

Article original

Impact de deux orthèses d'avancée mandibulaire sur l'articulation temporomandibulaire

Impact on temporomandibular joint of two mandibular advancement device designs

L. Chèze^{a,*}, B. Navailles^b

^a Université de Lyon, 69000 Lyon, France ; Laboratoire de biomécanique et mécanique des chocs (UCBL / Inrets), université Lyon-I, bâtiment Omega, 43, boulevard du 11-Novembre-1918, 69622 Villeurbanne cedex, France

^b Service ORL, centre hospitalier de Valence, Valence, France

Reçu le 3 janvier 2007 ; accepté le 30 janvier 2007

Disponible sur internet le 05 avril 2007

Résumé

Objectif. – Analyser les efforts appliqués par deux types d'orthèses d'avancée mandibulaire sur l'articulation temporomandibulaire.

Matériel et méthodes. – Un modèle mécanique plan de l'articulation temporomandibulaire, de type corps rigides, prenant en compte six muscles, est développé. Une comparaison des efforts musculaires et articulaires, en position de protrusion de 10 mm, est réalisée entre deux types d'orthèses : l'une travaillant en poussée et l'autre en retenue. Dans les deux cas, l'équilibre statique conduit à un système d'équations hyperstatique qui est résolu par optimisation numérique sous contraintes, en minimisant différents critères.

Résultats. – Pour l'orthèse travaillant en poussée, les résultats montrent qu'un effort important est appliqué par le *masseter* et le *posterior temporal*. Ces deux muscles étant élévateurs de la mandibule, cela implique une ouverture de la bouche avec ce type d'orthèse lorsque les muscles sont au repos. Au contraire, l'orthèse travaillant en retenue permet d'obtenir une protrusion de 10 mm avec un effort minimal dans ces muscles. De plus, l'action de contact sur l'articulation temporomandibulaire est en moyenne plus faible de 10 % avec l'orthèse travaillant en retenue.

Conclusion. – Le modèle mécanique simple proposé permet la comparaison d'orthèses ayant des modes d'action différents, et les résultats trouvés sont en accord avec ceux de la littérature. Les résultats sur les paramètres étudiés (ouverture de la bouche, action de contact articulaire) tendent à montrer un meilleur profil clinique en termes de compliance et d'effets secondaires des orthèses travaillant en retenue par rapport à celles travaillant en compression.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Objectives. – Understand mechanical forces applied on the temporo-mandibular joint by two different designs of mandibular advancement devices.

Methods and measurements. – Rigid elements model of the temporo-mandibular joint, taking into account six muscles, was developed. A study is designed to compare traction based vs. compression based devices, with mandible in a 10 mm protrusion position. Static equilibrium can be written as hyperstatic equations and resolution is obtained through numeric optimization of different criteria under constraints.

Results. – For compression based device, equation results show that important strength is applied in the *masseter* and *posterior temporal*. As both muscles lift the mandible up, this implies mouth opening happens when these muscles are at rest. However, the traction based device enables 10 mm protrusion with minimal effort on these muscles. Additionally, joint contact strength is consistently less (10%) with traction based device than with compression based device.

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : Laurence.Cheze@univ-lyon1.fr (L. Chèze).

Conclusion. – This simple mechanical model enables comparison of mandibular advancement devices with different modes of action. The results found are consistent with the ones from literature. Findings on studied parameters (mouth opening, joint contact strength) may imply an improved side-effect and a compliance profile in clinical practice for traction-based over compression-based mechanisms.

© 2007 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots clés : Apnées obstructives du sommeil ; Avancée mandibulaire ; Orthèse endobuccale ; Forces musculaires ; ATM

Keywords: Obstructive sleep apnea; Mandibular advancement; Mandibular repositioning appliance; Muscular strength; TMJ

1. Introduction

Le syndrome d'apnées obstructives du sommeil est une pathologie qui touche 2 à 4 % de la population adulte [1] et dont les conséquences sur les troubles du sommeil et le système cardiovasculaires sont démontrées. Le traitement de référence est la ventilation par pression positive continue (VPPC), obtenue par une attelle pneumatique prévenant le collapsus pharyngé. Le traitement alternatif est l'orthèse d'avancée mandibulaire (OAM) — attelle mécanique qui diminue le risque de collapsus pharyngé en augmentant le calibre des voies aériennes supérieures. Depuis les premiers travaux de Meier-Ewert en 1984, de nombreuses études ont montré l'efficacité des OAM dans le syndrome d'apnées obstructives du sommeil ainsi qu'une préférence des patients pour l'orthèse par rapport à la VPPC [2]. Les effets secondaires à court terme (douleurs dentaires, sécheresse en bouche, salivation excessive) et à long terme (modification de l'occlusion, inclinaison des incisives) ont été également largement étudiés, et varient suivant les études et les orthèses étudiées [3]. L'observance varie entre 55 et 82 % après un an de traitement [4].

Néanmoins il existe très peu de travaux et d'études comparatives entre différents types d'orthèses. Un des axes de recherche à poursuivre en priorité est d'analyser l'impact de l'architecture (ou du principe) de l'orthèse sur son efficacité, l'observance et les effets secondaires [4]. Trois types génériques d'orthèses, chacune avec sa propre cinématique, permettent d'obtenir une avancée mandibulaire. Les monoblocs, les biblocs en compression (ou en poussée) et les biblocs en retenue (ou en traction). Selon le consensus actuel, les orthèses sur mesure biblocs semblent mieux tolérées et diminuent le risque de complication au niveau des articulations temporomandibulaires [4].

L'étude que nous proposons vise donc à mettre en évidence le mécanisme d'action de ces deux grands types d'orthèse (bibloc en poussée — orthèse avec bielles de Herbst et bibloc en retenue — orthèse de type « Optimisation de la Retenue Mandibulaire » ou ORM) au moyen d'un modèle mécanique simple (Figs. 1 et 2). Ce modèle permet, objectif premier de l'étude, de comparer les ordres de grandeur des efforts musculaires et articulaires induits par ces orthèses.

2. Matériels et méthodes

La mâchoire inférieure (ou mandibule) est reliée à l'os temporal par deux articulations temporomandibulaires. Chaque branche de la mandibule est dotée d'un condyle qui s'articule

avec la fosse mandibulaire et le tubercule articulaire, par l'intermédiaire d'un disque. Les mouvements de la mâchoire sont des mouvements d'abaissement-élévation (ouverture-fermeture de la bouche), de propulsion-rétropulsion (abaissement puis translation antéropostérieure de la mandibule, et retour) et de diduction (déplacement vers le bas et la droite, ou la gauche suivant le côté travaillant). Dans le mouvement de propulsion, le condyle mandibulaire se déplace progressivement vers le bas et l'avant pour venir se placer sous le tubercule articulaire de l'os temporal, sous l'action des muscles ptérygoidiens latéraux. La translation du condyle est essentiellement limitée par le

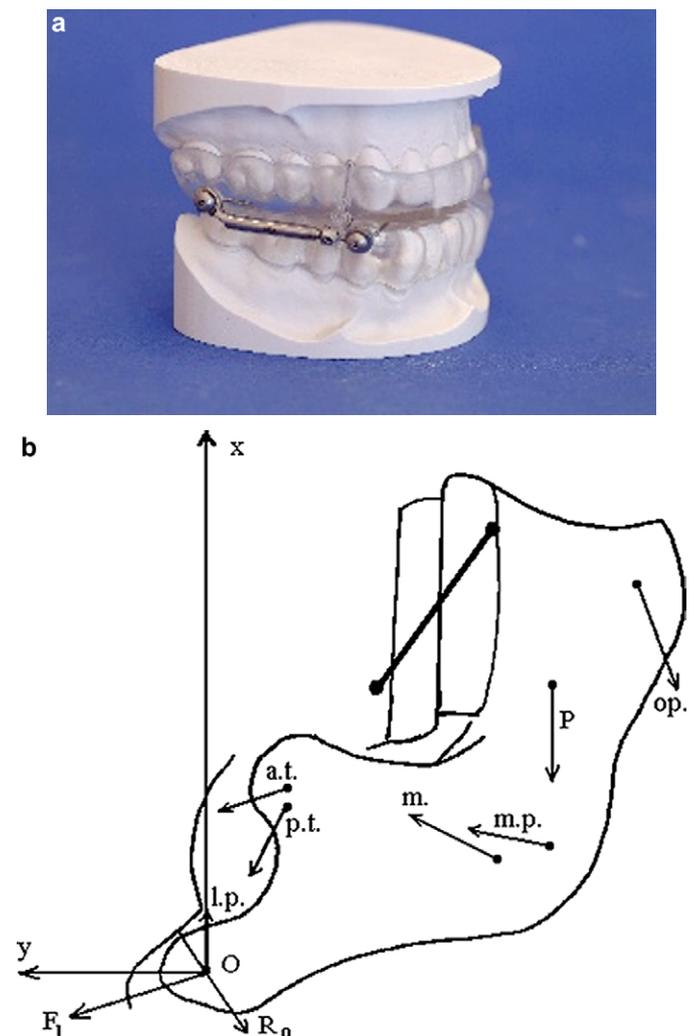


Fig. 1. a : photo d'une orthèse de type Herbst ; b : schéma avec orthèse de type Herbst en place (patient couché).

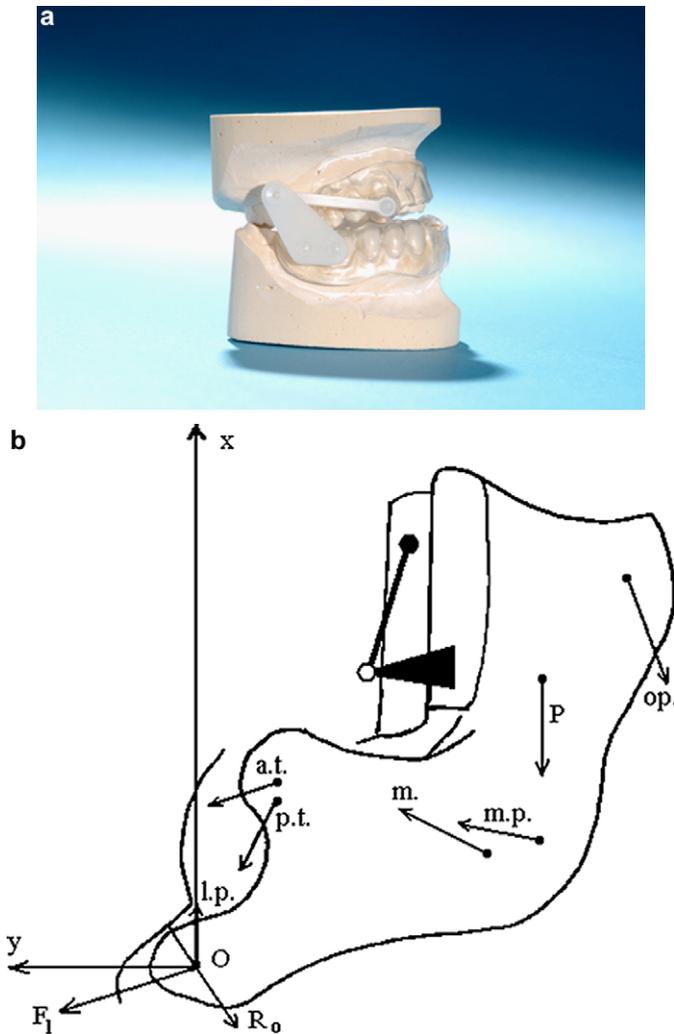


Fig. 2. a : photo d'une orthèse de type ORM ; b : schéma avec orthèse de type ORM en place (patient couché).

frein temporoméniscal et les ligaments stylomandibulaire et latéral [5].

Le modèle mécanique proposé est constitué de la mandibule, supposée rigide, en position de protrusion maximale (avancée de la mâchoire de 10 mm). Le mécanisme considéré est symétrique par rapport au plan sagittal (d'un point de vue géométrique et de répartition des masses, mais également, en ce qui concerne la transmission des efforts : muscles et ligaments). L'articulation entre le condyle et la zone temporale est modélisée par un contact ponctuel parfait (sans frottement). La force exercée par la fosse sur le condyle a alors une direction connue, perpendiculaire au profil de la fosse mandibulaire

en position avancée. Celui-ci est représenté par un plan incliné de 35° par rapport à l'horizontale [6]. Le centre du condyle, O, est choisi comme origine du repère fixe. L'axe X est supposé parallèle au plan d'occlusion dans le plan de symétrie. La pesanteur s'exerce suivant l'axe $-X$ sur un sujet couché, la masse et le centre de masse de la mandibule sont estimés d'après l'étude de Peck [5]. L'avancée de la mâchoire est obtenue par le biais d'une orthèse de type Herbst ou de type ORM. Le rôle des éléments freinateurs (i.e. essentiellement les ligaments) de la translation du condyle est modélisé par un élément élastique (F_1).

L'orthèse de Herbst est, depuis les années 1980, l'orthèse d'avancée mandibulaire la plus utilisée en pratique clinique et la plus référencée dans les publications scientifiques sur le traitement du syndrome d'apnée obstructive du sommeil. Elle est constituée de deux gouttières qui se fixent sur les arcades dentaires inférieure et supérieure, et reliées entre elles par deux biellettes métalliques dites de Herbst qui poussent la mandibule vers l'avant. L'orthèse de Herbst est représentée par une biellette inclinée, articulée par des liaisons pivots parfaites sur la mandibule d'une part et sur la mâchoire supérieure d'autre part (Fig. 1). L'architecture ORM a été développée depuis 2002 par une équipe pluridisciplinaire dans le but d'offrir une alternative mieux tolérée par les patients. L'innovation principale réside dans l'articulation constituée d'une biellette et d'un triangle qui permet une cinématique d'avancée mandibulaire plus physiologique. Deux articulations relient les gouttières et retiennent la mandibule en position avancée. Les premiers résultats cliniques [7] semblent montrer une observance du traitement supérieure à celle rapportée dans la littérature sur les orthèses de Herbst [8]. L'orthèse ORM est modélisée par une biellette, articulée par des liaisons pivots parfaites sur une pièce triangulaire solidaire de la mandibule d'une part et sur la mâchoire supérieure d'autre part (Fig. 2). Les muscles suivants sont pris en compte dans le modèle : *masseter* (m), *medial pterygoïd* (mp), *lateral pterygoïd* (lp), *anterior temporal* (at), *posterior temporal* (pt) et *opener ou digastrique* (op). Leurs origines et insertions sont localisées dans le plan sagittal d'après l'article de Pruim [9]. Les sections physiologiques sont tirées de l'étude de Peck [5]. Ces données sont regroupées dans le Tableau 1.

L'équilibre statique de la mandibule conduit à un système d'équations hyperstatique, i.e. contenant plus d'inconnues (six amplitudes de forces musculaires, l'amplitude de la réaction articulaire et de la force dans la biellette) que d'équations (trois équations d'équilibre dans le plan sagittal). La résolution de ce système passe par une optimisation numérique, consistant

Tableau 1
Géométrie, sections physiologiques et forces maximales musculaires

	Bras de levier/origine (cm)	Inclinaison/horizontale X ($^\circ$)	Section physiologique (cm^2)	Force maximale (N)
Masseter	4,1	64,1	6,8	272
Medial pterygoïd	3,5	70,3	4,37	174,8
Lateral pterygoïd	0	0	1,67	66,9
Anterior temporal	3,3	99,5	3,95	158
Posterior temporal	2,1	139,8	1,89	75,6
Anterior digastrique	-10,4	210,8	1	40

à minimiser un critère donné. Plusieurs critères de minimisation, proposés dans la littérature, sont testés : la somme des forces musculaires, la somme des contraintes musculaires au carré, la force articulaire [6,10,11]. Le choix de ces critères ici est avant tout physiologique, puisque pendant le sommeil, les muscles sont au repos et, idéalement, les articulations ne devraient pas être trop sollicitées.

L'équilibre mécanique des moments autour du centre du condyle doit être respecté, par ailleurs les forces musculaires doivent rester inférieures à leurs valeurs maximales, données dans la littérature [9].

Le problème devient donc :

- minimiser un critère : $\sum F_{mi}$, ou $\sum (F_{mi}/A_i)^2$ ou R_o ;
- en respectant les contraintes suivantes :

$$\vec{OC} \wedge \vec{R} + \sum_i \vec{OI}_i \wedge \vec{F}_{mi} = \vec{0}$$

$$0 \leq F_{mi} \leq F_{MAX,i}$$

Où R_o représente l'amplitude de l'action de contact articulaire, C représente le point d'attache de la bielle sur la mandibule, R la force transmise dans la bielle. I_i est le point origine du muscle i, F_{mi} la force développée par ce muscle, A_i sa section physiologique maximale et $F_{MAX,i}$ la force maximale qu'il est capable de développer.

La résolution de ce problème est réalisée par optimisation numérique sous contraintes, en utilisant la fonction *fmincon* de Matlab.

3. Résultats et discussion

Les Tableaux 2 et 3 donnent les valeurs des forces calculées respectivement pour les orthèses de type Herbst et ORM, en minimisant trois critères différents : la somme des forces musculaires ($\sum F_{mi}$), la somme des contraintes musculaires au carré ($\sum (F_{mi}/A_i)^2$) et l'amplitude de l'action de contact articulaire (R_o).

Tableau 2
Forces calculées par les différents critères pour une orthèse de type Herbst

Force	$\sum F_{mi}$	$\sum (F_{mi}/A_i)^2$	R_o
Bielle	48 N	35,9 N	113,8 N
Contact	43,1 N	47,9 N	40,8 N
Masseter	16,2 N	12,6 N	0
Posterior temporal	0	0	69,9 N
Lateral pterygoïd	0	15,9 N	0

Tableau 3
Forces calculées par les différents critères pour une orthèse de type ORM

Force	$\sum F_{mi}$	$\sum (F_{mi}/A_i)^2$	R_o
Bielle	48,6 N	38,9 N	50,1 N
Contact	39 N	43,7 N	36,9 N
Masseter	0,9 N	1,1 N	0
Posterior temporal	0	0	1,7 N
Lateral pterygoïd	0	13,1 N	0

On constate que le critère utilisé a une influence sur les forces calculées. En ce qui concerne l'orthèse de type Herbst, tous les critères conduisent à une force importante dans les muscles releveurs de la mâchoire (*masseter* : de 12,6 à 16,2 N et *posterior temporal* : 69,9 N). Ces résultats confirment que cette orthèse a tendance à provoquer une ouverture de la bouche lorsque les muscles sont au repos. Au contraire, l'orthèse de type ORM permet une protrusion de 10 mm avec un effort minime dans ces muscles (*masseter* : de 0,9 à 1,1 N et *posterior temporal* : 1,7 N). L'action de contact articulaire est également légèrement plus faible, de l'ordre de 10 %, avec l'orthèse de type ORM, ce qui pourrait se traduire par moins de phénomènes douloureux et expliquer la meilleure observance constatée en pratique clinique avec ce type d'orthèse. Cette concordance entre les résultats du modèle mécanique et les données cliniques est un élément de validation de notre démarche.

Les forces musculaires et articulaires calculées par notre modèle sont du même ordre de grandeur que celles trouvées par d'autres auteurs. Néanmoins, la plupart des études ont cherché à évaluer la force occlusive maximale pouvant être développée [12–14]. À titre d'exemple, le modèle tridimensionnel développé par Peck [5] pour simuler l'ouverture maximale de la bouche, qui correspond à la condition de fonctionnement la plus proche de celle que nous avons considérée, conduit à des forces de 28 N sur l'articulation et respectivement 16,8 N pour le *lateral pterygoïd*, 9 N pour le *masseter* et 4,6 N pour le *posterior temporal*.

Si les données expérimentales ou les modélisations de conditions similaires manquent dans la littérature pour valider plus avant notre modèle, nous pouvons toutefois affirmer que la comparaison des deux orthèses, avec des caractéristiques de la mandibule et musculaires identiques, est fiable.

Il est à noter que les résultats présentés ici correspondent à des paramètres standard de design des orthèses d'avancée mandibulaire (longueurs et inclinaisons des biellettes). La variation de ces paramètres modifie légèrement les résultats sans toutefois changer les ordres de grandeur et la tendance observée.

4. Conclusion–Perspectives

Ce modèle mécanique simple a permis de comparer deux types d'orthèses d'avancée mandibulaire utilisées dans le traitement des syndromes d'apnées obstructives du sommeil. Cette comparaison a été réalisée en termes d'efforts musculaires et d'action de contact induite sur l'articulation. Les efforts calculés sont en accord avec les ordres de grandeurs trouvés dans la littérature, utilisant des modélisations similaires pour des applications différentes.

Les résultats de ce modèle montrent principalement que l'orthèse de type Herbst induit nécessairement une ouverture de la bouche lorsque les muscles sont au repos, ce qui n'est pas le cas avec l'orthèse de type ORM. Il ressort également une légère diminution de l'action de contact avec l'orthèse de type ORM. Ces résultats tendent à montrer un meilleur profil clinique en termes de compliance et d'effets secondaires des

orthèses travaillant en retenue par rapport à celles travaillant en compression. En effet, un consensus médical établit que la respiration physiologique durant le sommeil devrait s'effectuer par le nez, bouche fermée et que les forces de contact subies par l'articulation temporomandibulaire doivent être minimisées pour réduire l'inconfort et les effets secondaires des orthèses.

Pour aller plus loin dans l'analyse, en particulier mieux caractériser l'impact sur les dents (par l'intermédiaire des gouttières) et envisager une optimisation de l'architecture de ces orthèses, une modélisation plus fine, de type éléments finis, est envisagée.

Références

- [1] Young T, Peppard PE, Gottlieb DJ. Epidemiology of obstructive sleep apnea: a population health perspective. *Am J Respir Crit Care Med* 2002;165:1217–39.
- [2] Clark GT, Blumenfeld I, Yoffe N, Peled E, Lavie P. A crossover study comparing the efficacy of continuous positive airway pressure with anterior mandibular positioning devices on patients with obstructive sleep apnea. *Chest* 1996;109:1477–83.
- [3] Pantin CC, Hillman DR, Tennant M. Dental side effects of an oral device to treat snoring and obstructive sleep apnea. *Sleep* 1999;22:237–40.
- [4] Cistulli PA, Gotsopoulos H, Marklund M, Lowe AA. Treatment of snoring and obstructive sleep apnea with mandibular repositioning appliances. *Sleep Med Rev* 2004;8:443–57.
- [5] Peck CC, Langenbach GE, Hannam AG. Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening. *Arch Oral Biol* 2000;45:963–82.
- [6] Nickel JC, Iwasaki LR, Walker RD, McLachlan KR, McCall Jr. WD. Human masticatory muscle forces during static biting. *J Dent Res* 2003;82:212–7.
- [7] Navailles B, Pignat JC. Efficacy and compliance of novel mandibular advancement device. 6th IFOS. Roma. 2005.
- [8] Mc Gown AD, Spiro SF. Long term use of mandibular advancement splint for snoring and OSA: a questionnaire survey. *Eur Respir J* 2001;17:462–6.
- [9] Pruim GJ, de Jongh HJ, ten Bosch JJ. Forces acting on the mandible during bilateral static bite at different bite force levels. *J Biomech* 1980;13:755–63.
- [10] Koolstra JH, van Eijden TM. A method to predict muscle control in the kinematically and mechanically indeterminate human masticatory system. *J Biomech* 2001;34:1179–88.
- [11] Iwasaki LR, Baird BW, McCall Jr. WD, Nickel JC. Muscle and temporomandibular joint forces associated with chincup loading predicted by numerical modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:530–40.
- [12] Osborn JW, Baragar FA. Predicted pattern of human muscle activity during clenching derived from a computer assisted model: symmetric vertical bite forces. *J Biomech* 1985;18:599–612.
- [13] Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A. A three-dimensional investigation of temporomandibular joint loading. *J Biomech* 1987;20:997–1002.
- [14] Trainor PG, McLachlan KR, McCall WD. Modelling of forces in the human masticatory system with optimization of the angulations of the joint loads. *J Biomech* 1995;28:829–43.