

## Modélisation paramétrique et reproductible de l'ATM : de l'anatomie à la simulation mécanique

Lilian BAUGNON<sup>1</sup>, Romain NICOT<sup>1,2</sup>, Nicolas BETHUNE<sup>1</sup>, Pauline LECOMTE-GROSBRAS<sup>1</sup>, Jean-François WITZ<sup>1</sup>, Olivier MAYEUR<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Univ. Lille, CNRS, Centrale Lille, UMR 9013 LaMcube Laboratoire de Mécanique, Multiphysique, Multiéchelle, F-59000 Lille, France

<sup>2</sup> Univ. Lille, CHU Lille, Department of Oral and Maxillofacial Surgery, F-59000 Lille, France

**Résumé** — Cette étude présente un modèle paramétrique de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), automatisé et reproductible. Construit à partir de données CT calibrées, il intègre le crâne, la mandibule, les dents et les disques articulaires. Les propriétés mécaniques osseuses sont automatiquement attribuées à partir des unités Hounsfield. Le modèle atteint la convergence pour 7 classes d'os cortical, 2 classes d'os spongieux et 10 classes musculaires. Les contraintes maximales sont cohérentes avec la littérature et se concentrent dans les zones anatomiques à risque de fracture.

**Mots-clés** — Modèle patient-spécifique; Méthode des éléments finis; Biomécanique; Articulation temporo-mandibulaire.

### 1. Introduction

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) est l'une des articulations les plus complexes et les plus exigeantes sur le plan fonctionnel du corps humain. Elle relie la mandibule au crâne et permet des fonctions essentielles telles que la mastication, la parole et la déglutition [1]. Elle se compose d'un disque articulaire qui sépare les cavités synoviales supérieure et inférieure, permettant ainsi des mouvements de rotation et de translation. La mobilité mandibulaire résulte d'une combinaison de ces mouvements, notamment la rétraction, la protrusion, l'élévation, l'abaissement et les excursions latérales, entraînés par l'action coordonnée des muscles temporaux, masséters et ptérygoïdiens médial et latéral de chaque côté du visage [2]. Les troubles de l'ATM constituent une source majeure de douleur et de dysfonctionnement, entraînant souvent des limitations dans la mastication et la parole. Une revue systématique récente englobant des études menées entre 1994 et 2020 a estimé que près de 34 % de la population mondiale présente des signes ou des symptômes d'ATM [3]. La prévalence dépend fortement du sexe et de la géographie, les femmes étant plus fréquemment touchées et les taux étant plus élevés en Amérique du Sud (47 %) qu'en Asie (33 %) et en Europe (29 %). Ces disparités soulignent la nécessité d'une compréhension biomécanique détaillée de l'ATM pour faciliter le diagnostic, la prévention et le traitement personnalisé.

Au cours des dernières décennies, plusieurs modèles numériques ont été proposés pour simuler le mouvement mandibulaire et évaluer le comportement mécanique de l'ATM dans diverses conditions de charge. Les modèles pilotés par déplacements reposent sur des données de mouvement issues de capteurs optiques ou de l'imagerie CT [4,5], tandis que les modèles pilotés par forces intègrent explicitement l'action des muscles masticateurs [5–7]. La modélisation par éléments finis s'est imposée comme une approche puissante pour analyser l'articulation, en révélant les distributions internes de contraintes et de déformations et en permettant l'étude de conditions saines comme pathologiques. Cependant, de nombreuses études existantes restent limitées par des workflows non automatisés, des hypothèses simplifiées sur les matériaux et l'absence d'adaptation spécifique au patient. L'objectif de cette étude est d'établir un modèle paramétrique personnalisé de l'ATM, automatisé, reproductible et patient-spécifique.

## 2. Matériaux et méthodes

Les outils utilisés dans cette étude reposent sur des développements d'algorithmes internes utilisant Python pour la génération de modèles et Abaqus (Dassault Systèmes) pour la simulation numérique. Le workflow suit une approche standardisée de création de jumeaux numériques basée sur l'imagerie médicale afin de créer un modèle patient-spécifique.

### 2.1 Image médicale vers modèle numérique

Les données CT ont été acquises auprès d'une femme de 30 ans ne présentant aucune pathologie connue. L'acquisition comprenait à la fois le crâne et la mandibule, avec une taille de pixel de 0,45 mm, une distance entre les coupes de 0,75 mm et 501 images DICOM (résolution  $512 \times 512$ ) calibrées en unités Hounsfield. L'étude est conforme à la Déclaration d'Helsinki ; les données ont été anonymisées et une déclaration CNIL a été déposée conformément à la réglementation française. Le modèle géométrique est exploré via une segmentation manuelle préliminaire sur un sous-ensemble d'images à l'aide de 3DSlicer afin d'évaluer la complexité anatomique et de définir les critères de segmentation. Un seuillage manuel permet de segmenter les parties rigides (crâne, dents supérieures/inférieures, mandibule). Pour l'ensemble complet des données, des processus de segmentations automatisés sont utilisés : DentalSegmentator [8] pour les os et totalSegmentator [9] pour les muscles (temporal, ptérygoïdien médial/latéral, masséter, des deux côtés). Une comparaison entre les segmentations manuelle et automatisée a révélé des différences mineures au niveau des limites dues à la variabilité de l'opérateur ou à des voxels manquants, mais dans l'ensemble, les résultats issus de l'intelligence artificielle sont suffisamment précis pour les analyses biomécaniques.

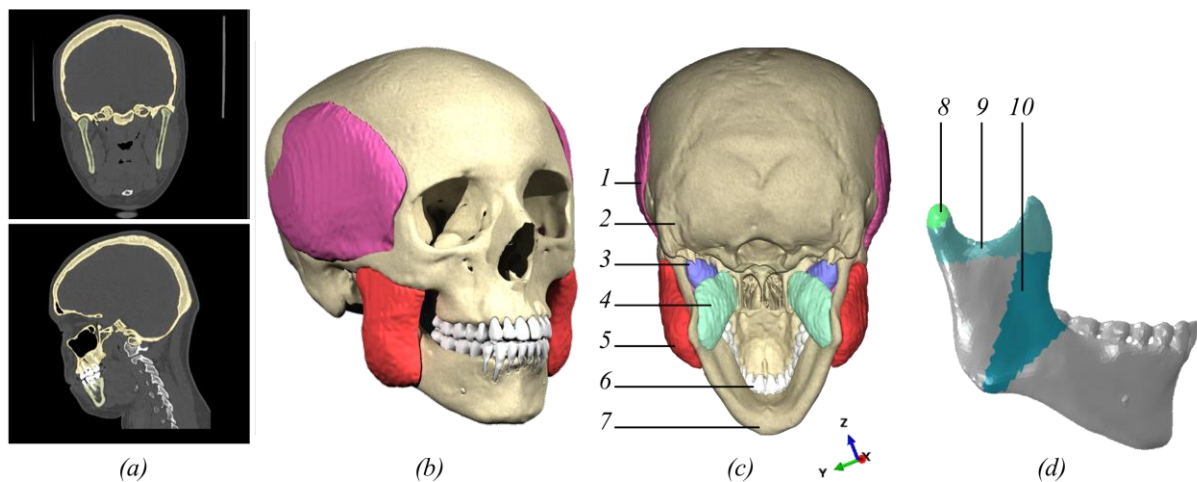


Figure 1 – (a) Traitement et segmentation des images issues des scanners. (b) Reconstruction 3D des structures craniofaciales. (c) Segmentation des structures anatomiques d'intérêt : 1 temporal droit, 2 crâne, 3 ptérygoïdien latéral droit, 4 ptérygoïdien médial droit, 5 masséter droit, 6 dents et 7 mandibule. (d) Régions d'analyse définies sur la mandibule : 8 angle mandibulaire, 9 incisure mandibulaire, 10 condyle supérieur.

Les segmentations sont exportées depuis 3DSlicer pour un post-traitement Python. Les masques mandibulaires ne comprennent que l'os cortical ainsi, l'os cortical a été classé par rapport à l'os spongieux via la détection de porosité fermée et des opérations booléennes afin de générer une enveloppe totale pour la mandibule et les dents. Les dents individuelles sont étiquetées de 1 à 32. Les segmentations anatomiques sont enregistrées dans un format DICOM enrichi (Figure 1a), conservant la conformité DICOM tout en ajoutant des métadonnées sur les structures anatomiques. Des ensembles EF sont définis par positionnement géométrique (Figure 1d), permettant l'attribution voxel par voxel et l'analyse des simulations. Les images 3D segmentées sont ensuite converties en maillages surfaciques et exportées

au format STL, composé de facettes triangulaires avec des vecteurs normaux et des sommets. Les régions localisées (condyles, incisure mandibulaire, angle mandibulaire) et les muscles sont délimités en fonction des points d'insertion (Figure 1b–c). Le format DICOM enrichi permet de récupérer à la fois l'intensité en niveaux de gris et l'étiquette anatomique pour chaque voxel. Des volumes STL fermés sont utilisés pour générer le modèle EF dans Gmsh, avec des éléments liés aux étiquettes anatomiques et à l'intensité CT. Le raffinement du maillage est automatisé ; pour la mandibule, la taille des voxels ( $0,45 \times 0,45 \times 0,75$  mm) donne lieu à 150 000 nœuds et 290 000 triangles ( $67 \text{ cm}^3$ ). Des scripts Python permettent un grossissement à environ 22 000 triangles ; le maillage du crâne est composé de 100 000 triangles. Les disques articulaires sont reconstruits automatiquement à l'aide de repères condyliens. Ce workflow intègre l'imagerie, la segmentation et l'échelle de niveau de gris CT dans un modèle complet.

## 2.2 Lois constitutives

Deux approches sont utilisées pour l'attribution des matériaux : (i) générique à partir de la littérature, (ii) spécifique au patient à partir de l'imagerie. Tous les tissus sont modélisés comme linéaires élastiques, avec un coefficient de Poisson  $\nu = 0,3$  [10] pour les tissus durs et  $\nu = 0,4$  [11] pour les disques. Les tissus mandibulaires sont modélisés comme isotropes, sur la base de la littérature montrant des résultats acceptables sous charge statique [10, 11]. Les propriétés de l'os cortical issues d'études clés [12], montrent une variabilité au niveau du module de Young  $E$  (5,4–21 GPa, médiane 11,6 GPa). Les propriétés spécifiques au patient sont dérivées d'un scanner calibré (HU), converties en valeurs de gris (GV, équation 1) et en densité osseuse ( $\rho$ , équation 2), puis en module de Young ( $E$ , équation 3) à l'aide de lois empiriques [13]:

$$GV = HU + 1024 \quad (1)$$

$$\rho = 1017 \cdot GV - 13,4 \quad (2)$$

$$E = 5925 \cdot \rho - 388,8 \quad (3)$$

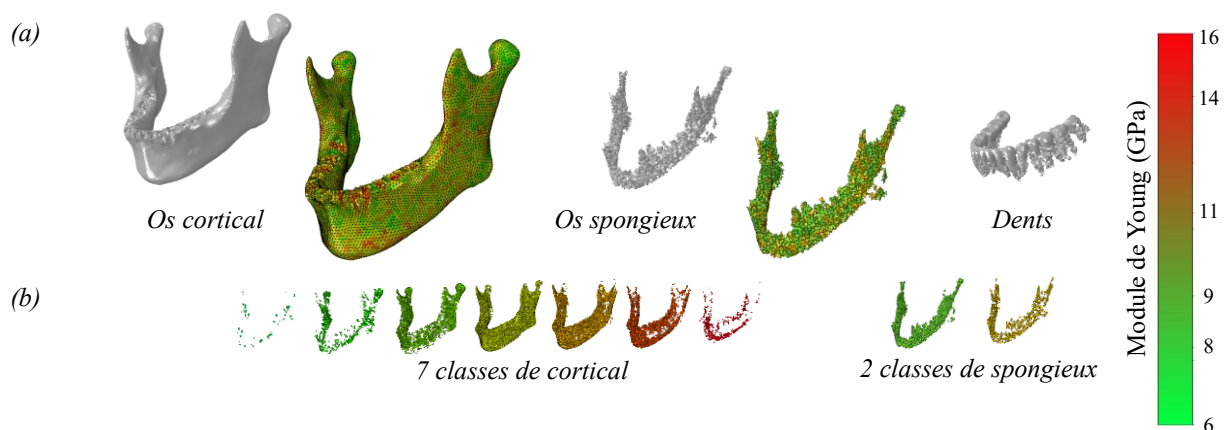


Figure 2 – Attribution des propriétés mécaniques issues des données CT aux différentes classes de tissus osseux. (b) Ensembles d'éléments des dents, de l'os cortical et de l'os spongieux, liés aux valeurs de gris. (c) Classes de matériaux pour l'os cortical et l'os spongieux.

Chaque région anatomique peut être subdivisée en plusieurs classes sur la base d'histogrammes HU, ce qui permet d'obtenir une carte des matériaux résolue spatialement (Figure 2a). Par exemple, l'os cortical a été divisé en sept classes et l'os spongieux en deux, avec un E compris entre 6 et 16 GPa (Figure 2b). Cette approche permet de saisir l'hétérogénéité anatomique et mécanique pour des simulations EF avancées.

### 2.3 Simulation numérique

Le modèle EF paramétrique de l'ATM est développé dans Abaqus, intégrant la géométrie précise du crâne, de la mandibule et du disque articulaire, avec des propriétés mécaniques et des conditions limites conformes à la littérature pour obtenir des résultats réalistes [2–9]. Des sets d'éléments internes contrôlent les contacts, les conditions aux limites et les charges. Plusieurs types de contacts sont mis en œuvre ; les interactions entre le disque et le crâne sont modélisées par des coefficients de frottement tirés de la littérature, par exemple 0,001 pour les patients sains [11, 14] et 0,3–0,4 pour les cas pathologiques. Le contact TIE est également pris en compte à des fins de comparaison.

Lors de l'action de serrage, la mâchoire est en position d'occlusion d'intercuspidie maximale (OIM). Les distances entre les nœuds des dents supérieures et inférieures, centrées sur les molaires et prémolaires, permettent d'ajuster la position de la mandibule. Une translation rigide de 0,3 mm, légèrement inférieure à la distance interdentaire minimale (0,41 mm), est appliquée afin d'éviter toute interférence du maillage. La segmentation dentaire permet d'identifier automatiquement les zones de contact, assurant une configuration initiale physiologiquement réaliste avant l'application des forces musculaires.

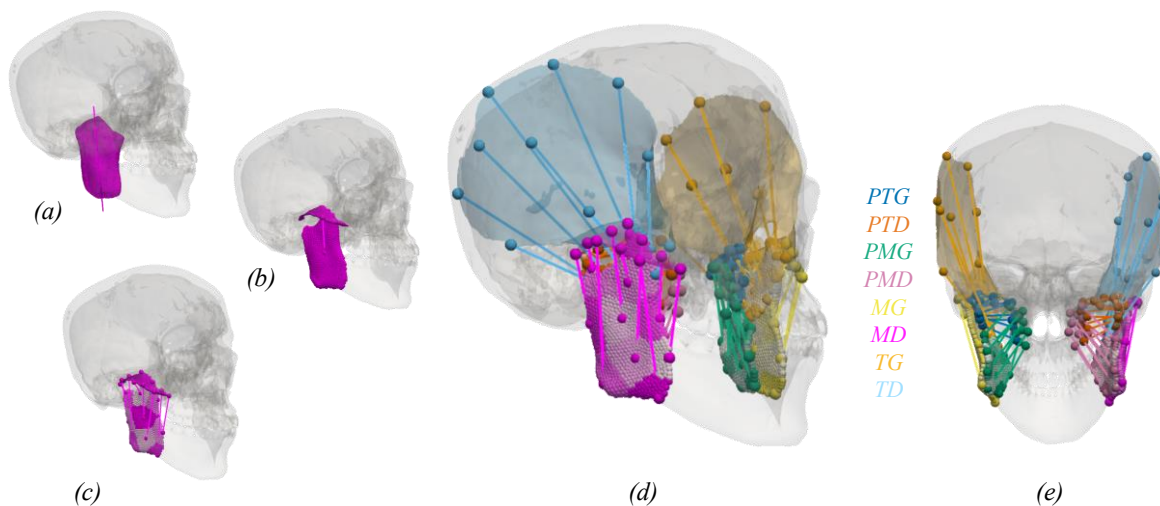


Figure 3 – Différentes approches de la modélisation musculaire. Exemple de représentation du masséter basée sur (a) l'inertie, (b) les points d'insertion et (c) les multivecteurs. Dix classes d'orientation musculaire illustrées à partir (d) d'une vue isométrique et (e) d'une vue postérieure (PTG : ptérygoïdien latéral gauche ; PTD : ptérygoïdien latéral droit ; PMG : ptérygoïdien médial gauche ; PMD : ptérygoïdien médial droit ; MG : masséter gauche ; MD : masséter droit ; TG : temporal gauche ; TD : temporal droit).

Des efforts sont appliqués à la mandibule en fonction des muscles masticateurs segmentés (temporal, ptérygoïdien médial/latéral, masséter) avec des régions identifiées automatiquement. Les amplitudes sont attribuées à partir de la littérature [15]. Trois approches sont utilisées pour définir les directions de force : (i) l'axe principal d'inertie de chaque muscle (Figure 3a) ; (ii) un vecteur reliant les centres de

gravité des insertions supérieure et inférieure (Figure 3b) ; et (iii) des orientations multiples par zone anatomique, reliant les nœuds d'insertion via un algorithme pour éviter le croisement des fibres (Figure 3c–e).

### 3. Résultats

#### 3.1 Raffinement des matériaux par zones anatomiques

L'attribution des matériaux est améliorée par une méthode automatisée basée sur les valeurs HU, permettant une meilleure résolution spatiale des propriétés mécaniques. Initialement, chaque structure reçoit une valeur médiane issue de la littérature, servant de référence. La méthode HU permet d'attribuer les propriétés directement à partir des niveaux de gris du scanner, distinguant os cortical, os spongieux et tissus dentaires sans modifier l'échelle. Le module de Young moyen pour la mandibule (11,4 GPa) est proche de la médiane issue de la littérature (11,6 GPa, +2 %), indiquant une bonne cohérence. La distribution des éléments forme un profil gaussien centré sur les valeurs typiques de l'os cortical (Figure 5b), reflétant des variations réalistes de densité. La réponse mécanique du modèle HU est également cohérente avec la réponse du modèle utilisant les propriétés de la littérature. En effet, les médianes des contraintes de Von Mises sont de 5,060 et 5,050 MPa (Figure 5a). Cela représente un écart relatif inférieur à 0,1 %. En revanche, l'utilisation des extrêmes de la littérature entraîne des variations plus larges (4,634–5,401 MPa), Figure 5a. Cela montre les limites d'une paramétrisation non spécifique au patient.

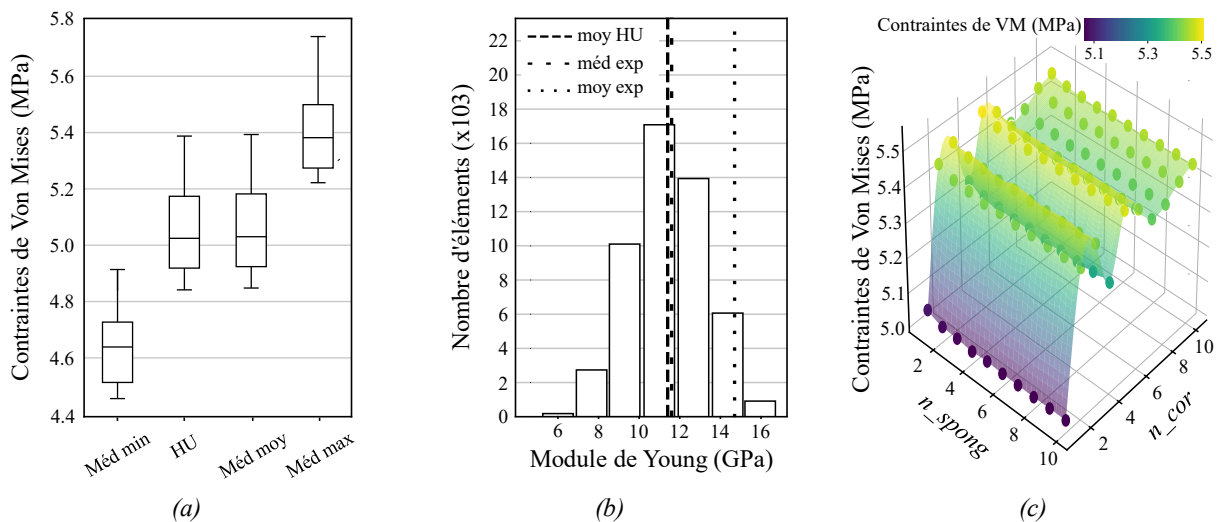


Figure 4 – Analyse des propriétés mécaniques. (a) Contraintes de Von Mises dans la mandibule selon différentes lois constitutives (méd : valeurs médianes tirées de la littérature). (b) Répartition des propriétés mécaniques dans l'os cortical. (c) Sensibilité du nombre de classes d'os spongieux et cortical aux contraintes de Von Mises dans la mandibule ( $n_{\text{spong}}$  et  $n_{\text{cor}}$  désignent respectivement le nombre de classes pour l'os spongieux et l'os cortical).

Une analyse de sensibilité est ensuite réalisée afin d'évaluer l'influence de la discrétisation des classes de matériaux. Comme le montre la Figure 4c, le nombre de classes de tissu spongieux a un impact négligeable, avec un écart maximal de 0,55 % (5,022–5,050 MPa). En revanche, la discrétisation de l'os cortical a une incidence significative sur la répartition des contraintes, avec une variation de 8,8 % entre 1 et 10 classes. La convergence est atteinte au-delà de sept classes corticales, tandis que l'os spongieux atteint la stabilité après deux classes dans notre modèle. Sur la base de ces résultats, sept classes corticales et deux classes spongieuses sont choisies pour la suite afin d'offrir un équilibre optimal entre précision et coût de calcul.

### 3.2 Analyse des contacts par zones anatomiques

À l'échelle globale de la mandibule, à l'exclusion des structures dentaires, l'augmentation du coefficient de frottement à l'interface articulaire réduit le pic de contrainte de Von Mises. Les valeurs de contrainte diminuent de 6,07 MPa (sans frottement) à 5,66 MPa (liaison rigide), soit une réduction de 6,8 %. Localement, dans les régions condyliennes, les propriétés de contact ont un effet plus important. Les valeurs médianes de contrainte dans les condyles et les disques doublent presque, avec un coefficient de frottement plus élevé, comme le montre les Figures 5a-b, indiquant une redistribution de la charge conforme aux résultats précédents [11].

Une asymétrie de contrainte est remarquable : les condyles et les disques du côté gauche présentent systématiquement des valeurs plus élevées, plus de deux fois supérieures à celles du côté droit. Cela est dû aux asymétries anatomiques spécifiques au patient et aux hypothèses de modélisation, notamment la direction de la force musculaire et la reconstruction manuelle du disque.

Cette analyse de sensibilité met en évidence l'influence des conditions de contact sur la propagation des contraintes dans les régions anatomiques. La modification des coefficients de frottement à l'interface du disque permet de simuler des états physiologiques modifiés. Pour notre étude, un coefficient de frottement de 0.001, couramment adopté dans les modèles EF [11, 14], est utilisé comme condition de référence.

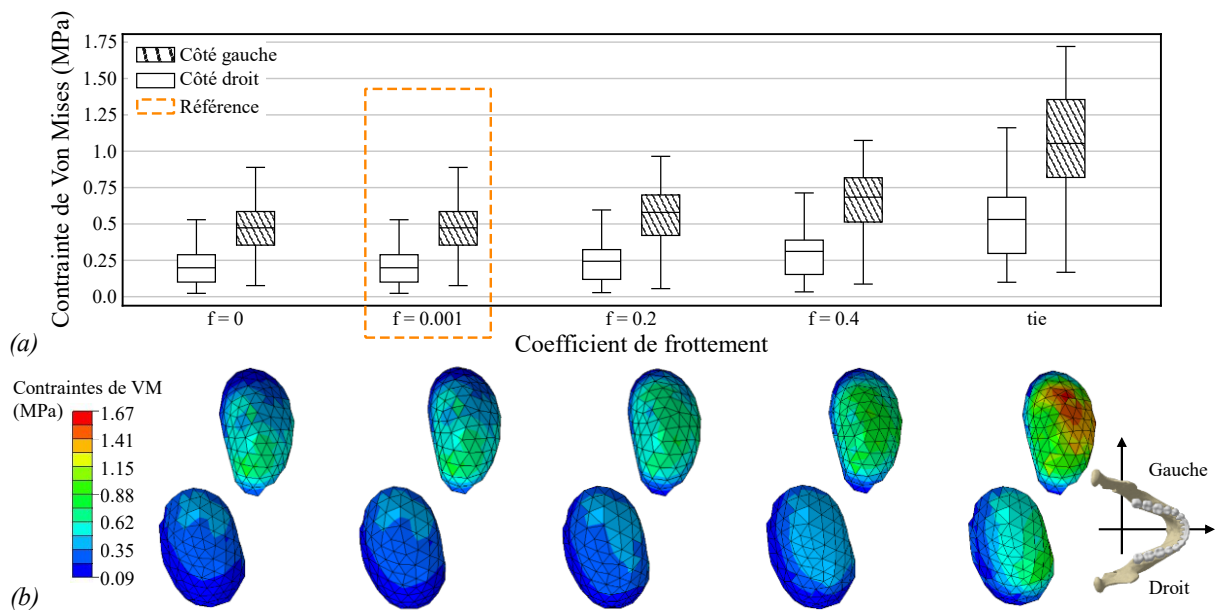


Figure 5 – Contrainte de Von Mises dans les condyles supérieurs en fonction du coefficient de frottement. (a) Distributions des contraintes de Von Mises au sein des condyles gauche et droit, sous forme de boîtes à moustaches ; (b) sous forme de carte de couleurs.

### 3.3 Influence des conditions de chargements

Cette section évalue l'influence de la représentation des muscles sur la réponse mécanique du modèle. Les trois méthodes de modélisation de la direction des fibres musculaires sont décrites en section 2.3 : (i) inertie, (ii) point d'insertion, (iii) multivecteurs. L'approche avec une direction unique surestime les

niveaux de contrainte de 23 % par rapport à la valeur de référence asymptotique de 4,11 MPa. Les vecteurs basés sur l'insertion offrent une approximation raisonnable de l'orientation musculaire, tandis que la méthode multivectorielle fournit des résultats plus précis et stables, capturant mieux la complexité directionnelle des forces musculaires. Les analyses ont montré que les valeurs médianes et extrêmes de la contrainte de Von Mises dans la mandibule se stabilisent au-delà de 10 classes directionnelles par muscle.

#### **4. Discussion et conclusion**

Nous avons développé un modèle EF entièrement paramétré de la mandibule et de l'ATM, intégrant la géométrie, les propriétés des matériaux et les conditions limites spécifiques au patient. Cela permet d'évaluer des quantités mécaniques telles que la répartition des contraintes sous une charge, conformément à la littérature [12, 13, 15]. L'attribution des matériaux basée sur les HU fournit une cartographie de la densité des tissus, améliorant le réalisme sans calibration invasive. La segmentation automatique correspondait bien à la délimitation manuelle. L'asymétrie anatomique a entraîné une contrainte plus élevée du côté gauche, soulignant l'importance de la variabilité morphologique.

L'analyse de sensibilité a montré que l'os cortical domine la réponse mécanique, tandis que l'os spongieux a une influence limitée dans les régions à faible charge. La modélisation des contacts a révélé que les coefficients de frottement affectent considérablement la redistribution des contraintes, ce qui est pertinent pour des conditions pathologiques telles que le déplacement discal, l'arthrose ou les prothèses de l'ATM. La modélisation musculaire multidirectionnelle a amélioré la transmission des forces.

Les limites comprennent les hypothèses d'élasticité linéaire et les contraintes d'imagerie par tomodensitométrie pour les tissus mous. Néanmoins, le modèle concilie fidélité anatomique et efficacité computationnelle. Sur le plan clinique, il facilite la planification chirurgicale, la prise en charge des traumatismes et la simulation des troubles de l'ATM, des asymétries ou des affections dégénératives. Le modèle permet d'évaluer les stratégies thérapeutiques (modifications discales, changements occlusaux ou ajustements de la morphologie condylienne) en évaluant les résultats en termes de contraintes et de cinématique. En chirurgie orthognathique, il peut guider les sites d'ostéotomie et la fixation afin de minimiser les complications, tandis qu'en traumatologie, il facilite la planification préopératoire pour une stabilité optimale.

Le pipeline automatisé est efficace sur le plan informatique, évolutif pour des cohortes plus importantes et cohérent avec les études précédentes. Les travaux futurs devraient intégrer les comportements non linéaires et dépendants du temps, l'amélioration de la modélisation des tissus mous et l'élargissement des ensembles de données cliniques afin d'améliorer l'aide à la décision prédictive et spécifique au patient pour la chirurgie maxillo-faciale.

## Références

- [1] R. Attanasio, “Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion,” *Journal of Prosthodontics*, vol. 12, no. 3, pp. 230–231, Sept. 2003, doi: 10.1016/s1059-941x(03)00131-1.
- [2] “Gray’s Anatomy for Students - 9780323934237 | Elsevier Health,” Elsevier UK. Accessed: Oct. 03, 2024. [Online]. Available: <https://www.uk.elsevierhealth.com/grays-anatomy-for-students-9780323934237.html>
- [3] G. Zieliński, B. Pająk-Zielińska, and M. Ginszt, “A Meta-Analysis of the Global Prevalence of Temporomandibular Disorders,” *Journal of Clinical Medicine*, vol. 13, no. 5, Art. no. 5, Jan. 2024, doi: 10.3390/jcm13051365.
- [4] Y. Feng, J. Shu, Y. Liu, T. Zheng, B. Shao, and Z. Liu, “Biomechanical analysis of temporomandibular joints during mandibular protrusion and retraction motions: A 3d finite element simulation,” *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 208, p. 106299, Sept. 2021, doi: 10.1016/j.cmpb.2021.106299.
- [5] K. Cheng, Q. Zhang, F. Zhang, R. Wang, and Y. Liu, “Biomechanical behavior of temporomandibular joint movements driven by mastication muscles,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 40, no. 10, Art. no. 10, 2024, doi: 10.1002/cnm.3862.
- [6] X. Ding, S. Liao, X. Zhu, H. Wang, and B. Zou, “Effect of orthotropic material on finite element modeling of completely dentate mandible,” *Materials & Design*, vol. 84, pp. 144–153, Nov. 2015, doi: 10.1016/j.matdes.2015.06.091.
- [7] B. Sagl, M. Schmid-Schwap, E. Piehslinger, M. Kundi, and I. Stavness, “A Dynamic Jaw Model With a Finite-Element Temporomandibular Joint,” *Front. Physiol.*, vol. 10, Sept. 2019, doi: 10.3389/fphys.2019.01156.
- [8] F. Isensee, P. F. Jaeger, S. A. A. Kohl, J. Petersen, and K. H. Maier-Hein, “nnU-Net: a self-configuring method for deep learning-based biomedical image segmentation,” *Nat Methods*, vol. 18, no. 2, pp. 203–211, Feb. 2021, doi: 10.1038/s41592-020-01008-z.
- [9] J. Wasserthal *et al.*, “TotalSegmentator: Robust Segmentation of 104 Anatomic Structures in CT Images,” *Radiol Artif Intell*, vol. 5, no. 5, p. e230024, July 2023, doi: 10.1148/ryai.230024.
- [10] H. K. Celik, S. Koc, A. Kustarci, and A. E. W. Rennie, “A literature review on the linear elastic material properties assigned in finite element analyses in dental research,” *Materials Today Communications*, vol. 30, p. 103087, Mar. 2022, doi: 10.1016/j.mtcomm.2021.103087.
- [11] L. Lai, C. Huang, F. Zhou, F. Xia, and G. Xiong, “Finite elements analysis of the temporomandibular joint disc in patients with intra-articular disorders,” *BMC Oral Health*, vol. 20, no. 1, p. 93, Mar. 2020, doi: 10.1186/s12903-020-01074-x.
- [12] K. Nakajima, J. Kondoh, and M. Fujiwara, “[An experimental study on the dynamic traits of dehydrated mandibles in relation to Yang’s modulus and Poisson’s ratio of compact bone],” *Shikwa Gakuho*, vol. 84, no. 12, pp. 1951–1961, Dec. 1984.
- [13] P. Xin, P. Nie, B. Jiang, S. Deng, G. Hu, and S. G. F. Shen, “Material assignment in finite element modeling: heterogeneous properties of the mandibular bone,” *J Craniofac Surg*, vol. 24, no. 2, pp. 405–410, Mar. 2013, doi: 10.1097/SCS.0b013e31827ff137.
- [14] LK. Tappert, A. Baldit, R. Rahouadj, and P. Lipinski, “Local elastic properties characterization of the temporo-mandibular joint disc through macro-indentation,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 20, no. sup1, pp. S201–S202, Oct. 2017, doi: 10.1080/10255842.2017.1382932.
- [15] C. E. Misch, Z. Qu, and M. W. Bidez, “Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement,” *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 57, no. 6, pp. 700–706, June 1999, doi: 10.1016/S0278-2391(99)90437-8.