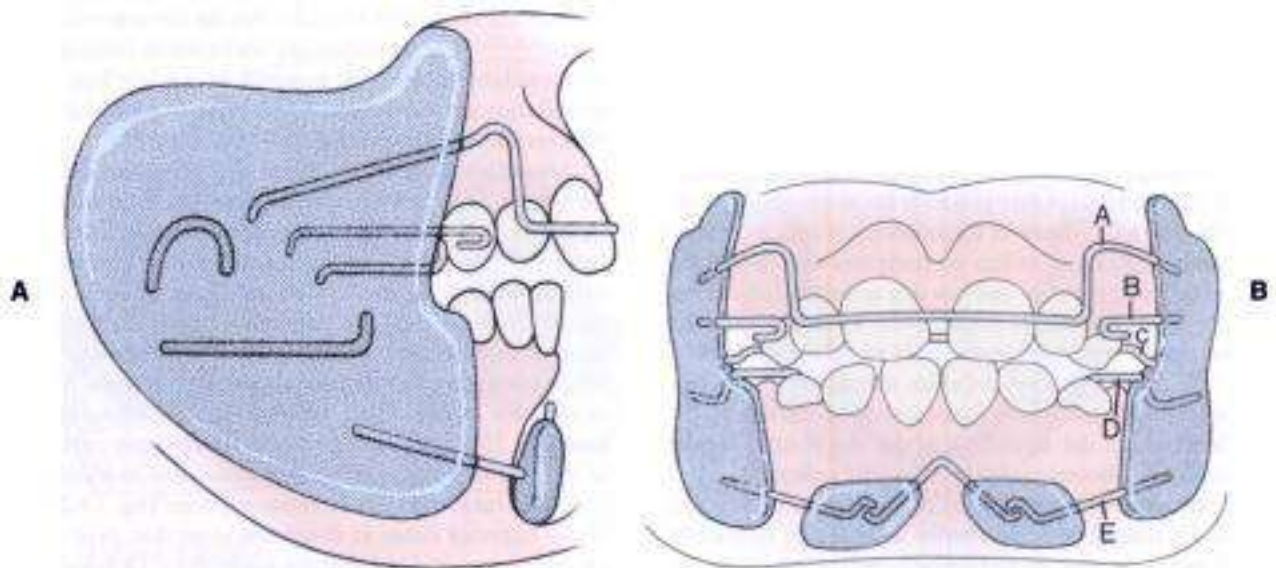
Uno de los motivos principales por los que se recomienda utilizar este aparato en las maloclusiones de Clase II típicas es que el paciente colabora en gran medida. Normalmente no es un problema hablar, ya que el aparato de bloques gemelos está compuesto de dos partes. Además, algunos profesionales recomiendan utilizarlo ininterrumpidamente, incluso al comer<sup>135,147</sup>. La duración del tratamiento suele ser de entre 9 y 12 meses, seguido de una fase de uso nocturno del aparato o de una placa de estabilización para permitir que erupcionen los caninos y premolares hasta entrar en oclusión. El tratamiento de fase II con aparatos fijos normalmente comienza después de que se complete el período de transición hacia la dentición permanente.

**Aparato RF-2 de Fränkel.** En los casos de pacientes con maloclusión de Clase II más grave que se caracterizan no sólo por la retrusión esquelética mandibular sino también

por desequilibrios neuromusculares notables, el aparato que se suele escoger es el regulador de función (RF-2) de Fränkel<sup>16,19,107,148</sup> (figs. 13-19 y 13-20). De todos los aparatos denominados funcionales, el RF-2 es único en cuanto que se apoya fundamentalmente sobre el tejido en vez de sobre los dientes. La base de operación es el vestibulo superior e inferior. Además, el aparato actúa directa y principalmente sobre el sistema neuromuscular (v. cap. 12).

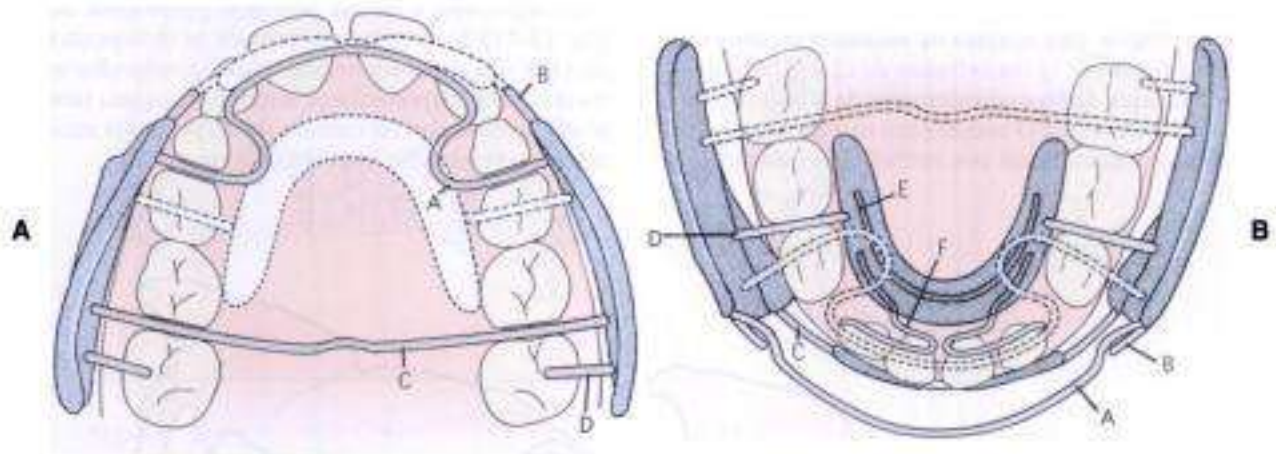
Los principios ortopédicos de Roux<sup>149</sup> («sacudida de los huesos») han sido incluidos en el diseño del aparato de Fränkel. En primer lugar, el aparato se utiliza como dispositivo de ejercicio a la hora de volver a educar la musculatura asociada y producir cambios indirectamente en las relaciones esqueléticas y dentoalveolares, mediante la reprogramación del sistema nervioso central. A diferencia de prácticamente cualquier otro tipo de aparato funcional, el regulador de función interrumpe los patrones anormales de la actividad muscular y, en último término, crea un medio en el que los cambios esqueléticos y en la arcada dentaria se producen espontáneamente. No sólo se han observado aumentos en la longitud mandibular tras el tratamiento con el RF-2<sup>19,25,26,150</sup>, sino que también se han registrado cambios en las dimensiones transversales de las arcadas dentarias<sup>1,17,19,108</sup>, en parte debido al efecto separador de las pantallas vestibulares (v. figs. 13-19 y 13-20) sobre el tejido blando asociado (v. cap. 12).

En aquellos pacientes con retrusión esquelética de la mandíbula y que también presentan desequilibrios neuromusculares significativos (p. ej., músculo mentoniano hiperactivo o musculatura yugal hipertónica), el aparato RF-2 es particularmente útil. Por ejemplo, las almohadillas labiales inferiores (v. fig. 13-19) ayudan a interrumpir la hiperactividad del músculo mentoniano, un signo clínico de incompetencia labial. Fränkel y Fränkel<sup>19</sup> subrayan la importancia de mantener un adecuado sellado la-



**Figura 13-19**

Regulador de función (RF-2) de Fränkel. **A**, Vista lateral. **B**, Vista frontal. **A**, Alambre labial superior; **B**, alambre de extensión del canino; **C**, alambre lingual superior; **D**, alambre cruzado, y **E**, alambres labiales inferiores. La base de operación es el vestibulo superior e inferior. El aparato ejerce un efecto directo sobre la actividad postural de la musculatura masticatoria y perioral, y produce un cambio en la posición de la mandíbula.



**Figura 13-20**

Regulador de función (RF-2) de Fränkel. **A**, Vista superior. **A**, Alambre lingual superior; **B**, alambre de extensión en la zona del canino; **C**, alambre palatino con topes oclusales (**D**) sobre los primeros molares superiores. **B**, **A**, Alambre labial superior; **B**, alambre de extensión en la zona del canino; **C**, alambres labiales inferiores; **D**, alambre cruzado; **E**, alambre de soporte dentro de la pantalla lingual inferior, y **F**, resortes linguales inferiores. La expansión espontánea de las arcadas dentarias se suele producir como consecuencia del efecto de las pantallas vestibulares y de las almohadillas labiales inferiores sobre el tejido blando.

bial como elemento clave del éxito del tratamiento ortopédico. Al equilibrar el medio neuromuscular, no sólo se pueden tratar con éxito las maloclusiones graves, sino que también se puede minimizar la tendencia a la recidiva, ya que también se han tratado los factores neuromusculares y del tejido blando asociados a la maloclusión esqueléti-

ca. Debido a que el aparato se coloca sobre el tejido en vez de sobre los dientes, se pueden conseguir cambios esqueléticos máximos con el mínimo movimiento dentario no deseado. Normalmente, se registra la mordida cuando la mandíbula está entre 3 y 5 mm por encima de la oclusión céntrica. Fränkel y Fränkel están a favor de realizar un avan-

ce paso a paso del aparato para minimizar las adaptaciones dentoalveolares no deseadas (p. ej., la inclinación lingual de los incisivos superiores y la proyección de los incisivos inferiores).

El regulador de función es especialmente eficaz en pacientes con altura facial anteroinferior corta o neutra, ya que el uso de este aparato puede producir un aumento de la altura facial inferior durante el tratamiento, si está indicado. Este aparato también se utiliza en pacientes con desarrollo vertical excesivo, a pesar de que hay que tener cuidado de no abrir la mordida durante el tratamiento. Estos pacientes en particular deben seguir un régimen de ejercicios de sellado labial<sup>2,19,151</sup>. Estos ejercicios deberían emplearse como elemento adjunto a la ortopedia funcional de los maxilares, independientemente del tipo de aparato, del mismo modo que se utiliza la fisioterapia en la ortopedia general.

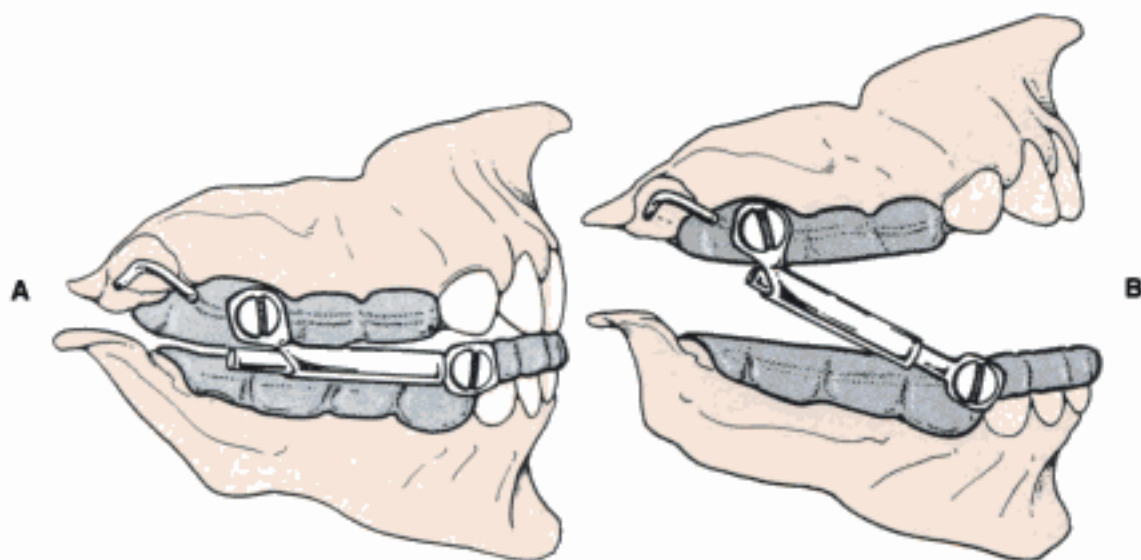
Normalmente, el tratamiento con el aparato de Fränkel se inicia durante el período medio a tardío de dentición mixta, a pesar de que se recomienda intervenir antes en aquellos pacientes con problemas neuromusculares importantes. La duración del tratamiento activo suele ser de entre 18 y 24 meses. Habitualmente, el tratamiento con el regulador de función va seguido de un tratamiento exhaustivo con un aparato fijo para alinear la dentición permanente. La descripción detallada del manejo clínico con el aparato RF-2 se puede encontrar en Fränkel y Fränkel<sup>19</sup>, resumidos por McNamara y Brudon<sup>1</sup> y McNamara<sup>152</sup>.

**Aparato de Herbst.** Actualmente, el aparato de Herbst (v. cap. 12) es el aparato funcional de uso más extendido en Estados Unidos. Este aparato ha resultado ser muy útil para el tratamiento de la maloclusión de Clase II con dentición permanente, independientemente de si se utiliza un diseño fijo o removible. El mecanismo de salto de mordida fue creado originalmente por Herbst<sup>133</sup> y el diseño con

bandas fue reintroducido a finales de los setenta por Pancherz<sup>20,21,23,139</sup>. Los diseños que incorporan coronas de acero inoxidable como mecanismos de anclaje han sido desarrollados por Goodman y McKenna<sup>153</sup> y Dischinger<sup>154</sup> y, más recientemente, por Smith<sup>155</sup> y Mayes<sup>156,157</sup>.

Actualmente, el autor utiliza dos versiones del aparato de Herbst en la práctica clínica rutinaria, uno removible y otro fijo. La versión removible, un diseño de férula de acrílico<sup>158-160</sup> (fig. 13-21) se fabrica de manera similar a la férula de expansión de acrílico adherida, descrita anteriormente (v. fig. 13-3). Se calienta el Biocryl de 3 mm de espesor de la férula y se fuerza sobre una estructura de metal empleando una máquina de presión térmica. Si la férula superior es removible, se incorpora el canino en el aparato (fig. 13-21, A). Si la parte del aparato que corresponde al maxilar se adhiere en su posición, sólo se incorpora en el arco la cara lingual del canino superior (fig. 13-21, B). La férula superior cubre la dentición posterior, pero no entra en contacto con los incisivos superiores. La parte mandibular del aparato siempre es removible. Una férula cubre completamente la dentición posterior y los dientes anteroinferiores (fig. 13-22). La parte mandibular del aparato también cubre las superficies linguales de los dientes anteriores y entre un tercio y la mitad de las superficies vestibulares de dichos dientes.

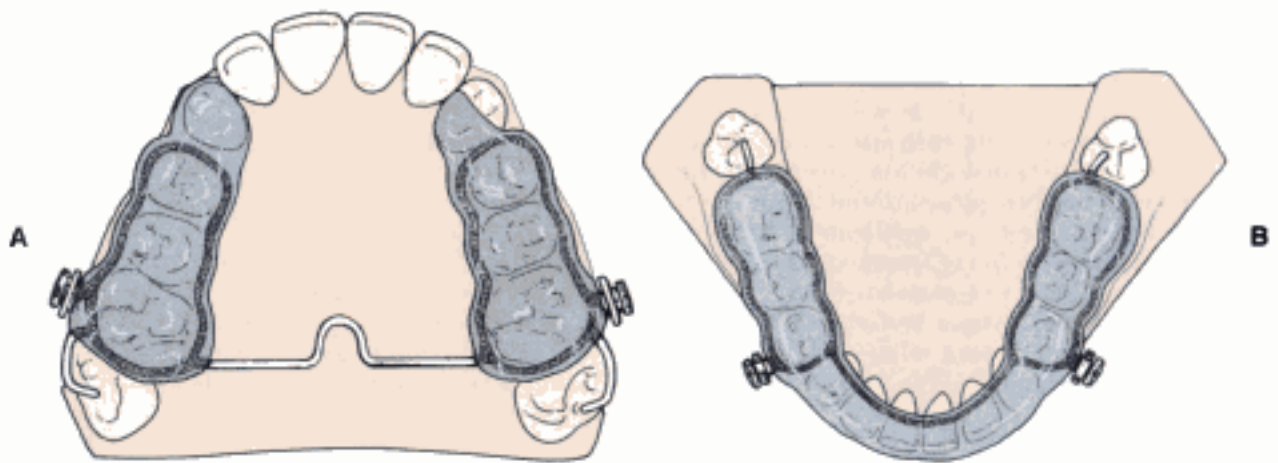
A lo largo de los años, el autor ha utilizado muchos tipos de aparatos fijos de Herbst. En la versión actual, se incorporan coronas de acero inoxidable en los primeros molares superiores y en los primeros premolares inferiores (fig. 13-23). Normalmente, también se incluye un tornillo de EMR con alambres linguales que se extienden anteriormente hacia los premolares, aunque el aparato también se puede fabricar con las coronas de los primeros molares superiores cementadas individualmente.



**Figura 13-21**

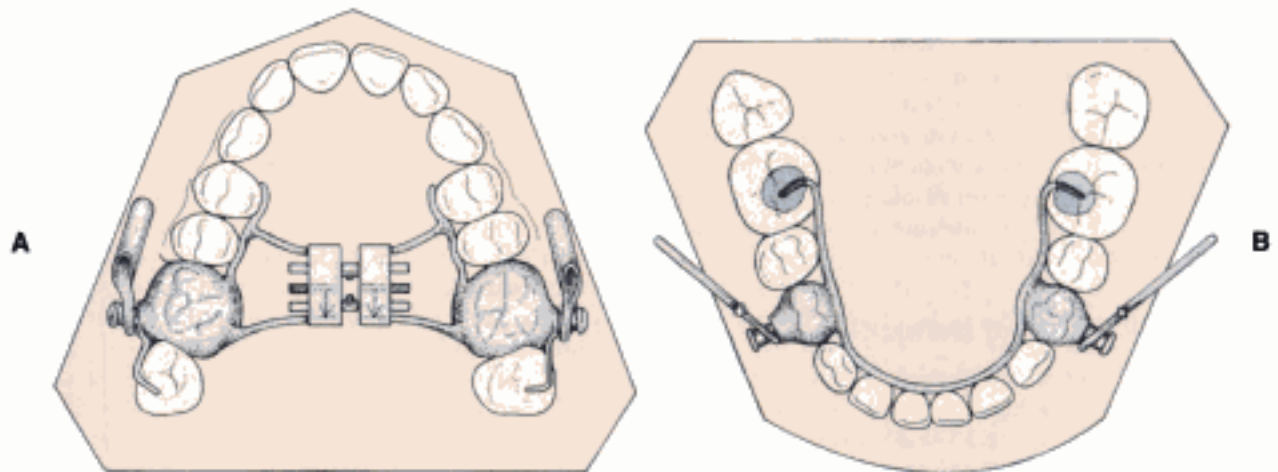
Aparato de férula acrílica de Herbst. **A**, Vista sagital derecha con la boca cerrada. **B**, Vista sagital derecha con la boca abierta. Obsérvese el deslizamiento del pistón dentro del tubo maxilar.





**Figura 13-22**

Aparato de férula acrílica de Herbst. **A**, Vista superior. El lado derecho del aparato demuestra que el canino queda cubierto totalmente cuando la férula es removible. En el lado izquierdo, el acrílico sólo se extiende hacia el lado lingual de los caninos superiores. El diseño se utiliza cuando la férula superior está adherida. **B**, Vista inferior. Férula inferior de cobertura oclusal e incisal completa. La férula inferior siempre es removible.



**Figura 13-23**

Aparato de Herbst con corona de acero inoxidable. **A**, Porción superior. Coronas de acero inoxidable colocadas sobre los primeros molares superiores. Se puede colocar un tornillo opcional de expansión maxilar rápida en la zona palatina media (no se muestra). **B**, Porción inferior. Coronas de acero inoxidable colocadas en los primeros premolares inferiores y bandas cementadas sobre los primeros molares inferiores. El aparato se conecta mediante un alambre lingual de acero inoxidable de 0,91 mm que se suelda a las superficies linguales de las bandas y coronas. El alambre también se extiende hacia atrás, donde cruza la superficie oclusal de la zona del segundo molar, actuando como tope oclusal a ambos lados. Un diseño alternativo elimina las bandas molares y el tope oclusal se adhiere bilateralmente a los primeros molares.

Los estudios clínicos de los diseños fijos y removibles del aparato indican que se producen adaptaciones esqueléticas y dentoalveolares<sup>23,26,29</sup>. En general, aproximadamente el 50% del efecto del tratamiento se debe al movimiento de los dientes, principalmente el movimiento hacia atrás y hacia arriba de la dentición posterior. El efecto principal del tratamiento esquelético producido es un

aumento del crecimiento mandibular; es decir, entre 2 y 2,5 mm por encima de los valores normales<sup>23,26,27,29</sup>.

No hay duda de que con el aparato de Herbst se puede conseguir la relación molar de Clase I en la mayoría de los pacientes con Clase II en fase de crecimiento. Sin embargo, según la experiencia del autor, el aparato de Herbst no es de elección en pacientes con dentición mix-

ta. Tras haber hecho un seguimiento de los pacientes tratados originalmente durante la fase de dentición mixta varios años después de haberse completado el tratamiento con el Herbst, pero antes de que se coloquen los aparatos fijos, el autor ha observado una tendencia notable hacia la recidiva de la maloclusión original. Este hecho también ha sido observado por otros autores<sup>161,162</sup>. Esta observación, que concierne a pacientes tratados en la fase de dentición mixta con el aparato de Herbst, puede deberse, en parte, a que el aparato no produce un efecto directo sobre la musculatura orofacial (a diferencia del RF-2) y también puede estar relacionada con la forma de los dientes temporales. Los dientes posteriores temporales suelen ser planos y, por tanto, no proporcionan el mismo tipo de interdigitación oclusal que la dentición permanente.

El fracaso del autor al usar el aparato de Herbst en la dentición mixta no desmerece a este aparato. Con frecuencia, el autor iniciará tratamientos en dentición mixta temprana para abordar los problemas de discrepancia en el espacio dentro de una arcada (que se discutirán posteriormente) y pospondrá el tratamiento con un aparato funcional hasta que se pierdan todos los dientes temporales y hayan erupcionado todos sus sucesores permanentes. Esta intervención tardía es útil particularmente en pacientes con un desarrollo vertical excesivo de la cara y con ángulos muy marcados en el plano mandibular. El autor ha encontrado que, al intervenir en la dentición permanente temprana empleando el aparato de Herbst, se han observado adaptaciones esqueléticas y dentales satisfactorias. Al igual que ocurre con el aparato de bloques gemelos, este aparato es más eficaz en pacientes que no tienen desequilibrios neuromusculares profundos.

### Temporalización del tratamiento

Tal y como se ha mencionado anteriormente, uno de los mayores cambios que se han producido durante los últimos 25 años ha sido una alteración de la temporalización del tratamiento con aparatos funcionales. Según un estudio realizado por el grupo del autor<sup>25</sup> al comparar dos grupos de pacientes tratados con el aparato RF-2 de Fränkel, aquellos pacientes que empezaron el tratamiento con una edad media de 11,5 años experimentaron un mayor crecimiento mandibular que aquellos que lo hicieron con un promedio de edad de 8,5 años. El motivo de este aumento en el crecimiento puede estar relacionado con la interacción sinérgica entre un cambio de la función, producido por el aparato funcional, y la hormona de crecimiento y sustancias relacionadas, cuya cantidad aumenta durante el período de crecimiento que rodea la pubertad. Los estudios experimentales de Petrovic y cols.<sup>3</sup>, entre otros, han demostrado la interacción entre la función alterada y la hormona de crecimiento.

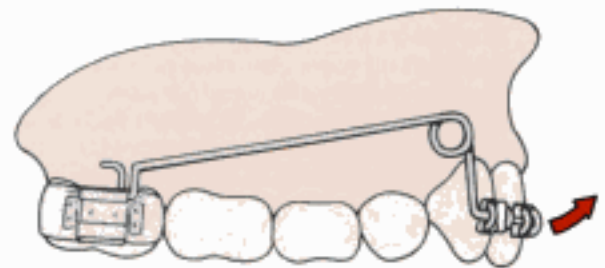
En general, el comienzo del tratamiento ortopédico funcional de los maxilares en los pacientes con Clase II leve a moderada se suele retrasar hasta que se completa la fase de dentición mixta. La intención del autor es planificar el tratamiento ortopédico funcional de los maxilares de manera que, posteriormente, se inicie de modo inme-

diato un tratamiento exhaustivo con un aparato fijo. En el caso de pacientes con resalte notable y retrusión esquelética mandibular, se puede iniciar el tratamiento con el aparato de bloques gemelos en la fase de dentición mixta como aparato único o como parte de un protocolo más exhaustivo que incluya una EMR previa al tratamiento con dicho aparato. Sin embargo, en casos con desequilibrios neuromusculares significativos el aparato escogido es el RF-2. Si se retrasa el tratamiento hasta la fase de dentición mixta tardía, esto no significa que no se realice ningún tratamiento de ortodoncia previamente. En muchos pacientes se puede realizar la fase preortopédica del tratamiento durante la fase de dentición mixta temprana, tal y como se explica posteriormente.

### Tratamiento de fase I

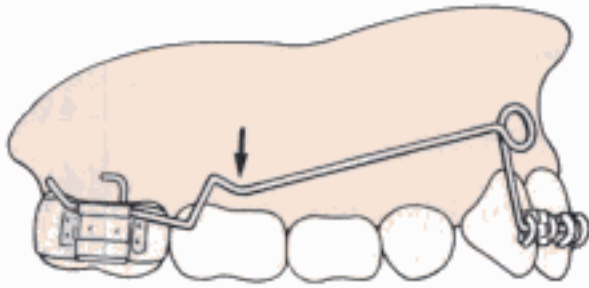
En la preparación rutinaria de un paciente adolescente o adulto para una cirugía ortognática, el ortodoncista descompensa las arcadas dentarias para permitir al cirujano maximizar el reposicionamiento de los elementos esqueléticos del complejo craneofacial. Con frecuencia, este tipo de tratamiento implicará la intrusión o proyección de los incisivos superiores y la intrusión y retracción de los incisivos inferiores. La expansión maxilar rápida también se puede realizar en pacientes quirúrgicos más jóvenes para eliminar las discrepancias transversales del maxilar antes de la cirugía.

En muchos aspectos, el uso de un aparato ortopédico funcional imita a la cirugía ortognática, por el hecho de que el profesional también intenta maximizar el cambio en la posición mandibular durante el tratamiento ortopédico funcional de los maxilares. A medida que los ortodoncistas han ganado experiencia empleando aparatos de ortopedia funcional de los maxilares, ha quedado claro que era necesario preparar las arcadas dentarias en una cantidad significativa de pacientes en dentición mixta con maloclusión de Clase II. En el estudio mencionado previamente<sup>17</sup>, se observó que más del 30% de los pacientes con Clase II incluidos en la muestra tenía incisivos superiores inclinados hacia atrás. Por tanto, uno de



**Figura 13-24**

Arco utilitario de protrusión, que con frecuencia se utiliza para inclinar hacia delante e intruir los incisivos superiores antes del tratamiento ortopédico funcional de los maxilares. Cuando es pasivo, la parte anterior del arco de alambre se coloca entre 2 y 3 mm por encima de los brackets de los incisivos.



**Figura 13-25**

Arco utilitario de retracción empleado para retraer e intruir los incisivos superiores proyectados. El arco se activa tirando del alambre hacia atrás a través del tubo auxiliar sobre la banda del primer molar y llevando el alambre hacia arriba y hacia el medio. La intrusión se produce realizando una angulación en el segmento vestibular del alambre (flecha).

los tratamientos iniciales de muchos pacientes con Clase II incluye una proyección (y quizá intrusión) de los incisivos superiores utilizando, por ejemplo, un arco utilitario de protrusión (fig. 13-24). Los incisivos superiores proyectados se pueden retraer o intruir empleando un arco utilitario de retracción (fig. 13-25) o un anclaje extraoral de tiro alto con ganchos en J (v. fig. 13-15). En ocasiones, es necesario enderezar los sectores laterales, particularmente en la arcada inferior, y se puede utilizar el aparato de Schwarz (v. fig. 13-7) en pacientes con esta configuración de los dientes posteriores.

Los ortodoncistas reconocen cada vez más la importancia de la dimensión transversal en el tratamiento de la maloclusión de Clase II y, por tanto, realizan la EMR con un aparato de férula de acrílico adherido durante la fase de dentición mixta temprana, tal y como se ha descrito anteriormente. El ensanchamiento del maxilar hasta alcanzar una posición de ligera sobrecorrección durante la fase de *dentición mixta temprana* puede producir una corrección espontánea de la relación de Clase II, en ocasiones incluso en pacientes con una relación molar de Clase II en todas las cúspides. Por tanto, el primer paso fundamental a la hora de tratar el problema de Clase II puede ser intervenir en la dimensión transversal. Es más común que al intentar corregir directamente el problema de Clase II en los casos leves a moderados se espere hasta la dentición mixta tardía.

### Comentarios adicionales sobre el tratamiento de la Clase II

No existe un método ideal para tratar la maloclusión de Clase II en la dentición mixta. Tras un examen clínico exhaustivo, el ortodoncista debe realizar un análisis preciso de las radiografías cefalométricas y de los modelos dentales para identificar los componentes de la maloclusión que hacen que cada caso sea único. Una vez establecido un diagnóstico completo, el profesional puede escoger el tra-

tamiento adecuado a partir de una amplia variedad de modalidades de tratamiento disponibles.

El autor no aplica, con la misma frecuencia, todas las modalidades de tratamiento discutidas en este capítulo. La tracción extraoral no se usa a menudo debido a que son pocos los casos de pacientes con una verdadera protrusión esquelética del maxilar<sup>177</sup>. Por el contrario, la retrusión esquelética mandibular es un problema común en la maloclusión de Clase II y, por tanto, la opción de tratamiento más frecuente es la ortopedia funcional de los maxilares. En los últimos años, según la experiencia del autor con la EMR y tras observar cómo se producía una corrección espontánea en algunos problemas de Clase II, ha decrecido el uso de aparatos de ortopedia funcional respecto a la frecuencia de uso hace 10 a 15 años. Sólo en aquellos pacientes con la llamada maloclusión de Clase II socialmente negativa (p. ej., aspecto de diente o tener la boca como Andy Gump) se iniciará el tratamiento definitivo del problema sagital en la dentición mixta temprana.

## TRATAMIENTO DE LA MALOCLUSIÓN DE CLASE III

Uno de los problemas más difíciles de tratar en la dentición mixta es la maloclusión de Clase III. El profesional generalista y los padres identifican fácilmente la relación de los incisivos borde a borde o la mordida cruzada anterior como una relación oclusal anómala. Por tanto, a los pacientes con Clase III se les suele referir para su tratamiento temprano. Sin embargo, varios protocolos de tratamiento temprano pueden tener éxito o no, dependiendo de la gravedad del problema, de los antecedentes familiares y respiratorios del paciente y de la edad a la que se inicia el tratamiento.

### Componentes de la maloclusión de Clase III

La maloclusión de Clase III se da en aproximadamente el 1% de la población de Norteamérica<sup>163-166</sup>, y los pacientes con Clase III representan aproximadamente el 5% de los pacientes tratados normalmente por los ortodoncistas en Estados Unidos<sup>167</sup>. Este tipo de maloclusión prevalece mucho más en otras regiones del mundo, sobre todo en los países asiáticos. Por tanto, el tratamiento de los problemas de Clase III supone una porción significativa de los tratamientos ortodóncicos y ortopédicos en países como Japón, Taiwán y Corea.

La maloclusión de Clase III no supone una sola entidad de diagnóstico. Guyer y cols.<sup>168</sup> investigaron los componentes de la maloclusión de Clase III en 144 niños en Michigan, de entre 5 y 15 años. La maloclusión de Clase III caracterizada simplemente por la protrusión esquelética de la mandíbula (prognatismo mandibular), que normalmente se considera una gran aberración esquelética en individuos con maloclusión de Clase III, se dio en menos del 20% de los casos. La relación de Clase III causada básicamente por la retrusión esquelética del maxilar se encontró en el 25% de los casos estudiados, y se halló una combinación de retrusión esquelética maxilar y pro-

trusión esquelética de la mandíbula en el 22%, aproximadamente, de la muestra. El resto no sufría desequilibrios esqueléticos anteroposteriores. En la mayoría de los grupos de edad analizados, como media, las alturas faciales anteroinferiores eran normales. En los pacientes adolescentes con Clase III se observó un desarrollo vertical excesivo de la cara.

Estos hallazgos son similares a los descritos previamente por Sanborn<sup>169</sup>, Dietrich<sup>170</sup>, Jacobson y cols.<sup>171</sup>, y Ellis y McNamara<sup>172</sup>. Por tanto, tal y como ocurre con todas las maloclusiones que se incluyen dentro de la clasificación de Angle, la maloclusión de Clase III incluye una serie de componentes esqueléticos y dentales que puede diferir del concepto de normal o ideal. Sin embargo, hay diferencias étnicas, de modo que las deficiencias maxilares verticales son más comunes en los casos de pacientes asiáticos.

### **Estrategias disponibles para el tratamiento de la Clase III**

Antes de explicar las estrategias de tratamiento temprano, es importante que hagamos un pequeño repaso del abordaje habitual para la corrección de la maloclusión de Clase III en un paciente adolescente o adulto. Cuando se diagnostica a un paciente por primera vez una maloclusión de Clase III en la dentición permanente, las opciones de tratamiento son limitadas, sobre todo si hay un componente morfogenético o esquelético muy fuerte hacia la relación oclusal de Clase III. Normalmente, este tratamiento incluye un tratamiento ortodóncico exhaustivo combinado con extracciones o cirugía ortognática. La cirugía ortognática está diseñada para tratar los desequilibrios esqueléticos (p. ej., osteotomía de división sagital para el reposicionamiento posterior de la mandíbula en casos de prognatismo mandibular y de avance de Le Fort I en casos de retrusión esquelética maxilar. Ambas se pueden utilizar en casos de desequilibrios esqueléticos maxilomandibulares graves). En otras palabras, el tratamiento quirúrgico está diseñado para corregir cualquier desequilibrio esquelético. En los casos en que se puede prever un crecimiento esquelético excesivo, se suele retrasar la intervención quirúrgica hasta el final del período de crecimiento activo. Sin embargo, este tipo de pacientes siguen teniendo que hacer frente a los problemas psicosociales durante la infancia, que suelen estar asociados con este tipo de maloclusión<sup>173</sup>.

El tratamiento de la maloclusión de Clase III durante la dentición mixta (o dentición temporal tardía) se puede abordar desde un punto de vista conceptual ligeramente distinto. Se puede escoger un protocolo de tratamiento que pretenda abordar el desequilibrio esquelético de un paciente con Clase III y dentición mixta. Por ejemplo, Fränkel<sup>174</sup> recomendó el aparato RF-3 a pacientes cuya maloclusión se caracteriza principalmente por la retrusión esquelética del maxilar. Sin embargo, la mentonera ortopédica<sup>30,32,175-177</sup> se ha utilizado con pacientes cuya maloclusión se caracteriza principalmente por el prognatismo mandibular. Más recientemente, se ha utilizado la máscara facial ortopédica, popularizada por Delaire<sup>178-180</sup> y retocada por Petit<sup>180-183</sup>. Cada uno de estos tratamientos ha de-

mostrado efectos favorables en los pacientes con Clase III, aunque los resultados a largo plazo han sido variables. Todavía existen diferencias sustanciales con respecto a la velocidad de corrección y a las regiones del complejo craneofacial afectadas.

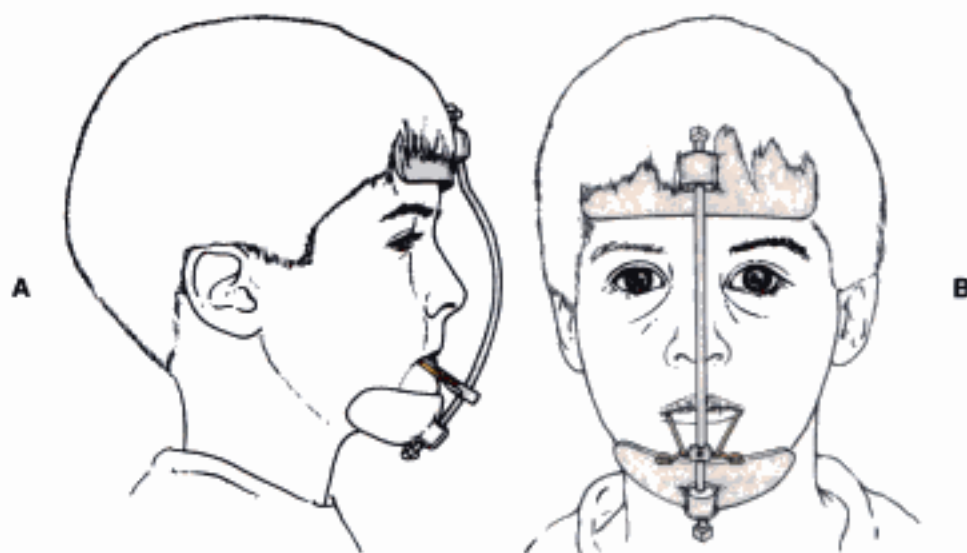
### **Selección del aparato**

Un axioma básico del tratamiento ortodóncico es que el tratamiento debería diseñarse para abordar la naturaleza específica de los desequilibrios esqueléticos y dentoalveolares. Este axioma queda reflejado por la selección de la técnica o técnicas quirúrgicas específicas empleadas para corregir la maloclusión de Clase III en un paciente adolescente o adulto. Este axioma también queda demostrado en pacientes con maloclusión de Clase II, a la hora de escoger el aparato de tracción extraoral para corregir el prognatismo maxilar y del aparato ortopédico funcional para corregir la retrusión mandibular. Una excepción a esta regla puede ser el tratamiento de la maloclusión de Clase III en desarrollo.

#### **Máscara facial ortopédica**

De las tres estrategias de tratamiento de la dentición mixta descritas anteriormente, el autor opina que la máscara facial ortopédica es la más extendida y produce los resultados más notables a corto plazo. Por tanto, la máscara facial ortopédica es el aparato que el autor suele escoger para la mayoría de los pacientes con Clase III en dentición mixta temprana o dentición temporal tardía. A primera vista, el uso de este único tratamiento en la mayoría de pacientes con Clase III temprana puede resultar arbitrario y paradójico, dadas las distintas combinaciones de componentes esqueléticos y dentales de la maloclusión de Clase III en los pacientes con dentición mixta<sup>168,184</sup>. Sin embargo, dado que la intervención con la máscara facial ortopédica se realiza a una edad tan temprana, el efecto que produce este tratamiento se incorpora al futuro crecimiento craneofacial del paciente, que se produce durante un largo período de tiempo. El sistema del aparato afecta prácticamente a todas las áreas que contribuyen a que se produzca la maloclusión de Clase III (p. ej., retrusión esquelética maxilar, retrusión dentoalveolar maxilar, prognatismo mandibular y disminución de la altura facial anteroinferior), por lo que este protocolo de tratamiento se puede aplicar de manera eficaz a la mayoría de los pacientes que están desarrollando una Clase III, independientemente de la causa específica que ha provocado la maloclusión. Una excepción es que el paciente tenga una altura facial anteroinferior aumentada al inicio del tratamiento.

El sistema de máscara facial ortopédica consta de tres componentes básicos: la máscara facial, una férula maxilar adherida y elásticos. La máscara facial (fig. 13-26) es un aparato extraoral que ha sido modificado por Petit<sup>182</sup> y que ya ha sido comercializado (Great Lakes Orthodontic Products, Tonawanda, New York). Básicamente, la máscara facial se compone de una almohadilla para la frente y una mentonera, conectadas por una barra de acero que sirve de soporte. A esta barra de acero se conecta un arco transver-



**Figura 13-26**

Máscara facial ortopédica de Petit. **A**, Vista lateral. **B**, Vista frontal. Este aparato, recomendable para pacientes con dentición mixta temprana, se debe utilizar de manera intermitente durante aproximadamente 6 meses, tras los cuales se puede utilizar por la noche como aparato de retención. Los elásticos se conectan a las bandas de la férula superior adherida (v. fig. 13-27) a la que se han añadido ganchos en la zona de los primeros molares superiores temporales.

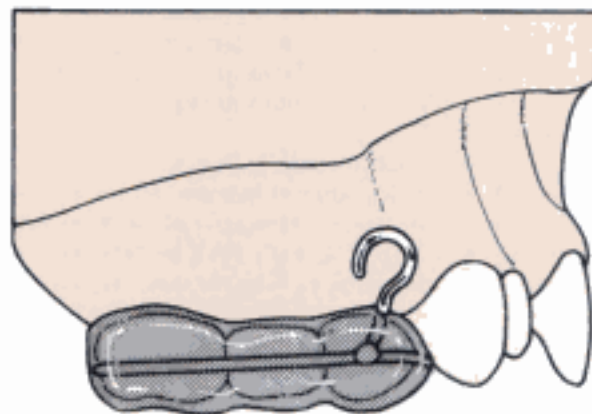
sal al que se añaden bandas de goma para producir una tracción elástica en el maxilar hacia delante y hacia abajo. La posición de las almohadillas y del arco se puede ajustar simplemente apretando o aflojando los tornillos que hay en cada parte del aparato.

A pesar de que Petit<sup>182</sup> ha recomendado una serie de dispositivos intraorales diferentes, fijos y removibles, a los que se pueden añadir elásticos, el autor prefiere sin duda utilizar aparatos de expansión maxilar adheridos, con un diseño similar al presentado anteriormente para el tratamiento de los problemas de discrepancia en la longitud de la arcada (v. fig. 13-3). La principal modificación realizada en el diseño de la férula es la adición de ganchos a la máscara facial en la zona del primer molar superior temporal (fig. 13-27). En aquellos casos en que el tratamiento se inicia antes de que erupcionen los primeros molares superiores, se diseña un aparato que incorpore el primer y segundo molares temporales y los caninos temporales.

A pesar de que la máscara facial ortopédica ha existido durante más de 100 años<sup>185-187</sup>, muy pocos estudios han analizado los efectos producidos por ésta. Hasta hace poco<sup>188-192</sup>, la mayoría de los estudios publicados relacionados con el tratamiento con máscara facial han sido anecdóticos<sup>193-197</sup>. Aparentemente, la máscara facial, sobre todo cuando se combina con una unidad de anclaje maxilar rígida (p. ej., una férula de expansión de acrílico adherida) puede producir uno o más de los siguientes efectos<sup>198, 192, 198</sup>:

1. Corrección de la discrepancia OC-RC, un cambio en la relación oclusal que es inmediato y que normalmente se asocia con pacientes de pseudoclase III.

2. Adelantamiento esquelético del maxilar, que con frecuencia lleva a la observación de 1 a 2 mm de movimiento hacia delante del maxilar (aunque no siempre se produce).
3. Movimiento hacia delante de la dentición superior.
4. Inclinación lingual de los incisivos inferiores, sobre todo en pacientes con una mordida cruzada anterior previa.
5. Redirección del crecimiento mandibular hacia abajo y hacia atrás, que produce un aumento en la altura facial anteroinferior.



**Figura 13-27**

Férula de acrílico superior adherida (vista lateral). Los ganchos para los elásticos se suelen colocar adyacentes a los primeros molares superiores temporales.

En casos en que el paciente comienza el tratamiento con una altura facial anteroinferior reducida, este cambio suele ser una ventaja. Sin embargo, este tratamiento puede producir efectos no deseados en pacientes con mayor altura facial anteroinferior al inicio del tratamiento. No obstante, hay muy pocos datos disponibles que apoyen la idea de que el tratamiento con la máscara facial inhibe el crecimiento mandibular a largo plazo.

Una vez tomada la decisión de utilizar una máscara facial ortopédica, el primer paso es fabricar y adherir la férula maxilar (para más detalles técnicos, consultar McNamara y Brudon<sup>2</sup>). La férula se activa una vez al día hasta que se haya conseguido la anchura maxilar deseada. En los casos en que no se desea aumentar la dimensión transversal, el aparato se sigue activando durante 8 o 10 días para romper el sistema de suturas maxilares y fomentar el adelantamiento del maxilar<sup>34</sup>.

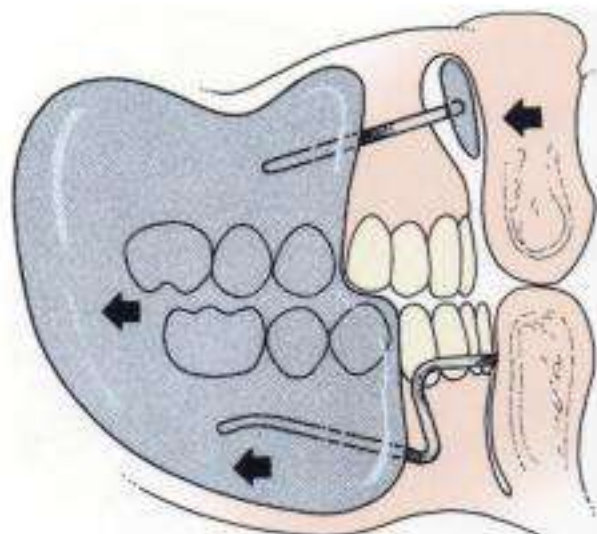
Una vez que el paciente se ha acostumbrado a usar la férula maxilar, se inicia el tratamiento con la máscara facial. Se utiliza una secuencia de elásticos que aumentan la fuerza, durante un período inicial hasta que se aplica una fuerza ortopédica mayor (400 g por lado) sobre el complejo maxilar. Normalmente, la máscara facial se utiliza unas 20 horas al día, durante 4 a 6 meses, y posteriormente se puede utilizar únicamente por la noche durante un período de tiempo adicional. No es aconsejable que la férula se quede adherida en posición durante más de 9 a 12 meses, ya que hay un riesgo potencial de filtración y posterior descalcificación de la dentición subyacente.

La erupción de los incisivos centrales superiores permanentes es la fase ideal del desarrollo dentario durante la cual se inicia el tratamiento con la máscara facial. Normalmente, los incisivos inferiores ya han erupcionado y están en oclusión. Es esencial conseguir un solapamiento horizontal y vertical positivo de los incisivos durante el tratamiento para hallar un medio que permita mantener la corrección anteroposterior de la maloclusión de Clase III obtenida previamente. En los casos de pacientes con problemas de Clase III leves a moderados, se consigue un resalte positivo de entre 4 y 5 mm antes de que se interrumpa el tratamiento con la máscara facial. Se prevé cierta regresión de la relación del resalte durante el período posterior al tratamiento. Sin embargo, el ortodoncista debe esforzarse todo lo que pueda por mantener la sobremordida y el resalte a lo largo del período de retención.

Una vez que se han retirado la máscara facial y el aparato de EMR, se puede mantener la retención con una serie de aparatos, que incluyen una simple placa de mantenimiento (v. fig. 13-9), el aparato RF-3 de Fränkel o una mentonera. Normalmente la máscara facial se usa en la dentición mixta temprana, por lo que debe pasar un período de tiempo considerable antes de que se inicie la fase final del tratamiento con el aparato fijo.

#### Aparato RF-3 de Fränkel

El aparato RF-3 de Fränkel es un aparato intraoral cuyo uso ha sido muy eficaz a la hora de tratar la maloclusión de Clase III en la dentición mixta<sup>19,196,174,199,200</sup>. De todos los aparatos de Fränkel, es probable que el RF-3 (fig. 13-28)



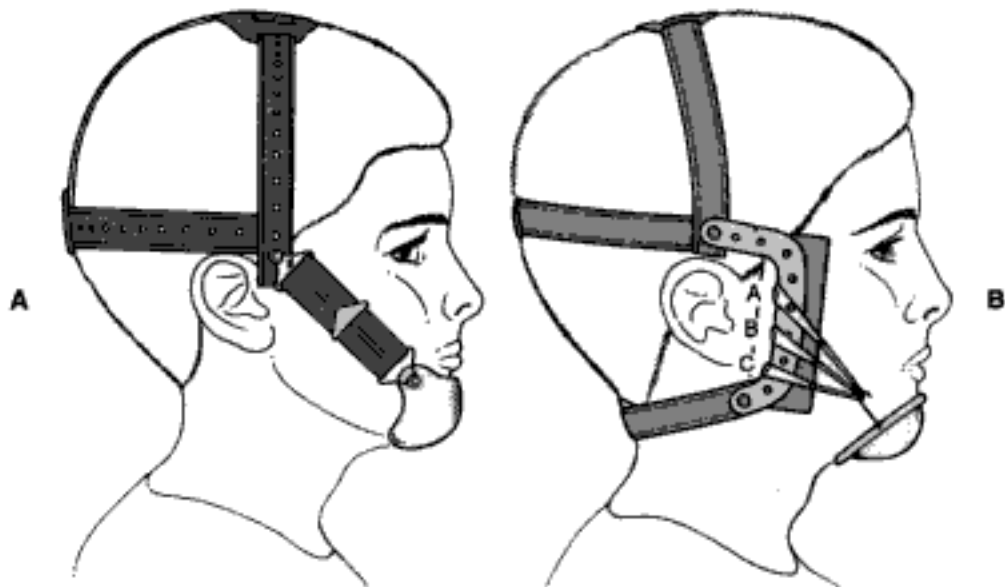
**Figura 13-28**

Aparato RF-3 de Fränkel. Las pantallas vestibulares y las almohadillas labiales superiores protegen la apófisis alveolar superior de las fuerzas ejercidas por el tejido blando circundante. Estas fuerzas se transmiten a la mandíbula a través del aparato.

sea el más fácil de controlar, ya que no produce ningún cambio postural significativo en la relación maxilomandibular. Al igual que ocurre con todos los aparatos de Fränkel, la base de operación del RF-3 es el vestíbulo maxilar y mandibular. Este aparato ha sido diseñado para restringir las fuerzas de los tejidos blandos asociados del complejo maxilar, al transmitir las a la mandíbula a través del aparato.

Una de las ventajas principales de este aparato es que es prácticamente invisible, sobre todo comparado con la máscara facial ortopédica. El RF-3 es intraoral y, en muchas ocasiones, el hecho de usarlo mejora realmente la apariencia del paciente, ya que rellena la zona del labio superior, sobre todo en los pacientes con una retrusión esquelética del maxilar notable. Este aparato es de fácil uso para el paciente. Además, los efectos producidos por el tratamiento con el RF-3 son similares a los producidos por la máscara facial ortopédica<sup>19,199-202</sup>. Entre estos efectos se incluye el relativo movimiento hacia delante del maxilar y de la dentición superior, un cambio de dirección hacia abajo y hacia atrás del crecimiento mandibular y cierto grado de inclinación lingual de los incisivos inferiores.

Una de las diferencias principales entre el RF-3 y la máscara facial ortopédica es la duración del tratamiento. En un caso típico de Clase III, la máscara facial ortopédica puede corregir la maloclusión durante los primeros 6 meses posteriores al inicio del tratamiento. Normalmente, son necesarios entre 12 y 24 meses para producir una respuesta similar con el aparato RF-3. Sin embargo, es obvio que RF-3 ejerce un efecto mucho más notable sobre los tejidos blandos asociados, en especial sobre la hiperactivi-



**Figura 13-29**

Mentonera de tracción occipital. **A**, Aparato con elástico blando. La dirección de la fuerza viene determinada por la posición del casco cefálico. **B**, Anclaje extraoral del tipo Hickham, empleado como anclaje para la mentonera rígida. La dirección de tracción se puede ajustar según la posición de los elásticos (A, B, C).

dad de los músculos asociados con el maxilar, del que produce la máscara facial. Este aparato fue diseñado por Fränkel siguiendo los principios de Roux<sup>19</sup>, según los que la acción fundamental del aparato es actuar sobre el tejido blando asociado, lo que conduce a una reprogramación del sistema nervioso central y a una reeducación de la musculatura craneofacial.

Cuando se utiliza como tratamiento principal, el RF-3 se usa 20 horas al día. Los pacientes sólo se pueden retirar el aparato al comer o practicar deportes de contacto. Si el aparato se utiliza como retenedor tras un tratamiento a tiempo completo con el RF-3 o la máscara facial, sólo se suele utilizar por la noche.

#### Mentonera ortopédica

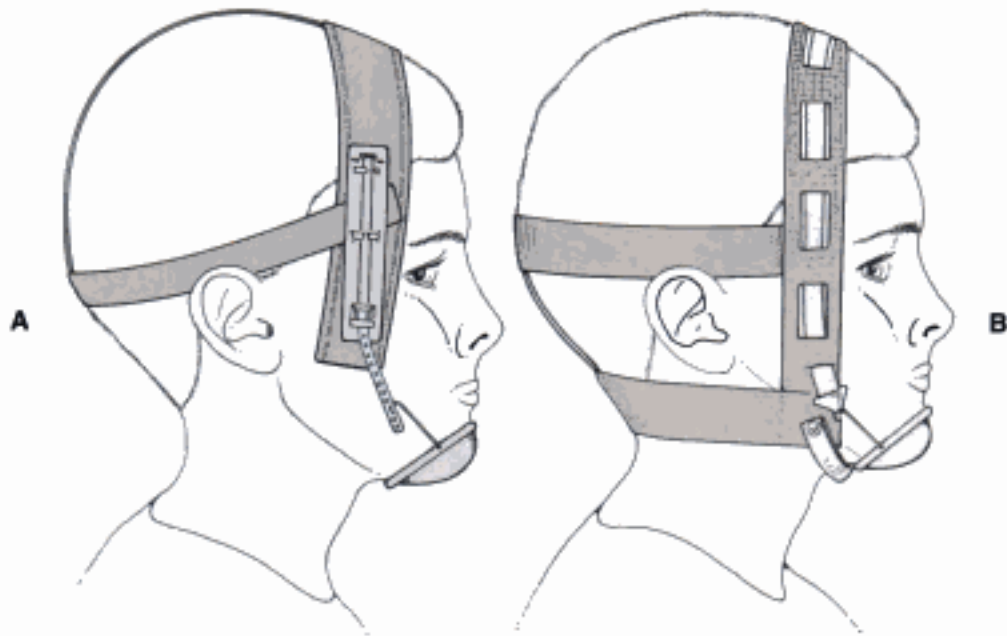
Es posible que la mentonera sea el tratamiento ortopédico más antiguo empleado para tratar la maloclusión de Clase III. Los efectos que produce este aparato han sido estudiados en profundidad<sup>132,175,176,205-206</sup>. La mayoría de los estudios se han realizado con pacientes asiáticos, ya que en estos grupos se dan los mayores índices de maloclusión de Clase III<sup>131,205,207-209</sup>.

A pesar de que se han comercializado una gran variedad de mentoneras, en general se pueden clasificar en dos tipos. La mentonera de tracción occipital, que se utiliza en casos de prognatismo mandibular, y la mentonera de tiro vertical, que se utiliza en pacientes con ángulos muy marcados en el plano mandibular y altura facial anteroinferior excesiva.

La mentonera de tracción occipital (fig. 13-29, A) se suele utilizar para tratar la maloclusión de Clase III. Este

tipo de mentonera es recomendable para pacientes con prognatismo mandibular leve a moderado. El éxito es mayor en aquellos pacientes cuyos bordes de los incisivos se aproximan en relación céntrica. Este tratamiento es muy útil, sobre todo en pacientes que lo comienzan con poca altura facial anteroinferior, ya que este tipo de tratamiento puede aumentar esta dimensión. Si la tracción que ejerce la mentonera se dirige por debajo del cóndilo, la fuerza del aparato puede rotar la mandíbula hacia abajo y hacia atrás. Si no se desea abrir el ángulo del plano mandibular, la fuerza debe dirigirse a través del cóndilo para restringir el crecimiento mandibular. El uso de un casco cefálico del tipo Hickham combinado con una mentonera rígida (fig. 13-29, B) permite que haya varios vectores de fuerza sobre la mandíbula.

Si no se desea aumentar la altura facial anteroinferior, se puede utilizar la mentonera con tracción vertical (fig. 13-30). Pearson<sup>210-213</sup> ha descubierto que el uso de una mentonera con tracción vertical puede disminuir el ángulo del plano mandibular y el ángulo goníaco, y aumentar la altura facial posterior en comparación con el crecimiento que experimentan los individuos sin tratar. Este tipo de tracción extraoral se puede utilizar no sólo en individuos con maloclusión de Clase III, sino también en aquellos casos en los que no se desea aumentar la dimensión vertical anterior. Según un estudio reciente realizado por Schulz y cols.<sup>214</sup>, en el que se comparaba la mentonera de tracción vertical combinada con la férula de expansión de acrílico adherida con el expansor adherido utilizado en pacientes con ángulos elevados, se ha demostrado que con la mentonera de tracción



**Figura 13-30**

Mentonera con tracción vertical. **A**, Diseño Unitek. Se utiliza una fuerza de resorte para crear una tracción vertical. **B**, Diseño Summit. El casco cefálico de tela no sólo se adapta a la coronilla de la cabeza sino que también se fija posteriormente con dos cintas horizontales. La fuerza se produce al estirar el material elástico. Ambos ejemplos muestran una mentonera rígida. (Figuras 13-1 a 13-5, 13-7 a 13-11, 13-13 a 13-15, 13-22, 13-24, 13-25 y 13-27 a 13-30 adaptadas de McNamara JA Jr, Brudon WL: Orthodontics and Dentofacial orthopedics, Ann Arbor, Mich, 2007, Needham Press.)

vertical se puede obtener una ligera mejora en el ángulo del plano mandibular y en la altura facial anteroinferior. Sin embargo, se ha observado que el tratamiento ortopédico vertical sólo producía un efecto durante la fase I del tratamiento y no durante la fase en que se utilizaba el aparato fijo.

Es difícil ejercer una verdadera tracción vertical sobre la mandíbula, debido a los problemas de anclaje del aparato en el cráneo. La figura 13-30, A, muestra una de las mentoneras con tracción vertical más fáciles de manipular. La banda almohadillada se extiende en sentido coronal y se fija a la parte posterior de la cabeza con una correa de tela. Se activa el mecanismo de resorte tirando de la lengüeta hacia abajo y fijándola con un gancho de la mentonera rígida.

La figura 13-30, B, muestra otro tipo de mentonera que produce una fuerza de dirección vertical. Este aparato incorpora un casco de tela que no sólo se ajusta a la zona de la coronilla de la cabeza sino que también se fija posteriormente con dos cintas horizontales. Hay otra cinta por delante del cuello que fija los aparatos a la cabeza del paciente. Este diseño en particular es útil para aquellos casos en los que es difícil conseguir anclaje en la zona craneal.

Las mentoneras de tracción occipital y vertical ejercen cierta presión en la zona de la articulación temporomandibular. A pesar de que este tipo de tratamiento ha

tenido éxito durante muchas décadas, los ortodontistas se preocupan cada vez más del diagnóstico y tratamiento de los problemas de la articulación temporomandibular, por lo que deberían controlar a los pacientes que utilizan mentonera (y también a los que utilizan máscara facial) respecto a los signos y síntomas de los trastornos temporomandibulares. Si se observa alguna anomalía, hay que interrumpir el tratamiento ortopédico inmediatamente.

Una de las preocupaciones más importantes relativas al tratamiento con mentonera es si su uso puede retrasar el crecimiento de la mandíbula. Sakamoto<sup>209</sup> y Wendell y cols.<sup>215</sup> han observado cierta disminución del crecimiento de la mandíbula durante el tratamiento. Wendell y cols., cuando examinaron a un grupo de pacientes con Clase III tratados durante la fase de dentición mixta, observaron que en el grupo que estaba recibiendo tratamiento, la longitud mandibular sólo aumentaba dos tercios de lo que en el grupo de control con dentición mixta, y que no estaba siendo tratado. Sin embargo, Mitani y Fukazawa<sup>216</sup> no observaron diferencias en la longitud mandibular de pacientes con Clase III que empezaron el tratamiento durante el período de crecimiento de la adolescencia, al compararse con los valores de control. Además, según un estudio reciente sobre la adaptación de la mentonera a largo plazo, Sugawara y Mitani<sup>206</sup> observaron que dicho tratamiento rara vez altera a largo plazo las características



prognáticas heredadas de los perfiles esqueléticos de la Clase III.

Sin embargo, se han observado cambios en la dirección vertical del crecimiento mandibular. L.W. Graber<sup>32</sup> observó que en un grupo de pacientes jóvenes con Clase III, el patrón de crecimiento mandibular predominantemente horizontal era redirigido más verticalmente, lo que indica que la mentonera ortopédica puede producir un aumento en la altura facial anteroinferior. Sin embargo, T.M. Graber advierte que una acción retrusiva sobre la mandíbula puede reducir la actividad metabólica retrodiscal y el crecimiento del cóndilo, además de redirigir el vector de crecimiento de este último<sup>33</sup>.

### Comentarios adicionales sobre el tratamiento de la Clase III

Tal y como se ha explicado anteriormente, el aspecto de la maloclusión de Clase III se puede identificar fácilmente en los pacientes jóvenes. Sin embargo, el tratamiento de este problema oclusal está lleno de dificultades. Afortunadamente, el grado de cooperación de los pacientes jóvenes con dentición mixta es generalmente excelente y, por tanto, se suelen conseguir resultados satisfactorios.

De las tres modalidades de tratamiento expuestas en este apartado, la máscara facial ortopédica combinada con la férula maxilar adherida parece ser la más utilizada en los casos de pacientes con Clase III típica. Este tipo de aparato actúa sobre los aspectos esqueléticos y dentoalveolares del complejo craneofacial. En un paciente joven, la resolución de la relación de Clase III subyacente se produce relativamente rápido (entre 4 y 6 meses), y posteriormente se puede utilizar la máscara como retenedor durante unos meses más por la noche antes de que se retire la férula maxilar adherida.

El aparato RF-3 de Fränkel se puede utilizar como aparato de intercepción básico o como retenedor. Desde un punto de vista biológico este tratamiento es el más lógico, ya que su objetivo principal es el tejido blando, sobre todo la musculatura, que en parte puede ser la causa de la relación de Clase III. El aparato RF-3 afecta menos a la vida diaria del paciente, aunque se suele tardar entre 2 y 3 veces más para conseguir la corrección de la maloclusión. El aparato RF-3 también se puede utilizar como retenedor tras el tratamiento con la máscara facial ortopédica o la mentonera.

La mentonera es más aconsejable para aquellos pacientes en los que no es deseable que aumente la altura facial inferior y en pacientes con verdadero prognatismo mandibular. La corrección de la maloclusión puede ser rápida gracias a este tratamiento, dependiendo del nivel de fuerza empleado, aunque normalmente se recomienda que se utilice a largo plazo. Sugawara y Mitani<sup>306</sup> recomiendan que la mentonera se limite a las maloclusiones esqueléticas de Clase III leves a moderadas, que se pueden camuflar mediante compensación dentoalveolar durante la fase II del tratamiento. La cirugía ortognática es recomendable para pacientes con prognatismo mandibular notable, para conseguir una oclusión estable y funcional al final del período de crecimiento activo.

Gracias a la experiencia del autor en el tratamiento de maloclusiones de Clase III con dentición mixta durante los últimos 20 años, se han llegado a observaciones muy interesantes. Lo más importante es que probablemente el 50% de los pacientes con Clase III que se someten a cualquier tipo de intervención temprana necesitarán someterse a otra fase de tratamiento temprano antes de pasar a la fase de tratamiento con aparato fijo. Esto se puede interpretar como que hay que retomar el tratamiento con la mentonera o que puede estar indicada otra fase de expansión palatina rápida, con o sin máscara facial.

Durante la adolescencia se puede perder la corrección temprana de la Clase III ya que el crecimiento mandibular es superior al crecimiento del maxilar. Hay que advertir a los pacientes y a los padres sobre la posibilidad de realizar una cirugía de corrección al principio del tratamiento interceptivo. Los buenos profesionales nunca garantizan nada sobre el tratamiento de la maloclusión de Clase III, ya que es difícil predecir el resultado de cada caso en particular. El autor concuerda con T.M. Graber<sup>33,217</sup>, Sakamoto<sup>309</sup> y Sugawara y cols.<sup>3</sup>, quienes defienden que el tratamiento de la maloclusión de Clase III comience tan pronto como sea práctico.

### RESUMEN

En este capítulo se ha intentado sintetizar coherentemente los tratamientos de ortodoncia y ortopedia realizados en la fase de dentición mixta. Es interesante destacar que, a pesar de que este tema ha sido abordado en muchos artículos sobre ortodoncia desde principios de siglo, normalmente el tratamiento ortodóncico temprano de corrección se ha considerado como secundario o auxiliar con respecto al tratamiento con aparatos fijos con bandas o adheridos en los pacientes adolescentes o adultos. Al aprovechar las ventajas que ofrecen las nuevas tecnologías, sobre todo de la férula de expansión de acrílico adherida, el autor ha intentado crear un marco conceptual para el lector sobre el que basar la selección de las distintas modalidades de tratamiento para el paciente con dentición mixta.

Habría que hacer algunos comentarios a modo de conclusión basándonos en la experiencia clínica del autor. Algunos de estos comentarios son obvios, otros no.

1. En el tratamiento de la dentición mixta está implícito el hecho de que la duración total del tratamiento se extenderá más de los 2 o 3 años normales que se necesitan en el caso de un paciente adolescente. Sin embargo, iniciar el tratamiento en dentición mixta no implica que éste se realizará de forma continua desde el momento en que erupcionen los incisivos laterales superiores permanentes hasta que se alineen los segundos molares permanentes con el aparato fijo. El autor ha intentado estructurar los protocolos de tratamiento de manera que se inicie un período concentrado de tratamiento temprano, generalmente en la dentición mixta temprana. Tanto al paciente como a los padres se les hace saber el momento en que se inicia y termina el tratamiento antes de comenzar con el protocolo.

2. Siguiendo el ejemplo de la guía de crecimiento en ortopedia y médica, un elemento muy importante del tratamiento temprano es la observación intermitente del paciente durante la fase de transición de la dentición. En general, el autor prefiere ver a los pacientes cada 4 o 6 meses después de que se complete la primera fase del tratamiento. Los aparatos empleados durante este período son simples, normalmente sólo se utiliza una placa palatina removible sin alambre vestibular, que se lleva a tiempo completo durante al menos 1 año. El seguimiento intermitente del paciente permite al profesional aprovecharse de la fase de transición de la dentición, sobre todo en la zona de los segundos molares temporales.
3. En la mayoría de los tratamientos tempranos, los arcos de sujeción pasivos (arco transpalatino, arco lingual) deben colocarse antes de que se pierdan los segundos molares temporales. No sólo se mantendrá el espacio de deriva (es decir, una media de 2,5 mm a cada lado en la mandíbula y de 2 mm a cada lado del maxilar) sino que, al mismo tiempo, también se rota y endereza el molar superior. Normalmente, la colocación de estos arcos supone el comienzo de la fase II del tratamiento, la fase final de la terapia con aparato fijo.
4. La mayoría de los pacientes que se someten a un tratamiento temprano posteriormente se enfrentarán a una fase final de tratamiento con aparatos fijos. Normalmente, la duración del tratamiento se reduce de 12 a 18 meses, ya que la mayoría de los pacientes que se someten a un tratamiento intensivo serán clasificados como pacientes sin necesidad de extracción, con relación molar de Clase I o próxima a ella.
5. El comienzo del tratamiento temprano no implica que no se realicen extracciones de los dientes permanentes a ninguno de los pacientes tratados durante la dentición mixta. Según la experiencia del autor, incluso en aquellos casos en los que se inician protocolos de expansión ortopédica es necesario extraer dientes permanentes (normalmente, premolares) en aproximadamente el 10% de los pacientes (con frecuencia se retiran los dos primeros premolares superiores para controlar la relación dentoalveolar de Clase II). En algunos casos se inicia la expansión ortopédica del maxilar para ensanchar la sonrisa de los pacientes con constricción maxilar importante y, posteriormente, se extraen los dientes permanentes como parte del protocolo de tratamiento general.
6. Al iniciar el tratamiento temprano, sobre todo cuando se utilizan aparatos de tracción extraoral o de ortopedia funcional de los maxilares, no se elimina la necesidad de realizar una cirugía ortognática en todos los casos con desequilibrios esqueléticos y neuromusculares graves. Los aparatos de ortopedia funcional de los maxilares se pueden utilizar como tratamiento único o combinados con tracción extraoral para minimizar notablemente el desequilibrio sagital maxilomandibular. Sin embargo, es casi imposible eliminar totalmente este desequilibrio sin perjudicar la estética facial. En estos casos, el tratamiento de elección es la

cirugía ortognática combinada con aparatos fijos. Este tipo de cirugía también es necesaria en pacientes con maloclusión de Clase III caracterizada por desequilibrios esqueléticos notables, sobre todo en aquellos con antecedentes familiares de maloclusión de Clase III significativa.

7. Normalmente la colaboración del paciente es excelente cuando está en fase de dentición mixta, sobre todo si el aparato seleccionado no exige mucha cooperación por parte del paciente, salvo lo normal en un tratamiento de ortodoncia rutinario (p. ej., buena higiene oral y uso de retenedores). Al iniciar el tratamiento en dentición mixta, muchos de los problemas esqueléticos y dentoalveolares asociados con la maloclusión suelen eliminarse o disminuir notablemente; por tanto, se reduce la necesidad de prolongar el tratamiento con aparatos fijos durante la adolescencia.

En resumen, el autor ha intentado dar una visión general de los distintos protocolos de tratamiento temprano que pueden ser adecuados en determinados casos, dada cierta experiencia. Al igual que ocurre con las nuevas tecnologías, cada uno de estos protocolos debe analizarse con cierto escepticismo y deben iniciarse lentamente hasta que los parámetros de éxito y fracaso se hayan establecido de manera clara. Se puede prever que algunos aspectos de estos protocolos se van a modificar, o que se van a añadir nuevos protocolos a medida que se vaya adquiriendo más experiencia y se vayan materializando más estudios sobre la estabilidad a largo plazo. El autor ha puesto en práctica de forma rutinaria los protocolos descritos en este capítulo, que han resultado ser satisfactorios si se aplican con sentido común y comprendiendo en profundidad la biomecánica ortodóncica. El tratamiento rutinario con aparatos fijos se caracteriza por una serie de correcciones intermedias, y el tratamiento temprano no es diferente. El tratamiento de la dentición mixta debe realizarse cuidadosamente y ser sólo una parte de un tratamiento ortodóncico global.

Por último, debemos resaltar que el tratamiento temprano no siempre es necesario o adecuado. En algunos casos, la intervención temprana no cambia notablemente el entorno del desarrollo dentofacial y la erupción de los dientes permanentes. En dichos casos, el tratamiento temprano sólo sirve para aumentar el coste y duración del tratamiento, y hacer que el paciente colabore menos en años posteriores. Sin embargo, si se hace todo el esfuerzo posible para planificar la duración del tratamiento adecuadamente, de manera que se maximicen los beneficios lo antes posible, y si el protocolo de tratamiento realizado tiene una duración y un resultado razonablemente predecibles, la intervención ortodóncica temprana puede ser muy beneficiosa para una gran variedad de pacientes con dentición mixta.

#### AGRADECIMIENTOS

El autor quiere agradecer a su colaborador y amigo de toda la vida William L. Brudon, profesor asociado emérito de la Escuela de Arte y el Departamento de Ilustración Médica y Biológica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Michigan, por realizar las ilustraciones empleadas en este capítulo. Chris Jung fue el encargado de colorear los dibujos.

## BIBLIOGRAFÍA

1. McNamara JA Jr, Brudon WL: *Orthodontic and orthopedic treatment in the mixed dentition*. Ann Arbor, Mich, 1993, Needham Press.
2. McNamara JA Jr, Brudon WL: *Orthodontics and dentofacial orthopedics*. Ann Arbor, Mich, 2001, Needham Press.
3. Baume LJ, Derichsweiler H: Is the condylar growth center responsive to orthodontic therapy? An experimental study in *Macaca mulatta*. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 14:347-362, 1961.
4. Charlier JP, Petrovic A, Herrmann-Stutzmann J: Effects of mandibular hyperpropulsion on the prechondroblastic zone of young rat condyle. *Am J Orthod* 55:71-74, 1969.
5. Stöckli PW, Willert HG: Tissue reactions in the temporomandibular joint resulting from anterior displacement of the mandible in the monkey. *Am J Orthod* 60:142-155, 1971.
6. McNamara JA Jr: *Neuromuscular and skeletal adaptations to altered orofacial function*. Monograph 1, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1972, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
7. McNamara JA Jr: Neuromuscular and skeletal adaptations to altered function in the orofacial region. *Am J Orthod* 64:578-606, 1973.
8. Petrovic AG: Mechanisms and regulation of mandibular condylar growth. *Acta Morphol Neerl Scand* 10:25-34, 1972.
9. Petrovic A, Stutzmann JJ, Oudet C: Control process in the postnatal growth of the condylar cartilage. In McNamara JA Jr, editor: *Determinants of mandibular form and growth*. Monograph 4, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1975, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
10. Petrovic A, Stutzmann J, Gasson N: The final length of the mandible: is it genetically determined? In Carlson DS, editor: *Craniofacial biology*. Monograph 10, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1981, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
11. Petrovic A: Experimental and cybernetic approaches to the mechanism of action of functional appliances on mandibular growth. In McNamara JA Jr, Ribbens KA, editors: *Malocclusion and the periodontium*. Monograph 15, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1984, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
12. McNamara JA Jr, Carlson DS: Quantitative analysis of temporomandibular joint adaptations to protrusive function. *Am J Orthod* 76:593-611, 1979.
13. McNamara JA Jr, Bryan FA: Long-term mandibular adaptations to protrusive function: an experimental study in *Macaca mulatta*. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 92:98-108, 1987.
14. Peterson JE Jr, McNamara JA Jr: Temporomandibular joint adaptations associated with Herbst appliance treatment in juvenile rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *Semin Orthod* 9:12-25, 2003.
15. McNamara JA Jr, Peterson JE Jr, Pancherz H: Temporomandibular joint adaptations associated with Herbst appliance treatment in juvenile rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *Semin Orthod* 9:26-40, 2003.
16. Fränkel R: The theoretical concept underlying the treatment with functional correctors. *Trans Eur Orthod Soc* 42:233-254, 1966.
17. Fränkel R: The treatment of Class II, Division 1 malocclusion with functional correctors. *Am J Orthod* 55:265-275, 1969.
18. Fränkel R: The artificial translation of the mandible by function regulators. In Cook JT, editor: *Transaction of the Third International Orthodontic Congress*. St Louis, 1975, CV Mosby.
19. Fränkel R, Fränkel C: *Orofacial orthopedics with the function regulator*. Munich, 1989, S Karger.
20. Pancherz H: Treatment of Class II malocclusions by jumping the bite with the Herbst appliance: a cephalometric investigation. *Am J Orthod* 76:423-442, 1979.
21. Pancherz H: The effect of continuous bite jumping on the dentofacial complex: a follow-up study after Herbst appliance treatment of Class II malocclusions. *Eur J Orthod* 3:49-60, 1981.
22. Pancherz H: The mechanism of Class II correction in Herbst appliance treatment: a cephalometric investigation. *Am J Orthod* 82:104-113, 1982.
23. Pancherz H: The Herbst appliance: its biologic effects and clinical use. *Am J Orthod* 87:1-20, 1985.
24. Pancherz H, Fackel U: The skeletofacial growth pattern pre- and post-dentofacial orthopaedics: a long-term study of Class II malocclusions treated with the Herbst appliance. *Eur J Orthod* 12:209-218, 1990.
25. McNamara JA Jr, Bookstein FL, Shaughnessy TC: Skeletal and dental changes following functional regulator therapy on Class II patients. *Am J Orthod* 88:91-110, 1985.
26. McNamara JA Jr, Howe RP, Dischinger TC: A comparison of the Herbst and Fränkel appliances in the treatment of Class II malocclusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:134-144, 1990.
27. Lai M, McNamara JA Jr: An evaluation of two-phase treatment with the Herbst appliance and preadjusted edgewise therapy. *Semin Orthod* 4:46-58, 1998.
28. Toth LR, McNamara JA Jr: Treatment effects produced by the twin block appliance and the FR-2 appliance of Fränkel compared to an untreated Class II sample. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 116:597-609, 1999.
29. Burkhardt DR, McNamara JA Jr, Baccetti T: Maxillary molar distalization or mandibular enhancement: a cephalometric comparison of the Pendulum and Herbst appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 123:108-116, 2003.
30. Schaefer AE, McNamara JA Jr, Franchi L, et al: A cephalometric comparison of two-phase treatment with the twin block and stainless steel crown Herbst appliances followed by fixed appliance therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 176:7-15, 2004.
31. Sugawara J, Asano T, Endo N, et al: Long-term effects of chin cap therapy on skeletal profile in mandibular prognathism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 98:127-133, 1990.
32. Graber LW: Chin cup therapy for mandibular prognathism. *Am J Orthod* 72:23-41, 1977.
33. Graber TM: Nobel Prize research and its implications for mandibular growth, MEAW, pre-AAO meeting, Niagara Falls (Toronto), May 2001.
34. Baccetti T, Franchi L, Toth LR, et al: Treatment timing for twin block therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 118:159-170, 2000.
35. Kloeber SJ: Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *Angle Orthod* 17:10-23, 1947.
36. Kloeber SJ: Orthodontics-force or persuasion. *Angle Orthod* 23:56-65, 1953.
37. Graber TM: Extra-oral force-facts and fallacies. *Am J Orthod* 41:490-505, 1955.
38. Watson WG: A computerized appraisal of the high-pull face-bow. *Am J Orthod* 62:561-579, 1972.
39. Wieslander L: Early or late cervical traction therapy of Class II malocclusion in the mixed dentition. *Am J Orthod* 67:432-439, 1975.
40. McNamara JA Jr, Peterson JE Jr, Alexander RG: Three-dimensional diagnosis and management of Class II malocclusion in the mixed dentition. *Semin Orthod* 2:114-137, 1996.
41. Tweed CH: A philosophy of orthodontic treatment. *Am J Orthod Oral Surg* 31:74-103, 1945.
42. Tweed CH: Evolutionary trends in orthodontics: past, present, and future. *Am J Orthod* 39:81, 1953.
43. Tweed CH: *Clinical orthodontics*. St Louis, 1966, CV Mosby.

44. Begg PR: Light-wire technique: employing the principles of differential force, *Am J Orthod* 47:30-48, 1961.
45. Begg PR: *Begg orthodontic theory and technique*. Philadelphia, 1965, WB Saunders.
46. Begg PR, Kesling PC: The differential force method of orthodontic treatment, *Am J Orthod* 71:1-39, 1977.
47. Peck H, Peck S: An index for assessing tooth shape deviations as applied to the mandibular incisors, *Am J Orthod* 61:384-401, 1972.
48. Boese LR: Fiberotomy and reproximation without lower retention: nine years in retrospect, part I, *Angle Orthod* 50:88-97, 1980.
49. Boese LR: Fiberotomy and reproximation without lower retention: 9 years in retrospect, part II, *Angle Orthod* 50:169-178, 1980.
50. Sheridan JJ: Air-rotor stripping, *J Clin Orthod* 19:43-59, 1985.
51. Sheridan JJ: Air-rotor stripping update, *J Clin Orthod* 21:781-788, 1987.
52. Sheridan JJ, Hastings J: Air-rotor stripping and lower incisor extraction treatment, *J Clin Orthod* 26:18-22, 1992.
53. Haas AJ: Rapid expansion of the maxillary dental arch and nasal cavity by opening the mid-palatal suture, *Angle Orthod* 31:73-90, 1961.
54. Haas AJ: The treatment of maxillary deficiency by opening the mid-palatal suture, *Angle Orthod* 35:200-217, 1965.
55. Haas AJ: Palatal expansion: just the beginning of dentofacial orthopedics, *Am J Orthod* 57:219-255, 1970.
56. Haas AJ: Long-term posttreatment evaluation of rapid palatal expansion, *Angle Orthod* 50:189-217, 1980.
57. Wertz RA: Skeletal and dental changes accompanying rapid midpalatal suture opening, *Am J Orthod* 58:41-66, 1970.
58. McNamara JA Jr: Early intervention in the transverse dimension: is it worth the effort? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 121:572-574, 2002.
59. Fenderson FA, McNamara JA Jr, Baccetti T, et al: A long-term study on the expansion effects of the cervical-pull facebow with and without rapid maxillary expansion, *Angle Orthod* 74:439-449, 2004.
60. Moyers RE, van der Linden FPGM, Riolo ML, et al: *Standards of human occlusal development*, Monograph 5, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1976, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
61. Leighton BC: The early signs of malocclusion, *Trans Eur Orthod Soc* 45:353-368, 1969.
62. Gianelly AA: Crowding: timing of treatment, *Angle Orthod* 64:415-418, 1994.
63. Cetlin NM, Ten Hove A: Nonextraction treatment, *J Clin Orthod* 17:396-413, 1983.
64. Cetlin NM: *Syllabus of Cetlin-Ten Hove treatment mechanics*, 1992.
65. Hotz R: Active supervision of the eruption of teeth by extraction, *Trans Eur Orthod Soc* 24:134-160, 1948.
66. Hotz R: *Orthodontics in daily practice: possibilities and limitations in the area of children's dentistry*. Bern, Switzerland, 1974, Hans Huber.
67. Kjellgren B: Serial extraction as a corrective procedure in dental orthopedic therapy, *Acta Odontol Scand* 8:17-43, 1948.
68. Terwilliger KF: Treatment in the mixed dentition, *Angle Orthod* 20:109-113, 1950.
69. Lloyd ZB: Serial extraction, *Am J Orthod* 39:262-267, 1953.
70. Palsson F: Foregangere til den SK Serieextraktionen, *Odontol Revy* 7:118-135, 1956.
71. Dewel BF: Serial extractions in orthodontics: indications, objections, and treatment procedures, *Int J Orthod* 40:906-926, 1954.
72. Dewel BF: A critical analysis of serial extraction in orthodontic treatment, *Am J Orthod* 45:424-455, 1959.
73. Dewel BF: Serial extraction: its limitations and contraindications in orthodontic treatment, *Am J Orthod* 53:904-921, 1967.
74. Graber TM: *Orthodontics: principles and practices*. Philadelphia, 1966, WB Saunders.
75. Proffit WR: *Contemporary orthodontics*, St Louis, 1986, CV Mosby.
76. Moyers RE: *Handbook of orthodontics*, ed 4, Chicago, 1988, Yearbook Medical.
77. Dale JG: Interceptive guidance of occlusion with emphasis on diagnosis. In Graber TM, Vanarsdall RL, editors: *Orthodontics: current principles and techniques*, ed 2, St Louis, 1994, CV Mosby.
78. Ringenberg QM: Serial extraction: stop, look, and be certain, *Am J Orthod* 50:327-336, 1964.
79. Merrifield LL, Cross II: Directional forces, *Am J Orthod* 57:435-464, 1970.
80. Vanarsdall RL Jr: Personal communication, 1992.
81. Little RM, Wallen TR, Riedel RA: Stability and relapse of mandibular anterior alignment: first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics, *Am J Orthod* 80:349-365, 1981.
82. Little RM: Stability and relapse of dental arch alignment, *Br J Orthod* 17:235-241, 1990.
83. Little RM, Riedel RA, Årtun J: An evaluation of changes in mandibular anterior alignment from 10 to 20 years postretention, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:423-428, 1988.
84. Little RM, Riedel RA: Postretention evaluation of stability and relapse: mandibular arches with generalized spacing, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 95:37-41, 1989.
85. Breiden CM, Pangrazio-Kulbersh V, Kulbersh R: Maxillary skeletal and dental change with Fränkel appliance therapy: an implant study, *Angle Orthod* 54:232-266, 1984.
86. Bjerregaard J, Bundgaard AM, Melsen B: The effect of the mandibular lip bumper and maxillary bite plate on tooth movement, occlusion, and space conditions in the lower dental arch, *Eur J Orthod* 84:147-155, 1983.
87. Nevast CT: The effects of lip-bumper therapy on deficient mandibular arch length, master's thesis, Dallas, 1989, Baylor University.
88. Timms DJ: An occlusal analysis of lateral maxillary expansion with mid-palatal suture opening, *Dent Pract* 18:435-440, 1968.
89. Starnbach H, Bayne D, Cleall J, et al: Facioskeletal and dental changes resulting from rapid maxillary expansion, *Angle Orthod* 36:152-164, 1966.
90. Howe RP, McNamara JA Jr, O'Connor K: An examination of dental crowding and its relationship to tooth size and arch dimension, *Am J Orthod* 83:363-373, 1983.
91. Moorrees CFA, Reed RB: Biometrics of crowding and spacing of the teeth in the mandible, *Am J Phys Anthropol* 12:77-88, 1954.
92. Mills LF: Arch width, arch length, and tooth size in young adult males, *Angle Orthod* 34:124-129, 1964.
93. McKeown M: The diagnosis of incipient arch crowding in children, *N Z Dent J* 77:94-96, 1981.
94. Radzic D: Dental crowding and its relationship to mesiodistal crown diameters and arch dimensions, *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:50-56, 1988.
95. Lundström A: The aetiology of crowding of the teeth (based on studies of twins and on morphological investigations) and

- orthodontic treatment (expansion or extraction). *Trans Eur Orthod Soc* 21:176-189, 1951.
96. Doris JM, Bernard BW, Kuflinec MM, et al: A biometric study of tooth size and dental crowding. *Am J Orthod* 79:326-336, 1981.
  97. Spillane LM, McNamara JA Jr: Arch width development relative to initial transpalatal width. *J Dent Res* 68:374, 1989.
  98. Melsen B: A histological study of the influence of sutural morphology and skeletal maturation of rapid palatal expansion in children. *Trans Eur Orthod Soc* 48:499-507, 1972.
  99. Melsen B: Palatal growth studied on human autopsy material: a histologic microradiographic study. *Am J Orthod* 68:42-54, 1975.
  100. Melsen B, Melsen F: The postnatal development of the palatomaxillary region studied on human autopsy material. *Am J Orthod* 82:329-342, 1982.
  101. Wendling LK, McNamara JA Jr, Franchi L, et al: Short-term skeletal and dental effects of the acrylic splint rapid maxillary expansion appliance. *Angle Orthod* 75:7-14, 2004.
  102. Wertz RA: Changes in nasal airflow incident to rapid maxillary expansion. *Angle Orthod* 38:1-11, 1968.
  103. Haas AJ: Personal communication, 1992.
  104. Brust EW: Arch dimensional changes concurrent with expansion in the mixed dentition, master's thesis, Ann Arbor, 1992, University of Michigan.
  105. Brust EW, McNamara JA Jr: Arch dimensional changes concurrent with expansion in mixed dentition patients. In Trotman CA, McNamara JA Jr, editors: *Orthodontic treatment outcome and effectiveness*, Monograph 30, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1995, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
  106. Fränkel R: Guidance of eruption without extraction. *Trans Eur Orthod Soc* 47:303-315, 1971.
  107. Fränkel R: Decrowding during eruption under the screening influence of vestibular shields. *Am J Orthod* 65:372-406, 1974.
  108. McDougall PD, McNamara JA Jr, Dierkes JM: Arch width development in Class II patients treated with the Fränkel appliance. *Am J Orthod* 82:10-22, 1982.
  109. Andresen V: The Norwegian system of gnatho-orthopedics. *Acta Gnathol* 1:4-3, 1936.
  110. Schudy FP: Vertical growth versus anteroposterior growth as related to function and treatment. *Angle Orthod* 34:79-93, 1964.
  111. Dellinger EL: A preliminary study of anterior maxillary displacement. *Am J Orthod* 63:509-516, 1973.
  112. Wylie WL: The assessment of anteroposterior dysplasia. *Angle Orthod* 17:97-109, 1947.
  113. Drellich RC: A cephalometric study of untreated Class II, division 1 malocclusion. *Angle Orthod* 21:44-56, 1948.
  114. Craig CE: The skeletal patterns characteristic of Class I and Class II, division 1 malocclusions, in *normalateralis*. *Angle Orthod* 21:44-56, 1951.
  115. Blair ES: A cephalometric roentgenographic appraisal of the skeletal morphology of Class I, Class II, division 1 and Class II, division 2 (Angle) malocclusion. *Angle Orthod* 24:106-119, 1954.
  116. Moyers RE, Riolo ML, Guire KE, et al: Differential diagnosis of Class II malocclusions. 1. Facial types associated with Class II malocclusions. *Am J Orthod* 78:477-494, 1980.
  117. McNamara JA Jr: Components of Class II malocclusion in children 8-10 years of age. *Angle Orthod* 51:177-202, 1981.
  118. Hülgers JF: The pendulum appliance for Class II non-compliance therapy. *J Clin Orthod* 26:706-714, 1992.
  119. Bussick T: A cephalometric evaluation of skeletal and dentoalveolar changes associated with maxillary molar distalization with the pendulum appliance, master's thesis, Ann Arbor, 1997, University of Michigan.
  120. Carano A, Testa M: The distal jet for upper molar distalization. *J Clin Orthod* 30:374-380, 1996.
  121. Carano A, Testa M: *Clinical applications of the Distal Jet*. Genoa, 1997, RS Editore.
  122. Bowman SJ: Modifications of the distal jet. *J Clin Orthod* 32:549-556, 1998.
  123. Chiu PP, McNamara JA Jr, Franchi L: A comparison of two intraoral molar distalization appliances: Distal jet and Pendulum. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004 (in press).
  124. Blechman AM, Smiley H: Magnetic force in orthodontics. *Am J Orthod* 74:435-443, 1978.
  125. Gianelly A: A strategy for nonextraction treatment. *Semin Orthod* 4:26-32, 1998.
  126. Berger EV: Personal communication, 1992.
  127. Poulton DR: The influence of extraoral traction. *Am J Orthod* 53:8-18, 1967.
  128. Balters W: Die Technik und Übung der allgemeinen und speziellen Bionator-therapie. *Quintessenz* 1:77, 1964.
  129. Balters W: *Die Einführung in die Bionator-Heilmethode. Ausgewählte Schriften und Vorträge*. Heidelberg, Germany, 1973, Druckerei Holzner.
  130. Faltin K Jr, Faltin RM, Baccetti T, et al: Long-term effectiveness and treatment timing for Bionator therapy. *Angle Orthod* 73(3):221-230, 2003.
  131. Bimler HP: Indikation der Gebissformer. *Fortschr Kieferorthop* 25:112, 1964.
  132. Bimler HP: The Bimler appliance. In Graber TM, editor: *Removable orthodontic appliances*. Philadelphia, 1984, WB Saunders.
  133. Herbst E: *Atlas und Grundriss der Zahnärztlichen Orthopädie*. Munich, 1910, JF Lehmann Verlag.
  134. Clark WJ: The twin block traction technique. *Eur J Orthod* 4:129-138, 1982.
  135. Clark WJ: *Twin block functional therapy*. London, 1995, Mosby-Wolfe.
  136. Charlier JP, Petrovic AG: Recherches sur la mandibule de la rat en culture d'organs: le cartilage condylien a-t-il un potentiel de croissance indépendant? *Orthod Fr* 38:165-175, 1967.
  137. McNamara JA Jr: Studies of adaptation to experimental change in form and growth of the rhesus monkey. *Am J Orthod* 62:317-318, 1972.
  138. McNamara JA Jr: Functional determinants of craniofacial size and shape. *Eur J Orthod* 2:131-159, 1980.
  139. Panchez H, Anehus-Panchez M: The headgear effect of the Herbst appliance: a cephalometric long-term study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 103:510-520, 1993.
  140. Righellisi EG: Treatment effects of Frankel, activator and extraoral traction appliances. *Angle Orthod* 53:107-121, 1983.
  141. Creekmore TD, Radney LJ: Frankel appliance therapy: orthopedic or orthodontic? *Am J Orthod* 83:89-108, 1983.
  142. Gianelly AA, Brosnan P, Martignoni M, et al: Mandibular growth, condyle position and Frankel appliance therapy. *Angle Orthod* 53:131-142, 1983.
  143. Clark WJ: The twin block technique: a functional orthopedic appliance system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 93:1-18, 1988.
  144. Barrer HG: Protecting the integrity of mandibular incisor position through keystone procedure and spring retainer appliance. *J Clin Orthod* 9:486-494, 1975.

145. Adams CP: *The design and construction of removable orthodontic appliances*, ed 3, Bristol, England, 1964, John Wright and Son.
146. Mills C, McCalloch K: Treatment effects of the twin block appliance: a cephalometric study. *Am J Orthod* 114:15-24, 1998.
147. Leishman F: Personal communication, 1996.
148. Fränkel R: A functional approach to orofacial orthopaedics. *Br J Orthod* 7:41-51, 1980.
149. Roux W: *Entwicklungsmechanik der Organismen, Bd. I und II*, Leipzig, Germany, 1895, W Engelmann Verlag W.
150. Fränkel R: Biomechanical aspects of the form/function relationship in craniofacial morphogenesis: a clinician's approach. In McNamara JA Jr, Ribbens KA, Howe RP, editors: *Clinical alteration of the growing face*, Monograph 14, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1983, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
151. Fränkel R: Lip seal training in the treatment of skeletal open bite. *Eur J Orthod* 2:219-228, 1980.
152. McNamara JA Jr: Maxillary transverse deficiency. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 117:567-570, 2000.
153. Goodman P, McKenna P: Modified Herbst appliance for the mixed dentition. *J Clin Orthod* 19:811-814, 1985.
154. Dischinger TG: Edgewise bioprogressive Herbst appliance. *J Clin Orthod* 23:608-617, 1989.
155. Smith JR: Matching the Herbst to the malocclusion. *Clin Impressions* 7:6-12, 20-23, 1998.
156. Mayes JH: The single appointment preattached cantilever bite jumper. *Clin Impressions* 5:14, 1996.
157. Mayes JH: The molar-moving bite jumper (MMBJ). *Clin Impressions* 7:16-19, 1998.
158. Howe RP, McNamara JA Jr: Clinical management of the bonded Herbst appliance. *J Clin Orthod* 17:456-463, 1983.
159. McNamara JA Jr: Fabrication of the acrylic splint Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:10-18, 1988.
160. McNamara JA Jr, Howe RP: Clinical management of the acrylic splint Herbst appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94:142-149, 1988.
161. Panchez H: Dentofacial orthopedics in relation to somatic maturation: an analysis of 70 consecutive cases treated with the Herbst appliance. *Am J Orthod* 88:273-287, 1988.
162. Panchez H: Personal communication, 1998.
163. Kelly JE, Sanchez M, Van Kirk LE: *An assessment of the occlusion of the teeth of children*, DHEW Pub No (HRA) 74-1612, Washington, DC, 1973, National Center for Health Statistics.
164. Kelly JE, Harvey C: *An assessment of the teeth of youths 12-17 years*, DHEW Pub No (HRA) 77-1644, Washington, DC, 1977, National Center for Health Statistics.
165. Brunelle JA, Bhat M, Lipton JA: Prevalence and distribution of selected occlusal characteristics in the US population, 1988-91. *J Dent Res* 75:706-713, 1996.
166. Proffit WR, Fields HW, Moray LJ: Prevalence of malocclusion and orthodontic treatment need in the United States: estimates from the N-HANES III survey. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg* 13:97-106, 1998.
167. McNamara JA Jr: Unpublished data, 1998.
168. Guyer EC, Ellis E, McNamara JA Jr, et al: Components of Class III malocclusion in juveniles and adolescents. *Angle Orthod* 56:7-3, 1986.
169. Sanborn RT: Differences between the facial skeletal patterns of Class III malocclusion and normal occlusion. *Angle Orthod* 25:208-222, 1955.
170. Dietrich UC: Morphological variability of skeletal Class III relationships as revealed by cephalometric analysis. *Trans Eur Orthod Soc* 131-140, 1970.
171. Jacobson A, Evans WG, Preston CB, et al: Mandibular prognathism. *Am J Orthod* 66:140-171, 1974.
172. Ellis E, McNamara JA Jr: Components of adult Class III open-bite malocclusion. *Am J Orthod* 86:277-290, 1984.
173. Graber LW: The psychological implications of malocclusion, doctoral thesis, Ann Arbor, 1980, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
174. Fränkel R: *Technik und Handhabung der Funktionsregler*, Berlin, 1976, VEB Verlag Volk and Gesundheit.
175. Thilander B: Treatment of Angle Class III malocclusion with chin cap. *Trans Eur Orthod Soc* 39:384-398, 1963.
176. Graber TM, Chung DD, Aoba JT: Dentofacial orthopedics versus orthodontics. *J Am Dent Assoc* 75:1145-1166, 1967.
177. Sakamoto T, Iwase I, Uka A, et al: A roentgenocephalometric study of skeletal changes during and after chin cup treatment. *Am J Orthod* 85:341-350, 1984.
178. Delaire J: Confection du masque orthopedique. *Rev Stomatol Paris* 72:579-584, 1971.
179. Delaire J, Verson P, Lumineau JP, et al: Quelques resultats des tractions extra-orales a appui fronto-mentonnier dans le traitement orthopedique des malformations maxillo-mandibulaires de Class III et des sequelles osseuses des fente labio-maxillaires. *Rev Stomatol Paris* 73:633-642, 1972.
180. Delaire J: L'articulation fronto-maxillaire: bases theoretiqes et principes generaux d'application de forces extra-orales postero-anterieures sur masque orthopedique. *Rev Stomatol Paris* 77:921-930, 1976.
181. Petit HP: Syndromes prognathiques: schemas de traitement "global" autour de masques faciaux. *Rev Orthop Dento Faciale* 16:381-411, 1982.
182. Petit HP: Adaptation following accelerated facial mask therapy. In McNamara JA Jr, Ribbens KA, Howe RP, editors: *Clinical alterations of the growing face*, Monograph 14, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1983, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.
183. Petit H: Orthopaedie et/ou orthodontie. *Orthod Fr* 55:527-533, 1984.
184. Reyes BC: The Class III growth pattern: a cross-sectional cephalometric study, master's thesis, 2002, University of Michigan.
185. Potpeschenigg R: *Deutsche Viertel Jahrschrift für Zahnheilkunde, Mon Rev Dent Surg III* 1885:464-465, 1974-1975.
186. Jackson VH: *Orthodontia and orthopedia of the face*, Philadelphia, 1904, JB Lippincott.
187. Sutcliffe HW: Correction of a case of prognathism by the retraction of the mandible and the lower teeth. In *Transactions of the Sixth Intercontinental Congress*, London, 1914.
188. Williams MD, Sarver DM, Sadowsky PL, et al: Combined rapid maxillary expansion and protraction facemask in the treatment of Class III malocclusion in growing children: a prospective study. *Semin Orthod* 3:265-274, 1997.
189. Ngan P, Hagg U, Yiu C, et al: Treatment response and long-term dentofacial adaptations to maxillary expansion and protraction. *Semin Orthod* 3:255-264, 1997.
190. Baccetti T, McGill JS, Franchi L, et al: Skeletal effects of early treatment of Class III malocclusion with maxillary expansion and face-mask therapy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 113:333-343, 1998.
191. McGill JS, McNamara JA Jr: Treatment and post-treatment effects of rapid maxillary expansion and facial mask therapy. In McNamara JA Jr, editor: *Growth modification: what works, what doesn't and why*, Monograph 36, Craniofacial Growth Series, Ann Arbor, 1999, Center for Human Growth and Development, University of Michigan.