CSMA 2013
11e Colloque National en Calcul des Structures
13-17 Mai 2013

Etude par éléments finis des effets de la distraction ostéogénique sur l'articulation temporo-mandibulaire

Charles SAVOLDELLI[1], Pierre-Olivier BOUCHARD[2], Yannick TILLIER[3] *

1 Institut Universitaire de la Face et du Cou, Chirurgie maxillo-faciale et stomatologie, Nice, csavoldelli@yahoo.fr
2 MINES ParisTech, CNRS UMR 7635, Sophia-antipolis, CEMEF, pierre-olivier.bouchard@mines-paristech.fr
3 MINES ParisTech, CNRS UMR 7635, Sophia-antipolis, CEMEF, yannick.tillier@mines-paristech.fr
* Auteur correspondant

Résumé — Un modèle éléments finis 3D complet de l'appareil masticateur a été développé afin d'étudier la répartition des contraintes de von Mises au niveau des disques et condyles de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), pendant la phase de mastication, avant et après une opération de distraction ostéogénique symphysaire. Contrairement aux travaux disponibles dans la littérature, notre modèle prend en compte l'asymétrie naturelle d'un patient et montre que la distribution des contraintes est également asymétrique, aussi bien au niveau des disques articulaires que des surfaces condyliennes. Compte tenu du faible écart des pics de contrainte avant et après distraction, la présente étude soutient la théorie clinique selon laquelle le risque d'un dysfonctionnement à long terme de l'ATM ou de résorption condylienne est relativement faible.
Mots clés — Modèle éléments finis, Chirurgie maxillo-faciale

1. Introduction

La distraction ostéogénique (DO) est un procédé chirurgical utilisé pour reconstruire des déformations squelettiques et allonger les os du corps. L'os est tout d'abord fracturé en deux segments (corticotomie) qui sont ensuite progressivement écartés à l'aide d'un outil (distracteur) fixé au choix sur l'os ou sur les dents. Ceci permet de former un nouvel os dans l'espace créé. Lorsque l'allongement souhaité de l'os est atteint, la distraction est stoppée. Il s'en suit une phase de consolidation durant laquelle l'os et les tissus adjacents poursuivent leur guérison. Initialement développé en orthopédie, les premiers résultats chez l'homme ont indiqué que le processus peut être appliqué en chirurgie maxillo-faciale. Si la plupart des patients semblent plutôt bien supporter ce type d'intervention, les modifications de contraintes qui en résultent peuvent être à l'origine d'une dislocation temporaire ou permanente du disque articulaire, associée ou non à une dégénérescence de ce dernier et peuvent provoquer des douleurs buccales et faciales ou des dysfonctionnements de la mastication. Il est donc primordial de soigneusement planifier les mouvements des os avant d'implanter un tel dispositif, en particulier au niveau de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). L'efficacité de la méthode des éléments finis a déjà largement été prouvée en tant qu'outil susceptible de prédire la répartition des charges dans de telles structures [1]. Plusieurs modèles de l'ATM sont d'ailleurs déjà disponibles dans la littérature [2, 3]. Cependant, la plupart d'entre eux sont peu détaillés et ne tiennent pas compte de l'asymétrie naturelle des deux articulations. Le but de ce travail est de proposer un modèle élément fini aussi complet que possible du système masticatoire et d'étudier à travers lui la répartition des contraintes au niveau des disques et condyles de l'ATM avant, pendant et après la distraction.

2. Matériel et méthode

2.1. Premier modèle : avant distraction symphysaire

2.1.1. Géométries et maillages

Dans notre modèle, les données géométriques d'un patient mâle de 30 ans, entièrement denté, ont été obtenues à partir d'images tomodensitométriques et IRM. Un appareil de type GE Lightspeed VCT 64 CT (General Electric Medical Système, Milwaukee, USA) à 120 kV et 160 mA a été utilisé pour fournir des coupes tomographiques de 0,625 mm d'épaisseur, en utilisant la technique hélicoïdale. Les tissus mous tels que les disques et les capsules articulaires ont été reconstruits à partir d'images IRM sagittales obtenues à l'aide d'un appareil Gyroscan Intera 1.5-T MR system (Philips Medical Systems, Best, Pays-Bas). Les paramètres de numérisation des images sagittales sont les suivantes : séquence T2 sensible aux éléments anatomiques capsulo-ligamentaires avec une épaisseur de coupe de 2,5 mm permettant une modélisation 3D. Lors des séquences d'acquisition d'images IRM et TDM, le patient serrait un objet entre les dents de façon à conserver les mâchoires entrouvertes avec une distance inter-incisive fixe de 10 mm. Les tissus mous, particulièrement délicats à détourer, ont été localisés par un chirurgien maxillo-facial expérimenté aidé d'un radiologue. La modélisation des éléments souples (disques articulaires, tissus de connectivité et capsules) a été réalisée à partir d'un ensemble de tranches sagittales. Chaque tissu susceptible d'être différencié sur les différents clichés a été traité individuellement. Un maillage très fin des différentes composantes osseuses du crâne et de la mandibule, des disques articulaires temporo-mandibulaires gauche et droit, des tissus de connectivité (capsules et ligaments) et des arcades dentaires a ainsi pu être généré, grâce à l'utilisation successive d'un logiciel de segmentation d'images (AMIRA®) et de l'outil de maillage volumique issu du modèle éléments finis utilisé (FORGE®). Un lissage des surfaces (Fig. 1) a été rendu nécessaire du fait du détourage manuel des différents tissus et de la relative imprécision liée aux limitations qu'impose l'utilisation du tomographe sur un patient vivant. Le modèle éléments finis final (Fig. 2) est constitué de 386 092 éléments et respecte parfaitement l'asymétrie naturelle du patient.

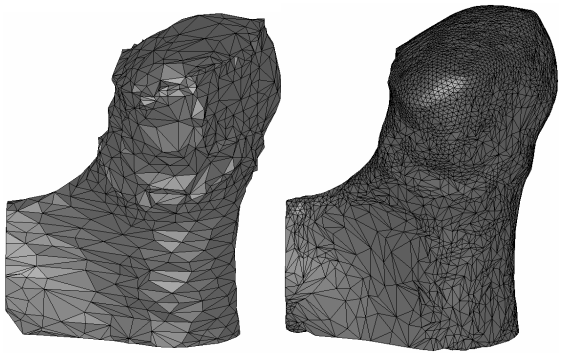


Fig. 1. Lissage des surfaces au niveau des condyles après segmentation des images tomodensitométriques

2.1.2. Les propriétés mécaniques

Les propriétés mécaniques des composants osseux mandibulaires, du crâne, des dents, des disques articulaires et des tissus de connectivité avec la capsule ont été considérés, en première approximation, comme homogènes et isotropes. Les disques et les tissus de connectivité ont été modélisés à l'aide d'un modèle hyperélastique, non linéaire (modèle néo-Hookéen). Les principales déformations attendues devant avoir lieu au niveau de ces tissus mous, une loi de comportement de type hypoélastique a été retenue pour modéliser les différents tissus osseux constitutifs de la mandibule et du maxillaire, ainsi que les dents maxillaires et mandibulaires. Les propriétés mécaniques des différents tissus modélisés ont été soit tirées de la littérature soit caractérisées par analyse inverse lorsque les données disponibles étaient trop dispersées, en particulier dans le cas de l'os cortical [2]. Les données matériau utilisées ainsi que la taille des différents maillages obtenus sont reportées dans le Tableau 1.

2.1.3. Les conditions de contact

Le contact entre les différents tissus représentés a été modélisé grâce à une loi de frottement de type Coulomb. Différents coefficients de frottement μ ont été utilisés en fonction du type de tissus en

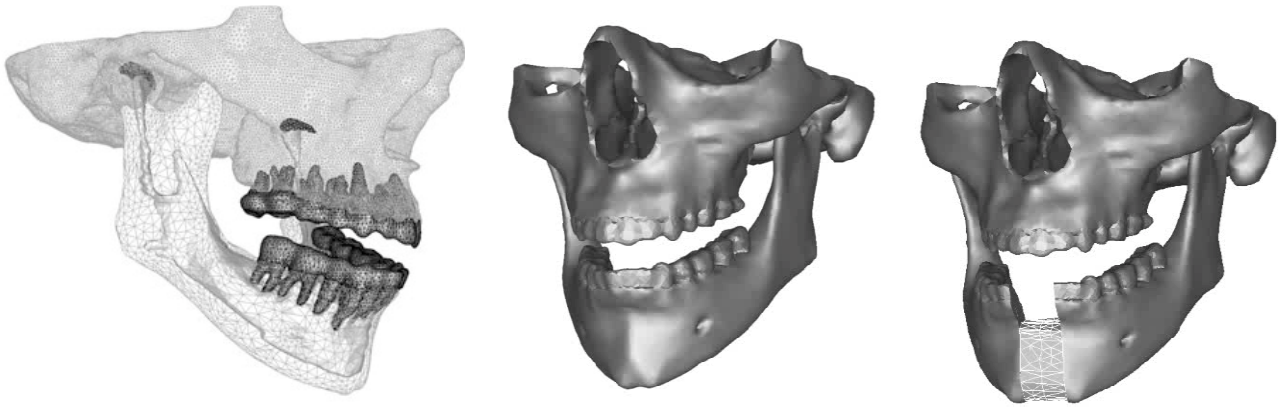
contact. Un contact de type bilatéral-collant (pas de glissement, pas de décollement) a ainsi été utilisé pour modéliser l'interface entre l'os cortical et l'os spongieux, entre les condyles mandibulaires et les différents tissus de connectivité, ainsi que pour rendre compte de l'ancrage dentaire. Les couches cartilagineuses ont quant à elles été modélisées à l'aide d'une loi de frottement de type Coulomb limité Tresca correspondant à un frottement unilatéral faible. Les coefficients de frottement $\overline{m}$ et μ ont respectivement été fixés à 0,05 et 0,02. C'est le cas entre les disques articulaires et respectivement l'os temporal et le condyle mandibulaire.

2.2. Second modèle : après distraction symphysaire

L'opération de distraction ostéogénique elle-même a été modélisée tout d'abord en coupant la mandibule à l'aide d'un outil de découpe géométrique, puis en déplaçant deux outils plans appliqués à chacune des deux nouvelles extrémités de la mandibule dans des directions opposées. Ce modèle est représentatif d'un dispositif de distraction à ancrage osseux. Un écartement de 10 mm a été simulé, ce qui correspond à une dizaine de jours de traitement. En l'absence de modélisation du remodelage osseux, un cal osseux constitué de 1 253 tétraèdres a été ajouté manuellement, afin de combler l'espace résultant de l'opération de distraction symphysaire (Fig. 2c). Le comportement qui lui a été associé est celui d'un os consolidé purement cortical (Tableau 1). L'ensemble des autres propriétés, tant de comportement que de contact, sont restées inchangées par rapport au premier modèle.

Région anatomique	Nombre d'éléments	Loi de comportement	Paramètre rhéologique	Coefficient de Poisson
Mandibule (Os cortical)	68 800	Hypoélastique	E= 13 700 MPa	0,3
Mandibule (Os spongieux)	31 632	Hypoélastique	E= 7 930 MPa	0,35
Crâne	202 595	Hypoélastique	E= 14 000 MPa	0,3
Arcade dentaire (maxillaire)	29 761	Hypoélastique	E= 20 000 MPa	0,3
Arcade dentaire (mandibulaire)	40 831	Hypoélastique	E= 20 000 MPa	0,3
Disque articulaire (droit)	1 456	Néo-Hookéen	c = 7,14	-
Disque articulaire (gauche)	1 400	Néo-Hookéen	c = 7,14	-
Tissu de connectivité (droit)	4 790	Néo-Hookéen	c = 0,25	-
Tissu de connectivité (gauche)	4 827	Néo-Hookéen	c = 0,25	-
Cal osseux	1 253	Hypoélastique	E= 13 700 MPa	0,3

Tableau 1. Nombre d'éléments par région anatomique et propriétés mécaniques associées



(a) (b) (c)

Fig. 2. Modèle éléments finis 3D complet, avant (a et b) et après distraction (c)

2.3. Application des conditions aux limites et simulations

Les principaux muscles responsables de la mastication (temporal, ptérygoïdien et masséter) n'ont pas été modélisés en tant que tel mais ont été pris en compte sous la forme de vecteurs de forces (Fig. 3). Les niveaux de force appliqués dépendent de la surface de section physiologique (PCSA) de chacun des muscles. L'origine et la direction de chacune des forces musculaires (Tableau 2) ont été déterminées à partir de mesures anatomiques, issues de la littérature [4, 5].

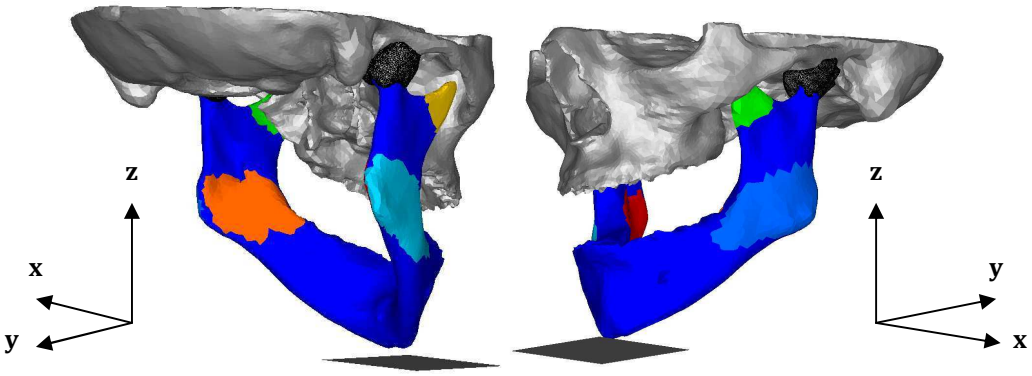


Fig. 3. Application des forces musculaires sur la mandibule

Muscle	PCSA (mm^2)	Chargement max (N)		
		x	y	z
Masséter droit	$9{,}1.10^2$	50	-50	200
Masséter gauche		-50	-50	200
Temporal droite	$9{,}762.10^2$	0	50	100
Temporal gauche		0	50	100
Ptérygoïdien médial droit	$5{,}095.10^2$	0	-100	200
Ptérygoïdien médial gauche		0	-100	200

Tableau 2. Application des conditions aux limites au système (force, direction et surface d'application)

Le calcul étant quasi-statique, les efforts ont été appliqués linéairement en partant d'une valeur nulle jusqu'à la valeur maximale indiquée dans le Tableau 2. Ils ont été appliqués de façon identique d'un côté et de l'autre de la tête. Un état de contrainte initial nul a été considéré dans le cas du premier modèle, alors que dans le second, nous sommes partis de l'état de contrainte obtenu en fin de distraction. Les temps de calcul importants requis par le modèle éléments finis Forge® pour modéliser l'étape de mastication (avant et après distraction) ont nécessité le recours à un calculateur parallèle constitué de 16 processeurs (Fig. 4).

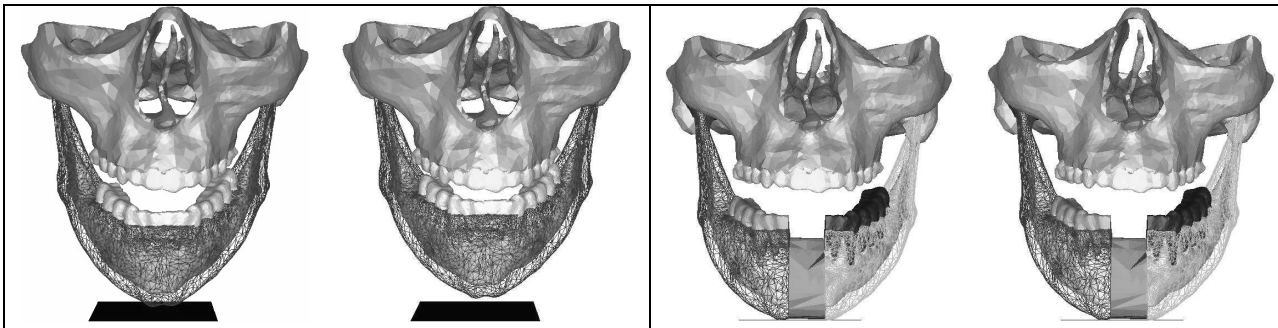


Fig. 4. Modélisation de la mastication : (a) avant et (b) après distraction

3. Résultats et discussion

Les distributions de contraintes de von Mises ont été analysées à la fois au niveau des disques articulaires, des branches montantes et des condyles, lors d'une fermeture de la mâchoire avant et après distraction. Elles ont été comparées pour des distances interincisives respectivement de 2, 4, 6 et 8 mm.

3.1. Distributions de contraintes au niveau des disques articulaires

L'évolution des contraintes de von Mises suit la même évolution quel que soit le disque articulaire, que ce soit avant ou après distraction. La distribution est asymétrique, à l'image de notre modèle, et elle évolue continûment avec le mouvement de la mâchoire (Fig. 5). On observe l'apparition d'un pic de contrainte au niveau des bandes latérales médianes des deux disques dans les deux cas (avant et après distraction). La contrainte maximale est atteinte dans la zone de contact entre le condyle et la fosse glénoïde. Sa valeur est légèrement supérieure dans le cas du second modèle : elle atteint en effet 14,80 MPa lorsque la mastication a lieu après distraction contre 13,24 MPa avant l'opération de distraction.

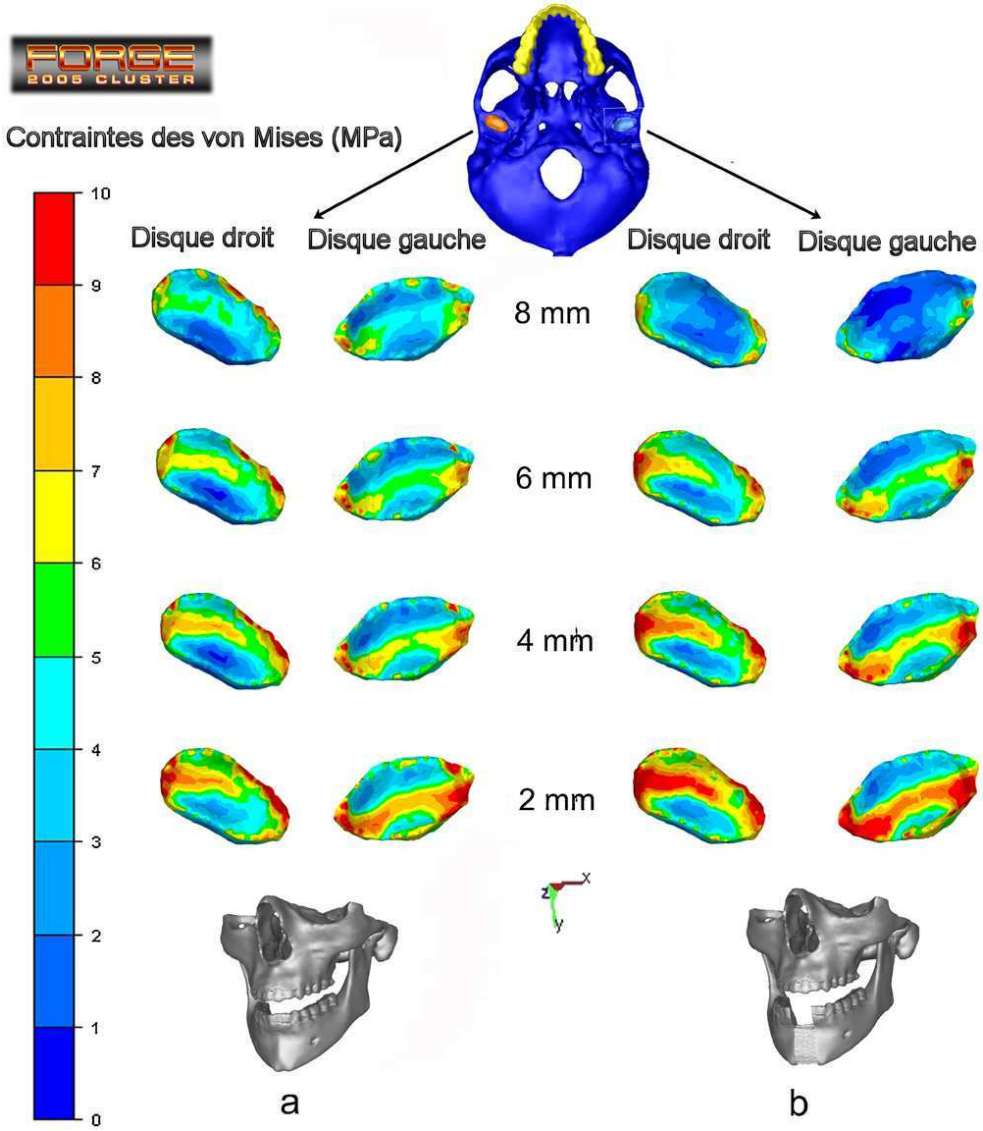


Fig. 5. Evolution des contraintes de von Mises en fonction de la distance interincisive, dans les disques articulaires droits et gauche (a) avant et (b) après distraction

3.2. Distributions de contraintes au niveau des surfaces condyliennes

La distribution de contraintes au niveau des condyles est également asymétrique. La contrainte est maximale au niveau du condyle droit, plutôt au niveau de la zone interne, alors qu'elle l'est sur la partie externe, dans le cas du condyle gauche. Le second modèle montre une augmentation d'un peu plus de 4 MPa de la contrainte maximale puisqu'elle atteint 26,71 MPa lorsque la mastication intervient après l'opération de distraction symphysaire pour 20,4 MPa avant (pour 2 mm d'ouverture buccale).

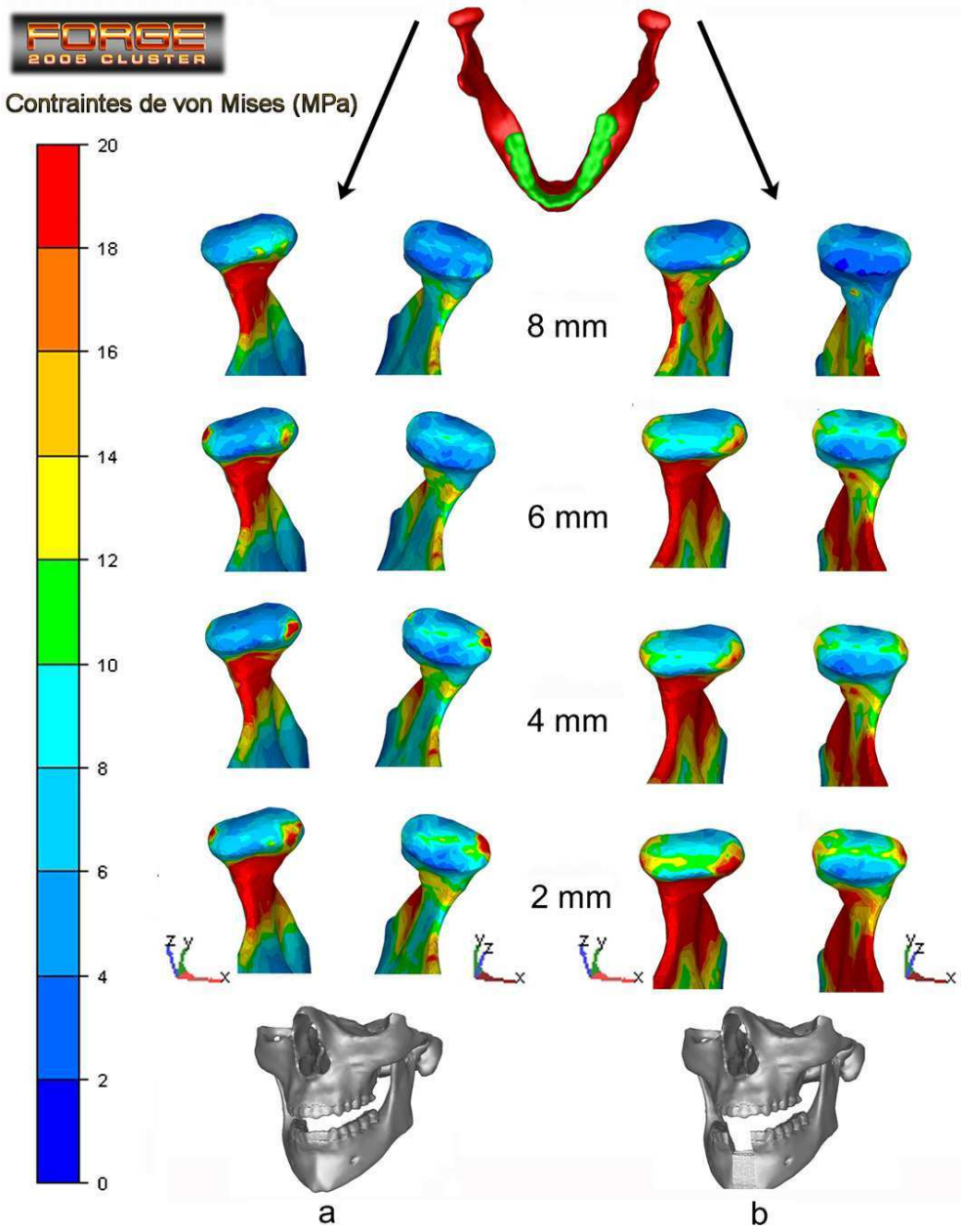


Fig. 6. Evolution des contraintes de von Mises en fonction de la distance interincisive, au niveau des condyles droits et gauche (a) avant et (b) après distraction

4. Conclusion

Cette étude présente un certain nombre de limitations. En particulier, nous n'avons pas pris en considération d'éventuelles modifications musculaires susceptibles d'apparaître après l'opération de distraction. Nous avons considéré que cette action n'avait aucune influence ni sur l'orientation ni sur

l’amplitude de la force musculaire. Des enregistrements électromyographiques pré- et post-distraction seraient nécessaires pour pouvoir prendre en compte ce type de modification.

Par ailleurs, nous n’avons pas poussé le calcul jusqu’à mettre les dents maxillaires et mandibulaires en contact les unes avec les autres. Nous nous sommes contentés de fermer la mâchoire sans aller au-delà. La mise en contact des dents aurait vraisemblablement des conséquences très importantes sur l’évolution des contraintes, tant au niveau des disques articulaires qu’au niveau des régions condyliennes.

Enfin, on associe généralement à un protocole de distraction symphysaire, une expansion de la zone maxillaire, de façon à ce que les dents maxillaires aient en vis-à-vis des dents mandibulaires et ainsi à optimiser l’occlusion buccale.

Si l’on fait abstraction de ces diverses limitations de notre modèle, cette étude a néanmoins permis de montrer que, du fait de l’asymétrie naturelle du squelette [3], la distribution des contraintes est également asymétrique. Nous avons pu également constater que le niveau de contrainte augmente continûment au cours de la mastication dans les deux cas. La valeur du pic de contraintes atteint avant et après distraction n’est que très légèrement différente et ne permet pas à ce stade de l’étude d’expliquer l’apparition d’éventuelles douleurs chroniques à l’issue de l’opération de distraction ostéogénique symphysaire. A terme, ce modèle pourra être utilisé pour prédire l'évolution des contraintes au niveau de l’ATM dans différents cas de chargement induits par un traumatisme, une intervention chirurgicale ou encore en cas de parafonctions.

Références

[1] E. Tanaka, DP. Rodrigo, M. Tanaka, A. Kawaguchi, T. Shibazaki, K. Tanne, Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images, Int J Oral Maxillofac Surg ; 30:421–30, 2001

[2] G. Odin, C. Savoldelli, P.-O Bouchard, Y. Tillier, Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis, Med Eng Phys ; 32(6):630-7, 2010

[3] C. Savoldelli, P.-O Bouchard, A. Manière-Ezvan, G. Bettega, Y. Tillier, Comparison of stress distribution in the temporomandibular joint during jaw-closing before and after symphyseal distraction: a finite element study, Int J Oral Maxillofac Surg, 2012 Jul 6. (Epub ahead of print)

[4] Koolstra JH, van Eijden TM, Weijs WA, Naeije M. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. J Biomech 1988;21:563–76.

[5] Faulkner MG, Hatcher DC, Hay A. A threedimensional investigation of temporomandibular joint loading. J Biomech 1987;20: 997–1002.