

CAPÍTULO 4

La biomecánica en la ortodoncia

Madnur Upadhyay y Ravindra Nanda

Los conceptos físicos que forman las bases de la mecánica de la ortodoncia son fundamentales para diseñar la metodología de los tratamientos y los aparatos ortodónticos y además comprender como funcionan. Estos conceptos físicos no son exclusivos de la ortodoncia, se trata de leyes elementales de la mecánica en general. En este capítulo se resumen los principios y leyes básicas que rigen el movimiento dental ortodóntico. Todos los sistemas de aparatos a los que se haya referido en el pasado y todos los que serán mencionados en el futuro se rigen por estos principios de la mecánica; sin embargo, empecemos desde el principio: ¿Qué es la mecánica?

La mecánica se puede definir como la rama de la física que abarca los aspectos mecánicos de cualquier sistema y esta se divide en dos categorías: la estática, que estudia los factores asociados a los sistemas en reposo (rígidos) y la dinámica, que estudia los factores asociados a sistemas en movimiento, como un automóvil o un aeroplano que se desplaza. Cuando el conocimiento y la metodología de la mecánica se aplican a la estructura y funciones de los sistemas vivos (biología)--por ejemplo, un diente y su arquitectura oral circundante--se denomina biomecánica. Creemos que el estudio de la biomecánica del movimiento dental puede ayudar a los investigadores y especialistas a optimizar sus sistemas de fuerza aplicados a los dientes para obtener mejores respuestas del movimiento dental a nivel clínico, de tejido, celular o molecular.

ENFOQUES SOBRE EL MOVIMIENTO DENTAL

Se usan dos enfoques para estudiar los aspectos biológicos y mecánicos del movimiento dental: un enfoque cuantitativo y otro cualitativo. El enfoque cuantitativo describe el movimiento de los dientes o de las estructuras óseas relacionadas en términos numéricos. Estamos familiarizados con términos como retracción canina de 3-mm o 15° de inclinación de los incisivos pero la mera descripción cuantitativa del movimiento dental no describe la naturaleza del movimiento por completo. Es importante comprender el tipo o la naturaleza del movimiento dental que ocurrió. Un enfoque cualitativo describe el movimiento en términos no numéricos (es decir, sin contar o medir ninguna parte del evento). Este enfoque suele usarse

a nivel clínico o interpretado a partir de radiografías y/o de modelos de piedra como inclinación o traslación.

Ambos enfoques aportan información importante sobre un evento; sin embargo, la supervisión cualitativa es el método mayormente usado por los ortodoncistas para analizar el movimiento dentario. Las impresiones obtenidas luego de un análisis cualitativo pueden ser apoyadas por datos cuantitativos y muchas hipótesis de proyectos de investigación se formulan de esta manera.

CONCEPTOS BÁSICOS DE LA MECÁNICA

Sistema y marco referencial

Los conceptos relacionados al movimiento dental están en su mayoría firmemente basados en algunos principios físicos básicos de la mecánica, que trata con la manera en que la fuerza actúa en los cuerpos. El primer paso para analizar cualquier tipo de movimiento es la identificación del sistema. Un sistema es un cuerpo o grupo de cuerpos u objetos cuyo movimiento será examinado; puede tratarse de un balón, un auto o un diente. También es necesario identificar el marco de referencia en el cual se desarrolla el movimiento del sistema; este puede tratarse del ambiente estacionario o de algo que también se encuentra en movimiento. Guiarse por un marco referencial estacionario es más sencillo. Por ejemplo, el movimiento de los dientes puede describirse en relación a la estructura esquelética estable de la cabeza y cara, como se hace de manera rutinaria con la superposición cefalométrica. Por otro lado, también pueden usarse marcos referenciales en movimiento, por ejemplo con la intrusión de incisivos (Fig. 4-1). Debe tenerse extrema precaución al escoger los marcos referenciales para medir la intrusión. ¿Se desea medir el movimiento del diente en relación a otro, a otra estructura en el complejo craneofacial o en relación a un marco referencial externo?

Establecimiento del marco referencial

La manera más simple e intuitiva de identificar la dirección del movimiento dental es creando un plano o ejes de medición de acuerdo a la relación del diente y el suelo; los ejes o planos de medición se

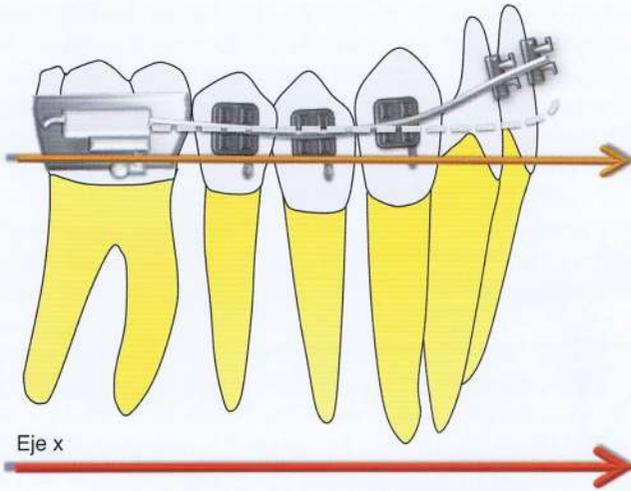


Figura 4-1 La cantidad de intrusión de los incisivos puede medirse utilizando dos métodos diferentes. Método 1: el marco referencial escogido son los dientes posteriores indicados por el eje naranja. Durante la intrusión de los incisivos los dientes posteriores no se mantendrán estacionarios y mostrarán algún movimiento (es decir que el marco referencial se moverá). Por tanto, cualquier medida tomada en los incisivos aportará información relativa a los dientes posteriores, no al movimiento absoluto de los incisivos. Método 2: Se escoge un marco referencial fuera del sistema, indicado por el eje rojo. Este marco de referencia no está incluido en el sistema es por esto que se encuentra libre de cualquier tipo de movimiento.

identifican entonces como espaciales. Cualquier plano o eje que se encuentre paralelo al suelo se denomina plano o eje horizontal y aquellos planos o ejes que se encuentren perpendiculares al suelo son planos o ejes verticales. Los dos ejes que son perpendiculares entre sí pero paralelos al suelo se denominan como ejes X y Y. El eje X es paralelo al piso y dirigido hacia adelante y hacia atrás con respecto al objeto de la medición. Hacia adelante se designa como positivo (+) y hacia atrás como negativo (-). El eje Y se dirige hacia la derecha (negativo) o la izquierda (positivo) de acuerdo al objeto medido. El tercer eje, que es perpendicular a los anteriores, se encuentra en posición vertical y se denomina eje Z. La dirección ascendente se designa como positiva y la descendente como negativa. Estos tres ejes (X, Y y Z) se usan para describir la ubicación del diente o sistema estudiado y la dirección del movimiento. Los ejes espaciales no cambian cuando el cuerpo u objeto cambia de dirección en el espacio, se encuentran fijos en relación al suelo y al observador (Fig. 4-2).

Fuerza

El papel que desempeña la fuerza en la vida cotidiana es ampliamente conocido y parecería incluso superfluo tratar de definir un concepto tan obvio como lo es la fuerza. En palabras sencillas, se puede considerar la fuerza como la medida de empuje o arrastre de un objeto; sin embargo, desde nuestro punto de vista, una definición tan simple no es suficiente. El estudio de la mecánica del movimiento dental requiere una definición más precisa de fuerza. Entonces ¿qué es fuerza? se define como aquello que provoca o tiende a provocar un cambio de movimiento o forma de un cuerpo u objeto. En otras palabras, la fuerza causa que un cuerpo acelere o desacelere. Se mide en Newtons (N) pero en la ortodoncia la fuerza casi siempre se mide en gramos (g).

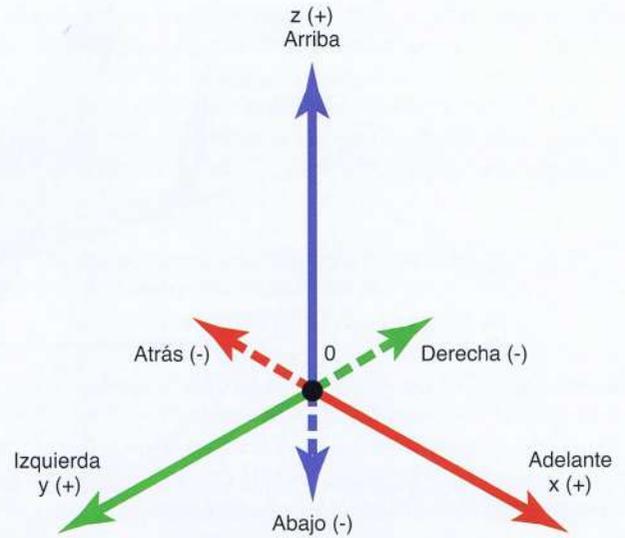


Figura 4-2 Los tres ejes espaciales usados para orientar cualquier sistema en un espacio tridimensional (3D).

$$1 \text{ N} = 101.9 \text{ g} (\approx 102 \text{ g})$$

La fuerza tiene cuatro propiedades únicas, tal y como se muestra en la representación gráfica de la fuerza que actúa en un ángulo contra un incisivo central en la Figura 4-3:

- Magnitud: "cantidad" de fuerza aplicada (ej.: 1 N, 2 N, 5 N)
- Dirección: manera en que la fuerza es aplicada o su orientación hacia el objeto (ej.: hacia adelante, arriba, hacia atrás).
- Punto de aplicación: lugar del objeto o sistema donde se aplica la fuerza (ej.: en el centro, en la parte inferior, en la parte superior).
- Línea de acción de la fuerza: línea recta construida en el mismo plano y en la dirección de la fuerza extendida desde el punto de aplicación.

Diagrama y vectores de la fuerza

Las propiedades físicas (como la distancia, peso, temperatura y fuerza) se manejan matemáticamente como escalares y vectores. Los escalares, que incluyen la temperatura y el peso no tiene dirección y se describen completamente por su magnitud; por otro lado, los vectores tienen magnitud y dirección. La fuerza puede estar representada por vectores.

Para mover un diente de manera predecible, debe aplicarse fuerza con una magnitud óptima, en la dirección deseada y en el punto del diente correcto. Cambiar cualquiera de las cuatro propiedades mencionadas anteriormente afectaría la calidad del desplazamiento dental. La fuerza puede estar representada en papel por una flecha, cada una de las cuatro propiedades puede estar representada por una flecha con la longitud escogida de acuerdo a la escala utilizada para representar la magnitud de la fuerza; por ejemplo, 1-cm = 1 N o 2-cm = 2 N (Fig. 4-4). La flecha se traza para que apunte en la dirección en la que se aplica la fuerza y la parte trasera de la flecha se ubica en el punto de aplicación de la fuerza. Podríamos imaginar la línea de acción de la fuerza como continua de manera indefinida en ambas direcciones (parte delantera y trasera), aunque la flecha verdadera, si se lleva a la escala, debe permanecer con la longitud dada.

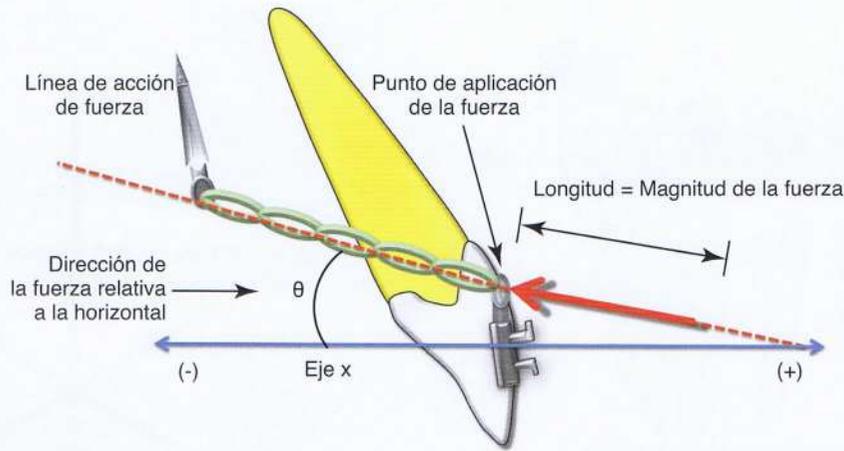


Figura 4-3 Las cuatro propiedades de la fuerza externa aplicadas a un diente ilustrado por una cadena elástica que realiza una fuerza de retracción (distalización) en un incisivo superior a un mini-implante.

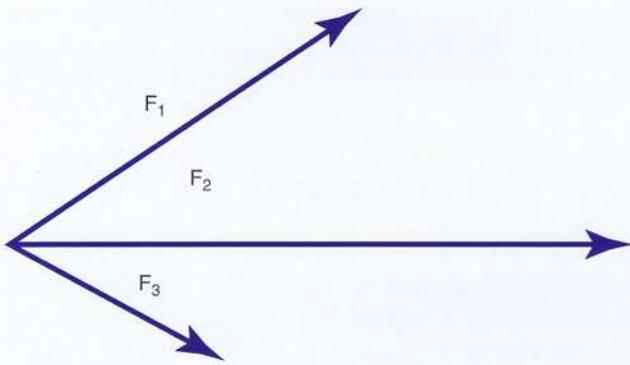


Figura 4-4 La longitud del vector de fuerza describe la magnitud del vector de fuerza. Ejemplo: $F_1 = 2\text{ N}$, $F_2 = 3\text{ N}$, $F_3 = 1\text{ N}$.

En la Figura 4-3 se muestra una representación gráfica de una fuerza de 1 N que actúa en un ángulo de 30 grados en el incisivo central.

Principio de transmisibilidad

El principio de transmisibilidad es de gran importancia para el mecanismo de los vectores, especialmente para la comprensión del equilibrio y los sistemas de fuerza equivalentes, como veremos más adelante. Esto implica que el resultado de la fuerza que actúa sobre un cuerpo rígido tiene el mismo comportamiento independientemente del punto de aplicación del vector de fuerza siempre y cuando la fuerza se ejerza a lo largo de la misma línea de acción.

Efecto de dos o más fuerzas en un sistema: adición de vectores

Es frecuente observar a más de una fuerza actuando sobre los dientes. El efecto neto o el resultante de las múltiples fuerzas que actúan sobre un sistema, los dientes en este caso, puede determinarse al combinar todos los vectores de fuerza. Este proceso de combinación de vectores se halla bajo la regla geométrica llamada adición de vectores o composición de vectores. Se colocan los vectores uno tras otro, sin modificar su dirección o magnitud, y el resultado es un vector que va desde el extremo final del primer vector hasta el extremo inicial del último. La adición de vectores puede lograrse de ma-

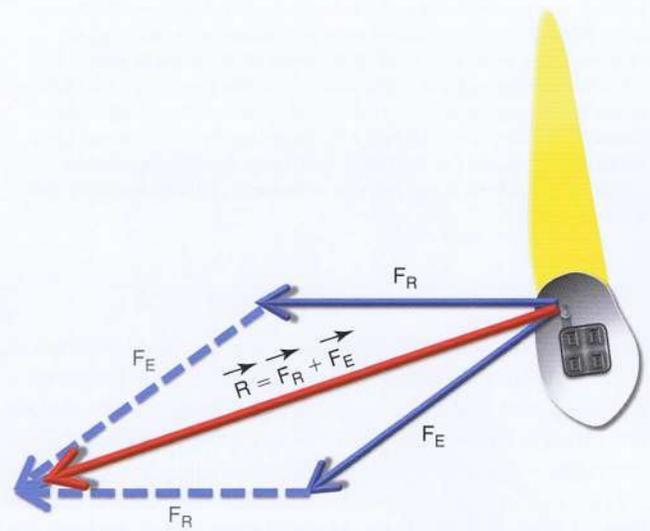


Figura 4-5 La ley de la adición de vectores con el método del paralelogramo. Se puede considerar la F_R como una fuerza reactiva en el incisivo y F_E como una fuerza de una elástica Clase II. El efecto neto de las dos fuerzas está representado por la R resultante.

nera gráfica tras trazar diagramas a escala y medirlos o por medio del uso de la trigonometría.

La Figura 4-5 muestra cómo las dos fuerzas se visualizan como dos lados de un paralelogramo y cómo los lados opuestos son trazados para formar el paralelogramo completo. La fuerza resultante, R , está representada por la diagonal trazada desde la esquina del paralelogramo formada por los extremos finales de los dos vectores de fuerza.

Efectos direccionales de la fuerza: resolución de vectores

En más de una ocasión el movimiento observado en un sistema o una fuerza única que actúa en un sistema serán analizados para identificar las direcciones que lo componen. En estos casos la cantidad del único vector dado se divide en dos componentes: uno vertical y uno horizontal. Las direcciones de estos dos componentes son relativas al marco de referencia, como el plano oclusal o el plano

horizontal de Frankfurt (FH), o a algún eje en el propio sistema. Los componentes horizontales y verticales son por lo general perpendiculares entre ellos. Este proceso puede tomarse como el proceso invertido de composición de vectores; la operación se denomina resolución de vectores, se utiliza para determinar los dos vectores que componen el vector dado inicialmente.

Por ejemplo, en la Figura 4-6 se muestra un mini-implante usado para la retracción de los dientes anteriores. Podría ser útil resolver esta fuerza en los componentes que son paralelos y perpendiculares al plano oclusal, para determinar la magnitud de la fuerza en cada una de estas direcciones. La resolución consta de tres pasos (Fig. 4-6, B y C): (1) trazar el vector inicial en la escala escogida, (2) desde el extremo final del vector trazar líneas que representen la dirección deseada de los dos componentes perpendiculares y (3) desde el extremo inicial del vector, trazar líneas paralelas a cada una de las dos líneas de dirección de manera que se forme un rectángulo. Obsérvese que las nuevas líneas paralelas tienen la misma magnitud y dirección que las líneas correspondientes del lado opuesto del rectángulo.

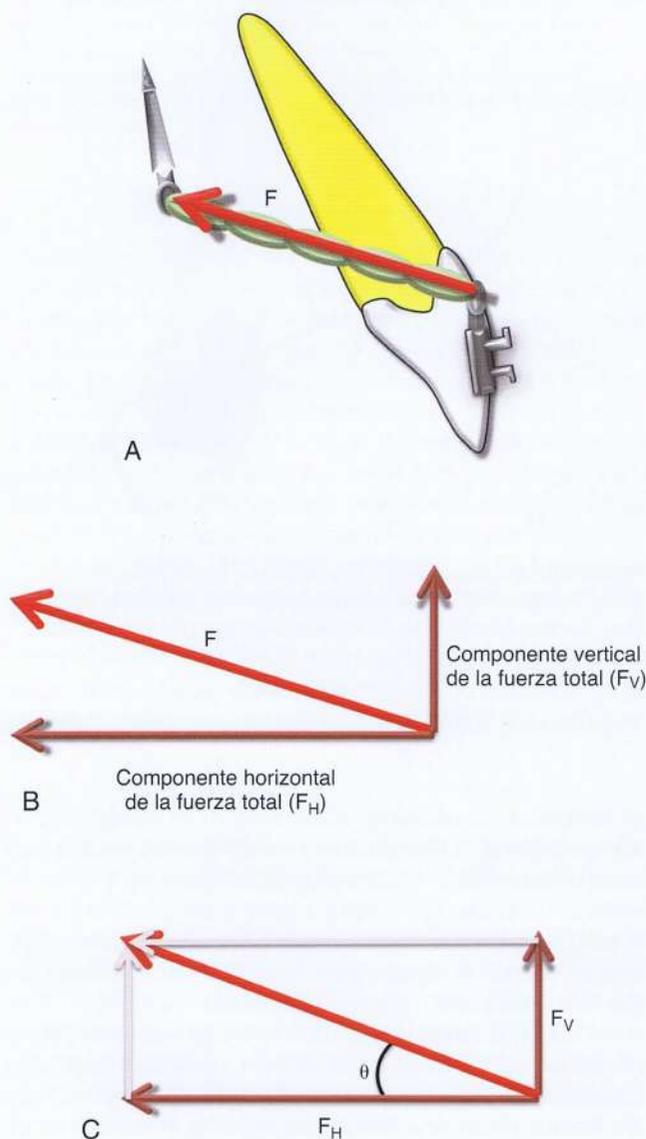


Figura 4-6 Proceso de resolución de vectores $F =$ fuerza

Es importante observar que si se desea estimar la magnitud de los componentes, se puede recurrir a simples reglas trigonométricas. En particular, el seno y coseno son muy útiles para calcular los componentes horizontales y verticales del vector fuerza. En este caso si, por ejemplo, el componente horizontal de magnitud (F_H) hace ángulo (θ) con la fuerza (F) se pueden derivar los componentes usando las definiciones de seno y coseno:

$$\text{Componente horizontal } (F_H): F_H / F = \cos \theta; F_H = F \cos \theta$$

$$\text{Componente vertical } (F_V): F_V / F = \sin \theta; F_V = F \sin \theta$$

Con un poco de práctica es sencillo obtener el componente directamente como producto, saltándose el paso sobre las proporciones. Se debe pensar en $\sin \theta$ y $\cos \theta$ como fracciones usadas para calcular los lados de un triángulo rectángulo cuando se conoce la hipotenusa. Los lados siempre son menores que la hipotenusa y el seno y coseno son siempre menores a 1. Para calcular el lado opuesto al ángulo, simplemente se multiplica la hipotenusa por el seno del ángulo. Para calcular el lado adyacente al ángulo, se multiplica la hipotenusa por el coseno del ángulo.

CENTRO DE RESISTENCIA, CENTRO DE GRAVEDAD Y CENTRO DE MASA

Una vez que se aplica fuerza a un cuerpo, la naturaleza de sus movimientos está regulada en su mayoría por su centro de masa. El centro de masa de un cuerpo puede considerarse como el punto en el que toda la masa del cuerpo parece estar concentrada (es decir, si la fuerza se aplica en este punto, el sistema o cuerpo se moverá en línea recta). De manera similar recordemos que la Tierra ejerce una fuerza sobre cada segmento de un sistema en proporción directa a cada segmento. El efecto total de la fuerza de gravedad sobre la totalidad del cuerpo o sistema es igual a esa fuerza de gravedad aplicada en un solo punto denominado centro de gravedad. Entonces, si la fuerza se aplica en este punto causará el desplazamiento del cuerpo en línea recta, sin ningún tipo de rotación. La diferencia entre centro de masa y el centro de gravedad es que el sistema en este último es un "sistema restringido" (restringido por la fuerza de gravedad).

Los dientes forman parte de este sistema restringido. Se encuentran limitados por la gravedad y también por las estructuras periodontales no uniformes (que involucran las raíces y no las coronas) que se encuentran a su alrededor. Es por esto que el centro de masa o el centro de gravedad no producirán un desplazamiento en línea recta si se aplica fuerza en ese punto ya que las estructuras circundantes y su composición alteran este punto. Se requiere un nuevo punto análogo al centro de gravedad para producir un movimiento recto y este punto se denomina centro de resistencia (C_{RES}) del diente (Fig. 4-7).

El centro de resistencia puede también definirse por su relación con la fuerza: la fuerza por la que la línea de acción pasa a través del centro de resistencia y produce un movimiento de traslación pura. Se debe tomar en cuenta que, para un diente dado, este movimiento puede ser mesiodistal o vestibulo-lingual, intrusivo o extrusivo. La posición del centro de resistencia es directamente dependiente de lo que se denomina "raíz clínica" del diente; este concepto toma en consideración el volumen de la raíz, incluyendo el hueso periodontal (es decir, la distancia entre la cresta alveolar y el ápice), y aumenta el valor con el grosor (superficie) de la raíz¹.



Figura 4-7 El C_{RES} de un diente por lo general se encuentra ubicado ligeramente apical al C_G . Las estructuras alrededor de la raíz dental causan la migración apical del C_{RES} .

La posición del centro de resistencia es también una función de la naturaleza de las estructuras periodontales, la densidad del hueso alveolar y la elasticidad de las estructuras desmodontales, que están estrechamente vinculadas a la edad del paciente.²⁻⁴ Estas consideraciones nos obligan a hablar de “centros de resistencia asociado al diente” en lugar de “centro de resistencia del diente”.

Momento (torque)

Cuando una fuerza externa actúa en el centro de gravedad (C_G) de un cuerpo produce un movimiento recto; este tipo de fuerza, con la línea de acción a través del C_G o el C_{RES} se denomina fuerza céntrica. En líneas similares las fuerzas excéntricas (fuera del centro) actúan alejadas del C_{RES} del cuerpo. ¿Qué tipo de efecto tendrán estas fuerzas? Aparte del movimiento recto del cuerpo, la fuerza excéntrica causaría la rotación del cuerpo, denominada torque; en otras palabras, la fuerza provocará un “momento” en el cuerpo. La distancia fuera del eje de la línea de acción de la fuerza se denomina brazo de fuerza (también en ocasiones brazo de momento, brazo palanca, brazo torque). A mayor distancia, mayor el torque producido por la fuerza. Las especificaciones del brazo de fuerza son cruciales; el brazo de fuerza corresponde a la distancia más corta desde el eje de rotación a la línea de acción de la fuerza. De manera invariable, la distancia más corta corresponde a la longitud de la línea perpendicular (90 grados) a la línea de acción de la fuerza (d_{\perp}). El símbolo \perp significa perpendicular y el brazo de fuerza es crucial para determinar la cantidad del momento que actúa en el sistema.

La cantidad de momento (M) que actúa para que rote un sistema se calcula al multiplicar la magnitud de la fuerza aplicada (F) por la distancia del brazo de fuerza (d_{\perp}):

$$M = F (d_{\perp}), \text{ en donde } F \text{ se mide en Newtons y } d_{\perp} \text{ se mide en milímetros (Fig. 4-8 A).}$$

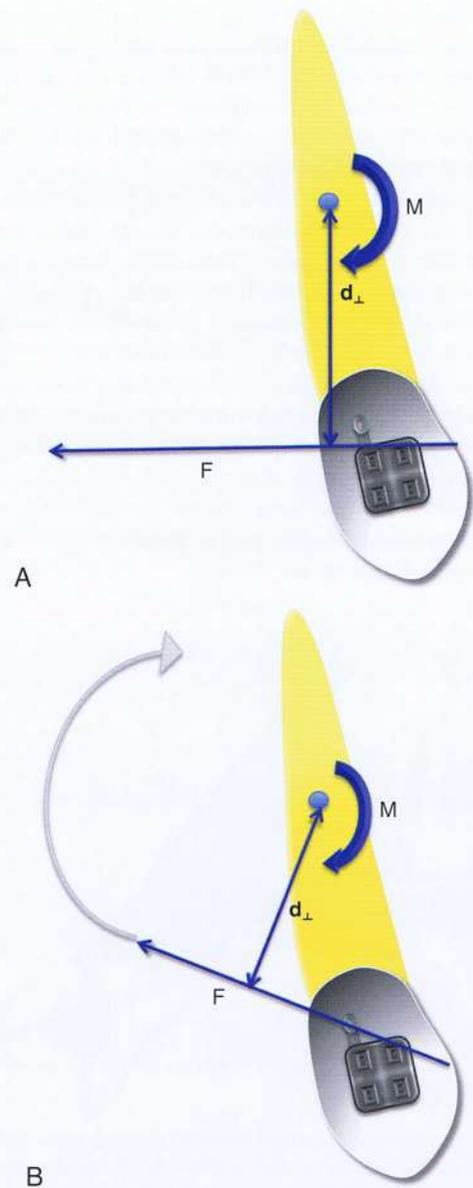


Figura 4-8 A, el momento de la fuerza es igual a la magnitud de la fuerza multiplicada por la distancia perpendicular desde la línea de acción hasta el centro de resistencia. B, la dirección de momento de una fuerza puede determinarse al prolongar la línea de acción alrededor del centro de resistencia.

Por lo tanto, la unidad de momento usada en ortodoncia es el Newton milímetro (Nmm). Como ya se mencionó, a menudo para medir la fuerza los Newtons son reemplazados por gramos (g); es por esto que la unidad de momento pasa a ser gramo-milímetro (g-mm). A mayor fuerza o brazo de fuerza, mayor momento. Debido a esta relación intrínseca del momento y la fuerza asociada, también se le conoce como “momento de la fuerza” (M_F).

Si la fuerza es señalada con flechas rectas, los momentos pueden ser señalados con flechas curvas. En diagramas bidimensionales, los momentos hacia la derecha se denominan como positivos y los que son hacia la izquierda se denominan negativos, o viceversa. Estos valores pueden ser sumados para determinar el momento neto de un diente en relación a un punto en particular, como el centro de

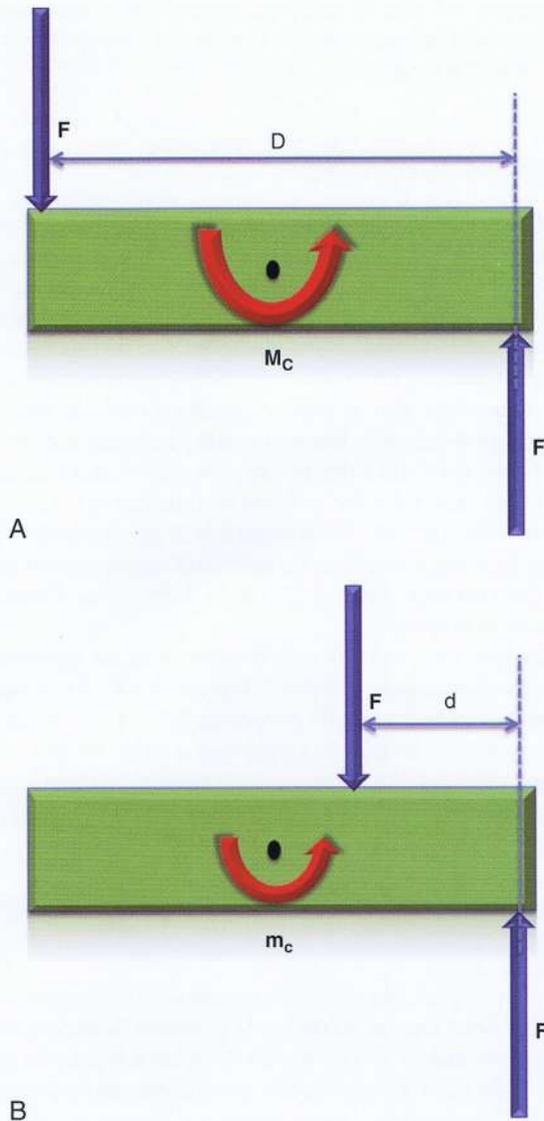


Figura 4-9 A, el momento creado por la cupla se encuentra siempre cercano al C_{RES} o el C_G ($M_C = F \times D$). B, sin importar el lugar de aplicación del par de fuerzas, la cupla creada actuará siempre alrededor del C_{RES} o el C_G . Mientras la distancia entre las dos fuerzas disminuye ($d < D$), la magnitud general de la cupla disminuye ($m < M_C$).

resistencia. No se necesita el punto de aplicación, ni la línea de acción, ni los métodos de suma de gráficos. La dirección del momento puede determinarse al prolongar la línea de acción alrededor del centro de resistencia, tal y como se muestra en la Figura 4-8 B.

Cupla (tipo de momento)

La cupla es una forma de momento creado por un par de fuerzas que tienen igual magnitud pero sentido contrario (dirección) la una de la otra y líneas de acción que no coinciden (fuerzas paralelas). Debido a que las fuerzas tienen la misma magnitud pero dirección contraria, el potencial neto de este sistema de fuerza especial para mover el cuerpo sobre el que actúa es nula y solo produce rotación.

Una cupla típica se muestra en la Figura 4-9. Aunque la representación del vector de la cupla se ubica entre las dos fuerzas, no posee una línea de acción particular y puede ser colocada en cual-

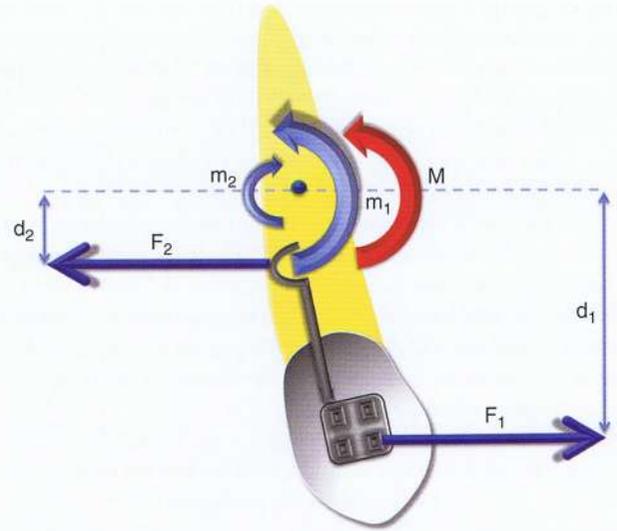


Figura 4-10 Una cupla creada por dos fuerzas iguales y opuestas que actúan sobre un diente. El movimiento total (M) es el vector suma de los dos momentos (m_1, m_2) generado por las dos fuerzas (F_1, F_2). Aquí, $m_1 = F_1 \times d_1$, $m_2 = F_2 \times d_2$. Por estar ambos momentos en direcciones opuestas, a uno de los momentos se le asignará un símbolo negativo y al otro uno positivo. El momento neto (M) se obtendrá de la adición de los dos: $M = m_1 + (-m_2)$.

quier punto del plano de la cupla. Por lo tanto, a la cupla también se le conoce como vector libre. Esta libertad asociada al vector de la cupla tiene implicaciones de alto alcance en la ortodoncia clínica y en ciertos procedimientos de análisis de fuerza. Por ejemplo, sin importar la posición del bracket en el diente, la aplicación de la cupla solo causaría una tendencia a rotar sobre el centro de resistencia del diente; esto se conoce también como momento de la cupla (M_C).

La magnitud de la cupla (M_C) depende la magnitud de la fuerza y de la distancia entre las dos fuerzas. El momento creado por la cupla es en realidad la suma de los momentos creados por cada una de las dos fuerzas. Si ambas fuerzas de la cupla actúan en lados opuestos al centro de resistencia el efecto para crear momento es de adición, si en cambio actúan en el mismo lado del centro de resistencia es de sustracción (Fig. 4-10). De cualquier modo, el diente no experimenta fuerza neta, solo una tendencia de rotación.

EL EQUILIBRIO Y LAS LEYES DE NEWTON

Ningún cuerpo actúa bajo la influencia de una sola fuerza, el factor esencial que causa la aceleración es la fuerza neta, que es la fuerza resultante o desbalanceada. Por ejemplo, si dos fuerzas opuestas de igual magnitud actúan sobre un cuerpo, no hay una fuerza neta que cause la aceleración y la velocidad del cuerpo se mantendrá constante. Esta condición de velocidad constante o cero velocidad (reposo) se denomina equilibrio. Por ejemplo, los dientes en la boca se encuentran en reposo; no tienen ningún movimiento, se encuentran en equilibrio (es decir, la suma de todas las fuerzas que actúan sobre los dientes es igual a cero). Esto nos lleva a una ley muy importante en la mecánica: la Primera Ley del Movimiento de Newton, a menudo referida como ley de inercia. De acuerdo a esta ley, un cuerpo u objeto se mantiene en reposo o,

si se encuentra en movimiento se mantiene en un movimiento constante con una velocidad constante, a menos que se ejerza alguna fuerza neta externa desbalanceada. Esta primera ley es, por supuesto, una reiteración cuantitativa de la definición de fuerza ya dada y reconoce una propiedad esencial de la materia. En la práctica, la primera ley justifica la posición de reposo inherente del diente o la inercia del diente, que es el "reposo".

Para extender las leyes del movimiento, buscamos naturalmente una ley que describa qué ocurre cuando una fuerza neta es aplicada a un cuerpo. Esto nos lleva a la Segunda Ley del Movimiento de Newton, que establece que si un objeto es sometido a un sistema de fuerzas desbalanceadas, el objeto acelerará en la dirección de la fuerza neta ejercida. En su versión simplificada podría expresarse como se muestra a continuación:

$$F=ma, \text{ en donde } F \text{ es la fuerza, } m \text{ es la masa del cuerpo,} \\ \text{y } a \text{ es la aceleración producida}$$

Podemos ver de inmediato que la primera ley es simplemente un caso especial de la Segunda Ley (es decir, si la fuerza neta que actúa sobre el cuerpo es igual a cero, la aceleración es automáticamente cero).

La Tercera Ley del Movimiento de Newton (Acción y Reacción) está directamente relacionada a las actividades diarias de la ortodoncia. De acuerdo a esta ley, la fuerza siempre se presenta en pares. Cada vez que un alambre ejerce fuerza sobre un bracket, el bracket ejerce la misma fuerza sobre el alambre (Fig. 4-11). Al nadar, el individuo interactúa con el agua, empujándola hacia atrás mientras que de manera simultánea el agua empuja al individuo hacia adelante; tanto el agua como el individuo empujan el uno contra el otro. Estos eventos pueden ser resumidos de la siguiente manera: cada vez que un cuerpo ejerce fuerza en un segundo cuerpo, el segundo cuerpo ejerce fuerza en el primero; estas fuerzas son iguales en magnitud y opuestas en dirección. Newton denomi-

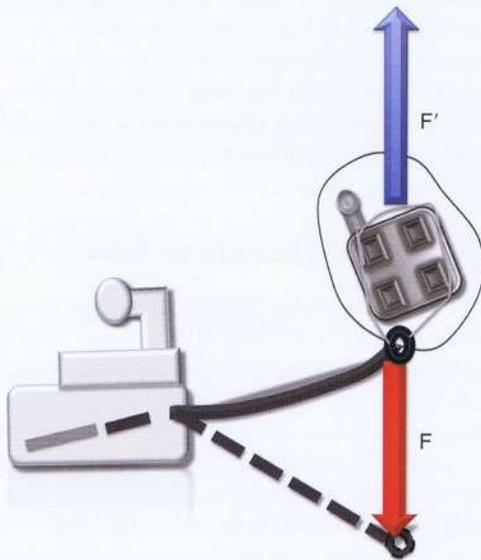


Figura 4-11 Un resorte cantiléver que ejerce una fuerza (F) en el bracket (en rojo). Según la Tercera Ley del Movimiento de Newton, el bracket ejercerá una fuerza igual y opuesta (F') en el alambre del cantiléver (en azul).

nó a este par de fuerzas acción y reacción. Es primordial comprender que las dos fuerzas actúan en cuerpos diferentes y por lo tanto no pueden sumar cero.

CONCEPTO DE EQUILIBRIO

La palabra *equilibrio* tiene diferentes significados pero en estática es básicamente definida como un estado de reposo; en particular, significa que un objeto o sistema no experimenta ninguna aceleración. Es por esto que la estática se refiere a la rama que estudia la mecánica de objetos sin aceleración o, para nuestra conveniencia y entendimiento, objetos sin movimiento. Estos sistemas se encuentran en equilibrio. Para alcanzar el equilibrio debemos velar porque ninguna fuerza desbalanceada se aplique al cuerpo, o que ninguna fuerza que actúe sobre el cuerpo o sistema este balanceada por fuerzas contrarias. Por lo tanto, la suma de todas las fuerzas debe ser cero ($\Sigma F = 0$). (De acuerdo a la Segunda Ley del Movimiento de Newton, si un sistema no acelera, entonces $a = 0$, por lo tanto $\Sigma F = ma$ o $\Sigma F = m(0)$ o $\Sigma F = 0$. Es decir, no hay fuerza neta actuando en el sistema).

Un vector solo puede ser cero si cada uno de sus componentes perpendiculares es cero; el vector de la ecuación $\Sigma F = 0$ es el equivalente de tres ecuaciones que lo componen: $\Sigma F_x = 0$, $\Sigma F_y = 0$, $\Sigma F_z = 0$ (x, y, z equivalen a los tres ejes espaciales discutidos anteriormente). En líneas similares el momento neto en los tres planos también debe ser igual a cero (es decir, $\Sigma M_x = 0$, $\Sigma M_y = 0$, $\Sigma M_z = 0$).

EL EQUILIBRIO EN LA ORTODONCIA (EL SISTEMA CUASI ESTÁTICO)

El equilibrio aplica solo para sistemas estáticos (sistemas sin aceleración); sin embargo, en la ortodoncia movemos los dientes, los detenemos, inclinamos y erguimos (es decir, no son sistemas estáticos). ¿Cómo pueden entonces estar gobernados por las leyes de la estática? Para responder a esta pregunta necesitamos redefinir el estado de los dientes sujetos a fuerzas ortodónticas con la ayuda del concepto de sistemas cuasi estáticos (o procesos termodinámicos cuasi estáticos). Este concepto se refiere a aquel sistema o proceso que pasa por una secuencia de estados infinitesimalmente cercanos al equilibrio (es decir, el proceso ocurre muy lentamente y pasa por una secuencia de estados que son cercanos al equilibrio en algún momento). Cuando los aparatos ortodónticos son activados y colocados, el desplazamiento dental que ocurre es bastante pequeño y toma largo tiempo. En ningún momento que se observe la boca del paciente se notará movimiento alguno; sin embargo, luego de esperar el tiempo necesario se puede apreciar el desplazamiento. Por lo tanto, se puede ejecutar en cualquier momento un análisis de fuerza siguiendo las leyes del equilibrio sin errar considerablemente. En otras palabras, la inercia de cualquier aparato o del diente es insignificante y puede ser obviada. Por esta razón, las leyes físicas de la estática se consideran adecuadas para describir los sistemas de fuerza instantáneos producidos por los aparatos ortodónticos. Sin embargo, estas leyes no pueden usarse para describir como los sistemas de fuerza cambiarán mientras el diente se mueva y un aparato se desactive y altere su configuración.

Las soluciones a los problemas de la estática que involucran fuerzas y momentos requieren ingenio y sentido común; no hay simples reglas a seguir. Los errores más comunes provienen de no identificar

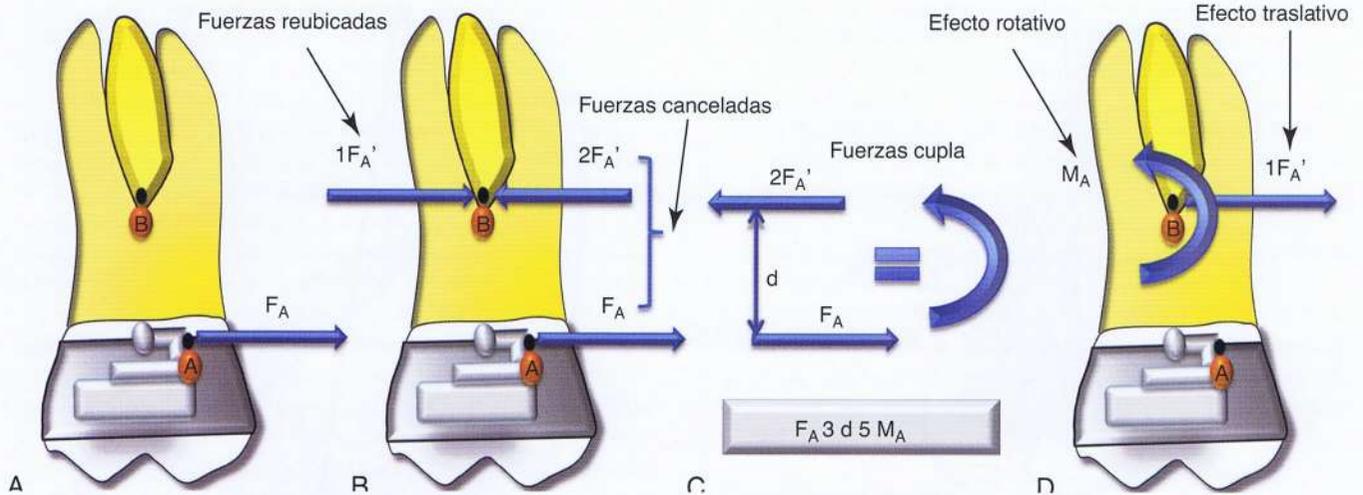


Figura 4-12 Creación de sistemas de fuerza equivalente. El efecto neto del sistema de fuerza ilustrado en A y D es el mismo. B y C muestran cómo transformar A en B.

correctamente el objeto cuyo equilibrio está siendo tomado en cuenta. Se deben considerar todas las fuerzas que actúan sobre un cuerpo; por supuesto, la Segunda y Tercera Ley del Movimiento de Newton son de gran ayuda en este aspecto. Con la Tercera Ley es fácil constatar que si un aparato está ejerciendo fuerza en un diente, el diente ejerce la misma fuerza sobre el aparato (Fig. 4-11), y el mismo principio se aplica para todos los dientes que tienen un aparato conectado. Al encontrarse el aparato sin movimiento (estático), la suma de todas las fuerzas y momentos producidos por el aparato deben ser iguales a cero.

Principio de los Sistemas de Fuerza Equivalente

El principio de los sistemas de fuerza equivalente es una redefinición elegante de las fuerzas y momentos que actúan sobre un cuerpo. Ayuda a visualizar no solo los movimientos de traslación, sino también de rotación, inclinación y torque que experimenta el diente. Un sistema de fuerza equivalente es un sistema de fuerzas y/o momentos que puede ser remplazado por un sistema diferente de fuerzas o momentos y obtener de igual manera el mismo movimiento de traslación o rotación básico. Para entender las implicaciones prácticas de este principio debemos discutir la reubicación de un sistema de fuerza en un molar.

Aplicación de sistemas de fuerza equivalentes: mover el sistema de fuerza a una ubicación diferente

La figura 4-12 muestra una fuerza que actúa sobre el diente en el punto A (F_A). Supongamos ahora que se desea calcular los efectos de este sistema de fuerza en una ubicación diferente, como el punto B, que en este caso es el C_{RES} del molar (recordemos que el C_{RES} del molar ha sido escogido de manera arbitraria; el punto B puede ser cualquier otro punto del molar). Para determinar el efecto de traslación requerido hay que introducir dos fuerzas iguales pero opuestas ($+F_A'$ y $-F_A'$) en el punto B. Se puede hacer fácilmente porque esta introducción de fuerzas no afectaría el sistema de ninguna manera, ya que estas fuerzas al ser iguales y opuestas tiene como resultado $F_A' + (-F_A') = 0$, o cero efecto de traslación neto. Hay que asegurarse de que la magnitud de las nuevas fuerzas sea igual a F_A en el punto

A. Ahora, al aplicar la ley de adición de vectores la fuerza F_A original más la fuerza negativa $-F_A$ se cancela la una a la otra. Con esto en mente, podemos ver que la única fuerza que queda en el molar es la F_A' recientemente reubicada, que ahora actúa en el punto B. ¡Felicidades! has reubicado la fuerza.

Ahora que has reubicado la fuerza, examinemos las otras fuerzas en el molar: F_A que actúa en el punto A y $-F_A$ que actúa en el punto B. Estas dos fuerzas son paralelas, actúan en direcciones opuestas y están separadas por una distancia (d). Esta configuración es la verdadera definición de momento (cupla), anteriormente discutido. Recordemos que los momentos y las cuplas causan la rotación de un cuerpo; por lo tanto, el efecto de rotación añadido de esta cupla debe incluirse cuando se mueve una fuerza. Además, una cupla en un vector libre; por ello ejerce el mismo comportamiento rotativo sin importar en que parte del cuerpo actúa. Como resultado, se puede mover el momento de la cupla libremente al punto B en el molar siempre y cuando la magnitud y el sentido del vector momento se mantengan sin cambios. La magnitud de este momento puede ser calculada al multiplicar la Fuerza F_A o $-F_A$ por d ($M_A = F_A \times d$). El punto de aplicación del momento o cupla no importa cuando se crea un sistema de fuerza equivalente. Si se desea mover un momento, simplemente se mueve.

En resumen, para reubicar un sistema de fuerza sencillamente se necesita tomar la fuerza original y aplicarla en la nueva ubicación, calcular el momento recién aplicado (que es el producto de la fuerza y la distancia entre los dos puntos) y aplicarlo en la nueva ubicación manteniendo su sentido y dirección.

Hay dos reglas simples que permiten el cálculo de sistemas de fuerza equivalente. Dos sistemas de fuerza son equivalentes si: (1) la suma de las fuerzas en los tres planos espaciales (x, y, z) son iguales y (2) la suma de los momentos en cualquier punto son idénticos.

CENTRO DE ROTACIÓN

El centro de rotación es un punto fijo alrededor del cual una figura bidimensional parece estar rotada de acuerdo a su posición inicial y

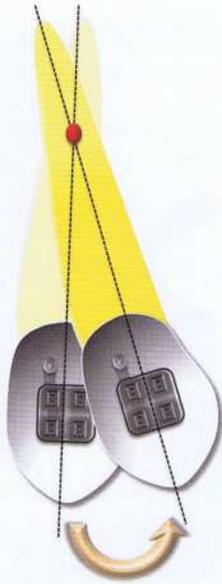


Figura 4-13 Centro de rotación de un diente (punto rojo). Nótese que el centro de rotación es el único punto que ha quedado estacionario.

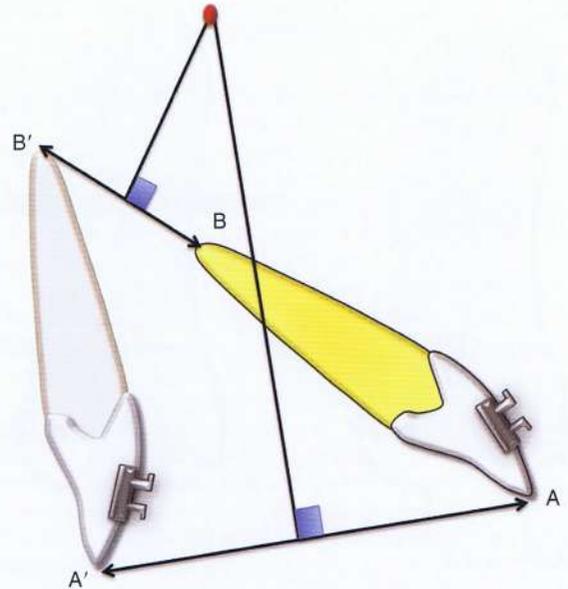


Figura 4-14 A y A' representan la punta de la corona antes y después del movimiento. Se ha trazado una línea que conecta ambos puntos. En el medio de esta línea se ha construido una perpendicular. El punto en el que esta perpendicular intercepta cualquier otra perpendicular construida de manera similar (acá, el ápice se ha escogido como el otro punto) es el centro de rotación (punto rojo).

final. (Nótese que la figura bidimensional siempre rota alrededor de un punto mientras que la tridimensional rota alrededor de un eje; es decir, un objeto bidimensional tiene un centro de rotación mientras que uno tridimensional tiene un eje de rotación.) En otras palabras, en rotación el único punto que no se mueve se denomina centro de rotación (C_{ROT}) (Fig. 4-13). El resto del plano rota alrededor de este punto fijo.

Aunque un único centro de rotación puede ser construido desde cualquier posición inicial o final de un diente, no es usual que ese punto actúe como centro de rotación para el movimiento total. El diente puede llegar a su posición final siguiendo un camino irregular, inclinándose primero a un lado y luego al otro. Mientras el diente se mueve, las fuerzas en él pasan continuamente por ligeros cambios, de manera que un centro de rotación cambiante es más la regla que la excepción. Al determinar la relación entre un sistema de fuerza y el centro de rotación del movimiento resultante, lo que verdaderamente puede ser determinado es un centro de rotación "instantáneo".⁵

Estimación del centro de rotación

El C_{ROT} puede estimarse fácilmente como se muestra en la Figura 4-14; tome dos puntos cualesquiera del diente y conecte la posición inicial y final de cada punto con una línea. La intersección de las bisectrices de esas líneas es el centro de rotación.⁶

TIPOS DE MOVIMIENTO DENTAL (FIG. 4-15)

Tal y como se discutió en la sección anterior, el centro de rotación es la clave para definir la naturaleza del movimiento dental. Controlando el C_{ROT} automáticamente se tiene control preciso sobre el tipo (alcance) del movimiento dental. Cuando una sola fuerza se aplica al diente, este se moverá en la dirección de la fuerza aplicada; adicio-

nalmente, dependiendo de la distancia del C_{RES} , el diente experimentará un momento (M_F) alrededor del C_{RES} . Esta combinación de una fuerza y un momento causará que el diente rote mientras se mueve, ubicando el C_{ROT} ligeramente apical al C_{RES} .^{1,5,7} Este tipo de movimiento dental se llama inclinación simple o inclinación no controlada. Es fácil visualizar acá que la corona y la raíz se moverán en direcciones opuestas. La inclinación puede ocurrir de muchas maneras diferentes dependiendo del lugar del C_{ROT} en el diente; sin embargo, para facilitar su clasificación pueden categorizarse en dos grupos:

- Inclinación controlada: durante este movimiento el CROT se ubica en el ápice de la raíz. El diente se mueve como el péndulo de un reloj, con su ápice fijo en un punto particular y la corona moviéndose de un lado a otro.
- Movimiento de raíz: acá, el CROT se ubica en la punta de la corona mientras que la raíz es libre de moverse en la dirección de la fuerza. Tradicionalmente, en la bibliografía sobre ortodoncia, este no es caracterizado como un movimiento de inclinación, pero mecánicamente el movimiento es similar al de inclinación controlada.

Casi la totalidad de los movimientos dentales consisten en la inclinación de la corona, la raíz (raramente), o en una combinación (más comúnmente). Sin embargo, existe un movimiento dental raro en extremo y sumamente difícil de alcanzar en su sentido más estricto: la traslación, algunas veces conocida como movimiento corporal. En esta, tanto la corona como la raíz se mueven en igual proporción y en la misma dirección sin ninguna rotación. En este caso el C_{ROT} no existe o, en términos matemáticos, se acerca al infinito.

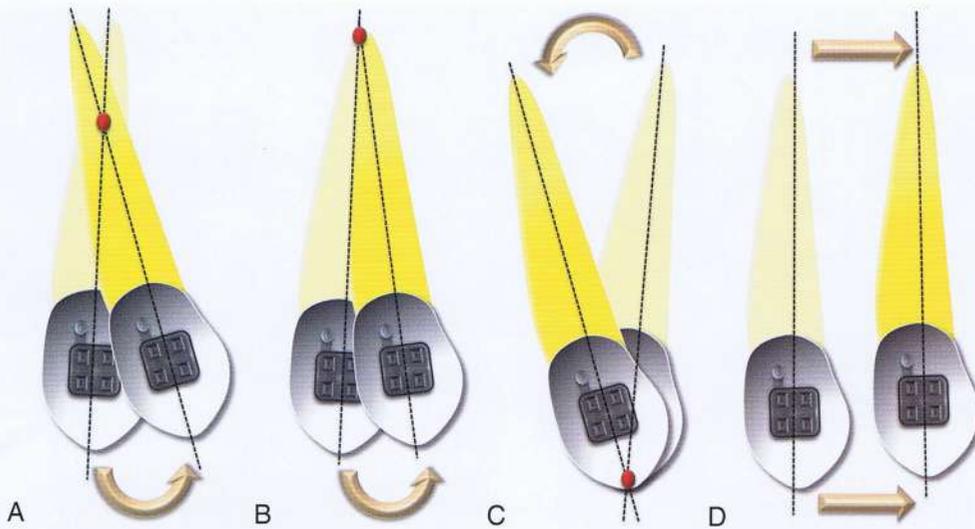


Figura 4-15 Tipos de movimiento dental. A, inclinación no controlada. B, inclinación controlada. C, movimiento de raíz (torsión). D, traslación o movimiento corporal. El C_{ROT} en cada caso se señala con un punto rojo. Nótese que durante la traslación (D) el C_{ROT} se ubica en el infinito, es decir, no existe.

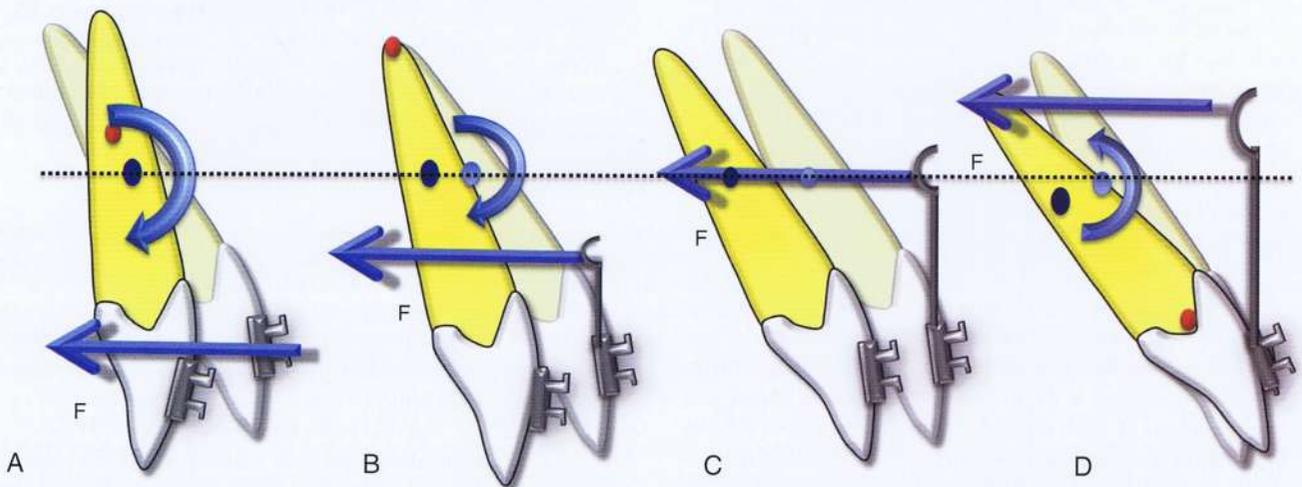


Figura 4-16 Aplicación de un brazo de potencia para crear diferentes tipos de movimiento. Nótese que la fuerza se ha mantenido constante de A hasta D. A, inclinación no controlada, sin brazo de potencia. B, inclinación controlada con brazo de potencia por debajo del C_{RES} del diente. C, traslación, ya que la fuerza está siendo aplicada a través del C_{RES} al colocar un brazo de potencia de mayor longitud. D, movimiento de raíz con movimiento mínimo de corona; acá el brazo de potencia se extiende más allá del C_{RES} (el punto rojo es el C_{ROT} y el azul es el C_{RES}). Nótese cómo el M_F aumenta o disminuye con el aumento o disminución de la distancia entre la aplicación de la fuerza y el C_{RES} .

Relación momento-fuerza (M/F)

La inclinación (no controlada) es el movimiento dental más común en la ortodoncia del día a día pero no siempre la preferida. Para modificar este patrón de movimiento dental y crear uno nuevo, el sistema de fuerza que actúa sobre el diente necesita ser alterado y existen principalmente dos maneras de lograrlo con base en la mecánica:

1. Mediante la alteración del punto de aplicación de la fuerza (Fig. 4-16): una manera sencilla de lograr esto es a través de la aplicación de fuerza en un punto más cercano al C_{RES} del diente. Una extensión rígida, también llamada brazo de potencia, se puede añadir al bracket en la corona del diente y se aplica la fuerza a este brazo de potencia. De esta manera, la línea de fuerza se mueve a una ubicación diferente, modificando así su distancia con el C_{RES} . Esto también origina un cambio en el momento de la fuer-

za, por ejemplo, si el brazo de potencia se hace largo y rígido para extender el C_{RES} del diente, el brazo del momento (M_F) se puede eliminar por completo, ya que la fuerza aplicada pasará ahora por el C_{RES} . Este método funciona de maravilla cuando se modifica el movimiento de inclinación de la corona; sin embargo, para movimientos que requieren altos niveles de control, como el de traslación y de raíz, este método presenta algunas dificultades. Los brazos "largos" pueden causar irritación en el paciente, ya que se extienden hasta el vestíbulo y/o afectan las encías y mejillas. Adicionalmente, los brazos pudieran no ser suficientemente rígidos en ocasiones y podrían doblarse cuando se le aplique alguna fuerza. (En el capítulo 6 se describe un caso clínico que muestra traslación con brazos de potencia).

2. Mediante la modificación de la relación momento-fuerza (Fig. 4-17): un método alternativo para modificar el movimiento den-

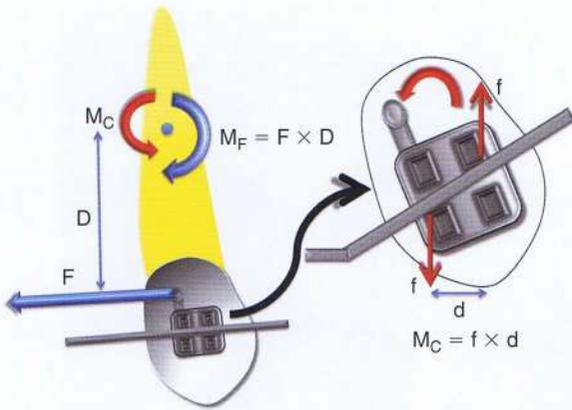


Figura 4-17 Diagrama esquemático que representa la generación de un momento debido a una cupla (M_C). La relación de M_C y la fuerza aplicada (F) determina la naturaleza del movimiento dental. A mayor relación, mayor control sobre el movimiento dental.

tal es a través del componente rotativo de la fuerza aplicada (es decir, M_F). Esto se alcanza tras añadir un momento compensatorio (es decir, un momento en la dirección opuesta al del M_F) al sistema. Este nuevo momento se puede crear de dos maneras, el primer enfoque es el tradicional sobre cómo aplicar una fuerza (que sería diferente de la que genera el M_F). Sin embargo, con un bracket fijo en el diente es por lo general difícil aplicar fuerza en algún otro punto. Es por esta razón que este enfoque no se considera práctico o eficiente. El segundo enfoque involucra la creación de una cupla en el bracket, un arco de alambre rectangular dentro de la ranura rectangular del bracket en el diente es el método más usado. Este momento nuevo (M_C) junto a la fuerza aplicada determinan la naturaleza del movimiento dental; esta combinación se conoce como relación momento-fuerza (M_C/F). Al modificar la relación M/F se puede cambiar la calidad del movimiento a inclinación, traslación, y movimiento de la raíz (es decir, se crean diferentes centros de rotación a lo largo del eje del diente al cambiar la magnitud de la cupla y de la fuerza aplicada). En términos de dirección, el momento de la cupla (M_C) va a ser casi siempre en la dirección opuesta al momento de la fuerza (M_F) sobre el C_{RES} .

Nótese que en la ortodoncia los momentos se miden en gramo-milímetros y la fuerza se mide en gramos, de esta manera una relación entre ambos tiene unidades en milímetros. Esta relación también indica la distancia desde el bracket en la que una fuerza produciría el mismo efecto (es decir, a través de un brazo de potencia, como se discutió anteriormente).

SISTEMAS DE FUERZA ORTODÓNTICA: APLICACIÓN DE LAS LEYES DE LA MECÁNICA

De la discusión de secciones previas queda claro que el movimiento dental ortodóntico sigue ciertos principios de la mecánica clásica o de Newton que necesitan ser comprendidos para ejecutar un movimiento dental en específico. Una vez que se dominan las leyes fundamentales, la próxima tarea consiste en su aplicación. Es importante recordar que las leyes físicas o los brackets no moverán

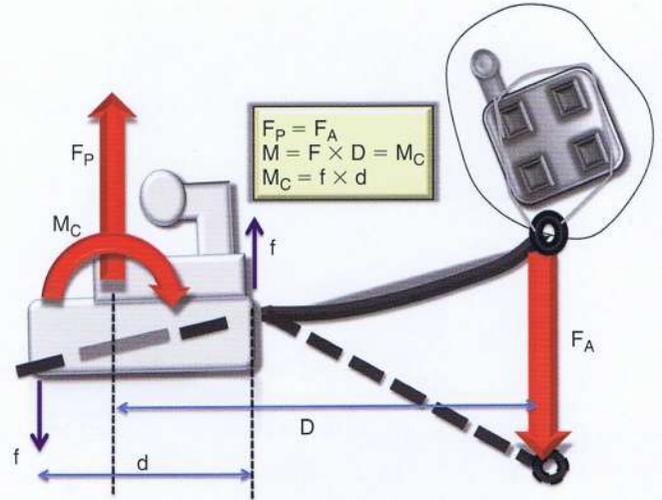


Figura 4-18 Diagrama esquemático que ilustra un sistema de fuerza de una cupla. El momento (M) generado por el sistema es producto de la fuerza y la distancia (D) que separa las dos fuerzas, lo que causa la rotación del sistema completo. Como con cualquier sistema rígido, esta configuración debe estar en equilibrio, en otras palabras, la suma de todas las fuerzas y momentos debe ser igual a cero. Por lo tanto, las dos fuerzas (F_P y F_A) deben ser iguales. De igual manera, el momento generado por la cupla (M_C) en el tubo debe ser igual al momento del sistema (M). El M_C se genera cuando el alambre hace contacto con los bordes del tubo y genera las fuerzas (f) señaladas con azul.

por si solos los dientes del paciente, deben actuar en conjunto con un set de alambres para generar la fuerza y los momentos necesarios para el movimiento de los dientes. La utilización de dobleces en el alambre en ubicaciones estratégicas entre dos o más brackets es una manera de utilizar estas leyes para mover los dientes de forma predecible. Esto se realiza por lo general durante las etapas finales del tratamiento. La segunda manera es con la compensación de los brackets unos con otros para crear las mismas fuerzas y momentos. Esto es lo que ocurre durante las etapas iniciales del tratamiento cuando los dientes no se encuentran alineados y un alambre recto se coloca en los brackets para alinearlos. Discutamos esta situación en detalle.

Los dobleces hechos al alambre entre dos complementos o brackets o el alambre recto que conecta brackets desalineados o complementos solo pueden generar dos tipos de sistemas de fuerza dependiendo de cómo el alambre esté sujeto al bracket:

- Sistema de fuerza de una cupla
- Sistema de fuerza de dos cuplas

Sistema de fuerza de una cupla

Los aparatos ortodónticos capaces de producir movimientos dentales más impresionantes y bien definidos son con frecuencia aquellos de mayor simplicidad biomecánica. Estos sistemas de fuerza se colocan entre dos complementos cuando se crea una cupla en un extremo del complemento y se aplica una fuerza en el otro extremo. Esto por lo general lleva un alambre con un doblez dentro del bracket o tubo mientras que en el otro extremo, en vez de colocar el alambre en el bracket o ranura, simplemente se ata al complemento de manera que se crea un solo punto de contacto. Este sistema también es conocido como sistema de fuerza de un

bracket (Fig. 4-18). Debido a la simple configuración de acción y reacción de las fuerzas se genera un sistema de fuerza estáticamente determinado (es decir, todas las fuerzas y momentos creados por el sistema pueden ser fácilmente distinguidos, medidos y evaluados con una precisión admirable). Existe un número de situaciones clínicas en las que se usará este sistema de fuerza y algunas serán discutidas en el capítulo 8.

Un diseño de resorte de cantiléver es el componente esencial de todos los aparatos que usan el sistema de fuerza de una cupla. La Figura 4-18 ilustra el mecanismo de un resorte de cantiléver para la extrusión de un canino y este mecanismo aplica para todos los sistemas de fuerza de una cupla. Nótese que el resorte se encuentra solamente atado a un complemento o bracket, no se encuentra en la ranura del bracket, de manera que solo hay un punto de contacto entre el alambre y el complemento; esto crea una sola fuerza sin cupla en oposición a los dos puntos de contacto en el otro complemento (tubo). Este sistema cuasi estático (ni el alambre ni el complemento se mueven en cualquier momento en particular) seguirá las leyes del equilibrio, puesto que se trata de un "sistema rígido". Por lo tanto, el momento en el tubo (M_C) debe ser opuesto por otro momento (M) en dirección opuesta pero con igual magnitud. Este M es el resultado de fuerzas iguales pero opuestas (F_A y F_B) en los complementos. (nota: las fuerzas iguales pero opuestas mostradas en los dos complementos no son consecuencia de la Tercera Ley del Movimiento de Newton).

En un nivel clínico, la manera más consistente de derivar el sistema de fuerza producido por cualquier aparato ortodóntico se obtiene mediante la remoción del alambre activo de sus complementos y su ubicación pasiva sobre los lugares de estos complementos. El ángulo formado por el alambre y los brackets mostrará la dirección de la cupla que se produjo en el lugar del encuentro, donde el ángulo entre el alambre y el bracket es mayor.⁸⁻¹⁰

Sistemas de fuerza de dos cuplas

Los sistemas de fuerza de dos cuplas se ubican entre dos complementos cuando un alambre se inserta en la ranura de dos brackets o tubos. Como su nombre lo indica, este sistema de fuerza involucra fuerzas y cuplas en ambos complementos cuando un alambre recto se ubica en un par de brackets no alineados o cuando un doblez se ubica entre dos brackets alineados; por lo tanto, este sistema de fuerza también es conocido como sistema de fuerza de dos brackets. La dinámica de esta unidad de dos brackets es fundamental para la comprensión de los principios que guían el movimiento dental al usar mecánica de deslizamiento.

Al compararse con el sistema de fuerza descrito en la sección anterior (sistemas de fuerza de una cupla) este constituye un sistema de fuerza estáticamente indeterminado (es decir, es muy complejo como para determinar de manera precisa todas las fuerzas y momentos involucrados en ambos complementos en un momento en específico). Al insertar un alambre en un complemento y usar un medidor para calcular la fuerza necesaria para desviar el alambre hacia el otro bracket, no dará necesariamente un cálculo acertado de la fuerza producida por el alambre. En este sistema, cuando el alambre se ubica sobre las ranuras de los dos brackets en los que será insertado, el ángulo de entrada del alambre en cada ranura nos muestra cuál bracket tiene mayor ángulo de entrada y por lo tanto el mayor momento. Esto es de suma importancia ya que, sin importar la dirección del momento en el segundo bracket, el momento mayor regirá la dirección del equilibrio neto de fuerzas asociado que actúa en cada bracket.

Como se mencionó anteriormente, el sistema de fuerza de dos brackets puede describirse a través de dos enfoques diferentes y ha sido ya descrito en detalle en la bibliografía ortodóntica:¹¹⁻¹³ alambre recto ubicado en brackets angulares (método de superposición) y alambres angulados (doblad) en brackets alineados (método de sustracción).

Alambre recto en brackets angulados

Este enfoque permite que el ortodoncista use un alambre recto en brackets desalineados. Esto desencadena la activación del sistema de fuerza, este puede acentuarse al añadir los dobleces correctos ya que sus sistemas de fuerza se sumarán al del alambre. Esto se conoce como el método de "superposición" y se usa con frecuencia durante la etapa inicial de nivelado y alineado de los tratamientos ortodónticos, también se usa en ocasiones durante la etapa final cuando se cambia la posición de los brackets para corregir la raíz.

El primer paso para comprender este método es la definición apropiada de sistema. La Figura 4-19 muestra la configuración de dicho sistema: El eje inter-bracket (D) conecta los centros de ambos complementos. Esto también puede llamarse "distancia inter-bracket" o el eje $x-x'$, tal y como se describió al principio de este capítulo. Ambos brackets hacen ciertos ángulos con este eje horizontal ($x-x'$). Los dos segmentos complemento-alambre pueden ser definidos por completo si se conoce θ_A , θ_B y D . Existe un número infinito de maneras en las que los brackets pueden ordenarse uno en relación con el otro, en términos de angulación y distancia. Para facilitar las cosas, esta configuración puede estudiarse en seis geometrías diferentes. Cada geometría o configuración de los brackets puede definirse por la proporción de las angulaciones del bracket en relación con el eje $x-x'$. Cada geometría tiene su set único de fuerzas y está representado por una "clase". Cada clase se examinará por separado.

El lector observará un cambio gradual en θ_A mientras que θ_B se mantiene constante de clase en clase. Ya que, por convención, θ_A es siempre igual o menos que θ_B , las seis clases pueden usarse para describir cualquier segmento de dos dientes, sin tomar en cuenta los

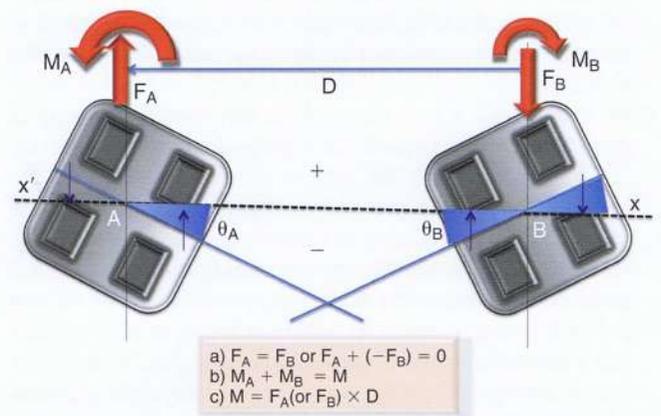


Figura 4-19 La geometría de los complementos del alambre se define con la distancia inter-bracket (D) y los ángulos de los brackets en las posiciones A y B con relación al marco de referencia horizontal ($x-x'$). Las flechas moradas muestran cómo el alambre crea las cuplas (M_A o M_B). Nota: las ecuaciones mencionadas en la caja aplican para todas las clases geométricas (clases I a VI) sin excepción.

dientes involucrados. Un símbolo convenido consistente se usa para describir el ángulo de los brackets. El símbolo del ángulo es el mismo del momento requerido para colocar el alambre en el bracket. En cualquier punto, si el eje del bracket (línea azul) va por debajo de la línea $x-x'$, al símbolo convenido para el ángulo creado (para θ_A o θ_B) se le asignará un negativo (-). Todas las fuerzas que apuntan hacia abajo y todos los momentos en dirección hacia la izquierda son negativos.

Clase I: Los dos brackets tienen el mismo nivel de ángulo y la misma dirección con respecto al eje inter-bracket (D) (es decir, $\theta_A = \theta_B$ y $\theta_A/\theta_B = 1.0$) (Fig. 4-20). Los dos momentos son iguales; la relación $M_A/M_B = 1$. Aunque la magnitud de los momentos pueda variar, dependiendo de la cantidad de activación y de la distancia inter-bracket, la relación de M_A a M_B queda siempre +1 en la clase I. Adicionalmente al momento, dos fuerzas verticales también se producen: una fuerza negativa en la posición A y una fuerza positiva en la posición B. La fuerza A es igual a la fuerza B de acuerdo a las leyes del equilibrio.

Clase II: La geometría Clase II se caracteriza por θ_A de una magnitud de medio θ_B (Fig. 4-21). Dos momentos positivos se crean con el alambre en las posiciones A y B. La magnitud del momento en A es de 0.8 veces la del momento en B. Una fuerza positiva se encuentra en A y una negativa se encuentra en B.

Clase III: En geometrías Clase III el eje inter-bracket pasa por los dos brackets; en otras palabras, el ángulo hecho por el bracket A con respecto a el eje $x-x'$ o el alambre es de 0 grados (Fig. 4-22). De esta manera, θ_A/θ_B es 0; entonces un alambre ubicado en el bracket canino (A) cruzaría el bracket premolar (B) por el centro de la ranura. Dos momentos positivos se crean con el alambre en las posiciones A y B. La magnitud del momento en A es de 0.5 veces la del momento en B. Una fuerza positiva se encuentra en A y una negativa se encuentra en B.

Clase IV: Acá el bracket A tiene un ángulo de la mitad del bracket B pero en la dirección opuesta con respecto al eje $x-x'$ (es decir, $\theta_A = -0.5\theta_B$) (Fig. 4-23). La relación entre θ_A/θ_B es de -0.5. En esta geometría se encuentra un momento positivo en la posición B y ningún momento en la posición A. Solo una fuerza opera en la posición A, con una fuerza igual y opuesta en la posición B. Al no haber momento en la posición A, la relación M_A/M_B es igual a 0. Es interesante notar que en esta geometría el sistema se comporta casi como un sistema de fuerza de una cupla.

Clase V: El bracket A tiene un ángulo de tres cuartos del bracket B pero en la dirección opuesta en relación al eje inter-bracket (eje $x-x'$) (es decir, $\theta_A = -0.75\theta_B$) (Fig. 4-24). La relación entre θ_A/θ_B es de -0.75. En este ejemplo el momento en A es negativo y su magnitud es de dos quintos del momento en B que es positivo. La relación M_A/M_B es -0.4. Fuerzas verticales iguales y opuestas actúan en las posiciones A y B.

Clase VI: En esta clase el bracket A tiene un ángulo igual al del bracket B pero en la dirección opuesta de manera que la relación del ángulo (θ_A/θ_B) es -1.0 (Fig. 4-25). El sistema de fuerza que actúa en el alambre está compuesto por momentos opuestos (negativo en A y positivo en B) (es decir, M_A/M_B es -1.0). No hay fuerzas verticales presentes.

Estas seis clases clínicas son, de hecho, una representación de los continuos sistemas de fuerza posible que pueden ubicar un alambre entre dos brackets en equilibrio. Lo más importante es conocer el

sistema de fuerza relativo en vez de la magnitud exacta. Por ejemplo, nótese como la magnitud de las fuerzas verticales decayó de la Clase I a la II y continuó hasta la VI, en la que ya no hay fuerzas verticales. En otras palabras, se puede decir que la relación de θ_A/θ_B desciende mientras la magnitud desciende. Esto puede inducirse fácilmente con las ecuaciones de la Figura 4-19:

$$F_A \text{ o } F_B = M_A + M_B/D, \text{ aquí } -F_A = F_B$$

De mayor importancia son los momentos relativos en cada clase y cómo los angulaciones de los brackets pueden modificar esto. En una situación dinámica (es decir, a nivel clínico) mientras la relación de θ_A/θ_B cambia de una clase a otra, el sistema de fuerza en el alambre, y por lo tanto en los dientes, cambiará radicalmente.

Alambres angulados (doblados) en brackets alineados

Doblar los alambres al final del tratamiento ortodóntico es una práctica común, esto ayuda a dar los toques finales a una maloclusión bien tratada. Al igual que con el método de superposición, se ubica una gama de posiciones posibles; sin embargo, para comprender la dinámica de estos dobleces, pueden clasificarse en las siguientes categorías basadas en el tipo de sistema de fuerza que cada una puede proveer.

- I. Doble descentrado (excéntrico)
- II. Doble descentrado en V
- III. Doble centrado en V

Para este enfoque es importante en primer lugar bordear con el alambre de manera pasiva entre dos brackets y luego añadir la "V" correcta o doble excéntrico. En otras palabras, este enfoque elimina en primer lugar el sistema de fuerza que produce un alambre recto en brackets desalineados y recrea luego el sistema de fuerza deseado al añadir dobleces al alambre. Por esta razón también se lo conoce como método de sustracción.

Cada uno de estos dobleces es diferente del otro en términos de fuerzas y momentos que se producen en ambos extremos.¹² Es importante recordar que este método produce resultados similares a aquellos del método de superposición descrito anteriormente y que también está dentro de la clasificación de varias geometrías. Las distintas geometrías pueden clasificarse de la siguiente manera:

- I. Doble excéntrico. Pueden replicar la geometría Clase I y II descritas en la sección anterior. Se necesitan dos dobleces ubicados en el alambre en cualquier punto de la distancia interbracket.

Clase I: Un escalón en el alambre entre dos brackets produce fuerzas verticales iguales y opuestas y cuplas unidireccionales con momentos de igual magnitud (Fig. 4-26). Como los momentos están en la misma dirección y tienen igual magnitud, la relación es $M_A/M_B = 1$. Esta relación define la fuerza relativa de un escalón en el alambre que es idéntica a la relación Clase I encontrada en un alambre recto con brackets paralelos escalonados (Fig. 4-20). Para crear una geometría con dobleces es importante recordar que los segmentos de alambre que van en las ranuras deben ir en paralelo en relación a los otros (como se muestra con las líneas azules en la Figura 4-26), en otras palabras, las angulaciones del doblez deben ser similares y en la misma dirección ($\theta_A = \theta_B$ o $\theta_A/\theta_B = 1$).

Para fines prácticos, el desplazamiento del escalón no afecta mesiodistalmente el sistema de fuerza relativo o absoluto. Ade-

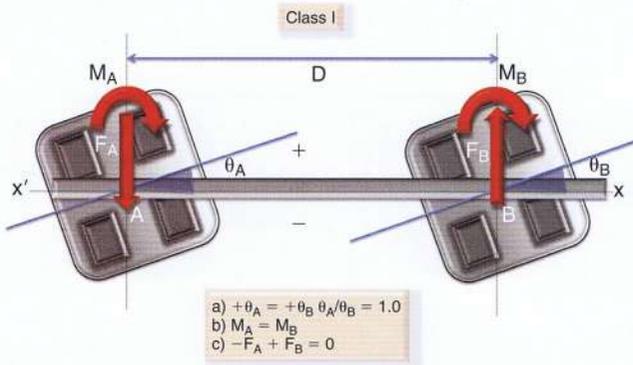


Figura 4-20 Geometría Clase I.

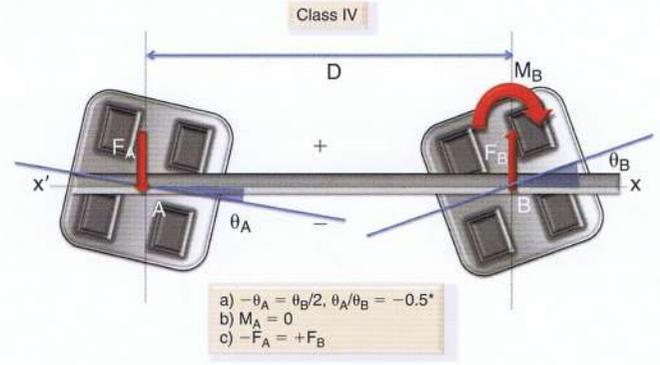


Figura 4-23 Geometría Clase IV. (El símbolo negativo indica que el bracket A tiene un ángulo en dirección opuesta al bracket B). Nota: no hay momento en el bracket A.

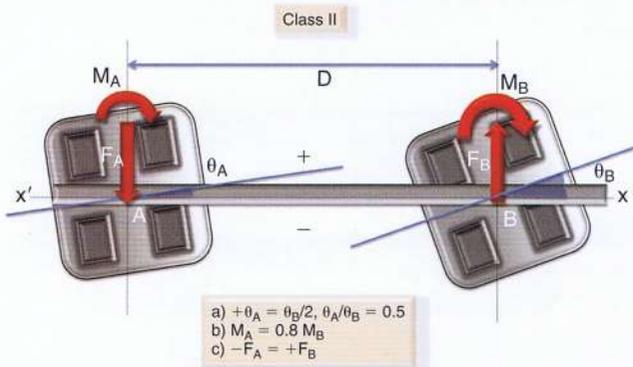


Figura 4-21 Geometría Clase II.

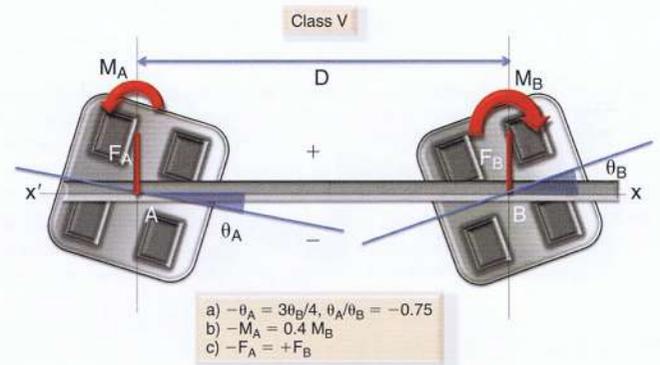


Figura 4-24 Geometría Clase V.

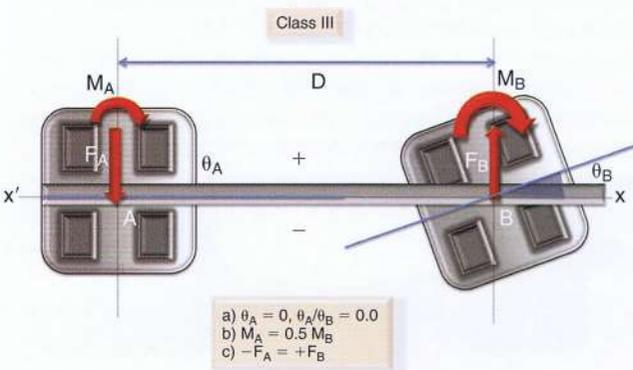


Figura 4-22 Geometría Clase III.

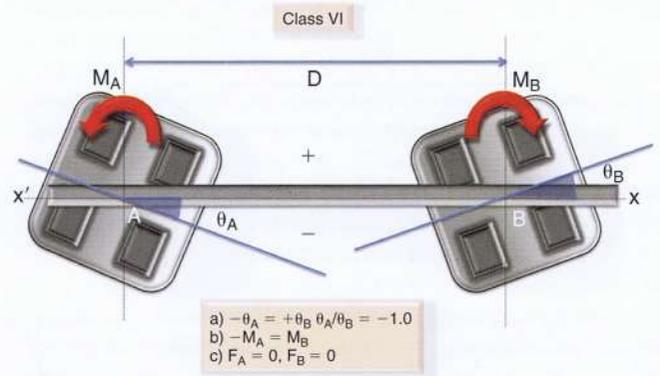


Figura 4-25 Geometría Clase VI. Nota: los momentos son iguales en magnitud pero tienen direcciones opuestas. No hay fuerzas verticales en esta geometría.

más, la relación $M_A/M_B=1$ es independiente de la distancia inter-bracket y tampoco cambia con mayores o menores dobleces de escalón.

Clase II: La siguiente geometría se puede crear cuando las angulaciones de los dobleces no son iguales entre ellas ($\theta_A \neq \theta_B$) y los segmentos de alambre que van en las ranuras de los brackets, si se extendiesen con líneas imaginarias se cruzarían más allá del alcance del inter-bracket (Fig. 4-27)

II. Dobleces descentrados en "V". Un dobleces en "V", como su nombre lo indica, involucra la ubicación de un solo dobleces en el espacio inter-bracket. A diferencia de un dobleces en escalón, el dobleces en "V" ubicado entre dos brackets sí afecta de manera significativa el sistema de fuerza, dependiendo de la ubicación mesiodistal del dobleces. Por lo tanto, dependiendo de la posición del dobleces, estos pueden ser clasificados en las geometrías faltantes (Clase III hasta VI).

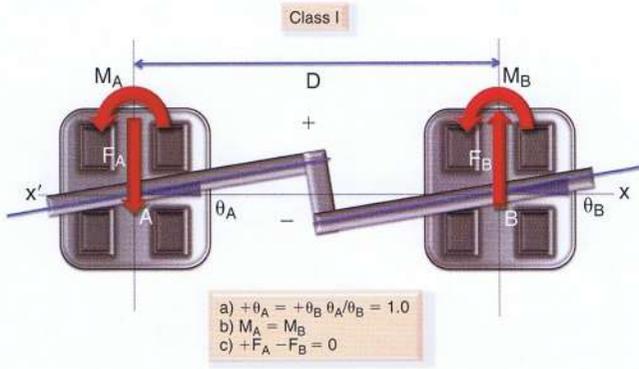


Figura 4-26 Dobleces excéntricos (los ángulos del doblé se hacen de tal manera que las dos líneas azules quedan paralelas entre ellas), geometría Clase I. Nota: no importa dónde se ubique el escalón entre los dos brackets; el efecto es parecido.

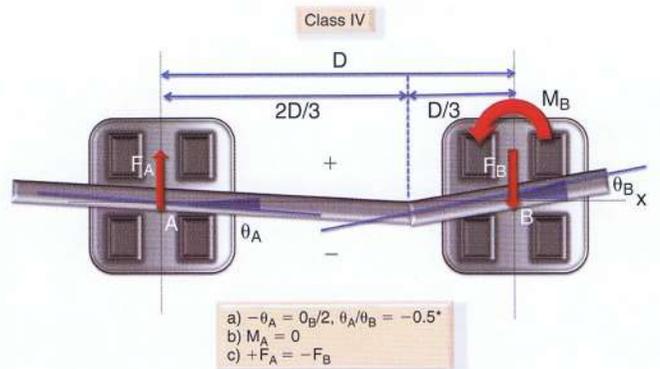


Figura 4-29 Doblece descentrado en "V", geometría Clase IV. (*El signo negativo indica que el bracket A tiene un ángulo con dirección opuesta al bracket B). Nota: el doblé está ubicado en un tercio de la distancia inter-bracket. No hay momento en el bracket A.

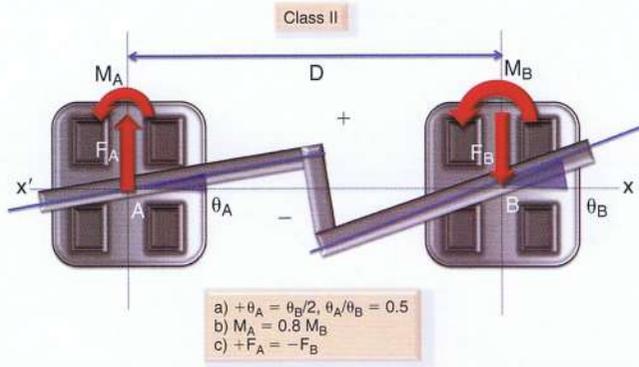


Figura 4-27 Dobleces excéntricos (los ángulos no son de 90°), geometría Clase II. Nota: los dobleces se ubican de tal manera que las dos líneas azules se encuentren más allá de la distancia inter-bracket.

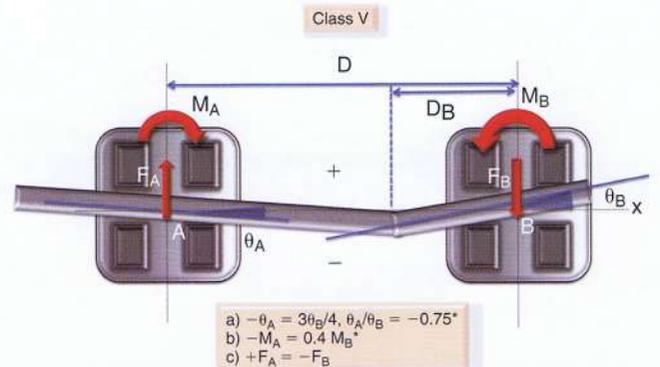


Figura 4-30 Doblece descentrado en "V", geometría Clase V. (*El signo negativo indica que el bracket A tiene un ángulo con dirección opuesta al bracket B y el momento está en la dirección hacia la izquierda). Nota: el doblé está ubicado de manera que $D/3 < D_8 < D/2$. D_8 se refiere a la distancia entre el doblé en "V" y el bracket B.

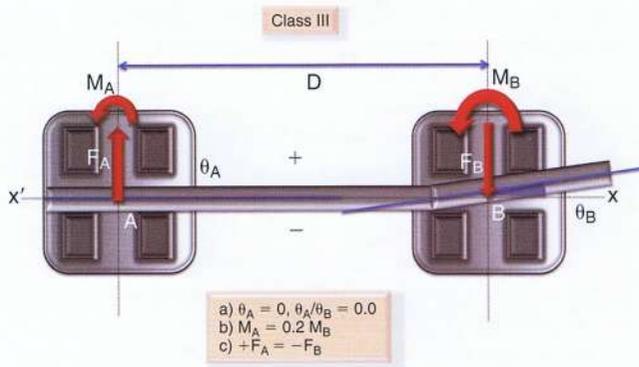


Figura 4-28 Doblece descentrado en "V", geometría Clase III. Nota: el doblé en "V" se ubica bastante cerca del bracket.

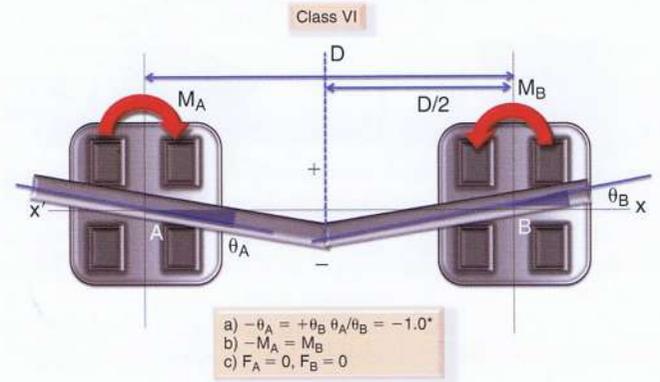


Figura 4-31 Doblece centrado en "V", geometría Clase VI. (*El signo negativo indica que el bracket A tiene un ángulo con dirección opuesta al bracket B y el momento está en la dirección hacia la izquierda). Nota: aquí, el doblé se ubica en la mitad de la distancia inter-bracket. No hay fuerzas verticales.

Clase III: El doblé en "V" se ubica muy cerca de uno de los brackets (Fig. 4-28). El Bracket tendrá su mayor momento cerca del doblé, mientras que el momento en el otro extremo será de magnitud mucho menor pero tendrá el mismo sentido.

Clase IV: El doblé en "V" se ubica en un tercio de la distancia inter-bracket. No hay momento en el bracket aparte del perteneciente al doblé (Fig. 4-29).

Clase V: El doblé está más cerca del centro de la distancia inter-bracket (Fig. 4-30). Desde este punto en adelante se observa un momento en el bracket más allá del doblé pero en sentido contrario.

III. Dobleces centrados en "V".

Clase VI: Cuando el doblez en "V" está centrado, momentos iguales y opuestos se producen y por lo tanto no hay fuerzas verticales (Fig. 4-31).

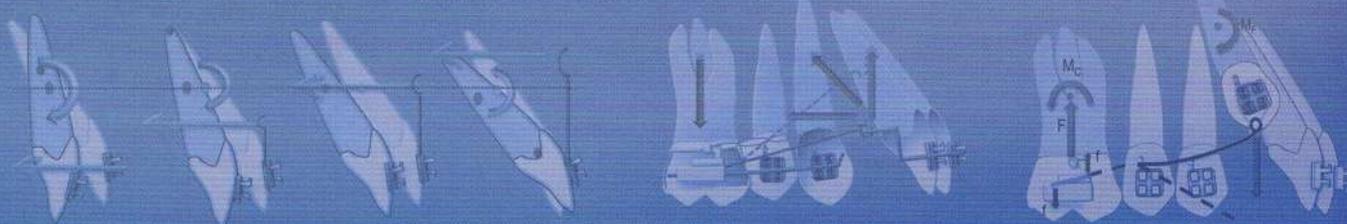
Este análisis de los sistemas de fuerzas conduce a aplicaciones clínicas importantes en el uso de los dobleces, la posición y la angulación de los brackets en la ortodoncia del día a día. Es importante recalcar la necesidad de apreciar el sistema de fuerzas relativas y no la fuerza absoluta. En toda la geometría de dobleces discutida, ni la altura del doblez ni la distancia inter-bracket cambia el sistema de fuerza relativa y obviamente la magnitud de la fuerza absoluta y momentos cambiará. Este análisis es también la base para el estudio de sistemas de fuerza más complicados e intrincados que pueden aparecer en una situación clínica real.

RESUMEN

En este capítulo se hizo énfasis en los fundamentos de los principios mecánicos involucrados en el movimiento dental. Más adelante en el libro, se estudiarán las aplicaciones clínicas de estos principios. Creemos que al descubrir la mecánica básica del movimiento dental y al integrarlas con los nuevos avances se puede lograr una mayor eficiencia en el movimiento dental con menos efectos secundarios. Los especialistas que comprenden los principios del movimiento dental tienen un mejor control de la mecánica del tratamiento y mayor eficiencia en el movimiento dental.

REFERENCIAS

1. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980;77:396.
2. Davidian EJ. Use of a computer model to study the force distribution on the root of the maxillary central incisor. *Am J Orthod.* 1971;59:581-588.
3. Hay GE. The equilibrium of a thin compressible membrane. *Can J Res.* 1939;17:106-121.
4. Yettram AL, Wright KWJ, Houston WJB. Center of rotation of a maxillary central incisor under orthodontic loading. *Br J Orthod.* 1977; 4:23-27.
5. Christiansen RL, Burstone CJ. Centers of rotation within the periodontal space. *Am J Orthod.* 1969;55:351-369.
6. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984;85(4):294-307.
7. Pryputniewicz RJ, Burstone CJ. The effect of time and force magnitude on orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 1979;58(8):1754-1764.
8. Mulligan TF. *Common sense mechanics in everyday orthodontics.* Phoenix, AZ: CSM Publishing; 1998:1-17.
9. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Rubenstein LK. Activating a 2 x 4 appliance. *Angle Orthod.* 1993;63:17-24.
10. Demange C. Equilibrium situations in bend force systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98:333-339.
11. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod.* 1974;65:270-289.
12. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch: large deflection considerations. *Angle Orthod.* 1989;59(1):11-16.
13. Koenig HA, Burstone CJ. Creative wire bending: the force system from step and V bend. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(1):59-67.



CAPÍTULO 5

Mecanismos biológicos en el movimiento dental ortodóntico

Sunil Kapila y Gregory J. King

El objetivo de este capítulo es examinar la relación entre la biomecánica ortodóntica y los procesos biológicos subyacentes. Los temas discutidos incluyen los factores que afectan el índice de movimiento dental, consideraciones de anclaje, causas de relapso y resorción radicular. Todos los principios biológicos relevantes subyacentes al movimiento dental ortodóntico pueden caracterizarse como restauración de tejido. El proceso del movimiento dental ortodóntico es el resultado del cambio dinámico en la forma y composición del hueso dermal y los tejidos blandos. Los tejidos dentales y peridontales (dentina, cemento, ligamento periodontal [LPD] y hueso alveolar) tienen mecanismos activos de reparación y se adaptan a las fuerzas normales de los aparatos ortodónticos. En su nivel más básico las fuerzas extrínsecas crean áreas localizadas de presión y tensión en los tejidos adyacentes a los dientes y las respuestas subsecuentes satisfacen los principios de la ley de Wolff de remodelación ósea¹.

Cuando los ortodoncistas utilizan aparatos fijos para aplicar la fuerza en los dientes se puede predecir el movimiento dental; esto se acompaña por una movilidad dental incrementada transitoria y, en ocasiones, evidencia radiográfica de una leve resorción radicular. Los profesionales con experiencia también esperarían cierto relapso una vez finalizado el tratamiento ortodóntico. Otros tipos de migración dental natural comúnmente encontrados son la aparición de dientes primarios y permanentes, así como el movimiento distal o mesial de los dientes. Estos procesos fisiológicos no son necesariamente estimulados por señales biomecánicas.

En raras ocasiones los dientes no se mueven o aparece como respuesta a las fuerzas (es decir, anquilosis). Cada uno de estos hallazgos clínicos comunes puede ser explicado a través de un mayor entendimiento de los principios biológicos subyacentes que determinan el movimiento dental.

MOVIMIENTO DENTAL

Respuestas clínicas

Cinética del movimiento dental ortodóntico

Desde una perspectiva clínica el movimiento dental ortodóntico tiene tres fases distintivas: (1) Fase de desplazamiento, (2) fase tardía, y (3) fase de aceleración y lineal (Fig. 5-1).

Fase de desplazamiento. La reacción inicial de un diente luego de una aplicación de fuerza es casi instantánea (dentro de una fracción de segundo) y refleja el movimiento dental inmediato dentro del saco del LPD viscoelástico. Estos movimientos son por lo general predecibles por principios biofísicos y no suelen involucrar cantidades excesivas de remodelación de tejido o de formación del hueso alveolar de la membrana². Los compartimientos de fluido dentro del LPD tienen un papel importante en la transmisión y freno de las fuerzas que actúan en los dientes;³ la magnitud de la respuesta de desplazamiento también depende de la longitud de la raíz y la altura del hueso alveolar, factores que determinan la ubicación del centro de resistencia y el centro de rotación del diente (ver Capítulo 4).^{4,5} Por ejemplo, la pérdida de hueso alveolar resulta en un centro de resistencia más apical, lo que afecta la naturaleza del desplazamiento inicial y el movimiento dental (Fig. 5-2). La edad es otro factor que afecta el desplazamiento, puesto que los módulos jóvenes del LPD se muestran mayores en adultos que en adolescentes y esta diferencia en propiedades biomecánicas se correlaciona con niveles de estrés equivalentes o algo mayores en el LPD de adultos. Se sugiere que esto puede reducir la respuesta biológica del LPD y por lo tanto retrasar el movimiento dental en adultos.⁶ La capacidad de desplazamiento de un diente puede cambiar incluso en el mismo individuo; la elasticidad del LPD y el hueso alveolar tienen el potencial de ser sustancialmente reducidos al final del movimiento dental.⁷

Fase tardía. La segunda fase del movimiento ortodóntico se caracteriza por la ausencia de movimiento clínico y se conoce generalmente como tardía o fase latente. Durante este período no hay movimiento dental pero ocurre una amplia remodelación de todos los tejidos que cubren los dientes. La cantidad absoluta de fuerza aplicada no es tan relevante como la fuerza relativa aplicada por área de unidad. Dependiendo de la compresión localizada del LPD puede haber: (1) el bloqueo parcial de los vasos sanguíneos en el área o (2) la oclusión absoluta de los vasos sanguíneos cuando son aplicadas fuerzas excesivamente altas. En los casos de bloqueo parcial, los vasos sanguíneos que llevan nutrientes al área tienen la capacidad de adaptarse al nuevo ambiente y recurrir a la angiogénesis para bordear áreas bloqueadas. Sin embargo, la oclusión total del flujo vas-

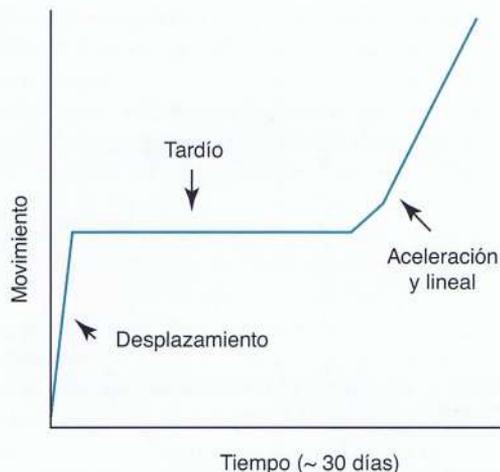


Figura 5-1 Fases del movimiento ortodóntico dental. La curva clásica tiene tres fases: un desplazamiento inicial que refleja las propiedades viscoelásticas de las estructuras en las que se apoya el diente; una fase de retraso que se caracteriza por la ausencia de movimiento; y una fase posterior de movimiento lineal. El movimiento durante las dos primeras fases es mínimo, la mayor parte de este ocurre en la última fase de aceleración y lineal, cuando ocurre el remodelado del hueso alveolar. La línea de tiempo es una aproximación, se presentan diferencias individuales considerables debido a las diferencias mecánicas y biológicas de cada caso.

cular lleva a una necrosis temporal de las áreas inmediatas y sigue un camino completamente diferente de movimiento dental, que es más lento para iniciarse y que comienza aproximadamente después de 1 a 2 semanas. En cualquier situación, los cambios biomecánicos y estructurales inician una cascada de mecanismos celulares requeridos para la remodelación ósea.

Se ha demostrado que el envejecimiento afecta sustancialmente la actividad prolífica de las células del LPD y el subsecuente movimiento dental, particularmente durante la fase tardía⁸. Sin embargo, algunos estudios sobre movimiento molar en modelos de animales han demostrado un movimiento dental inicial más rápido en sujetos jóvenes que en adultos. No obstante, una vez que el movimiento dental alcanzó la fase lineal, el promedio de movimiento fue igual en ambos grupos. Esto indica que el incremento observado clínicamente en la duración del tratamiento ortodóntico de adultos puede atribuirse en principio a la fase tardía anterior al inicio del movimiento dental pero el promedio de migración es igualmente eficiente una vez que el movimiento dental ha comenzado.⁹

Fase de aceleración y lineal. La tercera fase del ciclo del movimiento ortodóntico dental se caracteriza por un desplazamiento rápido del diente; el movimiento dental se inicia tomando en cuenta la adaptación del LPD de apoyo y los cambios en el hueso alveolar. Varios estudios sobre la respuesta osteoclástica de resorción ósea que sigue a la activación de un aparato ortodóntico indican que cuando la reactivación del aparato ocurre durante la aparición de osteoclastos de reactivación, una segunda cohorte de osteoclastos se puede formar inmediatamente. Esto causa un movimiento dental significativo e inmediato sin mayor riesgo de resorción radicular¹⁰. La magnitud de la fuerza afecta directamente el promedio del movi-

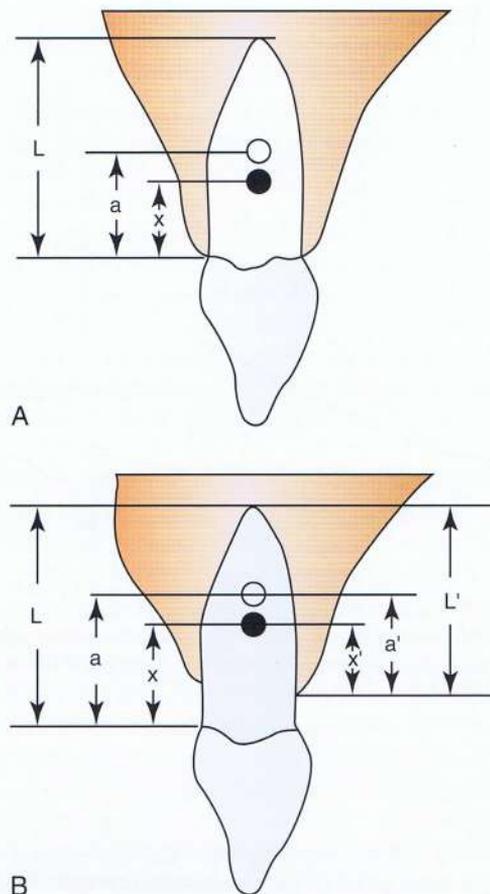


Figura 5-2 El grado de libertad del sistema (desplazamiento) del ligamento periodontal viscoelástico (LPD) se ve afectado por la longitud de la raíz y la altura de los huesos alveolares. A, una longitud de raíz variable (L) causará cambios en la posición de la distancia del centro de rotación (C_{ROT}) a la zona cervical (a) y la distancia del centro de resistencia (C_{RES}) a la zona cervical (x). B, los cambios en la altura del hueso alveolar pueden afectar el C_{ROT} y el C_{RES} (a , distancia del C_{ROT} a la zona cervical; a' , distancia del C_{ROT} a la cresta alveolar; L , promedio de la longitud de la raíz; L' , alturas variables del hueso alveolar; x , distancia del C_{RES} a la zona cervical; x' , distancia del C_{RES} a la cresta alveolar). Básicamente, el patrón de desplazamiento dental estará determinado por el cambio en la posición del C_{RES} producido por cambios en la altura del hueso alveolar y la longitud de la raíz. (Modificado con el permiso de Tanne K., Nagataki T., Inoue Y., Sakuda M., Burstone CJ. Patrones de desplazamiento dental inicial asociados a varias longitudes de raíz y altura de huesos alveolares. *Am J Orthod DentofacialOrthop*. 1991;100:66-71.)

miento dental; las fuerzas de más de 100g usadas en la terapia ortodóntica convencional para retraer caninos han mostrado una fase de retraso de hasta 21 días antes del movimiento dental. Fuerzas menores pueden inducir la traslación dental sin la fase de retraso en un promedio todavía clínicamente significativo.¹¹ La diferencia en los promedios del movimiento dental puede explicarse a través de las diferentes respuestas biológicas (resorción frontal versus resorción profunda) que serán discutidas más adelante en este capítulo. De igual importancia que la magnitud es el momento de la aplicación de la fuerza. El régimen de la fuerza tiene más influencia en el promedio del movimiento dental ortodóntico que la magnitud de la fuerza,¹² las fuerzas ligeras continuas conducen en mayor medida al

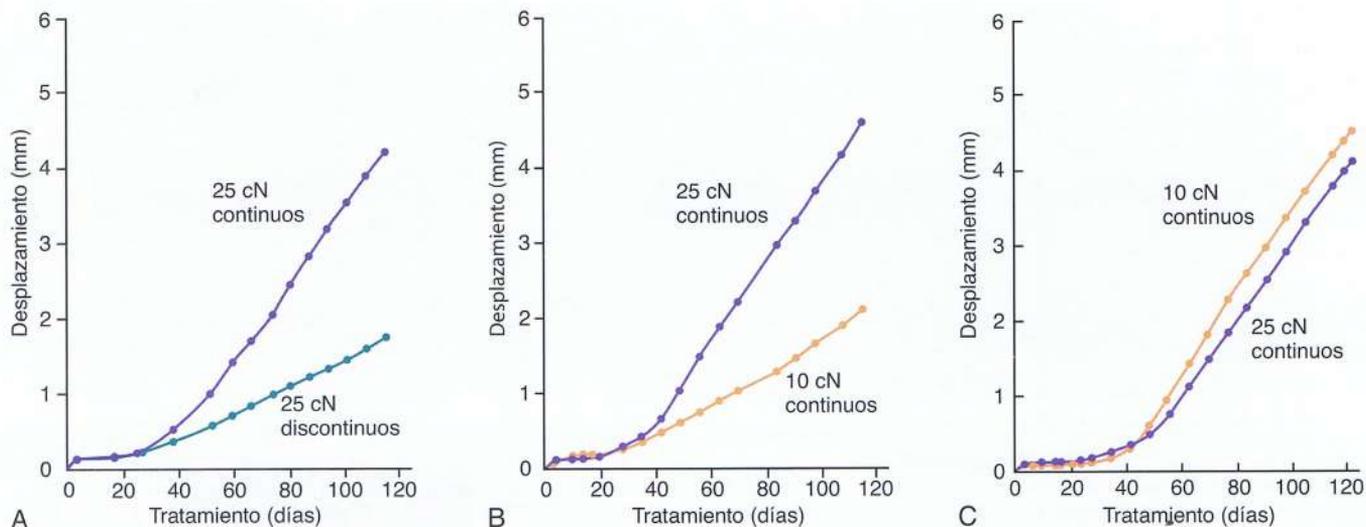


Figura 5-3 Curvas del tiempo de desplazamiento de dientes premolares en un modelo experimental con un perro Beagle que demostró que (A) las fuerzas ligeras y continuas de 25 cN son más efectivas en el movimiento dental que las fuerzas ligeras no continuas y que (B) las fuerzas continuas de 25 cN producen mayor movimiento que fuerzas de 10 cN en un animal, mientras que (C) en otro animal las dos fuerzas produjeron igual cantidad de movimiento dental, demostrando la variación individual y el efecto meseta en el último animal. (Reproducido con el permiso de van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Movimiento dental con fuerzas leves continuas y no continuas en perros Beagle. *Eur J Oral Sci.* 1999; 197:468-474.)

movimiento dental ortodóncico porque el sistema biológico de la célula se mantiene en un estado de respuesta constante. De manera opuesta, la aplicación de fuerzas intermitentes crea un ambiente que fluctúa entre actividad e inactividad celular (Fig. 5-3 A). Adicionalmente, se conoce que fuerzas muy bajas producen promedios bajos de movimiento dental en comparación con fuerzas mayores (Fig. 5-3 B) hasta un umbral óptimo específico. Exceder esta fuerza óptima no tiene como resultado un promedio mayor de movimiento dental, este umbral puede variar entre individuos tal y como se demuestra en el experimento con perros Beagle en donde se observó que una fuerza de 25 cN causó mayor movimiento dental que una de 10 cN en un animal pero no en otro (Fig. 5-3 B y C).

Anquilosis

En raras ocasiones un diente puede no moverse en absoluto, sin importar la cantidad de fuerza externa que se le aplique. Una causa probable de esto es el fenómeno conocido como "anquilosis" en el que las fibras del LPD se encuentran ausentes y por lo tanto no pueden funcionar como intermediario entre la estructura de la raíz y el hueso alveolar; el punto de contacto se encuentra en fusión directa con la capa de cemento del hueso cortical en el alveolo dental. Aparte de la anquilosis idiopática la causa principal de la anquilosis es el trauma extrínseco localizado,¹³ en casos de trauma dental severo, como la avulsión o intrusión, se hacen heridas en la membrana periodontal que resultan en la fusión directa del hueso alveolar con el diente. Las consecuencias de esta condición incluyen la resorción progresiva de la raíz con reemplazo de hueso (resorción de reemplazo) y el cese del proceso de maduración alveolar en pacientes en crecimiento. Los individuos con ausencia congénita de dientes permanentes muestran característicamente una infraoclusión y sobre-retención de los dientes temporales con anquilosis.¹⁴ La anquilosis parcial puede ocurrir

cuando áreas limitadas del diente se fusionan con el hueso; si estas áreas en donde se une el hueso y el diente pueden ser tratadas con suficiente aplicación de fuerza, el resto de los dientes que tiene LPD puede seguir un patrón normal de remodelación del tejido y movimiento dental.

Principios del anclaje en ortodoncia

La biomecánica de la ortodoncia no está siempre diseñada con el propósito de mover los dientes. En ciertos casos el propósito del profesional puede ser mantener la posición de ciertos dientes en el arco o usar grupos de dientes para crear una "unidad de anclaje" que sirva como base para empujar o halar otros dientes. En ortodoncia se usan varios tipos de anclaje: (1) los aparatos de anclaje extraoral (Ej. máscara facial) que utilizan las estructuras esqueléticas externas, (2) los implantes osteointegrados intraorales y dispositivos de anclaje temporal (TAD, por sus siglas en inglés) que están conectados físicamente dentro del hueso y son por lo tanto muy estables, y (3) anclaje dental, que consiste esencialmente en la preparación y consolidación de los dientes en unidades para ser usados para empujar o halar el resto de la dentadura.

El *anclaje dental* es el término aplicado a la minimización intencional de la migración de dientes específicos a través de la estructura de soporte del hueso alveolar. La sección siguiente profundiza sobre el anclaje dental ya que este se basa en la premisa de la adaptación biológica de las fuerzas ortodóncicas. El anclaje dental puede ser aumentado al incrementar el número de dientes consolidados en una unidad de anclaje o al angular intencionalmente dientes específicos para resistir mejor al movimiento, o ambos. En general, los dientes con una mayor superficie de raíz tienden a moverse menos cuando son usados para mover los dientes con menos superficie de raíz. Esto ocurre porque la habilidad para resistir el movimiento está directamente relacionada a las fibras periodontales y el área de

superficie del hueso que está involucrada en contrarrestar el movimiento dental. Cuando las fuerzas son ligeras y están distribuidas sobre áreas amplias, la compresión de las estructuras periodontales subyacentes lleva a un bloqueo vascular parcial del sistema y una isquemia transitoria. Aunque de manera limitada, todavía hay oxigenación en el área, lo que permite que el microsistema se adapte y construya nuevos vasos sanguíneos para iniciar la resorción frontal. El movimiento de los dientes con resorción frontal ocurre entre 3 a 4 días; sin embargo, cuando hay hialinización ósea en las áreas de compresión periodontal durante la aplicación de la fuerza, existe un retraso significativo del movimiento dental mientras ocurre la resorción debilitadora. Cuando esto ocurre los dientes comienzan a moverse solo después de pasados 12 o 15 días de la remodelación ósea, es por esto que la preparación del anclaje se ve afectada por la magnitud de las fuerzas aplicadas, el total del área de superficie radicular de los dientes en los cuales se aplica la fuerza y el ángulo de los dientes.

El número de adultos que buscan tratamiento ortodóntico actualmente ha aumentado y estos casos de anclaje se han convertido en una preocupación importante. Los aparatos de anclaje extraoral no son por lo general una alternativa para estos individuos; por lo tanto, el profesional debe maximizar todos sus recursos disponibles, como lo son la incorporación y unión de segundos molares (y terceros si están presentes) en la unidad de anclaje dental, así como el uso de aparatos de anclaje palatino como el botón acrílico de Nance. En casos multidisciplinarios, los implantes y otros aparatos fijos de restauración pueden y deben incorporarse en el plan de tratamiento para ser usados como anclaje durante el proceso ortodóntico. Finalmente, la introducción de los TAD ha traído ventajas substanciales para la preservación del anclaje en adultos y adolescentes por igual y ha señalado nuevos enfoques de la biomecánica ortodóntica para casos complejos.¹⁵

Respuestas histológicas

Por lo general, los dientes se pueden mover a través de sus tejidos circundantes con o sin evidencia histológica o heridas de tejido. No existe evidencia de que en la fase intraalveolar del movimiento dental durante la erupción fisiológica, en el desplazamiento o la recaída haya mediación alguna de procesos patológicos.¹⁶⁻¹⁸ Sin embargo, la mayoría de los estudios del movimiento dental ortodóntico han descrito procesos patológicos en las áreas de compresión, incluyendo colapso vascular, hiperemia compensatoria, y necrosis del tejido. Los cambios hiperémicos no están limitados a los tejidos periodontales adyacentes a la compresión pero también han sido descritos en los espacios centrales adyacentes y en la pulpa dental.

Movimiento dental sin lesión

El camino más obvio del movimiento fisiológico dental es la erupción intraalveolar de los dientes. Mientras la corona de un diente completa la mineralización y comienza su proceso de migración a través del hueso alveolar, se encierra en una bóveda. Esta bóveda se traslada como un esfuerzo combinado de resorción ósea osteoclástica en el camino de la erupción y formación ósea osteoblástica en el camino que la corona ya ha tomado. El factor limitante de la velocidad de la etapa más temprana de erupción dental es la resorción ósea y la erupción puede verse acelerada o retardada por la influencia de factores locales que alteran el ritmo de la actividad osteoclástica¹⁹. Algunas hormonas, como la proteína relacionada

con la hormona paratiroidea (PTHrP), han demostrado ser cruciales en los procesos de erupción normal de los dientes y la cementogénesis.^{20,21} Las condiciones sistémicas patológicas con PTH/PTHrP disfuncional o sus receptores semejantes pueden llegar a impedir la erupción normal de los dientes y la cementogénesis normal.

Mientras los dientes salen a la cavidad oral, e incluso a lo largo de la vida, existe la tendencia natural a continuar moviéndose en el camino que ofrece menor resistencia hasta que se encuentren con algún obstáculo. Por lo general esta barrera se presenta en la forma de contacto interproximal con un diente adyacente o contacto oclusal con un diente en el arco opuesto. De no encontrarse esta resistencia habrá una continua inclinación mesiodistal o una supraerupción, dependiendo de la ubicación de la falta de contacto. Varios estudios han demostrado que el movimiento mesial de un diente puede tener importancia clínica en su composición morfológica. En el proceso de migración mesial, las fuerzas de tensión en la superficie distal de la raíz pueden ser las responsables del grosor aumentado del cemento en estas superficies distales de los dientes con movimiento mesial.²² En cuanto a la supraerupción, en un modelo con ratones se extrajo el molar opuesto para inducir la hipofunción oclusal, la tinción histológica mostró que luego de 15 días de hipofunción el LPD se había reducido significativamente y su naturaleza fibrosa se encontró desorganizada por un mínimo de 30 días y hasta por tres meses. Hubo una deposición concurrente de tejido óseo desorganizado en lo más alto del tabique interradicular, en el fondo de los alvéolos, y en los lados modelados.²³ Es entonces evidente que la carga es una parte integral del mantenimiento de las estructuras de apoyo alrededor del diente.

Movimiento dental con lesión

Las lesiones necróticas en los lugares de compresión del LPD han sido descritas en la bibliografía reciente documentando los cambios histológicos que acompañan el movimiento dental ortodóntico;²⁴ a estas áreas se les conoce como "zonas de hialinización" por su similitud en apariencia con el cartilago hialino. Las técnicas morfológicas modernas han demostrado que las así llamadas "hialinizaciones" son, en realidad, zonas focales de necrosis de tejido.²⁵ Mientras estas lesiones persisten, el movimiento dental ortodóntico no ocurre; este período coincide con la fase de retraso del ciclo de movimiento dental, donde las células fagocitas especializadas se reúnen y migran al lugar para remover estas lesiones necróticas. Estas células eliminan el tejido dañado desde la periferia, lo que resulta en la resorción de no sólo el tejido suave necrótico de la lesión sino también el hueso alveolar adyacente y el cemento.²⁶

La respuesta del tejido en los lugares de tensión es consistente con aquella que ha sido descrita para otros lugares donde el tejido blando se separa del hueso. Además del LPD, algunos lugares pueden encontrarse naturalmente en el complejo craneofacial, en suturas y de manera artificial en los lugares de osteodistracción. Las fuerzas de tensión se conocen por iniciar una respuesta osteogénica exuberante en estos lugares, con el primer hueso depositado en la estructura del tejido blando estirado (Fig. 5-4). A lo largo del proceso de remodelación se deposita finalmente un hueso nuevo compacto en estos lugares; este así llamado proceso de consolidación tarda en ocurrir y por lo tanto tiende a quedar atrás de la actividad de remoción del tejido que ocurre de manera simultánea en los sitios de compresión. El resultado clínico es la prevalencia de una movilidad aumentada en los dientes que están siendo activamente tra-

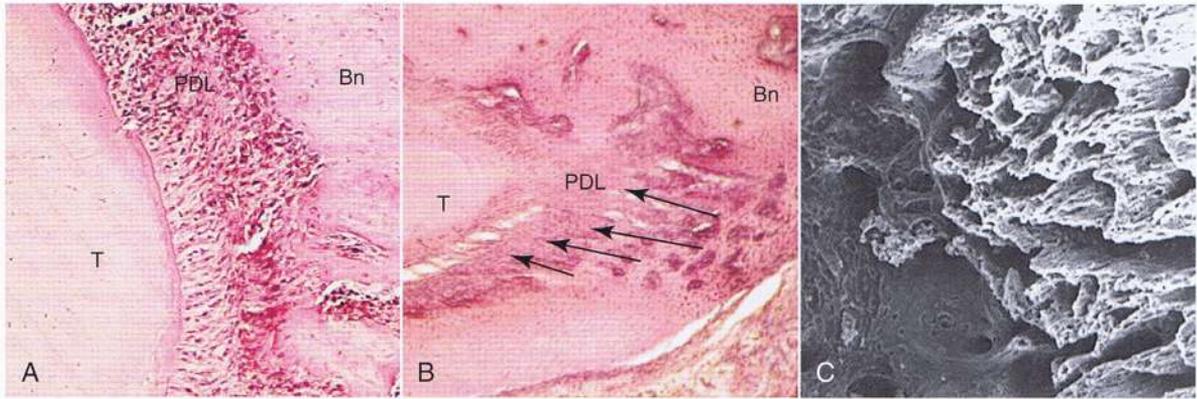


Figura 5-4 Cambios morfológicos en el área de tensión durante el movimiento dental ortodóntico. **A**, los cambios iniciales se caracterizan por un estiramiento de las fibras del ligamento periodontal principal (LPD), que se muestran acá con una orientación lineal de los núcleos de las células adyacentes al diente. **B**, los cambios posteriores muestran deposición de hueso en las fibras estiradas del LPD, que se orientan perpendicularmente al diente y a la pared del alvéolo (flechas). *Bn*, Hueso alveolar; *T*, raíz dental. **C**, la organización tridimensional de las espículas óseas iniciales se pueden apreciar con el escáner micrográfico electrónico del hueso alveolar en la pared del alvéolo luego de la remoción del diente y del LPD. La micrografía apunta al interior del alvéolo con la pared de tensión a la derecha.

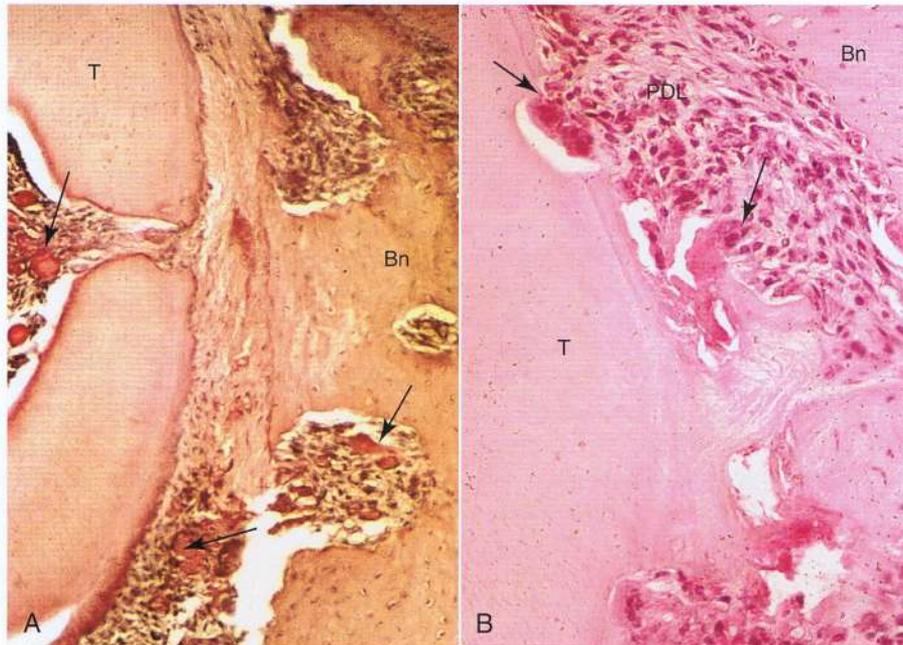


Figura 5-5 Cambios morfológicos en el lado de compresión que muestran respuestas celulares y de tejido que llevan a la resorción radicular durante el movimiento dental ortodóntico. **A**, los cambios iniciales se caracterizan por áreas focalizadas de necrosis del ligamento periodontal (LPD), llamada hialinización, y se pueden observar en el área clara del LPD que corre verticalmente en el centro de la micrografía. Las áreas de congestión vascular pueden verse adyacentes (pulpa, LPD, espacios de médula) a la zona de LPD necrótico (flechas). **B**, los cambios posteriores muestran la remoción del LPD necrótico y los tejidos adyacentes, incluyendo el cemento de la raíz y la dentina de la periferia por los osteoclastos, cementoclastos y macrófagos (flechas). El LPD necrótico restante se observa como un área rosa en la mitad inferior de la micrografía. El LPD vital adyacente se puede observar en las áreas altamente celulares arriba y debajo de la necrosis. *Bn*, Hueso alveolar. *T*, raíz dental.

tados con ortodoncia. Esta diferencia en los tiempos entre la remoción del tejido y la osteogénesis es también responsable de la necesidad de retener los dientes que han sido movidos recientemente.

Además de la remodelación ósea, la evidencia histológica ha mostrado que la resorción inicial de raíz ocurre en la periferia del LPD necrótico siguiente al tratamiento ortodóntico (Fig. 5-5). Esto es el resultado de una actividad celular no clástica y mononuclear parecida a los fibroblastos y macrófagos.^{27,28} Las lagunas menores de resorción creadas en la superficie de la raíz por los cementoclas-

tos pueden repararse con el tiempo; sin embargo, las fuerzas muy grandes tienen efectos extensos en la superficie de la raíz, que sobrepasan su capacidad de reparación y conducen a una topografía de cráteres en la superficie de raíz y en el ápice (Fig. 5-6).

Renovación ósea en el movimiento dental ortodóntico La osteogénesis, modelado y remodelado óseo

La estructura del hueso puede modificarse principalmente de tres maneras: (1) osteogénesis, (2) modelado óseo y (3) remodelado

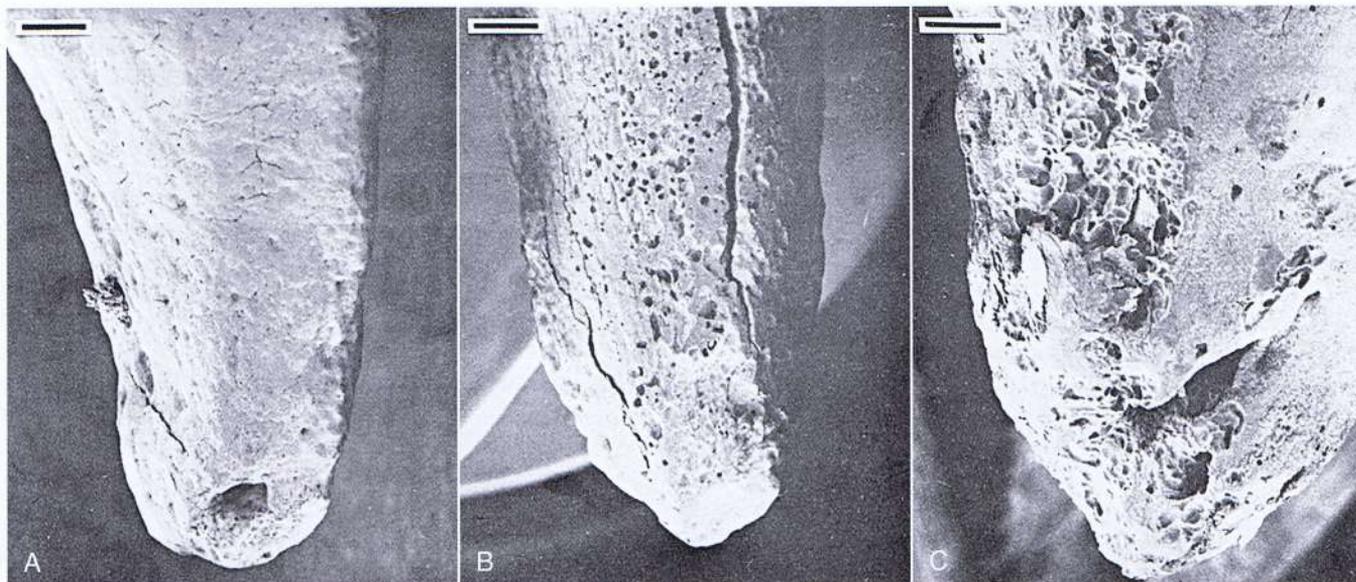


Figura 5-6 Lesión dental que resulta en resorción radicular posterior al remodelado óseo. A, tercio apical de la superficie lingual de la raíz del premolar inferior izquierdo que no muestra resorción radicular. B, resorción apical y pérdida de la asociación de la longitud de la raíz con la multitud de hoyos de resorción en la superficie lingual de la raíz como resultado de la aplicación de una fuerza de 10g continua intrusiva. Muchos de los lugares de resorción se unen para formar extensas lesiones invasivas. C, aspecto lingual del premolar superior derecho que muestra una resorción apical temprana causada por 14 días de intrusión con 50g. Las magnificaciones originales de A y B son de x20 (bar = 300mm) y para C es de x40 (bar = 200mm). (Reproducido con permiso de Harry MR, Sims MR. Resorción radicular en intrusión de premolares: estudio de escaneo microscópico electrónico. *Angle Orthod.* 1982;52:235-258).

óseo. La osteogénesis ocurre cuando el hueso se forma en tejido blando y ocurre por lo general durante el desarrollo embrionario, en las etapas tempranas del crecimiento y en la cicatrización. Existen dos subclasificaciones principales: osificación intramembranosa y endocondral, en las que el hueso se forma en el tejido blando y, a veces, en el cartílago, respectivamente. Los osteoblastos son producto de la diferenciación de las células mesenquimales y actúan de manera independiente de los osteoclastos, lo que resulta es un gran potencial para crear hueso.

El modelado se caracteriza por la formación de hueso en el tejido óseo existente sobre un área o superficie por un tiempo significativo. Este tipo de renovación ósea prevalece durante el crecimiento y desarrollo craneofacial y conduce a un cambio en la forma de la estructura o movimiento de la superficie. Por ejemplo, el proceso alveolar de la mandíbula tiene mayor duración por el modelado resortivo de la superficie anterior de la rama y por el modelado formativo de su superficie posterior. Desde el punto de vista de la ortodoncia, el modelado es importante en el crecimiento natural de la estructura craneofacial así como lo son los cambios en el tamaño y forma del alvéolo durante el movimiento dental.

El remodelado se refiere a los mecanismos de reparación que involucran una serie de eventos celulares que ocurren de manera cíclica a lo largo de la vida (Fig. 5-7), es el único mecanismo fisiológico que mantiene y repara la integridad estructural del hueso. El ciclo de remodelado óseo se inicia con un período que se conoce como activación, que se caracteriza por la agrupación y activación de osteoclastos en el lugar que será remodelado. Esto va seguido de una fase resortiva en la que se retira “una porción” de hueso y transcurrida una cantidad finita de tiempo el proceso resortivo cesa. A esto se le conoce como fase de reversa, esta fase es seguida de una fase formativa que se caracteriza por el agrupamiento de células óseas formativas en el lugar y la reparación activa de los defectos creados

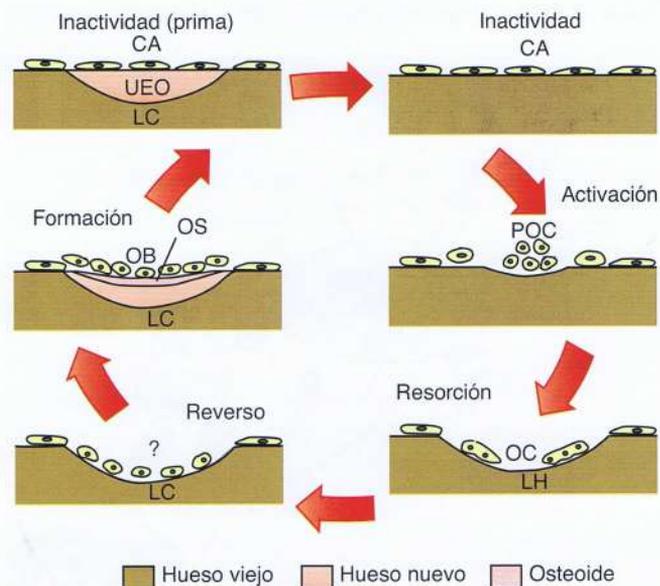


Figura 5-7. Fase de inactividad celular y cinco fases de actividad celular en el remodelado del hueso trabecular. UEO, Unidad estructural ósea o estructura ósea recién formada; LC, Lagunas cerradas; LH, Laguna de Howship/Laguna de resorción; CA, Células alineadas; OB, Osteoblastos; OC, Osteoclastos; OS, Osteoide; POC, Precursores osteoclastícos.

durante la fase resortiva. Una vez que el ciclo está completo, la superficie del hueso vuelve a un estado de reposo. En adultos saludables la superficie del hueso está primordialmente en un estado de reposo, aunque una pequeña fracción de la población celular puede verse pasar a otras fases. El remodelado es importante en la ho-

meostasis del calcio, así como en la producción de cambios en las matrices óseas que modifican las propiedades mecánicas del hueso en respuesta a la carga alterada. El remodelado y modelado se diferencian por el hecho de que si bien la actividad de los osteoblastos y osteoclastos ocurren en el mismo lugar en cuanto al remodelado, esto ocurre en lugares diferentes con el modelado, lo que permite cambios morfológicos en el hueso.

Mecanismos celulares y moleculares del modelado y remodelado óseo

La integridad esquelética es el resultado de la interacción dinámica entre los osteoblastos que forman hueso y osteoclastos que lo reabsorben. El ritmo del remodelado se define por las células de tipo osteoblástico, que son responsables no solo de la formación sino también de la activación y agrupación de los precursores osteoclásticos.²⁹⁻³¹ La base de la comunicación entre osteoblastos y osteoclastos no estuvo clara hasta que varios grupos identificaron de manera independiente la presencia de un factor intermediario en la superficie de los osteoblastos, que era responsable por la inducción a la osteoclastogénesis. Este factor es un miembro de la superfamilia del factor de necrosis tumoral (FNT) que fue denominado como un receptor activador para el factor nuclear κ B ligando (RANKL).^{32,33} La vinculación del RANKL a su receptor cognado, el receptor activador para el factor nuclear κ B (RANK) que se encuentra en la superficie de las células progenitoras de osteoclastos, induce la osteoclastogénesis y activa los osteoclastos (en la presencia de un factor estimulante de colonias macrófagas), lo que resulta en una resorción ósea aumentada.³⁴⁻³⁵ Sin embargo, el RANKL también tiene la capacidad de unirse a la osteoprotegerina (OPG), una proteína soluble

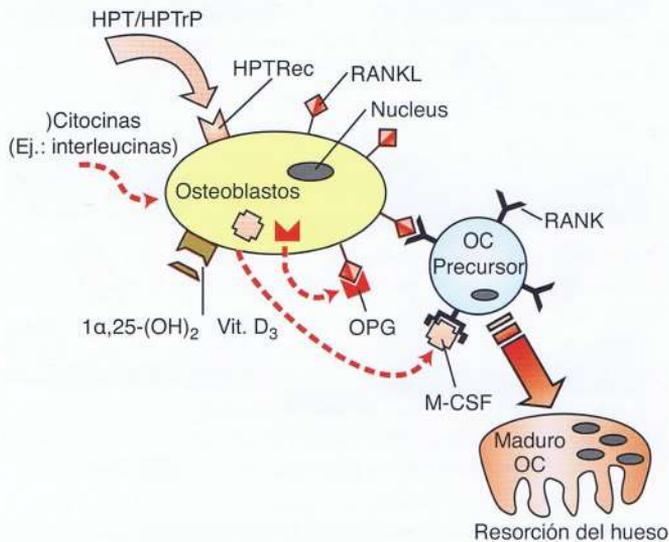


Figura 5-8. Regulación de la osteoclastogénesis por los osteoblastos. El receptor activador para el factor nuclear κ B ligando (RANKL) induce a los precursores de osteoclastos (OC) no maduros a diferenciarse entre osteoclastos maduros y funcionales, mientras que la osteoprotegerina (OPG) es un receptor señuelo que actúa como un inhibidor de unión competitivo de RANKL. Debido a que el RANKL es una proteína receptora unida a la superficie celular, la interacción entre células es necesaria. El factor estimulador de colonias macrófagas (M-CSF) es también un co-factor esencial. La vitamina D, y varias citocinas han demostrado un efecto regulador-minimizador en la expresión del gen OPG y regulador-maximizador en la expresión del gen RANKL. HPT, hormona paratiroidea; HPTRec, receptor HPT; HPTrP, proteína relacionada al HPT.

de señuelo que de manera competitiva se une a la superficie de la membrana de las células de la proteína RANKL e inhibe la activación de la osteoclastogénesis. La interacción de la RANKL con la OPG reduce la resorción ósea (Fig. 5-8).³⁶ El radio de expresión de RANKL/OPG por los osteoblastos se considera como un factor determinante en el ritmo de agrupación y activación de osteoclastos inmaduros. Dentro de la odontología estos genes ya han sido fuertemente relacionados como agentes de los cambios del hueso alveolar. La producción de las proteínas RANKL y OPG se han detectado en células periodontales humanas.³⁷ Patológicamente, los linfocitos y macrófagos en los tejidos con periodontitis muestran correlaciones con la producción de la proteína RANKL y las células endoteliales muestran asociaciones con la producción de OPG.³⁸ Desde la perspectiva de la ortodoncia, es muy probable que los cambios de presión en el micro ambiente del alveolo dental causen el incremento y disminución de los genes RANKL/OPG como un medio para regular la producción de proteína y en última instancia el remodelado óseo. Aparte del importante papel de la relación RANKL/OPG en la regulación de osteoclastos y osteoblastos, el ritmo del remodelado óseo se controla con otros mecanismos locales y sistémicos. Los mecanismos locales, o paracrinos, involucran una gran cantidad de citocinas inflamatorias (interleucinas, FNT, y factores de crecimiento) cuyas actividades biológicas influyen las fases individuales del ciclo (Fig. 5-9),³⁹ adicionalmente, existe evidencia de que las alteraciones en la expresión genética de los agentes bioactivos puede ocurrir directamente en las células óseas. El control sistemático del remodelado óseo ocurre a través de varios mecanismos endocrinos que incluyen hormonas calciotropas (hormona paratiroidea [HPT] y $1\alpha,25-(OH)_2$ vitamina D₃) y las esteroideas sexuales (estrógeno).⁴⁰⁻⁴² Estos factores actúan en los osteoblastos como intermediarios para la regulación del equilibrio entre osteoblastos y osteoclastos, pueden aumentar o disminuir la cascada de transductores de señales que finalmente afectan la expresión de los genes específicos que son necesarios para sintetizar las proteínas involucradas en el remodelado óseo. Por ejemplo, el estrógeno inhibe la resorción ósea, al menos en parte, al regular la producción de varias citocinas, incluyendo la interleucina-6 (IL-6), IL-1, RANKL, y OPG por células de tipo osteoblástico.⁴³ Las posibles implicaciones y los descubrimientos más recientes de esta parte del conocimiento ortodóntico se discuten al final de este capítulo.

El ciclo de remodelado de los huesos humanos toma aproximadamente 4 meses y se caracteriza por un rápido período de resorción seguido de un período de formación un poco más lento. En un hueso adulto sano, la resorción viene acompañada de la formación, de manera que no hay pérdida o ganancia neta; sin embargo, dadas ciertas condiciones de enfermedad este acompañamiento se pierde, lo que puede resultar en la pérdida o ganancia neta de hueso. Debido a que toma mucho más tiempo la formación ósea que la resorción, la estimulación de grandes áreas de remodelado óseo frecuentemente conducen a la pérdida neta de hueso. Esta condición puede ser temporal si el nivel de la remodelación ósea vuelve a ser normal, y permite que la formación se "empareje" con la resorción como se caracteriza en el sanado de una fractura. Sin embargo, si los niveles de remodelado óseo permanecen altos, el hueso puede perderse de manera permanente, como ocurre en la osteoporosis postmenopausia.

Al contrario, el incremento de la densidad ósea que causa osteoporosis es una manifestación clínica de ciertos síndromes, como el de Albers-Schöberg y la enfermedad de Paget, en las que hay una hiperactividad excesiva de osteoclastos que resulta en la deposición ósea excesiva para compensar. El ritmo del remodelado óseo se pue-

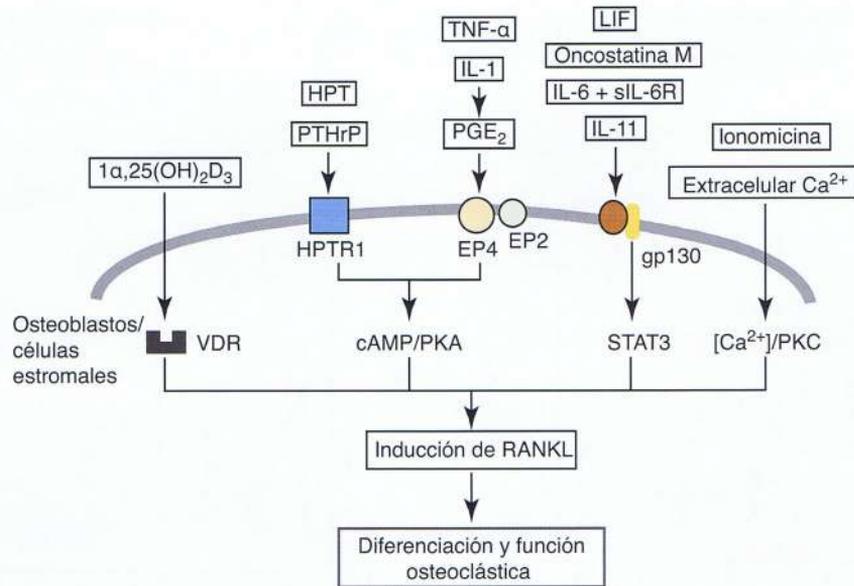


Figura 5-9. La regulación paracrina y endocrina del receptor activador para el factor nuclear κ B ligando (RANKL) en osteoblastos y células estromales, que a su vez inducen la osteoclastogénesis y resulta en la alteración del equilibrio entre osteoblastos y osteoclastos. Las hormonas y factores de citocinas: $1\alpha,25(OH)_2D_3$; 1α , receptor de vitamina D; HPT/HPTrP, receptor de la proteína relacionada a la hormona paratiroidea/HPT; HPTR1, receptor tipo 1 de la hormona paratiroidea; TNF- α , factor α de necrosis tumoral; IL-1, IL-6, sIL-6R, IL-11, Interleucina-1, interleucina-6, IL soluble-6, receptor de IL soluble-6, interleucina-11; PGE, Prostaglandina E; LIF, factor inhibidor de leucemia. Transductores: VDR, receptor de vitamina D; cAMP/PKA, adenosín monofosfato cíclico/transductor de proteína quinasa A; STAT3, transductor de señal y activador de la transcripción 3 (importante para la transducción de la señal de IL-6 y citocinas relacionadas); [Ca²⁺]/PKC, concentración de calcio/transductor de proteína quinasa C. (Reproducido con permiso de Takahashi N, Udagawa N, Takami M, Suda T. Células del hueso: generación de osteoclastos. En: Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA, eds. *Principles of Bone Biology*. San Diego, CA: Academic Press, 2002:109-126).

de incrementar hasta 20 veces, pero este acompañamiento es imperfecto; el nuevo hueso se forma tan rápidamente que resulta caótico e irregular, un compuesto de hueso reticular y laminar, que pone en peligro la calidad del hueso. Las consecuencias clínicas de esta actividad celular anormal incluyen esclerosis difusa de todo el esqueleto, acompañada de fragilidad ósea y un desarrollo físico atrasado, anemia mieloptísica no tratable, déficits neurológicos y osteomielitis, especialmente en la mandíbula y el cráneo. La erupción y desarrollo de los dientes puede ser impedida y retrasada debido al remodelado óseo irregular adyacente al germen dental y la corona.

RESPUESTAS BIOLÓGICAS EN EL TRATAMIENTO CLÍNICO

Dentro del movimiento dental ortodóntico, los sitios de tensión muestran osteogénesis sobre un área prolongada, una infraestructura consistente con el modelado (Fig. 5-10 A). Sin embargo, los sitios de compresión experimentan fases del ciclo de remodelado (Fig. 5-10 B).⁴⁴ Debido a que grandes cantidades de remodelado inician en estas áreas, hay una pérdida neta de hueso alveolar en un corto período de tiempo, que vuelve posteriormente a niveles anteriores al tratamiento en el curso total del tratamiento ortodóntico. Finalmente, esto lleva a la caracterización clínica de los dientes como activamente en movimiento (es decir, hay evidencia radiográfica de la ampliación del LPD y evidencia clínica del incremento de movilidad del diente). Esto, junto a la constancia de los ligamentos estirados y fibras gingivales, conduce a un relapso rápido de los dientes movidos ortodónticamente y necesita ser estabilizado, al menos

hasta que la formación ósea pueda volver a los niveles anteriores al tratamiento.⁴⁵ Las investigaciones recientes en el potencial uso de los mediadores biológicos en la mejora del anclaje⁴⁶ y la estabilidad posterior al tratamiento⁴⁷ son discutidas más adelante.

Existe una relación predecible entre el estrés mecánico y la rotación ósea, por lo que una mayor cantidad de estrés estimula la osteogénesis y de manera contraria, la ausencia de estrés en el hueso (la ingravidez en el espacio) causa osteopenia. De manera superficial parecía contradecir lo que ocurre en el movimiento dental ortodóntico ya que los sitios de compresión pierden hueso mientras que los sitios de tensión lo ganan; sin embargo, es importante notar que el LPD está cargado en los sitios de tensión y descargado en los de compresión. Estos últimos muestran además daño de tejido e infiltración de células inflamatorias que liberan citocinas, que a su vez estimulan grandes cantidades de resorción ósea. Algunos estudios más recientes muestran que cuando el hueso alveolar se encuentra en lugares alejados del alvéolo dental hay una mejor respuesta al remodelado óseo, y esto es consistente con lo que predice la literatura en el tema (es decir, los huesos trabeculares adyacentes a los sitios de compresión son osteogénicos y aquellos cercanos a los sitios de tensión no lo son).⁴⁸ Los hallazgos también indican que los tejidos son directamente sensibles a deformaciones y presiones en su ambiente circundante inmediato además de a la presión o tensión.⁴⁹

Los datos biológicos son de gran ayuda para dar respuesta a preguntas clínicas relevantes al movimiento ortodóntico dental. ¿De qué manera afecta la densidad ósea al movimiento dental? ¿Cuál es la relación entre nivel de fuerza y respuesta clínica? ¿Cómo se compara la aplicación de las fuerzas intermitentes a las fuerzas constantes? ¿Cuál es el ritmo más efectivo para los aparatos de reactivación?

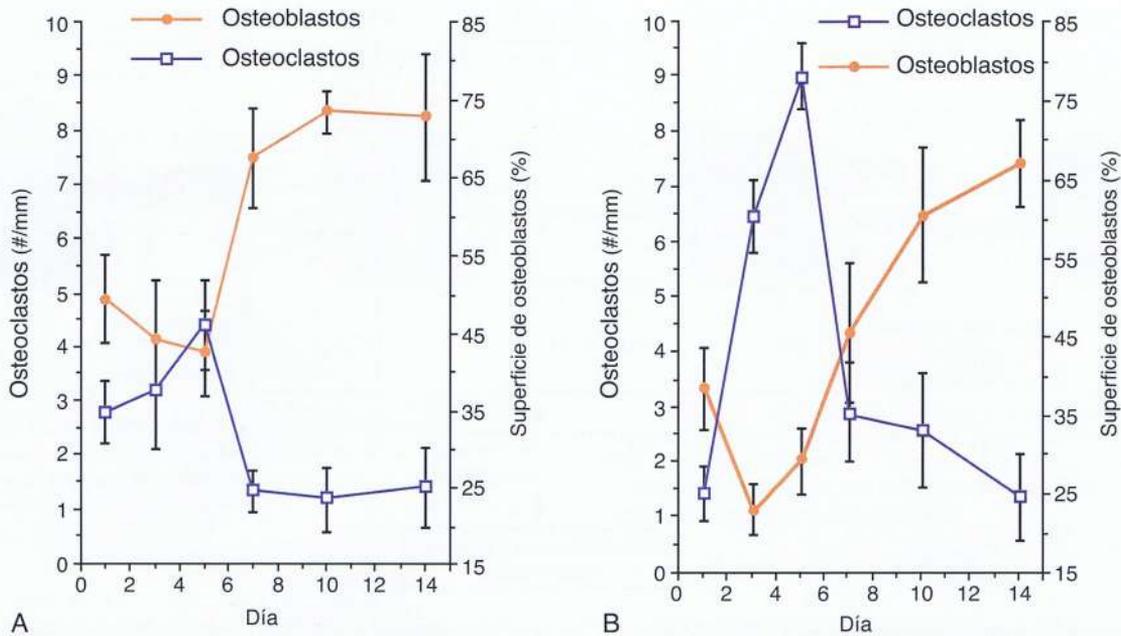


Figura 5-10. Dinámica celular asociada al movimiento dental ortodóntico. **A**, los lugares de tensión se caracterizan por un aumento de osteoblastos y una reducción de osteoclastos residentes en la última parte del movimiento dental. **B**, los lugares de compresión se caracterizan por un influjo de osteoclastos en la parte inicial del movimiento dental seguido del regreso a los niveles de base, con un posterior aumento de osteoblastos en la última parte del movimiento dental.

Existe una controversia con respecto a la relación entre la densidad del hueso alveolar y el movimiento dental ortodóntico, el punto en el que la densidad ósea afecta la resorción radicular no está del todo claro. Algunos enfoques del tratamiento ortodóntico recomiendan tomar ventaja del mayor grosor del hueso cortical para mejorar el anclaje; este enfoque supone que los dientes se moverán más lentamente a través de un hueso alveolar más denso. Aunque parezca una suposición razonable, los estudios clínicos no han podido verificar la efectividad de este enfoque; algunos han encontrado una relación entre la resorción radicular y el movimiento dental en hueso cortical denso, pero otros no han encontrado ninguna. El movimiento dental ortodóntico en modelos animales ha demostrado una aceleración cuando la densidad del hueso alveolar se ha reducido de manera experimental, esto reduce, además, el riesgo de resorción radicular.⁵⁰ Hoy día, los agentes bioactivos se muestran como el futuro en la reducción de densidad ósea localizada y el uso de estos agentes en conjunción con aparatos fijos convencionales puede proveer un movimiento dental individual más rápido, sin riesgo de resorción radicular.

La relación entre el movimiento dental y la magnitud de la fuerza también es controversial. Los datos sugieren que existe un nivel de fuerza óptima en el que hay una relación directa lineal en fuerzas bajas y una inversa en fuerzas altas. Los datos de animales confirman la relación directa lineal en las fuerzas bajas pero sugieren también que hay una meseta en las fuerzas altas. A pesar de la constancia de los enfoques biomecánicos en el tratamiento ortodóntico que suponen la existencia de un nivel óptimo de fuerza para el movimiento dental ortodóntico, todavía no hay evidencia directa que lo confirme. Los estudios clínicos sobre el tema son técnicamente complejos debido a la dificultad de medir con exactitud el movimiento dental, la magnitud de la fuerza y su distribu-

ción en un ambiente clínico, pero con un mejor desarrollo de la tecnología se tendrá la disponibilidad de sensores biomecánicos intraorales que tenga la capacidad de almacenar información. Los métodos con mayor sensibilidad de medición del movimiento dental ortodóntico en tres dimensiones que usan equipos de escaneo modernos son también parte ya de la realidad^{11,51} y combinando estos avances se podrán realizar estudios de estas relaciones en un futuro cercano.

Los ortodoncistas saben que la biomecánica puede ser bastante compleja, ya que la mayoría de los aparatos ortodónticos son algo dispersos y el lograr una fuerza constante no parece ser posible de manera rutinaria incluso con el uso de alambres superelásticos. Los especialistas usan comúnmente aparatos de duración interrumpida e intermitente de fuerza y, además, se encuentran superpuestas las fuerzas normales asociadas a la fisiología oral (masticar, deglutir y hablar). La mayoría de los estudios han intentado simular este entorno mecánico complejo realizando preguntas simples o creando modelos simples de las partes que los componen.

¿Qué se necesita para iniciar el movimiento dental ortodóntico? La bibliografía existente sobre el tema óseo sugiere que cantidades significativas de osteogénesis se pueden estimular a través de exposiciones cortas a presiones dinámicas.⁵² Los ortodoncistas esperan ver movimiento dental con una aplicación de fuerza menor en constancia (ej., aparatos extraorales y funcionales) que se encuentra apoyada en estudios con animales que han demostrado el movimiento dental con una aplicación temporal de aparatos mecánicos.⁵³ Una interrogante relevante sería ¿por cuánto tiempo continua el cambio en el tejido que ha sido estimulado con el movimiento ortodóntico una vez que se retiran los aparatos? A pesar de la recaída acelerada bajo estas condiciones, existe prueba de que los cambios celulares continúan por un período de tiempo, que presuntamente se refleja-

rían en una respuesta más rápida a una segunda activación de los aparatos luego de un período de descanso.⁵⁴ Algunos estudios clínicos no han arrojado diferencias en el movimiento dental cuando se comparan protocolos de fuerza constante o intermitente. Los estudios en animales sugieren que el factor clave puede ser la duración de la aplicación de la fuerza, con fuerzas efectivas de hasta un cuarto del tiempo; sin embargo, otros estudios en animales demostraron que fuerzas oscilantes de duración súper corta pueden estimular un mayor número de osteoclastos y la movilidad dental característica de la ortodoncia.^{55,56} Este puede ser el caso en que protocolos intermitentes con una aplicación de fuerza de corta duración crean largos períodos de tiempo en los que grandes niveles de recaída pueden ocurrir.

Debido a que la mayoría de los aparatos ortodónticos son dispersos, el tratamiento clínico puede considerarse como una serie de aplicaciones de fuerza intermitentes. Los datos experimentales en animales sugieren que la reactivación de un aparato ortodóntico en intervalos largos estimula de manera más eficiente el movimiento dental que la reactivación en períodos cortos de tiempo.¹⁰ El análisis biomecánico de marcadores conocidos del metabolismo óseo activo han demostrado que cantidades significativas de remodelado óseo alveolar continúan durante un período indeterminado siguiente al desmontaje del dispositivo.⁵⁷ Varios estudios en movimiento dental y respuestas de tejido luego de la reactivación indican que el movimiento lineal del diente y la agrupación rápida de osteoclastos se pueden lograr si el momento de la reactivación coincide con la última parte del ciclo de remodelado que se inició con la primera activación.⁵⁸ Los datos clínicos sobre el ritmo de la reactivación son de extrema importancia para mejorar la eficiencia y seguridad del tratamiento. De nuevo, ante la ausencia de medios sensibles para medir la biomecánica y el movimiento dental en tres dimensiones, estos experimentos serán de difícil ejecución (Fig. 5-11).

Relacionado al concepto del momento de reactivación se encuentra cómo el ritmo circadiano afecta la biología del movimiento dental. Debido a que el metabolismo disminuya en la noche durante el sueño, se plantea la pregunta de si acaso esto será beneficioso o no para el movimiento dental. Una investigación se llevó a cabo con sujetos divididos en tres grupos: los aparatos eran activados de manera continua durante todo el experimento en un grupo, solo durante las horas del día (de las 07:00 a las 19:00 horas), o solo durante las de la noche (de las 19:00 a 07:00 horas).⁵⁹ Los resultados mostraron que el movimiento en el grupo continuo

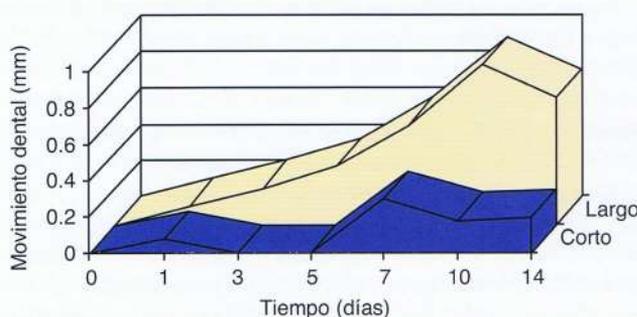


Figura 5-11. Curvas del movimiento dental ortodóntico luego de un programa de intervalo de reactivación corto (1 día) y largo (10 días). Nótese el mayor movimiento dental general sin período tardío.

y de día era casi el doble que el mostrado por el grupo de noche. La evaluación histológica del tejido periodontal confirmó que hubo una mayor formación de hueso en el lado de tensión y una mayor actividad osteoclástica en el lado de presión del grupo continuo y de día en comparación con el grupo de noche. En términos generales, el grupo de día mostró menos hialinización del LPD en comparación con el grupo continuo. Es entonces obvio que los ritmos nocturnos del metabolismo óseo y su fisiología tienen ramificaciones significativas para el movimiento dental ortodóntico.

La deseada aceleración del movimiento dental se mantiene como un asunto difícil de resolver. Varios acercamientos históricos y algunos noveles se presentan como los facilitadores de este objetivo; entre los más destacados se encuentran aquellos que dependen de la estimulación física o mecánica (vibración, laser de bajo nivel, corriente eléctrica y áreas de pulsos electromagnéticos) y aquellas de terapia ortodóntica asistida quirúrgicamente (SFOT, por sus siglas en inglés) (corticotomía, distracción dentoalveolar, distracción periodontal). La mayoría de estos tratamientos deben todavía mostrar la aceleración del movimiento dental ortodóntico o, en el caso de las corticotomías, mostrarlo más que de manera temporal.^{60,61} Todos estos enfoques tratan en principio de regular procesos biológicos no específicos en vez de usar el conocimiento racional de la biología ósea para obtener la aceleración deseada. Por esta razón, por ejemplo, las corticotomías resultan en una aceleración de corta duración, que puede estar relacionado con la modulación de un incremento temporal de RANKL⁶¹ pero con el riesgo de una significativa morbilidad y costo para el paciente. Por el contrario, un enfoque más lógico en la búsqueda de una aceleración del movimiento dental tomaría el control de los procesos biológicos de regulación de los cambios óseos sin recurrir a grandes intervenciones quirúrgicas. De hecho, la transferencia del gen local de RANKL que resulta en la sobreexpresión sostenida de RANKL en el tiempo va acompañada de grandes cantidades y ritmos de movimiento dental en ratas experimentales que en ratas control o en ratas que han pasado por una corticotomía.^{61,62} El aumento constante de expresión RANKL y osteoclastogénesis ocurre de manera local en el lado inyectado con vector RANKL sin inflamación local en el área de la inyección ni efectos óseos sistémicos en la tibia. De esta manera la transferencia del gen o la posible administración local de factores pro-osteoclásticos puede considerarse como una opción más atractiva que la cirugía o cualquier otra opción de uso actual en la mejora del movimiento dental.

RESORCIÓN RADICULAR

La resorción radicular es una secuela común en el tratamiento ortodóntico, las consecuencias van desde la movilidad sutil del diente que resulta en pequeñas cantidades de resorción radicular o en pérdida completa del diente debido a una resorción excesiva. El tipo y la magnitud de la resorción radicular varía substancialmente desde un ligero despunte apical de la raíz, hasta la resorción lateral de la misma, y de manera poco frecuente pero muy desafortunada, la pérdida excesiva de la raíz (Fig. 5-12). Debido a las posibles y significativas implicaciones legales y clínicas, la evaluación de las bases mecánicas y biológicas de la resorción radicular ha sido tema de extensas investigaciones y discusiones por casi un siglo. Sin embargo, debido a los múltiples factores que contribuyen en el proceso, la

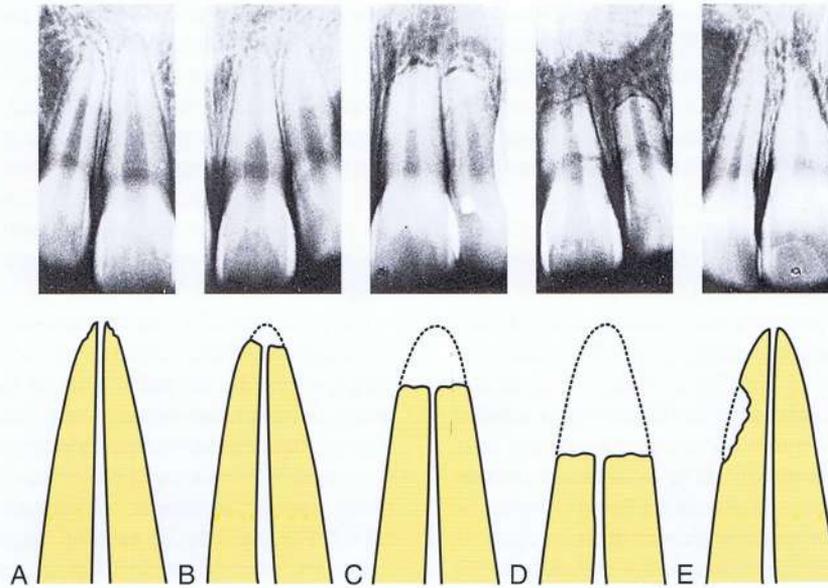


Figura 5-12. Tipos de resorción radicular observados en pacientes ortodónticos. Se muestran radiográficamente (*panel superior*) y gráficamente (*panel inferior*) y van de (A) bordes apicales de raíz ligeramente irregulares, a (B) leve despuntado apical de la raíz, a (C) resorción apical radicular moderada, a (D) resorción apical radicular severa, a (E) resorción lateral de la raíz. (Modificado de Goldson L., Malmgrem O. Tratamiento ortodóntico de dientes con trauma. En: Andreassen JQ, ed. *Traumatic Injuries of the Teeth*. 2nd ed. Philadelphia, PA : WB Saunders ; 1981:395)

evidencia no es concluyente y se mantiene como un tema álgido en la bibliografía existente.

Estudios de 1914 han sugerido una relación directa entre el tratamiento ortodóntico y la resorción radicular.⁶⁵ En los años 1920 las pruebas radiográficas indicaban diferencias en la morfología de la raíz antes y después del tratamiento ortodóntico^{66,67} y desde la fecha se han propuesto y estudiado muchas posibles relaciones causales y factores que contribuyen a este fenómeno pero las explicaciones definitivas del porqué la resorción radicular ocurre y cuales factores influyen en esta han quedado como tema de controversia. La completa comprensión del tema se ha mantenido fuera de alcance debido a la dificultad de comparación que existe entre los diversos estudios que abordaron el tema usando diferentes diseños experimentales, poblaciones de pacientes, tratamiento mecánico y análisis. Adicionalmente, la variedad de técnicas radiográficas y los materiales de los diversos estudios contribuyen a encontrar discrepancias entre ellos. Finalmente, debido a las diferencias inherentes a los tratamientos o los pacientes, se han considerado demasiados factores de tipo etiológico, imposibilitando la extracción de conclusiones relevantes; por lo que, para comprender mejor la importancia de este problema clínico se requieren estudios controlados que estén diseñados para estudiar la relación entre un limitado número de variables y la resorción radicular. La verificación y confiabilidad de la Tomografía Computarizada de haz cónico (CBCT) en radiografías bidimensionales para evaluar la resorción radicular será de gran ayuda para descifrar las variables que están asociadas o que contribuyen a la resorción.⁶⁸⁻⁷²

Si bien los factores principales de la resorción radicular no se han descubierto, muchos estudios han propuesto un amplio espectro de factores que predisponen a los pacientes a sufrir resorción radicular. Se ha sugerido la existencia de un componente hereditario para la resorción radicular ortodóntica que muestra una

conurrencia de resorción radicular más alta en hermanos que en no-hermanos (Fig. 5-13).⁷³ Dentro del contexto de la disposición genética a la resorción radicular, las pruebas apoyan la noción de una asociación, aunque pequeña, entre IL-1 α , TNF- α , poliformismos de osteopontina y resorción radicular.⁷⁴⁻⁷⁶ Otros estudios han explorado la relación de la solidez de la fuerza, así como el ritmo y la dirección del movimiento dental en la resorción radicular sin obtener resultados concluyentes^{77,78} y se ha demostrado una relación positiva entre la duración del tratamiento y la resorción radicular.^{70,80} La morfología de la raíz, especialmente aquella de forma irregular o lacerada pareciera influenciar la severidad de la resorción radicular^{81,82} y también se han observado resorciones de varias magnitudes en los planos sagitales, transversales y verticales del movimiento dental.^{83,84} Un trauma previo en los dientes que se trate ortodónticamente también puede traer consigo un alto riesgo de resorción radicular,⁸⁵ sin embargo, debido a la baja incidencia de trauma en los dientes, este factor causa resorción radicular en pocos pacientes.

En general, el enfoque de muchos de los estudios anteriores ha sido en las variables mecánicas, con muy poca atención sobre la posible contribución de los factores biológicos en la resorción radicular ortodóntica. Un factor que puede estar asociado con la resorción radicular es la densidad del hueso trabecular. La hipótesis de que la densidad del hueso trabecular pueda estar asociada a la resorción radicular se basa en la suposición de que el hueso y la raíz que poseen niveles similares de calcificación van a experimentar cantidades comparables de degradación cuando se apliquen fuerzas exógenas y, si bien no existen pruebas concluyentes que apoyen esta hipótesis, algunos estudios han arrojado evidencia indirecta de la posible asociación entre la densidad del hueso y la resorción radicular. Por ejemplo, se ha demostrado que la aplicación de fuerzas altas en los dientes con huesos alveolares menos densos causa la misma canti-

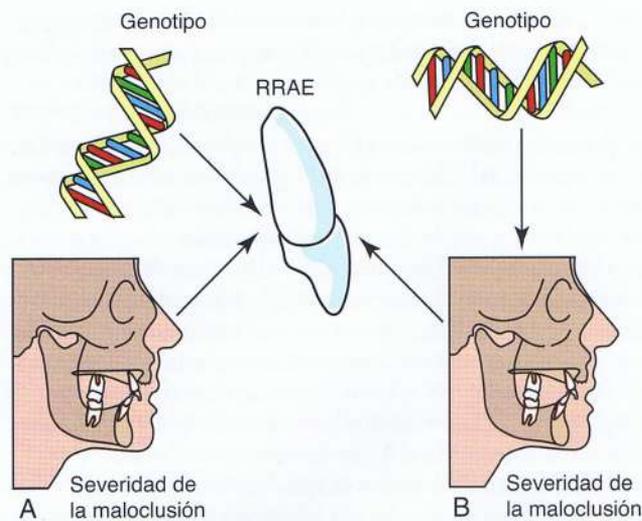


Figura 5-13. Modelos propuestos para la secuencia por la que el genotipo de un individuo ajusta la extensión de la resorción apical radicular externa (RRAE) experimentada durante el tratamiento ortodóntico. **A**, el primer paradigma sugiere que la cantidad de RRAE durante el tratamiento depende de un genotipo individual y, de manera independiente, de la maloclusión. El genotipo y la maloclusión tienen ambos un efecto regulador en la extensión de RRAE pero operan por caminos biológicos y biomecánicos diferentes. Con este modelo, el genotipo de un paciente puede tener un efecto directo en la extensión de RRAE y la incorporación de medidas para la maloclusión severa en el diseño estadístico no afectaría la estimación hereditaria (h^2 , la proporción del total de variación debido a influencias genéticas comunes). **B**, el paradigma alternativo dice que el genotipo tiene un efecto indirecto que actúa a través de la maloclusión. Este modelo reconoce que los estudios craneométricos muestran que la forma y tamaño del rostro tienen componentes genéticos moderadamente altos. Debido a que los hermanos comparten relaciones cráneo-faciales similares, la influencia genética de RRAE se regularía a través de la maloclusión. Con este modelo, la inclusión de covariables esqueléticas alteraría el estimado h^2 , aunque no está claro a priori que el estimado deba necesariamente subir o bajar. (Reproducido de Harris EF, Kineret SE, Tolley EA. Un componente hereditario de resorción radicular apical externa en pacientes tratados ortodónticamente. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:301-309).

dad de resorción radicular que en raíces en huesos alveolares densos sujetos a fuerzas menores.⁷⁸ Adicionalmente, los dientes en movimiento que están cercanos al hueso cortical denso experimentan resorción radicular en mayores proporciones que aquellos cercanos al hueso trabecular.⁸⁶ De manera más apropiada, estudios en animales mostraron que las ratas con deficiencia de calcio exhibían una densidad alveolar muy baja y niveles bajos de resorción radicular una vez finalizado el movimiento dental (Fig. 5-14).⁵⁰ De manera similar, los estudios en ratas hipocalcémicas también arrojaron una relación proporcional entre la densidad ósea y la magnitud de la resorción radicular,⁸⁷ estos estudios aportan conocimiento importante sobre la posible asociación entre la densidad de los huesos y la resorción radicular aunque esta asociación requiere una mayor validación.

Finalmente, la contribución de los mediadores biológicos en la resorción radicular ortodóntica se ha colocado cada vez más bajo la lupa. Además de la relación entre la resorción radicular y el polimorfismo de genes para IL-1 α , TNF- α y osteopontina⁷⁴⁻⁷⁶ que pueden generar varios productos genéticos, algunos con una gran predisposición a la resorción radicular, el factor RANK/RANKL/

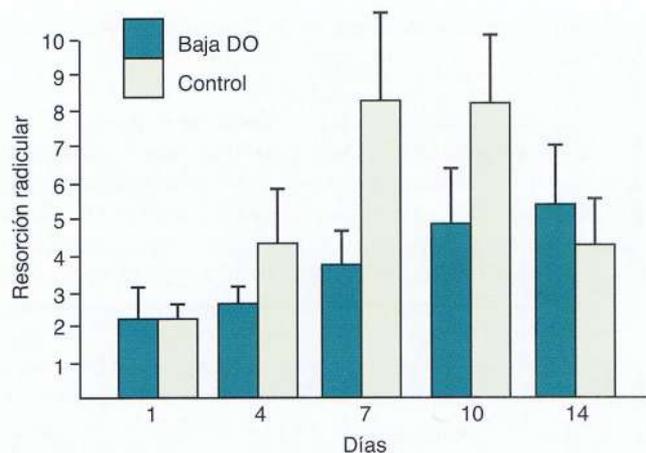


Figura 5-14. Comparación de resorción radicular entre normal (control) y con baja densidad ósea (baja DO). Nótese que hay menos resorción radicular en el grupo de baja densidad ósea (Reproducido de Harris EF, Kineret SE, Tolley EA. Un componente hereditario de resorción radicular apical externa en pacientes tratados ortodónticamente. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:301-309).

OPG que se activa durante el movimiento dental ortodóntico puede contribuir a la resorción radicular ortodóntica.⁸⁸ Al comprimirlas *in vitro*, las células LPD de casos con resorción radicular apical externa severa (RRAE) produce niveles mayores de RANKL y niveles más bajos de OPG que en los sujetos del grupo de control.^{89,90} Además, la inmunoreactividad de RANKL ha aparecido en tejidos relacionados con la resorción radicular en un período de hasta 7 días de movimiento dental.⁹¹ Finalmente, las ratas con niveles de serum RANKL altos antes del tratamiento mostraron una mayor resorción radicular luego del tratamiento que las ratas con un nivel inicial menor de concentración de RANKL,⁹² esto sugiere que los niveles sistémicos de RANKL puede predecir el futuro de la resorción radicular. Se espera que descubrimientos como este conduzcan a nuevos enfoques sobre la reducción de la resorción radicular y que ayuden en la identificación de los pacientes con un mayor riesgo de padecer de resorción radicular, capacitando así a los especialistas para modificar los objetivos y planes de sus tratamientos.

REINCIDENCIA ORTODÓNTICA

Una gran variedad de factores mecánicos manejan el ritmo del movimiento dental ortodóntico. De manera similar, este complejo ambiente fisiológico dinámico también maneja la cantidad de reincidencia, que ocurre al completar el tratamiento ortodóntico. Se puede definir reincidencia como la tendencia natural de los dientes de migrar de nuevo a su posición original anterior al tratamiento en el arco dental. En general, la cantidad de movimiento activo del diente tiene una fuerte correlación con la posible reincidencia (es decir, a mayores distancias en el movimiento, o mayores rotaciones se obtiene una mayor tendencia a la reincidencia).⁹³ Los factores involucrados en la reincidencia ortodóntica clínica incluyen la duración de la fuerza, distancia del movimiento dental, y gestión mecánica para minimizar la ocurrencia de la reincidencia. El papel de las fibras gingivales y transeptales y el período de remodelado óseo que

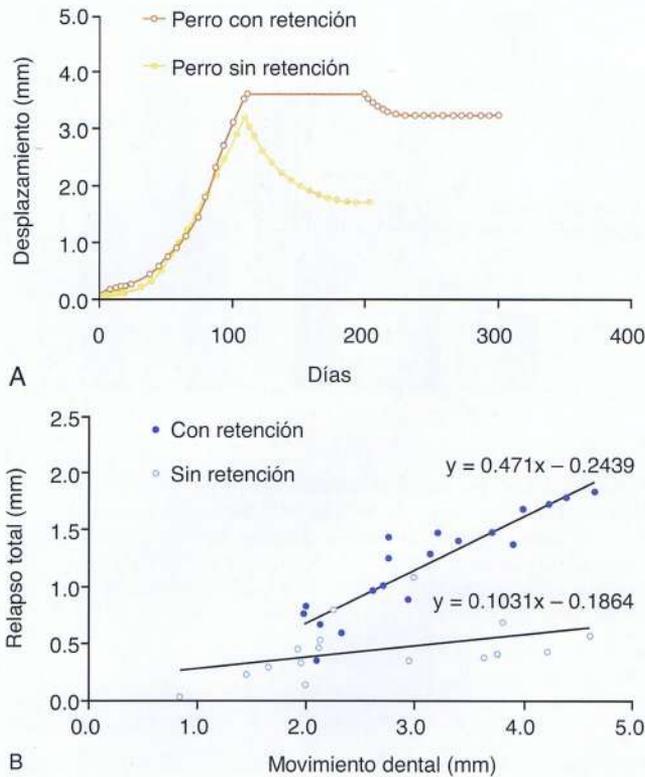


Figura 5-15 La retención mejora la estabilidad luego del movimiento dental ortodóntico y los movimientos mayores se correlacionan con reincidencias mayores, particularmente cuando hay ausencia de retención. **A**, curvas tiempo-desplazamiento en premolares de dos perros, uno con retención y otro sin ella. **B**, relación entre movimiento dental activo y cantidad total de reincidencia con o sin retención. El gráfico presenta líneas de regresión lineal para las dos diferentes condiciones. (Reproducido con permiso de van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof MA. Efectos de la retención en la reincidencia ortodóntica luego del uso de fuerzas leves continuas o no continuas: un estudio experimental en perros Beagle. *Eur J Oral Sci.* 2003;111:111-116).

sigue al movimiento dental ortodóntico también tiene un papel importante en la magnitud final de la reincidencia.

La posibilidad de la reincidencia es mayor durante el período crítico que sigue al tratamiento ortodóntico cuando los dientes y las raíces están en la posición deseada (Fig. 5-15). En el proceso del movimiento dental, la resorción ósea ocurre en áreas de presión y la deposición ósea en áreas de tensión, tal y como lo define la ley de Wolff¹. El tipo de hueso que se deposita en el área de tensión es más bien una matriz osteoide suave y desorganizada; este hueso es remodelado luego y se transforma en una arquitectura de hueso lamelar organizada que provee un mayor apoyo alveolar, un proceso lento que puede tomar hasta 6 meses.⁵⁴ Al mismo tiempo, hay cambios en las fibras transeptales unidas a la raíz del diente. Las fuerzas tensoras causan el ajuste de la longitud de las fibras transeptales con un remodelado rápido y este cambio continúa ocurriendo, como lo demuestra el incremento en el cambio de las proteínas de colágeno dentro del tercio del medio de las fibras transeptales que sigue a la culminación de la fuerza ortodóntica.⁹⁴ En todos los casos parece que el mecanismo de retención usado inmediatamente después de la remoción de los aparatos ortodónticos es un componente crucial en el plan de tratamiento.

La reincidencia ortodóntica ocurre cuando se observa la migración de los dientes fuera de su posición durante el remodelado ortodóntico de las estructuras de apoyo. Los estudios histológicos y electromiográficos muestran que el remodelado acelerado del LPD y del hueso alveolar circundante es la causa principal de la reincidencia dental y que la hialinización que se forma subsecuente a los tejidos de compresión o mineralizados sujetos a compresión son absorbidos rápidamente por los osteoclastos y las células de tipo macrófagas y fibroblásticas.¹⁸ Los estudios biológicos han demostrado que los dientes muestran una mayor tendencia a la reincidencia cuando se usan fuerzas continuas que cuando se usan fuerzas intermitentes,⁹⁵ esto se debe a que las fuerzas continuas son más efectivas para mover los dientes y por esto los dientes se desplazan más lejos en comparación con su posición original. Como resultado hay un incremento en la posibilidad de que los dientes vuelvan a sus posiciones originales y esta "energía de reincidencia" también se puede observar en situaciones en las que los dientes necesitan una corrección por rotación.

Mientras el diente rota, el LPD se estira (Fig. 5-16),⁹⁶ a mayor magnitud de rotación, mayor elongación de las fibras. En este nuevo medio el LPD es capaz de reorganizarse y cubrir sus fibras en hueso alveolar y cemento durante la deposición de hueso nuevo y cemento; este proceso es, sin embargo, muy lento y necesita mucho tiempo.⁹⁷ La aceleración de esta reorganización se facilita con una gingivectomía o una fibrectomía supracrestal circunferencial (CSF, por sus siglas en inglés) que apunte a la liberación quirúrgica de las fibras gingivales estiradas para que luego estas se reorganicen en un ambiente o configuración menos estirada.^{98,99} La evaluación histológica y microscópica de escaneos electrónicos de dientes postfibrectomizados confirma que existe un reacomodo reparador final de las fibras de colágenos del LPD (Figs. 5-17 y 5-18). La evaluación a largo plazo de 4 a 6 años y de 12 a 14 años luego del tratamiento confirma que la CSF es efectiva en la retención de la posición del diente.⁴⁵ Este estudio también confirmó que no hubo ni un aumento significativo en la profundidad de los surcos periodontales ni una disminución de la encía unida al labio en los dientes CSF observados entre 1 y 6 meses luego del procedimiento quirúrgico. Sin embargo, los estudios bioquímicos recientes proponen que la reincidencia rotacional de un diente no se debe a las fibras de colágeno estiradas sino que es el resultado de un cambio en las propiedades elásticas de todo el tejido gingival.¹⁰⁰ A diferencia del hueso y el LPD, que recuperar su estructura original luego de detenida la fuerza, el tejido gingival no recupera su estructura previa al tratamiento y puede que esta tensión contribuya a la reincidencia ortodóntica.

La mejora biológica de la maduración ósea o la disminución de la degradación por osteoclastos puede proveer una posible base para mejorar la estabilidad post-tratamiento. De hecho, un estudio reciente⁴⁷ demostró que la administración local de señuelo de ligando RANKL, OPG, inhibe el relapso post-ortodóntico en modelos animales de movimiento dental ortodóntico. Específicamente, las inyecciones de OPG disminuyeron significativamente la reincidencia post-ortodóntica de un 63% de movimiento total en ratas tratadas con la sustancia control a un 24% en los animales que recibieron OPG 24 días luego de removidos los aparatos. Histológicamente, el hueso y el tejido periodontal parecieron normalizarse luego de 8 días de la administración de OPG, mientras que el grupo tratado con la sustancia control mostró solo una recuperación parcial 24 días después del movimiento dental. Las mediciones cuantitativas del hueso que derivan de la tomografía microcomputarizada mostraron una completa recuperación de los valores anteriores al movi-

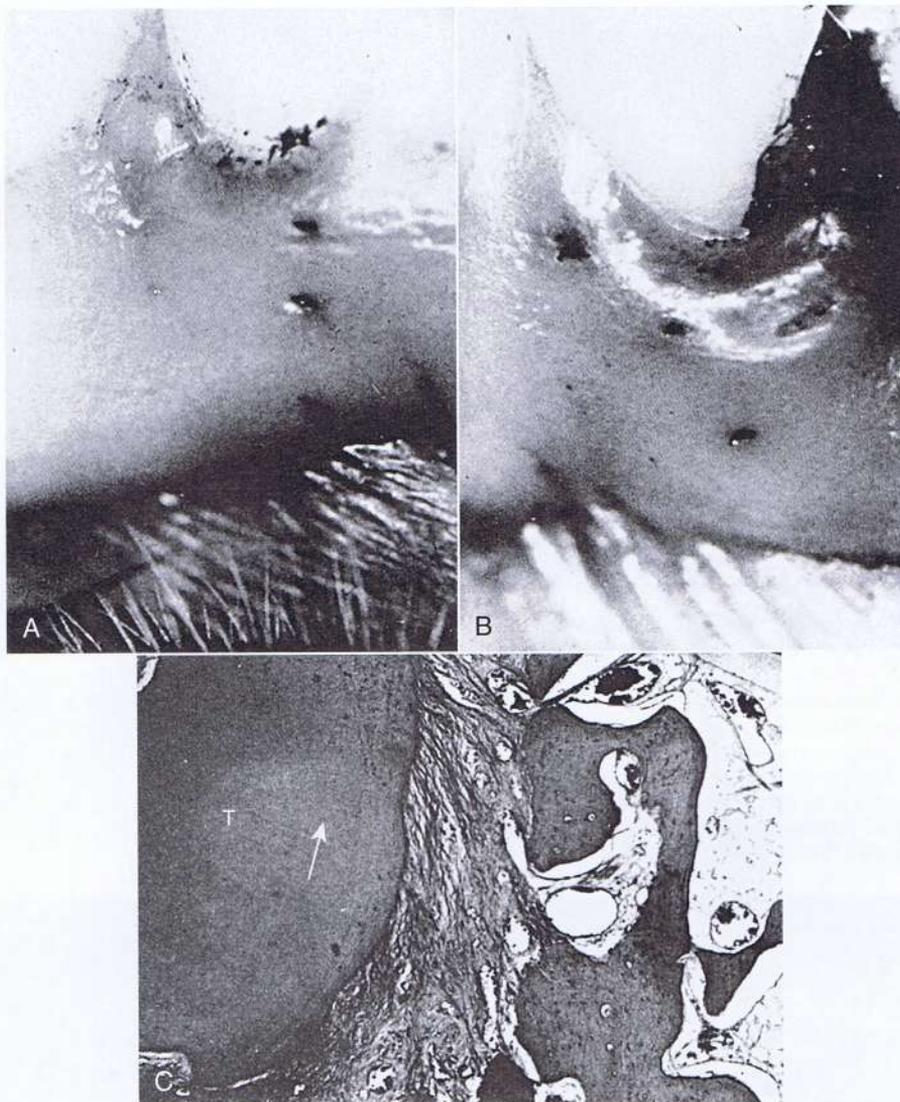


Figura 5-16 Estiramiento del ligamento periodontal (LPD) y del tejido gingival por efecto de rotación de los dientes. **A**, marcas tatuadas en la encía antes de la rotación del diente. **B**, las marcas muestran la desviación en la dirección del movimiento rotacional del diente. **C**, el LPD estirado (*flecha*) durante la rotación del diente (**T**). La magnificación del original es $\times 64$. (Reproducido de Edwards JG. Un estudio del periodontium durante la rotación ortodóntica de los dientes. *Am J Ortod.* 1968;54:441-461).

miento dental en los animales tratados con OPG, estos parámetros fueron encontrados de manera parcial o no fueron encontrados en las ratas control luego de 24 días del tratamiento ortodóntico. La profunda disminución de la reincidencia post-ortodóntica a través de la administración local de OPG indica que los osteoclastos son cruciales para la maduración ósea que sigue al movimiento dental y apunta al posible uso farmacológico del OPG u otro inhibidor RANKL para la retención ortodóntica.

Los factores mencionados anteriormente se consideran factores intrínsecos a la reincidencia ortodóntica relacionada a las estructuras de apoyo inmediatas del LPD y el hueso alveolar alrededor de los dientes. Estos factores de reincidencia deben ser diferenciados de los extrínsecos, como el crecimiento esquelético craneofacial continuo, las fuerzas externas de los músculos del rostro, y la interdigitación oclusal. A pesar de los numerosos estudios que a través de los

años han definido todas las variables y factores que contribuyen a la reincidencia ortodóntica, el grado de apiñamiento anterior postretención es todavía impredecible y variable; no pareciese haber variables anteriores al tratamiento, descubrimientos clínicos, modelos o radiografías cefalométricas que puedan predecirlo.

USOS FUTUROS DE LOS PRINCIPIOS BIOLÓGICOS EN EL TRATAMIENTO ORTODÓNTICO

En el futuro, los principios cosechados de la biología molecular y la ingeniería de tejidos serán parte del régimen terapéutico que se use en el tratamiento ortodóntico. Este paradigma del tratamiento ortodóntico puede involucrar el uso de agentes bioactivos en combinación con biomecánica convencional. Los numerosos agente que

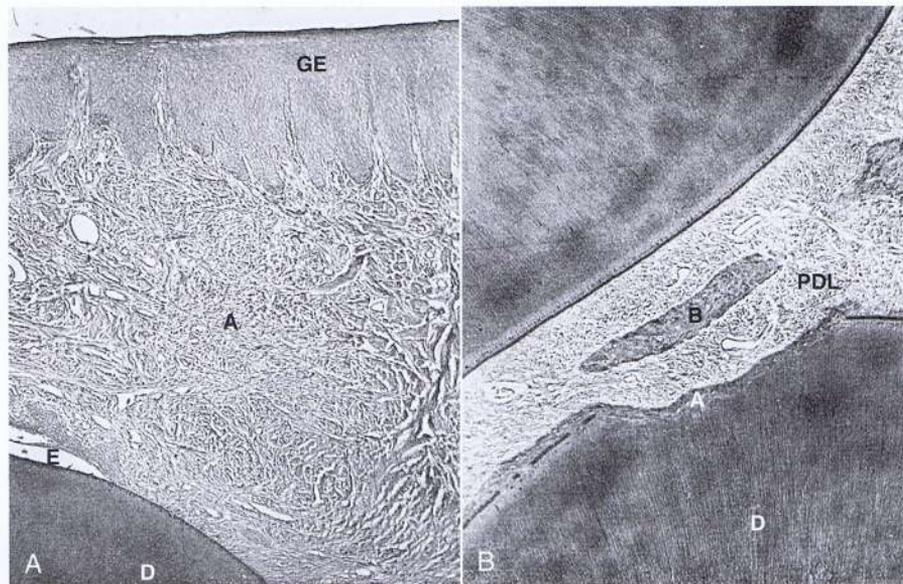


Figura 5-17 Cambios histológicos en las adaptaciones de las fibras del ligamento periodontal (LPD) ante la presencia y ausencia de la intervención quirúrgica. **A**, muestra la organización de LPD de un incisivo con una reparación total de 42 días luego de la intervención quirúrgica. En general, se observa una buena orientación de los ligamentos del LPD mientras se unen de nuevo lentamente y se reorganizan en los nódulos de colágeno paralelos más familiares. El tejido supragingival muestra una zona de cicatrización en la que las fibras están mucho más dispersas que en los nódulos de colágeno adyacentes. La organización de las fibras fuera del área de cicatrización es muy similar a la observada en áreas comparables de incisivos sin rotación. **B**, sección histológica de un incisivo de control sin cirugía con un grado similar de rotación dental al de **A**. El LPD muestra áreas de compresión y daño en los aspectos distolinguales y un ensanchamiento del aspecto mesiolabial. Las observaciones del tejido supragingival muestran una generalizada discontinuidad del patrón de fibras, áreas de hemorragia y desorganización de las fibras. No hay evidencia de ninguna cicatrización o sanación. **A**, área de resorción bajo proceso de sanación; **B**, hueso; **D**, dentina; **EG**, epitelio gingival. (Modificado de Brain WE. Efectos de transección quirúrgica de fibras gingivales libres en la regresión de dientes rotados ortodónticamente en perros. *Am J Orthod*. 1969;55:50-70).

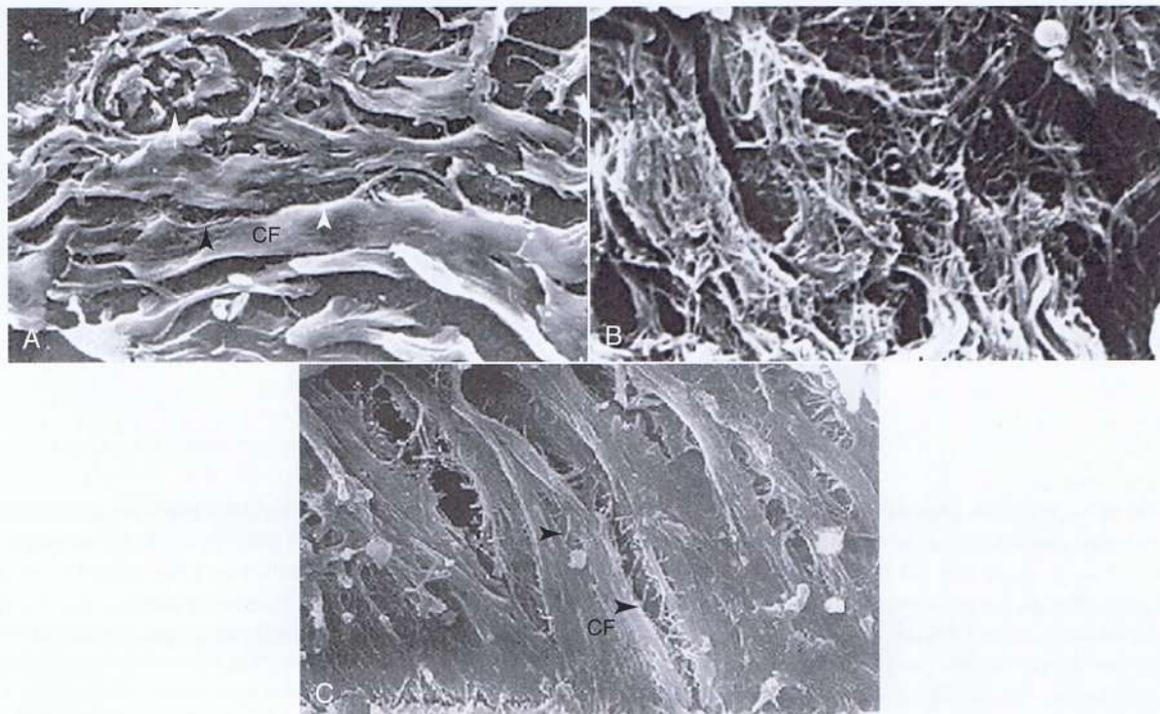


Figura 5-18 Los dientes que han pasado por la liberación quirúrgica de fibras gingivales muestran una mayor estabilidad luego del tratamiento ortodóntico. Esto se debe en principio a la capacidad de unirse de nuevo que poseen las fibras de colágeno del ligamento periodontal (LPD). **A**, las observaciones con el escaneo microscópico electrónico (SEM, por sus siglas en inglés) de las fibras supra-alveolares en las áreas palatinas, bucal y transeptal de la encía revelan nódulos de fibras de colágeno (FC) bien organizados, paralelos y densamente unidos, con fibras delgadas que unen los nódulos mayores (*puntas de flecha*). **B**, el análisis SEM de las regiones gingivales luego de la rotación y retención revela fibras de colágeno desorganizadas, rasgadas y rotas. **C**, luego de la fibrotomía gingival y eliminación de la retención los dientes se mantienen estables en su posición rotada. El SEM muestra fibras de colágeno mayores, paralelas y densamente unidas. Hay una normalización de los nódulos de FC densamente unidos y longitudinalmente seccionados en paralelo interconectados con fibras más delgadas (*puntas de flecha*) que se asemejan al control no tratado. (Reproducido de Redlich M., Rahamin E., Gaft A, Shoshan S. La respuesta del colágeno gingival supra-alveolar al movimiento de rotación ortodóntico en perros. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110:247-255).

TABLA 5-1 Agentes bioactivos que se han mostrado aumentar o disminuir los índices de movimiento dental ortodóntico en modelos animales

Aumento del Índice Movimiento Dental	Reducción del Índice Movimiento Dental
<ul style="list-style-type: none"> • Osteocalcina104 • Óxido nítrico105 • Misoprostol106 • Prostaglandina E2107 • Gen RANKL61,62 	<ul style="list-style-type: none"> • Bisfosfatos108 • Inhibidor de la óxido nítrico sintetasa109 • Equistatina110 • Inhibidor MMP111 • Clodronato112 • Gen OPG113 • Proteína OPG46,47

MMP, metaloproteínasa de la matriz; OPG, osteoprotegerina; RANKL, ligando de receptor activador para el factor nuclear κ B.

tienen actividades que deben ser significativas en la aceleración o prevención del movimiento dental ya existen y han mostrado, de hecho, la capacidad de ajustar el movimiento dental experimental en modelos animales (Tabla 5-1). Por ejemplo, la aplicación localizada de agentes calciotrópicos u osteoclásticos tiene efectos significativos en la dinámica del remodelado óseo local y puede usarse para facilitar el movimiento dental, como la retracción de caninos a lugares de extracción,^{61,62} para afectar el movimiento dental en los casos que necesitan un mayor anclaje,⁴⁶ o para mejorar la retención.⁴⁷ El aumento del conocimiento sobre los mecanismos biológicos en el movimiento dental ortodóntico combinado con sistemas de uso farmacéutico local preciso facilitará la utilidad de estas biomoléculas en la terapia ortodóntica. Los datos sobre la eficacia y seguridad, así como sobre los medios de uso en el contexto del tratamiento ortodóntico, probablemente están por llegar.

Los avances en la bioevaluación tecnológica pueden también facilitar el diagnóstico biológico y monitoreo de los cambios óseos y el metabolismo así como los marcadores de resorción radicular. Las investigaciones médicas ya han intentado establecer relaciones entre los marcadores moleculares del remodelado óseo (ej., osteocalcinas, fosfatasa alcalina, procolágeno I) y el ritmo metabólico del cambio óseo en sujetos clínicos.¹⁰² Sin embargo, la correlación e interpretación de los resultados es complicada por numerosas variables: la edad, etapa de la pubertad, velocidad de crecimiento, acumulación de minerales, regulación hormonal, el estado nutricional y la variación circadiana. Sin embargo, la posible evaluación de cambios en el hueso y la raíz son parte de un futuro cercano gracias al rápido progreso de evaluaciones más sensibles y específicas, así como gracias al descubrimiento de marcadores óseos de metabolismo más específicos y agentes bioactivos asociados a la resorción radicular.^{74-76, 92, 103}

REFERENCIAS

1. Wolff J. *The Law of Bone Remodeling* (trans.). Berlin, Germany: Springer-Verlag; 1986:1-22.
2. Dorow C, Krstin N, Sander FG. Experiments to determine the material properties of the periodontal ligament. *J Orofac Orthop*. 2002;63:94-104.
3. van Driel WD, van Leeuwen EJ, Von den Hoff JW, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Time-dependent mechanical behaviour of the periodontal ligament. *Proc Inst Mech Eng H*. 2000;214:497-504.
4. Tanne K, Nagataki T, Inoue Y, Sakuda M, Burstone CJ. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;100:66-71.
5. Yoshida N, Jost-Brinkmann PG, Koga Y, Mimaki N, Kobayashi K. 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*. 2001;120:190-197.
6. Tanne K, Yoshida S, Kawata T, Sasaki A, Knox J, Jones ML. An evaluation of the biomechanic response of the tooth and periodontium to orthodontic forces in adolescent and adult subjects. *Br J Orthod*. 1998;25:109-115.
7. Tanne K, Inoue Y, Sakuda M. Biomechanic behavior of the periodontium before and after orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 1995;65:123-128.
8. Kyomen S, Tanne K. Influences of aging changes in proliferative rate of PDL cells during experimental tooth movement in rats. *Angle Orthod*. 1997;67:67-72.
9. Ren Y, Maltha JC, van't Hof MA, Kuijpers-Jagtman AM. Age effect on orthodontic tooth movement in rats. *J Dent Res*. 2003;82:38-42.
10. King GJ, Archer L, Zhou D. Later orthodontic appliance reactivation stimulates immediate appearance of osteoclasts and linear tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1998;114:692-697.
11. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC, Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2000;117:175-183.
12. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Tooth movement with light continuous and discontinuous forces in beagle dogs. *Eur J Oral Sci*. 1999;107:468-474.
13. Andersson L, Malmgren B. The problem of dentoalveolar ankylosis and subsequent replacement resorption in the growing patient. *Aust Endod J*. 1999;25:57-61.
14. Kuroi J. Infraocclusion of primary molars: an epidemiological, familial, longitudinal, clinical and histological study. *Swed Dent J*. 1984;21(suppl):1-67.
15. Nanda R. *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics*. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2009.
16. King GJ, Keeling SD, McCoy EA, Ward TH. Measuring dental drift and orthodontic tooth movement in response to various initial forces in adult rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991;99:456-465.
17. Marks SC Jr, Schroeder HE. Tooth eruption: theories and facts. *Anat Rec*. 1996;245:374-393.
18. Yoshida Y, Sasaki T, Yokoya K, Hiraide T, Shibasaki Y. Cellular roles in relapse processes of experimentally-moved rat molars. *J Electron Microscop* (Tokyo). 1999;48:147-157.
19. Marks SC Jr. The basic and applied biology of tooth eruption. *Connect Tissue Res*. 1995;32:149-157.
20. Philbrick WM, Dreyer BE, Nakchbandi IA, Karaplis AC. Parathyroid hormone-related protein is required for tooth eruption. *Proc Natl Acad Sci USA*. 1998;95:11846-11851.
21. Ouyang H, McCauley LK, Berry JE, Saygin NE, Tokiyasu Y, Somerman MJ. Parathyroid hormone-related protein regulates extracellular matrix gene expression in cementoblasts and inhibits cementoblast-mediated mineralization in vitro. *J Bone Miner Res*. 2000;15:2140-2153.
22. Dastmalchi R, Polson A, Bouwsma O, Proskin H. Cementum thickness and mesial drift. *J Clin Periodontol*. 1990;17:709-713.
23. Levy GG, Mailland ML. Histologic study of the effects of occlusal hypofunction following antagonist tooth extraction in the rat. *J Periodontol*. 1980;51:393-399.
24. Rygh P. Ultrastructural changes in pressure zones of human periodontium incident to orthodontic tooth movement. *Acta Odontol Scand*. 1973;31:109-122.
25. Rygh P. Hyalinization of the periodontal ligament incident to orthodontic tooth movement. *Nor Tannlaegeforen Tid*. 1974;84:352-357.
26. Rygh P. Elimination of hyalinized periodontal tissues associated with orthodontic tooth movement. *Scand J Dent Res*. 1974;82:57-73.

27. Brudvik P, Rygh P. The initial phase of orthodontic root resorption incident to local compression of the periodontal ligament. *Eur J Orthod.* 1993;15:249–263.
28. Brudvik P, Rygh P. Non-clast cells start orthodontic root resorption in the periphery of hyalinized zones. *Eur J Orthod.* 1993;15:467–480.
29. Suda T, Takahashi N, Martin TJ. Modulation of osteoclast differentiation. *Endocrinol Rev.* 1992;13:66–80.
30. Takahashi N, Akatsu T, Udagawa N, et al. Osteoblastic cells are involved in osteoclast formation. *Endocrinology.* 1988;123:2600–2602.
31. Udagawa N, Takahashi N, Akatsu T, et al. Origin of osteoclasts: mature monocytes and macrophages are capable of differentiating into osteoclasts under a suitable microenvironment prepared by bone marrow-derived stromal cells. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1990;87:7260–7264.
32. Anderson DM, Maraskovsky E, Billingsley WL, et al. A homologue of the TNF receptor and its ligand enhance T-cell growth and dendritic-cell function. *Nature.* 1997;390:175–179.
33. American Society for Bone and Mineral Research President's Committee on Nomenclature. Proposed standard nomenclature for new tumor necrosis factor family members involved in the regulation of bone resorption: American Society for Bone and Mineral Research President's Committee on Nomenclature. *J Bone Miner Res.* 2000;15:2293–2296.
34. Hsu H, Lacey DL, Dunstan CR, et al. Tumor necrosis factor receptor family member RANK mediates osteoclast differentiation and activation induced by osteoprotegerin ligand. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1999;96:3540–3545.
35. Nakagawa N, Kinoshita M, Yamaguchi K, et al. RANK is the essential signaling receptor for osteoclast differentiation factor in osteoclastogenesis. *Biochem Biophys Res Commun.* 1998;253:395–400.
36. Simonet WS, Lacey DL, Dunstan CR, et al. Osteoprotegerin: a novel secreted protein involved in the regulation of bone density. *Cell.* 1997;89:309–319.
37. Hasegawa T, Yoshimura Y, Kikui T, et al. Expression of receptor activator of NF- κ B ligand and osteoprotegerin in culture of human periodontal ligament cells. *J Periodontol Res.* 2002;37:405–411.
38. Crotti T, Smith MD, Hirsch R, et al. Receptor activator NF κ B ligand (RANKL) and osteoprotegerin (OPG) protein expression in periodontitis. *J Periodontol Res.* 2003;38:380–387.
39. Takahashi N, Udagawa N, Takami M, Suda T. Cells of bone: osteoclast generation. In: Bilezikian JP, Raisz LG, Rodan GA, eds. *Principles of Bone Biology.* San Diego, CA: Academic Press; 2002:109–126.
40. Huang JC, Sakata T, Pflieger LL, et al. PTH differentially regulates expression of RANKL and OPG during osteoblast development. *J Bone Miner Res.* 2004;19:235–244.
41. Suda T, Ueno Y, Fujii K, Shinki T. Vitamin D and bone. *J Cell Biochem.* 2003;88:259–266.
42. Bord S, Ireland DC, Beavan SR, Compston JE. The effects of estrogen on osteoprotegerin, RANKL, and estrogen receptor expression in human osteoblasts. *Bone.* 2003;32:136–141.
43. Cheung J, Mak YT, Papaioannou S, Evans BA, Fogelman I, Hampson G. Interleukin-6 (IL-6), IL-1, receptor activator of nuclear factor κ B ligand (RANKL) and osteoprotegerin production by human osteoblastic cells: comparison of the effects of 17- β -oestradiol and raloxifene. *J Endocrinol.* 2003;177:423–433.
44. King GJ, Keeling SD, Wronski TJ. Histomorphometric study of alveolar bone turnover in orthodontic tooth movement. *Bone.* 1991;12:401–409.
45. Edwards JG. A long-term prospective evaluation of the circumferential supracrestal fiberotomy in alleviating orthodontic relapse. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93:380–387.
46. Dunn MD, Park CH, Kosteniuk PJ, Kapila S, Giannobile WV. Local delivery of osteoprotegerin inhibits mechanically mediated bone modeling in orthodontic tooth movement. *Bone.* 2007;41:446–455.
47. Hudson JB, Hatch N, Hayami T, et al. Local delivery of recombinant osteoprotegerin prevents post-orthodontic relapse. *Calcif Tissue Int.* 2012;90:330–342.
48. Verna C, Zaffe D, Siciliani G. Histomorphometric study of bone reactions during orthodontic tooth movement in rats. *Bone.* 1999;24:371–379.
49. Mundy GR. Cellular and molecular regulation of bone turnover. *Bone.* 1999;24(5 suppl):35S–38S.
50. Goldie RS, King GJ. Root resorption and tooth movement in orthodontically treated, calcium-deficient, and lactating rats. *Am J Orthod.* 1984;85:424–430.
51. Ashmore JL, Kurland BF, King GJ, Wheeler TT, Ghafari J, Ramsay DS. A 3-dimensional analysis of molar movement during headgear treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;121:18–30.
52. Judex S, Boyd S, Qin YX, et al. Adaptations of trabecular bone to low magnitude vibrations result in more uniform stress and strain under load. *Ann Biomed Eng.* 2003;31:12–20.
53. Gibson JM, King GJ, Keeling SD. Long-term orthodontic tooth movement response to short-term force in the rat. *Angle Orthod.* 1992;62:211–216.
54. King GJ, Keeling SD. Orthodontic bone remodeling in relation to appliance decay. *Angle Orthod.* 1995;65:129–140.
55. Proffit WR, Sellers KT. The effect of intermittent forces on eruption of the rabbit incisor. *J Dent Res.* 1986;65:118–122.
56. Konoo T, Kim YJ, Gu GM, King GJ. Intermittent force in orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2001;80:457–460.
57. King G, Latta L, Rutenberg J, Ossi A, Keeling S. Alveolar bone turnover and tooth movement in male rats after removal of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:266–275.
58. Gu G, Lemery SA, King GJ. Effect of appliance reactivation after decay of initial activation on osteoclasts, tooth movement, and root resorption. *Angle Orthod.* 1999;69:515–522.
59. Miyoshi K, Igarashi K, Saeki S, Shinoda H, Mitani H. Tooth movement and changes in periodontal tissue in response to orthodontic force in rats vary depending on the time of day the force is applied. *Eur J Orthod.* 2001;23:329–338.
60. Long H, Pyakurela U, Wang Y, Liaoa L, Zhou Y, Laic W. Interventions for accelerating orthodontic tooth movement: a systematic review. *Angle Orthod.* 2013;83:164–171.
61. Iglesias-Linares A, Moreno-Fernandez AM, Yañez-Vico R, Mendoza-Mendoza A, Gonzalez-Moles M, Solano-Reina E. The use of gene therapy vs corticotomy surgery in accelerating orthodontic tooth movement. *Orthod Craniofac Res.* 2011;14:138–148.
62. Kanzaki H, Chiba M, Arai K, et al. Local RANKL gene transfer to the periodontal tissue accelerates orthodontic tooth movement. *Gene Ther.* 2006;13(8):678–685.
63. Baumrind S, Korn EL, Boyd RL. Apical root resorption in orthodontically treated adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110:311–320.
64. Goldson L, Henrikson CO. Root resorption during Begg treatment: a longitudinal roentgenologic study. *Am J Orthod.* 1975;68:55–66.
65. Ottolengui R. The physiological and pathological resorption of tooth roots. *Items Interest.* 1914;36:332–362.
66. Ketcham AH. A preliminary report of an investigation of apical root resorption of vital permanent teeth. *Int J Orthod.* 1927;13:97–127.
67. Ketcham AH. A progress report of an investigation of apical root resorption of vital permanent teeth. *Int J Orthod.* 1929;15:310–328.
68. Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod.* 2011;33:93–102.
69. Alqerban A, Jacobs R, Souza PC, et al. In-vitro comparison of two cone-beam computed tomography systems and panoramic imaging for detecting simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;136:764-e1–764-e11.
70. Durack C, Patel S, Davies J, Wilson R, Mannocci F. Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. *Int Endod J.* 2011;44:136–147.

71. Ponder S, Benavides E, Kapila S, Hatch N. Quantification of external root resorption by low- vs. high-resolution cone beam computed tomography and periapical radiography: a volumetric and linear analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2012;143:77-91.
72. Ren H, Chen J, Deng F, Zheng L, Liu X, Dong Y. Comparison of cone-beam computed tomography and periapical radiography for detecting simulated apical root resorption. *Angle Orthod.* 2013;83:189-195.
73. Harris EF, Kineret SE, Tolley EA. A heritable component for external apical root resorption in patients treated orthodontically. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111:301-309.
74. Al-Qawasmi RA, Hartsfield JK Jr, Everett ET, et al. Genetic predisposition to external apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123:242-252.
75. Al-Qawasmi 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.* 2003;82:356-360.
76. Iglesias-Linares A, Yañez-Vico R, Moreno-Fernández A, et al. Osteopontin gene SNPs (rs9138, rs11730582) mediate susceptibility to external root resorption in orthodontic patients. *Oral Dis.* 2013. doi:10.1111/odi.12114.
77. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;6:390-396.
78. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod.* 1974;44:68-82.
79. Dermaut LR, De Munck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90:321-326.
80. Taithongchai R, Sookkorn K, Killiany DM. Facial and dentoalveolar structure and the prediction of apical root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110:296-302.
81. Mirabella AD, Artun J. Risk factors for apical root resorption of maxillary anterior teeth in adult orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:48-55.
82. Newman WG. Possible etiologic factors in external root resorption. *Am J Orthod.* 1975;67:522-539.
83. Harry MR, Sims MR. Root resorption in bicuspid intrusion: a scanning electron microscope study. *Angle Orthod.* 1982;52:235-258.
84. Wainwright WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod.* 1973;64:278-302.
85. Linge L, Linge BO. Patient characteristics and treatment variables associated with apical root resorption during orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99:35-43.
86. Horiuchi A, Hotokezaka H, Kobayashi K. Correlation between cortical plate proximity and apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114:311-318.
87. Engstrom C, Granstrom G, Thilander B. Effect of orthodontic force on periodontal tissue metabolism: a histologic and biochemical study in normal and hypocalcemic young rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93:486-495.
88. Tyrovola JB, Spyropoulos MN, Makou M, Perrea D. Root resorption and the OPG/RANKL/RANK system: a mini review. *J Oral Sci.* 2008;50:367-376.
89. Nishijima Y, Yamaguchi M, Kojima T, Aihara N, Nakajima R, Kasai K. Levels of RANKL and OPG in gingival crevicular fluid during orthodontic tooth movement and effect of compression force on releases from periodontal ligament cells in vitro. *Orthod Craniofac Res.* 2006;9:63-70.
90. Yamaguchi M, Aihara N, Kojima T, Kasai K. RANKL increase in compressed periodontal ligament cells from root resorption. *J Dent Res.* 2006;85:751-756.
91. Nakano Y, Yamaguchi M, Fujita S, Asano M, Saito K, Kasai K. Expressions of RANKL/RANK and M-CSF/c-fms in root resorption lacunae in rat molar by heavy orthodontic force. *Eur J Orthod.* 2011;33:335-343.
92. Tyrovola JB, Perrea D, Halazonetis DJ, Dontas I, Vlachos IS, Makou M. Relation of soluble RANKL and osteoprotegerin levels in blood and gingival crevicular fluid to the degree of root resorption after orthodontic tooth movement. *J Oral Sci.* 2010;52:299-311.
93. Reitan K. Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse. *Am J Orthod.* 1969;55:776-790.
94. Row KL, Johnson RB. Distribution of 3H-proline within transseptal fibers of the rat following release of orthodontic forces. *Am J Anat.* 1990;189:179-188.
95. van Leeuwen EJ, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM, van't Hof MA. The effect of retention on orthodontic relapse after the use of small continuous or discontinuous forces: an experimental study in beagle dogs. *Eur J Oral Sci.* 2003;111:111-116.
96. Edwards JG. A study of the periodontium during orthodontic rotation of teeth. *Am J Orthod.* 1968;54:441-461.
97. Reitan K. Tissue rearrangement during retention of orthodontically rotated teeth. *Angle Orthod.* 1959;29:105-113.
98. Boese LR. Increased stability of orthodontically rotated teeth following gingivectomy in *Macaca nemestrina*. *Am J Orthod.* 1969;56:273-290.
99. Brain WE. The effect of surgical transection of free gingival fibers on the regression of orthodontically rotated teeth in the dog. *Am J Orthod.* 1969;55:50-70.
100. Redlich M, Rahamim E, Gaft A, Shoshan S. The response of supraalveolar gingival collagen to orthodontic rotation movement in dogs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;110:247-255.
101. Redlich M, Shoshan S, Palmon A. Gingival response to orthodontic force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116:152-158.
102. Szulc P, Seeman E, Delmas PD. Biochemical measurements of bone turnover in children and adolescents. *Osteoporos Int.* 2000;11:281-294.
103. Woitge HW, Seibel MJ. Biochemical markers to survey bone turnover. *Rheum Dis Clin North Am.* 2001;27:49-80.
104. Hashimoto F, Kobayashi Y, Mataka S, Kobayashi K, Kato Y, Sakai H. Administration of osteocalcin accelerates orthodontic tooth movement induced by a closed coil spring in rats. *Eur J Orthod.* 2001;23:535-545.
105. Shirazi M, Nilforoushan D, Alghasi H, Dehpour A-R. The role of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Angle Orthod.* 2002;72:211-215.
106. Sekhvat AR, Mousavizadeh K, Pakshir HR, Aslani FS. Effect of misoprostol, a prostaglandin E₁ analog, on orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:542-547.
107. Seifi M, Eslami B, Saffar AS. The effect of prostaglandin E₂ and calcium gluconate on orthodontic tooth movement and root resorption in rats. *Eur J Orthod.* 2003;25:199-204.
108. Igarashi K, Mitani H, Adachi H, Shinoda H. Anchorage and retentive effects of a bisphosphonate (AHBuBP) on tooth movements in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994;106:279-289.
109. Hayashi K, Igarashi K, Miyoshi K, Shinoda H, Mitani H. Involvement of nitric oxide in orthodontic tooth movement in rats. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:306-309.
110. Dolce C, Vakani A, Archer L, Morris-Wiman JA, Holliday LS. Effects of echistatin and an RGD peptide on orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2003;82:682-686.
111. Holliday LS, Vakani A, Archer L, Dolce C. Effects of matrix metalloproteinase inhibitors on bone resorption and orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2003;82:687-691.
112. Liu L, Igarashi K, Haruyama N, Saeki S, Shinoda H, Mitani H. Effects of local administration of clodronate on orthodontic tooth movement and root resorption in rats. *Eur J Orthod.* 2004;26:469-473.
113. Kanzaki H, Chiba M, Takahashi I, Haruyama N, Nishimura M, Mitani H. Local OPG gene transfer to periodontal tissue inhibits orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2004;83:920-925.



CAPÍTULO 6

Fundamentos biomecánicos del cierre del espacio de extracción

Madhur Upadhyay, Sumit Yadav y Ravindra Nanda

El movimiento dental para cerrar espacios es uno de los objetivos más deseados del tratamiento de ortodoncia. Por años los ortodoncistas han buscado un sistema de fuerzas eficiente que pueda funcionar de manera rápida, precisa y efectiva para cerrar espacios de extracción. El movimiento ortodóntico dental es el resultado de la aplicación controlada de fuerzas mecánicas a los dientes y al periodonto. El estímulo que dan los aparatos de ortodoncia activados provee la fuerza mecánica necesaria para provocar una respuesta biológica y esta perturbación interrumpe temporalmente el equilibrio fisiológico del complejo dentofacial y causa un movimiento dental en la dirección de la fuerza neta, lo que resulta en el cierre de espacio.

Para lograr tales movimientos, se deben elegir herramientas ortodónticas sobre la base de las respuestas biológicas del periodonto que rodea los dientes (una ciencia aún no exacta) y sus propiedades biomecánicas así como de los aparatos que se usan para moverlos (una ciencia mucho más exacta), más que sobre la base de informes anecdóticos de éxito (ya que las fallas raramente se describen). Es por ello que en este capítulo los autores se abstendrán de mostrar muchos casos clínicos (que muchos ortodoncistas tienen de sobra) y por el contrario describimos la ciencia detrás del cierre ortodóntico de espacio.

FUNDAMENTOS DEL CIERRE DE ESPACIO

Antes de entrar en detalles de la mecánica involucrada en el cierre de espacio, es importante analizar ampliamente los principios básicos de cómo abordar este problema ortodóntico.

Nociones básicas

En el cierre del espacio el objetivo es simple: juntar dientes o segmentos de dientes opuestos aplicándoles una fuerza entre ellos. Esta fuerza se aplica normalmente en el bracket pegado a la corona del diente (Fig. 6-1) y es oclusal y bucal al centro de resistencia (C_{res}) de las unidades que experimentan la fuerza. Esta genera momentos (momento causado por fuerza o M_F) que causan inclinación y rotación de los dientes en la dirección en la que se aplique la fuerza. La observación clínica de la cantidad de inclinación y rotación depen-

derá de la cantidad de cierre de espacio; una mayor cantidad de cierre de espacio producirá mayores grados de efectos secundarios. La cantidad de espacio que requiere corrección puede variar dependiendo de la severidad; menos de 2 mm de espaciado puede categorizarse como menor, más de 2 mm pero menos de 4 mm es moderado mientras que cualquier espaciado mayor a 4 mm es considerado severo. Los espacios más grandes necesitan un buen control de anclaje sobre el movimiento dental deseado (es decir, un manejo efectivo de los momentos no deseados [que causan inclinación y rotación] creados durante el cierre de espacio).

Con los aparatos mecánicos eficientes y la aplicación adecuada de los fundamentos aprendidos en el Capítulo 4, que se puede obtener casi cualquier movimiento dental deseado. En resumen, la naturaleza del movimiento dental puede ser controlada aplicándole momento contrarrestante (M_C) al M_F . En la Figura 6-1, la inclinación que se muestra puede ser controlada por este M_C , la manera más fácil para generar este M_C es colocar un alambre recto en los brackets inclinados (Fig. 6-2). Esta relación de momento a fuerza (relación M_C/F) en el bracket ortodóntico puede generar varios tipos de movimiento dental; sin embargo, el tipo de movimiento dental visto durante el cierre de espacio también depende del diente y de los objetivos del tratamiento en general. Por ejemplo, normalmente se necesita que los caninos y molares sean trasladados mientras que los dientes anteriores o incisivos pueden quedar bien con una simple inclinación. Frecuentemente se requiere el movimiento de las raíces para una alineación final de las mismas, normalmente durante el acabado. Todos estos movimientos requieren relaciones M_C/F diferentes, tal como veremos en la siguiente sección.

Relación momento a fuerza (M/F)

La relación (M/F) es una buena manera de describir o predecir la calidad del movimiento dental. En la literatura se ha establecido que se requiere una relación M/F de 5:1 para la inclinación, se requiere una de 7:1 para la inclinación controlada, de 10:1 para la traslación, y se requiere una de 12:1 para la corrección radicular. Sin embargo, estas proporciones no pueden ser aplicadas universalmente para todos los dientes y en todas las situaciones. Por ejemplo, para la traslación la proporción de 10:1 es válida para un diente de una sola raíz

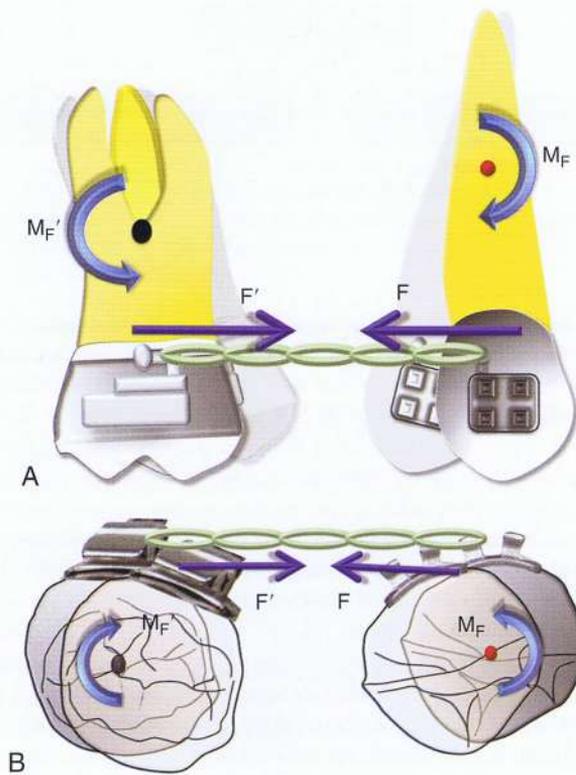


Figura 6-1 Dinámica básica del cierre de espacio. A, la magnitud de la fuerza para ambos dientes es igual ($F=F'$) pero el momento a causa de la fuerza (M_F) no necesariamente es igual ($M_F \neq M_{F'}$). Para la definición de M_F véase el Capítulo 4. B, la perspectiva oclusal del mismo. La inclinación ocurrirá en todos los planos del espacio.

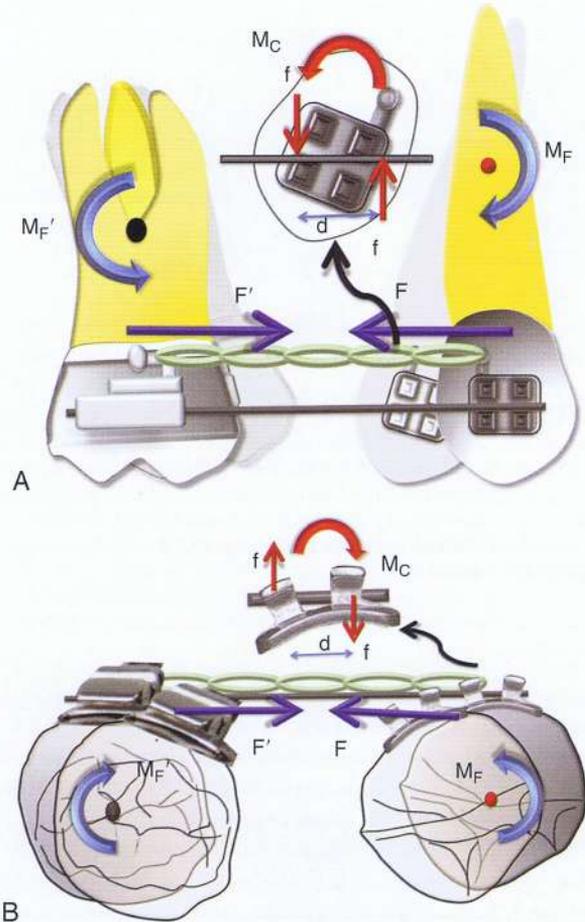


Figura 6-2 Mecánica de enderezamiento de un diente inclinado. A, una manera simple de crear un momento contrarrestante (M_C) es colocar un alambre recto en los brackets inclinados. La interacción de M_C y el momento a causa de la fuerza (M_F) o la relación momento fuerza (M/F) que dicta la naturaleza del movimiento del diente. Nótese que $M_F = F \times$ la distancia desde el centro de resistencia (C_{RES}), mientras que $M_C = F \times d$ (la distancia entre dos fuerzas cupla). B, la perspectiva oclusal del mismo. El enderezamiento ocurrirá gracias a la interacción alambre-bracket. De este modo la calidad del movimiento dental es una interacción del momento a causa de una cupla (en rojo) y la fuerza (en azul).

en el que la distancia del bracket o punto de aplicación de la fuerza es de 10-mm desde el C_{RES} del diente y la cantidad de fuerza aplicada es de 100 gr. Una manera más general de definir la relación M/F para el movimiento dental debería seguir un enfoque cualitativo y no cuantitativo, aunque las proporciones M/F alta, moderada y baja pueden lograr esto de manera acertada.

Como lo vimos en el Capítulo 4 y en la Figura 6-1, una fuerza única aplicada en el bracket de un diente producirá una inclinación no controlada con el centro de rotación (C_{ROT}) ligeramente apical al C_{RES} . Ahora, si se aplica un momento compensatorio (M_C) y es lo suficientemente alto, puede quizás negar el M_F (Nota: en la Figura 6-2, el M_C se genera cuando el extremo opuesto y las esquinas del bracket están en contacto con el alambre puesto en la ranura). Esto conllevará a la traslación; un mayor aumento causará el movimiento de la raíz hacia el espacio. En estas relaciones M/F relativamente altas, se ha reportado que las fuerzas se distribuyen más equitativamente a lo largo de la raíz completa con mínimos cambios en las propiedades mecánicas durante la activación; esto reduce los daños a los dientes y a los tejidos adyacentes. Un M_C moderado solo se opondrá parcialmente a la M_F lo que lleva a la inclinación controlada junto con el ápice que permanece inmóvil. Aparentemente, por esta discusión, la relación M_C/F (o M_C/M_F) es la clave para producir diferentes tipos de movimientos dentales para el cierre del espacio.

Sin embargo, es importante mencionar que la naturaleza del movimiento dental también puede ser regulada al variar el punto de aplicación de la fuerza (para una discusión detallada sobre esto véase el Capítulo 4).

Anclaje

Como ya se ha discutido, el cierre de espacio incluye el cierre gradual del espacio entre dos dientes o dos segmentos de diente cuando uno o ambos se aproximan entre ellos. Dependiendo de las necesidades del paciente, un conjunto de dientes o un diente puede clasificarse como unidad activa mientras que el otro se clasifica como unidad reactiva o pasiva. Estas dos unidades tienen roles completamente diferentes durante el movimiento dental; la unidad activa sufre la mayoría del movimiento mientras que la unidad pasiva resiste cualquier tipo de movimiento y provee la resistencia necesaria para facilitar el movimiento de la unidad activa, de este modo sirve como un anclaje. Por lo tanto *anclaje* puede definirse como la resistencia ofrecida por la unidad pasiva hacia cualquier tipo de movimiento no deseado cuando la unidad activa está sufriendo el movimiento deseado. El conjunto de dientes que ofrece este anclaje o resistencia es llamado también la "unidad de anclaje". La configuración del anclaje para las diferentes situaciones se puede clasificar ampliamente en cuatro tipos (Fig. 6-3):

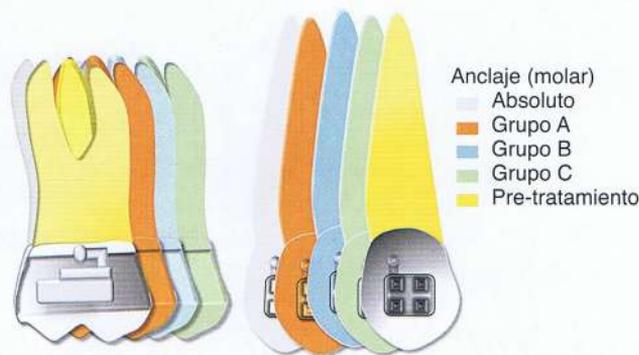


Figura 6-3 Clasificación del anclaje (Para un espacio aproximado de 8 mm). Cada incremento representa 2 mm. Para calcular el movimiento de un diente sombreado en particular, agregue todos los incrementos que lo precedieron. Por ejemplo, para el color verde el molar tiene un movimiento por 2 (anaranjado) + 2 (azul) + 2 (verde) = 6 mm, mientras que el canino tiene un movimiento hacia adelante solo de 2 mm. Por lo tanto, esto representa una situación del grupo C para el canino y una situación del grupo A para el molar.

1. Si se ve todo el movimiento en la unidad activa y no se ve absolutamente ningún movimiento en la unidad pasiva, se le llama *anclaje absoluto*. Clínicamente, es muy difícil obtener el anclaje absoluto; sin embargo, con el desarrollo, en los últimos años, de los sistemas de anclaje basados en el esqueleto, se han dado grandes pasos hacia el logro del anclaje absoluto.
2. Si la unidad activa sufre la mayoría del movimiento y hay un movimiento mínimo de la unidad pasiva, se le llama *anclaje de grupo A*. Este también es conocido como anclaje máximo o alto.
3. Si el movimiento es compartido equitativamente entre las unidades activa y pasiva, se le llama *anclaje de grupo B*. También se le conoce como anclaje moderado o medio.
4. Si se ve la mayoría del movimiento en la unidad pasiva, se le llama *anclaje de grupo C*. También se le conoce como anclaje mínimo o bajo. No es necesario decir que cuando hay un anclaje de grupo C para un conjunto particular de dientes, significa que hay un anclaje de grupo A para el otro conjunto y así, de muchas maneras el término *anclaje de grupo C* es redundante.

Una de las formas más fáciles para crear el anclaje de grupo A es crear una relación M/F alta. En raras situaciones el anclaje pudiera ir incluso más allá del anclaje absoluto y se podrá notar un “aumento del anclaje” neto. Por ejemplo, durante una retracción en masa de los dientes anteriores, ambos, el incisivo y el molar pueden moverse distalmente. Esto puede ocurrir a veces cuando se usa el anclaje esquelético para reforzar el anclaje.

MÉTODOS DE CIERRE DEL ESPACIO

El cierre del espacio se puede lograr al adaptar los mecanismos basados en fricción, frecuentemente llamado “mecánica de deslizamiento” o sin fricción también conocido como “mecánica segmentada” (Fig. 6-4).

Mecánica segmentada

La premisa básica de este concepto es que todos los dientes del arco superior o inferior no están conectados entre ellos por un alambre continuo sino que están divididos en grupos discretos o segmentos.

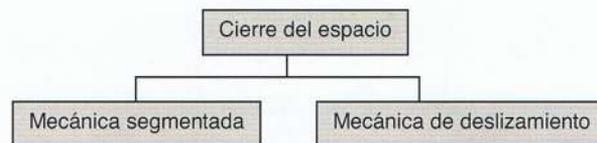


Figura 6-4. Métodos de cierre del espacio.

Esta segmentación se hace sobre la base de la función que cumplen estos dientes en el cierre de espacio (es decir, cuál grupo de dientes se supone que se mueva y cuál no). Los grupos se consolidan en segmentos: activos y pasivos (para el anclaje); luego se aplica fuerza entre esos segmentos para cerrar el espacio de la extracción. Debido a que los segmentos no están conectados por un alambre recto (es decir, los dientes no se están moviendo en un alambre), este también es llamado “mecánica sin fricción”. El cierre del espacio se hace normalmente por loops (resortes cargados de energía potencial) contruidos a partir de arcos de alambres ortodónticos. Todos los loops de cierre tienen propiedades mecánicas específicas (es decir, responden a las fuerzas mecánicas). Los especialistas deben conocer estas propiedades para usarlas de manera óptima para mover los dientes o los grupos de dientes en direcciones predeterminadas. En la siguiente sección ahondaremos en estas propiedades.

Las principales propiedades de los loops mecánicos son la relación M/F, las proporciones de carga y desviación, y la fuerza vertical creada. Entre estas, la relación M/F puede ser considerada como la más significativa porque está relacionada con el tipo de movimiento dental.

Concepto de momentos diferenciales

En casos de cierre del espacio severo es normalmente deseable que haya una relación loop M/F alta, mientras que los espacios menores pueden ser tratados con loops que expresen una relación M/F baja. Esto ocurre porque al tener más espacio los dientes tienen una tendencia a mostrar más inclinación. Es por ello que una relación M/F alta asegurará que se mantengan rectos durante el cierre de espacio.

Por ejemplo, durante la retracción del incisivo, la relación M/F para los dientes posteriores estimulará la preservación del anclaje mientras resiste cualquier inclinación en el espacio de extracción. De hecho, un momento posterior grande puede causar movimiento coronal distal, de este modo abriría más el espacio de extracción; por otro lado, una relación M/F baja para los incisivos estimula la inclinación. Descrito simplemente, los métodos que usan relaciones M/F diferenciales se pueden representar matemáticamente con la desigualdad $M_{Cp}/F \neq M_{Ca}/F$ y $M_{Cp}/F \gg M_{Ca}/F$ (aquí la *a* indica anterior y *p* significa posterior).

La aplicación de tales momentos desiguales debe cumplir con las leyes de equilibrio revisadas en el Capítulo 4. Debido a que los momentos creados en cada final de loop o resorte son desiguales, el sistema total de fuerza debe tener efectos adicionales. Las fuerzas verticales (intrusivas y extrusivas) también están actuando por ende sobre los dos segmentos y la magnitud de la fuerza vertical depende de la diferencia entre los dos momentos y la distancia entre los dos segmentos.

En la ortodoncia contemporánea, se están usando muchas de las formas de loops de cierre tales como loops verticales o de lágrima, loops T, loops L, resortes Gjessing, y otros.¹⁻⁶ Estos tipos de loop se pueden modificar más adelante si se añade un espiral, que altere la

altura, incline los flancos verticales (para aumentar la M_C), y así sucesivamente.

Optimizar loops para el cierre del espacio: cómo el diseño del loop afecta la relación M/F

Investigadores y especialistas han tratado de diseñar y refinar la geometría del loop para obtener las relaciones M/F lo más altas posible, con el objetivo primario de reforzar el anclaje. Las propiedades mecánicas de los loops de cierre dependen de varios factores como la altura, el ancho, la forma y la posición del loop; del material del alambre; de las dimensiones transversales; entre otros.^{4,5,7-9} Veamos algunos de estos factores con mayor detalle.

Altura del loop

La altura del loop, en particular, afecta considerablemente la relación M/F. Cuando la altura del loop aumenta, aumenta la relación M/F. Desafortunadamente, ningún loop puede alcanzar una relación M/F mayor a su altura. Burstone y Koenig⁷ reportaron que un loop vertical de 6 mm de alto tenía una relación M/F de aproximadamente 2 mientras que un loop vertical de 10 mm de alto tenía una relación M/F de casi 4 para una longitud de loop horizontal de 7 mm. Para un loop T, cuando la longitud horizontal gingival aumenta, aumenta la relación M/F hacia un límite alto y luego se nivela. La longitud del loop y del espiral (hélice) tiene solo efectos menores en la relación M/F. Hay un límite hasta el cual se puede extender la altura del loop antes de que empiece a dar problemas de torcimiento e inconvenientes para el paciente cuando se le inserta en la boca.

Forma del loop

La forma del loop es otro factor importante para ajustar las propiedades mecánicas. La relación M/F generada por los loops T son mayores a aquellas de los loops verticales con la misma altura del loop.^{7,9} El loop llamado Opus presentado por Siatkowski^{4,5} tiene una forma de L con hélice en la porción apical de la L para aumentar la relación M/F. Siatkowski reportó que el loop Opus 70, de flancos verticales inclinados 70 grados hacia atrás, tuvo una relación M/F tan alta como 8.7 mm, que es mucho más alta que lo que se puede obtener con loops verticales o loops T con dimensiones similares. Sin embargo, los loops L de dimensiones similares a las de los loops Opus han dado las más altas relaciones M/F hasta la fecha (Fig. 6-5).¹⁰

Ubicación del loop

La posición final de un loop entre las unidades activa y pasiva pueden modificar significativamente la relación M/F.^{8,11,12} De hecho, este es el mecanismo primario por el cual se crean momentos diferenciales para el cierre de espacio y se le conoce como "posición descentrada del loop". El momento más alto se produce en el bracket más cercano al loop; este principio es tomado directamente de los principios del doblado en V discutidos en el Capítulo 4. Los dobleces en V descentrados producen un momento mayor en el diente más cercano. Ya que el loop se activa por la activación horizontal (que se discutirá a continuación), los dos flancos del loop forman un ángulo entre ellas (Fig. 6-6). Este ángulo puede ser acentuado más adelante colocando dobleces en el loop, y de ese modo aumentar las diferencias en las relaciones M/F entre los dos segmentos de los dientes.

Examinemos ahora cómo la ubicación del loop y los dobleces de preactivación son usados clínicamente para controlar el cierre de espacio. Se presentan dos situaciones clínicas: retracción de los caninos y retracción de los incisivos.

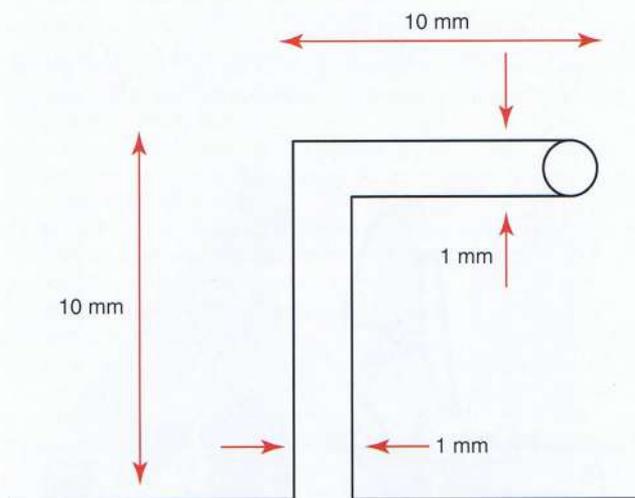


Figura 6-5 Un loop L con una hélice

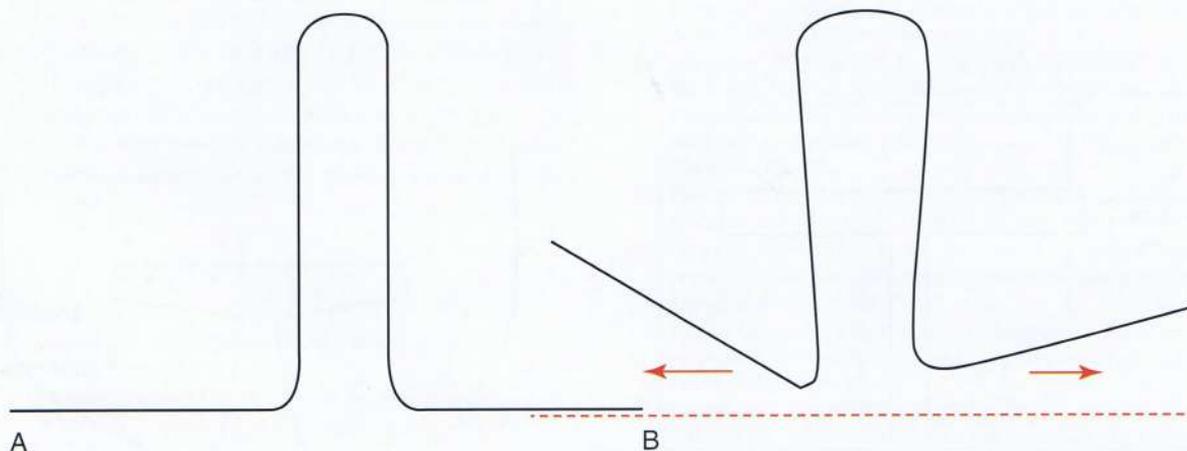


Figura 6-6: A, un loop vertical típico. B, luego de la activación horizontal los dos flancos están a un ángulo la una de la otra. Esta angulación crea un momento opuesto en dirección al creado por el momento causado por una fuerza (MF).

Mecanismos segmentados para el cierre del espacio Retracción del canino

La retracción del canino es un movimiento de este en una dirección distal desde la posición cercana a los incisivos laterales hasta la posición siguiente al premolar junto a la curvatura pronunciada del arco.

Instalación. Consideremos que hay un espacio anteroposterior de aproximadamente 8 mm que cerrar distal a los caninos. Antes de que se pueda iniciar el cierre de espacio con un loop, es importante asegurarse de que los dientes o los segmentos de dientes que van a ser incluidos en el movimiento dental o anclaje estén alineados adecuadamente de modo que un alambre de acero inoxidable de 0.021 pulgadas x 0.025 pulgadas (en una ranura de bracket de 0.022 pulgadas) pueda ser usado para mantenerlos como unidades separadas. El único enlace entre las dos unidades debe ser el loop.

Preactivación del loop (Figs. 6-7 y 6-8). Antes de que el loop pueda ser insertado en el espacio de extracción, se deben ubicar ciertos “dobleses de preactivación” para que el loop tenga un contorno general en forma de U o de V. Recordemos, a partir del Capítulo 4, que se pueden resolver las mecánicas de un loop cuando se entienden las geometrías descritas. Los dobleces de preactivación son también conocidos como doblez alfa (curvatura anterior) y doblez beta (cur-

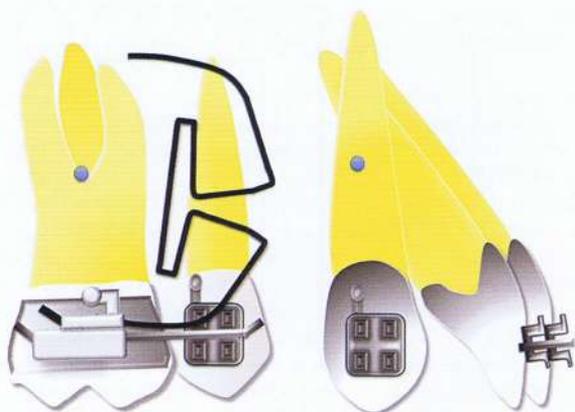


Figura 6-7 La instalación para la retracción segmentada del canino: alambres de acero inoxidable de 0.021 pulgadas x 0.025 pulgadas como unidades estabilizadoras. Inserción del loop con dobleces de preactivación.

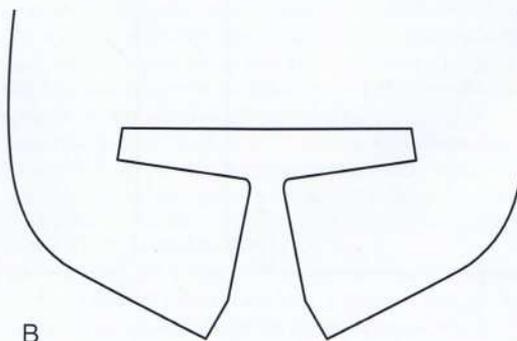
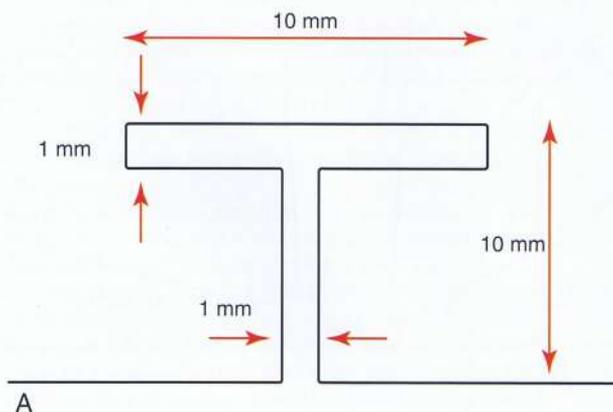


Figura 6-8 A, loop T. B, Con dobleces de preactivación.

vatura posterior). Los dobleces son necesarios para crear el momento (M_C) que contrarrestará el momento generado por la fuerza (M_F). Cuanto más alto sea el grado del doblez, mayor será el M_C generado. Además, se crea un momento más alto en el diente más cercano al loop (Véase la discusión sobre los dobleces en “V” descentrados en el Capítulo 4).

Activación del loop. La activación final del loop se hace solo cuando este está ubicado en las ranuras de los brackets. Se hala el alambre distalmente a través del tubo posterior y se encincha. La cantidad de fuerza distal es guiada por la cantidad de espacio que se va a cerrar; para un espacio de extracción de 8 mm, una activación de 8 mm es idealmente buena. Este paso de activación es necesario para generar la fuerza requerida y la M_F para el cierre del espacio.

Una vez que el loop ha sido activado y ubicado en la locación deseada, se inicia el movimiento dental por “desactivación” del loop. El cierre de espacio progresa a través de tres fases distintas que pueden ser delineadas ampliamente tanto a nivel teórico como a nivel clínico. La calidad y la naturaleza del movimiento dental se determinan principalmente por la interacción del M_F y el M_C que se genera cuando los dientes se mueven entre ellos.

Fase I (Inclinación). En las fases iniciales de retracción el resorte se activa completamente y por lo tanto la fuerza es alta, lo que resulta en un momento alto ($M_F = F \times d$, en el que d es la distancia entre el punto de aplicación de la fuerza y el C_{RES} del canino). Esta condición da como resultado una relación $M_C/M_F < 1$, lo que ubica el C_{ROT} del canino cerca del ápice. El canino, por lo tanto, muestra un considerable movimiento coronal con un mínimo movimiento de la raíz (Fig. 6-9 A). Esta fase representa un ejemplo clásico de “momentos diferenciales”, que se describieron anteriormente en este capítulo. Debido a la naturaleza del movimiento del canino versus el molar (la inclinación coronal del canino versus la inclinación de la raíz del molar), la demanda del anclaje sobre los molares es mínima, o en otras palabras, las probabilidades de pérdida del anclaje es mínima; por tanto, cualquier demanda de anclaje de los molares es menor. Es importante recordar que si el operador no ubica suficientes dobleces de preactivación en el loop, esta fase pudiera mostrar una inclinación del canino descontrolada con un rápido vertido del canino.

Fase II (Traslación). Como el canino está distalizado y la distancia entre los dos adjuntos decrece, disminuyen los niveles de fuerza. Esto también causa una reducción en el M_F . En algún punto, $M_C = M_F$ ($M_C/M_F = 1$). Tal situación pondría el C_{ROT} al infinito. En esta etapa el canino se está trasladando mientras que los momentos son

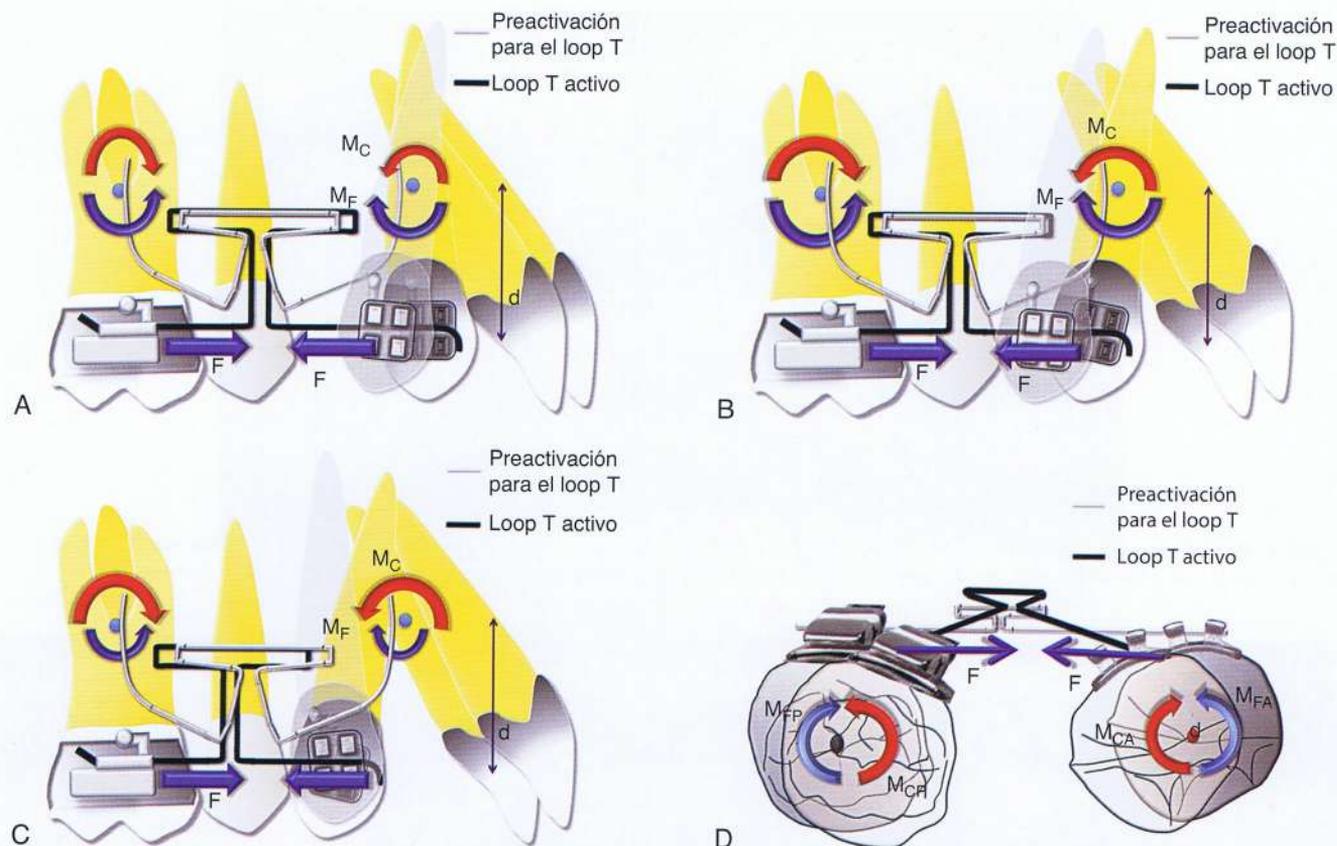


Figura 6-9 Cierre del espacio con loops. **A**, Fase I de desactivación del loop (inclinación simple). Ya que $M_F \gg M_C$, hay un movimiento de raíz con mayor movimiento coronal. $M_F = F \times d$. Nota: no se muestran los alambres estabilizadores para los segmentos pasivos. **B**, Fase II de la desactivación del loop (traslación). Como $M_F = M_C$, el movimiento coronal y el radicular son iguales. Por ende, el canino está sufriendo un movimiento masivo. (Recordemos que tal situación raramente ocurre donde los movimientos están balanceados perfectamente). **C**, Fase III de la desactivación del loop (movimiento radicular). Ya que $M_C \gg M_F$ hay un mínimo movimiento coronal y más movimiento radicular. **D**, perspectiva oclusal del mismo. El doblez en V puesto en el loop T generará un momento contrarrestante o el momento a causa de la cupla (M_C) para oponer la rotación del molar y el canino. Para no tener rotación durante la retracción, $M_F = M_C$.

anulados (Fig. 6-9 B). Aquí, tanto el molar y como el canino tienden a trasladarse; sin embargo, es importante recordar que eso no ocurrirá al mismo tiempo para los dos dientes ya que los valores M_F son diferentes para el canino y para el molar. También la probabilidad de pérdida del anclaje es alta, porque no hay momento neto en el molar para reforzar el anclaje y hay una mayor demanda de anclaje en el molar debido a la traslación del canino.

Fase III (Movimiento radicular). Los niveles de fuerza continúan disminuyendo así como el M_F pero la disminución del M_C no es tan significativa (ya que depende de la elasticidad del alambre). Por ello, en esta etapa la relación M_C/M_F es >1 , por lo que revierte el momento neto (Fig. 6-9 C). Esto provoca más movimiento radicular que movimiento coronal, abriendo paso para la corrección de la raíz (así como en la fase I, el canino se había inclinado). El canino está por tanto sufriendo de inclinación radicular o de levantamiento radicular mientras que el molar muestra mayormente inclinación de la corona. Por lo tanto, esta fase es vulnerable de mostrar algún movimiento molar hacia mesial (pérdida de ancla). Podría necesitarse refuerzo del anclaje.

Nótese que para facilitar la comprensión, las fuerzas verticales que se generan a partir de los momentos desiguales no han sido mostradas en la Figura 6-9. Además, todas las fases serán similares a la anteriormente descrita desde una perspectiva oclusal (Fig. 6-9 D).

Es importante recordar que la relación M_C/M_F es responsable de optimizar la calidad del movimiento del canino mientras que la fuerza es responsable del movimiento distal real. Una vez que el canino ha pasado por todas estas fases de movimiento, la desactivación completa del loop ha ocurrido. Esta debe ser reactivada ahora y luego el canino sufrirá el mismo tipo de movimiento descrito anteriormente. Dependiendo de la posición inicial del canino, el especialista podría no querer que el canino pase por todas las tres fases de distalización. Por ejemplo, en arcos apiñados frecuentemente el canino está mesialmente inclinado y un simple enderezamiento del canino es más que suficiente para cerrar el espacio de extracción (Fig. 6-10). Por lo tanto, se puede quitar el resorte una vez que la fase I se haya completado.

Retracción del incisivo

La retracción de los incisivos procederá de manera similar a la descrita anteriormente; sin embargo, desde una perspectiva del anclaje esta dará menos demanda en los dientes posteriores o en las unidades ancla. Esto se puede atribuir en gran parte a la naturaleza del movimiento deseado para los incisivos; regularmente los incisivos solo tienen que sufrir inclinación para el cierre del espacio de extracción, una traslación mínima y solo en raras circunstancias enderezamiento radicular. En términos de mecánica esto implica colocar un alto momento (M_C) en la unidad ancla/

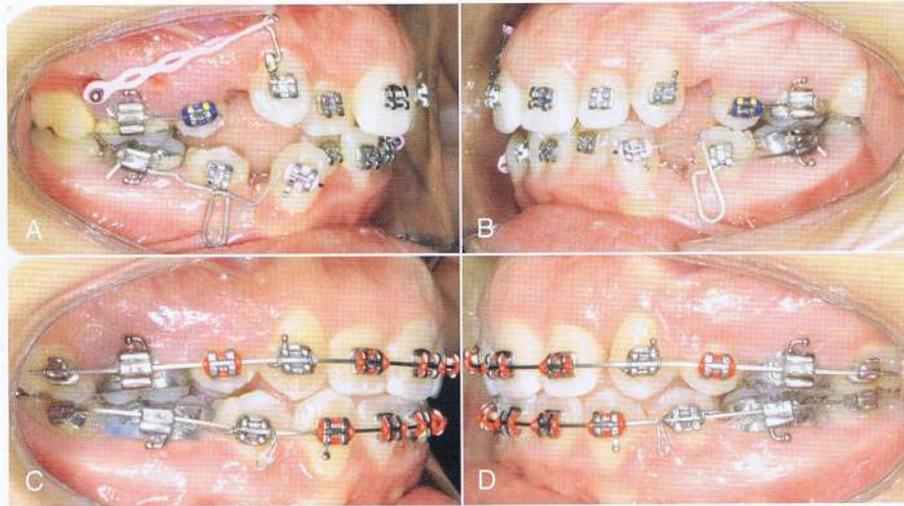


Figura 6-10 Un loop reverso para la retracción del canino. A y B, ya que los caninos inferiores fueron inclinados mesialmente solo se usó el loop para la fase I y la fase II de la retracción. C y D, una vez que la retracción estuvo completa, se colocaron los alambres continuos.

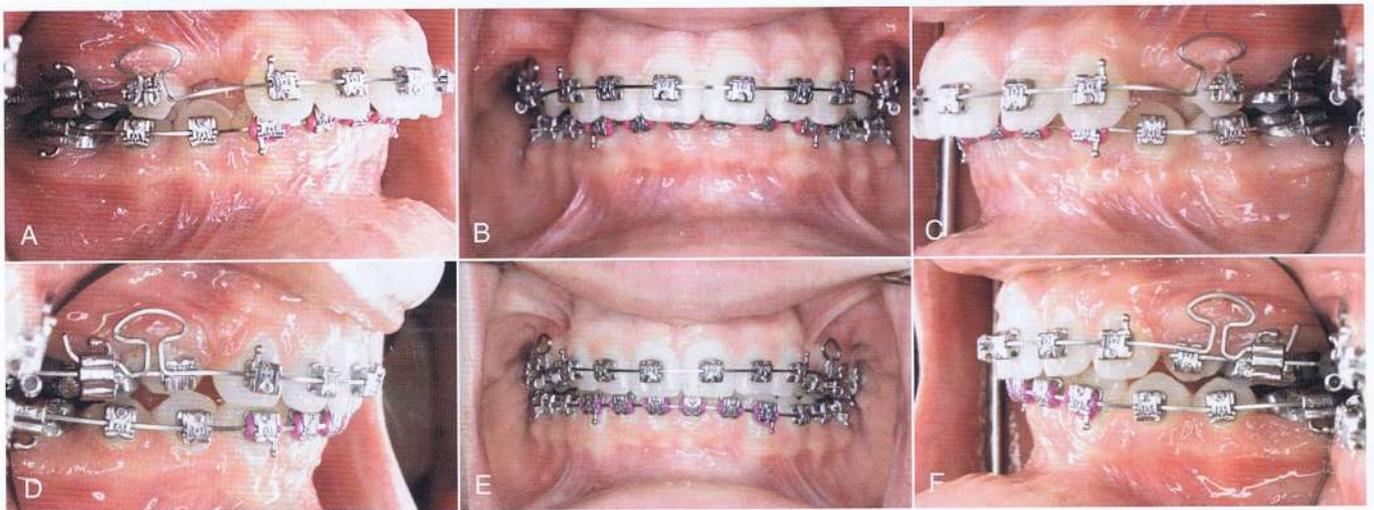


Figura 6-11 Un loop en forma de seta para la retracción masiva del incisivo y el canino. Obsérvese la colocación compensada del loop para preservar el anclaje del segmento posterior. A-C, al inicio de la retracción D-F, después del cierre del espacio.

posterior mientras se necesita un momento considerablemente menor para los incisivos. La fase I, por ende, es generalmente más que suficiente para completar el proceso de cierre de espacio cuando los incisivos están siendo retraídos. En términos de la mecánica del loop, se tiene que crear más momento (M_C) para la unidad posterior ($M_{Cp} \gg M_{Ca}$). Esto se puede hacer fácilmente usando cualquiera de las técnicas descritas previamente pero el enfoque más común y fácil es la colocación compensada del loop (Figs. 6-11 y 6-12). En este caso la compensación será más cercana al segmento posterior. Los momentos y las fuerzas creadas seguirán las mismas reglas que los dobleces en V discutidas en el Capítulo 4.

Desde un punto de vista teórico, la mecánica segmentada es defendiblemente la manera más eficiente de mover los dientes. Sin embargo, a causa de su dependencia excesiva de las herramientas del operador en términos de fabricación, posicionamiento, dobleces de preactivación, activación, etc., la mecánica segmentada es una técnica sumamente delicada. El especialista debe tener extremo cuidado al usar esta técnica; por otro lado, la mecánica de deslizamien-

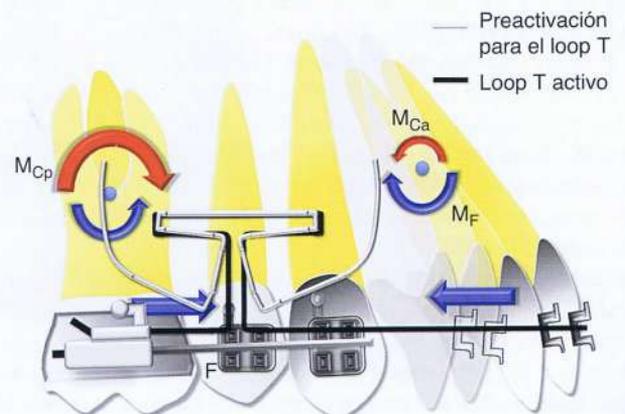


Figura 6-12 Mecánica de retracción del incisivo (inclinación simple). Como $M_F M_C \gg$ hay un movimiento mínimo de la raíz y más movimiento coronal. Nótese que el loop es colocado hacia el segmento posterior para crear un momento mayor ($M_{Cp} \gg M_{Ca}$) en este que en los dientes anteriores.

to es menos delicada que la técnica pero sigue los mismos principios anteriormente descritos para el cierre del espacio.

Mecánica de deslizamiento

Desde que el aparato de arco recto de Andrews fue presentado ha habido un cambio gradual pero paradigmático de la mecánica de loop de cierre a la mecánica de deslizamiento. El objetivo es simple: crear un sistema de fuerza que pueda funcionar de manera eficiente y que reduzca el período de tratamiento ortodóntico. La mecánica de deslizamiento contribuye a lograr un mayor control durante el cierre del espacio (ej. menos efectos secundarios como la inclinación o la rotación), mejorando la comodidad del paciente y previniendo la aplicación excesiva de fuerza.

Por definición, en la mecánica de deslizamiento la fuerza es ejercida entre dos dientes o segmentos de dientes de manera que se muevan o se deslicen en un alambre recto insertado en los brackets respectivos de los dos segmentos, de modo que se genera una cantidad significativa de fricción entre el alambre y las superficies del bracket. Con la mecánica de loop de cierre, el loop activado crea fuerza solo a nivel del bracket, y se crea el control al generar momentos (a través de dobleces de preactivación) mientras que en la mecánica de deslizamiento, las fuerzas de retracción se pueden transferir a cualquier nivel de altura en un brazo de potencia para mover los dientes en una dirección preprogramada (ej. inclinación controlada, traslación).

Para el cierre de espacio de extracción se han usado dos métodos. El primer método es la retracción de dos pasos, que involucra la retracción del canino seguida por la retracción del incisivo; el segundo método es la retracción en masa de los seis dientes anteriores.

Retracción del canino

Un arco de alambre continuo compromete los brackets adheridos a las superficies vestibulares del diente. En particular, el alambre dentro del bracket adjunto a la corona del canino y sostenido en las zonas dentales vecinas posteriores y quizás anteriores tiene la intención de guiar al diente durante el desplazamiento distal.

Para empezar, supongamos que el diente ha sido nivelado y alineado al grado en que el arco de alambre elegido para la retracción calce pasivamente en las ranuras de los brackets. Normalmente, el método que se usa para dar la fuerza distal (F) para la retracción del canino es un resorte o un elemento elastomérico (módulo, cadena, anillo O, o hilo atado). El movimiento dental ortodóntico ocurre como resultado de la fuerza mecánica ejercida en la corona y mantenida allí por más de un período finito de tiempo. Es importante mencionar que esta fuerza motriz distal normalmente se reducirá con el tiempo si está involucrado un elemento elastomérico.

Para facilitar la comprensión de los detalles que forman parte de este fino proceso aparentemente continuo y suave, tenemos que dividirlo en cuatro fases distintas como lo hicimos en la mecánica segmentada en la sección previa. El principio y el fin de cada fase están definidos por cuatro vistas instantáneas de la mecánica en cuestión. Cada fase representa un patrón de movimiento característico distinto de los otros tres. Cada parte de la Figura 6-13 representa un instante de tiempo durante el proceso de retracción. El sistema de fuerza mostrado es ejercido sobre el canino (y no por él); de esta manera, los símbolos para la fuerza impartida y la cupla representan parcialmente sus potenciales desplazamientos.

Fase I. Este es el inicio de la retracción del canino. Se aplica una fuerza simple (F) en el bracket del canino en dirección distal (Fig. 6-13 A). Esta fuerza produce un momento (M_F) que actúa en el C_{RES} del canino, que lo hace inclinarse al mismo tiempo que está siendo distalizado. Ya que hay cierto grado de juego entre el arco de alambre y la ranura del bracket, el diente es libre para inclinarse en la dirección mesiodistal de manera descontrolada, lo que crea un C_{ROT} ligeramente apical al C_{RES} (tomado del Capítulo 4). A este también se le puede llamar “estado inestable” de la retracción del canino, ya que este está sufriendo inclinación descontrolada.

Fase II. El canino ahora se inclina al punto en que el espacio libre antes mencionado (o juego) entre la ranura del bracket y el alambre ha sido eliminado (Fig. 6-13 B). El bosquejo en la Figura 6-13 B muestra el canino de alguna manera más tarde en el tiempo relativo a la Figura 6-13 A. Ahora hay un contacto arco de alambre-bracket. Este contacto de dos puntos por el arco de alambre ejerce un par de fuerzas nocolineales, iguales en magnitud, paralelas para formar el M_C . (las dos fuerzas serán de la misma magnitud si el alambre, a causa de su ubicación oclusoapical y la del bracket, no genera potencia neta para extruir o intruir el diente).

Este M_C se opone al M_F , lo que resulta en menos inclinación del canino cuando se le compara con la fase I. Debido a que el alambre se desvía más adelante, el M_C sigue aumentando y el C_{ROT} se mueve al ápice del canino, lo que crea una inclinación controlada del canino; a este también se le puede llamar “estado controlado” de la retracción del canino. Con una ranura del bracket preangulada, el espacio libre inicial puede ser cero con algo de la rotación local de segundo orden que se requiere para enganchar el alambre en la ranura; si este es el caso, el M_C existe desde el principio del proceso de retracción. Nótese también que, ya que el M_C aparece, cierta resistencia friccional a esta mecánica de deslizamiento aparece pero se supone que es pequeña. Principalmente la magnitud de M_C está directamente relacionada con el doblado local del arco de alambre guía en el lugar del bracket del canino y por ende está asociada intrínsecamente con las propiedades del alambre como la rigidez y la resiliencia. El tamaño del M_C también, en menor medida, está asociado con la ubicación del bracket del canino relativa a los sitios de apoyo mesiales y distales a este.

Fase III. Como la inclinación coronal distal continúa, la magnitud de M_C aumenta directamente con la deformación del doblado local del alambre. (Se presume que el arco de alambre mantiene su elasticidad a lo largo del proceso de retracción). Con el desplazamiento distal de la corona y la relajación del componente conductor (elastomérico) del aparato, F se disminuye en magnitud. Surge entonces la posibilidad de que la relación cupla/fuerza (M_C/F) puede ser reducida a una distancia casi igual a la distancia entre el centro de la corona (donde se coloca el bracket) y el C_{RES} del canino. En otras palabras, aquí $M_C = M_F$. Por lo tanto, el momento neto que actúa en el canino ha disminuido a cero, lo que significa que el C_{ROT} ha migrado apicalmente y el desplazamiento de inclinación se ha transformado potencialmente en un movimiento corporal. Esta configuración mecánica se muestra en la Figura 6-13 C. Se puede lograr esta situación bien sea por reducción de la M_F o por un aumento del M_C . Es importante recordar que los valores relativos tienen más importancia que los valores absolutos. Si se mantiene este delicado balance de momentos, el canino se seguirá trasladando. Esta fase también se llama “estado estable”. Sin embargo, esta fase es en el

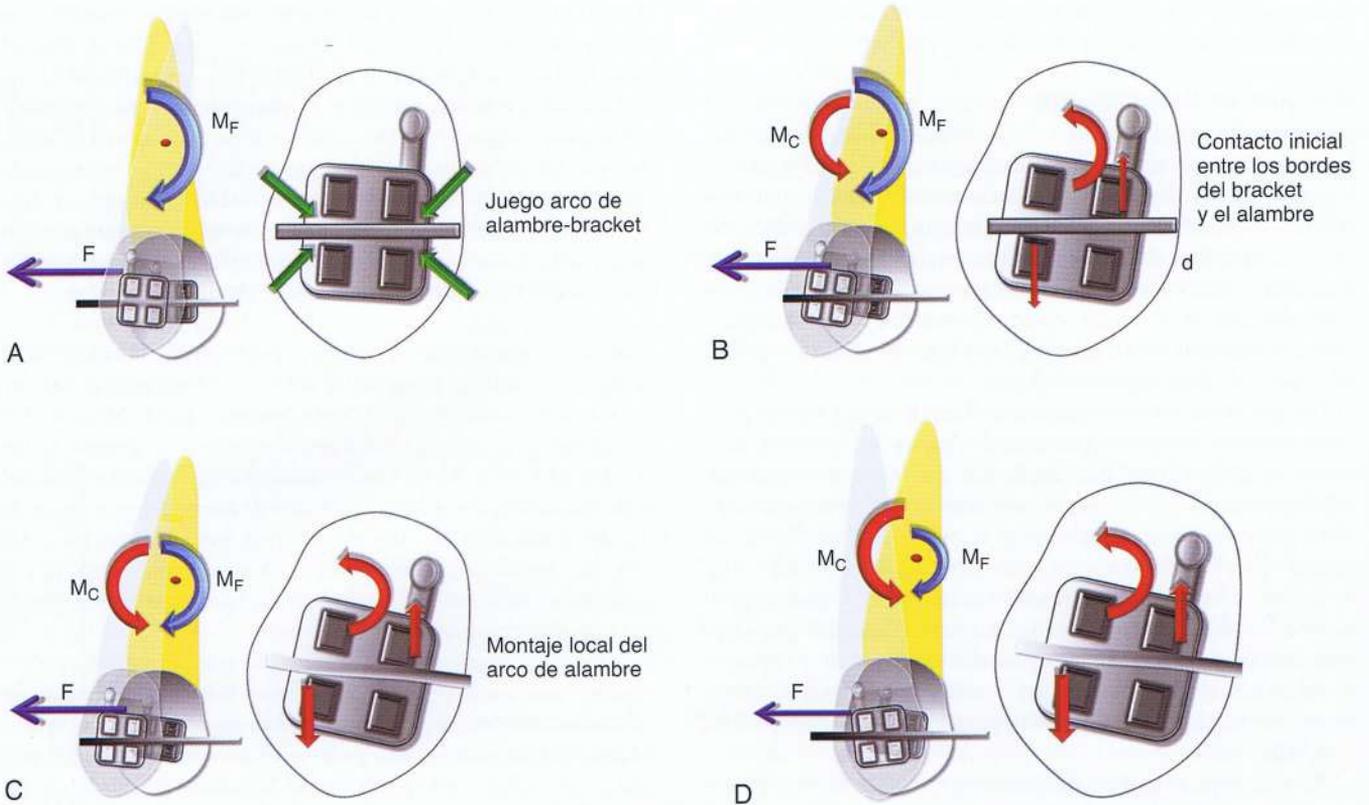


Figura 6-13 Mecánica de la retracción del canino con mecánica de deslizamiento. **A**, Fase I (el estado inestable/inclinación descontrolada). El juego arco de alambre-bracket permite una inclinación descontrolada del canino. Nota: debido al juego, no se genera M_C . **B**, Fase II (el estado controlado, inclinación controlada). El juego arco de alambre-bracket ya no existe. Hay signos de contacto inicial entre el arco de alambre y los bordes del bracket lo que aumenta la M_C . Aquí $M_F \gg M_C$. **C**, Fase III (el estado estable/traslación). El contacto entre el arco de alambre y los bordes del bracket se ha incrementado, lo que lleva a un aumento del M_C . Simultáneamente puede haber un descenso en los niveles de fuerza, lo que causa un descenso en M_F . Aquí $M_F = M_C$. **D**, Fase IV (el estado restaurativo/traslación). Hay un descenso pronunciado en los niveles de fuerza, lo que causa un descenso en M_F . Aquí $M_F \ll M_C$.

mejor de los casos solo una posibilidad teórica y es imposible de lograr por razones prácticas.

Fase IV. Para que la distalización del canino entre en esta fase se debe suponer que la fuerza motriz distal está sufriendo un constante decaimiento a través del proceso de retracción. Como ya se ha discutido, el formato de desplazamiento corporal solo existe de manera momentánea. Tal como la F se disminuye, lo hace el M_F ; sin embargo, debido al bracket angulado y el doblez local del arco de alambre, el M_C no decrece tan fácilmente como el M_F . Por lo tanto, en esta fase $M_C \gg M_F$ y la relación M_C/F es mayor que en la fase anterior (Fig. 6-13 D). Esto conlleva a la restauración de la inclinación axial del canino (enderazamiento o corrección de las raíces). Se puede llamar a este “estado restaurativo” de la retracción del canino y clínicamente se le puede llamar torque de segundo orden del canino. Se genera una gran cantidad de fuerza por fricción en la interface alambre-bracket, lo que resulta en la relocalización del C_{ROT} gingival al C_{RES} en cualquier punto entre el bracket y el C_{RES} . Recordemos que si la fuerza distal no muestra decaimiento, esta fase no fue alcanzada nunca, en su lugar, el canino pudo haberse quedado relegado a solo las dos primeras fases (es decir, solo inclinación).

En una forma de evaluación similar, en la vista oclusal, el bracket se encuentra labial al C_{RES} y por tanto una fuerza distal volverá a crear un M_F que rotará el canino hacia adentro distalmente. Esta será la fase I (el estado inestable). Hasta el punto en que existe un juego entre el alambre y el bracket desde el punto de vista oclusal el canino está libre para rotar. Durante la fase II (el estado controlado) el arco de alambre empieza a desviarse mientras que el extremo del bracket diagonalmente opuesto hace contacto con el arco de alambre. Se genera un M_C que minimiza la M_F . En la fase III (el estado estable) los momentos están balanceados equitativamente y no hay cambio en la posición del canino desde una perspectiva oclusal. En la fase IV (el estado restaurativo) el canino rotado empieza a desrotar porque el M_C excede el M_F en magnitud.

Fuerza transmitida a los dientes ancla

La instalación de la retracción del canino descrita anteriormente es un sistema “basado en la fricción” en el que se hace deslizar al canino, a través de la aplicación de una fuerza, distalmente guiado por un arco de alambre continuo que conecta los incisivos a los molares. El canino es el enlace entre los dientes posteriores (premolares y molares) y los dientes anteriores (incisivos). Por lo tanto, no es difícil imaginar que cualquier cambio en esta posición

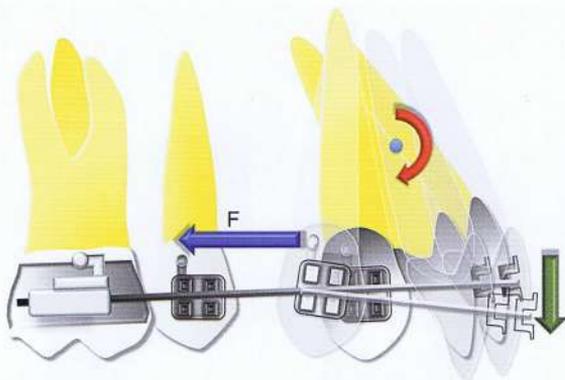


Figura 6-14 Extrusión del incisivo durante la retracción del canino. Nótese la desviación del arco de alambre.

podría tener un efecto directo en los incisivos y los molares. Consideremos cuidadosamente cuáles podrían ser estos efectos secundarios.

Efecto de la retracción del canino sobre los incisivos. Una ventaja implícita de la retracción del canino en un sistema de arco continuo es limitar la posibilidad de un movimiento impredecible del canino (ej. desplazamiento o rotación). A pesar de las ventajas de la mecánica de deslizamiento, la retracción del canino presenta su propio conjunto de problemas. Cuando las fuerzas puras generadas por los resortes o elásticos se inducen en el canino, especialmente cuando se está usando un arco de alambre con una tasa de desviación de la carga baja o los niveles de fuerza son muy altos, los alambres tienden a deformarse causando efectos secundarios indeseables en otros dientes (Fig. 6-14). Gracias a la inclinación del canino descrita en las fases de la I a la III, se crea una constante tensión en el alambre, lo que causa su desviación elástica.

Esta desviación de los alambres genera una fuerza extrusiva en los incisivos y un momento que tienden a causar inclinación lingual. Esta tendencia a la desviación del arco de alambre puede ser reducida usando arcos de alambre de mayor rigidez y/o fuerzas más ligeras para la retracción. Los arcos de alambre auxiliares como el arco de intrusión revestido o los resortes cantiléver pueden ayudar a minimizar la desviación del arco de alambre.

Efecto de la retracción del canino sobre los molares. De acuerdo a la Tercera Ley de Newton, la fuerza de retracción sobre el canino debe ejercer la misma fuerza sobre el molar. Esta fuerza creará un momento sobre el molar lo que hará que este se incline mesialmente. El molar sufrirá entonces las cuatro fases de mesialización que se describieron para el canino. Sin embargo, el grado de movimiento puede variar dependiendo de los huesos adyacentes, las características del diente, el número de dientes adicionales ligados al molar, etc. Un efecto secundario importante que a menudo se observa clínicamente, especialmente cuando se usan fuerzas intensas, es la presencia de una mordida lateral abierta a causa de la inclinación simultánea del canino o de las coronas de los molares sin corrección radicular. Esto puede ser atribuido en gran parte a los niveles elevados de fuerzas de retracción lo que impide que el diente entre en la fase III o IV de movimiento de deslizamiento.

La retracción del incisivo

Durante el cierre del espacio los incisivos también siguen las mismas fases de retracción de los caninos. Las fases dominantes en la retracción de los incisivos son las fases I y II (es decir, la inclinación).

A pesar de que clínicamente la retracción de los incisivos es similar a la retracción de los caninos, a nivel mecánico hay unas cuantas diferencias. Cuando se inclinan hacia atrás, el bracket de un canino sufre una interacción de segundo grado con el arco de alambre; en contraste, debido a su posición un bracket del incisivo tiene una interacción de tercer grado. Esta interacción de tercer grado se presta un grado mayor de juego comparada con la interacción de segundo grado del canino. Por lo tanto, las fases dominantes de la retracción del incisivo son las fases I y II (la inclinación) ya que un mayor grado de juego permite más inclinación. Las preguntas que surgen en esta situación son: ¿Qué pasa si no queremos esta inclinación? O ¿Qué pasa si estamos buscando más control sobre la retracción del incisivo a partir del inicio de la retracción? Para lograr estos objetivos queremos introducir un M_C en la primera fase de retracción.

Algunas maneras comunes de hacer esto son:

1. Doblar el alambre (Doblez en V, como se discutió en el Capítulo 4)
2. Poner un doblez en el arco de alambre principal
3. Rotar el arco de alambre (torcer el alambre)
4. Aumentar la rigidez y el tamaño del arco de alambre

Otro método de minimizar el movimiento de inclinación de los incisivos y el canino es la reducción del M_F producido sin comprometer la magnitud de la fuerza. Esto se puede lograr cambiando el punto de aplicación de fuerza relativo al C_{RES} de los dientes. Esto puede ser fácilmente logrado si se usa un "brazo de potencia" (Fig. 6-15). Los efectos de tal mecánica sobre el diente incisivo están descritos en detalle en el Capítulo 4.

MECÁNICA DE MOVIMIENTO DENTAL GUIADA POR MINI-IMPLANTES

¿Por qué necesitamos mini-implantes para el cierre del espacio?

La extracción de premolares y la retracción de dientes anteriores se indican generalmente cuando hay una protrusión obvia de los dientes y hay una fuerte necesidad estética. Mientras se retraen los dientes anteriores en una maloclusión Clase II de máxima oclusión o en un caso de protrusión dental bialveolar Clase I, el control del anclaje toma profunda importancia ya que mantener el segmento posterior en su lugar se hace crítico. Una pérdida en el anclaje del molar puede comprometer no solo la corrección de la discrepancia antero-posterior, sino también afecta la dimensión vertical general de la cara. La aplicación de un anclaje apoyado en mini-implantes puede evadir los problemas del anclaje en tales situaciones, lo que mantiene una relación molar Clase II mientras se establece una relación canina Clase I para la guía estética y funcional.

Dónde usar mini-implantes

Los mini-implantes (MI) funcionan como unidades de anclaje en situaciones en las que hay una necesidad de anclaje absoluto.¹⁴⁻¹⁵ Se usan para generar un sistema constante y predecible de fuerza de modo que se puede lograr el movimiento preciso y exacto de las

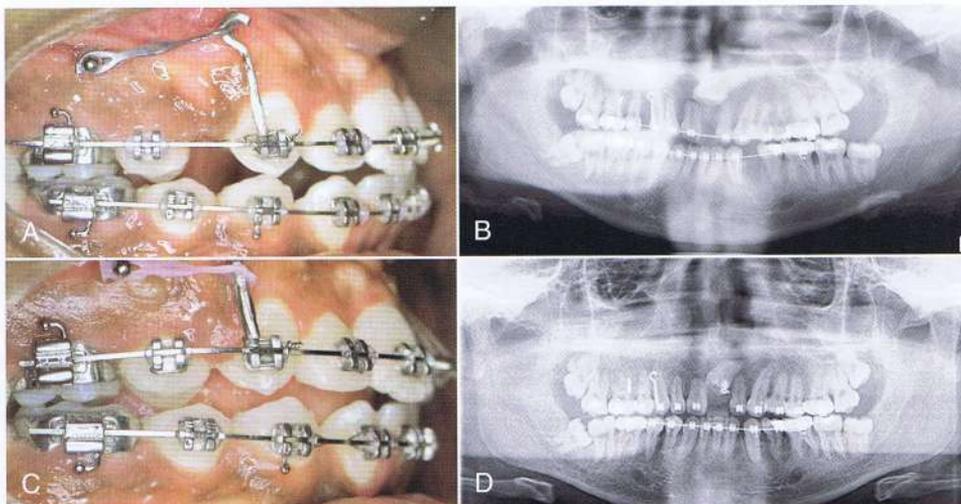


Figura 6-15 Distalización del canino usando un brazo de potencia. **A y B**, inicio de la retracción. Note que el largo del brazo de potencia es aproximadamente cercano al C_{RES} del canino. **C y D**, luego de completarse la distalización. No ha ocurrido inclinación.

unidades activas sin la preocupación de la posibilidad de la pérdida del ancla. En otras palabras, los MI ayudan a eliminar el elemento de imprevisibilidad que está asociado a las unidades de anclaje tradicional (usualmente en los dientes posteriores), por ende hacen que el ortodoncista quede completamente a cargo del movimiento deseado.

Principios básicos del uso de mini-implantes

Para maximizar el potencial de los MI, es crucial entender la mecánica básica detrás de la aplicación de fuerza de un MI a la unidad activa o a los dientes. Esta sección detalla los principios biomecánicos fundamentales implicados en el uso de tales dispositivos y sus aplicaciones prácticas.

Aquí tenemos un ejemplo simple para elucidar la necesidad de entender la mecánica involucrada con los MI. Cuando usamos la mecánica convencional, la aplicación de fuerza usualmente es paralela al plano oclusal y por tanto tenemos que lidiar con la fuerza solo en un plano. Sin embargo, debido a que los MI usualmente se colocan apical al plano oclusal en el hueso entre las raíces de los dientes, la fuerza aplicada siempre se encuentra en un ángulo (Fig. 6-16). (Nota: la ubicación preferida para colocar el MI es entre las raíces de los segundos premolares y los primeros molares cerca de la unión mucogingival. Se debe tener cuidado de que los MI no sean insertados muy lejos apicalmente en la mucosa movable, ya que esto puede llevar a fallas de implante a causa de la inflamación persistente alrededor de la zona del MI). Esta fuerza angulada se presta a ser dividida en dos componentes (según la ley de descomposición de vectores, discutida en el Capítulo 4): una fuerza reactiva horizontal (r) y una fuerza intrusiva vertical (i). La fuerza aplicada con los MI en tal instalación es más cercana al C_{RES} de la unidad anterior. Por lo tanto, el M_F con los MI es significativamente menor con la mecánica convencional. Clínicamente esto significa que hay menos tendencia de que los dientes se inclinen.

Además, con la mecánica convencional los molares o segmentos posteriores usualmente sirven como unidad de ancla, con el resto del arco funcionando como la unidad activa. El sistema de fuerzas por lo tanto está diferencialmente expresado en la unidad activa y el anclaje o la unidad pasiva dentro del mismo arco. En contraste,

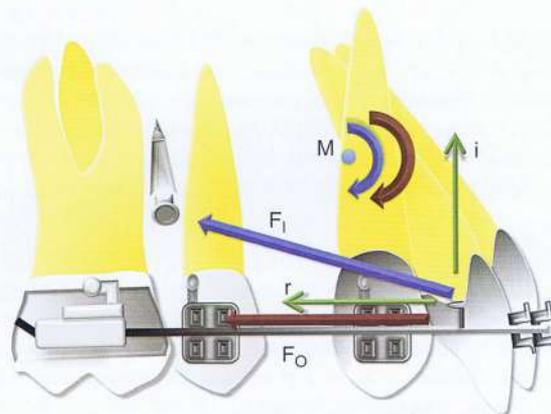


Figura 6-16 El vector de fuerza varía entre la mecánica convencional (F_o) y la mecánica basada en implantes (F_i) para el cierre de espacio. El diseño biomecánico del sistema de fuerza implicado durante la retracción en masa de los dientes anteriores con implantes. Aquí $F \gg r > i$, donde F es fuerza total, i es componente intrusivo, y r es el componente reactivo. También el momento creado por el implante es significativamente menor que el creado por la mecánica convencional. (La aplicación de fuerza con implantes es más cercana a la C_{RES} y $M = F \times \text{distancia a la } C_{RES}$).

cuando se incorporan los MI como la tercera contraparte, se hace posible el movimiento selectivo de los segmentos anteriores y posteriores. Una planificación precisa para la cantidad de movimiento dental deseado es entonces un prerrequisito antes de que se inicie el tratamiento activo.

Mecánica de cierre del espacio con mini-implantes

De acuerdo a la figura 6-16 (una descripción gráfica del sistema de fuerza inicial para la retracción en masa), la fuerza (F) ejercida por los resortes en forma de espiral de níquel titanio (NiTi) (bilateralmente) tiene dos componentes distintos: una fuerza más grande y predominantemente reactiva (r) y una fuerza intrusiva más pequeña (i), lo que causa una retracción en masa y algo de intrusión de los dientes anteriores. Adicionalmente, hay un momento hacia la

derecha (M) en el segmento anterior, al mismo tiempo que la fuerza total pasa por debajo del C_{RES} estimado de los dientes anteriores. Este momento hace que los dientes anteriores se inclinen y el grado de inclinación puede ser regulado por el grosor y la rigidez del arco de alambre. Por ejemplo, un arco de alambre de acero inoxidable de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas tiene aproximadamente de 12 a 14 grados de juego en una ranura de 0.022 pulgadas, suponiendo que el alambre es completamente pasivo cuando empieza la retracción, mientras un arco de alambre de acero inoxidable de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas tiene de 16 a 18 grados de juego (Fig. 6-17). Por lo tanto, este último mostrará cantidades mayores de inclinación y una fase I y fase II de retracción prolongada en comparación con el primero. El especialista debe seleccionar juiciosamente el arco de alambre para el cierre del espacio.

Por ejemplo, si los dientes anteriores están desplazados al principio, se requiere más inclinación; por tanto, un alambre más grueso será de uso limitado, ya que el juego efectivo sería menor. Si, por el contrario, los dientes están rectos y existe la necesidad de tener más control sobre los incisivos, la mejor opción debería ser un alambre más grueso (Fig. 6-18). Como ya se ha discutido, otro

método para tener control sobre los incisivos durante el cierre de espacio es el uso de brazos de potencia. Estos se puede emplear también con implantes (Fig. 6-19). Para ver una lista completa del juego aproximado de los diferentes tamaños de arcos de alambre diríjase a la Tabla 6-1.

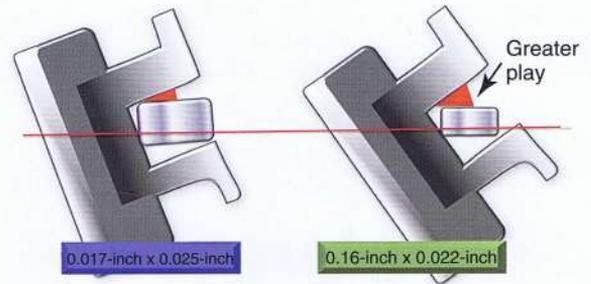


Figura 6-17 La cantidad de juego entre el bracket y el arco de alambre depende del tamaño del arco de alambre.

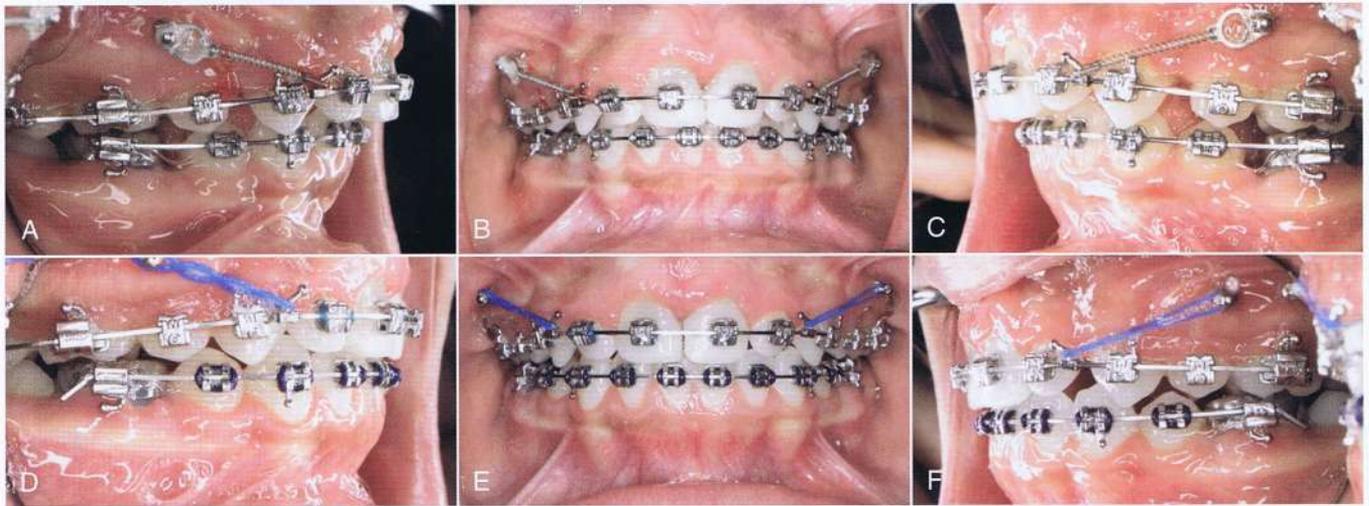


Figura 6-18 Cierre del espacio en masa con anclaje apoyado por mini-implantes. A-C, los incisivos estaban rectos al comienzo del cierre de espacio, así que se usó un arco de alambre de 0.019 x 0.025 pulgadas. D-F, después del cierre del espacio. La inclinación axial de los incisivos era mantenida en gran medida.

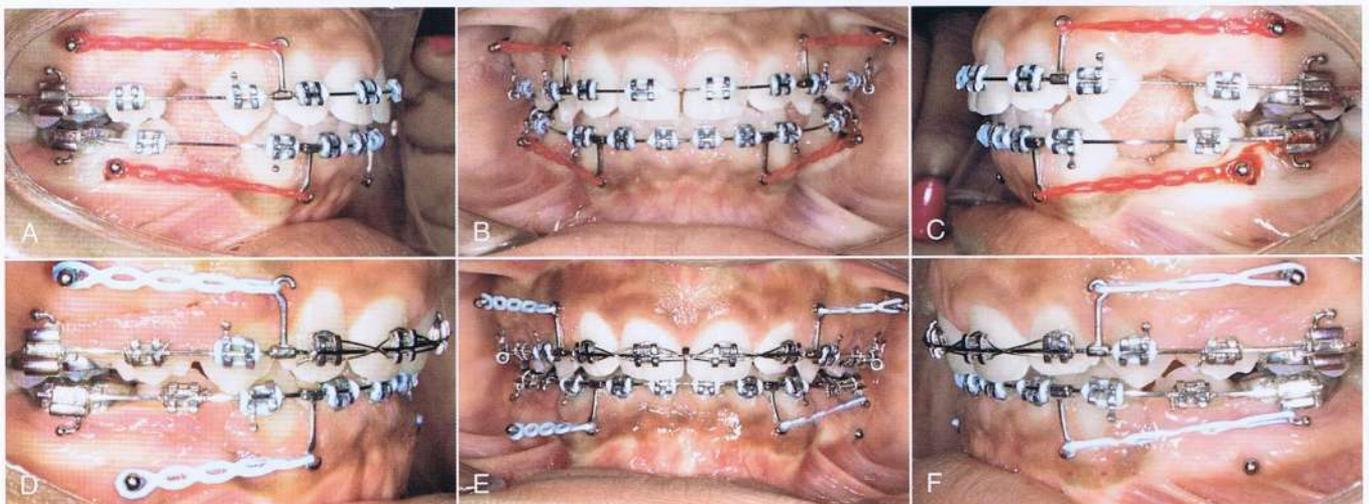


Figura 6-19 Los mini-implantes con brazos de potencia para el cierre de espacio. A-C, antes. D-F, después.

TABLA 6-1 Cantidad de juego alambre-bracket en el tercer orden para los diferentes tamaños de arcos de alambre

Tamaños de arcos de alambre (pulgadas) (acero inoxidable)	Cantidad de juego (grados)
0.016 x 0.022	16-18
0.017 x 0.025	13-14
0.019 x 0.025	6-8
0.021 x 0.025	2-3

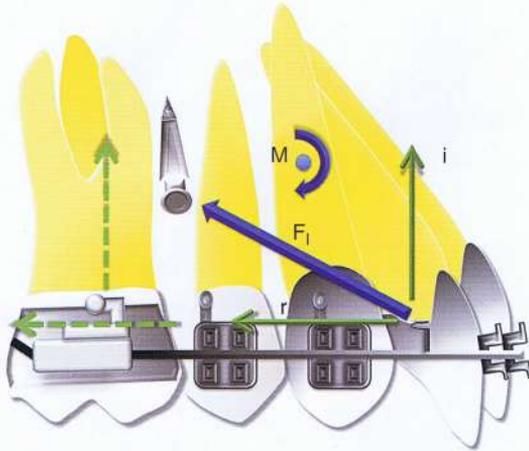


Figura 6-20 Diseño biomecánico para el sistema de fuerzas incluido después del cierre de espacio. La retracción de los dientes anteriores superiores todavía está en proceso. Nótese el aumento en la angulación de la fuerza total relativa hacia el plano de oclusión (Aquí $F_1 \gg r = i$). Tal configuración mecánica tiene implicaciones importantes para el control vertical y la corrección de una Clase II.

Una vez que los dientes anteriores se han inclinado por la cantidad de juego disponible entre la ranura del bracket y el alambre (espacio libre), no hay más inclinación, ya que los brackets se inmovilizan en el alambre en esa posición y se genera un M_C contrarrestante, como se discutió anteriormente. Se puede esperar un movimiento conjunto de los dientes anteriores si se continúa la fuerza reactiva aunque las limitaciones biológicas también tienen una función decisiva.

Después de que se cierran los espacios de extracción, se establece el contacto entre el canino y el segundo premolar. De aquí en adelante, la siguiente continuación de la retracción trae consigo la transmisión de la fuerza total de los segmentos posteriores a través de los contactos interdentes, lo que produce una fuerza distal e intrusiva en los dientes posteriores y un momento (M) en el arco entero (Fig. 6-20). Esta mecánica ha sido empleada a menudo para corregir las relaciones molares Clase II sin extracciones.

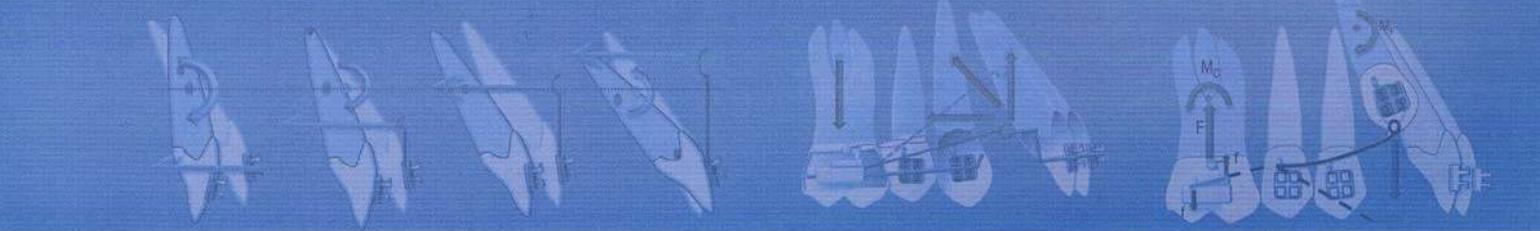
La biomecánica implicada durante la retracción en masa con anclaje apoyado por MI tiene otras ventajas que son muy distintas a las de los métodos convencionales, especialmente en pacientes de ángulo alto. Una de esas ventajas, que es bastante obvia, es el hecho de que no hay posibilidad de mesialización molar o pérdida de anclaje en tal instalación, ya que no se está aplicando fuerza reactiva sobre los molares. Por lo tanto, es una manera efectiva de compensar una maloclusión Clase II con una sobremordida horizontal grande.

RESUMEN

El cierre de espacio es el aspecto más crítico de la ortodoncia, especialmente en casos que sufren extracción. Este capítulo cubre solo los fundamentos esenciales del cierre de espacio, que da un punto de partida para lecturas avanzadas en el área. Una descripción más detallada de la función de la fricción y las propiedades del arco de alambre sobrepasa el propósito de este libro. Sin embargo, comprender las fuerzas y los momentos que ocurren durante este procedimiento y su aplicación personalizada para casos y situaciones individuales puede aumentar significativamente el resultado de los casos tratados.

REFERENCIAS

- Gjessing P. A universal retraction spring. *J Clin Orthod.* 1994;28:222-242.
- Hoenigl KD, Freundenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-loop: a new way of preactivation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:149-153.
- Martins RP, Buschang PH, Gandini LG Jr. Group A T-loop for differential moment mechanics: an implant study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:182-189.
- Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification: part I. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:393-402.
- Siatkowski RE. Continuous arch wire closing loop design, optimization, and verification: part II. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:487-495.
- Coimbra ME, Penedo ND, de Gouveia JP, Elias CN, de Souza Araujo MT, Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133:188.e9-e13.
- Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976;70:1-19.
- Faulkner MG, Fuchshuber P, Haberstock D, Mioduchowski A. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. *J Biomech.* 1989;22:637-647.
- Safavi MR, Geramy A, Khezri AK. M/F ratios of four different closing loops: 3D analysis using the finite element method (FEM). *Aust Orthod J.* 2006;22:121-126.
- Techalertpaisarn P, Versluis A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and T-loops investigated with finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143:675-683.
- Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:12-18.
- Firouz T, Kuhlberg AJ, Nanda R. Efficacy of extraction space closure by precalibrated T-springs. *Inf Ortho Kiefer.* 1998;30:663-674.
- Andrews LF. *Straight Wire: The Concept and Appliance.* San Diego, CA: L.A. Wells Company; 1989.
- Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Uribe F, Nanda R. Mini-implants vs fixed functional appliances for treatment of young adult Class II female patients: a prospective clinical trial. *Angle Orthod.* 2012;82(2):294-303.
- Upadhyay M, Yadav S, Nanda R. Vertical dimension control during en masse retraction with mini-implant anchorage. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138:96-108.
- Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment effects of mini-implant for "en masse" retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion cases: a randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:18-29.
- Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Nanda R. Dentoskeletal and soft tissue effects of mini-implants in Class II Div 1 patients. *Angle Orthod.* 2009;79:240-247.
- Upadhyay M, Yadav S, Patil S. Mini-implant anchorage for en masse retraction of maxillary anterior teeth: a clinical-cephalometric study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;134:803-810.



CAPÍTULO 7

Manejo de los caninos impactados basado en la biomecánica

Sumit Yadav y Ravindra Nanda

Los caninos superiores son importantes tanto estética como funcionalmente y están en segundo lugar como los dientes más comúnmente impactados, después de los terceros molares.¹⁻⁶ La frecuencia de caninos superiores no erupcionados es de aproximadamente 0,8% a 2% en la población general, con variaciones étnicas.⁴ La incidencia de la impactación canina es dos veces más común en mujeres que en hombres y los dientes son palatinamente impactados en un 85% de esos pacientes e impactados hacia bucal en un 15%. Se percibe que los pacientes con caninos superiores impactados son más difíciles de tratar y se llevan más tiempo que aquellos con maloclusiones de rutina.

La posición de los caninos impactados y la mecánica de tratamiento son los dos factores más importantes que afectan el tiempo total del tratamiento y la posición final de los caninos en la cavidad oral.⁷⁻⁸ Con nuevas tecnologías como la tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), se pueden ubicar con precisión los caninos impactados en tres dimensiones.⁷ Para el tratamiento se necesita un sistema de fuerzas óptimo y tal sistema se define como aquel que conlleva a una respuesta biológica mayor con un daño mínimo de tejido, lo que resulta en un movimiento dental rápido con pocos efectos perjudiciales o ninguno.⁹

Los sistemas de fuerza tradicionales son atenuados como resultado de la desactivación durante el movimiento dental o debido a las propiedades físicas del sistema de aplicación de fuerza¹⁰ y el diseño de los aparatos ha estado enfocado en mejorar la aplicación de fuerza. A pesar de que un resorte ideal que pudiera proporcionar una fuerza continua día a día es solo una posibilidad teórica, ya han sido ideadas diferentes mecánicas de inter-arco e intra-arco para un manejo exitoso de los caninos impactados. Oppenhuizen¹¹ y Jacoby¹² idearon un resorte de intrusión para caninos impactados palatinamente usando arcos prefabricados de alambre de acero inoxidable de 0.018 pulgadas. Bowman y Carano¹³ idearon nuevos resortes de fuerza direccional llamados Kilroy I y Kilroy II, que se usan para caninos impactados a nivel palatino y bucal, respectivamente. Haydar et al.¹⁴ usaron microtornillos bien sea con tracción elástica o alambre de ligadura para el manejo del diente impactado. Vardimon et al. recomendaron el uso de imanes para tratar los caninos impactados sobre la base de un pro-

cedimiento quirúrgico menos invasivo, fuerzas efectivas a cortas distancias y una guía espacial controlada.^{14a}

Sin embargo, ninguno de estos autores han discutido la mecánica que implica el uso de sus aparatos. El uso de una mecánica inapropiada (dirección y magnitud de la fuerza aplicada, dirección y magnitud de la fuerza reaccionaria), cuando se tratan caninos impactados y ectópicamente erupcionados, aumenta la posibilidad de resorción radicular de los dientes adyacentes. Tener conocimiento sobre mecánica es esencial para el tratamiento efectivo y un paso importante hacia el tratamiento basado en evidencia.^{10,15}

DIAGNÓSTICO DEL CANINO IMPACTADO

El diagnóstico del canino impactado está basado en exámenes tanto clínicos como radiográficos.

Examen clínico

Los siguientes signos clínicos junto al diagnóstico radiográfico pueden ser indicativos de caninos impactados:

1. Erupción tardía o migración de los incisivos laterales superiores permanentes.
2. Erupción tardía de los caninos permanentes (después de los 14 o 15 años de edad)
3. Retención prolongada de los caninos temporales (después de los 14 o 15 años de edad)
4. Ausencia de la protuberancia normal del canino
5. Presencia de la protuberancia palatina

Diagnóstico radiográfico

Se han propuesto numerosos métodos radiográficos para la localización precisa de los caninos impactados:

1. Radiografías periapicales: una simple radiografía periapical le da al ortodoncista una representación bidimensional de los caninos impactados y la dentición circundante.¹⁶ Para evaluar la posición del canino bucolingualmente, se debe obtener una segunda radiografía periapical con uno de los métodos siguientes:

- La técnica de Clark (o regla lingual igual, vestibular opuesto [SLOB, por sus siglas en inglés]): se toman dos radiografías periapicales de la misma área, con la angulación horizontal del cono cambiado cuando se toma la segunda radiografía. Si el canino impactado se mueve en la misma dirección del cono, está palatinamente posicionado. Si el canino impactado se mueve en dirección opuesta al cono, este está por ende bucalmente posicionado.
 - Regla del objeto bucal: la premisa básica de esta técnica trata el escorzo y elongación de las imágenes en las radiografías. Si se cambia la angulación vertical del cono en aproximadamente 20 grados en dos radiografías periapicales sucesivas, el objeto bucal se moverá en dirección opuesta a la fuente de radiación. Por otro lado, el objeto lingual se moverá en la misma dirección de la fuente de radiación
2. Radiografías oclusales: estas sirven como un complemento a las radiografías periapicales para determinar la posición bucopalatina de los caninos impactados.¹⁶
 3. CBCT: la CBCT puede localizar exactamente la posición de los caninos impactos en tres dimensiones del espacio. Esta técnica de imagen tridimensional también puede evaluar cualquier daño a las raíces de los dientes adyacentes y la cantidad y calidad del hueso que circunda cada diente.^{17,18}

EXPOSICIÓN QUIRÚRGICA

Algunas investigaciones y mucho debate han rondado los méritos de las técnicas de erupción abierta versus la cerrada, ya que parece haber diferencias sutiles entre las dos técnicas de erupción en relación a la duración del tratamiento y los efectos dañinos sobre el tejido periodontal. Existen dos escuelas de pensamiento sobre las técnicas de erupción; sin embargo, la escogencia entre usar la técnica de erupción abierta o cerrada se basa normalmente en la preferencia individual. Un impacto palatino simple (la cúspide del canino al mismo nivel de la unión cemento-esmalte del incisivo lateral o del incisivo central) normalmente requiere una exposición quirúrgica abierta, mientras que la exposición quirúrgica cerrada es la favorita usualmente cuando el diente está más profundamente enclavado en el hueso, ya que la exposición quirúrgica abierta podría requerir remoción excesiva del hueso adyacente. Los caninos individuales impactados palatinamente pueden llegar a la erupción autónoma después de la exposición quirúrgica abierta; sin embargo, la bibliografía en ortodoncia carece de evidencia clínica suficiente de qué el canino impactado por palatino responderá favorablemente a qué técnica de erupción.¹⁹⁻²¹ La técnica de erupción cerrada ha sido muy criticada con respecto a la dirección de la erupción del diente (dirección de la fuerza) y su efecto perjudicial (resorción radicular del incisivo lateral). No obstante, con la llegada de la radiografía tridimensional (CBCT), se puede identificar la ubicación exacta del diente impactado y se puede aplicar el sistema de fuerza óptimo, lo que puede conllevar a un movimiento dental rápido con mínimos efectos dañinos en el diente impactado y los adyacentes.

ETIOLOGÍA

La etiología de los caninos impactados es poco clara y multifactorial; sin embargo, las causas etiológicas primarias de los impactos de

los caninos superiores incluyen (1) deficiencia de la longitud del arco (impactación canina por bucal), (2) alteraciones en la secuencia de erupción dental (hormonales o inducidas por enfermedad), (3) trauma al maxilar o de la dentición superior, (4) retención prolongada de los caninos temporales, (5) rotación de los gérmenes dentales y (6) lesiones patológicas como quistes y odontomas localizados en el área de los caninos permanentes y los incisivos laterales. Se han hecho hipótesis de que los caninos impactados palatinamente están relacionados con una hipoplasia o incisivos laterales ausentes (teoría de la guía) o con aplasia de los premolares o terceros molares (teoría genética). Los caninos impactados palatinamente se presentan a menudo con un espacio de arco adecuado mientras que se cree que los caninos impactados bucalmente están relacionados con deficiencias del arco dental.

Teoría de la guía

Los caninos superiores permanentes carecen de fuerzas de guía durante el proceso de erupción hacia la cavidad oral por el espacio extra en la parte apical del maxilar o debido a la hipoplasia o falta del incisivo lateral. Esta teoría afirma que los caninos impactados se encuentran frecuentemente en personas con incisivos laterales superiores en forma de clavija o ausentes. Incluso si estos impactos estuvieran determinados genéticamente, la teoría de la guía establece que el impacto palatino del canino normalmente ocurre como resultado de alteraciones ambientales locales.

Teoría genética

De acuerdo a la teoría genética, la erupción anómala de los caninos permanentes superiores es el resultado de una alteración del desarrollo de la lámina dental. La evidencia de esta teoría se encuentra en las ocurrencias bilaterales y familiares, diferencias de sexo y la gran incidencia de otros asuntos dentales como la erupción ectópica de los primeros molares y la infraoclusión de los molares primarios.²²⁻²⁵ Las investigaciones han mostrado incluso que usualmente los caninos impactados palatinamente coexisten con la hipodoncia o la agenesia de los terceros molares¹⁶ y los factores de transcripción como MSX1 y PAX9, que han sido relacionados con la agenesia de los molares, pueden estar involucrados en la impactación palatina de los caninos.²⁷ Baccetti demostró que los caninos unilaterales impactados por palatino se correlacionaban significativamente ($p < 0,05$) con la aplasia de los incisivos laterales superiores, mientras que los caninos bilaterales impactados por palatino tienen una correlación significativa ($p < 0,05$) con la agenesia de los terceros molares, lo que apoya a la etiología genética del desplazamiento del canino hacia palatino.

CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS

Los resortes de Cantiléver con una única dirección de fuerza y un solo punto de aplicación de fuerza son comúnmente usados para el manejo de los caninos impactados y ectópicamente erupcionados (Fig. 7-1). Los resortes de Cantiléver producen fuerza sobre los caninos impactados y ubicados ectópicamente en los tres planos espaciales, dependiendo de la posición de los caninos (Figs. 7-1 y 7-2) y la fuerza mayor dirigida sobre caninos impactados y ubicados ectópicamente es vertical (fuerza extrusiva) y labial/lingual. En la impactación horizontal del canino, un sistema de fuerza de pura cupla con una alta relación momento/fuerza es ventajoso para enderezar los caninos impactados antes de extraerlos de la

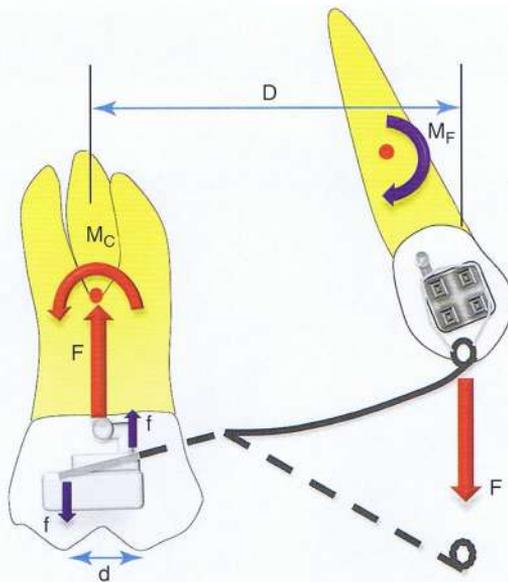


Figura 7-1 Vista anteroposterior: un diseño de resorte de cantiléver para la extrusión del canino (Sistema de fuerza de una cupla). La línea punteada indica el estado pasivo del resorte mientras que el diseño sólido muestra que este está en estado activado, en otras palabras, a partir de este punto el resorte sufrirá la desactivación gradualmente. La fuerza (F) ejercida sobre el canino y el molar por la Tercera Ley de Movimiento de Newton es igual y opuesta. Un vez que se activa el resorte genera una cupla en el tubo auxiliar (M_C), en la que $M_C = F \times D$. D es la distancia entre el centro de resistencia (C_{RES}) del molar y el punto de aplicación de la fuerza del canino. El MC también puede ser calculado como el producto de la fuerza de la cupla (f) y la longitud del tubo auxiliar (d); es decir, $M_C = f \times d$. Debido a que la fuerza no pasa a través del C_{RES} del canino, esta genera un momento a causa de la fuerza (M_F). Dado que se supone que la fuerza pasa a través del C_{RES} , en el molar no se genera ningún momento a causa de la fuerza. Nota: siempre diferencia entre un momento a causa de una fuerza y un momento a causa de una cupla.

cavidad oral. Los aparatos o resortes basados en Cantiléver (sistemas de fuerza de una cupla) están diseñados para tener una baja tasa de desviación de la carga. Los sistemas de fuerza proporcionados por estos aparatos (resortes) tienden a mantenerse óptimos y consistentes en su magnitud, lo que evita que tenga efectos dañinos en el periodonto adyacente a través del rango entero del movi-

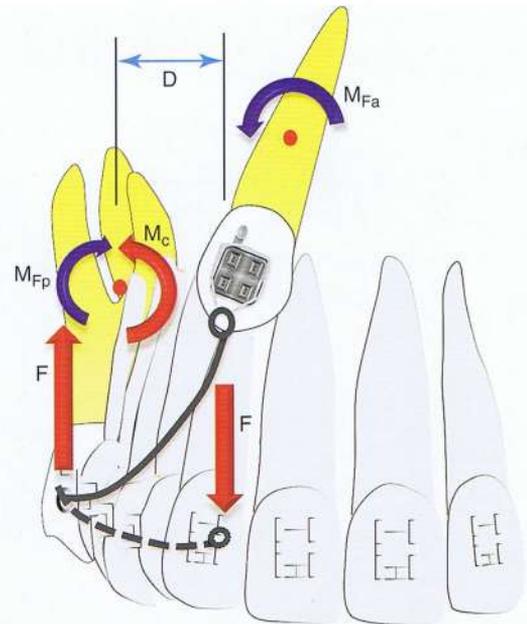


Figura 7-12 Vista transversal: un diseño de resorte de cantiléver para la extrusión del canino (Sistema de fuerza de una cupla). M_{Fp} : debido a que la fuerza es bucal hacia el centro de resistencia (C_{RES}) del molar, se genera un momento a causa de la fuerza aplicada. Del mismo modo, se genera un momento en el canino (M_{Fa}). Aquí, el momento neto que actúa sobre el molar (M) puede ser obtenido al sustraer el momento a causa de la fuerza al momento a causa de la cupla. (M_C). Por lo tanto, $M = M_C - M_{Fp}$.

miento dental. Adicionalmente, se mantiene una magnitud aceptable de fuerza en el aparato durante el tratamiento para evitar reactivaciones frecuentes y, se ejerce una fuerza única sobre el canino para la erupción y alineamiento. La fuerza reaccionaria y el momento están disipados en el molar (Figs. 7-1 y 7-2), lo que puede ser controlado con el uso de un arco palatino y/o ligando el molar al resto del arco. Cualquier resorte que permita una modificación del sistema de fuerza durante el período de sacar un canino impactado de la cavidad oral y alinearlo en el arco es ventajoso siempre que los especialistas estén conscientes de la mecánica estructural y la geometría del resorte.

El texto continúa en la pág. 132



REPORTE DE CASO 1

Una joven pospuberal de 13 años presenta una queja principal de dientes anteriores torcidos. El examen extraoral revela un patrón de crecimiento dolicofacial con un perfil recto del tejido blando y un ángulo nasolabial obtuso. El examen intraoral mostró que ella tenía una relación molar bilateral Clase I y caninos superiores impactados palatinamente (Fig. 7-3). Luego de nivelar y alinear, se colocaron un arco transpalatino CNA (forma de arco nuevo de Connecticut –Ortho Organizers, Carlsbad, CA.) de 0.032 pulgadas y un arco de alambre CNA de 0.019 pulgadas x 0.025 pulgadas en el arco superior. Los resortes de cantiléver (alambre CNA de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas) que aplican 80 gr de fuerza (oclusal/extrusiva) fueron colocados

bilateralmente desde el tubo auxiliar del bracket molar (Fig. 7-4). Los resortes fueron activados cada visita y después de 5 meses los caninos superiores erupcionaron en la cavidad oral. En este punto se cambió la dirección de la fuerza de oclusal a bucooclusal y se redujo la fuerza a 30 gr. Después de 12 meses de mecánica de cantiléver, las coronas de ambos caninos superiores estaban en el arco (Fig. 7-4). El acabado y los detalles fueron logrados con el arco de alambre CNA 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas. El tiempo total de tratamiento fue de 18 meses (Fig. 7-5).

Continúa

REPORTE DE CASO 1 – *continuación*

Figura 7-3 A-C, Vistas faciales pre-tratamiento. D-H, vistas intraorales pre-tratamiento.

Continúa

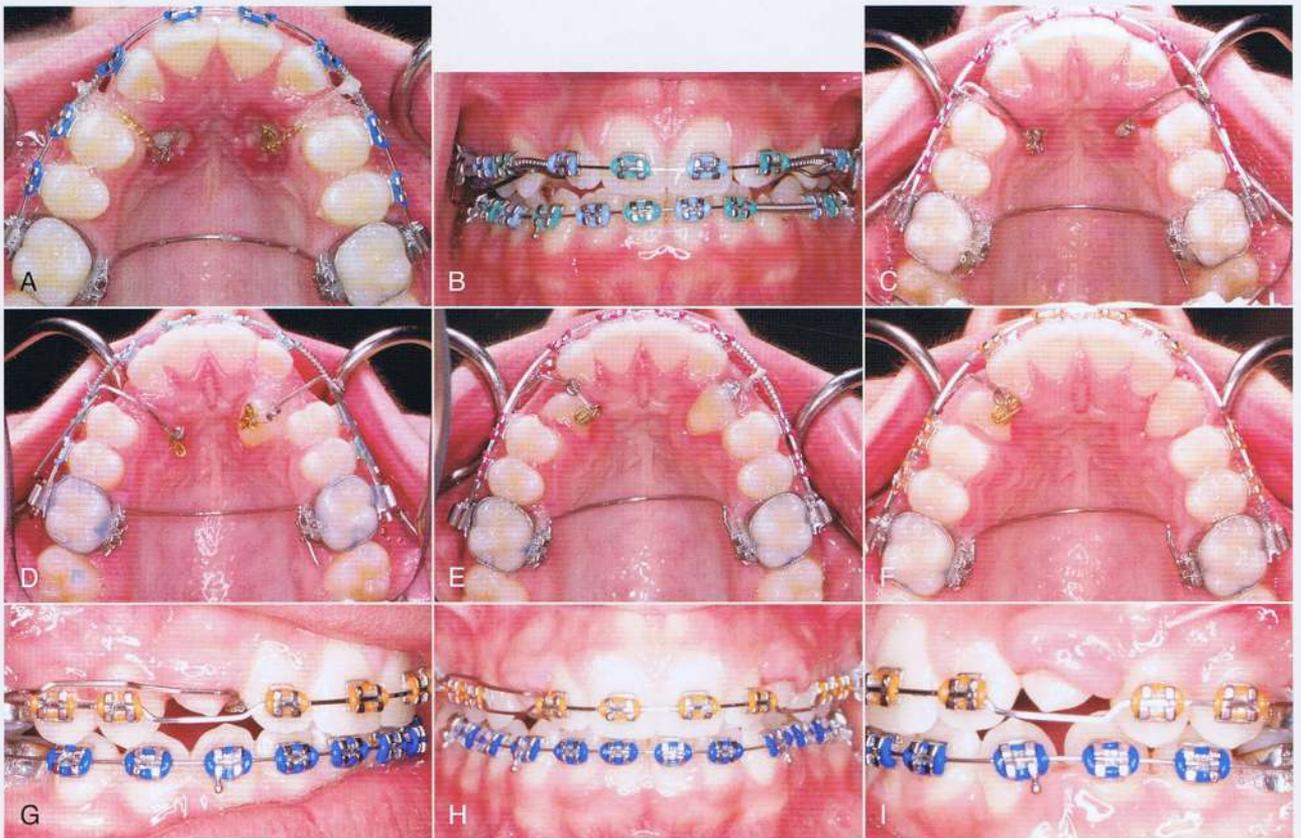
REPORTE DE CASO 1 – *continuación*

Figura 7-4 A-F, vistas intraorales (oclusal a mitad del tratamiento. G-I, vistas intraorales a mitad del tratamiento.

Continúa

REPORTE DE CASO 1 – *continuación*

Figura 7-5 A-C, vistas faciales post-tratamiento. D-H, vistas intraorales post-tratamiento.



REPORTE DE CASO 2

Una joven pospuberal de 11, 7 años fue referida por su odontólogo general por la ausencia del canino superior derecho. El examen extraoral revela un patrón de crecimiento dolicofacial con un perfil recto del tejido blando (Fig. 7-6 A-C). El examen intraoral mostró que tenía una relación molar bilateral Clase I y un canino superior derecho impactado palatinamente (Fig. 7-6 D-H). Luego de la nivelación y alineación inicial, se colocaron un arco transpalatino CNA de 0.032 pulgadas y un arco de alambre CNA de 0.019 pulgadas x 0.025 pulgadas en el arco superior. Se

colocó un resorte de cantiléver (CNA de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas) desde el tubo auxiliar derecho del bracket molar (Fig. 7-7). Se aplicaron setenta y cinco gr de fuerza buco-oclusal y después de 6 meses el canino erupcionó en el arco. El acabado y los detalles fueron logrados con un CNA de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas y un arco de alambre trenzado de acero inoxidable de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas. El tiempo total de tratamiento fue de 16 meses (Fig. 7-8).

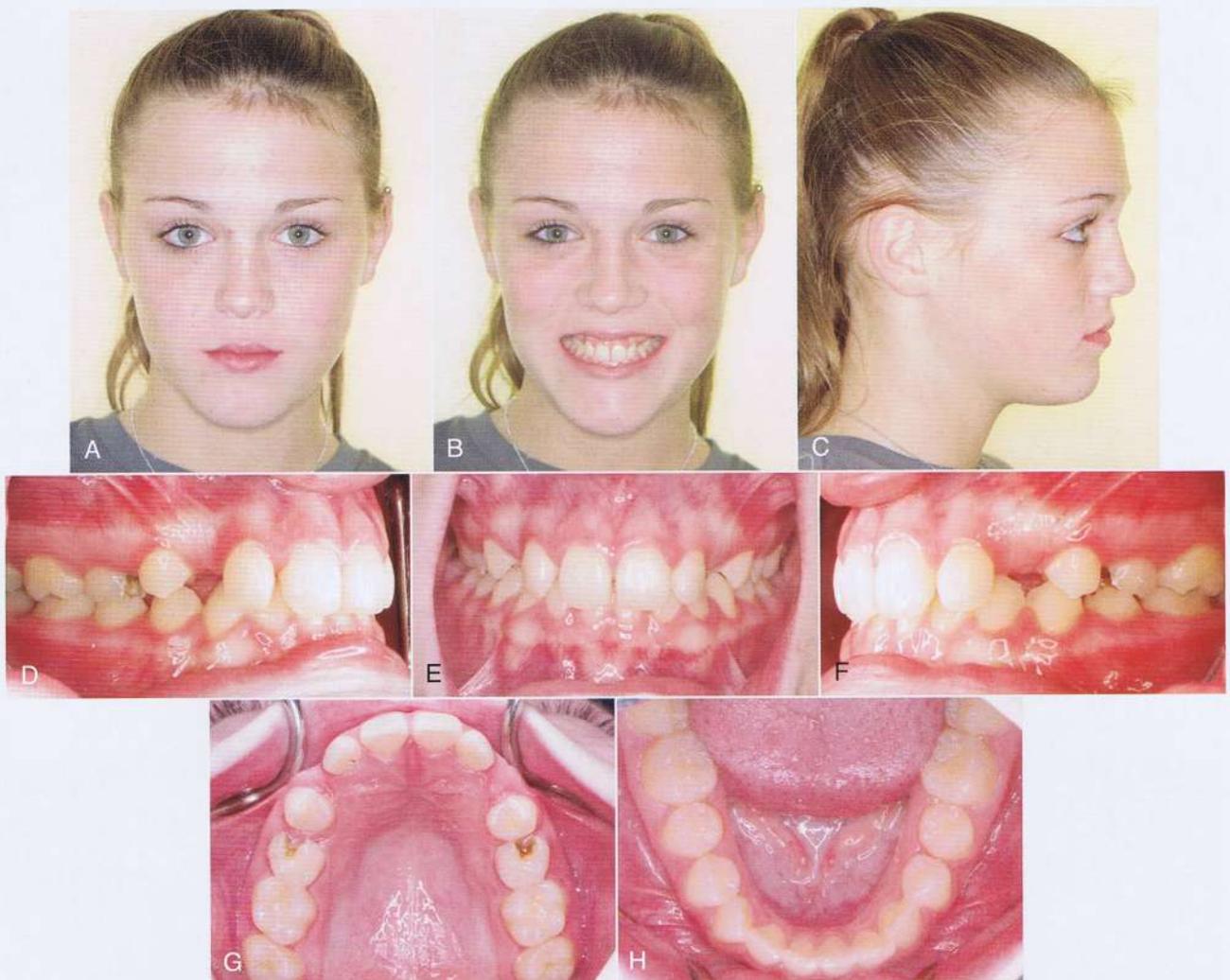


Figura 7-6 A-C, vistas faciales pre-tratamiento. D-H, vistas intraorales pre-tratamiento.

Continúa



REPORTE DE CASO 2 – continuación



Figura 7-7 A-F, vistas intraorales a mitad del tratamiento.



Figura 7-8 A-C, vistas faciales post-tratamiento. D-H, vistas intraorales post-tratamiento.



REPORTE DE CASO 3

Una joven pospuberal de 12 años de edad se presenta con una queja principal de dientes frontales superiores ubicados irregularmente. El examen extraoral revela un patrón de crecimiento braquifacial con un perfil convexo del tejido blando y un ángulo nasolabial obtuso (Fig. 7-9 A-C). El examen intraoral mostró que ella tenía una relación molar Clase I bilateral y caninos superiores ubicados en lo alto del vestíbulo bucal (Fig. 7-9 D-H). El canino temporal superior izquierdo estaba sobreretenido y la paciente tenía tendencia a una mordida cruzada debido a la dimensión maxilar transversa estrecha (Fig. 7-9 D-H). El canino temporal superior izquierdo fue extraído y se le colocó un disyuntor Hyrax para corregir la discrepancia

transversa (Fig. 7-10 A-E). Los resortes de cantiléver (CNA de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas) fueron colocados bilateralmente desde el tubo auxiliar del bracket molar para llevar los caninos ubicados en alto al arco (Fig. 7-10 A-E). Posteriormente se hizo una alineación de los caninos usando un alambre de níquel titanio (NiTi) de 0.016 pulgadas apoyado sobre un arco de alambre de base CNA 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas (Fig. 7-10 F-K). El acabado y los detalles fueron logrados con un CNA de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas y un arco de alambre de acero inoxidable trenzado de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas. El tiempo total de tratamiento fue de 15 meses (Fig. 7-11).



Figura 7-9 A-C, vistas faciales pre-tratamiento. D-H, vistas intraorales pre-tratamiento.

Continúa



REPORTE DE CASO 3 – continuación

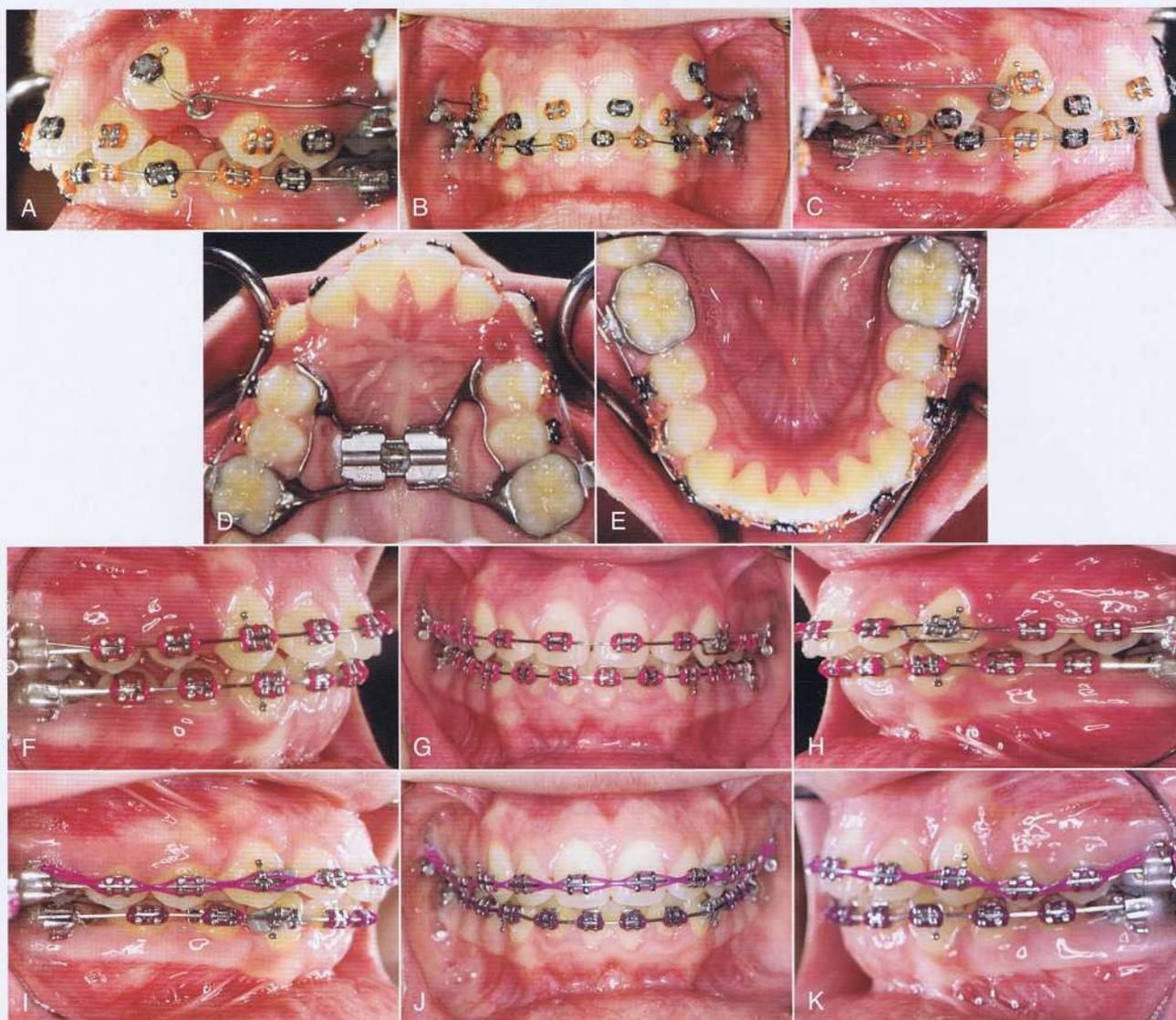


Figura 7-10 A-K, vistas intraorales a mitad del tratamiento.

Continúa

REPORTE DE CASO 3 – *continuación*

Figura 7-11 A-C, vistas faciales post-tratamiento. D-H, vistas intraorales post-tratamiento.

Continúa

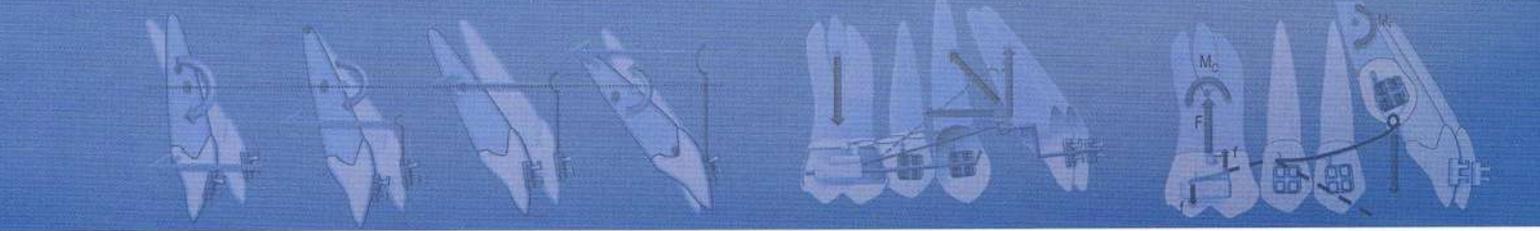
El enfoque terapéutico de los caninos impactados y ubicados ectópicamente es interdisciplinario. A pesar de que muchos factores cuentan para el resultado final, el sistema de fuerza tridimensional que actúa sobre los caninos es quizás el factor simple más importante. La corrección de los caninos impactados y ubicados ectópicamente a menudo requiere de la erupción de los caninos a la cavidad oral y de un movimiento bucolingual para tener a los caninos dentro del arco. El sistema de fuerza simple (mecánica de cantiléver) ha sido usado efectivamente para provocar un movimiento tridimensional controlado tanto en los caninos impactados como en los ubicados ectópicamente en una dirección predeterminada por los objetivos del tratamiento. La fuerza que se requirió para llevar a los caninos (impactados o desplazados) dentro del arco es relativamente baja. Sin embargo, para prevenir una inclinación no deseada del primer molar superior se usó una barra transpalatina (alambre CNA redondo de 0.032 pulgadas) en los tres casos clínicos (en el tercer caso se usó un disyuntor Hyrax desactivado como barra transpalatina). Además, los resortes de cantiléver fueron hechos a partir de un arco de alambre de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas, los cuales tuvieron una tasa de desviación de la carga baja, lo cual reduce la frecuencia de reactivación. En todos los casos clínicos los pacientes fueron tratados con una técnica de exposición quirúrgica de erupción cerrada y los caninos fueron llevados al arco a través de la mucosa adherida lo que dio como resultado una encía adherida queratinizada, buen soporte óseo y profundidades de sondaje periodontal no excesivas.

RESUMEN

Los resultados ortodónticos y estéticos frecuentemente están comprometidos con pacientes con caninos superiores impactados y ubicados ectópicamente. En los tres casos clínicos presentados en este capítulo, la planificación cuidadosa del tratamiento y la mecánica metódica en cada paso nos ayudó a lograr los resultados deseados sin aumentar significativamente el tiempo del tratamiento.

REFERENCIAS

- Bishara SE. Clinical management of impacted maxillary canines. *Semin Orthod.* 1998;4:87-98.
- Peck S, Peck L, Kataja M. The palatally displaced canine as a dental anomaly of genetic origin. *Angle Orthod.* 1994;64:249-256.
- Thilander B, Myrberg N. The prevalence of malocclusion in Swedish schoolchildren. *Scand J Dent Res.* 1973;81:12-21.
- Ericson S, Kurol J. Radiographic assessment of maxillary canine eruption in children with clinical signs of eruption disturbance. *Eur J Orthod.* 1986;8:133-140.
- Bedoya MM, Park JH. A review of the diagnosis and management of impacted maxillary canines. *J Am Dent Assoc.* 2009;140:1485-1493.
- Cooke J, Wang HL. Canine impactions: incidence and management. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2006;26:483-491.
- van Vlijmen OJ, Kuijpers MA, Berge SJ, et al. Evidence supporting the use of cone-beam computed tomography in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 2012;143:241-252.
- Holberg C, Steinhauser S, Geis P, Rudzki-Janson I. Cone-beam computed tomography in orthodontics: benefits and limitations. *J Orofac Orthop.* 2005;66:434-444.
- Burstone CJ, Tanne K. Biomechanical basis of tooth movement [in Japanese]. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi.* 1986;45:541-551.
- Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Jiang F, Roberts WE. Comparison of the force systems of 3 appliances on palatally impacted canines. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;139:206-213.
- Oppenhuizen G. An extrusion spring for palatally impacted cuspids. *J Clin Orthod.* 2003;37:434-436.
- Jacoby H. The "ballista spring" system for impacted teeth. *Am J Orthod.* 1979;75:143-151.
- Bowman SJ, Carano A. The Kilroy spring for impacted teeth. *J Clin Orthod.* 2003;37:683-688.
- Haydar SG, Uckan S, Sesen C. A method for eruption of impacted teeth. *J Clin Orthod.* 2003;37:430-433.
- Vardimon AD, Graber TM, Drescher D, Bourauel C. Rare earth magnets and impaction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;100(6):494-512.
- Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Roberts E, Nanda R. Three-dimensional quantification of the force system involved in a palatally impacted canine using a cantilever spring design. *Orthodontics (Chic.).* 2012;13:22-33.
- Sajjani AK, King NM. Diagnosis and localization of impacted maxillary canines: comparison of methods. *J Investig Clin Dent.* 2012;4:252-256.
- Alqerban A, Jacobs R, Fieuws S, Willems G. Comparison of two cone beam computed tomographic systems versus panoramic imaging for localization of impacted maxillary canines and detection of root resorption. *Eur J Orthod.* 2011;33:93-102.
- Botticelli S, Verna C, Cattaneo PM, Heidmann J, Melsen B. Two- versus three-dimensional imaging in subjects with unerupted maxillary canines. *Eur J Orthod.* 2011;33:344-349.
- Parkin NA, Deery C, Smith AM, Tinsley D, Sandler J, Benson PE. No difference in surgical outcomes between open and closed exposure of palatally displaced maxillary canines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:2026-2034.
- Parkin N, Benson PE, Thind B, Shah A. Open versus closed surgical exposure of canine teeth that are displaced in the roof of the mouth. *Cochrane Database Syst Rev.* 2008;(4):CD006966.
- Mathews DP, Kokich VG. Palatally impacted canines: the case for preorthodontic uncovering and autonomous eruption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013;143:450-458.
- Peck S, Peck L, Kataja M. Site-specificity of tooth agenesis in subjects with maxillary canine malpositions. *Angle Orthod.* 1996;66:473-476.
- Peck S, Peck L, Kataja M. Concomitant occurrence of canine malposition and tooth agenesis: evidence of orofacial genetic fields. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122:657-660.
- Peck S, Peck L. Palatal displacement of canine is genetic and related to congenital absence of teeth. *J Dent Res.* 1997;76:728-729.
- Pirinen S, Arte S, Apajalahti S. Palatal displacement of canine is genetic and related to congenital absence of teeth. *J Dent Res.* 1996;75:1742-1746.
- Becker A. Palatal displacement of canine is genetic and related to congenital absence of teeth. *J Dent Res.* 1997;76:1526.
- Litsas G, Acar A. A review of early displaced maxillary canines: etiology, diagnosis and interceptive treatment. *Open Dent J.* 2011;5:39-47.
- Baccetti T. A controlled study of associated dental anomalies. *Angle Orthod.* 1998;68:267-274.



CAPÍTULO 8

Manejo de la maloclusión de sobremordida vertical profunda

Madhur Upadhyay y Ravindra Nanda

La sobremordida vertical profunda puede ser la maloclusión más común y es también la más difícil de tratar satisfactoriamente. El solapamiento incisal excesivo, el cual varía ampliamente de un paciente a otro, es una de las primeras manifestaciones de la maloclusión dental.¹ Antes de adentrarnos en una discusión detallada de la maloclusión de mordida profunda es imperativo entender el concepto de sobremordida vertical. Una de las primeras definiciones de sobremordida vertical fue presentada por Strang,² quien la definió como “el sobre solapamiento de los dientes anterosuperiores sobre los inferiores en el plano vertical”; sin embargo, dado que el largo de la corona de los incisivos superiores e inferiores varía significativamente entre individuos, es más descriptiva y deseable una notación porcentual de la sobremordida vertical. De manera que la misma definición cuando se coloca en términos porcentuales define sobremordida vertical como “la cantidad y porcentaje de solapamiento de los incisivos superiores sobre los inferiores”.

La sobremordida vertical ideal en una oclusión normal puede variar entre 2 mm y 4 mm, o más apropiadamente entre 5% y 25% (solapamiento de los incisivos superiores sobre los incisivos inferiores) (Fig. 8-1). Según Nanda,³ incluso un rango entre 25% y 40% sin ningún otro problema funcional asociado durante varios movimientos de la articulación temporomandibular (ATM) puede ser considerada normal. Sin embargo, solapamientos superiores al 40% debe ser considerado excesivo (mordida profunda), pues tienen el potencial para causar efectos perjudiciales sobre la salud dental en general de las estructuras periodontales que la rodean y de la ATM. A los 5 o 6 años de edad el porcentaje de sobremordida vertical varía entre 36.5% y 39.2%;⁴ Entre 9 y 12 años de edad la sobremordida vertical usualmente incrementa, mientras que en el período entre los 12 años y la adultez decrece.⁵ Después de esa edad generalmente se mantiene sin cambios, variando entre 37.9% y 40.7% a menos que esté afectado por otros factores como abrasión o pérdida dentaria, causando reducción de la dimensión vertical. Mordidas profundas severas (sobremordida vertical > 5mm) se encuentran en cerca del 20% de los niños y 13% de los adultos, representando cerca de 95.2% de los problemas oclusales verticales.

Una de las más severas formas de sobremordida vertical excesiva es la *mordida cubierta*⁶ (Fig. 8-2), la cual esta mayormente asociada

con la maloclusión Clase II, División 2. Esta condición fue inicialmente registrada en 1912 en la bibliografía alemana como la de *Dec-kbiss*⁷; se caracteriza por la cobertura completa o el ocultamiento de las coronas de los incisivos inferiores debido a la sobremordida excesiva y la retroclinación de los incisivos superiores. Otro término que ha sido usada anteriormente para denotar una severa forma de mordida profunda es el de *mordida cerrada*⁸ (Fig. 8-3). Esta es mayormente vista en adultos y muy rara vez adolescentes y está caracterizada por la sobremordida excesiva como resultado de la pérdida de dientes posteriores.

ETIOLOGÍA

Una maloclusión de mordida profunda cubre una multitud de discrepancias ocultas óseas y dentales. En consecuencia, una mordida profunda no debe abordarse como una entidad de la enfermedad; en cambio, se considera una manifestación clínica de discrepancias óseas o dentales una unidad dentaria subyacente o discrepancia dental.

Desde el punto de vista del desarrollo, la sobremordida vertical esquelética o dental es causada por factores genéticos o ambientales, o una combinación de ambos. Las mordidas profundas esqueléticas usualmente tienen un patrón de crecimiento horizontal y se caracterizan por (1) una discrepancia en el crecimiento de los huesos maxilares y mandibulares, (2) rotación convergente de las bases de la mandíbula, y/o (3) deficiencia de la altura de la rama mandibular. En tales situaciones la altura facial anterior suele ser corta, particularmente el tercio inferior de la cara. Por otro lado, las mordidas dentales profundas muestran ya sea supraoclusión (extrusión) de los incisivos,^{2,9} o infraoclusión (intrusión) de los molares,^{2,5,9,10} o una combinación de los dos. Otros factores que pueden afectar esta condición incluyen la alteración de la morfología dentaria, la pérdida prematura de dientes permanentes, lo que resulta en el colapso lingual de los dientes anteriores superior e inferiores, el ancho mesiodistal de los dientes anteriores, y profundidad en la mordida natural relacionada con la edad.

La mordida profunda primordialmente causada por factores ambientales puede ser también clasificada como “mordida profunda

adquirida". Es bien conocido el hecho de que hay un equilibrio dinámico de fuerzas entre las estructuras alrededor de los dientes, a saber, la lengua, el músculo bucinador, los mentonianos y los músculos orbicular de la boca, y las fuerzas oclusales que ayudan en el desarrollo equilibrado y el mantenimiento de la oclusión. Cualquier condición ambiental que interrumpe esta armonía dinámica puede llevar a una maloclusión. Algunos ejemplos son:

1. Un empuje lateral de la lengua o una postura anormal de la lengua causando infraoclusión de los dientes posteriores
2. El desgaste de la superficie oclusal o la abrasión de los dientes
3. Inclinación anterior de los dientes posteriores en los sitios de extracción
4. Succión digital prolongada

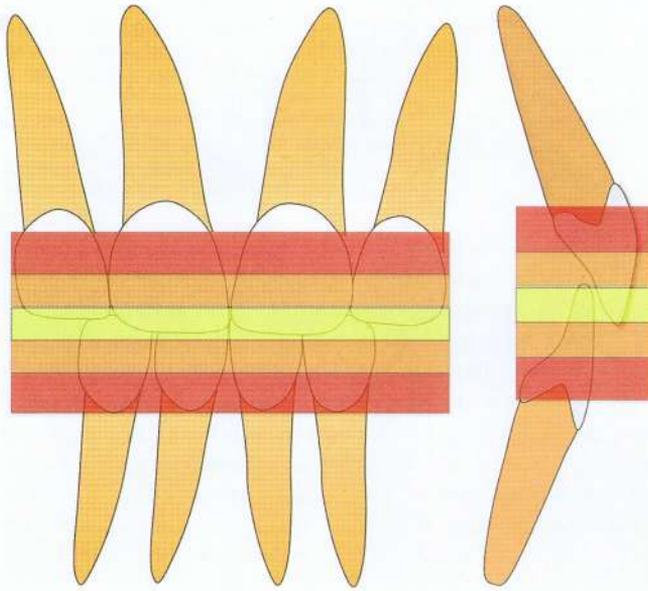


Figura 8-1 Zona de sobremordida vertical: De 5% a 25% es normal (amarillo), de 25% a 40% es sobremordida aumentada (naranja) y >40% sobremordida vertical (profunda) excesiva (rojo).

Por lo tanto, la etiología de la mordida profunda puede ser considerada en detalle para poder formular un diagnóstico completo y un plan de tratamiento para cada paciente de modo que se puedan alcanzar resultados óptimos a nivel esquelético, dental y estético

DIAGNÓSTICO

Una sobremordida vertical profunda se puede corregir mediante la extrusión de los dientes posteriores o por la inhibición y genuina intrusión de los dientes anteriores, o por una combinación de las dos (Fig. 8-4). La escogencia del tratamiento en parte está basada en la etiología de mordida profunda, la cantidad de crecimiento anticipado, la dimensión vertical, la relación de los dientes adyacentes a las estructuras de tejido blando y la posición deseada del plano oclusal.

Consideraciones del crecimiento

Es ampliamente aceptado que la corrección de la mordida profunda sea tanto más fácil de lograr como más estable cuando se realiza en pacientes en crecimiento que cuando se intenta en aquellos con ningún crecimiento apreciable restante.^{11,12} Dado que el crecimiento tiende a aumentar la distancia vertical entre el maxilar y la mandíbula, es probable que sea útil para el tratamiento de estos pacientes que estén en un período de crecimiento mandibular activo. Durante el período de crecimiento, la erupción dental puede ser estimulada en los segmentos posteriores y se inhibe en el anterior porque el crecimiento condilar permite el crecimiento dentoalveolar. Sin embargo, en adultos tal movimiento es contrarrestado por la oclusión posterior, especialmente en un paciente con un patrón esquelético hipodivergente. La estabilidad de tal movimiento dental, si se realiza, es altamente cuestionable, ya que conduce a la alteración en la fisiología del músculo, lo que aumenta las posibilidades de una reincidencia. En tales maloclusiones y otros casos en los que la estimulación del crecimiento ya no es posible, los aparatos dentales fijos o removibles son necesarios para lograr resultados óptimos en el tratamiento. En algunos pacientes puede ser necesaria una intervención quirúrgica; por ejemplo, en los pacientes con exceso vertical



Figura 8-2 Ejemplo de maloclusión de mordida cubierta. Note que los incisivos inferiores están totalmente cubiertos por los incisivos superiores.



Figura 8-3 Ejemplo de mordida cerrada.

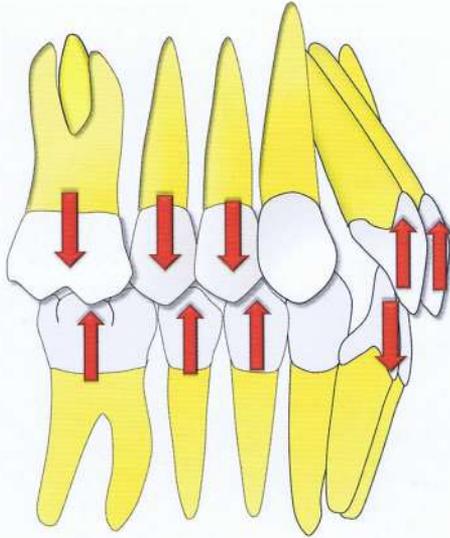


Figura 8-4 La maloclusión de mordida profunda se puede tratar tanto con intrusión de los incisivos como con extrusión de los dientes posteriores.

del maxilar, una osteotomía Le Fort I con impactación del maxilar podría ser necesaria para lograr una estética dentofacial óptima. Una discusión detallada de este tema está más allá del alcance de este capítulo y se puede encontrar en otros lugares.¹³

Evaluación de la Dimensión Vertical

Schudy¹⁴ abogó por la corrección de la mordida profunda con la erupción de los premolares y molares como el tratamiento de elección, mientras que otros^{3,15} han preferido la intrusión de los incisivos para tratar la mayoría de sus pacientes. En lugar de seguir la información anecdótica es importante considerar cuidadosamente la influencia de los mecanismos extrusivos o intrusivos en la vista vertical de la cara de un paciente, ya que esto a su vez puede afectar la relación anteroposterior del maxilar y la mandíbula.

En general, los mecanismos eruptivos no deben invadir el espacio libre⁸ o espacio interoclusal, que se define como la distancia entre las superficies oclusales o incisales de los dientes superiores e inferiores cuando la mandíbula está en la posición fisiológica de reposo. La media es de entre 2 y 4 mm; cuando existe un espacio más grande que el espacio libre normal, existen mayores oportunidades para la corrección guiando el desarrollo alveolar vertical. Por ejemplo, en un paciente Clase II, división 2 con un patrón facial hipodivergente, labios redundantes, y un ángulo del plano mandibular delgado, la mordida profunda se puede corregir y la estética facial mejorar aumentando la altura facial inferior o convexidad facial. Sin embargo, en la mayoría de las otras maloclusiones Clase II no siempre es deseable aumentar la dimensión vertical, ya que al hacerlo se tiende a acentuar la discrepancia del punto A -punto B y se aumenta el agrandamiento anormal del tercio inferior de la cara.

Evaluación de tejidos blandos

En la época actual, “las relaciones de los tejidos blandos” constituyen una importante herramienta de diagnóstico para la corrección de la mordida profunda. El especialista debe considerar siempre la posición de los incisivos superiores con relación a la posición del labio para determinar si procede mantener, intruir, o extruir los incisivos superiores en relación con el labio superior. Con el aumento

del énfasis en la estética y el diseño de la sonrisa, el uso de análisis dinámico de la sonrisa está ganando prioridad sobre fotografías estáticas en el diagnóstico de las maloclusiones y la formulación de planes de tratamiento apropiados para su corrección.¹⁶

La exposición incisal debe ser considerada en tres situaciones clínicas diferentes durante el examen inicial: en posición relajada del labio, mientras sonrío, y mientras habla. En una posición relajada del labio, de 2 a 4 mm de la exposición del incisivo que incluye los bordes incisales, se considera aceptable. Mientras sonrío, el promedio de exposición de los incisivos es casi dos tercios del incisivo superior, de acuerdo con Maulik y Nanda.¹⁶ Ellos también reportaron que en las sonrisas más agradables, el labio superior en los hombres no tiene exhibición gingival; sin embargo, las mujeres pueden tener de 1 a 2 mm de exhibición gingival. Si se cumple esta condición y todavía existe una mordida profunda, el plan de tratamiento debe centrarse en la extrusión posterior (si los parámetros verticales lo permiten) o bien en la intrusión de los incisivos inferiores (Fig. 8-5). En contraste, un plano oclusal “significativamente” más bajo del ideal podría mostrar una exhibición gingival excesiva, lo que podría requerir entonces la intrusión selectiva de los incisivos superiores (Fig. 8-6). La exhibición del incisivo mientras se habla puede dar información adicional, como los diferentes músculos faciales que están involucrados.

Otro factor importante que se debe considerar es el “espacio interlabial”. En pacientes que muestran un espacio interlabial extenso no sería deseable realizar una mecánica extrusiva posterior, puesto que esto podría empeorar la estética del paciente al aumentar el espacio interlabial. De hecho, un aumento del espacio interlabial podría causar otros problemas, como la incapacidad de cerrar los labios sin esfuerzo y problemas funcionales relacionados. De manera similar, en los individuos con labios superiores e inferiores redundantes o sin espacio interlabial pero que muestran una sobremordida vertical excesiva, la mecánica extrusiva posterior podría ser considerable.

La inclinación hacia adelante de los incisivos (proclinación) es otra opción que principalmente camuflajea las mordidas profundas. Es especialmente útil para empezar en pacientes con incisivos retroclinados (por ejemplo, casos Clase II, División 2). Sin embargo, el rápido vuelco labial de los incisivos inferiores se debe evitar para reducir al mínimo el riesgo de resorción, recesión gingival y dehiscencia ósea, especialmente en una sínfisis estrecha con ancho labio-lingual cuestionable del hueso alveolar.¹⁷ Otra contraindicación puede ser una estética facial no deseable.

TRATAMIENTO

La mecánica de tratamiento para la corrección de la mordida profunda depende de un número de variables etiológicas y el plan de tratamiento asociado. Sin embargo, como ya se mencionó, hay tres maneras de tratar las maloclusiones de mordida profunda: intrusión de los incisivos superiores e inferiores, la extrusión de los dientes posterosuperiores y posteroinferiores, o una combinación de los dos.

Intrusión de los incisivos superiores e inferiores

La intrusión de los incisivos se indica generalmente en un paciente con un exceso vertical del maxilar, una gran brecha interlabial, una altura facial inferior larga, o un plano mandibular empinado. Algunos de los aparatos que pueden lograr “verdadera intrusión de incisivo”¹⁸ se discuten a continuación.

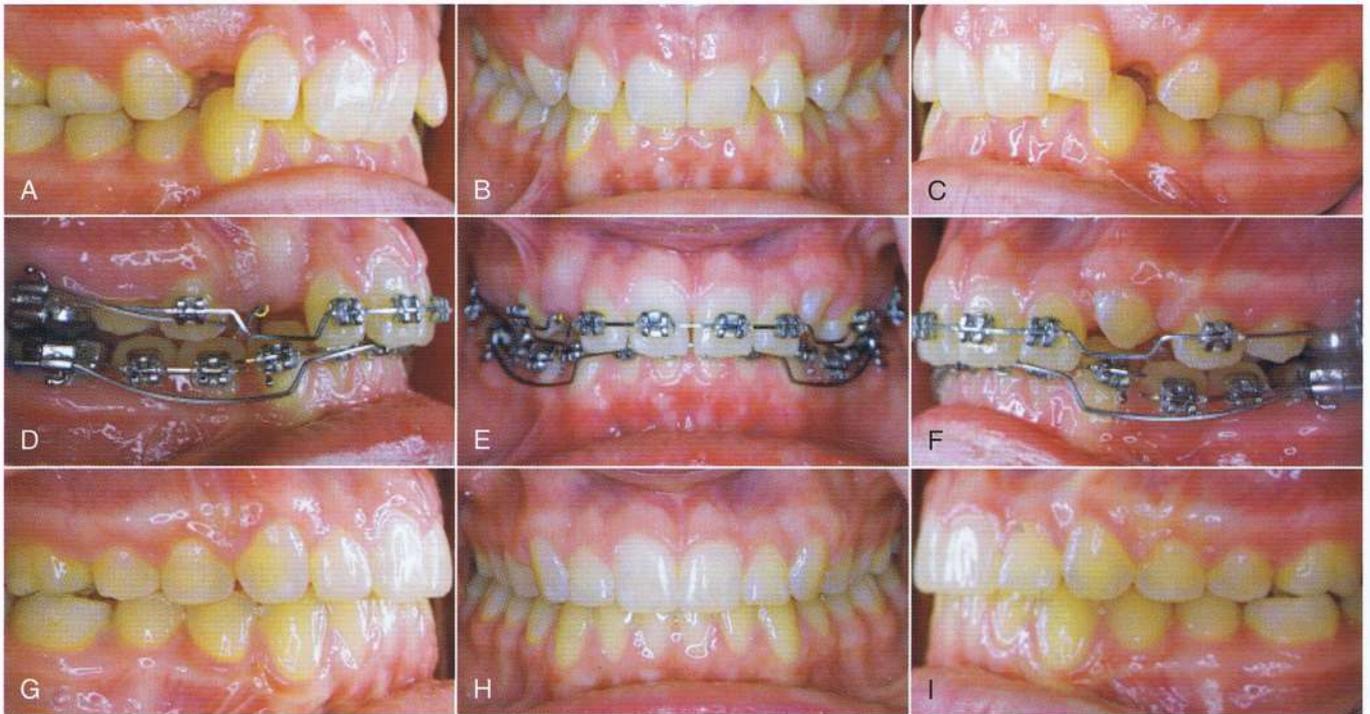


Figura 8-5 A-C, esta paciente adolescente femenina tiene el problema principal de sobremordida vertical excesiva. En un análisis cuidadoso se observó que la exhibición de su incisivo superior era adecuada tanto en reposo como al sonreír. D-E, se tomó la decisión de intruir los incisivos inferiores solo hasta que la maloclusión de mordida profunda pudiera ser solucionada sin afectar significativamente la estética de la sonrisa de la paciente. La intrusión segmentada de los incisivos inferiores se llevó a cabo con un arco de intrusión recubierto. G-I, resultados del tratamiento.

Arco de intrusión

Un arco de intrusión se puede hacer de CNA (Arcos de Níquel-Titanio) de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas o 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas. De manera alternativa, los arcos de intrusión preformado--Arco de Intrusión Connecticut (CTA)¹⁹ (las formas de alambre más recientes, Bristol, CT.) fabricados a partir de una aleación Níquel Titanio (Ni-Ti) que proporciona las ventajas de memoria de forma, elástica y distribución de la fuerza continua de luz--también pueden ser usados (Fig. 8-7 A). La configuración del aparato incluye dos (estabilizadores) unidades posteriores pasivas y una unidad anterior activa (el arco de intrusión). Las unidades pasivas consisten en alambres rígidos o firmes segmentados (acero inoxidable de 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas o alambres de dimensiones mayores) en los molares y premolares bilateralmente. La inclusión de tantos dientes como sea posible en el segmento posterior minimiza los efectos secundarios. El segmento anterior, que incluye dos o cuatro incisivos, está construido con alambres similares. Recuerde que cuanto mayor sea la dimensión de los alambres de acero inoxidable, más predecible es el movimiento dentario

El arco de intrusión se activa mediante la colocación de una curva gingival de 30 grados a 2 o 3 mm mesial de los tubos molares de modo que el alambre se encuentra de forma pasiva en el surco vestibular. La activación se lleva a cabo llevándolo de manera oclusal y atándolo al segmento anterior como un punto de contacto, en lugar de colocarlo directamente en las ranuras del soporte como se hace con el arco de utilidad.^{20,21} El arco de intrusión utiliza un sistema de fuerzas de una sola cupla, lo que hace al aparato estáticamente determinante (es decir, las distintas fuerzas y momentos en esta configuración puede ser cuantificado en un grado apreciable de precisión). El arco de intrusión también puede ser recogido o ceñido

para evitar la inclinación de los incisivos si la fuerza intrusiva está siendo aplicada anterior al centro de resistencia (C_{RES}) de los incisivos. La extrusión es la acción recíproca del arco de intrusión en los molares o los segmentos bucales y/o la parte posterior de la cúspide distal de las coronas y el movimiento mesial de las raíces (Fig. 8-7 B). Esto puede ser muy útil en un paciente Clase II, División 1, que requiere la corrección de la relación molar Clase I. En estos pacientes rara vez se necesita un segmento bucal, ya que se puede prevenir la inclinación distal de los molares. Sin embargo, en maloclusión Clase I con mordida profunda, una inclinación hacia atrás puede causar aumento de la pendiente del plano oclusal. Aumentar el número de dientes en la unidad de anclaje es una manera de minimizar tales efectos secundarios. Otro método es utilizar fuerzas relativamente bajas en el orden de los 40 g para los cuatro incisivos superiores y 30 g para los incisivos inferiores. Como norma general, de 10 a 15 g de fuerza por incisivo es aceptable para evitar efectos secundarios posteriores.²² La evidencia reciente ha demostrado que las fuerzas intrusivas se pueden hacer de manera tan ligera que las fuerzas de reacción en los dientes de anclaje se mantienen muy por debajo de los niveles de fuerza necesarios para la extrusión y la inclinación.²² Por lo tanto el uso de un arnés para evitar efectos secundarios es completamente evitable; además, las fuerzas bajas ayudan a minimizar la resorción radicular. En promedio, después del período de activación inicial de 3 a 4 semanas el arco base debe introducirse de 0.4 a 0.6 mm por mes.²³

Otra aplicación clínica útil de arco de intrusión, además de sus otros usos,¹⁹ es en la prevención de los efectos secundarios asociados con retracción canina. Un método popular de retracción canina es la "mecánica de fricción", que emplean un sistema de arco continuo. Las ventajas obvias de este sistema (en comparación con la me-

cánica sin fricción) son que reduce la posibilidad de movimiento imprevisto del canino (por ejemplo, la rotación, la inclinación, y la extrusión del canino) y el arqueado mínimo de los alambres. Sin embargo, cuando se utiliza un arco de alambre con una baja tasa de carga de deflexión, este tiende a deformarse, lo que conduce a efectos secundarios indeseables en los dientes anteriores en la forma de la extrusión de los incisivos o la profundización de la mordida.²⁴ Este tipo de mordida profunda también puede ser llamada "mordida profunda iatrogénica", que en el contexto actual la mordida profunda inducida pasa inadvertidamente por el especialista (Fig. 8-8). Con arcos más grandes o más rígidos el sistema podría desarrollar una fricción excesiva que conduce al movimiento tardío de los dientes, pérdida de anclaje, o tal vez incluso el cese de la retracción canina. Por lo tanto, se recomienda el uso de un CTA de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas como una superposición de arco de alambre para optimizar el sistema biomecánico para la retracción canina, como se muestra en la Figura 8-9. El momento hacia la derecha (si se sujeta

el anterior del C_{RES} de los dientes anteriores) y la fuerza intrusiva en los incisivos garantizan la estabilidad de los incisivos al contrarrestar las fuerzas generadas por la retracción iatrogénica canina. Además, el anclaje molar se refuerza debido a un momento de inclinación hacia atrás en el segmento posterior.

Arco de utilidad

El arco de utilidad (Fig. 8-10) es similar en diseño al CTA; se apoya en los molares, pasa a través del vestíbulo bucal, y se apoya en los incisivos para evitar la distorsión de las fuerzas oclusales. La diferencia es que en la intrusión del arco de utilidad está unido a los brackets de los incisivos, los cuales crean el momento de un sistema de fuerzas de dos pares que tiende a inclinar las coronas de los incisivos de manera facial y de los molares de manera distal. Aunque la inclinación facial de los incisivos se puede evitar fijando o ajustando la intrusión del arco de utilidad, cualquier fuerza que tienda a hacer un movimiento mesial a los dientes de anclaje es indeseable. La in-

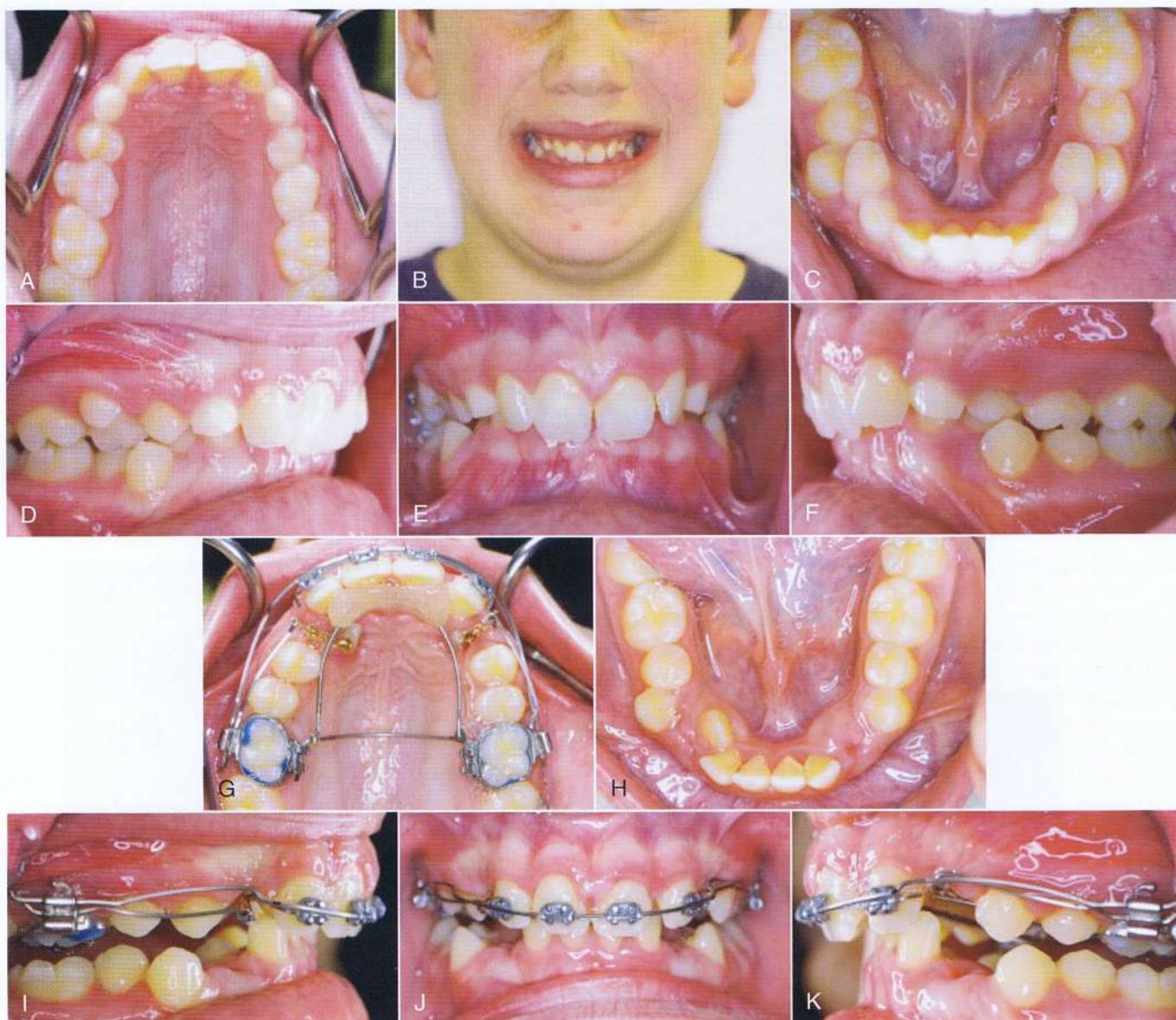


Figura 8-6 A-F, fotografías pre-tratamiento. G-P, se usaron fuerzas extremadamente ligeras enviadas a través de un Arco de Intrusión Conneticut (CTA) para intruir de manera selectiva los incisivos centrales superiores. Q-V, los resultados del tratamiento muestran una mejora significativa en la exhibición gingival y en la sonrisa, así como la corrección de la mordida profunda.



Figura 8-6 continuación.

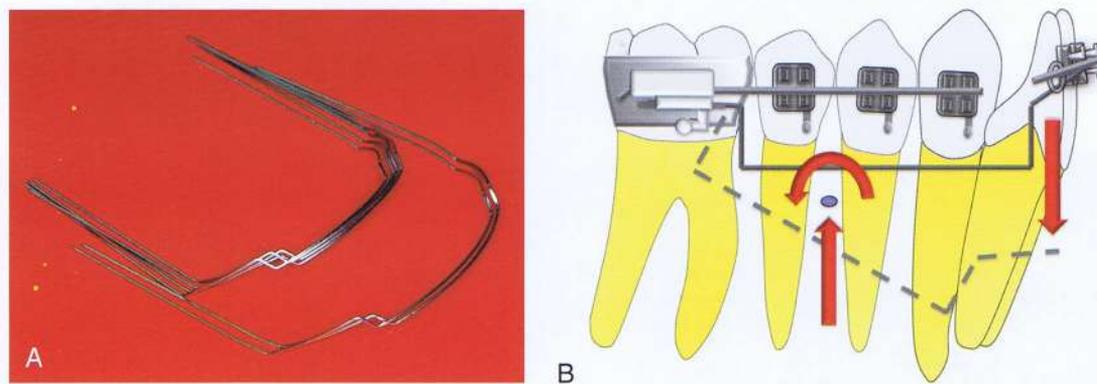


Figura 8-7 A, arco de Intrusión Connecticut (CTA) preformado superior e inferior hecho con una aleación de níquel y titanio (Ni-Ti). B, diseño biomecánico de la intrusión del incisivo inferior con el CTA.

corporación de un “giro” o “torque de curva” en el segmento incisivo es otra manera de controlar la tendencia de los dientes para inclinarse de manera facial; sin embargo, esto aumentará la fuerza intrusiva en el segmento de los incisivos y la fuerza extrusiva en el molar. Es bien sabido que el peso que las fuerzas hacen no incrementa la cantidad o la tasa de intrusión.^{25,26} Otro problema es que, a diferencia del CTA, siendo un sistema de dos pares significa que es imposible determinar con precisión la magnitud de las fuerzas reactivas (estáticamente indeterminada), que hace que sea prácticamente imposible ajustar el arco de alambre para prevenir los efectos secundarios. Por lo tanto, en nuestra práctica clínica preferimos utilizar el CTA. Además, se ahorra un tiempo considerable pues el CTA no involucra flexión del alambre y necesita un ajuste mínimo.

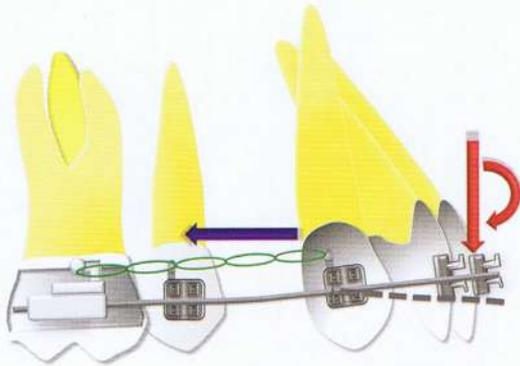


Figura 8-8 Desarrollo de la mordida profunda (iatrogénica) durante la retracción canina (mecánica corrediza) debido a la deflexión oclusal del arco.

Intrusiones de arco de tres piezas

La inclinación labial de los incisivos da la impresión clínica de la corrección de la mordida profunda porque influye en la posición del borde incisal vertical. Del mismo modo, durante la extensa retracción, el desarrollo de los incisivos de una mordida profunda (iatrogénica) es común debido al alzamiento de los incisivos (Fig. 8-11). Por tanto, es importante controlar la inclinación labio-lingual de los dientes anteriores mientras son intruidos y retraídos, especialmente si están inclinados para empezar.

La intrusión de un arco de tres piezas²⁷ utiliza la mecánica segmentada para simultáneamente intruir y retraer los dientes incisivos de una manera altamente predictiva. Las unidades pasivas, con algunas modificaciones, se construyen de la misma manera como se

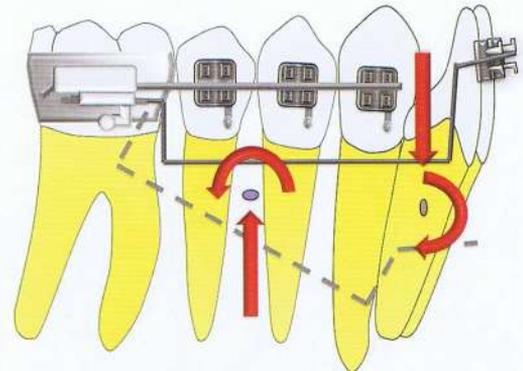


Figura 8-9 A, aplicación del Arco de Intrusión Connecticut (CTA) para prevenir la profundización de la mordida y simultáneamente aumentar el anclaje durante la retracción canina. B-D, vistas clínicas demostrando la aplicación descrita en A.

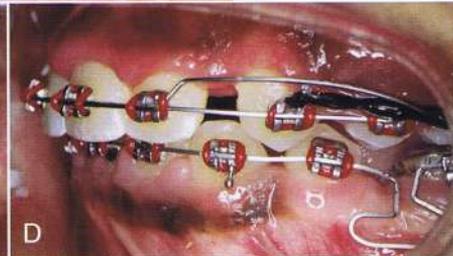
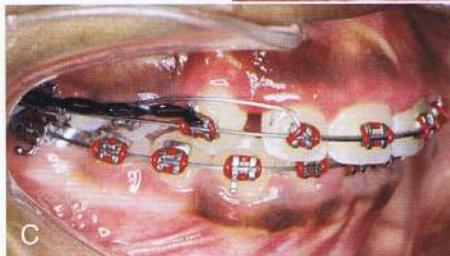
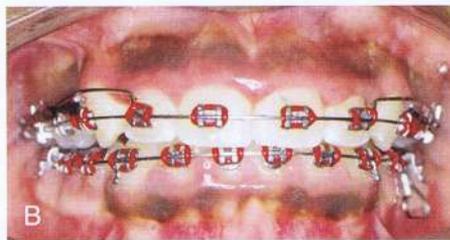
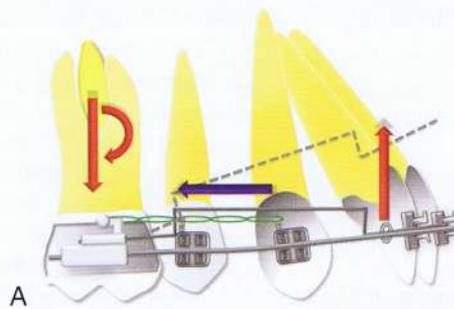


Figura 8-10 Diseño biomecánico de la intrusión de los incisivos inferiores con el arco de utilidad Ricketts.

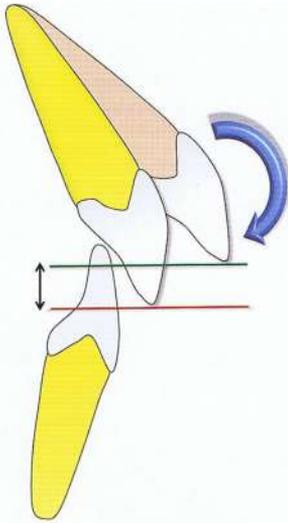


Figura 8-11 El enderezamiento (o retracción) de los incisivos proclinados durante el tratamiento ortodóncico puede llevar al desarrollo de una mordida profunda (iatrogénica natural).

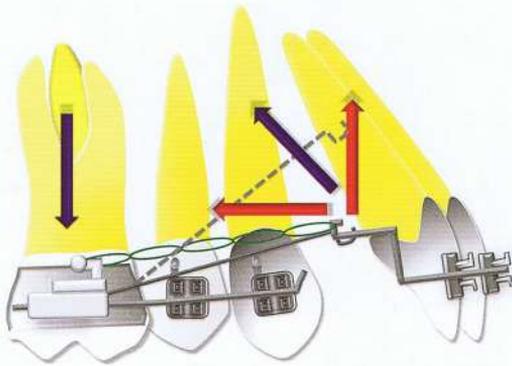


Figura 8-12 Un bosquejo de la biomecánica involucrada cuando se usa un arco de intrusión de tres piezas para una intrusión y retracción simultánea de los incisivos superiores.

describieron previamente para el arco de intrusión (Fig. 8-12). Las unidades activas constan de dos pasadores segmentados hechos de alambres CNA de 0.016 pulgadas x 0.022 pulgadas o 0.017 pulgadas x 0.025 pulgadas activados mediante la colocación de una curva de 30 grados gingival a 2 a 3 mm mesial a los tubos molares. La curva gingival puede aumentarse o disminuirse basados en la cantidad deseada de fuerza intrusiva. Los alambres están conectados a las extensiones distales en el alambre segmentado anterior en un punto cercano a los C_{RES} estimados de los incisivos. La aplicación de una ligera fuerza distal hecha por una elástica Clase I o una ligadura al segmento anterior ayuda a alterar la dirección de la fuerza intrusiva en el segmento anterior, de modo que las fuerzas estén dirigidas hacia arriba y hacia atrás a través de los C_{RES} de los dientes anteriores o según se requiera en un caso particular (Fig. 8-13).

Extrusión de dientes posterosuperiores y posteroinferiores

Placa de mordida

Actualmente, las placas de mordida son los aparatos más populares para corregir mordidas profundas por extrusión molar (Fig.8-14).

Estos aparatos cargan los incisivos para un efecto intrusivo pero dejan los dientes posteriores libres de erupcionar, nivelando así la curva de Spee principalmente por extrusión posterior, mientras que el efecto intrusivo en los incisivos, en el mejor de los casos, es mínima. Sleichter²⁸ estudió los cambios verticales de molares e incisivos con tratamiento con placa de mordida. Él encontró que la altura alveolar en la región molar aumentó mientras que hubo un cambio mínimo en la zona incisal.

Se pueden utilizar dos tipos de placa de mordida: extraíble o fijo.

- La placa de mordida removible consiste en una plataforma de acrílico anclada a la dentición superior con punta de flecha, Adams, o broches de rejilla. Por delante hay un arco labial, lo que ayuda a estabilizar la placa de mordida y hace contacto con el tercio incisal. Al actuar como un tope incisal prematuro, por lo general dentro de los confines del espacio interoclusal (espacio libre), el bloque empuja a los dientes posteriores desde el contacto oclusal y les permite entrar en erupción. Es aconsejable no desocluir los dientes posteriores por más de 2 mm, ya que esto permite una cercana supervisión del seguimiento y evolución del tratamiento del paciente y también previene cualquier cambio miofuncional o repentino en la ATM.
- La placa de mordida fija o unida consiste en bloques de compuesto o cemento de ionómero de vidrio que se pueden unir en la superficie lingual de los incisivos superiores para desocluir los dientes posteriores. Sus ventajas sobre la placa de mordida removible son que pueden ser integrados con un aparato de mecanoterapia fijo, no hay necesidad de la cooperación del paciente y el propio aparato es considerablemente menos voluminoso.

Aparatos Funcionales

Los aparatos funcionales también pueden ser utilizados para lograr la extrusión posterior para corregir las mordidas profundas, especialmente en maloclusiones Clase II de bajo ángulo. Los aparatos funcionales ayudan en el posicionamiento del maxilar inferior hacia adelante a una relación de borde a borde, desocluyendo así los dientes posteriores, que son entonces libres de entrar en erupción. La erupción se puede aumentar mediante el uso de elásticas durante mecanoterapia con el aparato fijo. Sin embargo, para que el tratamiento tenga éxito, el aparato debe ser usado casi a tiempo completo. Desafortunadamente, un número significativo de pacientes no coopera plenamente y los aparatos se usan a menudo sólo a tiempo parcial y se pierden o se rompen cuando están fuera de la boca. Muchos de estos problemas se pueden superar mediante el uso de aparatos funcionales fijos, como el corrector de mordida de Twin Force (Fig. 8-15).

Combinación de intrusión y extrusión

Mediante la colocación de brackets oclusales anteriores y brackets gingivales posteriores o mediante el uso de arcos de curva inversa, la intrusión simultánea de los dientes anteriores y extrusión de los dientes posteriores se puede lograr (Fig. 8-16). Sin embargo, no hay control definido sobre tales mecánicas. Los cambios en la inclinación axial de los dientes bucales y la inclinación de los incisivos debido a una fuerza anterior intrusiva por el C_{RES} son algunos de los inconvenientes que deben ser abordados. También, puesto que la extrusión se logra más fácilmente que la intrusión, un alambre de curva de Spee inversa extruirá los dientes posteriores, mientras que la intrusión anterior obtenida será mínima, en caso que haya alguna.²⁹

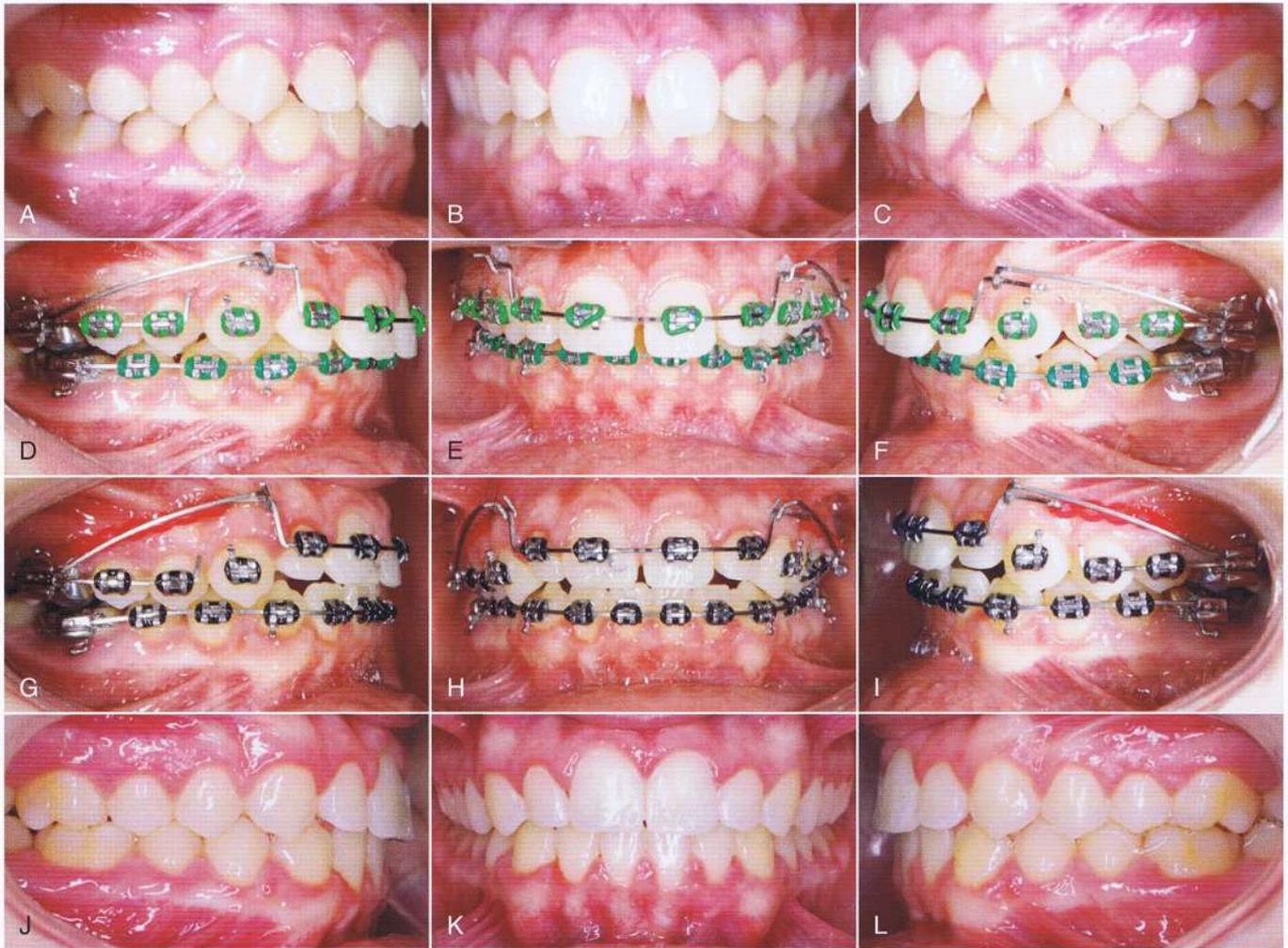


Figura 8-13 Paciente adulto mostrando una mordida profunda severa debido a la supraerupción de los incisivos. A-C, vistas intraorales pre-tratamiento. D-I, los arcos de intrusión de tres piezas se colocaron tanto en los arcos superiores como en los inferiores para la corrección de mordida profunda. J-L, se establecieron una sobremordida vertical y horizontal óptimas al final del tratamiento.

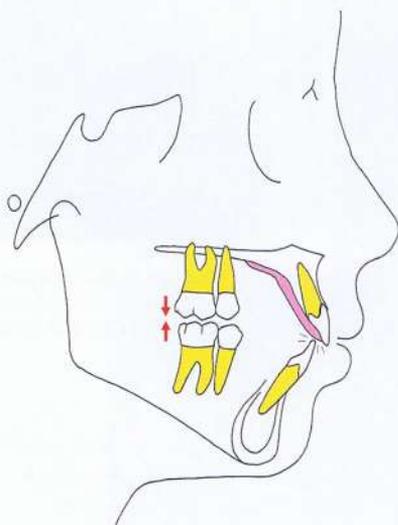


Figura 8-14 Mecanismo de acción de una placa de mordida anterior.

IMPLANTES PARA LA CORRECCIÓN DE LA MORDIDA PROFUNDA

El control de anclaje, especialmente en la dimensión vertical, es de suma importancia si la apertura de la mordida va a lograrse por genuina intrusión de los dientes anteriores. Además, si la intrusión de los seis dientes anteriores (incluyendo los caninos) es deseable (en lugar de los cuatro incisivos), como en una maloclusión de "mordida cubierta", los aparatos extra orales se convierten en un requisito previo para poder soportar la carga adicional de anclaje. Según Burstone¹⁵, no es posible intruir a los seis dientes anteriores en un momento sin producir el cambio de inclinación axial indeseable en el segmento posterior. Se requiere adicionalmente una fuerza de 20 a 30 g a cada lado para intruir el canino, teniendo en cuenta el tamaño de la raíz y el denso hueso circundante. Aunque eficiente, los aparatos extraorales requieren una amplia cooperación del paciente y recientemente también se ha demostrado que las posibilidades de resorción radicular son mayores con estos aparatos, posiblemente debido al "efecto de vaivén".³⁰ La estética y asuntos sociales son también motivo de preocupación; en la última década, los sistemas de anclaje esquelético, tales como mini-placas, implantes palatinos, mini-implantes y tornillos han revolucionado el anclaje ortodóncico



Figura 8-15 A-E, vistas clínicas pre-tratamiento de un paciente Clase II, División 1 con mordida profunda severa. F-N, el paciente fue tratado con el corrector de mordida Twin Force (aparato funcional fijo). Nótese cómo la posición anterior de los dientes inferiores en una relación de tope a tope con los incisivos superiores desocluen los dientes posteriores, los cuales luego están libres para erupcionar. De manera alternativa, se pueden usar las elásticas para aumentar su erupción.

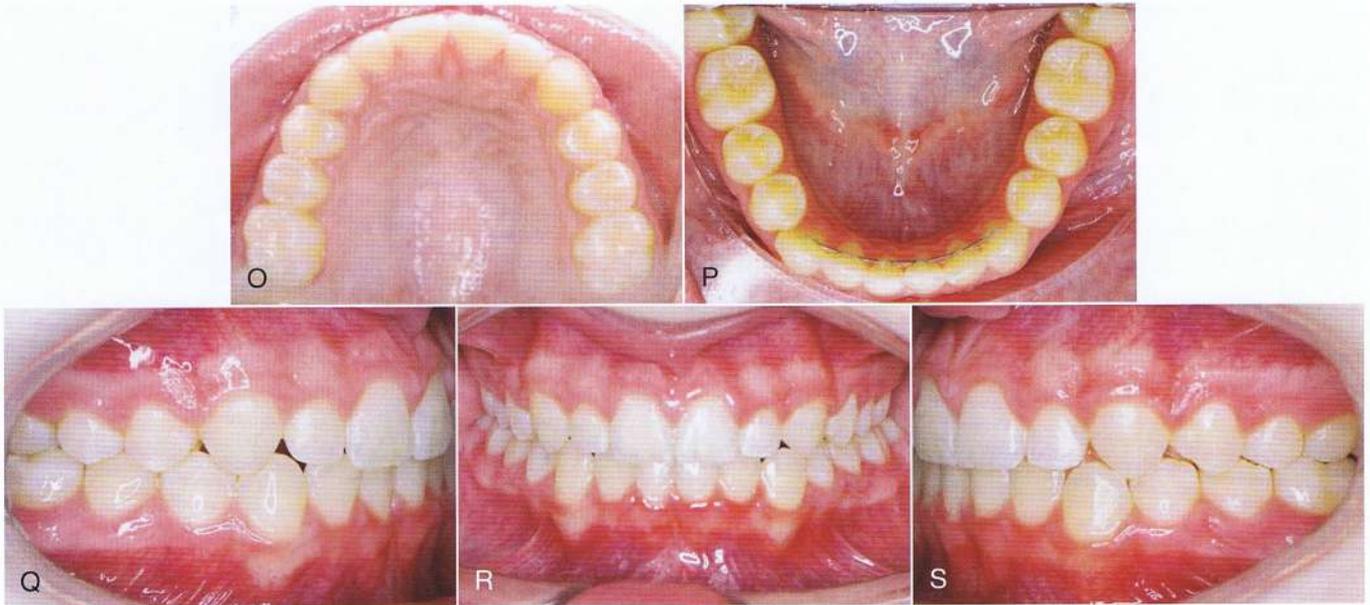


Figura 8-15, Continucción O-S, Resultados del tratamiento.

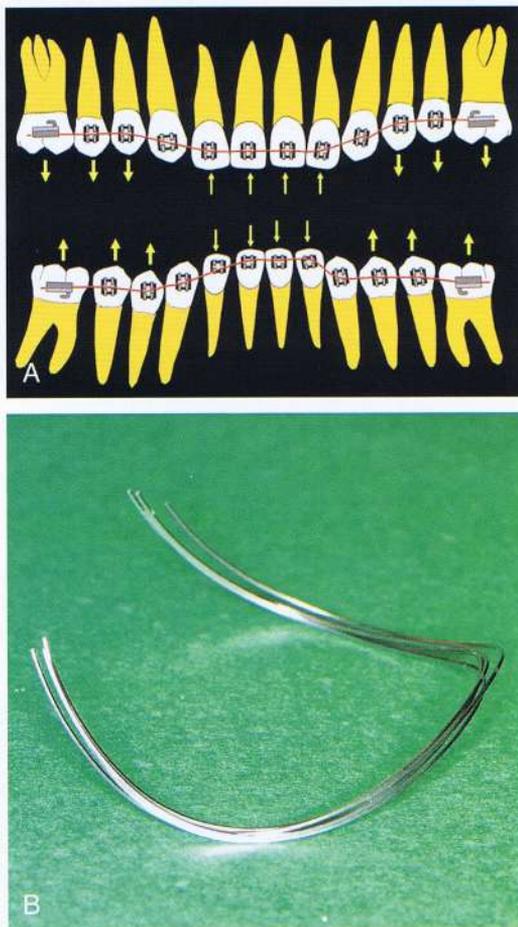


Figura 8-16 A, la intrusión de los dientes anteriores y extrusión de los dientes posteriores se pueden lograr simultáneamente por medio del posicionamiento oclusal de los brackets anteriores relativos a los posteriores. B, el uso de arcos curvos reversos producirá un efecto similar.

y biomecánico haciendo el anclaje más estable.³¹⁻³⁵ Los mini-implantes se pueden utilizar con eficacia para la intrusión masiva de los dientes anteriores³⁶ (Fig. 8-17).

La disponibilidad de suficiente hueso interdental, irritación de los tejidos menos suaves, y un segmento anterior más grande (si se incluyen los seis dientes anteriores) que requieren un mayor control, son algunos de los factores que se deben considerar al colocar mini-implantes para la intrusión de los dientes anteriores. Hemos encontrado el hueso interdental entre las raíces de los caninos y los incisivos laterales, de forma bilateral, como un lugar adecuado para la colocación de mini-implantes. La selección del punto de aplicación de la fuerza intrusiva con respecto al C_{RES} del segmento anterior requiere también una consideración importante en la colocación de los implantes, de manera que la naturaleza del movimiento del diente que se producirá se puede predecir con más precisión. El C_{RES} de los seis dientes anteriores se ha estimado para estar en la mitad entre el C_{RES} de los cuatro incisivos y los caninos.³⁶ Sin embargo la verdadera intrusión sin cambio de la inclinación axial se puede conseguir solamente direccionado por la fuerza intrusiva a través del C_{RES} de los dientes anteriores. En el paciente descrito en la Figura 8-17, una ligera fuerza distal (r) fue dada por una ligadura para el segmento anterior para alterar así la dirección de la fuerza intrusiva (i), de modo que la verdadera intrusión de los dientes anteriores podría lograrse a lo largo de sus ejes largos (Fig. 8-18). La fuerza distal utilizada fue de una magnitud muy baja, principalmente para redirigir la línea de acción de la fuerza intrusiva.

RETENCIÓN Y ESTABILIDAD

Como se ha discutido, la corrección de la maloclusión de mordida profunda se puede lograr por una variedad de métodos con resultados bastante predecibles; sin embargo, el verdadero reto es mantener la sobremordida vertical más de un período considerable. Los resultados de la mayoría de los estudios sobre la estabilidad de la corrección de la sobremordida vertical sugieren una disminución



Figura 8-17 A-C, paciente masculino postpuberal de dieciséis años presenta una maloclusión Clase II, División 2 severa con 100% de mordida profunda. D y E, en la primera fase del tratamiento, se usó un aparato de distalización de molares Jones Jig para distalizar los molares superiores por más de 6 mm, para lograr una relación molar Clase I. F y G, en la segunda fase del tratamiento se insertaron mini-implantes entre las raíces del incisivo lateral y el canino superior para intruir todos los dientes anterosuperiores en masa, en un solo paso. Se lograron más de 4 mm de intrusión sin ninguna extrusión de los dientes posteriores. Los implantes permanecieron estables a lo largo del tratamiento. En el arco mandibular, los incisivos se proclinaron para aliviar el apiñamiento severo. H-J, se lograron buenas sobremordida vertical y horizontal luego de completar el tratamiento ortodóncico activo.



Figura 8-18 Diseño biomecánico para intrusión en masa de los dientes anterosuperiores, donde i es la fuerza intrusiva, r es la fuerza distal, F es la fuerza resultante y el C_{RES} es el centro de resistencia de los dientes anteriores.

en la sobremordida vertical durante el tratamiento, seguido por un aumento en la sobremordida después de la retirada del aparato, aunque a nivel clínico este aumento podría no ser significativo.³⁷ Los siguientes son algunos de los factores que deben tenerse en cuenta al planificar la retención para la corrección de la sobremordida vertical profunda:

1. Edad: la corrección de la mordida profunda se consigue normalmente por la intrusión simultánea de los incisivos y la extrusión de los dientes posteriores. Los pacientes en crecimiento son los más beneficiados con este enfoque porque el crecimiento vertical activo durante la corrección de la mordida profunda garantiza una mayor estabilidad. Dado que el crecimiento tiende a aumentar la distancia vertical entre las bases de la mandíbula, la realización del tratamiento durante este período es más ventajoso.
2. Tipo facial: Ciertos tipos faciales tienen un mayor potencial para corrección permanente que otros. Los tipos faciales hiperdiver-

gentes generalmente exhiben una reacción más favorable para la corrección de la sobremordida vertical en comparación con los tipos faciales hipodivergentes. Esto puede atribuirse a la tasa de crecimiento en la dirección vertical, que es más alta y dura más tiempo en los pacientes de ángulo alto.

3. La extrusión molar y la intrusión de los incisivos: la estabilidad de la extrusión molar en pacientes en crecimiento ha sido examinado en estudios anteriores, lo que sugiere que este es un procedimiento bastante estable si el espacio interoclusal no se viola. Cualquier movimiento eruptivo más allá del espacio interoclusal puede no ser estable debido a la fuerte oclusión posterior o estimamiento muscular, especialmente en individuos de ángulo bajo; por la misma razón, la intrusión de los incisivos en adultos se considera más estable. Otros factores que pueden conducir a una recaída de la intrusión de los incisivos incluyen la continua erupción del incisivo inferior, el plano de canto oclusal, la nivelación incompleta de la curva de Spee, y la rotación hacia delante de la mandíbula.
4. El ángulo Interincisal: Riedel³⁸ ha sugerido que un gran ángulo interincisal al final del tratamiento se asocia con la recaída de la sobremordida vertical profunda. Esto puede deberse a que un ángulo largo interincisal tiende a forzar a las coronas de los incisivos inferiores de manera lingual y el ápice de los incisivos superiores de manera labial.¹² Un estudio realizado por Burzin y Nanda³⁷ mostró que la inclinación axial de los incisivos no cambió significativamente durante un período de observación post-tratamiento de 2 años. Sugirieron que la inclinación axial ideal de los incisivos al final del tratamiento podría ser un factor en la estabilidad de la sobremordida vertical. Por lo tanto, mantener un ángulo óptimo interincisal, detención del incisal, y orientación entre los incisivos superiores e inferiores es esencial para mantener la corrección de la sobremordida vertical. El ángulo interincisal puede ser mayor para patrones dólicofaciales y menos para los patrones braquifaciales; sin embargo, en general, un ángulo de 125 a 135 grados asegura una buena estabilidad para la corrección de la mordida profunda.

RESUMEN

La sobremordida vertical profunda es un componente común de las maloclusiones en los adultos y los niños. Aunque se discutieron una serie de modalidades de tratamiento en este capítulo, la importancia de un diagnóstico preciso, lo que implica la estimación precisa de los factores etiológicos, no puede ser socavada porque el tratamiento eficaz de la mordida profunda y su retención a largo plazo dependen críticamente de él. Consideraciones estéticas, como el incisivo superior a la relación con el labio y la exhibición gingival al sonreír son también características de diagnóstico importantes que deben ser consideradas en el plan de tratamiento.

REFERENCIAS

1. Goldstein MS, Stanton FL. Various types of occlusion and amounts of overbite in normal and abnormal occlusion between two and twelve years. *Int J Orthod Oral Surg*. 1936;22:549-569.
2. Strang RHW. *A Textbook of Orthodontia*. Philadelphia, PA: Lea & Febiger; 1950.
3. Nanda R. The differential diagnosis and treatment of excessive overbite. *Dent Clin North Am*. 1981;25:69-84.
4. Dermaut LR, Pauw GD. Biomechanical aspects of Class II mechanics with special emphasis on deep bite correction as a part

- of the treatment goal. In: Nanda R, ed. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1997:86-89.
5. Flemming HB. Investigation of the vertical overbite during the eruption of the permanent dentition. *Angle Orthod*. 1961;31:53-62.
6. Peck S, Peck L, Kataja M. Class II Div 2 malocclusion: a heritable pattern of small teeth in well-developed jaws. *Angle Orthod*. 1998;68:9-17.
7. Mayrhofer B. *Lehrbuch der Zahnkrankheiten*. Jena, Germany: Gustav Fischer Verlag; 1912:60-62.
8. Moyers RE. *Handbook of Orthodontics*. 4th ed. Chicago, IL: Year Book Medical Publishers; 1998:422-424.
9. Prakash P, Margolis HI. Dento-cranofacial relations in varying degrees of overbite. *Am J Orthod*. 1952;38:657-673.
10. Wylie WL. The relationship between ramus height, dental height and overbite. *Am J Orthod Oral Surg*. 1946;32:57-67.
11. Bell W, Jacobs J, Legan H. Treatment of Class II deep bite by orthodontic and surgical means. *Am J Orthod*. 1984;85:1-19.
12. Simons M, Joondeph D. Change in overbite: a ten-year post-retention study. *Am J Orthod*. 1973;64:349-367.
13. Proffit WR, White RP, Sarver DM. Long face problems. In: Proffit WR, White RP Jr, Sarver DM, eds. *Contemporary Treatment of Dentofacial Deformity*. St. Louis, MO: Mosby; 2003:464-506.
14. Schudy FF. The control of vertical overbite in clinical orthodontics. *Angle Orthod*. 1968;38:19-38.
15. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. *Am J Orthod*. 1977;72:1-22.
16. Maulik C, Nanda R. Dynamic smile analysis in young adults. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132:307-315.
17. Wehrbein H, Bauer W, Diedrich P. Mandibular incisors, alveolar bone, and symphysis after orthodontic treatment: a retrospective study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996;110:239-246.
18. Ng J, Major PW, Heo G, Flore-Mir C. True incisor intrusion attained during orthodontic treatment: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2005;128:212-219.
19. Nanda R, Marzban R, Kulhberg A. The Connecticut intrusion arch. *J Clin Orthod*. 1998;32:708-715.
20. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs: part I. *Am J Orthod*. 1976;70:241-268.
21. Ricketts RM. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs: part II. *Am J Orthod*. 1976;70:359-397.
22. Steevenbergen EV, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of the maxillary segment. *Angle Orthod*. 2005;75:723-729.
23. Faber ZT. *The Relationship of Tooth Movement to Measured Force Systems: A Prospective Analysis of the Treatment Effects of Orthodontic Intrusion Arches* [master's thesis]. Storrs, CT: Division of Orthodontics, University of Connecticut; 1994.
24. Nanda RS, Ghosh J. Biomechanical considerations on sliding mechanics. In: Nanda R, ed. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1997:188-217.
25. Dellinger EL. A histologic and cephalometric investigation of premolar intrusion in the *Macaca speciosa* monkey. *Am J Orthod*. 1967;53:325-355.
26. Reitan K. Initial tissue behavior during apical root resorption. *Angle Orthod*. 1974;44:68-82.
27. Shroff B, Nanda R. Biomechanics of class II correction. In: Nanda R, ed. *Biomechanics in Clinical Orthodontics*. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1997:143-155.
28. Sleichter CG. Effects of maxillary bite plane therapy in orthodontics. *Am J Orthod*. 1954;40:850-870.
29. Woods MG. The mechanics of lower incisor intrusion: experiments in non-growing baboons. *Am J Orthod*. 1988;93:186-195.
30. Deguchi T, Murakami T, Kuroda S, Yabuuchi T, Kamioka H, Yamamoto TT. Comparison of the intrusion effects on the maxillary incisors between implant anchorage and J-hook headgear. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;133:654-660.

31. Nanda R, Uribe FA. *Temporary Anchorage Devices in Orthodontics*. St. Louis, MO: Mosby Elsevier; 2009.
32. Upadhyay M, Yadav S, Nagaraj K, Patil S. Treatment effects of mini-implants for en-masse retraction of anterior teeth in bialveolar dental protrusion patients: a randomized controlled trial. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008;134:18–29.e1.
33. Nagaraj K, Upadhyay M, Yadav S. Mini-implant anchorage for a skeletal class II malocclusion with missing mandibular incisors: a case report. *World J Orthod*. 2008;9(2):155–166.
34. Upadhyay M, Yadav S. Mini-implants for retraction, intrusion and protraction in a Class II division 1 patient. *J Orthod*. 2007;34(3):158–167.
35. Upadhyay M, Nagaraj K, Yadav S, Saxena R. Mini-implants for en masse intrusion of maxillary anterior teeth in a severe Class II division 2 malocclusion. *J Orthod*. 2008;35:79–89.
36. Melsen B, Fotish V, Burstone CJ. Vertical force considerations in differential space closure. *J Clin Orthod*. 1990;24:678–683.
37. Burzin J, Nanda R. The stability of deep overbite correction. In: Nanda R, Burstone CJ, eds. *Retention and Stability in Orthodontics*. Philadelphia, PA: WB Saunders; 1993:61–79.
38. Riedel RA. A review of the retention problem. *Angle Orthod*. 1960; 30:179–194.