

Rapport sur la solution : Reproduction du processus de mastication

PROJET MECAMAX

Résultats sur les mesures de déformation lors de la mastication d'un exerciceur

Anthony GAUTHIER,
Stagiaire en Master 2 au sein de l'IADI



Table des matières

Abstract	3
Introduction.....	4
Caractéristiques de l'exerciseur :	4
Mesure de la déformation par méthodes expérimentales	5
Mesure de la déformation via les images IRM	5
Introduction.....	5
Mesures de la déformation via simulation numérique.....	11
Objectif	11
Propriétés physiques et dimensions de l'exerciseur.....	11
Paramètres de charge et support fixe.....	11
Paramètres de la simulation et du maillage.....	12
Description de la procédure.....	12
Résultats numériques de la simulation	13
Limites	14
Mesures de la déformation via une presse.....	17
Références :	17

Table des équations

Équation 1: loi de Hooke	4
Équation 2: formule de la masse volumique.....	4

Table des tableaux

Tableau 1: récapitulatif des caractéristiques mécaniques et thermiques des nuances de silicones choisies	5
Tableau 2: récapitulatif des paramètres de la séquence utilisée.....	6
Tableau 3: longueurs initiales et finales de l'exerciseur exerciseur en fonction du nombre de répétition.....	7
Tableau 4: propriétés physiques de l'exerciseur selon les nuances de silicone	11
Tableau 5: paramètres de la simulation.....	12
Tableau 6: paramètres du maillage.....	12

Table des figures

Figure 1: mesure de l'épaisseur de l'exerciseur à l'état initial (à gauche) et à la fin du premier cycle de mastication (à droite)	5
Figure 2: : mesure de la longueur entre les plans osseux des mâchoires	6
Figure 3: relation entre la force de morsure molaire unilatérale, l'âge et le sexe avec lecture de la force pour un volontaire de 53 ans [5].....	8
Figure 4 distance inter-mandibulaire et de la déformation de l'exerciseur en fonction du numéro de l'image	9
Figure 5: image statique de la tête réalisée avec une séquence de haute résolution (SPACE TSE).....	10
Figure 6: image dynamique de la tête réalisée avec une séquence rapide (FLASH).....	10
Figure 7:.....	11
Figure 8: déplacement en Y en mm avec une pression de 3,15 MPa.....	13
Figure 9: message d'erreur du logiciel montrant que la déformation est trop grande par rapport à la taille du modèle	14
Figure 10: déplacement en Y en mm avec une pression de 1,8 MPa	14
Figure 11: déplacement en Y en mm avec une pression de 4,31 MPa	15
Figure 12:.....	15
Figure 13: déformation excessive de l'exerciseur avec une pression de 15 MPa.....	16

Abstract

Ce rapport a pour objectif de montrer la possibilité d'approximer la valeur de la force maximale de mastication à l'aide d'un exerciseur. Avant d'énumérer le plan de ce document, nous pouvons expliquer dans un premier temps les raisons de ce choix. La première raison est la biocompatibilité de l'exerciseur, évitant ainsi d'empoisonner le volontaire. La seconde raison est que sa taille et ses caractéristiques sont identiques à chaque individu puisque les exerciseurs sont produits industriellement et de façon normée, permettant ainsi une bonne reproductibilité de l'expérience de mastication. Maintenant que les raisons ont été énoncées, nous pouvons dorénavant passer à la présentation du plan. Premièrement, nous allons présenter les méthodes permettant d'évaluer cette force de mastication. Par la suite, nous présenterons les résultats obtenus via la mastication de l'exerciseur par un volontaire. Après cela, nous établirons un modèle numérique par la méthode des éléments finis via l'utilisation du logiciel Inventor®. Enfin, nous réaliserons des essais de compression pour confirmer la justesse de nos résultats et de nos hypothèses. Avant de commencer ce rapport, nous souhaiterions remercier vivement la société QUADRATUS ayant participé à la réalisation de cette étude par le don de deux exerciseurs de la gamme JAWTRAINER® 2.0 [1].

Introduction

Dans le cadre de connaître la valeur de la force maximale de mastication des volontaires grâce à un exerciceur¹, nous allons tenter de l'évaluer en mesurant les forces mises en œuvre lors d'une dynamique d'ouverture et de fermeture de la mâchoire pendant un enregistrement IRM. Pour reproduire cette dynamique, deux méthodes sont possibles. La première méthode est de reproduire au mieux le processus de mastication et de déformer l'exerciseur de la même façon que les volontaires l'ont déformé. Dans cette optique, nous tenterons de reproduire au mieux le processus de mastication soit numériquement grâce à un logiciel de modélisation, soit par l'utilisation d'une presse de compression. La seconde méthode repose sur l'utilisation de la formule de Hooke. Cette dernière relie la déformation d'un objet à la force appliquée sur ce dernier. Ainsi, pour chaque déformation mesurée, nous pouvons calculer la force de mastication associée à cette déformation. Pour ce faire, il suffit de calculer la force de mastication en utilisant le module d'élasticité, la longueur initiale, la surface et les allongements mesurés grâce aux images IRM. Dans ce cas, il faut connaître les dimensions et les caractéristiques mécaniques du matériau constituant l'objet tels que son module d'Young ou encore sa limite élastique... Pour ce qu'il s'agit des caractéristiques mécaniques, nous pouvons soit les connaître en utilisant les bibliothèques de matériaux, soit par des tests de compression ou de traction. Or, nous ne pouvons pas connaître précisément les caractéristiques de l'exerciseur via l'utilisation de la bibliothèque ; en effet, nous ne connaissons pas la nuance de silicone alimentaire utilisée pour sa fabrication. Par conséquent, pour les calculs nous utiliserons deux nuances de silicones de façon à avoir une nuance de silicone rigide et une autre peu rigide. Par la suite, nous réaliserons des tests de compression et de traction afin de mieux connaître ses propriétés.

$$F = \frac{S \cdot E \cdot \Delta l}{L} = \frac{S \cdot E \cdot (l - L)}{L}$$

Équation 1: loi de Hooke

S : section droite de l'objet (en mm²)

l : longueur finale de l'objet (en mm)

L : longueur initiale de l'objet (en mm)

F : charge qui agit suivant l'axe (en N)

E : module d'élasticité du matériau (en MPa)

Pour pouvoir utiliser cette loi, les conditions de linéarité et d'élasticité doivent être respectées. La première implique que l'allongement est proportionnel à la force, alors que la seconde implique que l'effet est réversible et permet donc de revenir à l'état initial

Caractéristiques de l'exerciseur :

Nous avons choisi de réaliser ces tests avec l'exerciseur de modèle JAWTRAINER® 2.0 et de marque QUADRATUS (Quadratus, Paris, France) [1]. Pour pouvoir obtenir les déformations, nous avons préalablement mesuré et réalisé une mise en plan de ce dernier (voir annexe). Nous avons aussi obtenu l'aire de la section droite de l'exerciseur via le logiciel (268 mm²). Pour les propriétés mécaniques, nous les avons trouvées et récapitulées ci-dessous [2],[3]. Par la suite, toutes les caractéristiques ci-dessous seront utilisés pour réaliser la simulation numérique. Pour s'assurer de la compatibilité des données utilisées, nous allons vérifier la valeur de la masse volumique puisque cette dernière est facilement vérifiable. Ainsi nous avons mesuré la masse de l'exerciseur par l'utilisation d'une balance et son volume par déplacement d'eau au sein d'une éprouvette graduée. Pour chaque méthode, nous avons répété la mesure dix fois afin d'obtenir une moyenne de la masse et du volume. Nous remarquons que nous obtenons par le calcul une valeur cohérente aux données trouvées.

$$\rho = \frac{m}{V} = \frac{4,8 \text{ g}}{3,5 \text{ ml}} = \frac{4,8 \text{ g}}{3,5 \text{ cm}^3} = 1,37 \text{ g/cm}^3$$

Équation 2: formule de la masse volumique

¹ Appareil de gymnastique destiné à faire travailler les muscles, ici les muscles masticateurs.

Nuances		180	940
Propriétés générales	Masse volumique	1,21 g/cm ³	1,11 g/cm ³
	Limite d'élasticité	45 MPa	40 MPa
	Résistance à la traction	9 MPa	7,8 MPa
Contrainte	Module de Young	5,3 MPa	1 Mpa
	Coefficient de Poisson	0,49 \emptyset	0,49 \emptyset
	Module de cisaillement	0,47 MPa	0,47 MPa
Contrainte thermique	Coefficient de dilatation	0 \emptyset /C°	0 \emptyset /C°
	Conductivité thermique	0,25 W/(m.K)	0,25 W/(m.K)
	Chaleur massique	703 J/(kg.C°)	703 J/(kg.C°)

Tableau 1: récapitulatif des caractéristiques mécaniques et thermiques des nuances de silicones choisies

Mesure de la déformation par méthodes expérimentales

Mesure de la déformation via les images IRM

Introduction

Dans cette première partie, nous allons tenter d'évaluer la valeur de la force de mastication en mesurant les déformations de l'exerciseur sur les images IRM. Pour ce faire, nous allons acquérir des images pour mesurer l'épaisseur initiale de l'exerciseur et son épaisseur à la fin de chaque cycle de mastication, c'est-à-dire lorsque la mandibule est en position haute. Un autre paramètre de mesure à prendre en compte est que nous mesurerons l'épaisseur de l'exerciseur entre deux molaires, considérées comme des plans parallèles. Ainsi, nous mesurons l'épaisseur maximale de l'exerciseur. Nous effectuerons ces mesures avec un seul exerciseur puisque ce dernier est élastique ; en effet, à chaque fin de compression, il retrouve sa forme initiale. Nous mesurerons cinq fois la longueur initiale et la longueur déformée, or la longueur initiale est déjà une longueur de déformation ; en effet, le volontaire exerce une force minimale de pression afin de maintenir en position l'exerciseur.

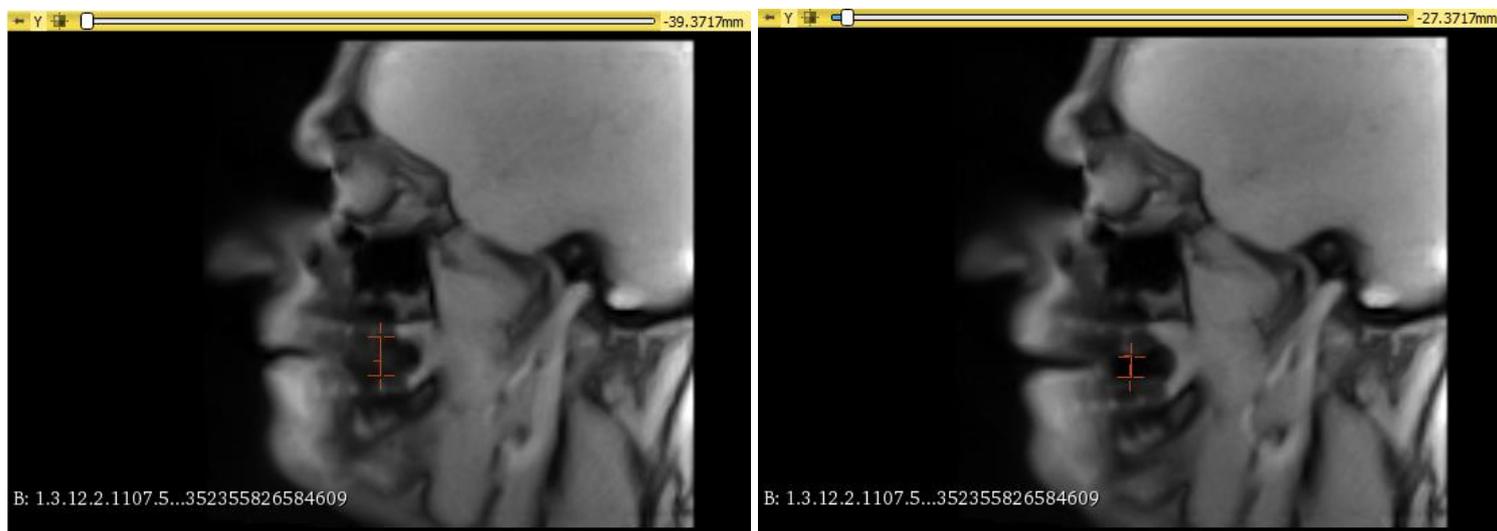


Figure 1: mesure de l'épaisseur de l'exerciseur à l'état initial (à gauche) et à la fin du premier cycle de mastication (à droite)

Au vu des images, il n'est pas à exclure que des artéfacts de susceptibilité magnétique soient présents autour de l'exerciseur, ces derniers correspondent à la présence de gradient de champ due à une différence de susceptibilité entre l'exerciseur et le milieu extérieur. En résulte, une perte de signal autour de l'exerciseur, pouvant probablement changer la taille apparente de l'objet. Pour vérifier la

présence ou non d'artéfacts de susceptibilité, l'exercice sera placé dans de l'eau, ayant pour objectif de simuler l'environnement extérieur tandis que des tests IRM seront effectués.

Voyant qu'il existe probablement des artéfacts de susceptibilité autour de l'exercice, nous avons décidé d'effectuer des mesures supplémentaires entre les deux plans osseux des mandibules qui semblent être plus visibles que l'exercice. Ainsi, nous allons mesurer la distance entre les mandibules tout au long d'un processus de mastication qui nous permettra probablement d'obtenir une courbe représentant la déformation de l'exercice. Les plans osseux n'étant pas parallèles, nous prendrons la distance au milieu de l'exercice.



Figure 2 : mesure de la longueur entre les plans osseux des mâchoires

Les paramètres de la séquence utilisée lors de l'acquisition des images ont été récapitulés ci-dessous :

Nom du paramètre	Valeurs
Type de séquence	FLASH
Champ de vue linéaire	192*192mm
Coupe	Sagittale gauche
Épaisseur de coupe	8mm
Temps d'acquisition	20ms
Temps d'écho	1,47ms
Angle de bascule	5°
Temps de répétition	2,34ms
Lignes	136 pixels
Colonnes	136 pixels
Espacement entre pixels	1.41176 mm/pixel
Résolution de l'image	0,708 pixel/mm
Définition de l'image	18496 pixels
Bande passante de pixels	1670 Hz/pixel

Tableau 2: récapitulatif des paramètres de la séquence utilisée

Résultats des mesures de l'exerciseur:

	Mesure de la longueur initiale	Mesure de la longueur déformée
1 ^{ère} répétition	15,9	8,4
2 ^{ème} répétition	14,8	6,9
3 ^{ème} répétition	13,1	8,6
4 ^{ème} répétition	15,9	10,7
5 ^{ème} répétition	16,6	7,5

Tableau 3: longueurs initiales et finales de l'exerciseur en fonction du nombre de répétition

$$\overline{x_{initiale}} = \frac{\sum x_{initiale}}{n} = 15,3 \text{ mm}$$

$$\overline{x_{déformée}} = \frac{\sum x_{déformée}}{n} = 8,4 \text{ mm}$$

Or, nous avons vu à travers la mise en plan de l'exerciseur que la hauteur de celui-ci était de 15mm. Ainsi, nous pouvons calculer l'erreur relative entre la valeur moyenne de la longueur initiale mesurée sur les images IRM et la longueur théorique mesurée par pied à coulisse.

$$\text{Erreur relative} = \frac{\overline{x_{initiale mesurée}} - x_{initiale th}}{x_{initiale th}} = \frac{15,3 - 15}{15} * 100 = 2\%$$

D'une part, nous pouvons remarquer que les valeurs de la longueur initiale avant et après chaque déformation sont identiques à quelques dixièmes de millimètres. D'autre part, nous pouvons remarquer que la valeur de la mesure initiale de l'exerciseur est proche de la taille réelle mesurée via l'utilisation d'un calibre à coulisse ; en effet, nous obtenons une erreur relative de 2%. Or nous avons vu que nous sommes précis au pixel près et donc à l'espacement de pixel près (voir annexe : rapport sur les vacations). Ainsi, nous sommes précis à 1,4 mm près de chaque côté de l'exerciseur, ce qui engendre une erreur de 18,5%. Ces résultats étaient prévisibles, car l'élasticité est le critère primordial pour que l'exerciseur remplisse son objectif. Ainsi, nous pouvons calculer la pression de mastication.

$$\bar{F}_{180} = \frac{185 \cdot 5,3 \cdot (8,4 - 15)}{15} = -431 \text{ N}$$

$$\bar{F}_{940} = \frac{185 \cdot 1 \cdot (8,4 - 15)}{15} = -81 \text{ N}$$

Premièrement, nous remarquons que la valeur obtenue pour la nuance de silicone 940 est largement inférieure à celle obtenue pour le silicone 180. Les deux valeurs obtenues sont négatives, montrant ainsi que nous sommes en présence d'une compression de l'objet. Comme seconde approche, pour vérifier la cohérence de ces résultats, nous pouvons nous référer aux différents articles et publications scientifiques ayant pour thème la force de mastication et d'occlusion [4], [5]. La dernière publication citée a mis en relation la force de morsure molaire unilatéral avec le sexe et l'âge de la personne. Cette étude a été réalisée avec l'accord de 63 femmes et 59 hommes, âgés de 8 à 68 ans. Tous les sujets avaient un minimum de 24 dents et aucun symptôme ou signe de troubles du système cranio-mandibulaire. Toutes ces propriétés caractérisant la population étudiée ne discriminent pas notre volontaire ; en effet, ce dernier est un homme de 53 ans sans symptôme ni signe d'un trouble cranio-mandibulaire. La seule caractéristique où notre volontaire pêche est le nombre de dents ; en effet, ce dernier a bien 28 dents mais dont une est un pivot dentaire. Selon Fontijn-Tekamp et al. Publié en 2000, cette prothèse peut diminuer la force de mastication du volontaire dans la région environnante [6]. Lors de la séance d'acquisition, nous avons demandé au volontaire de placer l'exerciseur uniquement sous les dents du côté gauche pour éviter les artéfacts métalliques engendrés par la prothèse située à droite. Par conséquent, la force de mastication du volontaire a été probablement peu modifiée, voire pas du tout.

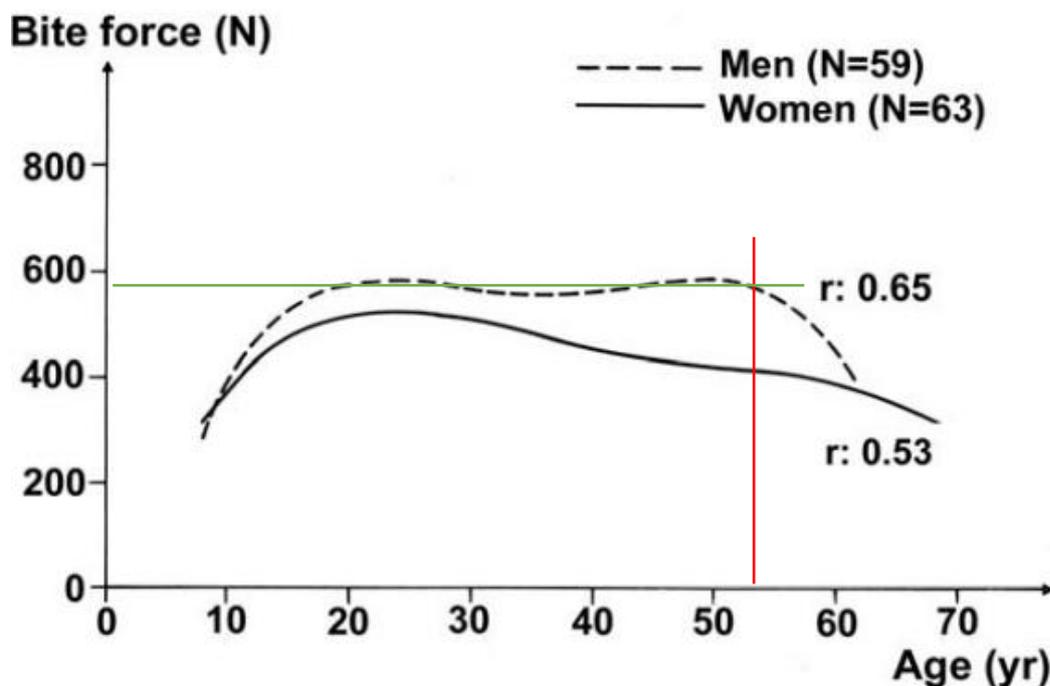


Figure 3: relation entre la force de morsure molaire unilatérale, l'âge et le sexe avec lecture de la force pour un volontaire de 53 ans [5]

Sur le graphique précédent, nous pouvons tracer une droite partant de l'âge de notre volontaire jusqu'à atteindre les courbes de la force de morsure en fonction de l'âge et du sexe. Ayant un volontaire masculin, nous partons donc de la courbe représentant ce sexe pour aller jusqu'à l'axe des ordonnées (en vert). À ce stade, nous pouvons lire approximativement que la force maximale de morsure molaire unilatérale est environ égale à 570 Newtons pour un homme de 53 ans. La valeur obtenue n'est pas une « valeur vraie » ; en effet, elle représente une valeur moyenne pour une classe d'âge d'hommes (50 à 60 ans), et de plus cette valeur correspond à une valeur approximée par Bakke via un polynôme de degré 4.

$$\text{Erreur relative} = \frac{\overline{F_{calculée-180}} - F_{lue}}{F_{lue}} = \frac{431 - 570}{570} = 24\%$$

$$\text{Erreur relative} = \frac{\overline{F_{calculée-940}} - F_{lue}}{F_{lue}} = \frac{81 - 570}{570} = 86\%$$

Premièrement, nous pouvons remarquer que la valeur trouvée par la formule de Young pour le silicone de nuance 940 n'est pas du tout dans l'ordre de grandeur des résultats de l'article de Bakke et al. publié en 1990 [5] ; en revanche, le résultat pour la nuance de 180 est dans l'ordre de grandeur, ainsi nous pouvons penser que la valeur du module de Young de l'exerciseur s'approche plus de celle du silicone ayant pour nuance 180 que celle du silicone 940. Pour la nuance de 180, l'erreur relative obtenue est de 24% ; ce résultat peut s'expliquer soit par une mauvaise lecture graphique, soit par le choix arbitraire de la valeur du module de Young de l'exerciseur, soit par le fait que le volontaire n'a pas appliqué la force maximale sur l'exerciseur dû à une résistance trop faible de ce dernier en compression. En effet, nous avons vu dans la première partie des résultats que les erreurs de mesures étaient très faibles. Ainsi, nous sommes conduits à vérifier le module de Young de l'exerciseur via des tests de compression/traction.

En revanche, nous avons pu remarquer que l'exerciseur était un objet élastique puisqu'il retrouve son état initial après chaque déformation, caractéristique mécanique induite par sa composition et aussi probablement par sa géométrie complexe en nid d'abeille. Par conséquent, l'exerciseur respecte la condition d'élasticité imposée par la loi de Hooke mais ne respecte pas la condition de linéarité due à sa géométrie ou tout simplement dû à sa composition [7]. Ainsi, nous sommes en droit de nous poser des questions sur la véracité des résultats obtenus via l'utilisation de la loi de Hooke.

Résultats des mesures inter-mandibulaires :

Souhaitant connaître les déformations de l'exerciseur de façon plus précise, nous avons mesuré la distance inter-mandibulaire sur un cycle entier du processus de mastication. Par la suite, nous avons soustrait à ces mesures la distance inter-mandibulaire initiale sans la mesure de l'exerciseur. Pour mieux comprendre, expliquons par l'exemple ce qui a été fait. Comme distance initiale inter-mandibulaire prenant en compte l'exerciseur, nous avons mesuré 38,6 mm. À ce résultat, nous retirons la longueur initiale de l'exerciseur, c'est-à-dire 15 mm. Nous obtenions donc une valeur inter-mandibulaire ne prenant pas en compte la déformée de l'exerciseur. Enfin, il suffit de soustraire les données mesurées à ce nombre pour obtenir la déformée de l'exerciseur.

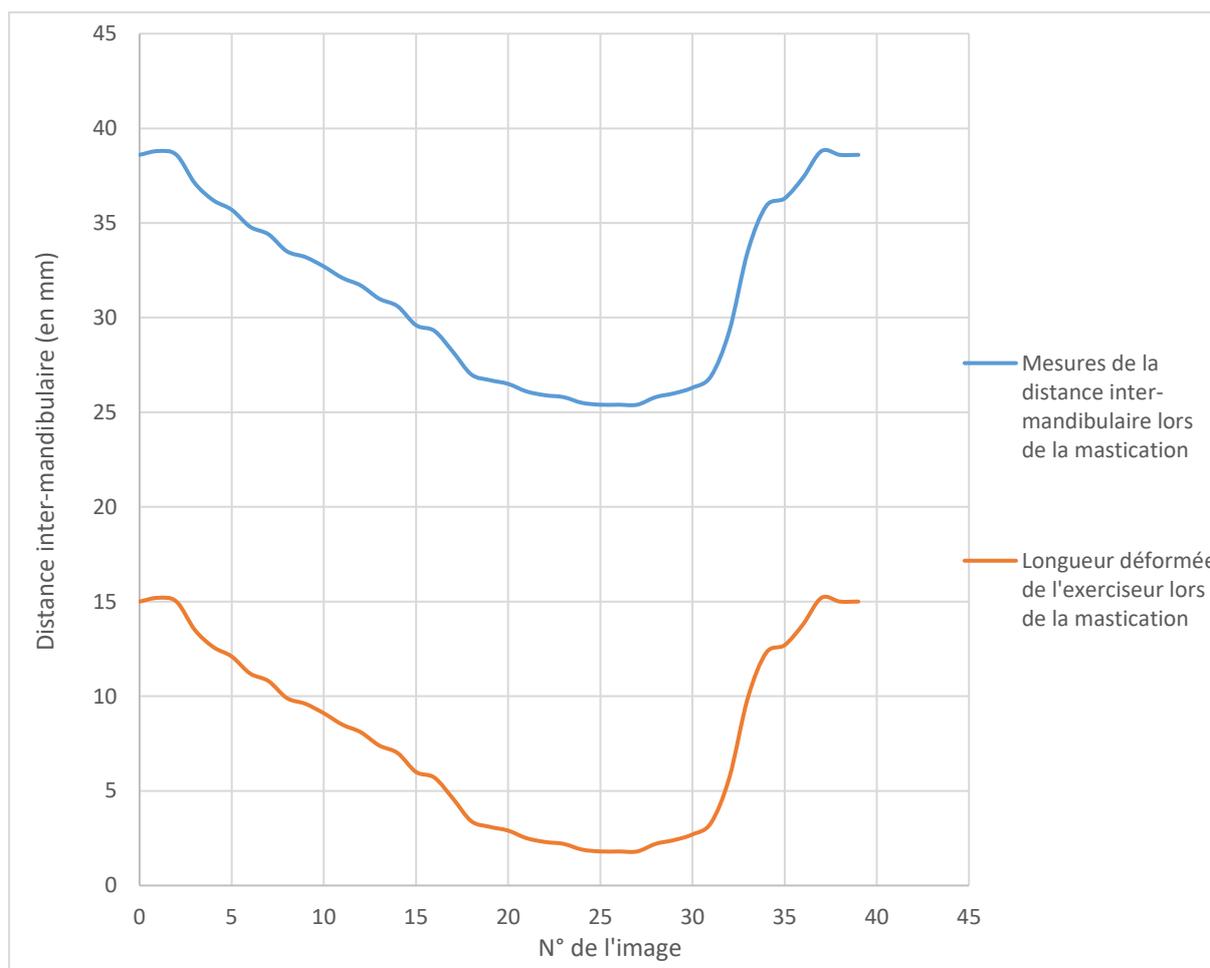


Figure 4 distance inter-mandibulaire et de la déformation de l'exerciseur en fonction du numéro de l'image

Nous pouvons remarquer à l'extrême gauche une phase de maintien de l'exerciseur, ce dernier n'est pas ou peu déformé. Ensuite, nous pouvons remarquer une phase de compression progressive jusqu'à atteindre un état d'équilibre de compression. Par la suite, nous remarquons une décompression de l'exerciseur pour enfin revenir à sa géométrie initiale.

Du point de vue des profils de ces deux courbes, nous pouvons dire que les résultats obtenus s'avèrent aux résultats réels constables. Or, si nous nous penchons sur les valeurs des données, nous trouvons que la déformation maximum obtenue est excessive comparée (1,8mm) à la déformation maximum réelle (7mm).

Limites :

Même si le contraste entre les dents et l'exerciseur est marqué, de nombreuses incertitudes de mesure sont à prévoir dues à la difficulté de définir la limite entre l'exerciseur et les molaires pour mesurer correctement l'épaisseur de ce dernier. En effet, nous pouvons remarquer que la valeur minimale initiale mesurée est de 13,1mm alors que la dimension initiale réelle est de 15mm. En résulte une erreur absolue de 12,7%, par conséquent, il est nécessaire d'effectuer plusieurs tests afin d'obtenir une valeur moyenne cohérente à la valeur réelle. De plus, il ne faut pas oublier que la précision des résultats est grandement limitée due à un espacement inter pixel conséquent.

Mais aussi, de nombreuses incertitudes de mesure sont aussi à prévoir dues aux mouvements du volontaire, en effet, ce dernier n'est pas statique puisqu'il mastique l'exerciseur. De plus, ce mouvement engendre des artéfacts radiaux et des artéfacts de mouvement et une baisse de la qualité de l'image non-négligeable. En effet, il est aisé de remarquer que les images statiques possèdent une qualité d'image et une netteté largement supérieure à leurs homologues dynamiques. Ci-dessous, nous pouvons voir la différence entre ces deux types d'images. La première est dite statique car le volontaire doit être statique pendant 4 à 5 minutes pour obtenir cette résolution sur toute la tête.



Figure 5: image statique de la tête réalisée avec une séquence de haute résolution (SPACE TSE)

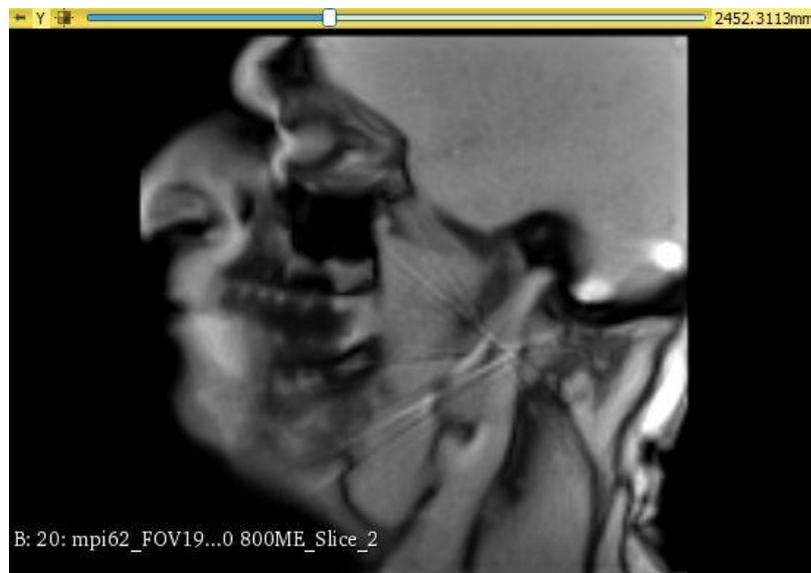


Figure 6: image dynamique de la tête réalisée avec une séquence rapide (FLASH)

Mesures de la déformation via simulation numérique

Objectif

Comme vu précédemment, nous avons étudié la force de mastication via les déformations de l'exerciseur de manière expérimentale. De plus, de nombreuses observations du fonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire ont pu être faites grâce aux acquisitions IRM. Par le biais d'une simulation numérique sur le logiciel Inventor, nous souhaiterions vérifier les valeurs calculées des forces de mastication. Pour ce faire, nous utiliserons la méthode des éléments finis qui nous permettra de résoudre numériquement les équations aux dérivées partielles de Laplace représentant le comportement mécanique de l'exerciseur.

Propriétés physiques et dimensions de l'exerciseur

En concevant l'exerciseur via la conception assistée par ordinateur (CAO) et en lui assimilant comme matériau les nuances de silicone, le logiciel nous permet de connaître les propriétés physiques de ce dernier telles que la masse, le volume, l'aire ou encore le centre de gravité. Concernant les dimensions de l'exerciseur et les propriétés du matériau, elles ont été abordées au paragraphe « Caractéristique de l'exerciseur » de la page 3.

Matière	Exerciseur nuance 180	Exerciseur nuance 180
Densité	1,21 g/cm ³	1,1 g/cm ³
Masse	0,004 kg	0,003 kg
Aire	4275,13 mm ²	4275,13 mm ²
Volume	3058,70 mm ³	3058,70 mm ³
Centre de gravité	x=15,7 mm y=7,5 mm z=7,5 mm	x=15,7 mm y=7,5 mm z=7,5 mm

Tableau 4: propriétés physiques de l'exerciseur selon les nuances de silicone

Paramètres de charge et support fixe

Pour compléter la modélisation numérique, nous devons mettre en place une charge et un support fixe. Pour ce faire, nous avons observé le fonctionnement de l'articulation temporo-mandibulaire lors de la mastication de l'exerciseur grâce aux images IRM acquises. Nous avons remarqué que la mandibule est fixe et que le maxillaire est mobile lors de la première morsure. Ainsi, nous avons fixé la face inférieure de l'exerciseur et chargé sa face supérieure.

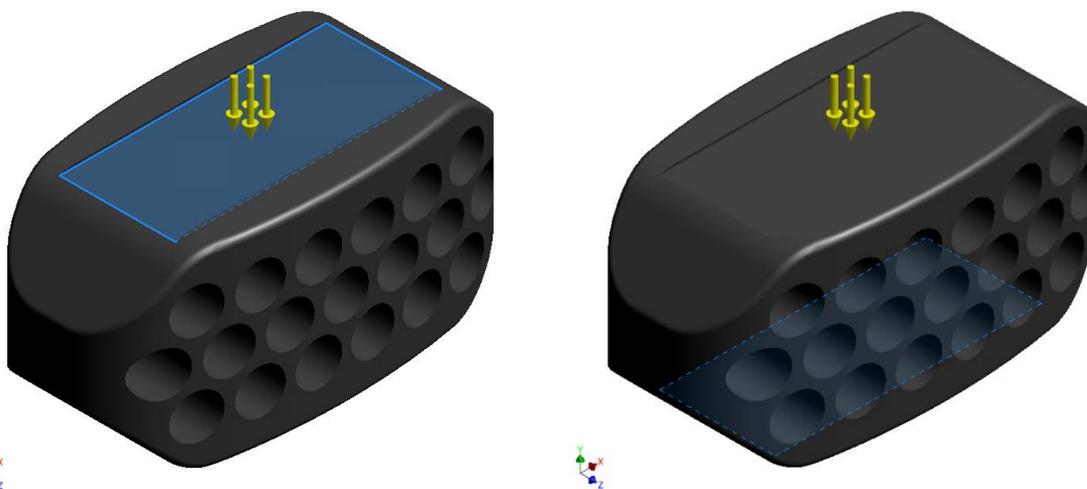


Figure 7: chargement de la face supérieure (à gauche) et fixation de la face inférieure (à droite)

Paramètres de la simulation et du maillage

Malgré un comportement mécanique comportant de grandes déformations, nous simulerons la déformation de l'exerciseur par l'utilisation du modèle linéaire élastique dans l'objectif de simplifier la modélisation. Après plusieurs essais de simulation en réduisant la taille et la forme des éléments constituant le maillage et en comparant les résultats, nous trouvons que la forme triangulaire accompagné d'une taille moyenne des éléments de 0,05 mm permet d'obtenir un résultat précis en un minimum de temps.

Objectif de conception	Point unique
Type de simulation	Analyse statique
Date de dernière modification	18/08/2022, 16:55
Détecter et supprimer les modes de corps rigides	Non

Tableau 5: paramètres de la simulation

Taille d'élément moyenne (fraction du diamètre de modèle)	0,05
Taille d'élément minimale (fraction du diamètre de modèle)	0,1
Facteur de classification	1,5
Angle de virage max.	60 deg
Créer des éléments de maillage courbés	Oui
Nombre d'éléments	2084
Nombre de nœuds	716

Tableau 6: paramètres du maillage

Description de la procédure

Pour vérifier les valeurs de la force obtenues en laboratoire, nous sommes obligés de respecter la procédure suivante composée de plusieurs étapes nécessaires :

- 1) Après avoir rentré tous les paramètres nécessaires pour assurer le bon fonctionnement de la simulation numérique, la première étape est de choisir une valeur de la force de façon aléatoire permettant d'obtenir des résultats pouvant être analysés
- 2) Du point de vue de l'analyse, il suffit de lire graphiquement les mailles étant les plus soumises au déplacement grâce aux codes couleurs sur le graphique du déplacement sur l'axe \vec{y} . En effet, lors de nos mesures de la longueur dans les parties précédentes, nous nous sommes intéressés seulement au déplacement maximum suivant l'axe des dents. Par la suite, il suffit de calculer le résultat de la soustraction de la valeur de référence à la valeur maximale de déplacement.
- 3) Après analyse des résultats, on trouve que la valeur de la longueur finale de l'exerciseur ne coïncide pas avec la valeur mesurée dans la partie précédente, par conséquent, il faut soit augmenter la valeur de la force si la longueur de déformation est supérieure à celle mesurée et vice-versa jusqu'à atteindre le même résultat.

Résultats numériques de la simulation

Après de multiples essais, nous avons obtenu la valeur de la force qui permet de déformer l'exerciseur de la même façon que le volontaire. Ainsi, nous avons demandé au logiciel de fournir le rapport d'essais mécanique afin d'obtenir les informations et graphiques utiles à cette étude.

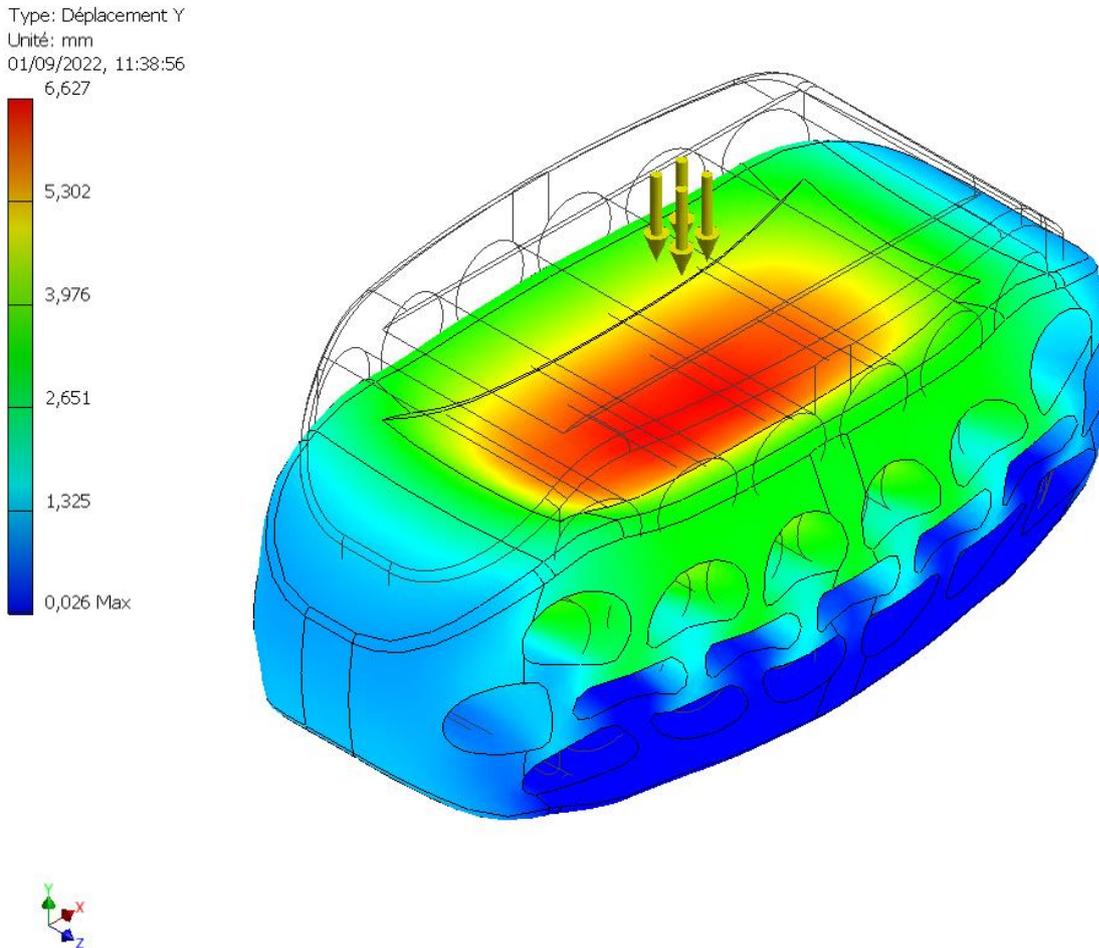


Figure 8: déplacement en Y en mm avec une pression de 3,15 MPa

Pour vérifier que la force de 3,15 MPa permet d'obtenir la même valeur de longueur finale qu'obtenue lors des expériences, il suffit de soustraire à la valeur de référence (15mm) la valeur maximale de déplacement et par la suite de la comparer avec la valeur obtenue expérimentalement.

$$15 - 6,627 = 8,373 \approx 8,4$$

Nous trouvons donc bien la même longueur finale que celle obtenue expérimentalement ; ainsi, selon le logiciel une charge de 3,15MPa correspondant à 315N est nécessaire pour déformer l'exerciseur de la même façon que le volontaire. Ce résultat est peu cohérent aux résultats précédents puisque nous trouvons une erreur relative de 27% entre les résultats numériques et expérimentaux.

$$\text{Erreur relative}_{exp/num} = \frac{F_{exp} - F_{num}}{F_{num}} = \frac{315 - 431}{431} = 27 \%$$

Cette erreur relative élevée montre que la simplicité extrême de notre modèle due à sa modélisation linéaire n'est pas correcte pour modéliser correctement le comportement mécanique de l'exerciseur (vérification de la linéarité de la simulation réalisée dans le tableur ayant pour nom « Comportement mécanique de l'exerciseur »).

Limites

Comme première limite de notre modélisation que nous pouvons citer, est le fait qu'à partir d'une charge ayant une contrainte équivalente ou supérieure à 1,9 MPa, le logiciel fait apparaître le message d'erreur ci-dessus. Ce dernier indique que « la déformation est trop grande par rapport à la taille du modèle » et qu'il est nécessaire de « vérifier la mise à l'échelle des paramètres de charge et de contrainte ». Ainsi, à partir de ce seuil, le logiciel indique que la déformation est trop importante et considère donc que la condition de linéarité n'est plus valide.

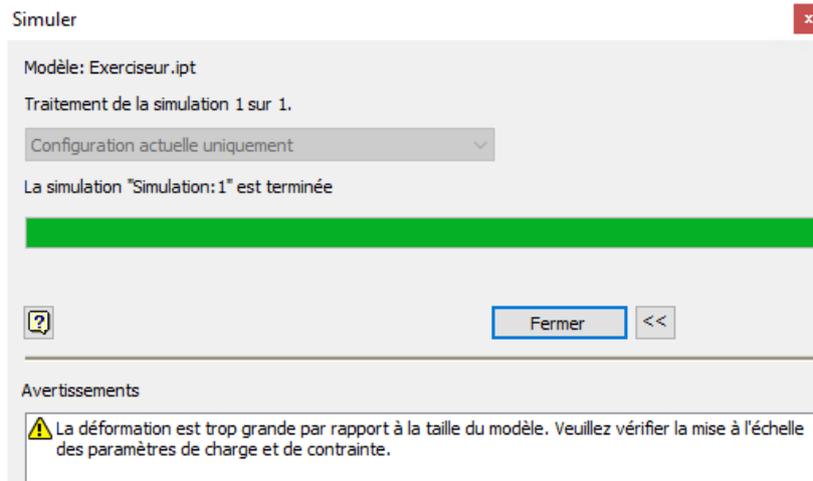


Figure 9: message d'erreur du logiciel montrant que la déformation est trop grande par rapport à la taille du modèle

Ci-dessous, nous avons joint le résultat obtenu pour une pression inférieure à la limite de 1,9 MPa.

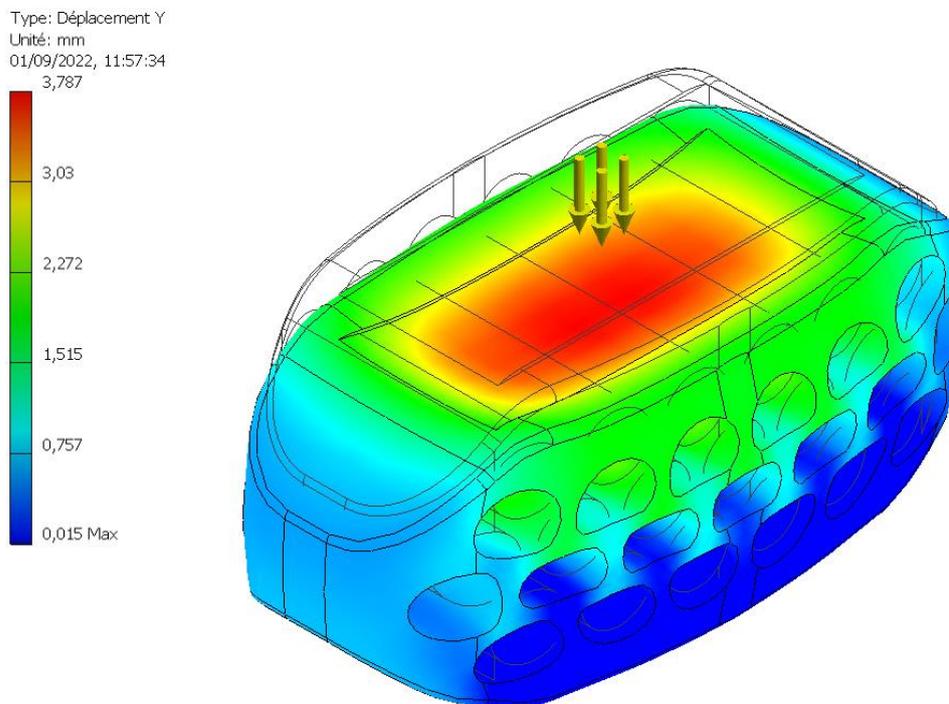


Figure 10: déplacement en Y en mm avec une pression de 1,8 MPa

Par la suite, nous avons effectué plusieurs essais avec des pressions différentes pour connaître au mieux les limites de notre modèle. Ainsi, nous avons commencé à nous intéresser aux résultats lorsque nous exerçons une pression similaire à la valeur trouvée expérimentalement (4,31 MPa). Nous remarquons que l'exerciseur après déformation atteint une taille minimale en son centre de 5,9 mm.

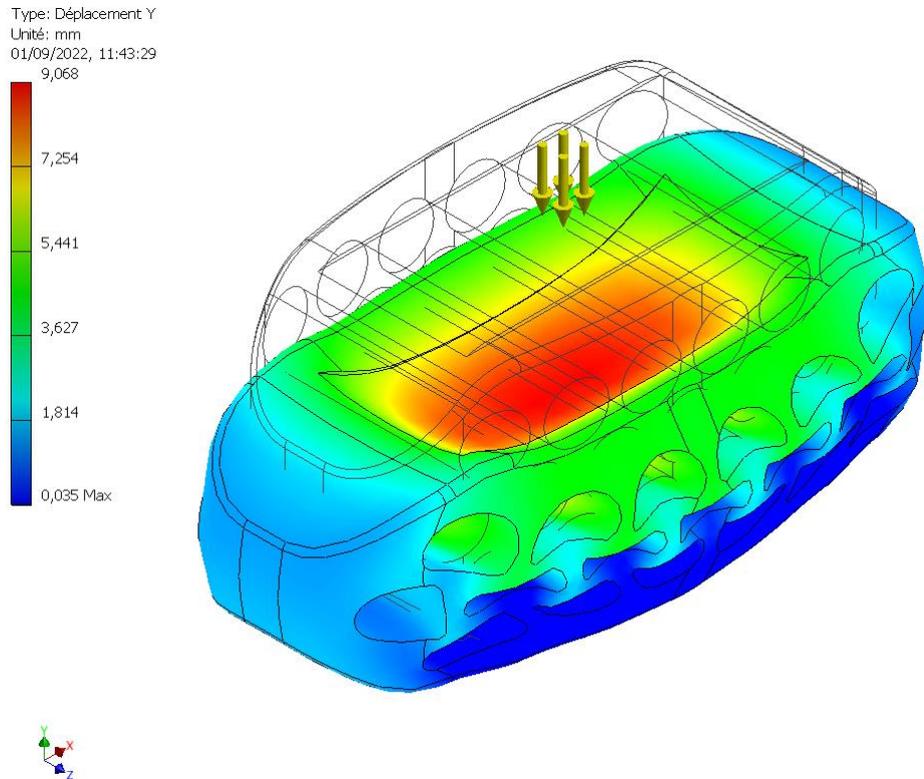


Figure 11: déplacement en Y en mm avec une pression de 4,31 MPa

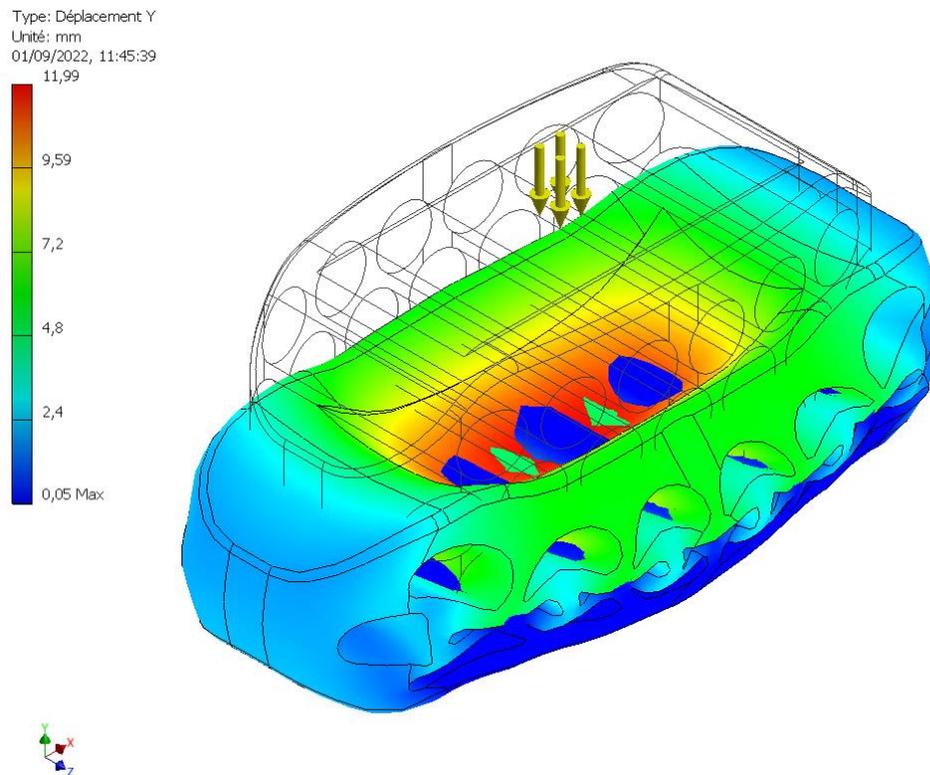


Figure 12: déplacement en Y en mm avec une pression de 5,7 MPa

Par la suite, nous avons exercé une pression similaire à la pression de mastication lue sur le graphique publié en 1990 par Bakke et al [5]. Le résultat ci-dessus montre que la face supérieure rentre en contact avec les surfaces orifices de la base inférieure jusqu'à les traverser.

Pour conclure sur les limites de notre simulation, nous avons finalement chargé l'exerciseur avec une pression excessive, ici 15 MPa.

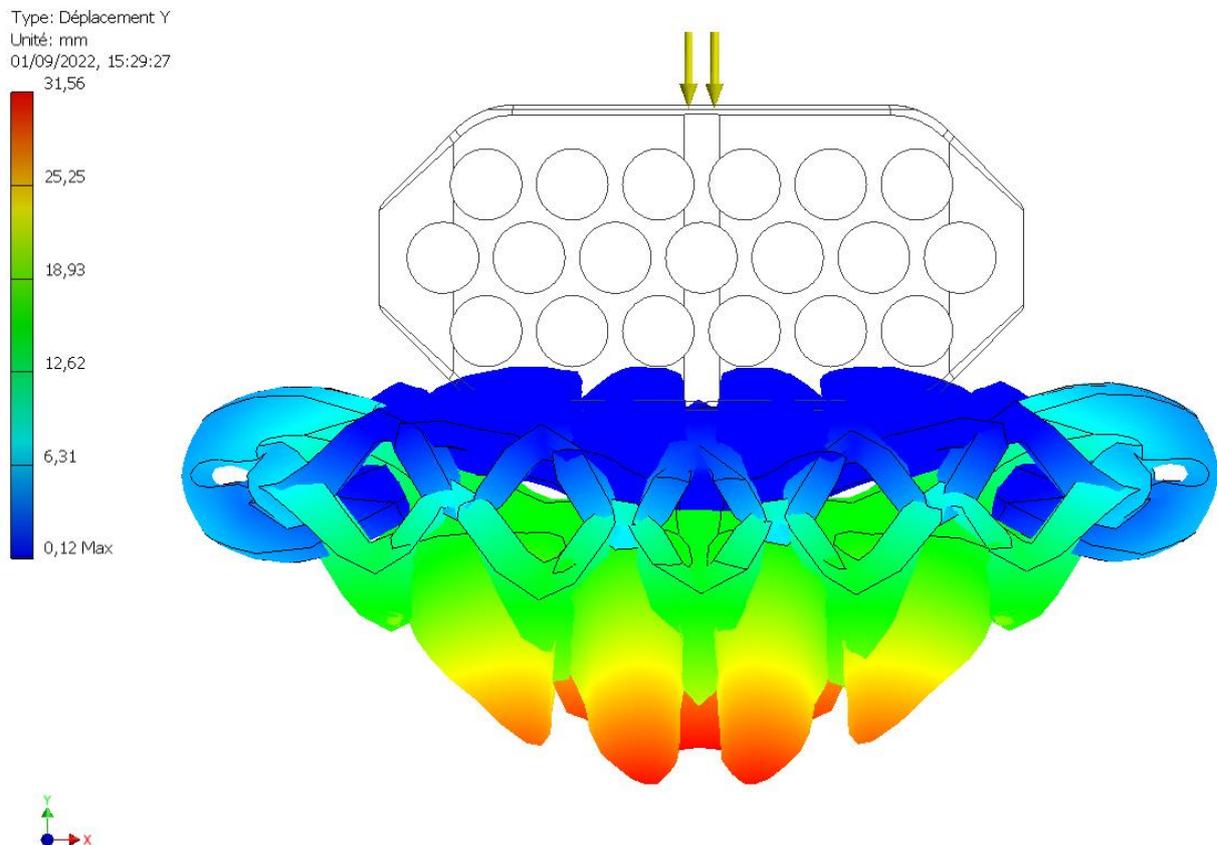


Figure 13: déformation excessive de l'exerciseur avec une pression de 15 MPa.

Au lieu de venir s'écraser sur la surface contrainte, la surface supérieure initiale s'est déplacée de 31,5 mm à travers toutes les surfaces. Ainsi, nous pouvons remarquer que notre modélisation ne reproduit pas correctement le comportement mécanique de l'exerciseur lorsque ce dernier est comprimé fortement.

En conclusion, notre modélisation permet de simuler correctement le comportement mécanique de l'exerciseur lorsqu'il est soumis à une pression comprise entre 0 et 1,8 MPa incluse. Par la suite, la modélisation permet de simuler le comportement mécanique de l'exerciseur sans respecter la condition des petites déformations, nous avons vu que les résultats géométriques étaient cohérents pour l'intervalle de pression allant de 1,8 MPa à 5 MPa. Ainsi, ayant obtenu une pression équivalente à 3,15 MPa pour déformer l'exerciseur de la même façon que le volontaire, nous sommes en droit de penser que le résultat obtenu par simulation est proche du résultat expérimental. Au-dessus de cette limite, le comportement mécanique de la simulation ne correspond plus au comportement de l'exerciseur.

Mesures de la déformation via une presse

L'objectif de cette partie est le même que celle vue dans la partie numérique, c'est-à-dire l'obtention de déformations proches de la réalité. En effet, en obtenant des résultats similaires, il nous sera alors possible de relever par lecture les contraintes appliquées à l'exerciseur. De plus, nous tenterons d'obtenir les caractéristiques mécaniques de l'exerciseur tels que le module d'élasticité pour le comparer à celui du caoutchouc naturel dans l'optique de connaître la valeur du module de Young.

Références :

- [1] « Site officiel Quadratus | JAWTRAINER® 2.0 », *Quadratus*. <https://quadratus-shop.fr/> (consulté le 17 août 2022).
- [2] M.-M. Y. Silicone, « MEREFSA - Meet Your Silicone | élastomère de silicone », *MEREFSA - Meet Your Silicone*. <https://www.merefsa.com> (consulté le 17 août 2022).
- [3] « Chapitre 10 : Amélioration du modèle poroélastique : affinement des paramètres rhéologiques | silicone ». Consulté le: 17 août 2022. [En ligne]. Disponible sur: http://membrestimc.imag.fr/Yohan.Payan/Vincent_Luboz/activites/these/13Chapitre10.pdf
- [4] M. Bakke, « Bite force and occlusion », *Seminars in Orthodontics*, vol. 12, n° 2, p. 120-126, juin 2006, doi: 10.1053/j.sodo.2006.01.005.
- [5] M. Bakke, B. Holm, B. L. Jensen, L. Michler, et E. Möller, « Unilateral, isometric bite force in 8-68-year-old women and men related to occlusal factors », *European Journal of Oral Sciences*, vol. 98, n° 2, p. 149-158, 1990, doi: 10.1111/j.1600-0722.1990.tb00954.x.
- [6] F. A. Fontijn-Tekamp *et al.*, « Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions », *J Dent Res*, vol. 79, n° 7, p. 1519-1524, juill. 2000, doi: 10.1177/00220345000790071501.
- [7] P. Saad, « Modélisation et identification du comportement non linéaire des cales en caoutchouc », p. 246.