HAL
open science

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

Charles Savoldelli

To cite this version:

Charles Savoldelli. Étude par éléments finis des effets de la distraction ostéogénique symphysaire sur l'articulation temporo-mandibulaire. Médecine humaine et pathologie. Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2013. Français. NNT : 2013ENMP0062 . pastel-00962150

HAL Id: pastel-00962150

https://pastel.hal.science/pastel-00962150

Submitted on 20 Mar 2014

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

ParisTech
INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES
PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY

MINES ParisTech

École doctorale n° 364 : Sciences Fondamentales et Appliquées

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École nationale supérieure des mines de Paris

Spécialité " Sciences et Génie des Matériaux "

présentée et soutenue publiquement par

Charles SAVOLDELLI

le 12 juillet 2013

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

Directeurs de thèse : **Yannick TILLIER** & **Pierre-Olivier BOUCHARD**

Jury

Armelle MANIERE-EZVAN, Professeur, CHU de Nice, Faculté d'Odontologie, Nice	Rapporteur
Philippe ROUCH, Professeur, ENSAM, Paris	Rapporteur
Georges BETTEGA, Professeur, CHU de Grenoble, Faculté de Médecine, Grenoble	Examinateur
Pierre-Olivier BOUCHARD, HDR, CEMEF-Mines ParisTech, Sophia-Antipolis	Examinateur
Laurent CASTILLO, Professeur, CHU de Nice, Faculté de Médecine, Nice	Examinateur
Jean-Marc HAUDIN, Professeur, CEMEF-Mines ParisTech, Sophia-Antipolis	Examinateur
Lionel THOLLON, MCU, Laboratoire de Biomécanique Appliquée, Marseille	Examinateur
Yannick TILLIER, HDR, CEMEF-Mines ParisTech, Sophia-Antipolis	Examinateur

T H È S E

MINES ParisTech
CEMEF
1, rue Claude Daunesse, 06904 Sophia-Antipolis, France

AVANT PROPOS

Ce travail a été réalisé au sein du Centre de Mise en Forme des Matériaux (CEMEF) de l'Ecole des Mines de Paris situé à Sophia-Antipolis.

Je tiens tout d'abord à exprimer mes remerciements à mes directeurs de thèse, les Docteurs Yannick TILLIER et Pierre-Olivier BOUCHARD qui m'ont accueilli il y a 7 ans pour réaliser un Master 2 transformé en Thèse. Ils m'ont enseigné toutes les bases de la mécanique pour débuter cette recherche qui n'aurait pu être menée à bien sans leur aide, leur soutien permanent et tout en alliant leur bonne humeur.

Mes remerciements se dirigent ensuite vers l'ensemble des membres qui ont accepté de faire partie de mon jury. En premier lieu mes rapporteurs, le Professeur Armelle MANIERE-EZVAN pour son soutien et son enseignement et le Professeur Philippe ROUCH de l'ENSAM-Paris qui m'honore de sa présence.

Je remercie vivement le Professeur Georges BETTEGA du CHU de Grenoble qui a dirigé ma thèse de Médecine et inspiré cette thèse de Science. Je suis et resterai extrêmement reconnaissant de son soutien.

Je remercie le Professeur Jean-Marc HAUDIN pour son expertise et ses conseils.

Je remercie le Professeur Laurent CASTILLO, chef du service d'ORL et de Chirurgie Maxillofaciale de l'Institut Universitaire de la Face et du Cou pour ses encouragements quotidiens et son écoute.

Je remercie le Docteur Lionel THOLLON du Laboratoire de Biomécanique Appliquée de Marseille qui m'honore également en jugeant ce travail.

Merci à l'équipe M3P du CEMEF : François BAY, Katia MOCELLIN et Marc BERNACKI pour leurs conseils et discussion.

Je remercie Raounak LOUDAD pour sa contribution dans ce travail.

Je remercie mes parents qui ont toujours eu confiance en moi et m'ont donné les moyens d'arriver à ce niveau.

Mes sentiments les plus forts vont vers ma femme Marie et mes enfants Jeanne et Oscar qui m'offrent les plus intenses moments de ma vie.

ParisTech
INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES
PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY

MINES
ParisTech

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION **7**

CHAPITRE I : LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE ET LE SYSTEME MASTICATOIRE **10**

A. LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE 10

1. Principes de la distraction ostéogénique *10*

2. Protocole de la distraction symphysaire *13*

3. Étapes *14*

(1) Dispositifs de distraction symphysaire 14

(2) La chirurgie 15

(3) La latence 15

(4) L'activation 16

(5) Reprise de l'orthodontie 17

(6) Le temps de consolidation 17

(7) La dépose du dispositif 18

4. Modifications anatomiques liées à la distraction symphysaire et hypothétique dysfonction des ATM *18*

B. ANATOMIE DU SYSTEME MANDUCATEUR – LES ARTICULATIONS TEMPORO-MANDIBULAIRES (ATM) ..21

1. Bases osseuses *21*

2. La mandibule et sa surface articulaire *21*

3. L'os temporal et sa surface articulaire *22*

4. L'organe dentaire *23*

5. Disque et capsule articulaire *25*

6. Attaches du disque aux zones osseuses – tissus de connexion *26*

Attaches postérieures 26

Attaches latérales et médiales 27

Attaches antérieures 27

Insertions musculaires sur le disque 27

7. Ligaments de l'ATM *29*

8. Mouvements de la mandibule *30*

Mouvement d'ouverture-fermeture 30

Mouvement de propulsion-rétropulsion 32

Mouvement de diduction 32

9. Muscles masticateurs *33*

Muscles élévateurs 33

Muscles abaisseurs 36

10. Dysfonctionnements ou dysfonctions de l'ATM *38*

CHAPITRE II : MODELISATION DES STRUCTURES CRANIO-FACIALES ET SIMULATION DE LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE PAR ELEMENTS FINIS **40**

A. MODELES NON APPLIQUES A LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE 40

B. MODELES APPLIQUES A LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE 51

C. PROPRIETES MECANIQUES DU DISQUE ET DES TISSUS CAPSULO-LIGAMENTAIRES UTILISEES DANS LES DIFFERENTS MODELES 54

(a) Comportement de l'os 54

(b) Comportement des tissus capsulo-ligamentaires 57

D. SYNTHESE 57

E. ALGORITHME D'ETUDE 60

CHAPITRE III : CREATION DU MODELE MASTICATOIRE PAR UNE APPROCHE EN ELEMENTS FINIS **62**

A. MATERIELS ET METHODES 62

1. Le logiciel éléments finis : Forge® *62*

2. Obtention des modèles géométriques *62*

3. *Validation de la taille et de l'orientation du modèle* 64
4. *Le modèle géométrique complet* 65
5. *Contact entre les structures* 65
6. *Conditions aux limites et simulations* 67
7. *Critères d'évaluation* 68
B. RESULTATS 68
C. DISCUSSION 71
1. *Géométrie articulaire et tonus musculaire* 71
2. *Capsule articulaire* 72
3. *Cartilage articulaire* 73
4. *Condition aux limites : chargement musculaire* 73
5. *Contact inter-dentaire* 75
6. *Loi de comportement du disque articulaire* 75
7. *Comparaison aux modèles antérieurs* 76
D. CONCLUSION 76

CHAPITRE IV : SIMULATION DE LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE 78
A. AMELIORATION DE LA SIMULATION 78
B. LISSAGE DE SURFACE 79
C. CORRECTION DES INTERPENETRATION DE MAILLAGES 80
D. MODELISATION DE LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE 82
1. *Matériels et méthodes* 82
Prise en compte de l'hyperélasticité des tissus mous 83
Simulation de la distraction symphysaire 84
Paramètres d'études 86
2. *Résultats* 86
Contraintes au niveau des disques 86
Contraintes de la surface articulaire 88
Comparaison du déplacement mandibulaire 90
E. DISCUSSION 90
1. *Hypothèses de notre étude* 91
2. *Interprétation des résultats du point de vue clinique* 92
3. *Comparaison à un modèle histologique* 92
4. *Limitations de l'étude* 93

CONCLUSION ET PERSPECTIVES 96

REFERENCES 98

ANNEXES 103

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : principe de la distraction ostéogénique selon les principes d'Ilizarov [1]. 11

Figure 2 : application de la distraction ostéogénique du massif facial dans les syndromes malformatifs de l'enfant d'après Won Lee et al. [13]. 12

Figure 3 : encombrement incisif mandibulaire sévère lié à une insuffisance de croissance transversale de la mandibule. 13

Figure 4 : dispositif à ancrage osseux Medicon®, (a) dispositif à ancrage dentaire vestibulaire (b) ou linguale (c) et hybride (d) d'après Alkan et al.[14]. 15

Figure 5 : ostéotomie symphysaire médiane d'après Savoldelli et al. [6]. 15

Figure 6 : espace créé sur l'arcade après activation du distracteur. Patient du Docteur C. Tabet / Dr C. Savoldelli (CHU de Nice). 16

Figure 7 : différentes étapes de l'orthodontie après la mise en place du distracteur permettant l'harmonisation dentaire de l'arcade mandibulaire. (a) fin de l'activation, (b) mésialisation-rapprochement des incisives centrales, (c) et (d) traction sur l'arcade des incisives latérales, (e) et (f) fin de l'alignement et du nivellement des incisives. Patient du Docteur G. Bettega (CHU de Grenoble). 17

Figure 8 : représentation des modifications anatomiques condyliennes après distraction symphysaire et du risque de dysfonction. 19

Figure 9 : position des condyles avant (a) et après (b) distraction symphysaire d'après Landes et al. [7]. 20

Figure 10 : rapport entre l'os mandibulaire et le crâne (logiciel Visible Body 2 pour Mac OS). 21

Figure 11 : os mandibulaire et son arcade dentaire. 22

Figure 12 : os temporal et sa surface articulaire. 23

Figure 13 : (a) histologie dentaire, (b) occlusion dentaire (images libre de droit site www.fotolia.com), (c) classification d'Angle et Ballard (site http://orthocorner.blogspot.fr). 24

Figure 14 : coupe sagittale du disque et de ses 3 zones d'après Willard et al.[20]. 25

Figure 15 : vue supérieure du disque articulaire d'après Shi et al.[21]. 25

Figure 16 : attaches postérieures (système bilaminaire) et latérales d'après le site www.i-anatomie.com. 26

Figure 17 : attaches antérieures, postérieures, latérales et médiales du disque gauche d'après Willard et al. [20] (a) vue sagittale (b) vue coronale (c) attaches du disque (PB : posterior band, AB : anterior band, AAI : attachment inferior, MA : medial attachment, LA : lateral attachment). 28

Figure 18 : insertions musculaires sur le disque. 29

Figure 19 : (a) ligament latéral externe, (b) ligament sphéno-mandibulaire et stylo-mandibulaire. 29

Figure 20 : (a) position condylo-discal en fermeture, (b) position condylo-discal en ouverture forcée (images libres de droit site Fotolia.com), (c) mouvement de rotation puis de translation condylo-discal d'après Dargaud et al. [22]. 31

Figure 21 : propulsion mandibulaire (logiciel Visible Body 2 sur Mac OS), (a) repos, (b) position en « bout à bout », (c) protraction. 32

Figure 22 : mouvements de latéralité mandibulaire d'après Dargaud et al. [22]. 33

Figure 23 : représentation des muscles élévateurs (logiciel Visible Body 2 sur Mac Os). 35

Figure 24 : muscles abaisseurs de la mandibule. 37

Figure 25 : disque perforé à l'origine d'un contact os (glène temporal)-os (condyle mandibulaire) d'après Dargaud et al. [22]. 38

Figure 26 : modèle de Liu et al. [31] montrant l'influence du type de contact considéré sur la répartition des contraintes (von Mises) dans l'ATM. (a) modèle de type « bilatéral collant », (b) modèle de contact avec frottement, (c) un modèle faisant intervenir un espace entre le disque et le condyle. 42

Figure 27 : modèle de Tanaka et al. [40] montrant la répartition des contraintes au niveau des condyles en ouverture buccale et intercuspidation prolongée. Analyse qualitative du disque des contraintes en 3D (a) et en coupe sagittale (b). 43

Figure 28 : modèle de Koolstra et Beek [41-46] montrant les champs de contraintes au niveau du disque. 44

Figure 29 : modèle de Hu et al. [47]. 45

Figure 30 : modèle de Donzelli et al. [48] montrant les différents champs de contraintes (von Mises) à différents étapes d'une ouverture mandibulaire. 46

Figure 31 : modèle de Hlinakova et al. [49] montrant la répartition des contraintes (von Mises) osseuses dans une simulation d'intercuspidation. 47

Figure 32 : modèle de Bezzera et al. [50]. (a) forces appliquées pour chaque muscle masticateur, (b) champs de contraintes osseux. 48

Figure 33 : modèle de Jaisson et al. [51] avec forces musculaires (a) analysant la répartition des contraintes discales (champs de von Mises) au cours de cycles de mastication (b). 49

Figure 34 : modèle de Pérez del Palomar et al. [55] montrant les contraintes discales (champs de von Mises) à différentes étapes de mouvements mandibulaires. Les ligaments temporo-mandibulaires sont modélisés. 50

Figure 35 : modèle de Basciftci et al. [57] montrant les contraintes osseuses (champs de von Mises) lors d'une distraction symphysaire. 51

Figure 36 : modèle de Boccaccio et al. [58] intégrant les forces musculaires (a) et la modélisation du distraction (b). 52

Figure 37 : modèle de Kim et al. [60]. (a) modélisation différente entre les dents et l'os. (b) isovaleurs de déplacements et de la distribution des contraintes (champs de von Mises). 53

Figure 38 : algorithme d'étude. 60

Figure 39 : segmentation des coupes IRM et TDM à l'aide du logiciel AMIRA®. 64

Figure 40 : maillage en 3D de chaque structure. 64

Figure 41 : coefficient de frottement imposé entre les structures de l'ATM. (a) contact de frottement faible, (b) bilatéral collant. 66

Figure 42 : PCS (physiological cross section) de chaque muscle. 67

Figure 43 : champs de von Mises au niveau des disques gauche et droit à chaque étape de la simulation. 69

Figure 44 : répartition des champs de von Mises, (a) à 8 mm de distance inter-incisive, (b) à 4 mm de distance inter-incisive. 70

Figure 45 : (a) isovaleurs de déplacements et (b) intercuspidation du sujet volontaire. 71

Figure 46 : sollicitation (tracé EMG) de chaque muscle en fonction du type de mouvement mandibulaire d'après Jaisson et al. [51]. 74

Figure 47 : région condylienne de la mandibule avant lissage. 79

Figure 48 : région condylienne de la mandibule après lissage. 79

Figure 49 : opération d'ébavurage du tissu de connectivité. (a) maillage initial, (b) ajout d'éléments, (c) maillage après ébavurage. 80

Figure 50 : ebavurage d'une géométrie concave (disque) par une géométrie convexe. 81

Figure 51 : surface de l'apex des racines et de l'espace inter-radiculaire. 82

Figure 52 : simulation de la distraction (a) et modélisation du cal osseux symphysaire (b). 85

Figure 53 : contraintes résiduelles (champs de von Mises) après la simulation de la distraction symphysaire. 85

Figure 54 : analyse comparative des niveaux de contraintes discales (champs de von Mises) entre le modèle 1 avant (a) et le modèle 2 après (b) distraction symphysaire. (IID : distance inter-incisive). 87

Figure 55 : contraintes maximales (champs de von Mises) dans chaque disque en fonction de la distance inter-incisive (mm). 88

Figure 56 : analyse comparative des niveaux de contraintes des surfaces articulaires (champs de von Mises) entre les modèles avant (a) et après (b) distraction symphysaire. IID ; inter-incisal distance. 89

Figure 57 : isovaleurs de déplacements suivant l'axe « z » montrant un mouvement symétrique et de même amplitude. Modèle (a) avant et (b) après distraction. 90

Figure 58 : comparaison des contraintes des surfaces articulaires condyliennes de notre modèle (a) après distraction (à 2 mm de distance inter-incisive) et zones de résorption cartilagineuse sur l'étude histologique (b) de Harper et al. [18]. 92

Figure 59 : axiographe 3D d'après Leader et al. [85]. 93

Figure 60 : modification spatiale des insertions musculaires mandibulaire, (a) avant distraction et (b) position finale après distraction. 94

Figure 61 : préparation maxillaire concomitante (a) patient du Dr Georges Bettega (CHU de Grenoble) et (b) d'après Guilleminault et al. [86]. 95

TABLE DES TABLEAUX

Tableau 1 : paramètres des lois élastiques linéaires en fonction des études. 54
Tableau 2 : différents module d'élasticité du disque selon les auteurs. 55
Tableau 3 : modèles de loi de comportement en fonction des études. 57
Tableau 4 : cahier des charges idéal d'un modèle complet masticatoire. 59
Tableau 5 : nombre d'éléments et propriétés mécaniques (d'après Tanaka et al.[70]) de chaque structure. 65
Tableau 6 : PCS (mm^2) de chaque muscle et conditions aux limites. 68
Tableau 7 : modification du maillage des structures par l'ébavurage. 81
Tableau 8 : paramètres rhéologiques attribués à chacune des structures. 84

INTRODUCTION

La distraction ostéogénique (DO) est un procédé chirurgical utilisé pour reconstruire des déformations squelettiques et allonger les os du corps. Cette technique a été développée en orthopédie pour corriger les inégalités des membres inférieurs selon les principes d'Ilizarov au début des années 50 et publiés dans les années 80 [1]. L'application en chirurgie maxillo-faciale est apparue dans les années 80 pour corriger les malformations faciales sévères. L'essor clinique de cette technique est dû a Ortiz Monastério [2] au Mexique, Karp et McCarthy [3] aux Etats-Unis. En France, Vasquez et Diner [4] ont été les premiers à appliquer cette technique sur les branches montantes et horizontales de l'os mandibulaire. La distraction symphysaire est une technique introduite par Guerrero [5] en 1997 pour allonger la symphyse ou partie centrale de la mandibule. L'application est l'insuffisance transversale antérieure du corps mandibulaire dont le reflet clinique est l'encombrement dentaire incisif. Ce protocole orthodontique et chirurgical évite l'extraction de dents saines [6]. La symphyse est fracturée en deux segments (corticotomie) qui sont ensuite progressivement écartés à l'aide d'un dispositif (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. Sur l'arcade dentaire un espace est ainsi créé et permet aux orthodontistes de résoudre l'encombrement dentaire. Cette technique entraîne des modifications positionnelles des deux articulations temporo-mandibulaires [7] et par conséquent un risque potentiel de modifications des contraintes biomécaniques au cours des efforts de mastication. Le délai de suivi clinique est trop court pour évaluer à ce jour la survenue de pathologies liées au dysfonctionnement des articulations temporo-mandibulaires (ATM) [8]. L'augmentation des contraintes pourrait induire une usure accélérée des disques articulaires à l'origine de douleurs buccales et faciales. Les mouvements des segments osseux doivent donc être soigneusement planifiés avant d'implanter et d'activer un tel dispositif.

L'étude directe chez ces patients des contraintes biomécaniques de l'articulation temporo-mandibulaire est impossible car elle supposerait d'y introduire des capteurs au risque de léser les composantes anatomiques ou d'en modifier le comportement. L'utilisation d'outils non invasifs pour de telles recherches est fondamentale.

L'efficacité de la méthode des éléments finis a été prouvée en tant qu'outil susceptible de prédire la répartition des charges dans de telles structures [9]. Plusieurs modèles de l'ATM et du système masticatoire sont d'ailleurs déjà disponibles dans la littérature. Ces modèles sont

souvent peu détaillés et ne tiennent souvent pas compte de l'asymétrie naturelle des deux articulations.

Le but de nos travaux est de créer un modèle numérique complet du système masticatoire grâce à la méthode des éléments finis. L'objectif ultime est de simuler une distraction symphysaire pour évaluer et comparer la répartition des contraintes de l'ATM avant, pendant et à distance de la distraction. Les résultats permettront de répondre à la question que se posent les orthodontistes et chirurgiens : la distraction symphysaire ne modifie-t-elle pas significativement les contraintes biomécaniques articulaires au risque d'induire une dysfonction des ATM ?

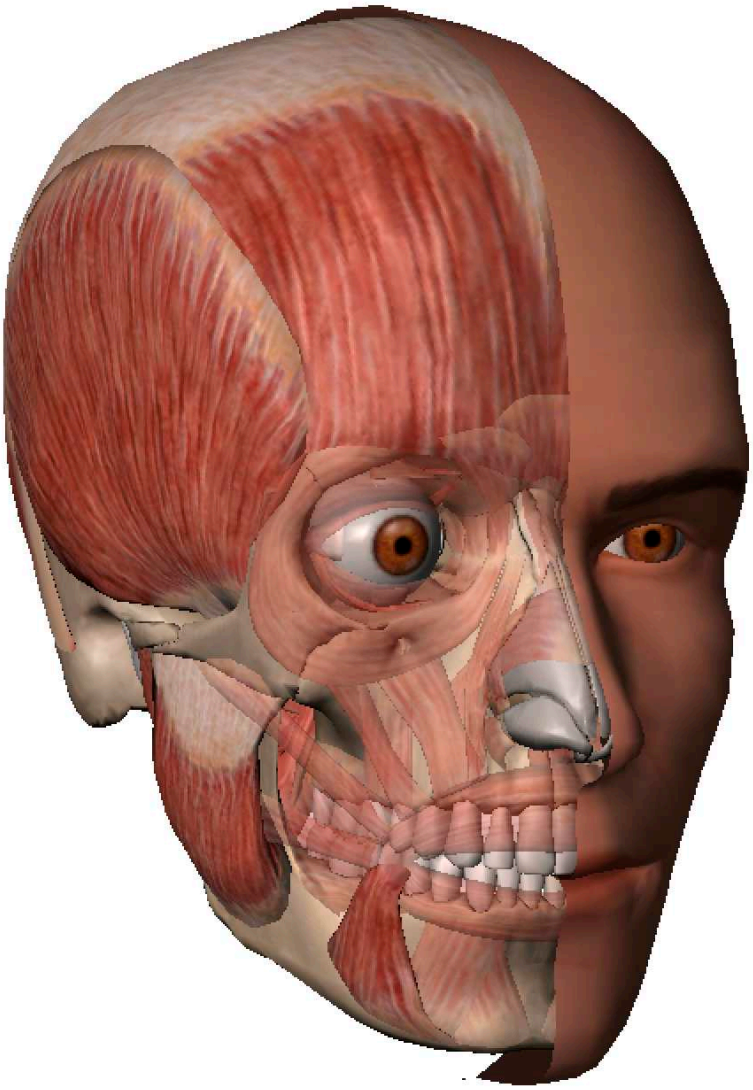
Ce mémoire se divise en quatre grands chapitres :

- Dans le premier chapitre, nous allons définir et expliquer la technique de distraction ostéogénique. Nous détaillerons la distraction symphysaire selon ses indications, les aspects techniques, les résultats escomptés et ses risques potentiels supposés sur l'ATM. Nous effectuerons quelques rappels concernant l'anatomie du système masticatoire, nécessaires à la compréhension des phénomènes de la mastication et qui peuvent être altérés lors de l'intervention chirurgicale. Ce rappel est un prérequis nécessaire à la création d'un modèle numérique masticatoire.
- Dans le deuxième chapitre, nous exposerons l'aspect biomécanique de chaque structure et les modèles décrits dans la littérature pour en ressortir les axes d'amélioration.
- Dans le troisième chapitre, nous développerons la création d'un modèle numérique représentatif du système masticatoire et l'analyse des contraintes discales lors d'un mouvement de fermeture buccale.
- Dans le quatrième chapitre, nous présenterons une simulation en fermeture après distraction symphysaire et exposerons une analyse comparative de la répartition des contraintes avant et après distraction symphysaire.

Nous tenterons enfin d'estimer à partir de notre modèle les risques potentiels à plus ou moins long terme d'une opération de distraction symphysaire sur les ATM.

Chapitre I :

La distraction symphysaire et le système masticatoire



CHAPITRE I : LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE ET LE SYSTEME MASTICATOIRE

Dans ce chapitre nous exposons le principe de la distraction ostéogénique et l'application à la région symphysaire de la mandibule. Les rappels anatomiques détaillent chaque composante du système masticatoire. La compréhension de la complexité de ce système justifiera les quelques simplifications permises pour la création d'un modèle numérique en éléments finis. L'analyse bibliographique permet de dégager les points forts et axes d'amélioration de chaque modèle existant pour établir un cahier des charges optimal afin de créer un modèle d'approche numérique le plus fidèle de la réalité physiologique masticatoire. En fin de chapitre un algorithme d'étude est proposé afin de planifier notre travail.

A. La distraction symphysaire

1. Principes de la distraction ostéogénique

Le terme « distraction » est rarement utilisé dans sa première acception qui justifie pourtant bien son emploi médical : l'action de séparer un ensemble.

Les anglo-saxons utilisent le terme de « ***distraction osteogenesis*** » pour signifier la distraction osseuse ou l'ostéo-distraction. Samchukov [10] la définit comme un *« processus biologique de néo-formation osseuse entre les surfaces de deux segments osseux graduellement séparés par une traction croissante. Ce processus débute dès que les forces de distraction sont appliquées et se poursuit tant que les tissus sont écartés. Les forces de traction génèrent des tensions qui stimulent la formation d'os nouveau, parallèlement au vecteur des forces. »*

Quelques cas de distraction osseuse ont été décrits au début du XXème siècle. Il faudra néanmoins attendre encore quelques années pour qu'elle sorte de la marginalité grâce aux travaux d'un orthopédiste russe, Gavriel A. Ilizarov. C'est en 1954 qu'il débuta en effet ses travaux sur le membre inférieur. Il élabora un fixateur externe articulé dans le but de réduire une fracture. A la suite d'une erreur de manipulation d'un de ses patients qui tourna la vis de compression dans le sens opposé à celui prescrit, Ilizarov observa une néoformation osseuse dans la zone de distraction (figure 1). Il développa alors la technique de *tension-stress* et publia en 1988 les procédés de l'ostéo-distraction dans « the principles of Ilizarov method » [1]. Ses concepts furent alors adoptés par la communauté scientifique occidentale.

En chirurgie maxillo-faciale, l'équipe de Snyder, en 1972, va être la première à utiliser un fixateur externe pour allonger la mandibule d'un chien [11]. Au cours de cette expérience ils obtinrent au bout de 10 semaines la taille initiale d'une hémimandibule qu'ils avaient

auparavant raccourci chirurgicalement. Le retour à l'articulé initial fut obtenu à l'aide d'une distraction lente.

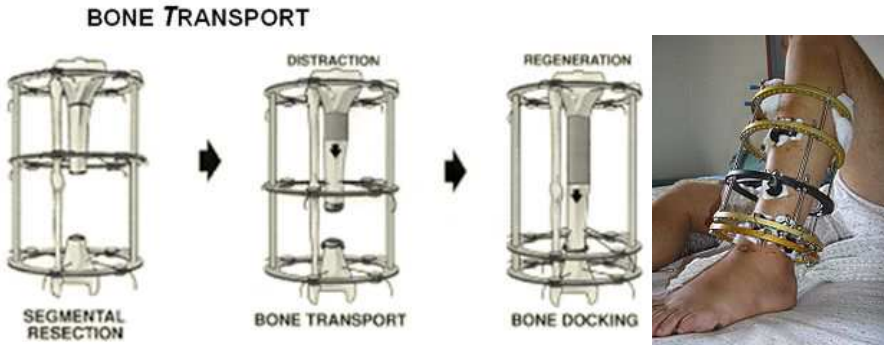


Figure 1 : principe de la distraction ostéogénique selon les principes d'Ilizarov [1].

Au début des années 90, l'essor clinique de cette technique est dû à Ortiz Monasterio au Mexique et à l'équipe de McCarthy aux Etats-Unis [3]. McCarthy réalisa la première distraction mandibulaire humaine [12]. McCarthy a prouvé pour la première fois la faisabilité de la distraction osseuse sur le massif facial, sans risque significatif d'infection ou de complication, ouvrant une ère nouvelle à la chirurgie maxillo-faciale. L'équipe française de Vazquez et Diner fut la première à utiliser des dispositifs endo-buccaux [4].

La distraction va progressivement être intégrée dans l'arsenal thérapeutique de syndromes malformatifs cranio-faciaux de l'enfant (figure 2) et des ankyloses temporo-mandibulaires.

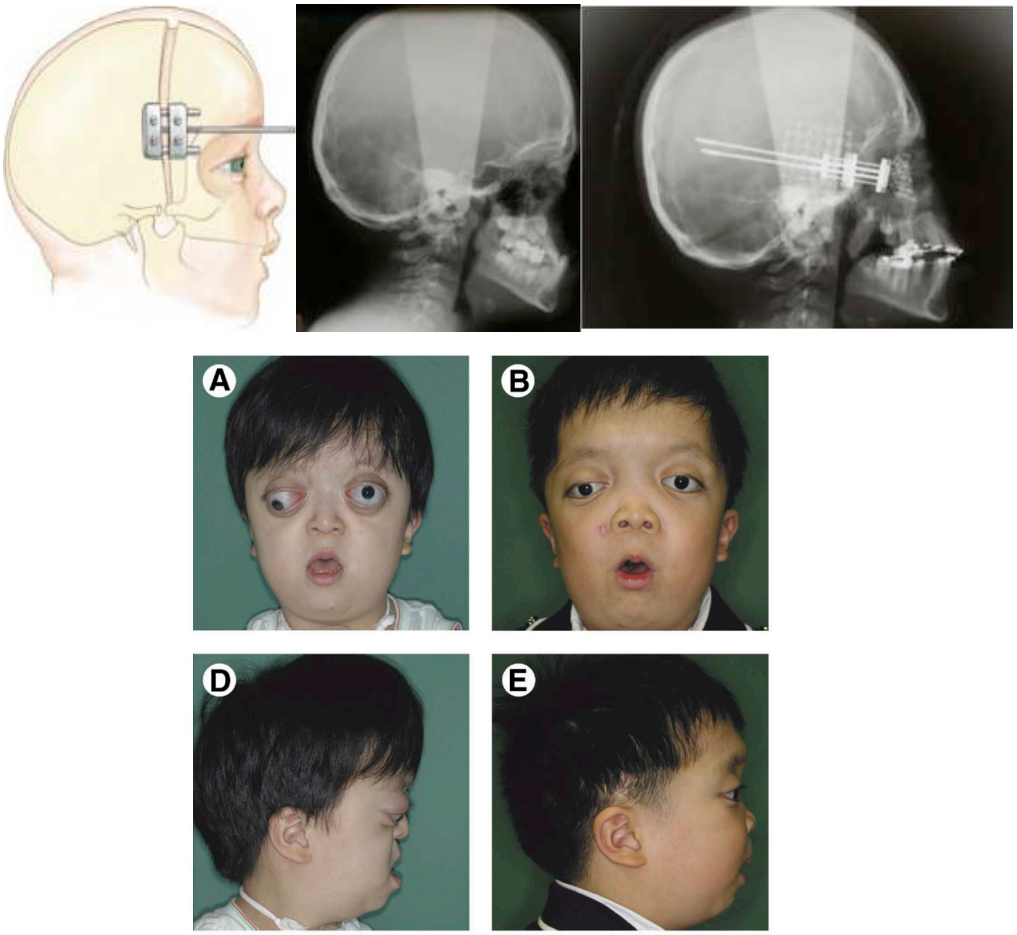


Figure 2 : application de la distraction ostéogénique du massif facial dans les syndromes malformatifs de l'enfant d'après Won Lee et al. [13].

En 1956, Ilizarov montre que la génération osseuse repose sur ce qu'il appelle l'effet de « Tension – Contraintes » (« Tension-stress effect »)[1].

Les principes appliqués aux **os longs** sont les suivants :

- La préservation de l'apport sanguin : le périoste et l'endoste (lame vasculaire qui entoure les os) doivent être respectés le plus possible par une corticotomie, c'est-à-dire une ostéotomie corticale sans section du compartiment médullaire.
- La fixation squelettique externe doit être suffisamment stable, autorisant des micro-mouvements parallèles à l'axe osseux mais empêchant les micro-mouvements transversaux.
- Une latence de 5 à 7 jours après la corticotomie est préconisée avant de débuter la distraction.

- Le rythme d'activation doit être le plus élevé possible (au minimum 4 fois) avec un allongement le plus faible possible (ex : 0,25 mm par activation).
- Une période de fixation passive doit faire suite à la phase de distraction pour permettre une ossification complète de la néo-formation osseuse (cal osseux).
- Une utilisation physiologique normale du membre allongé et une kinésithérapie naturelle sont préconisées pour stimuler l'ossification du cal.

2. Protocole de la distraction symphysaire

Le protocole de distraction symphysaire présenté par Guerrero en 1997 [5] était indiqué dans le cas de dysharmonie dento-mandibulaire (DDM) avec une diminution du sens transversal de la partie antérieure de la mandibule. La DDM est une disproportion entre les dimensions des dents permanentes et le périmètre des arcades alvéolaires correspondantes. La continuité des arcades dentaires au niveau des faces proximales n'est plus assurée. Le signe le plus manifeste est **un encombrement des arcades dentaires** (figure 3).

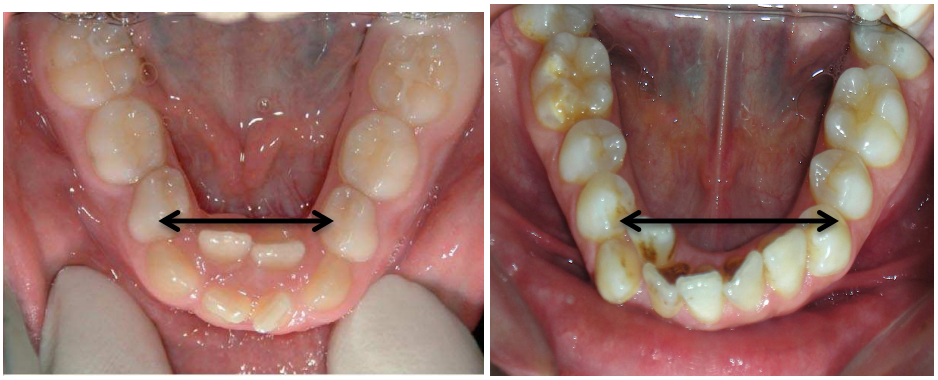


Figure 3 : encombrement incisif mandibulaire sévère lié à une insuffisance de croissance transversale de la mandibule.

Classiquement, ces encombrements sont traités par les orthodontistes par l'extraction de dents (généralement saines). Certes, cela permet un gain d'espace sur l'arcade pour résoudre l'encombrement, des meulages amalaires (émail de la dent) ou une expansion physiologique par des dispositifs orthopédiques. Mais ces moyens exposent fortement au risque de récidive. De plus l'extraction réduit le volume global de la cavité buccal et peut aggraver des problèmes fonctionnels de la langue préexistant (hypertonicité par exemple).

La distraction symphysaire est une alternative. Cette technique consiste à pratiquer une ouverture osseuse chirurgicale (ostéotomie) de la partie centrale de la mandibule (symphyse) et de poser un dispositif (un distracteur) permettant une ouverture lente et progressive de part

et d'autre de l'ostéotomie et de part et d'autre des dents soutenues par l'os. L'os créé va entraîner un gain d'espace inter-dentaire sur l'espace inter-dentaire qui permettra un alignement dentaire par un traitement orthodontique sans nécessité de supprimer des dents saines.

3. Étapes

Le premier temps est une préparation orthodontique pour « écarter » les racines des incisives centrales (étape de divergence radiculaire). Dans notre équipe au CHU de Nice, nous mettons en place un distracteur à ancrage dentaire quelques jours avant la chirurgie. Pour d'autres équipes qui utilisent un distracteur à ancrage osseux, celui-ci est mis en place durant la chirurgie.

(1) Dispositifs de distraction symphysaire

Le type d'ancrage distingue 3 types de dispositifs intra-oraux: osseux, dentaire ou hybride (figure 4b et 4c). Quel que soit le type, le mécanisme d'activation est extra-muqueux et facilement accessible. Le système doit respecter les racines dentaires, être rigide, biocompatible et il ne doit pas interférer avec la mobilité linguale. Son encombrement et son épaisseur doivent être réduits. Le titane est le matériau privilégié pour les dispositifs à ancrage osseux (figure 4a) qui se vissent à l'aide de plaques sur l'os basal. Les modèles sont multiples, à simple ou double vérin. La miniaturisation a fait disparaître les modèles dont l'activation s'effectuait par l'intermédiaire d'une tige flexible ou articulée nécessitant une contre incision muqueuse à distance du site d'ostéotomie. La dépose du matériel impose une seconde intervention.

Les dispositifs à ancrage dentaires sont en acier inoxydable. Ils sont confectionnés sur mesure à partir d'une empreinte. Ils se fixent le plus souvent sur les molaires, les prémolaires ou les canines. Ils peuvent être vestibulaires ou linguaux. Les systèmes linguaux (sur le versant lingual des incisives : figure 4-c) ont été critiqués, l'expansion dento-alvéolaire étant supérieure à l'expansion squelettique et l'expansion inter-molaire étant supérieure à l'expansion inter-canine. La position vestibulaire (figures 4-a,b,d) du vérin favorise l'expansion antérieure [6]. Les dispositifs hybrides ou ostéo-dento-portés combinent les deux ancrages [14]. L'intérêt serait l'homogénéité de la hauteur de distraction entre les deux fragments.

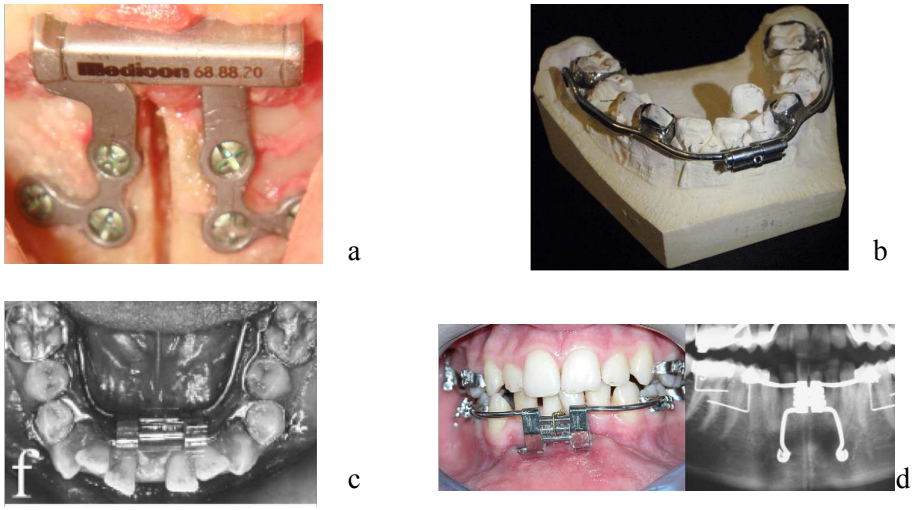


Figure 4 : dispositif à ancrage osseux Medicon®, (a) dispositif à ancrage dentaire vestibulaire (b) ou linguale (c) et hybride (d) d'après Alkan et al.[14].

(2) La chirurgie

La chirurgie est réalisée sous anesthésie générale. La voie d'abord est intra-buccale. L'ostéotomie (coupe de l'os) de l'os basal est médiane (figure 5) ou paramédiane.

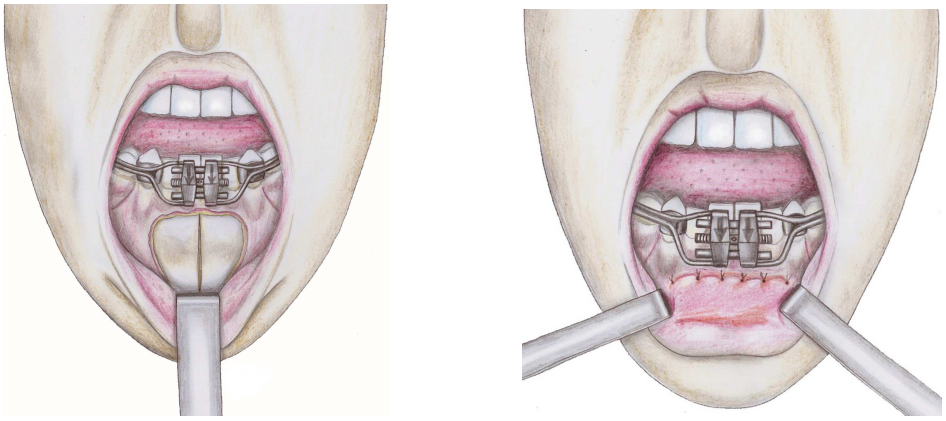


Figure 5 : ostéotomie symphysaire médiane d'après Savoldelli et al. [6].

(3) La latence

C'est le temps qui sépare l'ostéotomie de la première activation du dispositif, pendant lequel les premiers mécanismes de réparation tissulaires, se mettent en place. Sa durée varie dans la littérature de 0 à 14 jours avec une moyenne de 4 à 7 jours. La réaction inflammatoire des tissus mous régresse et de la matrice fibrino-collagénique (partie histologique correspondant

aux composants extra-cellulaires) se met en place. Le terme « callostosis » est utilisé pour qualifier le processus de prolifération osseuse dans le site d'ostéotomie pendant cette période.

(4) L'activation

C'est l'étape active du protocole. Elle est définie par :

- le rythme d'activation qui est le nombre d'activations quotidiennes du vérin ;
- l'augmentation résultant de chaque activation qui désigne l'accroissement de la distance (en mm) entre les pièces osseuses ;
- le taux d'activation qui correspond à la séparation osseuse quotidienne donnée en mm.

Ilizarov [1] a souligné l'importance d'un rythme de distraction élevé, avec une augmentation constante et la plus faible possible pour optimiser la réponse tissulaire. Il conseillait alors un taux de 1 mm par jour, en 4 activations. Ce protocole reste applicable à la chirurgie maxillo-faciale. Selon les auteurs [8], le taux d'activation varie de 0,25 mm/jour à 3 mm/jour, en 1 à 3 manipulations. La durée varie de 1 jour à 2 mois maximum. Un taux d'activation de 1 mm/ jour est largement admis pour la distraction symphysaire. La durée spécifique est de l'ordre de 15 à 21 jours pour obtenir l'espace nécessaire sur l'arcade dentaire (figure 6).

La diminution de ce taux pourrait conduire à une ossification prématurée, alors qu'un taux trop élevé pourrait entraîner une mauvaise qualité d'ossification voire une union fibreuse à l'origine d'une pseudarthrose.

Figure 6 : espace créé sur l'arcade après activation du distracteur. Patient du Docteur C. Tabet / Dr C. Savoldelli (CHU de Nice).

(5) Reprise de l'orthodontie

Après l'activation (une dizaine de jours) une orthodontie passive (contrôle du mouvement des dents sans arcs d'activation) peut rapidement débuter pour fermer l'espace créé sur l'arcade mandibulaire (figure 7).

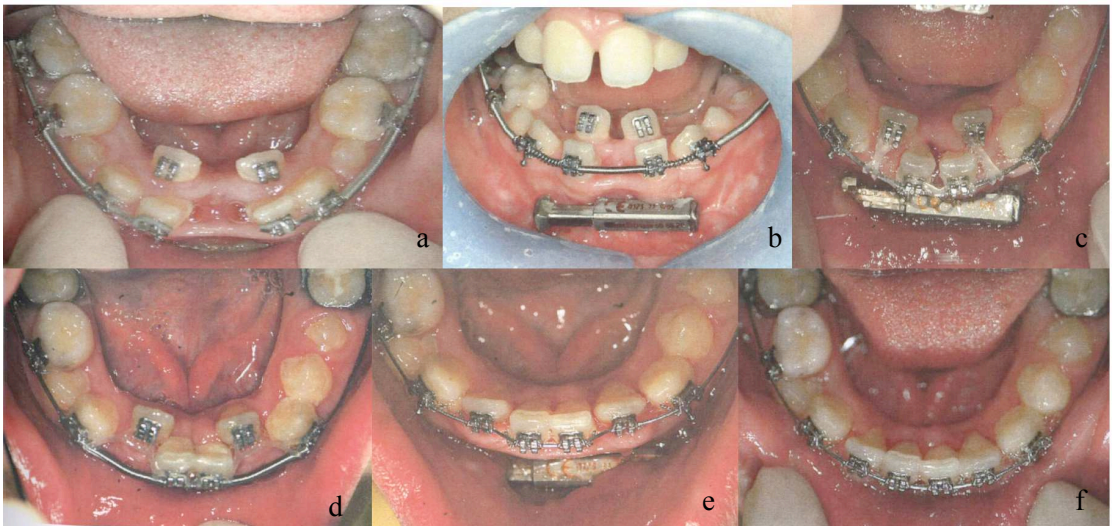


Figure 7 : différentes étapes de l'orthodontie après la mise en place du distracteur permettant l'harmonisation dentaire de l'arcade mandibulaire. (a) fin de l'activation, (b) mésialisation-rapprochement des incisives centrales, (c) et (d) traction sur l'arcade des incisives latérales, (e) et (f) fin de l'alignement et du nivellement des incisives. Patient du Docteur G. Bettega (CHU de Grenoble).

(6) Le temps de consolidation

Cette période de stabilisation est celle de la réossification et de la calcification de l'os nouvellement formé, de la périphérie vers le centre. Elle dure de 6 semaines à 3 mois. Mommaerts [15] attend la confirmation radiographique de la calcification pour déposer l'appareil. Une rigidité insuffisante peut conduire à une cicatrisation fibreuse, source d'échec. Au cours de cette étape, une dent non maintenue par un appareil orthodontique migre vers l'espace créé par la distraction ; les anglo-saxons qualifient ce phénomène de « walking-tooth ».

(7) La dépose du dispositif

Le temps de consolidation est au minimum de 45 jours. Ce délai correspondant à la cicatrisation osseuse et donc la consolidation osseuse. Il n'est pas pour autant synonyme de dépose du dispositif. L'os nouvellement formé n'acquiert pas immédiatement les caractéristiques biomécaniques d'un os sain. Faute de contention, l'espace distrait peut se contracter et conduire à une récidive de l'encombrement dentaire. Il est préférable de ne déposer le dispositif qu'après l'alignement orthodontique des incisives et sous couvert d'une contention orthodontique.

4. Modifications anatomiques liées à la distraction symphysaire et hypothétique dysfonction des ATM

La distraction symphysaire induit une modification de la position anatomique de l'ensemble de la mandibule et en particulier des condyles mandibulaires (figure 8). Cette modification peut-être objectivée par un scanner médical du massif facial avant et après distraction (figure 9). Dans une étude antérieure réalisée dans les services de chirurgie maxillo-faciale du CHU de Grenoble et de Nice [6], il n'a pas été observé de survenue de désordres des ATM à la suite d'opérations de distraction symphysaire. La survenue de désordres articulaires est toutefois un sujet encore très débattu de nos jours [8]. La rotation latérale des condyles, au cours de la distraction symphysaire, a été mise en évidence par Samchukov [10] sur un modèle informatique. Cette rotation était de 0,34° pour un millimètre d'expansion symphysaire. Orhan et al. [16] montrent sur un modèle géométrique, que la rotation latérale est de l'ordre de 3° pour 6 mm d'expansion soit 0,5° par millimètre d'expansion. Sur une étude combinant l'IRM et la tomodensitométrie, Gökalp [17] confirme une discrète rotation condylienne sans mouvement du disque articulaire. Dans une étude prospective tomodensitométrique (à l'aide d'un scanner médicale), Landes [7] ne retrouve pas de mouvement latéral, mais une petite angulation des condyles dans tous les plans de l'espace (Figure 9). Harper [18] et Bell [19] ont observé, sur des grands singes, des modifications histologiques minimes au sein des articulations temporo-mandibulaires.

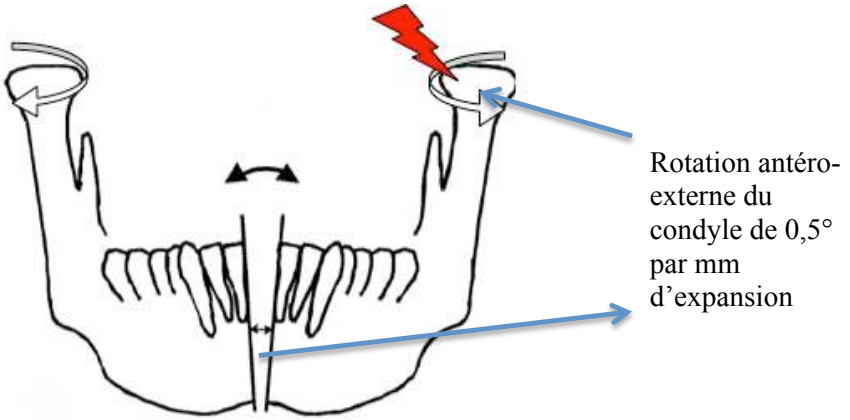


Figure 8 : représentation des modifications anatomiques condyliennes après distraction symphysaire et du risque de dysfonction.

Les essais mécaniques classiques évaluant la répartition des contraintes articulaires sur des patients vivants sont impossibles. L'introduction de jauges de déformations ou de contraintes dans l'articulation est invasive et n'est donc pas acceptable. De tels essais mécaniques ont été décrits chez le cadavre mais le positionnement des ces capteurs entrainent des modifications anatomiques qui éloignent la réalité physiologique. Les outils de recherche numérique disponibles en mécanique sont une aide répandue pour les sciences médicales. La méthode des éléments finis (MEF) a largement prouvé sont efficacité en chirurgie maxillo-faciale en simulant des situations cliniques tels que la traumatologie faciale, la chirurgie orthognathique ou encore la chirurgie reconstructrice [9]. La MEF apparaît comme un moyen non invasif susceptible de permettre l'évaluation des modifications des contraintes articulaires au cours d'une distraction symphysaire. La conception d'un modèle 3D en éléments finis de l'ensemble du système masticatoire autoriserait la simulation d'une distraction symphysaire. La simulation d'efforts de mastication permettrait alors une analyse qualitative et quantitative des modifications des contraintes au niveau articulaire avant, pendant et après une distraction symphysaire. En cas de modifications de contraintes articulaires significatives, on pourrait alors émettre l'hypothèse de l'apparition de dysfonctions articulaires.

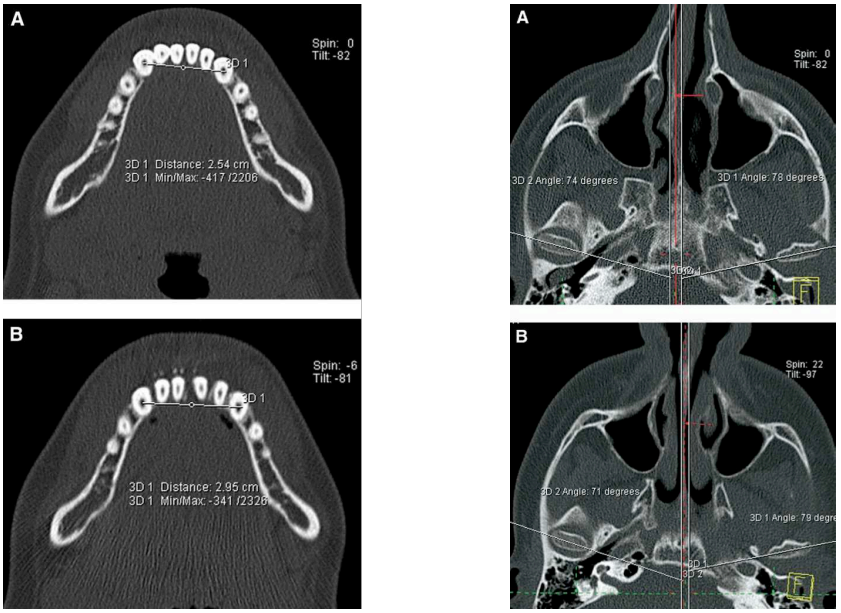


Figure 9 : position des condyles avant (a) et après (b) distraction symphysaire d'après Landes et al. [7].

B. Anatomie du système manducateur – Les articulations temporo-mandibulaires (ATM)

Nous exposons ici les bases anatomiques et fonctionnelles du système masticatoire humain. Cela permet d'en comprendre la complexité et d'anticiper les difficultés pour modéliser chaque structure le composant.

1. Bases osseuses

La mandibule est articulée aux deux os temporaux du crâne par un système articulaire (Figure 10). La morphologie de ces deux os est décrite dans ce paragraphe en s'intéressant aux zones impliquées dans ces articulations temporo-mandibulaires (ATM).

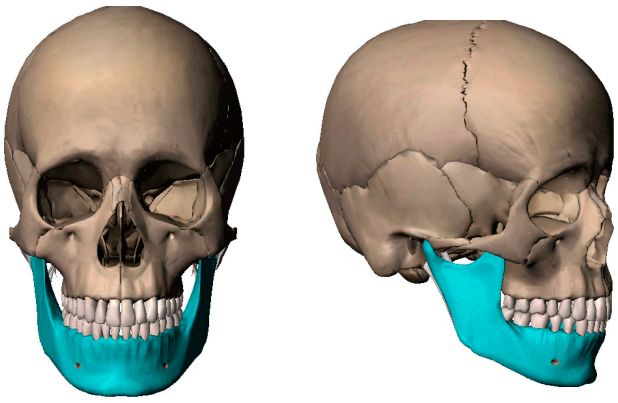


Figure 10 : rapport entre l'os mandibulaire et le crâne (logiciel Visible Body 2 pour Mac OS).

2. La mandibule et sa surface articulaire

La mandibule est constituée d'une partie horizontale nommée corps de la mandibule et de deux parties verticales nommées ramus. Chaque ramus se termine par deux processus : le condyle mandibulaire et le processus coronoïde (ou coroné) (Figure 11).

Le condyle mandibulaire constitue la zone impliquée dans l'articulation avec l'os temporal. C'est une éminence ellipsoïde reposant sur un col condylien. Il est convexe dans les deux plans sagittal et frontal. La surface articulaire mandibulaire est limitée au versant antérieur du condyle mandibulaire.

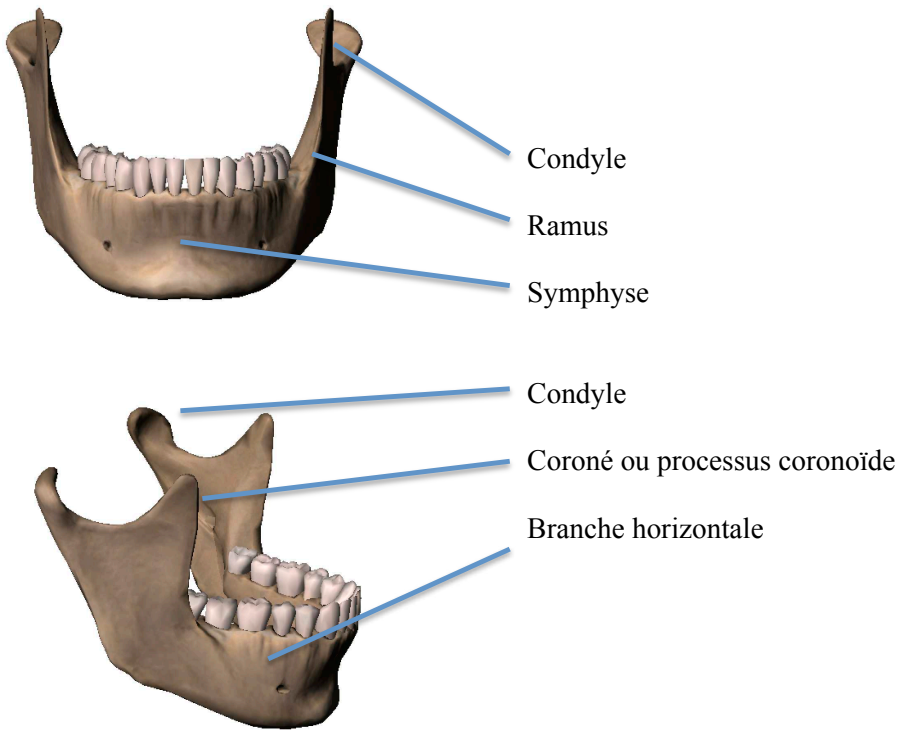


Figure 11 : os mandibulaire et son arcade dentaire.

3. L'os temporal et sa surface articulaire

L'os temporal est un os immobile et pair du crâne (Figure 12). Il présente une cavité nommée la fosse glénoïde. Cette cavité est limitée en avant par le condyle temporal, en arrière par le conduit auditif osseux, vers l'intérieur par l'épine du sphénoïde et vers l'extérieur par la racine de l'apophyse zygomatique. La surface temporale impliquée dans la liaison (surface articulaire) se compose de la moitié antérieure de la fosse glénoïde et du versant postérieur du condyle temporal. Dans le plan sagittal et de l'arrière vers l'avant, elle a une forme tout d'abord concave puis convexe. Le condyle mandibulaire, au repos, est logé dans la fosse glénoïde. Les surfaces articulaires temporale et mandibulaire sont recouvertes d'un cartilage articulaire et sont séparés par un disque articulaire.

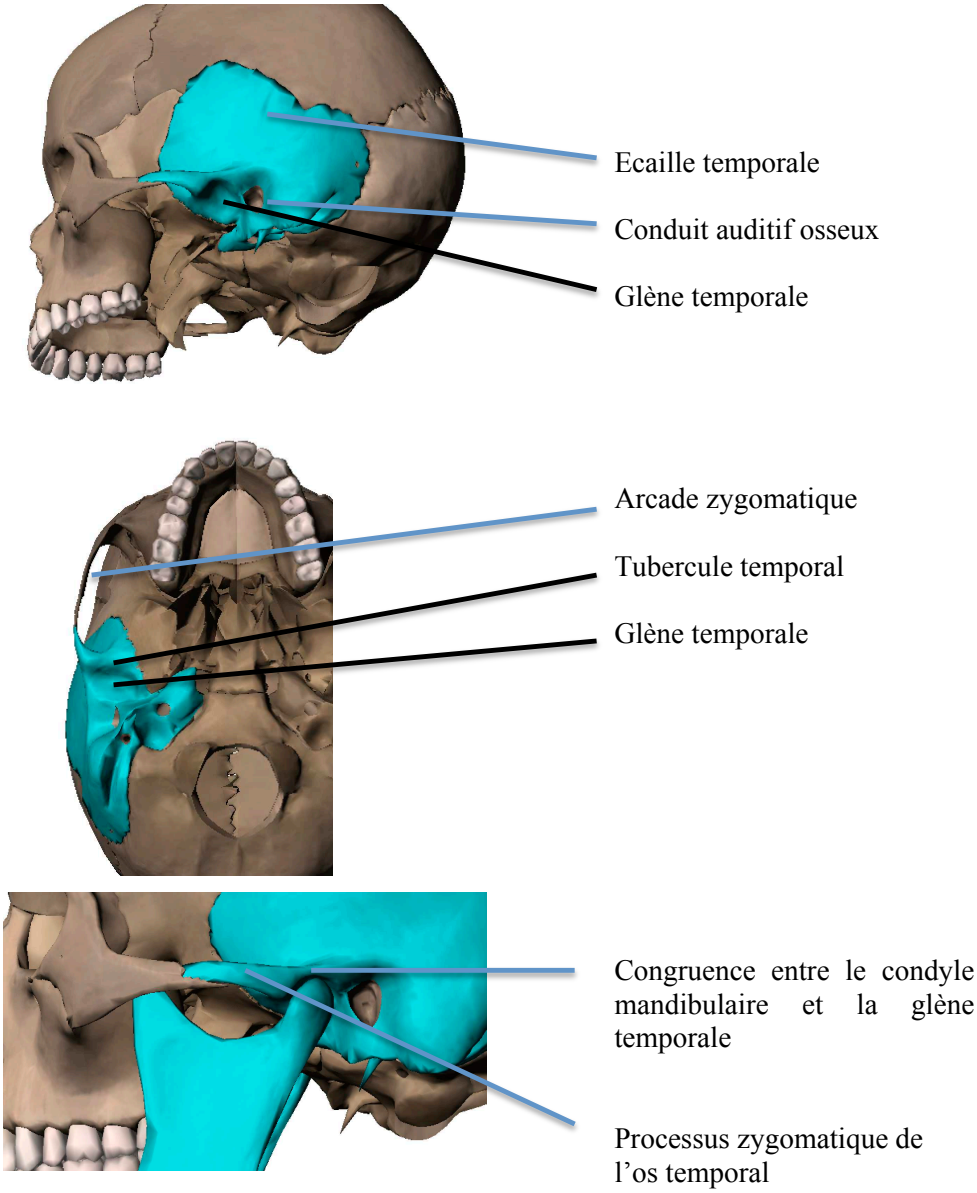


Figure 12 : os temporal et sa surface articulaire.

4. L'organe dentaire

L'organe dentaire est constitué par la dent (ou odonte) et ses tissus de soutien (ou parodonte) (Figure 13a). L'ensemble des dents forme une arcade sur l'os maxillaire et sur l'os mandibulaire appelée arcade maxillaire et arcade mandibulaire.

- L'odonte comprend une partie coronaire, la couronne dentaire et une partie radiculaire, la ou les racines. Il est formé par différents tissus minéraux et organiques : l'émail, la dentine et la pulpe.

- Le parodonte comprend : le cément, le desmodonte (ou ligament alvéolo-dentaire ou périodonte), l'os alvéolaire et la gencive.

On distingue quatre catégories de dents :

- les incisives, dents antérieures qui servent à couper. On en dénombre quatre par arcade ;
- les canines, deux par arcade ;
- les prémolaires, quatre par arcade ;
- les molaires, six par arcade.

L'occlusion dentaire (Figure 13b) est la manière dont les dents supérieures (dents maxillaires) s'engrènent avec les dents inférieures (dents mandibulaires). La classification d'Angle et Ballard (Figure 13c) détermine les différents types d'occlusion dans le sens sagittal. L' *intercuspidie* maximale ou serrage forcé est un état statique furtif dans les conditions naturelles.

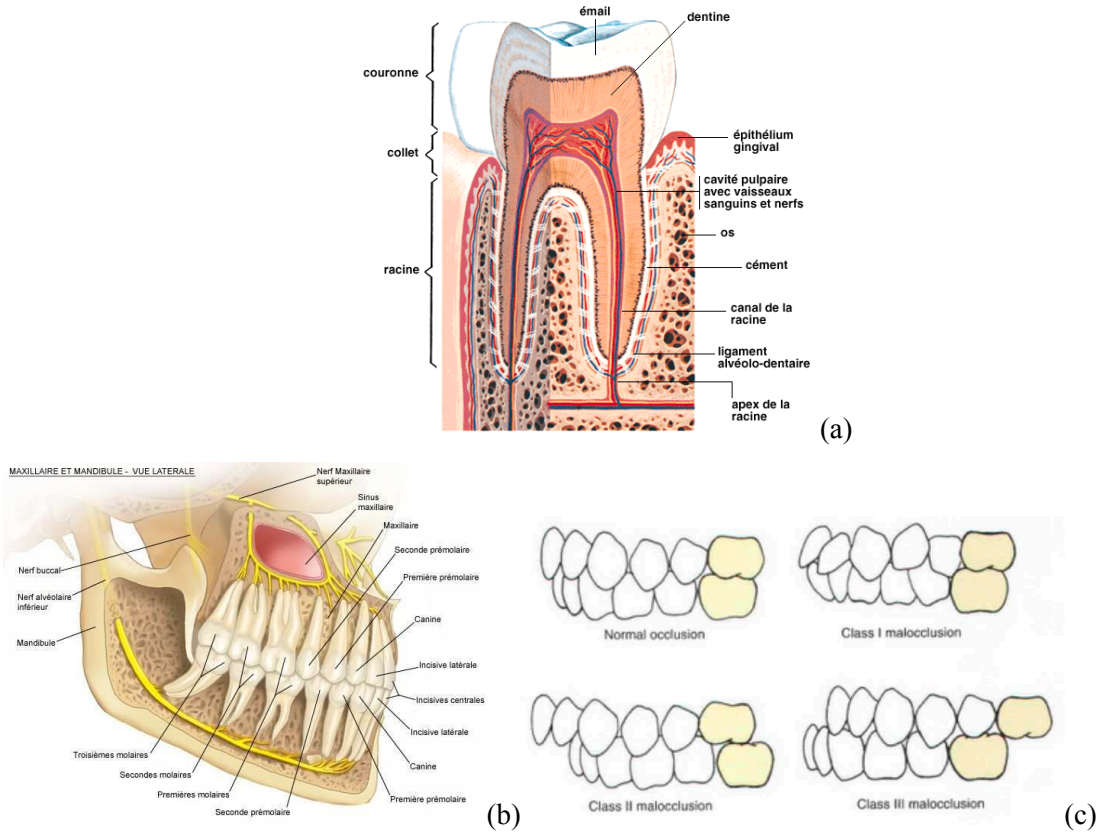


Figure 13 : (a) histologie dentaire, (b) occlusion dentaire (images libre de droit site www.fotolia.com), (c) classification d'Angle et Ballard (site http://orthocorner.blogspot.fr).

5. Disque et capsule articulaire

Le disque articulaire s'interpose entre les surfaces articulaires mandibulaire et temporale.

Dans le plan sagittal (Figure 14), il a une forme biconcave ce qui permet de distinguer trois zones : la zone intermédiaire mince, la bande antérieure épaisse et la bande postérieure plus épaisse.

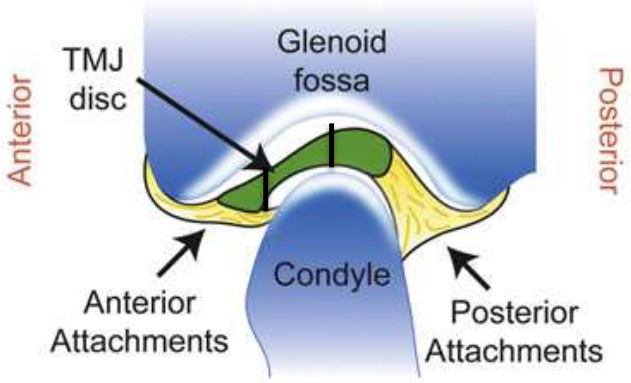


Figure 14 : coupe sagittale du disque et de ses 3 zones d'après Willard et al.[20].

En vue supérieure (Figure 15), le disque est ovalaire. Son grand axe est dirigé en dedans et en arrière à peu près comme le grand axe du condyle mandibulaire. Au repos, sa bande postérieure est logée dans la fosse glénoïde, légèrement en avant de la crête mousse du condyle mandibulaire. La capsule articulaire est tendue entre les bords de la surface articulaire temporale et le col condylien. Elle renferme l'articulation et est tapissée de l'intérieur par la membrane synoviale qui sécrète le liquide synovial responsable de la lubrification.

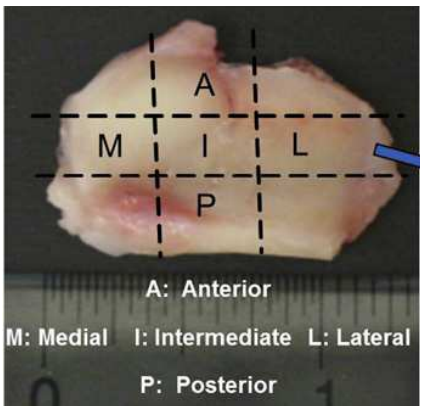


Figure 15 : vue supérieure du disque articulaire d'après Shi et al.[21].

Les fibres superficielles de cette capsule sont temporo-mandibulaires tandis que les fibres profondes s'insèrent sur les bords du disque articulaire et divisent l'ATM en deux compartiments : temporo-discal et disco-mandibulaire [22]. La partie temporo-discale de la capsule est plus lâche que la partie disco-mandibulaire. Les fibres profondes de la capsule qui s'insèrent sur le disque articulaire permettent son attache aux zones osseuses et constituent son appareil de freinage.

6. Attaches du disque aux zones osseuses – tissus de connexion

Comme précisé plus haut, le disque est lié aux zones osseuses temporales et mandibulaires par les fibres profondes de la capsule. Ces attaches contrôlent ses déplacements.

Attaches postérieures

Le disque est relié en arrière à l'os temporal et au condyle mandibulaire par la zone bilaminaire, constituée comme son nom l'indique de deux lames (supérieure et inférieure). La lame supérieure élastique, connue aussi sous le nom du ligament rétro-discal, relie le disque à l'os temporal (Figure 16). Elle joue le rôle d'un ressort de rappel au disque pour limiter son déplacement antérieur. La lame inférieure est au contraire solide. Elle relie le disque au condyle mandibulaire. De nombreux plexus veineux circulent entre ces deux lames et constituent un système de coussinets pour le disque articulaire [22].

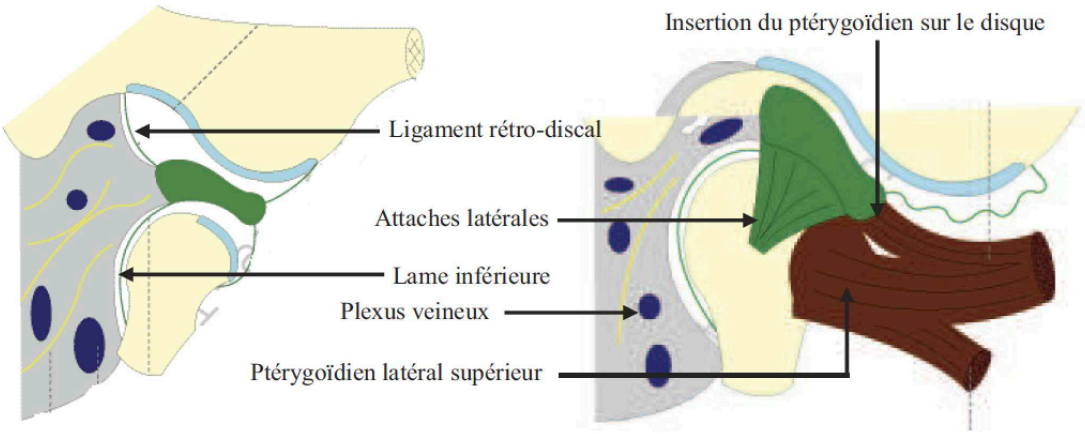


Figure 16 : attaches postérieures (système bilaminaire) et latérales d'après le site www.i-anatomie.com.

Attaches latérales et médiales

La partie temporo-discale de ces attaches est très lâche et n'a pas de rôle fonctionnel [22]. Au contraire, la partie disco-mandibulaire est tendue et empêche le glissement du disque sur le condyle mandibulaire. Ces attaches, présentes de chaque côté (médial et latéral), relient les bords du disque aux centres des pôles latéral et médial du condyle mandibulaire. Elles ont une forme d'éventail avec une insertion large sur le disque (figure 17c) et ponctuelle sur le condyle (figure 17b).

Attaches antérieures

Les attaches antérieures sont très lâches et ont peu d'intérêt fonctionnel [22]. Mécaniquement, ces attaches travaillent peu et sont moins soumises à « l'usure » à l'opposé des attaches postérieures. C'est pour cette raison que la luxation antérieure du disque est la plus fréquente (figure 17a).

Insertions musculaires sur le disque

La bande antérieure du disque reçoit plusieurs insertions musculaires (Figure 18) [23]. Sur sa partie latérale, des insertions verticales provenant des deux muscles, le masséter et le temporal sont présentes. Sur sa partie médiale, elle reçoit une insertion musculaire horizontale provenant du chef (ensemble de fibres musculaires constituant une partie d'un muscle) supérieur du muscle ptérygoïdien latéral. Cette insertion est plus fréquente que les deux précédentes.

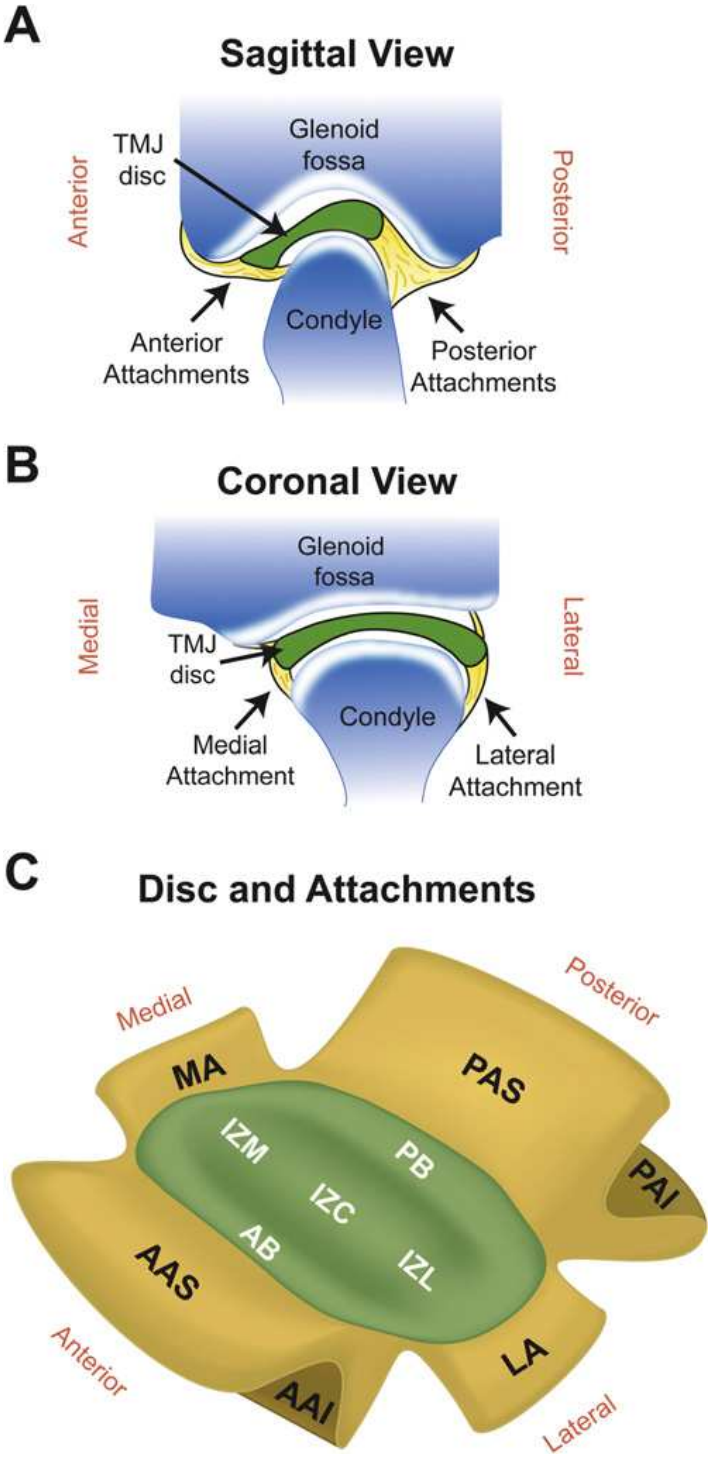


Figure 17 : attaches antérieures, postérieures, latérales et médiales du disque gauche d'après Willard et al. [20] (a) vue sagittale (b) vue coronale (c) attaches du disque (PB : posterior band, AB : anterior band, AAI : attachment inferior, MA : medial attachment, LA : lateral attachment).

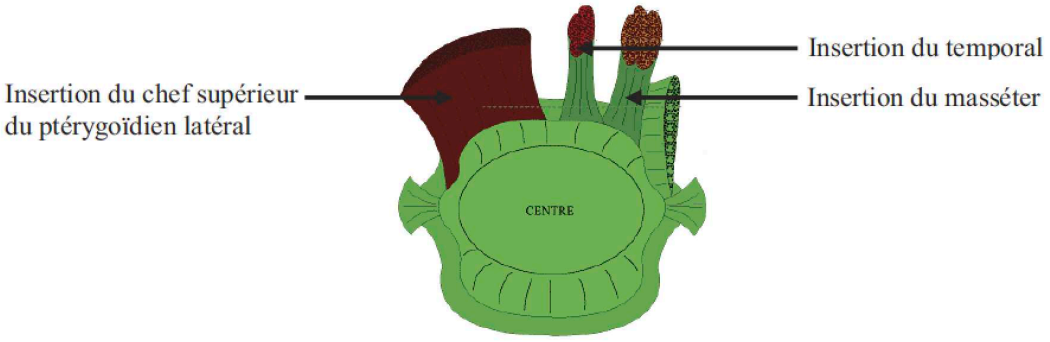
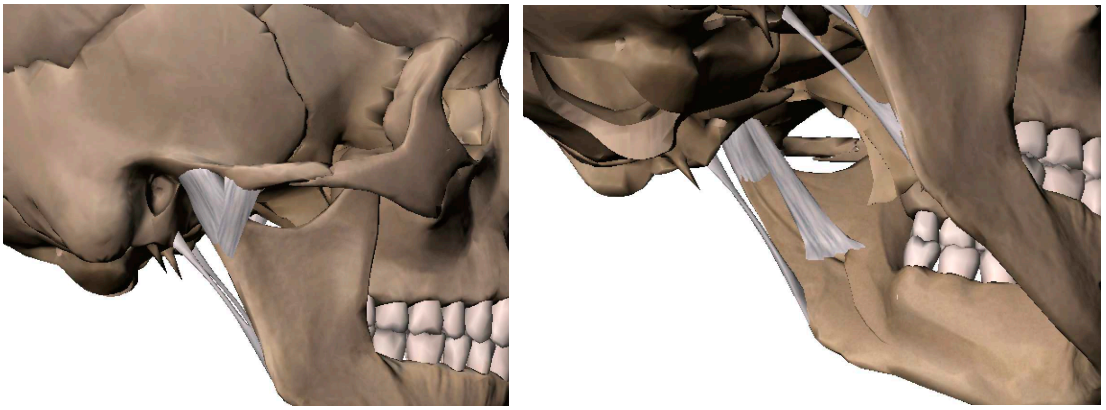


Figure 18 : insertions musculaires sur le disque.

7. Ligaments de l'ATM

Le principal ligament de l'ATM est le latéral externe (Figure 19a). Il est tendu entre le processus zygomatique de l'os temporal et le bord postéro-latéral du col condylien. Il renforce latéralement la capsule articulaire et maintient la stabilité de l'articulation en limitant les déplacements transversaux. Deux autres ligaments accessoires s'insèrent sur la mandibule mais loin de l'articulation et n'ont pas de rôle fonctionnel. Ces ligaments sont le sphéno-mandibulaire tendu entre l'épine du sphénoïde et la face médiale du ramus de la mandibule, et le stylo-mandibulaire tendu entre le processus styloïde et l'angle de la mandibule (Figure 19b).



(a) (b)

Figure 19 : (a) ligament latéral externe, (b) ligament sphéno-mandibulaire et stylo-mandibulaire.

8. Mouvements de la mandibule

La mandibule effectue des mouvements d'abaissement-élévation (ouverture-fermeture), de propulsion-rétropulsion et de diduction générés par les muscles masticateurs. La combinaison de ces trois principaux mouvements assure la mastication.

Mouvement d'ouverture-fermeture

Ce mouvement s'effectue dans le plan sagittal et se traduit par l'abaissement et l'élévation de la mandibule (Figure 20a,b). Durant l'abaissement de la mandibule, l'ensemble disque-condyle parcourt la surface temporale à partir de la position au repos dans la fosse glénoïde jusqu'aux alentours du sommet du condyle temporal [22]. Ce mouvement est réalisé par une rotation du condyle mandibulaire autour d'un axe transversal et par une translation de l'ensemble disque condyle (figure 20b). La rotation se déroule donc dans le compartiment inférieur disco-mandibulaire tandis que la translation se déroule dans le compartiment supérieur disco-temporal. Classiquement, ce mouvement a été décrit par une phase de rotation pure du condyle sous le disque au début du mouvement. Mais les études cinématiques ont prouvé que la translation et la rotation sont concomitantes dès les phases initiales du mouvement et que chez certains sujets la rotation pure a lieu à la fin du mouvement conduisant à des amplitudes d'ouverture de la bouche importantes (Figure 20c). Si le déplacement du condyle mandibulaire est expliqué par les contractions des muscles abaisseurs et l'effet de la pesanteur, le déplacement du disque est expliqué par différents phénomènes contradictoires. Certains auteurs considèrent que le déplacement du disque lors de l'ouverture est passif et lié à ces attaches aux zones osseuses et à la pression entraînée par le déplacement du condyle. D'autres l'ont considéré actif du fait de la contraction du chef supérieur du muscle ptérygoïdien latéral supérieur. L'élévation de la mandibule est le mouvement inverse. Le condyle et le disque articulaire retrouvent leurs positions initiales dans la fosse glénoïde. Ce mouvement est entraîné par la contraction des muscles élévateurs. Le retour du disque est contrôlé par le ligament rétrodiscal (tissu de connexion postérieur) élastique.

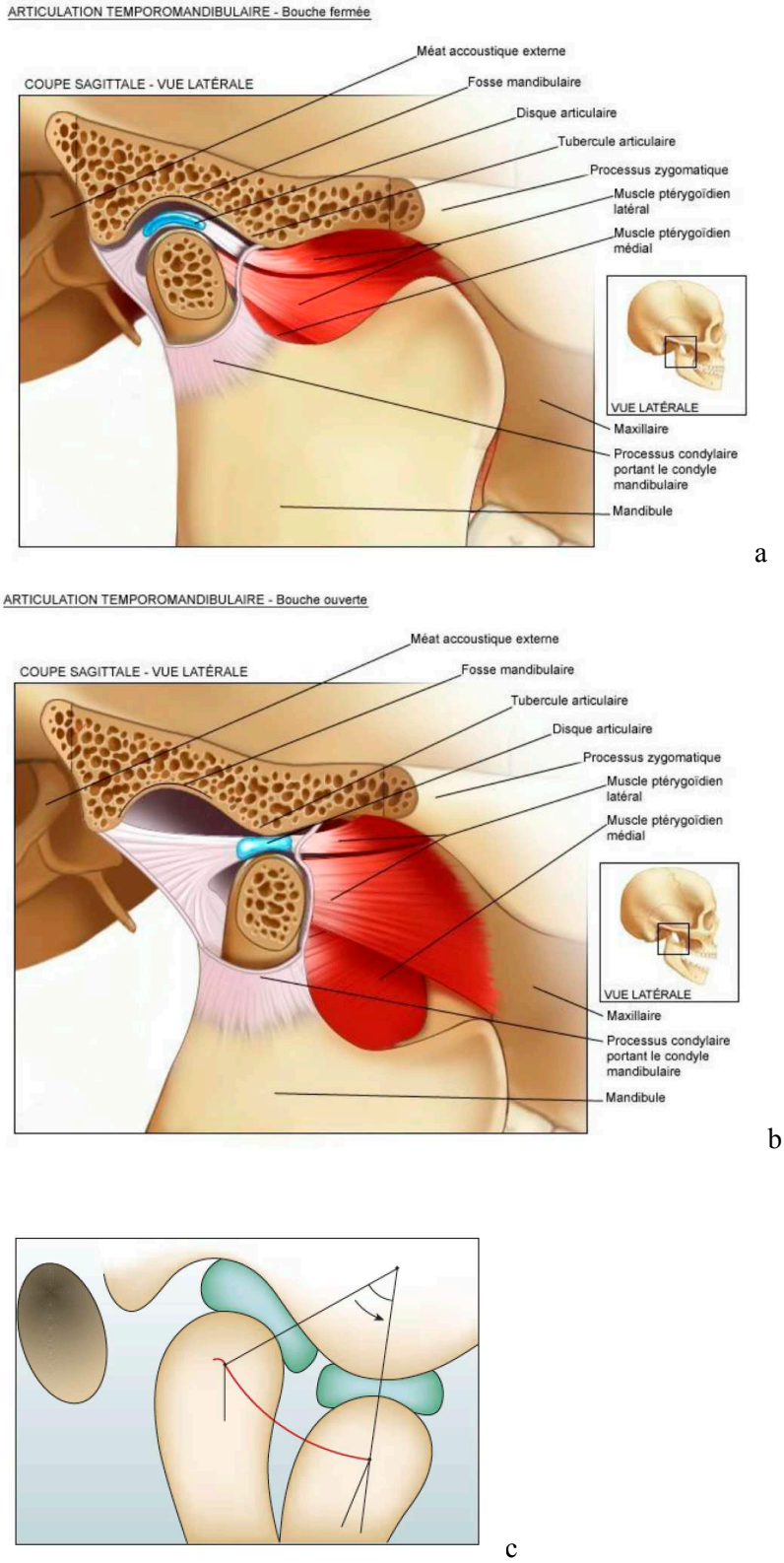
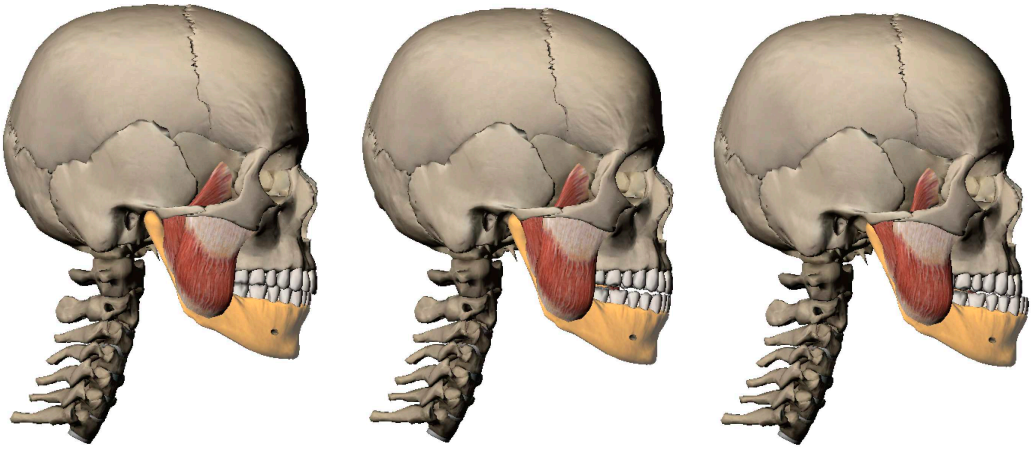


Figure 20 : (a) position condylo-discal en fermeture, (b) position condylo-discal en ouverture forcée (images libres de droit site Fotolia.com), (c) mouvement de rotation puis de translation condylo-discal d'après Dargaud et al. [22].

Mouvement de propulsion-rétropulsion

La mandibule effectue un autre mouvement dans le plan sagittal : la propulsion-rétropulsion. Ce mouvement se traduit par la translation vers l'avant (propulsion) (Figure 21) et vers l'arrière (rétropulsion) de la mandibule. Il se déroule dans le compartiment supérieur temporo-discal. Durant la propulsion, l'ensemble disque-condyle glisse en avant sous la surface temporale grâce aux muscles ptérygoïdiens. La rétropulsion se définit comme étant le retour de l'ensemble disque-condyle à la position de repos à partir de la position propulsée. En effet, la translation vers l'arrière à partir de la position de repos est très limitée et presque inexistante.



a b c

Figure 21 : propulsion mandibulaire (logiciel Visible Body 2 sur Mac OS), (a) repos, (b) position en « bout à bout », (c) protraction.

Mouvement de diduction

Ce mouvement se traduit par le basculement (Figure 22) de la mandibule vers les côtés droit ou gauche. Les deux condyles mandibulaires n'effectuent pas le même déplacement. En effet si le mouvement est vers la gauche, le condyle gauche effectue une rotation autour d'un axe vertical tandis que le condyle droit glisse en avant. Ce mouvement est entraîné par la contraction unilatérale des muscles ptérygoïdiens.

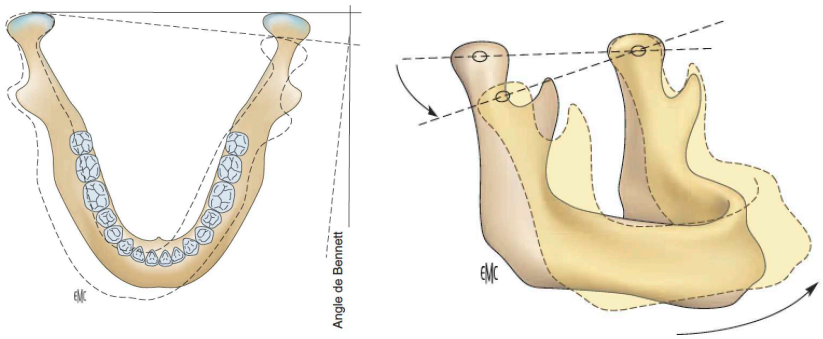


Figure 22 : mouvements de latéralité mandibulaire d'après Dargaud et al. [22].

9. Muscles masticateurs

La compréhension de l'anatomie fonctionnelle musculaire est essentielle car les conditions aux limites de notre modèle se baseront sur des « sets » de forces représentant ces muscles. L'ATM est entourée de muscles très puissants, nommés muscles masticateurs. Ils mobilisent la mandibule et donc l'articulation temporo-mandibulaire. Ils assurent plusieurs fonctions telles que la mastication, la déglutition et la phonation. Ces muscles sont classés en deux groupes selon le mouvement qu'ils entraînent : muscles élévateurs et muscles abaisseurs.

Muscles élévateurs

Les muscles élévateurs assurent, comme leur nom l'indique, l'élévation de la mandibule et ils permettent de développer des efforts de serrage très importants entre les dents. Ils se situent au dessus du corps de la mandibule. Parmi ces muscles, on peut distinguer les trois muscles suivants :

Masséter

C'est le muscle élévateur le plus puissant de l'ATM (Figure 23a). Il est court et épais avec des larges insertions osseuses. Il est tendu entre l'arcade zygomatique et la face latérale de l'angle de la mandibule. On peut distinguer deux faisceaux principaux de ce muscle : le faisceau superficiel, dont les fibres sont inclinées légèrement vers l'avant et le faisceau profond dont les fibres sont quasi-verticales.

Temporal

C'est un muscle large, plat et en forme d'éventail avec une insertion large au niveau du crâne et étroite au niveau du processus coronoïde (Figure 23b). On peut distinguer trois directions de ces fibres musculaires. Les fibres antérieures sont quasi-verticales, les fibres moyennes sont inclinées vers l'arrière et les fibres postérieures sont quasi-horizontales. Les fibres

antérieures et moyennes contribuent essentiellement à l'élévation tandis que les fibres postérieures contribuent à la rétropulsion.

Ptérygoïdien médial

Ce muscle est tendu entre la face médiale de l'angle de la mandibule et la fosse ptérygoïde (Figure 23c). Ses fibres sont à peu près parallèles à celles du masséter. Sa contraction bilatérale contribue à l'élévation et la propulsion de la mandibule, et sa contraction unilatérale contribue aux mouvements de diduction (mouvement latéral de la mâchoire inférieure durant la mastication).

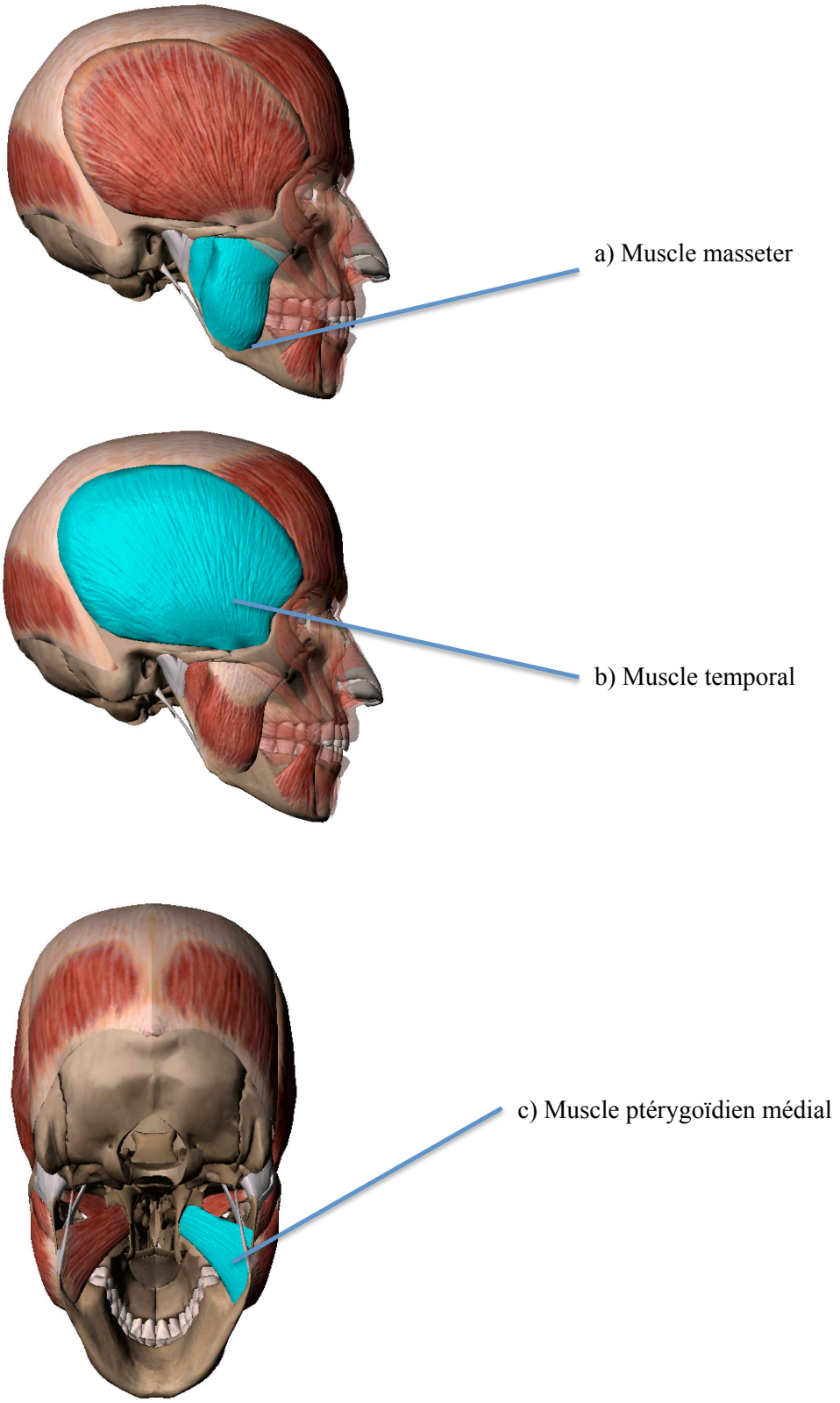


Figure 23 : représentation des muscles élévateurs (logiciel Visible Body 2 sur Mac Os).

Muscles abaisseurs

Les muscles abaisseurs (figure 24) se situent en dessous du corps de la mandibule. Ils ne sont pas aussi puissants que les muscles élévateurs puisque l'abaissement de la mandibule est favorisé par la gravité. On peut en dénombrer quatre principaux.

Digastrique

Ce muscle est constitué de deux ventres, antérieur et postérieur, reliés entre eux au niveau de l'os hyoïde. Le ventre antérieur s'insère sur la mandibule au niveau de la symphyse mentonnière et le ventre postérieur s'insère sur le processus mastoïde de l'os temporal.

Mylo-hyoïdien

C'est un muscle pair, aplati et en forme de quadrilatère. Il s'insère sur la ligne oblique (face médiale du corps de la mandibule) et sur l'os hyoïde.

Génio-hyoïdien

C'est un muscle court, situé juste au dessus du mylo-hyoïdien. Il est tendu entre l'apophyse du maxillaire inférieur et la face antérieure de l'os hyoïde.

Ptérygoïdien latéral

Comme nous l'avons déjà dit précédemment, le rôle de ce muscle fait l'objet d'une contradiction dans la littérature. C'est un muscle horizontal constitué de deux chefs supérieur et inférieur naissant de la lame latérale du processus ptérygoïdien du crâne. Le chef supérieur s'insère en partie sur la partie médiale de la bande antérieure du disque et sur la fossette ptérygoïdien du condyle mandibulaire. Le chef inférieur s'insère totalement sur la fossette ptérygoïdien. La contribution du chef inférieur à l'abaissement et la propulsion de la mandibule sont connues et la littérature est en accord à propos de cela. A l'opposé, le chef supérieur est considéré actif pendant l'élévation par quelques auteurs pour guider le retour du disque et du condyle à la position de repos, tandis que d'autres démontrent qu'il est actif pendant l'abaissement et la propulsion tout comme le chef inférieur.

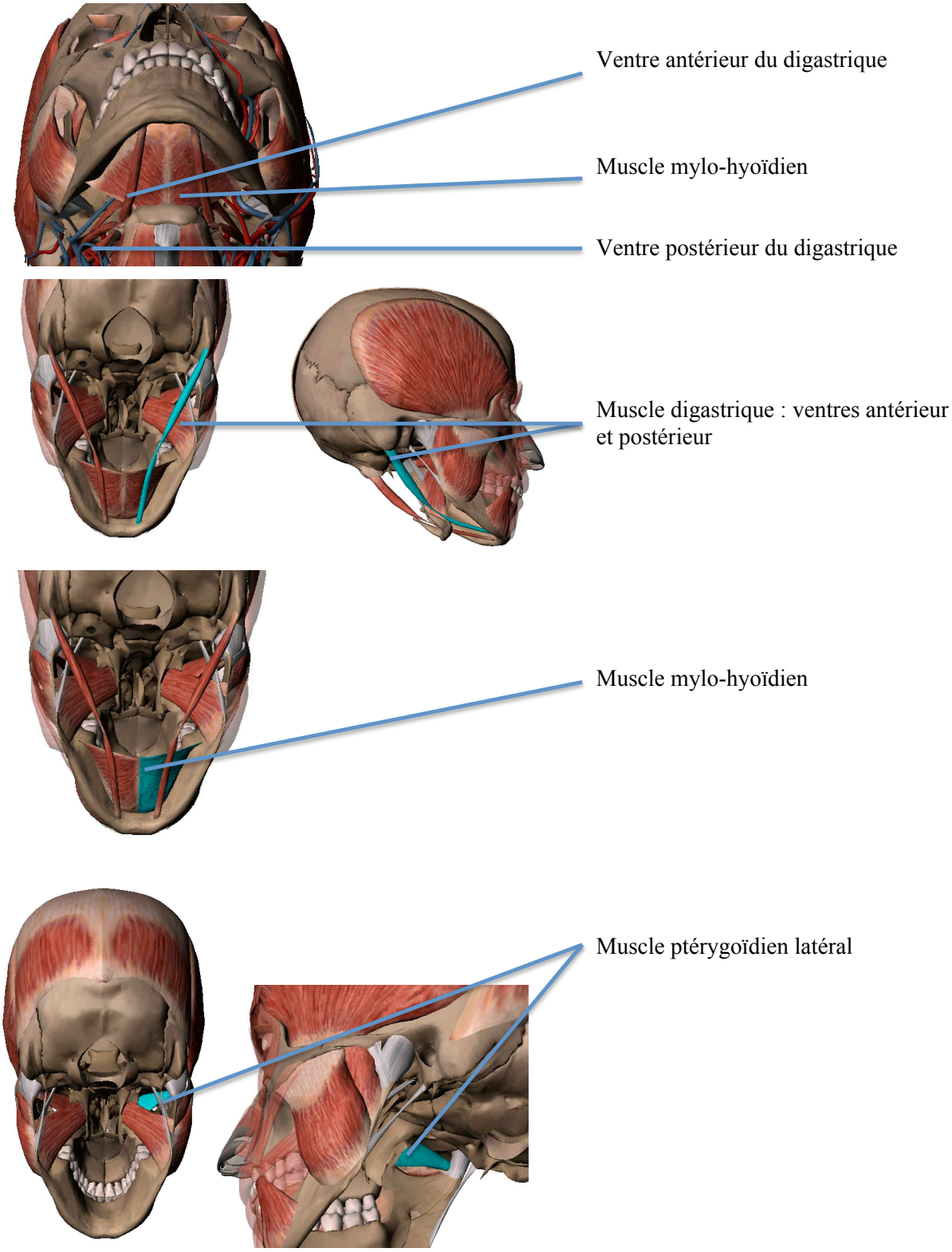


Figure 24 : muscles abaisseurs de la mandibule.

10. Dysfonctionnements ou dysfonctions de l'ATM

Les dysfonctionnements de l'ATM sont classés en deux catégories : extra- et intra-capsulaires [24]. Les dysfonctionnements extra-capsulaires sont principalement liés aux muscles masticateurs. En effet, le stress et le grincement des dents pendant la nuit (bruxisme) entraînent des hyperactivités musculaires qui conduisent à la fatigue et à des spasmes musculaires. Elles provoquent des douleurs et des troubles de l'ATM.

Les dysfonctionnements intra-capsulaires sont en revanche liés aux tissus de l'articulation elle-même tel que le disque, la membrane synoviale … La luxation antérieure du disque est la forme la plus fréquente de ces dysfonctionnements. Elle se définit par une position du disque plus antérieure par rapport à sa position normale. Si le disque récupère sa position normale au cours de l'ouverture la luxation est dite réductible, et non-réductible dans le cas contraire. Les origines de cette luxation ne sont pas totalement connues. Elles peuvent être d'origines traumatiques dues à des accidents ou des ouvertures prolongées de la bouche. L'hyperactivité musculaire est aussi supposée jouer un rôle dans le développement de la luxation. La luxation antérieure non réductible du disque entraîne des ouvertures limitées ; le ligament rétro-discal s'insère entre les deux surfaces articulaires. Contrairement au disque, il n'est pas adapté pour supporter des contraintes mécaniques aussi élevées et finit par se perforer, aboutissant alors à un contact direct os-os (figure 25). Les surfaces articulaires osseuses se détruisent avec le temps, ce qui peut être une source de développement de l'arthrose. Certaines chirurgies mandibulaires comme l'ostéotomie sagittale des branches montantes peuvent modifier la position condylienne significativement [25, 26] et induire des dysfonctions intra-capsulaires. Aucune étude clinique n'a pu mettre en évidence avec un haut niveau de preuve que la distraction symphysaire est une technique sans risque de survenue de ce type de dysfonction.

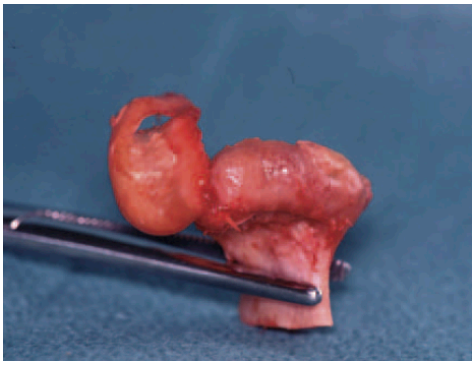
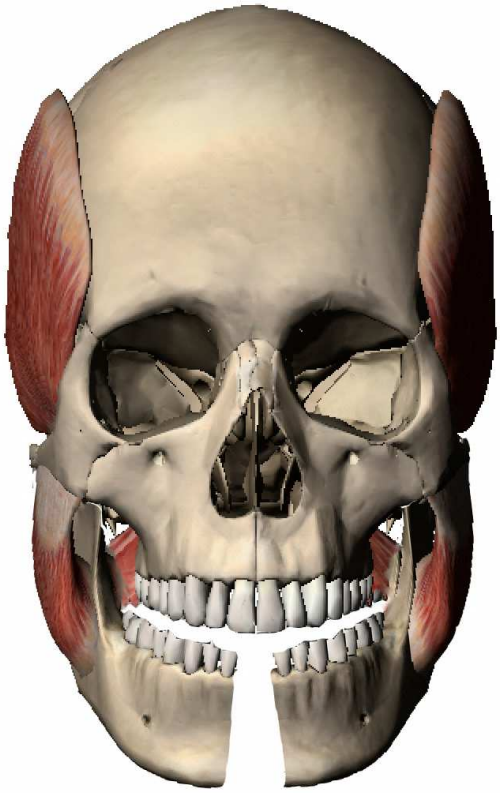


Figure 25 : disque perforé à l'origine d'un contact os (glène temporal)-os (condyle mandibulaire) d'après Dargaud et al. [22].

Chapitre II :

Modélisation des structures cranio-faciales et simulation de la distraction symphysaire par éléments finis



CHAPITRE II : MODELISATION DES STRUCTURES CRANIO-FACIALES ET SIMULATION DE LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE PAR ELEMENTS FINIS

Nous avons passé en revue dans le chapitre précédent l'anatomie du système masticatoire. Nous allons à présent nous intéresser aux différents modèles numériques. Nous commencerons par ceux qui n'ont pas été appliqués directement à la distraction symphysaire et en poursuivant avec ceux qui s'approchent le plus de la problématique traitée dans ce document.

A. Modèles non appliqués à la distraction symphysaire

Plusieurs modèles numériques appliqués à l'étude des structures cranio-faciales ont déjà fait l'objet de publications. Plusieurs travaux ont été réalisés plus spécifiquement sur l'ATM.

Des modèles 2D en éléments finis ont été présentés [27, 28] mais la complexité du système masticatoire a poussé les auteurs à développer des modèles 3D. L'intérêt des modèles éléments finis de la biomécanique articulaire est d'éviter une étude directe chez les patients qui supposerait d'introduire des capteurs intra-articulaires au risque de léser les composantes anatomiques ou d'en modifier le comportement. L'utilisation d'outils non invasifs pour de telles recherches est donc fondamentale. Notons qu'un modèle expérimental sur pièce anatomique a été créé par Devocht et al. [29], mais les tissus « cadavériques » ont un comportement éloignés du vivant.

Nous présentons ci-après les modèles 3D en éléments finis qui nous semblent être les plus pertinents pour notre étude, même si l'application visée est généralement relativement éloignée de la nôtre. Parmi tous les modèles présentés, on notera que leur élaboration se décompose généralement en trois étapes principales :

- la construction de la géométrie du modèle et la réalisation du maillage ;
- l'attribution des propriétés mécaniques aux différents éléments du modèle par l'intermédiaire de lois de comportement ;
- l'application des conditions de chargements (conditions aux limites) sur le modèle, représentatives du mouvement ou de l'opération à modéliser.

Il est intéressant de noter que dans la littérature cette méthode peut également être mise en œuvre pour identifier les paramètres de lois de comportement, grâce à une approche dite par « analyse inverse » [30].

Nous présentons ici dans un premier temps les modèles « non appliqués » à la distraction

symphysaire puis ceux, plus rares, qui ont été développés spécifiquement dans le cadre de cette dernière. Notre étude bibliographique n'est pas exhaustive : nous l'avons articulée autour des principaux modèles qui font référence en la matière. Ceux, plus confidentiels, qui n'apportaient pas à nos yeux suffisamment d'informations complémentaires ont été passés sous silence.

Parmi les modèles non appliqués à la distraction symphysaire, on trouve les travaux de Liu et al. [31]. La modélisation des structures a été réalisée à partir de coupes TDM des structures osseuses, suivie d'une reconstruction manuelle basée sur l'anatomie supposée des tissus capsulo-ligamentaires et discaux. Le modèle simulait une intercuspidation prolongée (serrage des dents) mais, étonnamment, ne prenait pas en compte les arcades dentaires elles-mêmes ! Ce modèle prédit les contraintes de von Mises au niveau du disque au cours de la mastication avec un chargement imposé sous la forme de vecteurs correspondant aux efforts musculaires. Trois modèles de contact entre le disque et la surface articulaire sont étudiés : (figure 26a) un modèle de type « bilatéral collant », (figure 26b) un modèle de contact avec frottement, (figure 26c) un modèle faisant intervenir un espace entre le disque et le condyle, sans rôle mécanique (ni contact). Cette étude a permis de montrer que **les résultats du calcul sont extrêmement dépendants des conditions de contact imposées entre le disque et le condyle.** C'est donc un critère qu'il faudra prendre en considération dans notre modèle. L'absence de modélisation des dents est toutefois une simplification extrêmement discutable car l'intercuspidation modifie considérablement la distribution des contraintes dans l'ATM. La modélisation concerne les deux ATM (gauche et droite) mais ne tient pas réellement compte de leur asymétrie physiologique puisque l'on n'observe pas de différence dans les résultats entre les disques droit et gauche.

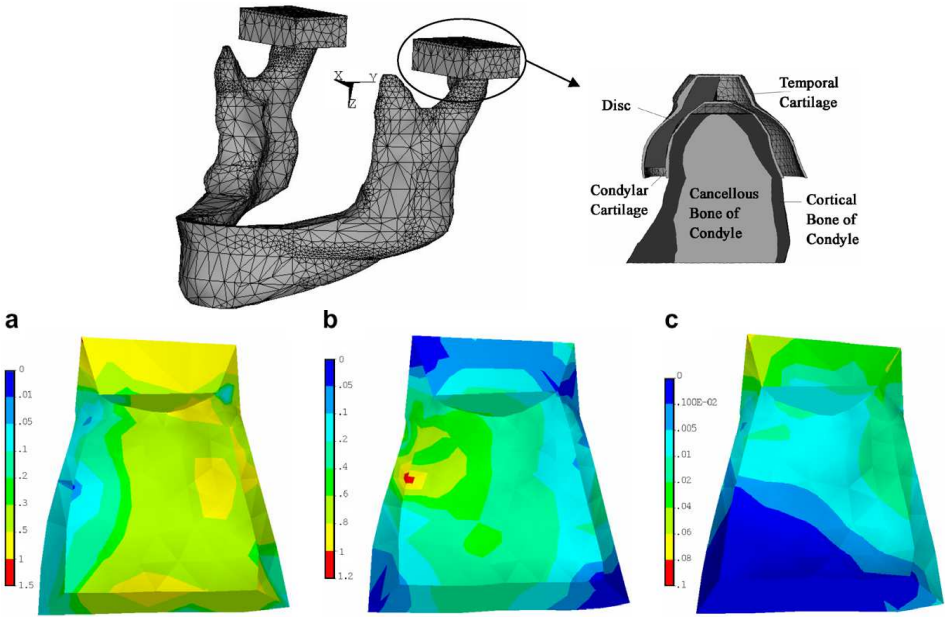


Figure 26 : modèle de Liu et al. [31] montrant l'influence du type de contact considéré sur la répartition des contraintes (von Mises) dans l'ATM. (a) modèle de type « bilatéral collant », (b) modèle de contact avec frottement, (c) un modèle faisant intervenir un espace entre le disque et le condyle.

Les modèles de Tanaka et al. [32-40] sont plus élaborés que le précédent (Figure 27). La modélisation des structures a été réalisée à partir de coupes IRM pour les structures discales et capsulo-ligmentaires et par une reconstruction manuelle pour les structures osseuses. La simulation consistait en une ouverture mandibulaire normale et pathologique (dysfonction discale) [34] puis en une intercuspidation prolongée [36] avec une mise en charge de l'ATM par un déplacement imposé sur la partie postérieure du condyle mandibulaire. Une fois encore, si l'absence de modélisation des structures alvéolo-dentaire est légitime pour la simulation en ouverture, elle ne n'est pas pour l'intercuspidation. Des tests de sensibilité de différents coefficients de frottement ont par ailleurs été réalisés [40]. **Ces modèles montrent les limites de modèles de comportement élastiques linéaires et soulignent l'importance d'attribuer une loi de comportement hyperélastique au disque et aux structures capsulo-ligamentaires.**

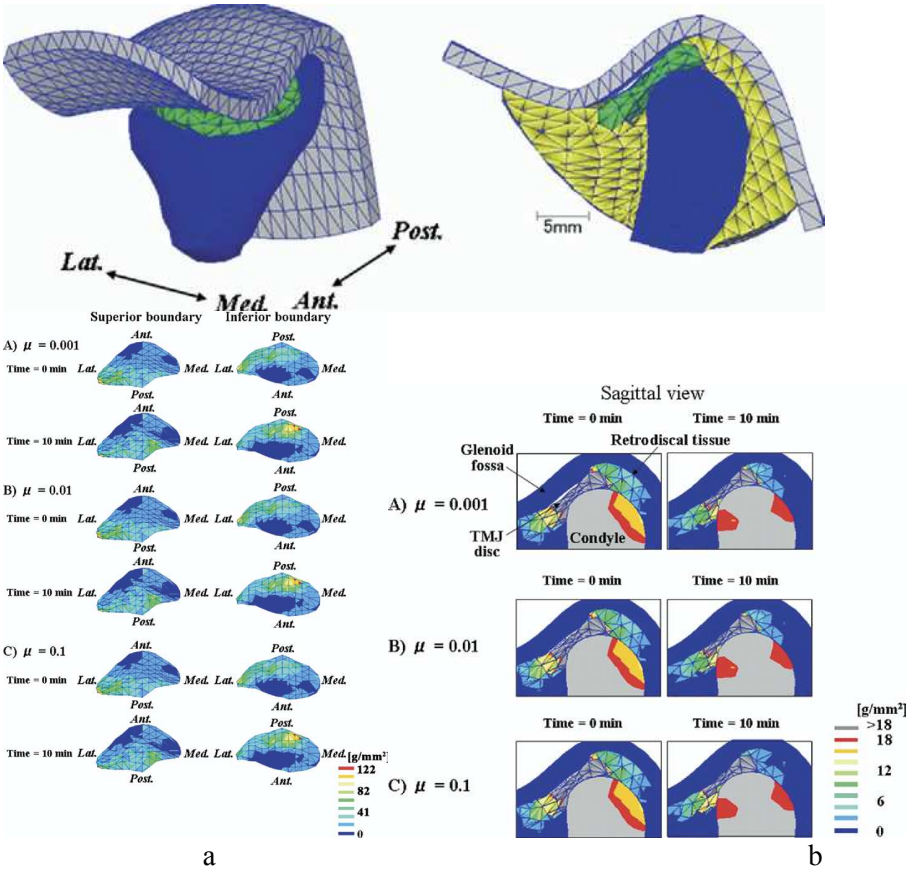


Figure 27 : modèle de Tanaka et al. [40] montrant la répartition des contraintes au niveau des condyles en ouverture buccale et intercuspidation prolongée. Analyse qualitative du disque des contraintes en 3D (a) et en coupe sagittale (b).

Koolstra et Beek ont publié de nombreux modèles [41-46] de plus en plus élaborés au fil du temps (Figure 28). Leur modélisation s'est faite à partir de coupes IRM et après reconstruction manuelle. Les simulations consistaient en une ouverture, fermeture, intercuspidation prolongée et des cycles d'ouverture-fermeture. Le déplacement était imposé ou se basait sur un modèle musculaire. Le disque a été modélisé à l'aide d'un comportement viscoélastique. L'ensemble du squelette craniofacial est modélisé avec un maillage fin pour les structures de l'ATM mais grossier pour le reste du système masticatoire au risque de réduire la précision des calculs. Le contact entre les dents a en revanche été pris en compte. Ces modèles étaient très élaborés notamment au niveau des conditions aux limites représentées par les forces musculaires reproduisant les mouvements de mastication. Une loi de comportement élastique non-linéaire (modèle hyperélastique de Mooney-Rivlin) a été utilisée pour modéliser le comportement mécanique du disque articulaire. Ce modèle était

capable de prédire les conséquences de la mastication au niveau de l'ATM. Les auteurs ne se sont pas intéressés en revanche à l'effet d'une distraction symphysaire sur l'articulation, mais de tels modèles constituent un excellent point de départ. Un raffinement du maillage permettrait assurément d'améliorer la précision du modèle.

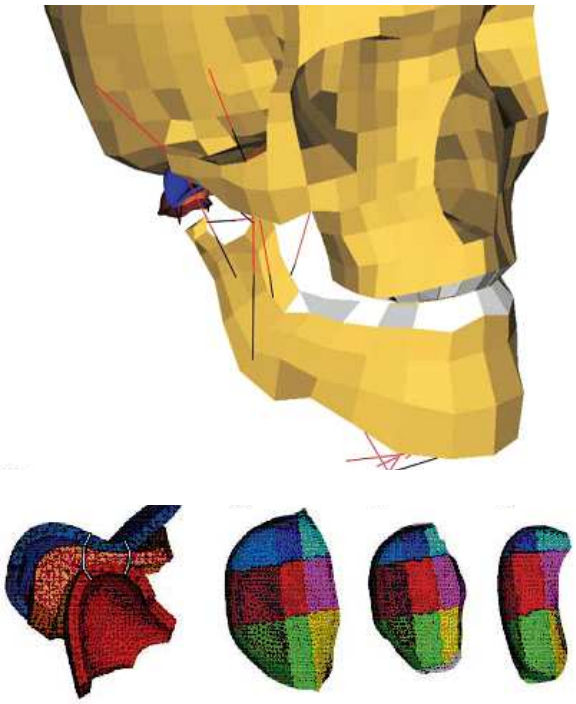


Figure 28 : modèle de Koolstra et Beek [41-46] montrant les champs de contraintes au niveau du disque.

Le modèle de Hu et al. [47] est extrêmement simplifié géométriquement (Figure 29). La modélisation des structures a, ici aussi, été réalisée à partir de coupes TDM et à l'aide d'une reconstruction manuelle. Comme le cas précédent, le chargement imposé consistait également à simuler une intercuspidation prolongée. Sa spécificité, en revanche provient du fait qu'il est l'un des premiers modèles à modéliser physiquement le cartilage et à en évaluer l'effet en réponse à des sollicitions mécaniques de l'ATM. Ce modèle au maillage grossier au demeurant ne prend pas en compte les tissus capsulo-ligamentaires et les structures alvéolo-dentaires. Les auteurs démontraient que **la modélisation du cartilage articulaire fait diminuer considérablement le niveau de contrainte dans le disque, la glène temporale et le condyle mandibulaire.** Ils en ont conclu que le cartilage joue un rôle plus important que le disque lui-même dans l'absorption des chocs. Nous verrons dans notre étude que la modélisation du cartilage n'est pas chose aisée.

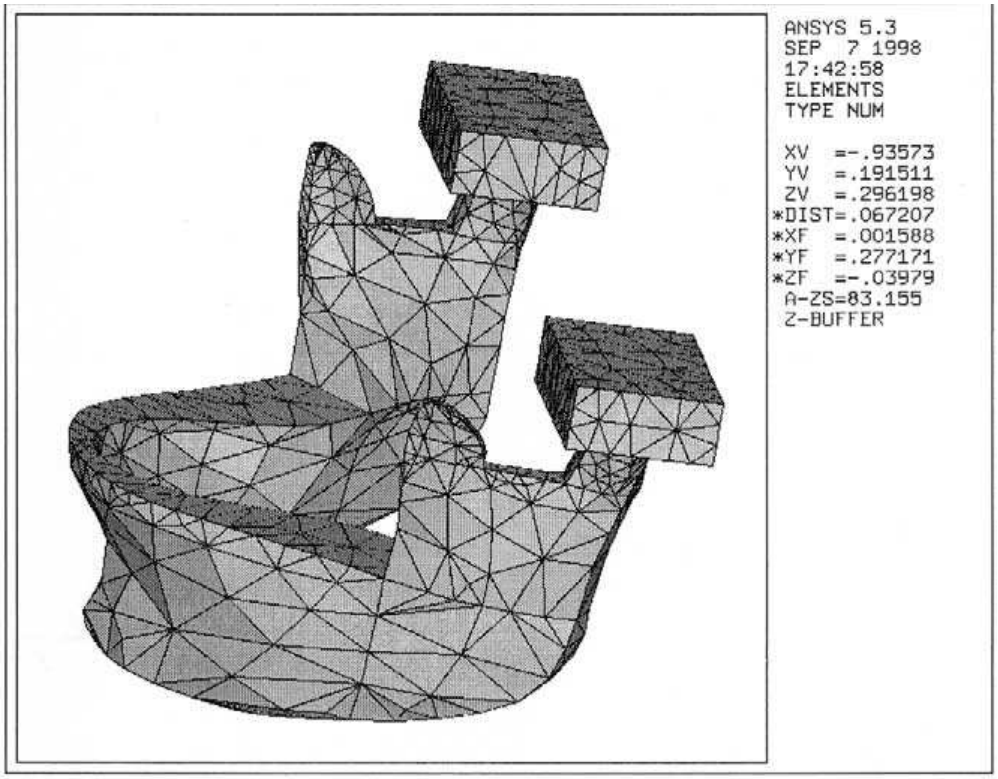


Figure 29 : modèle de Hu et al. [47].

Le modèle de Donzelli et al. [48] a été construit à partir de coupes IRM, suivies d'une reconstruction manuelle (Figure 30). Le chargement consistait en un déplacement imposé à la surface du disque pour simuler un début d'ouverture mandibulaire. La loi de comportement du disque était bi-phasique (considérant que le disque est constitué d'un solide élastique et un liquide visqueux). Le coefficient de frottement entre le disque et la glène temporale est considéré comme collant. Cette hypothèse paraît éloignée de la réalité physiologique et en opposition avec les résultats de Liu et al. [31].

Ce modèle ne considérait qu'une seule ATM du système masticatoire et ne prenait donc pas en compte l'asymétrie articulaire physiologique. L'attribution d'une loi de comportement bi-phasique pour le disque articulaire est dépendante des possibilités techniques du logiciel en éléments finis.

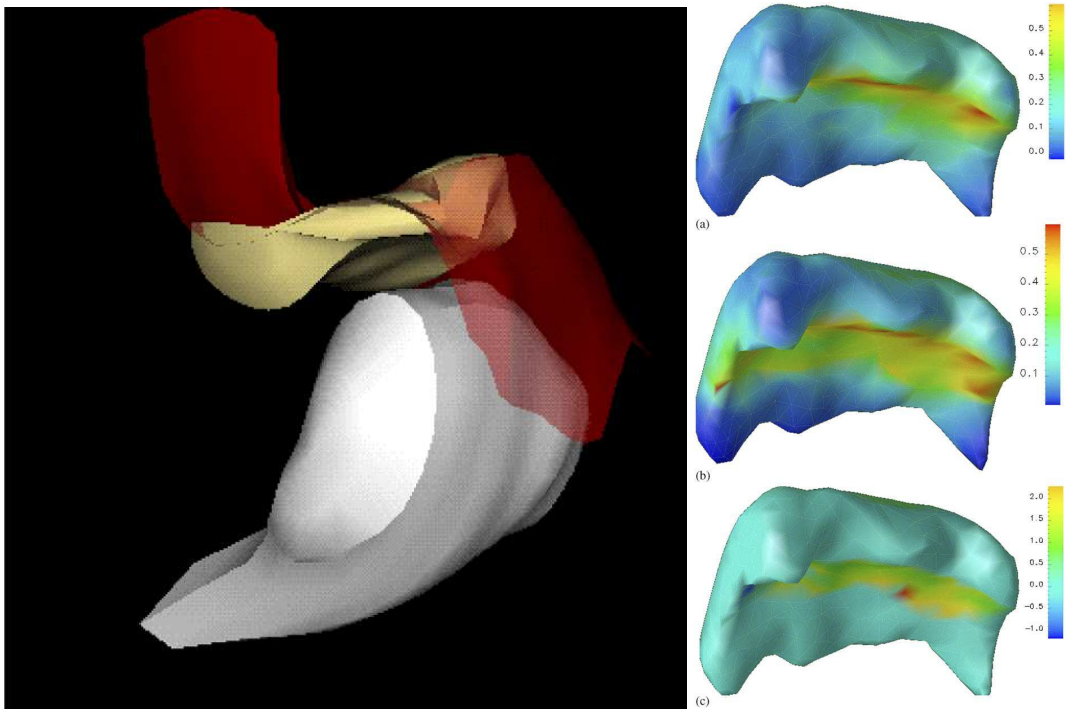


Figure 30 : modèle de Donzelli et al. [48] montrant les différents champs de contraintes (von Mises) à différents étapes d'une ouverture mandibulaire.

Le modèle de Hlinakova et al. [49] (Figure 31) avait pour objet le chargement de l'ATM en traction et en compression mais l'analyse de la répartition des contraintes n'a finalement été réalisée que sur la surface articulaire du condyle mandibulaire. La modélisation des structures a été faite à partir de coupes IRM et TDM. Le chargement est basé sur un modèle musculaire dans le but de simuler une intercuspidation prolongée mais, ici encore, **en l'absence de système dento-alvéolaire, ce qui nous semble être une limitation majeure du modèle.**

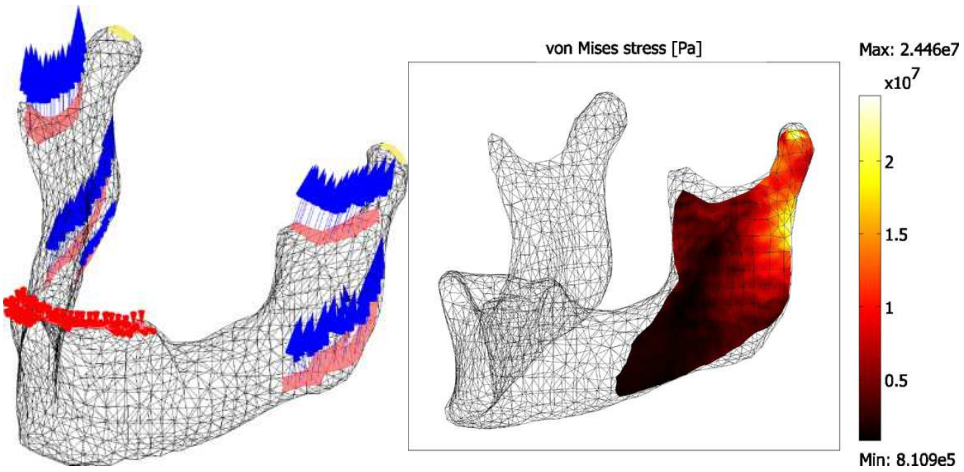
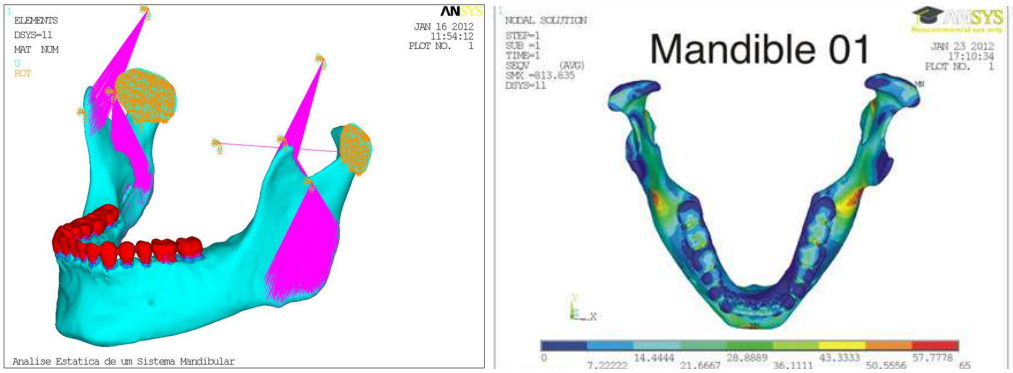


Figure 31 : modèle de Hlinakova et al. [49] montrant la répartition des contraintes (von Mises) osseuses dans une simulation d'intercuspidation.

Dans le modèle de Bezzera et al. [50], les structures ont été modélisées à partir de coupes TDM à l'aide d'une reconstruction manuelle. Le chargement imposé reposait sur un modèle musculaire et simulait - en statique - un traumatisme en région mentonnière avec ou sans dents de sagesse. Les structures alvéolo-dentaires ont été modélisées avec une grande précision (Figure 33). Ce modèle évaluait en revanche uniquement les contraintes au niveau des surfaces osseuses. Il prédit le risque de fragilisation de la mandibule par la 3ème molaire lors d'un traumatisme avec impact mentonnier. L'absence de modélisation des structures molles de l'ATM représente un biais d'étude important. L'ATM joue en effet un rôle primordial dans l'absorption des contraintes lors de traumatismes mandibulaires. Il est surprenant de voir le niveau de précision de la modélisation de l'organe dentaire alors que le modèle éléments finis est issu de l'imagerie conventionnelle médicale (TDM) qui ne permet normalement qu'un accès limité à ces structures. Une loi de comportement élastique avec des paramètres différents est appliquée à chacune des structures modélisées (ligament alvéolo-dentaire, email, dentine).



a b

Figure 32 : modèle de Bezzera et al. [50]. (a) forces appliquées pour chaque muscle masticateur, (b) champs de contraintes osseux.

Le récent modèle de Jaisson et al. [51] évaluait les contraintes discales (au sens de von Mises) sur une ATM dans une simulation de mastication avec plusieurs cycles d'ouverture-fermeture, le chargement étant induit par un modèle musculaire (Figure 34). La modélisation s'est faite à partir de coupes TDM et IRM. La loi de comportement du disque était de type hyper-élastique. L'analyse a été réalisée sur seule articulation. **Cette étude met en évidence la résilience du disque articulaire avec des contraintes maximales de l'ordre de 13,2 MPa.**

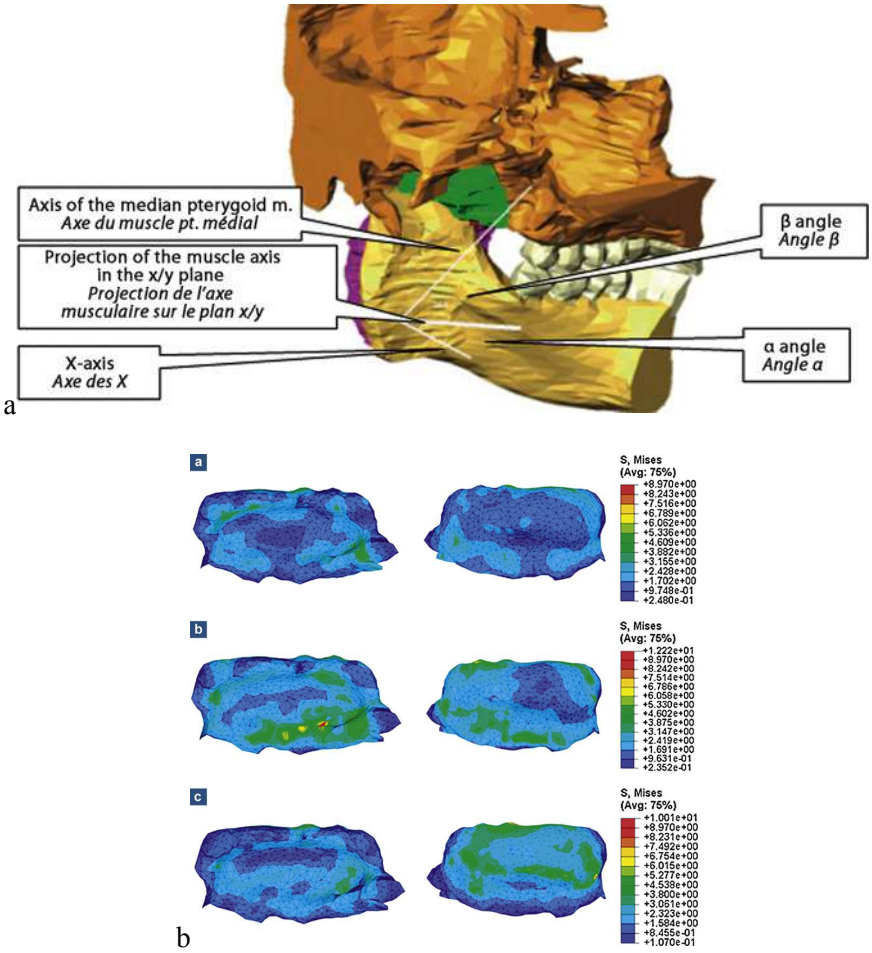


Figure 33 : modèle de Jaisson et al. [51] avec forces musculaires (a) analysant la répartition des contraintes discales (champs de von Mises) au cours de cycles de mastication (b).

Le modèle de Pérez del Palomar et al. [52-56] est l'un des plus abouti. Il a été utilisé dans plusieurs travaux (Figure 34). Les structures ont été modélisées à la fois à partir de coupes IRM et TDM. Le chargement consistait en un déplacement imposé [54] ou à travers la modélisation du système musculaire [52] dans le but de simuler une ouverture forcée, une intercuspidation prolongée [52] et des mouvements de diduction [54] (unique modèle de la littérature à évaluer les contraintes en diduction). La modélisation de tout le système capsulo-ligamentaire et discale des ATM et la loi de comportement hyperélastique (Mooney-Rivlin) des tissus capsulo-ligamentaires et discaux font de ce modèle l'une des approches numériques les plus fidèles aux réalités physiologiques. En revanche, il n'existe pas de modélisation fine du système dento-alvéolaire. Ce modèle serait a priori parfaitement applicable à la simulation de la distraction symphysaire.

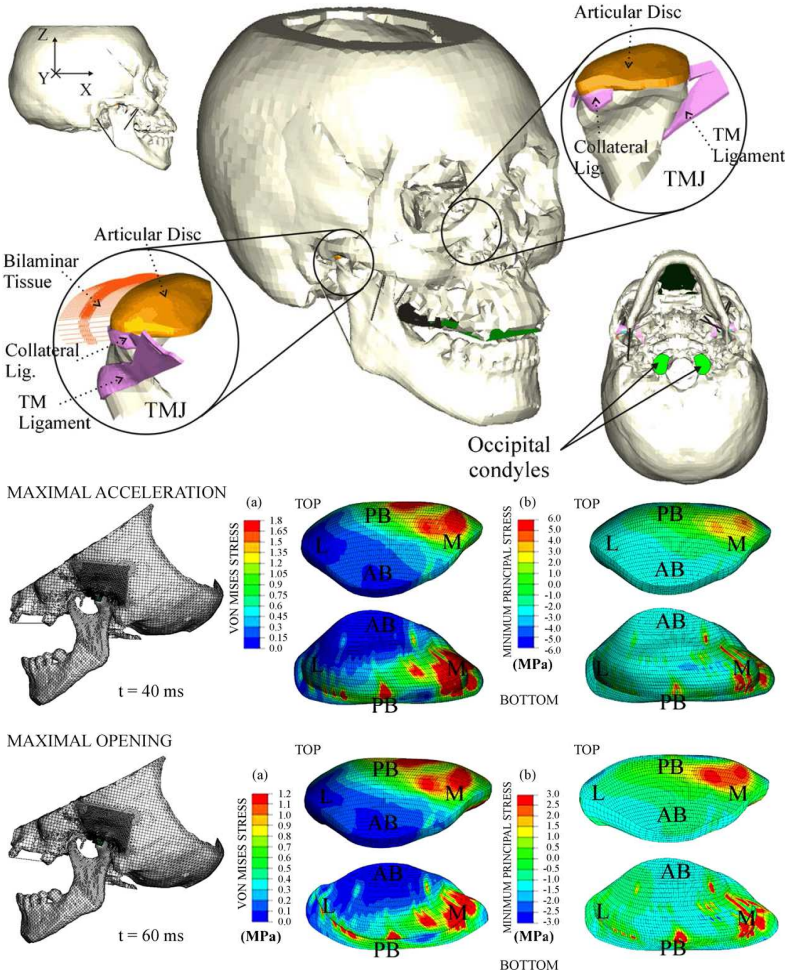


Figure 34 : modèle de Pérez del Palomar et al. [55] montrant les contraintes discales (champs de von Mises) à différentes étapes de mouvements mandibulaires. Les ligaments temporo-mandibulaires sont modélisés.

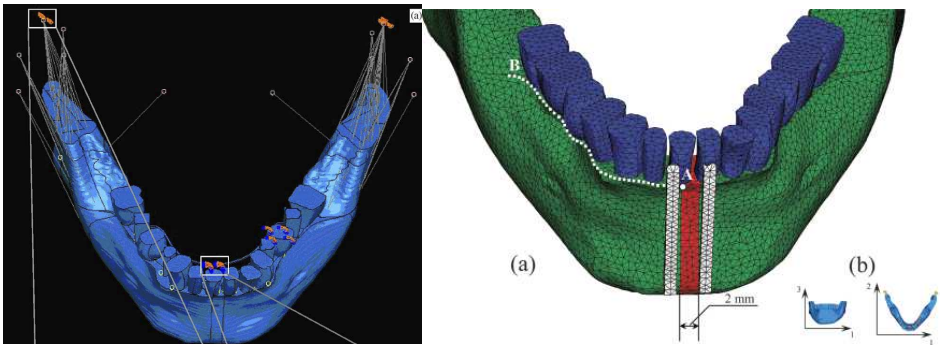
B. Modèles appliqués à la distraction symphysaire

D'autres modèles éléments finis ont été appliqués directement à la modélisation d'une distraction symphysaire mais peu d'auteurs se sont intéressés à la distribution des contraintes dans l'articulation temporo-mandibulaire.

Le modèle de Basciftci et al. [57] est simple avec un maillage relativement grossier sans prise en compte des structures de l'ATM (Figure 35). La discrétisation a été réalisée à partir de coupes TDM. Le chargement était un déplacement imposé sans modèle musculaire. C'est la première étude à établir mathématiquement le degré de rotation condylienne. L'analyse s'est portée uniquement sur la répartition des contraintes de l'os cortical mandibulaire. Les niveaux de contrainte les plus élevés ont été observés bilatéralement au-dessous des zones condyliennes et dans la région ramique. Le modèle est sans intérêt pour évaluer le risque de dysfonction des ATM puisque les structures discales et capsulo-ligamentaires n'étaient pas modélisées.

Figure 35 : modèle de Basciftci et al. [57] montrant les contraintes osseuses (champs de von Mises) lors d'une distraction symphysaire.

Boccaccio et al. ont établi un modèle évaluant la répartition des contraintes mandibulaires en fonction du type de distracteur [58] et ont permis de leur associer un coefficient de stabilité [59]. Les structures ont été modélisées à l'aide de coupes TDM. Le chargement prenait en compte un modèle musculaire et la simulation évaluait différents types d'ancrage de distracteurs (selon qu'ils soient dentaire et osseux). Ce modèle spécifique de distraction symphysaire n'a en revanche pas été utilisé pour évaluer la répartition des contraintes dans l'ATM (Figure 36).



a b

Figure 36 : modèle de Boccaccio et al. [58] intégrant les forces musculaires (a) et la modélisation du distraction (b).

Le niveau de précision du modèle de Kim et al. [60] est extrêmement surprenant s'il on s'en tient aux méthodes d'imagerie utilisées. La modélisation aurait été réalisée sur le côté gauche d'un volontaire sain à partir des coupes TDM. Le disque est le seul élément de l'ATM modélisé mais il n'est nullement précisé comment (grâce au renfort d'IRM, par reconstruction manuelle ou automatique ?). Le ligament alvéolo-dentaire est modélisé alors qu'il n'est à priori visible que sur des coupes de micro-scanner, incompatible avec l'étude d'un sujet sain. La distraction symphysaire est modélisée sous la forme d'un déplacement imposé et sous l'effet du tonus musculaire. L'analyse s'est portée sur la distribution des contraintes osseuses corticales et discales selon le type de distracteur (dentaire, osseux ou hybrides). La simulation avec un distracteur à ancrage hybride présentait les niveaux de contraintes les plus faibles (Figure 37).

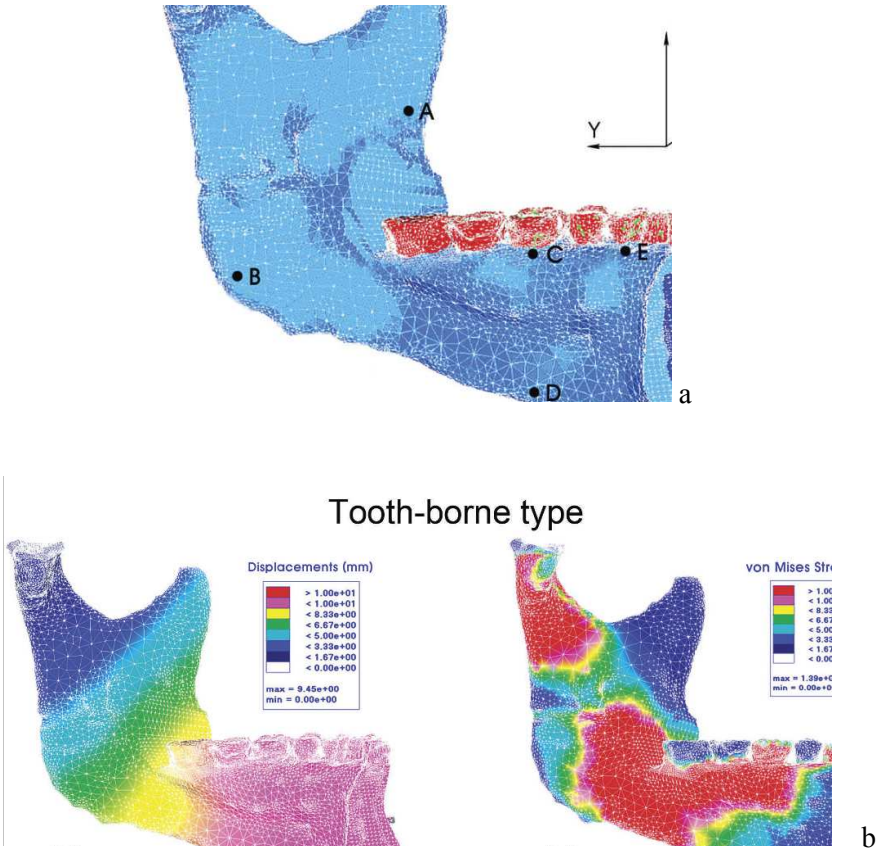


Figure 37 : modèle de Kim et al. [60]. (a) modélisation différente entre les dents et l'os. (b) isovaleurs de déplacements et de la distribution des contraintes (champs de von Mises).

C. Propriétés mécaniques du disque et des tissus capsulo-ligamentaires utilisées dans les différents modèles

Dans tous les modèles présentés, les parties osseuses et dentaires sont communes et considérées comme indéformables [44-46, 52, 53] ou élastiques linéaires [40, 47, 49]. Au contraire, plusieurs modèles de comportement ont été utilisés pour le disque articulaire et capsulo-ligamentaires.

(a) Comportement de l'os

(i) Comportement élastique linéaire

Les lois de comportement de l'os (spongieux et cortical) en tant que structure solide sont généralement des lois élastiques linéaires. Les paramètres utilisés sont très peu variables parmi les modèles étudiés comme on peut le constater dans le Tableau 1.

Référence	Module d'Young (E) GPa Os cortical/ Os spongieux	Coefficient de Poisson
Liu et al. [31]	13,7/0,793	0,30
Tanaka et al. [32-40]	13,7/0,793	0,30
Koostra et al. [44-46] **Beek et al. [41-43]**	-	-
Hu et al. [47]	13,7/0,793	0,30
Donzelli et al. [48]	-	-
Pérez del Palomar et al. [52, 53]	-	-
Hlinakova et al. [49]	-	-
Bezzera et al [50]	13,7/1,37	0,30
Jaisson et al. [51]	-	-

Tableau 1 : paramètres des lois élastiques linéaires en fonction des études.

Les lois de comportement utilisées pour le disque et les tissus de connexion articulaires ainsi que leurs paramètres associés sont beaucoup plus variables d'un article à l'autre.

Les propriétés mécaniques du disque ont été évaluées expérimentalement par des tests mécaniques classiques de compression et de traction. Ces tests consistent à appliquer un déplacement à un échantillon de disque et à enregistrer l'effort F résultant. Le module d'élasticité (module d'Young) est obtenu à partir des courbes contraintes σ – déformations ε

déduites des grandeurs précédentes. Les études expérimentales menées ces dernières années ont permis d'évaluer la variation de ce module en fonction des différentes zones du disque [61, 62]. Pour la plupart de ces études, les échantillons testés proviennent d'espèces animales telles que le chien, le porc et le bovin. Shengyi et al. [61] ont démontré le caractère anisotrope du comportement du disque : le module d'élasticité du disque (chez le chien), déterminé à partir d'un essai de traction dans la direction médio-latérale, est plus grand dans la bande antérieure et postérieure que dans la zone intermédiaire. La rigidité du disque lors d'une traction dans la direction des fibres de collagène (fibres distribuées médiolatéralement dans les deux bandes du disque) est plus importante que dans la direction perpendiculaire (fibres distribuées antéropostérieurement dans la zone intermédiaire). Le tableau 2 synthétise quelques valeurs trouvées dans la littérature pour le module d'élasticité du disque, en fonction de la zone testée et de l'essai employé.

Référence	Test	Zone	Module d'élasticité
Shengyi et al. [61]	Traction	Zone intermédiaire Bande antérieure Bande postérieure	46.6 MPa 199.7 MPa 234 MPa
Tanaka et al. [62]	Compression	Zone intermédiaire	30.9 MPa

Tableau 2 : différents module d'élasticité du disque selon les auteurs.

(ii) Comportement élastique non linéaire

Le module d'élasticité est constant seulement sur un petit intervalle de déformations, où la courbe contrainte-déformation est linéaire (ceci est vrai généralement jusqu'à 10% de déformation). Or, en observant cette courbe sur un intervalle de déformations plus important, on constate qu'elle présente rapidement une non-linéarité. Ce comportement non-linéaire est souvent modélisé dans la littérature à l'aide de modèles hyper-élastiques de type Mooney-Rivlin [46] pour les disques et les tissus capsulo-ligamentaires.

(iii) Comportement viscoélastique

Dans les modèles les plus avancés, le comportement du disque est considéré comme étant viscoélastique, ce qui suppose une certaine dissipation d'énergie au cours de sa déformation. Pour évaluer ces propriétés viscoélastiques, les auteurs ont eu recours à deux types d'essais mécaniques : l'essai de fluage qui consiste à imposer une contrainte constante à l'échantillon

et à suivre l'évolution de sa déformation au cours du temps et un essai de relaxation qui consiste à imposer une déformation constante à l'échantillon et à observer la contrainte résultante. Shengyi et al. [61] ont trouvé que les contraintes dans les trois zones étudiées (intermédiaire, antérieure et postérieure) diminuent de 11% en moyenne pendant la première seconde de relaxation. Tanaka et al. [62] ont, quant à eux trouvé que les contraintes diminuent essentiellement pendant les 30 premières secondes de relaxation quelle que soit la déformation appliquée. Tanaka et al. [33, 63, 64] ont observé que, lors d'un essai de fluage, les déformations augmentent essentiellement pendant les 5 premières secondes. Ils ont aussi observé le retour du disque à son état initial après la suppression de la contrainte et ont remarqué que si la contrainte est maintenue pendant un temps supérieur à 40 minutes, des déformations irréversibles apparaissent.

Des études plus récentes ont été réalisées pour évaluer les propriétés mécaniques du disque en réponse à des sollicitations dynamiques [41, 65]. Dans ces études, le disque subit plusieurs cycles de compression à des fréquences et des taux de déformations différents et montrent un retour du disque à son état initial d'une amplitude différente en fonction de la fréquence de sollicitation.

Pour modéliser ce comportement de type viscoélastique, les auteurs ont généralement recours à des modèles de type Maxwell ou Kelvin-Voigt. Ces deux modèles sont basés sur l'utilisation en série ou en parallèle d'un ressort et d'un amortisseur. Plusieurs autres modèles constitués des combinaisons de ces deux modèles de base sont aussi utilisés [44, 63, 64, 66]**.** Quelques auteurs ont utilisé des modèles biphasiques basés sur la théorie développée par Mow et al. [67]. Cette théorie considère que le milieu est constitué de deux phases : un solide élastique et un liquide visqueux.

Palomar et al. [52] ont, quant à eux proposé un modèle porohyperélastique dans lequel la phase solide est considérée comme étant hyper élastique et anisotrope. Le tableau 3 résume les modèles de comportement en fonction des études.

Référence	Loi de comportement du disque
Liu et al. [31]	Élastique linéaire
Tanaka et al. [32-40]	Élastique linéaire
Koostra et al. [44-46] **Beek et al. [41-43]**	Hyper-élastique (Mooney Rivlin) Élastique linéaire
Hu et al. [47]	Élastique linéaire
Donzelli et al. [48]	Biphasique
Pérez del Palomar et al. [52, 53]	Poro- Hyper-élastique (Mooney Rivlin)
Hlinakova et al. [49]	Élastique linéaire
Jaisson et al. [51]	Hyper-élastique

Tableau 3 : modèles de loi de comportement en fonction des études.

(b) Comportement des tissus capsulo-ligamentaires

L'étude de Perez Palomar et al. [52] est la seule à préciser la loi de comportement utilisée pour modéliser les tissus de connexion de l'ATM. Un modèle de type Mooney-Rivlin similaire à celui employé pour le disque est utilisé. Seuls les paramètres rhéologiques sont modifiés.

D. Synthèse

Dans ces deux premiers chapitres, nous avons souligné la complexité de l'anatomie du système masticatoire et notamment les difficultés à modéliser chaque structure à partir de l'imagerie médicale conventionnelle. L'IRM permet d'identifier les structures « souples » (disques, ligaments, capsules et les muscles) et le scanner (TDM) les structures « rigides » (os spongieux, cortical, et les dents). Ceci pousse la plupart des auteurs à modéliser les structures visibles à l'aide d'une ou plusieurs de ces techniques puis à d'extrapoler la modélisation des composants non visualisés par une reconstruction manuelle issue de l'anatomie générale. Les conditions aux limites sont souvent représentées à l'aide d'un modèle analytique représentatif des muscles et non par la modélisation des muscles eux-mêmes sous la forme d'objets au même titre que les différents tissus de l'ATM. Ce modèle se présente sous la forme de forces

vectorielles, appliquées sur une surface représentant l'insertion musculaire du muscle à solliciter, avec leur amplitude propre et une direction donnée.

Cette étude bibliographique montre l'évolution rapide des modèles EF de l'ATM aux niveaux géométrique et mécanique. Les propriétés mécaniques attribuées aux différents tissus sont généralement déduites d'essais in-vitro. Il faut noter que les surfaces articulaires sont rarement modélisées dans les modèles cités. Elles sont généralement prises en compte sous la forme d'un coefficient de frottement à la surface du condyle et de la glène temporale. Les auteurs insistent tous sur les lois de comportement qu'ils ont attribué aux disques. Les simulations effectuées avec ces modèles couvrent une large gamme des fonctions assurées par l'ATM.

Finalement, aucun modèle parmi ceux étudiés dans le cadre de notre étude bibliographique ne permet de répondre en intégralité aux questions que l'on se pose concernant les conséquences d'une distraction symphysaire sur l'ATM. Ils sont pour la plupart d'entre eux incomplets (pas de dents, maillage grossier de certaines structures …). Nombre d'auteurs ont étudié une seule ATM et ont extrapolé les résultats calculés à l'autre. Si certains d'entre eux se sont intéressés à la distraction symphysaire, cette étude s'inscrivait généralement dans le cadre du développement de nouveaux dispositifs de distraction, afin d'en évaluer l'efficacité. Mais aucun modèle ne montre la répartition des contraintes dans l'ATM pendant et après l'activation du distracteur. Les modèles numériques s'approchant de la réalité physiologique utilisent des modèles élastiques linéaires pour les tissus les plus rigides (os, dents) et hyper-élastiques pour les tissus mous.

A l'issue de cette étude bibliographique, nous sommes désormais en mesure d'établir un cahier des charges « idéal » pour la création d'un modèle EF masticatoire précis et complet. Chaque tissu à prendre en compte, le moyen de le modéliser et la loi de comportement à lui attribuer sont résumés dans le tableau ci-dessous (tableau 4).

Structures	Modélisation/ Méthode d'acquisition	Loi de comportement
Os cortical	oui / TDM	Elastique linéaire (loi de Hooke)
Os spongieux	oui / TDM	Elastique linéaire (loi de Hooke)
Surface articulaire	non	Modélisé par un coefficient de frottement
Dents **Arcade mandibulaire** **Arcade maxillaire**	 oui / TDM oui / TDM	 Elastique linéaire (loi de Hooke)
Disque articulaire	oui / IRM	Hyper-élastique
Tissu capsulo-ligamentaire	oui / IRM	Hyper-élastique

Tableau 4 : cahier des charges idéal d'un modèle complet masticatoire.

La première étape de notre travail, que nous allons décrire dans le chapitre III, consistait à créer ce modèle précis et complet du système masticatoire afin de permettre une analyse de la répartition des contraintes physiologiques de l'articulation temporo-mandibulaire spécifique d'un sujet, avant toute intervention chirurgicale. Nous avons choisi d'analyser ces contraintes lors d'un mouvement de fermeture mandibulaire pour solliciter un plus faible de nombre de muscles afin de ne pas « surcharger le modèle » et rester dans des temps de calcul raisonnables.

A l'issue des premiers résultats présentés, nous critiquerons ce premier modèle, notamment en terme de qualité de maillage dans des zones d'intérêt et proposerons certaines voies d'améliorations que nous mettrons en œuvre.

L'étape suivante, présentée dans le chapitre IV, consistera à simuler une distraction symphysaire et à analyser les contraintes pour un même mouvement de fermeture à distance de l'activation (simulation d'un cal osseux consolidé). Enfin nous avons réalisé une étude comparative de la répartition avant et après distraction afin d'évaluer l'amplitude des modifications. La figure 38 résume le plan que nous avons suivi lors de notre étude.

E. Algorithme d'étude

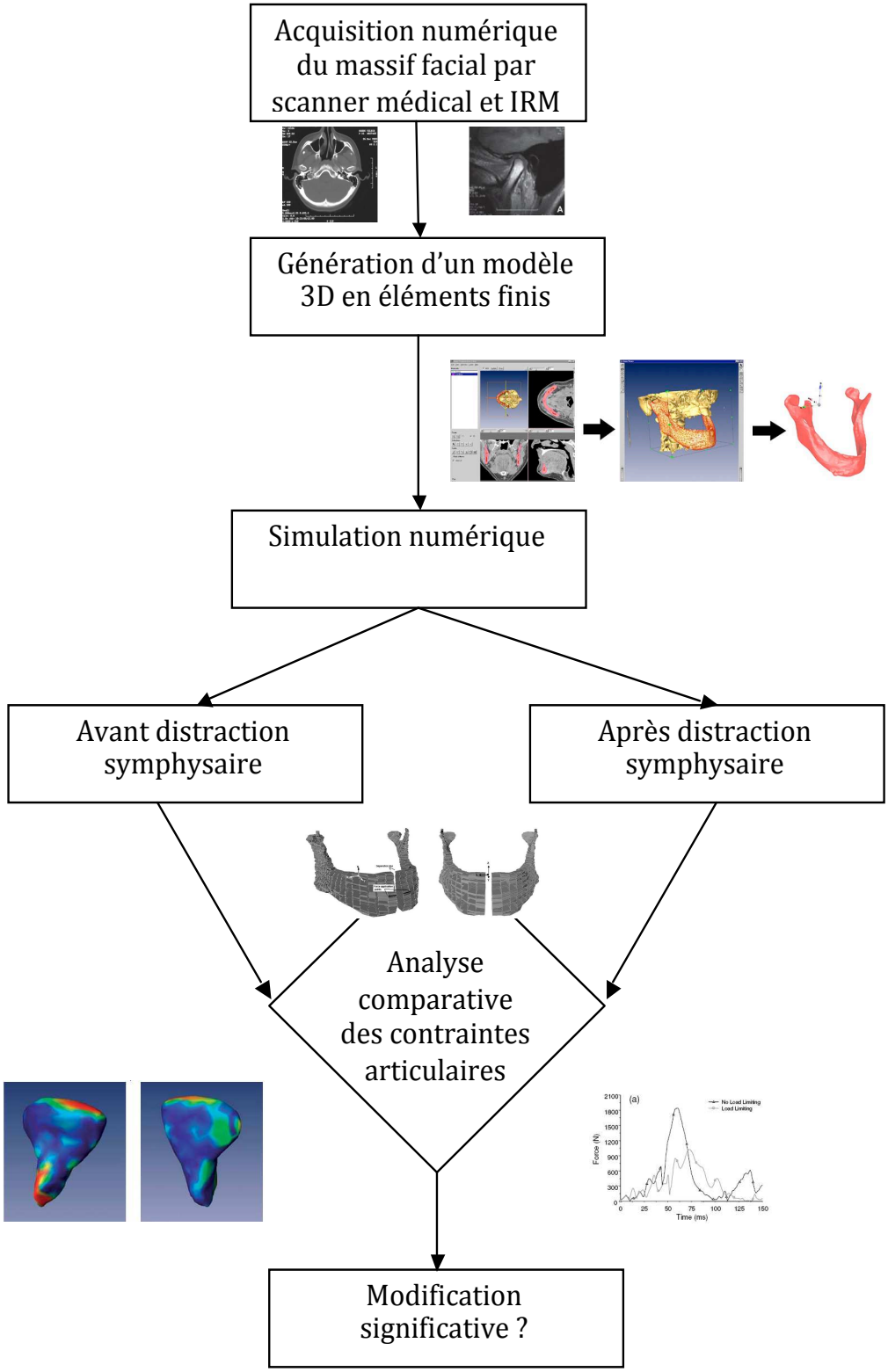
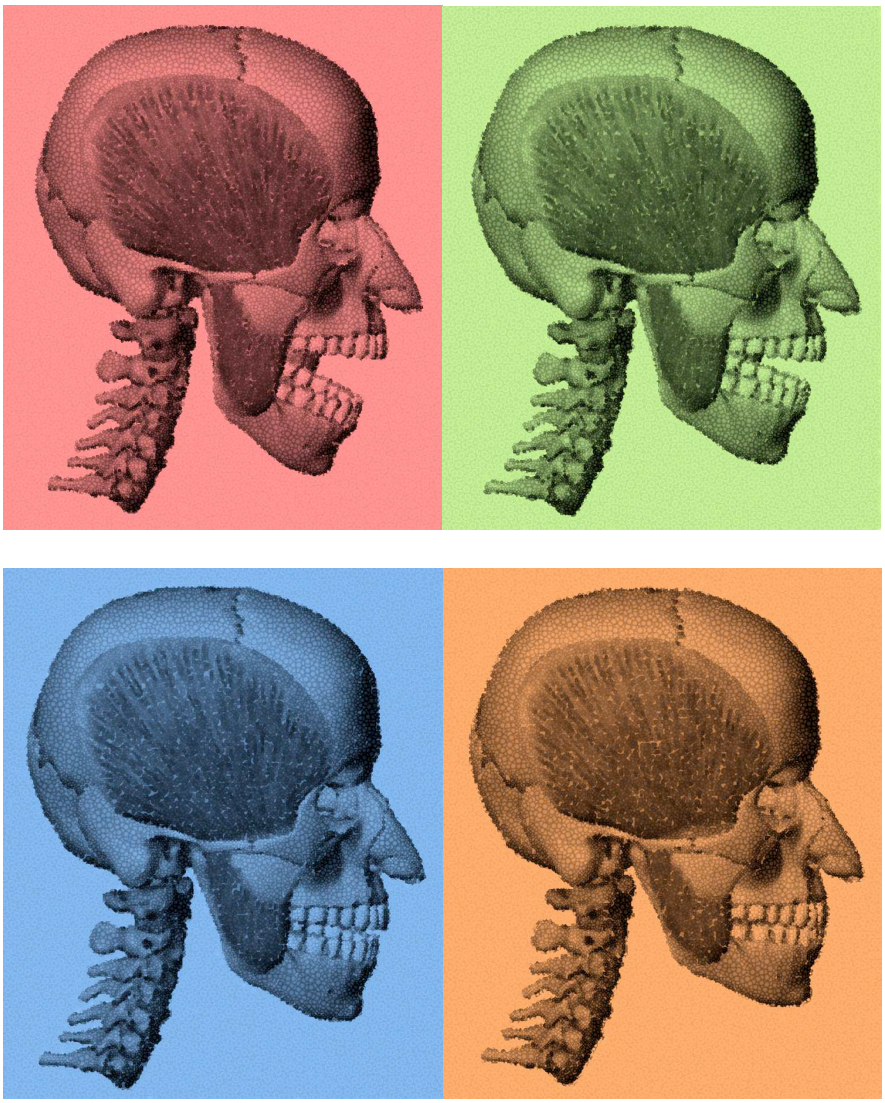


Figure 38 : algorithme d'étude.

Chapitre III :

Création du modèle masticatoire par une approche en éléments finis



CHAPITRE III : CREATION DU MODELE MASTICATOIRE PAR UNE APPROCHE EN ELEMENTS FINIS

Le but de cette première étape était de créer un modèle masticatoire 3D complet à l'aide de la méthode des éléments finis. Les contraintes discales ont été analysées. L'ambition était de créer un modèle offrant une meilleure approche physiologique basée sur les points forts et les axes d'amélioration des modèles décrits lors de l'analyse bibliographique. Nous avons simulé une fermeture mandibulaire et une intercuspidation (serrage) prolongée. Ce choix de déplacements permettait d'appliquer relativement aisément des conditions aux limites à l'aide d'un modèle musculaire. Ce travail a fait l'objet d'une publication internationale [68] disposée en annexe (annexe 2).

A. Matériels et méthodes

1. Le logiciel éléments finis : Forge®

Forge® version 3D est un logiciel de calcul éléments finis développé par le CEMEF, en collaboration avec Transvalor. Ce logiciel, historiquement développé dans le cadre de la mise en forme des matériaux, a été étendu récemment pour d'autres applications, et notamment des applications biomécaniques [30, 69]. Forge® s'appuie sur une formulation implicite et utilise des éléments tétrahédriques linéaires mixtes de type $P1^{+}/P1$ où les inconnues sont la vitesse et la pression. Le contact multi-domaine est géré par pénalisation et un remailleur automatique est disponible pour s'affranchir de la dégénérescence d'éléments en grandes déformations. Ce remailleur automatique n'est à priori pas utile dans cette étude (déformations limitées), mais la qualité du maillage initial, et en particulier au niveau des zones de contact, est primordiale pour la précision des résultats. Le comportement des matériaux est pris en compte à travers des lois élastiques, hyperélastiques, élastoplastiques ou élastoviscoplastiques.

2. Obtention des modèles géométriques

Les données géométriques du modèle ont été obtenues à partir d'un patient volontaire sain de toute pathologie articulaire avec une denture complète, une occlusion de classe I (classification internationale de Angle et Ballard, figure 13c) et non porteur de système prothétique dentaire. L'imagerie scanner et IRM a été réalisée dans le service de radiologie de l'Hôpital Pasteur du CHU de Nice. Un scanner médical 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, difficilement accessibles à l'aide de cette technique, ont, quant à eux, 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). Le protocole de numérisation des images sagittales était d'une épaisseur de coupe de 2,5 mm. Lors des séquences d'acquisition d'images IRM et TDM (figure 39), le patient serrait une gouttière entre les dents de façon à conserver les mâchoires entrouvertes avec une distance inter-incisive fixe de 10 mm. Cette gouttière a été disposée pour éviter tout contact entre les dents maxillaires et mandibulaires qui pourrait gêner la segmentation en éléments finis. Les tissus mous, particulièrement délicats à détourer sur l'IRM, ont été localisés par mes soins aidé d'un radiologue (Dr Charles Raffaelli, service de radiologie, CHU de Nice). La modélisation des tissus mous (disques articulaires, tissus de connectivité et capsules) a été réalisée à partir de coupes sagittales et coronales. 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 (figure 40), grâce à l'utilisation d'un logiciel de segmentation d'images (AMIRA®). Les différents objets ont ensuite été importés dans le logiciel éléments finis utilisé (FORGE®2005) puis maillés volumiquement à l'aide du mailleur intégré.

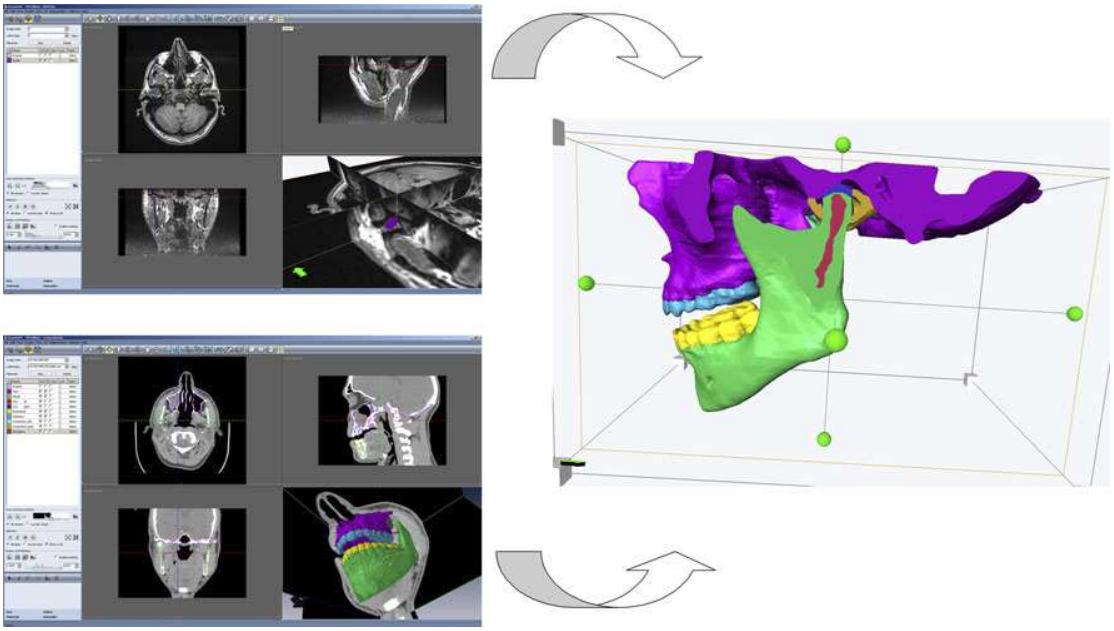


Figure 39 : segmentation des coupes IRM et TDM à l'aide du logiciel AMIRA®.

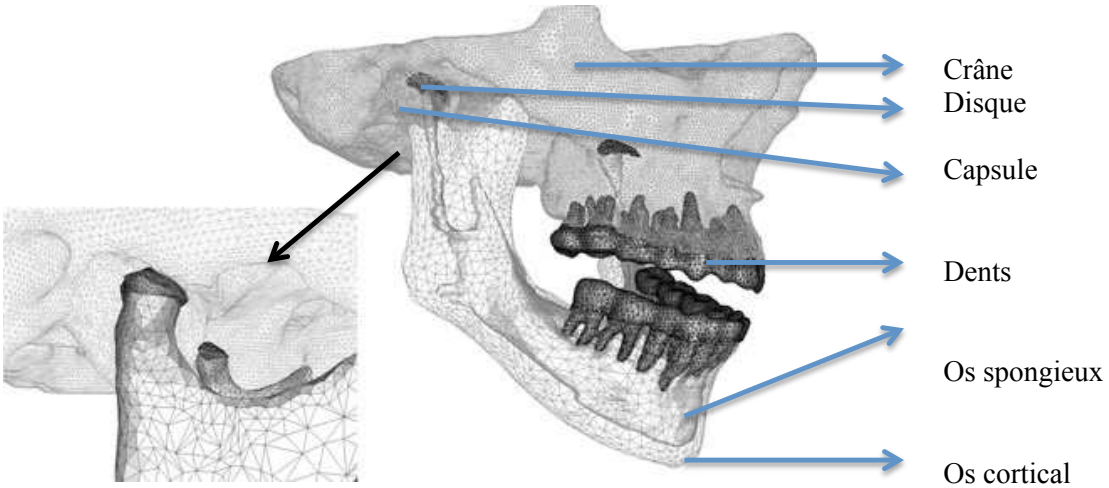


Figure 40 : maillage en 3D de chaque structure.

3. Validation de la taille et de l'orientation du modèle

La précision du modèle a été vérifiée en comparant la distance inter-incisive numérique initiale des modèles AMIRA® et FORGE® 2005. Cette distance était de 10 mm et correspondait parfaitement à l'ouverture buccale réalisée à l'aide de la gouttière d'occlusion. Une erreur d'orientation du modèle apparue lors de l'importation du maillage dans le pré-

processeur de FORGE® 2005 a nécessité d'apporter une correction de 3° suivant l'axe « z » pour être correctement positionné dans un référentiel Cartésien orthonormé.

4. Le modèle géométrique complet

Le modèle complet masticatoire est constitué de 386 092 éléments. Les propriétés biomécaniques ont été attribuées à chacune des structures. En première approximation, nous avons considéré chaque tissu comme isotrope, homogène avec une loi de comportement élastique linéaire (loi de Hooke). Le choix de la loi dépend du degré de déformation du disque. Une loi de comportement hyper-élastique est attribuée dans les grandes déformations [69] alors que pour les petites déformations une loi linéaire est suffisante. Les déformations du disque sont de l'ordre de 10% pour une telle fermeture et considérée comme faibles, motivant ainsi l'utilisation en première approximation de la loi de Hooke. Le nombre d'éléments et les propriétés mécaniques attribuées à chaque structure sont résumés dans le tableau 5.

Région anatomique	**Eléments tétraédriques (total = 386092)**	**Module d'Young (E) MPa**	**Coefficient de Poisson (ν)**
Mandibule **Os cortical** **Os spongieux**	 68800 31632	 13700 7930	 **0.3** **0.35**
Crâne	202595	14000	**0.3**
Dents **Maxillaires** **Mandibulaires**	 29761 40831	 20000 20000	 **0.3**
Disques articulaires **Droit** **Gauche**	 1456 1400	 40	 **0.4**
Tissu capsulo-ligamentaire **Droit** **Gauche**	 **4790** **4827**	 **1.5**	 **0.49**

Tableau 5 : nombre d'éléments et propriétés mécaniques (d'après Tanaka et al.[70]) de chaque structure.

5. Contact entre les structures

La plupart des lois de frottement implémentées dans le logiciel Forge sont basées sur des modèles à seuil. On admet qu'il existe une contrainte de cisaillement limite τ_c telle que :

- si $\tau < \tau_c$, il n'y a pas glissement.
- si $\tau = \tau_c$, il y a glissement égal à g (avec g, le seuil de glissement fixé a priori).
- si $\tau > \tau_c$, il n'y a pas de configuration admissible.

Il existe différents modèles pour caractériser les frottements.

Une loi de Coulomb a été utilisée pour gérer les frottements entre tous les objets du modèle. Les valeurs du coefficient de frottement μ ont été définies en fonction du type de structures en contact. Un contact bilatéral collant (aucun glissement et aucun décollement ne sont tolérés) a été imposé entre les tissus capsulo-ligamentaires et la glène temporale ainsi qu'avec le condyle mandibulaire, entre l'os cortical et l'os spongieux, aux niveaux mandibulaire et maxillaire, ainsi qu'avec les dents. Le cartilage n'a pas été modélisé mais il a été pris en compte en considérant un frottement faible de type Coulomb limité Tresca ($\overline{m}$= 0.05 et μ = 0.02) entre le disque et la glène temporale et à la surface du condyle (figure 41).

La loi de Coulomb limitée Tresca définit une cission normale admissible :

$$\tau = \mu \sigma_n \qquad \begin{cases} \text{Si } \mu \sigma_n < \overline{m} \dfrac{\sigma_0}{\sqrt{3}} \text{ alors } \tau = \mu \sigma_n \\ \text{Si } \mu \sigma_n \geq \overline{m} \dfrac{\sigma_0}{\sqrt{3}} \text{ alors } \tau = \overline{m} \dfrac{\sigma_0}{\sqrt{3}} \end{cases}$$

ou σ_n est contrainte normale, aussi appelée pression de contact et σ_0 la contrainte équivalente von Mises. Un faible coefficient de frottement a également été imposé entre les dents mandibulaires et maxillaires pour l'intercuspidation. En intercuspidation, le contact dentaire justifie la prise en compte de coefficients de frottement entre les dents maxillaires et les dents mandibulaires, entre les dents mandibulaires et l'os mandibulaire et enfin entre les dents maxillaires et l'os maxillaire. En effet les contraintes induites lors de cette phase d'intercuspidation sont transmises directement aux ATM par l'os mandibulaire.

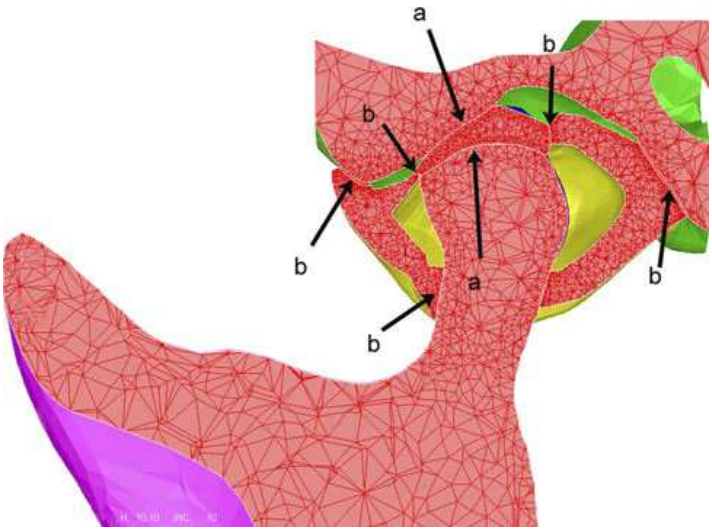


Figure 41 : coefficient de frottement imposé entre les structures de l'ATM. (a) contact de frottement faible, (b) bilatéral collant.

6. Conditions aux limites et simulations

Le chargement pour la simulation en fermeture s'est appuyé sur un modèle musculaire. La contraction musculaire a été simulée à l'aide de vecteurs force appliqués sur une surface correspondant à l'insertion musculaire physiologique (PCS : *Physiological Cross Section*). Une direction et une amplitude ont été associées à chacun des muscles (figure 42) responsables de la fermeture mandibulaire : masséter, temporal et ptérygoïdien médial. Toutes les données utilisées sont issues de la littérature [71] et sont résumées dans le tableau 6. Ces conditions aux limites sont symétriques par opposition à la forme des structures anatomiques.
Les trois muscles considérés sont appliqués de part et d'autre de la mâchoire. On doit donc appliquer six « *sets* de force » au total. Les forces appliquées varient linéairement entre 0 et 10 secondes, de 0 N jusqu'à leurs valeurs maximales indiquées dans le tableau 6. En effet, les forces sont appliquées dans un calcul quasi-statique. Les positions de la mâchoire sont donc des positions d'équilibre en fonction des valeurs que prennent les forces musculaires en fonction du temps (il ne s'agit pas d'un mouvement d'accélération).

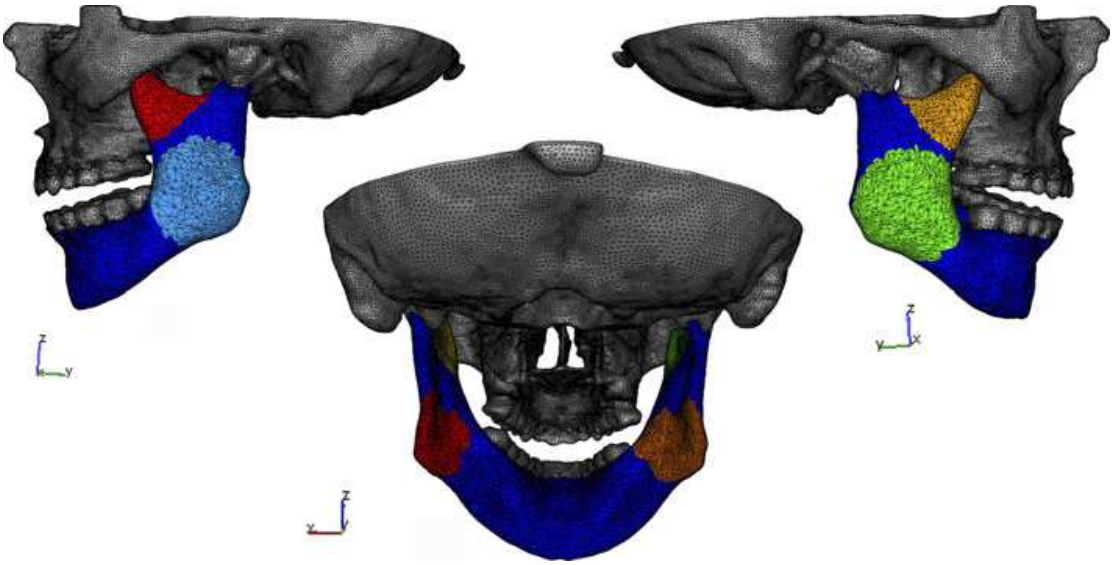


Figure 42 : PCS (physiological cross section) de chaque muscle.

Muscles	***Physiological Cross Sections (mm²)***	***Chargement en fonction de la direction (N)***		
		x	y	z
Masseter (chefs superficiels et profonds)	9.1 x10²			
- Gauche		50	-50	**200**
- Droit		-50	-50	**200**
Temporal (chefs antérieur, moyen et postérieur)	9.762 x 10²	0	50	**100**
Ptérygoidien médial	**5.095 x 10²**	**0**	**-100**	**200**

Tableau 6 : PCS (mm^2) de chaque muscle et conditions aux limites.

7. Critères d'évaluation

La distribution des champs de von Mises a été analysée dans chaque disque articulaire successivement à 8, 4 et 2 mm de distance inter-incisive. Cette distance inter-incisive correspond à la distance mesurée entre le bord libre des incisives maxillaires et mandibulaires au cours de la fermeture buccale. L'analyse a également été réalisée au cours d'une intercuspidation maximale (serrage des dents) de 500 ms. Les résultats ont été visualisés puis analysés à l'aide du post-processeur du logiciel FORGE® 2005, GLview Inova 7.1 (Ceetron).

B. Résultats

L'analyse qualitative de la répartition des champs de contrainte de von Mises est facilitée par la visualisation sous forme d'isovaleurs (figure 43). A chaque étape de la fermeture, la répartition des contraintes est asymétrique. Les contraintes les plus élevées dans le disque articulaire gauche sont initialement situées dans la partie externe. Elles progressent ensuite vers le centre. Au niveau du disque droit, les contraintes les plus élevées apparaissent dans la partie externe puis antérieure du disque et dans la partie centrale en intercuspidation.

L'analyse quantitative permet d'estimer un niveau de contraintes maximal de l'ordre de 5,10 MPa au niveau du disque gauche, niveau légèrement plus faible pour le disque droit, de l'ordre de 4,89 MPa. L'analyse volumique des contraintes montre que la valeur maximale est atteinte à la surface du disque dans les zones en contact avec la glène temporale et le condyle (figure 44).

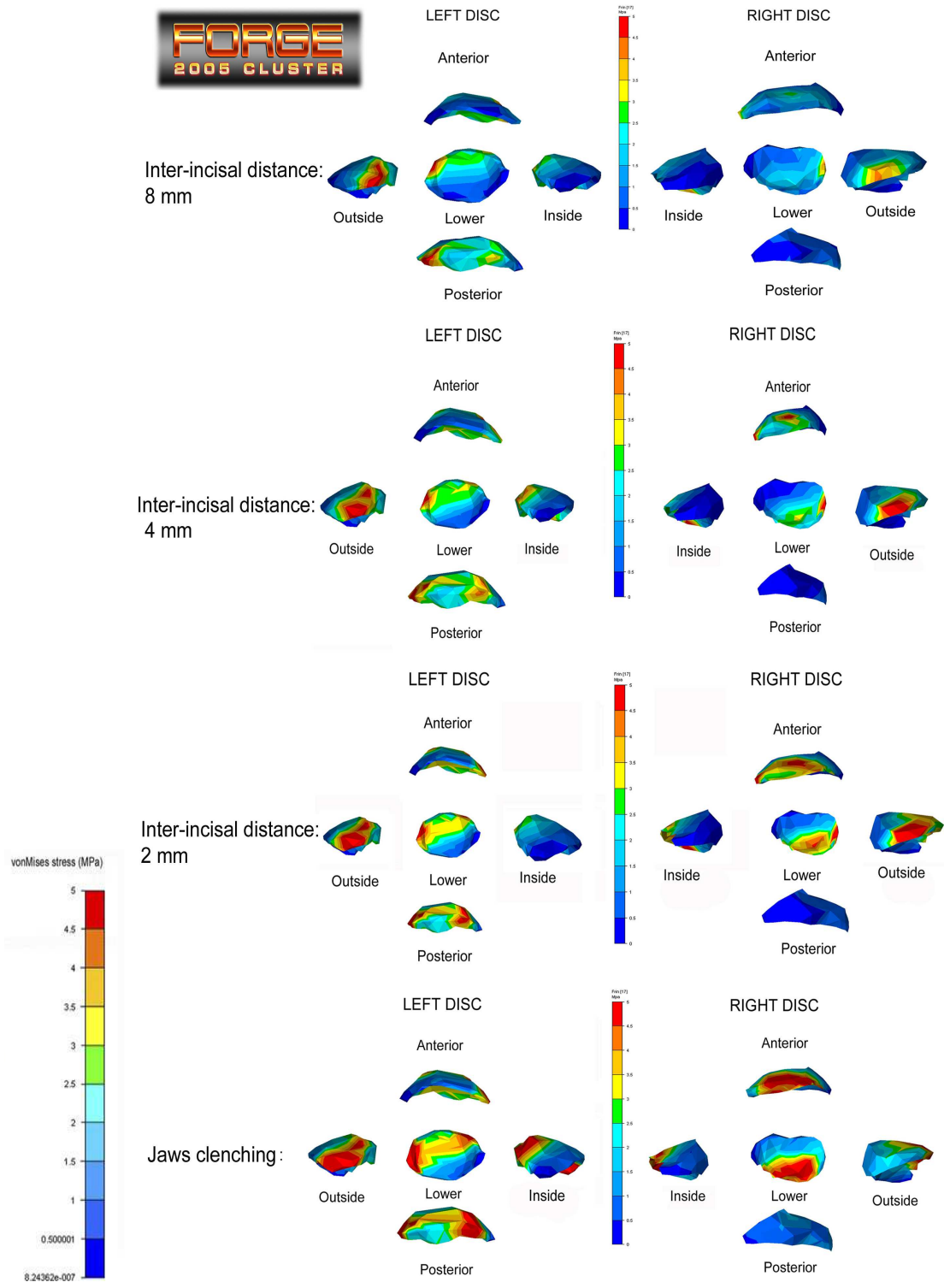


Figure 43 : champs de von Mises au niveau des disques gauche et droit à chaque étape de la simulation.

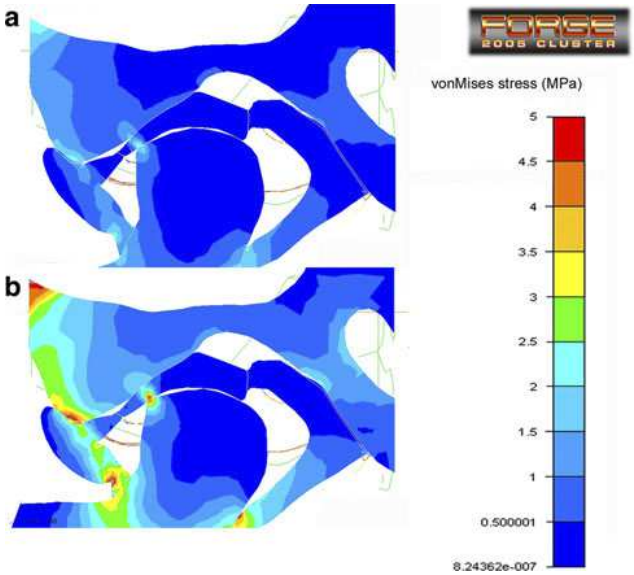


Figure 44 : répartition des champs de von Mises, (a) à 8 mm de distance inter-incisive, (b) à 4 mm de distance inter-incisive.

L'analyse du déplacement (isovaleurs de déplacement) suivant l'axe « z » montre qu'il est symétrique. L'intercuspidation sur le modèle numérique est comparable à l'intercuspidation du sujet à l'origine du modèle (figure 45a et 45b). L'occlusion était en relation centrée (relation d'os à os entre les condyles mandibulaires et les glènes temporales, le condyle mandibulaire occupe la position la plus haute, symétrique, centrée et reculée et non forcée).

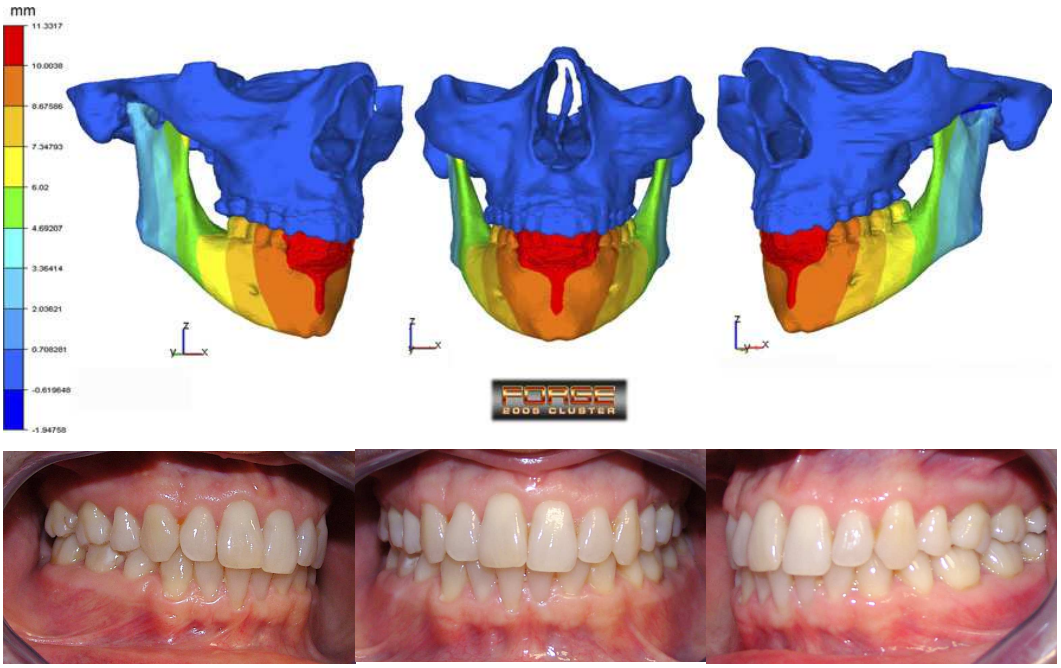


Figure 45 : (a) isovaleurs de déplacements et (b) intercuspidation du sujet volontaire.

C. Discussion

1. Géométrie articulaire et tonus musculaire

Dans notre étude, nous avons pris en compte l'asymétrie des deux ATM. La géométrie de chaque articulation a été obtenue à partir d'un patient volontaire sain de toute pathologie articulaire afin d'analyser la distribution des contraintes propre à chaque articulation. Les résultats sont donc spécifiques à ce sujet et sont susceptibles d'être légèrement différents chez un autre patient, sans que cela ne remette réellement en cause toute la démarche.

Les surfaces articulaires du condyle mandibulaire et de la glène temporale ont été modélisées tout d'abord avec un certain niveau d'irrégularités lié à la méthode même de reconstruction d'images utilisée. Même si les coupes TDM étaient relativement fines, des erreurs liées à l'interpolation des images entre deux coupes sont inévitables. La phase de discrétisation initiale de ces régions a donc fait l'objet dans un second temps d'un lissage manuel, au risque de s'éloigner légèrement de la géométrie réelle des objets (voir le chapitre sur l'amélioration de la géométrie du modèle). Anatomiquement, ces deux surfaces ne s'engrènent pas parfaitement, la surface articulaire de la glène temporale étant plus importante. Cela permet une meilleure amplitude des mouvements condyliens. Le disque articulaire se « conforme » sur ces deux surfaces articulaires et permet un contact parfait optimisant la stabilité au cours de la cinématique condylienne [22].

Les ATM sont morphologiquement asymétriques. Par conséquent les tensions et contraintes sont supposées être également hétérogènes et asymétriques au cours des mouvements condyliens symétriques à l'état physiologique [70]. Certains modèles de la littérature [52] ont montré cette différence dans la répartition des contraintes biomécaniques dans des simulations de fermeture symétrique. Dans notre étude, l'analyse montre une répartition quasi symétrique dans les zones externe et centrale du disque. En revanche les niveaux de contraintes les plus importants sont situés dans la partie antérieure du disque gauche et postérieure du disque droit. La morphologie des surfaces articulaires est en partie le reflet des contraintes biomécaniques imposées du fait de la capacité d'adaptation des ATM [22, 72]. L'asymétrie du tonus musculaire peut être la cause de ces modifications morphologiques [22]. Or, faute d'informations plus précises, les forces musculaires appliquées dans notre modèle pour obtenir une simulation en fermeture sont symétriques. L'interprétation des résultats s'est faite sur ces hypothèses. Une électromyographie (technique médicale qui permet d'enregistrer, avec un électromyographe, les courants électriques qui accompagnent l'activité musculaire) de chaque muscle permettrait d'infirmer ou au contraire de confirmer cette hypothèse, et ainsi de piloter le déplacement de la mandibule de façon plus réaliste. Cela complique néanmoins sensiblement le protocole de mise en données du problème.

2. Capsule articulaire

La capsule articulaire est constituée de structures fibreuses qui sont reliées en haut à l'os temporal et en bas à la mandibule. Le ligament temporo-mandibulaire externe renforce la capsule latéralement. Ces différentes composantes de la capsule articulaire ont été délibérément modélisées sous la forme d'un objet unique. Cela est lié à la difficulté de séparer les deux composantes anatomiques à partir des coupes IRM. L'IRM permet en effet l'analyse de la position du disque et du mouvement en ouverture et fermeture [73], mais sa résolution spatiale n'est pas assez précise pour une imagerie détaillée de toutes les structures de l'ATM, en particulier des ligaments. La modélisation de ces ligaments comme une seule entité est une hypothèse qui nous semble acceptable, car ils ont, a priori, le même comportement biomécanique. Les ligaments sphéno-mandibulaire et stylo-mandibulaire jouent un rôle très important dans l'ouverture de la mâchoire, mais ce rôle est mineur lors de la fermeture (dans des conditions normales telles que celles modélisées dans ce travail) [22, 74]. Si l'on ajoute à cela l'extrême difficulté à détourer ces structures sur des images IRM [75], nous avons choisi de ne pas les inclure dans notre modèle. Il faudra donc être extrêmement vigilant lorsqu'on utilisera le modèle éléments finis pour simuler d'autres types de mouvements mettant en jeu

ces ligaments. L'option la plus souhaitable serait alors de les ajouter, ce qui suppose de mettre en œuvre une technique d'imagerie qui permette facilement de les sélectionner.

3. Cartilage articulaire

Les surfaces articulaires des condyles et de la glène temporale sont recouvertes de couches de cartilage qui sont séparées par le disque articulaire. Des études antérieures ont modélisé cette couche cartilagineuse [76] et son influence biomécanique [47]. La surface du cartilage n'a pas été modélisée comme une entité distincte dans notre travail, pour les mêmes raisons que celles évoquées pour les disques articulaires ci-dessus. Cependant, l'interaction entre les couches du cartilage et le disque telle qu'elle existe naturellement au niveau de l'ATM [40, 77] doit nécessairement être prise en compte, par un moyen ou un autre, si l'on veut que la modélisation soit réaliste. Le cartilage a, dans notre cas, été modélisé à travers l'utilisation d'une loi de contact, au niveau des interfaces supérieure et inférieure des disques, à laquelle nous avons associé des coefficients caractéristiques d'un frottement faible. En pratique clinique, les modifications de l'environnement biomécanique entrainant des modifications des conditions de frottement dans l'ATM (édentation, mastication unilatérale etc…) pourraient expliquer l'origine et l'évolution des dysfonctions temporo-mandibulaires [78]. Dans notre étude, des contraintes relativement élevées ont été observées dans les régions latérales du disque. Une usure prématurée est susceptible de se produire dans ces régions au cours de sollicitations répétées. Cette usure pourrait induire à terme des douleurs.

Dans un prochain travail, ces coefficients de frottement pourront être en partie validés en effectuant une comparaison qualitative de l'amplitude du mouvement discal en fin de fermeture entre le modèle numérique et des images IRM réalisées en fin de fermeture.

4. Condition aux limites : chargement musculaire

Comme nous l'avons vu dans le chapitre I, les muscles du système masticateur sont constitués du groupe des élévateurs et des abaisseurs. D'un point de vue mécanique, chaque muscle exerce une fonction de contraction (totale ou partielle) ou de relâchement en fonction du mouvement de la mandibule. Pour un mouvement de fermeture buccale, le groupe des muscles élévateurs est sollicité. Pour obtenir une occlusion en relation centrée, (relation d'os à os entre les condyles mandibulaires et les glènes temporales, le condyle mandibulaire occupe la position la plus haute, symétrique, centrée et reculée et non forcée), nous avons attribué à

chaque muscle élévateur un « vecteur» de force dont l'amplitude et la direction ont été appliquées sur leur surface d'insertion (PCS).

Cependant notre approche numérique ne prend pas en compte le comportement des muscles abaisseurs. Même si leur fonction est minime lors d'un mouvement de fermeture, la prise en compte de leur comportement rendrait l'approche plus réaliste d'un point de vue physiologique. Le modèle de Gupta et al. [79, 80] est le seul à modéliser les muscles (à partir des coupes IRM) et à leur attribuer une loi de comportement linéaire élastique (loi de Hooke). Les conditions aux limites appliquées permettant le mouvement n'est malheureusement pas explicité. La complexité du comportement mécanique des muscles fait qu'on ne peut se limiter à une loi de Hooke. Un modèle complexe musculaire au cours de la mastication a été établi par Rörhle et al. [81]. La prise en compte de tels modèles suppose une complexification importante des calculs. De plus, la sollicitation de chaque muscle assurant la fermeture buccale n'est pas synchrone [51] (figure 46) alors que la force attribuée à chaque muscle de notre modèle est progressive, linéaire et synchrone. La réalisation d'un EMG du volontaire serait là encore intéressante pour préciser la sollicitation de chaque muscle en fonction du temps.

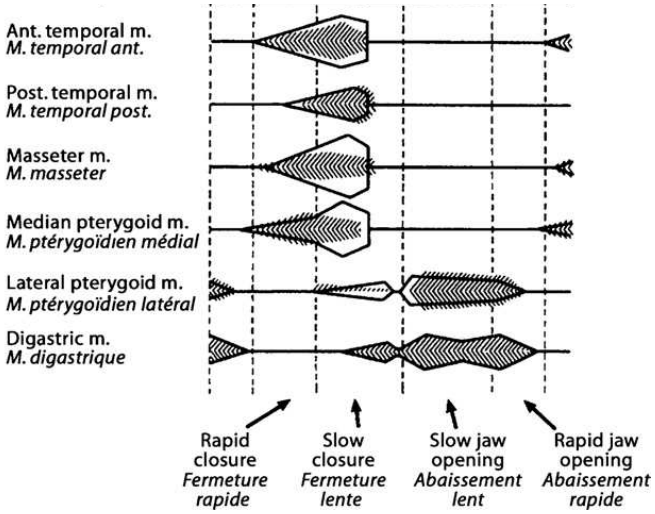


Figure 46 : sollicitation (tracé EMG) de chaque muscle en fonction du type de mouvement mandibulaire d'après Jaisson et al. [51].

5. Contact inter-dentaire

Comme nous l'avons décrit dans le chapitre de mise en données, en intercuspidation, le contact dentaire justifie la prise en compte de coefficients de frottement entre les dents maxillaires et les dents mandibulaires, entre les dents mandibulaires et l'os mandibulaire et enfin entre les dents maxillaires et l'os maxillaire. Une bonne discrétisation spatiale de ces objets (en particulier pour décrire correctement les zones de contact) ainsi que l'attribution de loi de comportement adaptées sont également indispensables. En effet les contraintes induites lors de cette phase sont transmises directement aux ATM par l'os mandibulaire.

La plupart des modèles de la littérature ne prennent pas en charge ces composantes anatomiques. Notre analyse bibliographique montre que notre modèle est le seul à modéliser le contact entre les racines dentaires et l'os spongieux. Un point d'amélioration serait cependant la modélisation du ligament alvéolo-dentaire (desmotonte – cf chapitre I) qui joue un rôle mécanique important dans l'absorption des contraintes mécaniques en intercuspidation [82]. Ce tissu a déjà été modélisé dans certains modèles ayant pour but la modélisation exclusive du système de dentition [50] mais pas dans un système masticatoire complet. Ce tissu est parfaitement visible à l'aide d'un microscanner (utilisable sur des petits échantillons). Malheureusement, ce dernier n'est pas applicable sur un patient. La prise en compte du ligament alvéolo-dentaire compliquerait par conséquent encore l'accès aux données anatomiques.

6. Loi de comportement du disque articulaire

La principale limitation de notre modèle réside à notre avis, dans l'attribution d'une loi de comportement élastique aux disques et aux tissus de connexions. La meilleure approximation serait de leur attribuer une loi de comportement visco-hyperélastique comme cela a été présenté dans le chapitre bibliographique. Le développement d'un tel modèle est un challenge comme le souligne Tanaka et al. [36]. Les propriétés visqueuses des tissus sont primordiales lorsqu'on analyse l'influence de la relaxation sur ces derniers dans le cadre d'une simulation cyclique (essai de fatigue par exemple) [83]. En revanche, dans notre étude, nous nous sommes placés dans un cadre quasi-statique, un modèle visco-élastique n'est donc pas nécessaire. En ce qui concerne l'aspect « hyperélastique » et comme évoqué dans le chapitre « matériels et méthodes », ce dernier s'exprime lorsque les déformations commencent à être relativement importantes (de l'ordre de 10% [69]). C'est notre cas ici puisque le niveau de déformation atteint est finalement de l'ordre de 15% pour les disques et les tissus de

connectivité. C'est pourquoi nous avons décidé d'améliorer notre modèle dans ce sens. Cela fait l'objet du chapitre suivant.

7. Comparaison aux modèles antérieurs

Malgré les quelques limitations présentées ci-dessus, notre modèle fait partie des plus complets et des plus précis de la littérature pour ce qui est de l'analyse des contraintes discales dans des conditions de fermeture buccale et d'intercuspidation. Si l'on compare les niveaux de contraintes prédits par notre modèle à ceux mesurés ou estimés sur d'autres modèles expérimentaux sur cadavres [29] ou modèles numériques 2D [28], on s'aperçoit qu'ils sont à peu près du même ordre de grandeur (5,1 MPa contre 0,85 à 9,9 MPa).

D. Conclusion

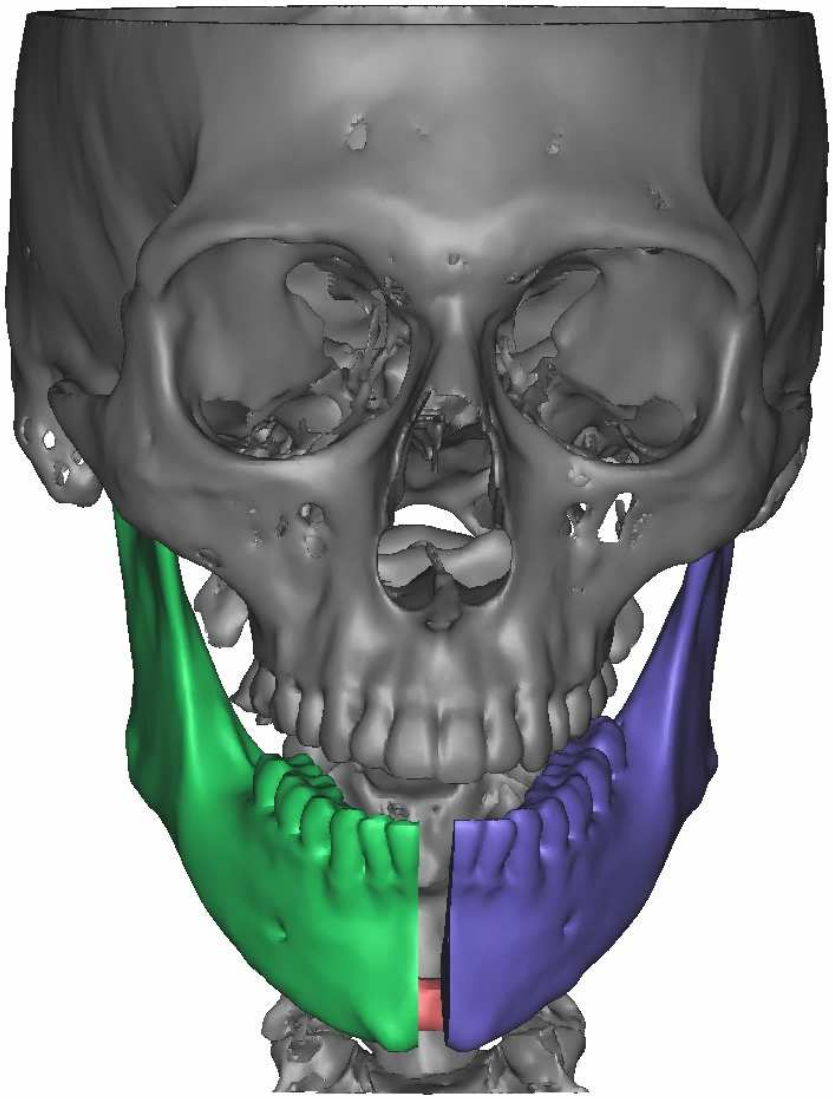
Au moment de la conception et de la publication de notre modèle [68], aucun modèle masticatoire par éléments finis ne présentait un tel niveau de raffinement du maillage. Les conditions aux limites et les différents paramètres permettant la simulation ont été conformes aux données de la littérature. Les résultats de l'analyse des contraintes de chaque disque dans un mouvement de fermeture s'approche donc au mieux de la réalité physiologique.

Les points d'amélioration du modèle sont de deux ordres :

- l'attribution d'une loi de comportement biomécanique hyperélastique aux disques et aux tissus capsulo-ligamentaires.
- un lissage de certaines structures de l'ATM.

Les diverses améliorations sont décrites dans le chapitre suivant dont l'objet est la simulation de l'opération de distraction ostéogénique symphysaire elle-même.

Chapitre IV : Simulation de la distraction symphysaire



CHAPITRE IV : SIMULATION DE LA DISTRACTION SYMPHYSAIRE

Dans le chapitre précédent, nous avons expliqué comment nous avons conçu notre modèle numérique à partir notamment de l'imagerie médicale. Nous avons ensuite modélisé un mouvement de fermeture de la mâchoire. Si le modèle a parfaitement été capable de simuler ce mouvement en conduisant aux résultats présentés précédemment, quelques difficultés de convergence ont été observées. Avant de passer à la modélisation de l'opération de distraction symphysaire à proprement parler, nous avons cherché à identifier les causes pouvant être à l'origine de ces difficultés de convergence et proposé des voies d'amélioration.

A. Amélioration de la simulation

Une analyse poussée du calcul a mis en évidence des sauts d'incréments pour stabiliser la solution et finaliser le calcul. Des défauts de qualité de maillage peuvent être à l'origine de ces problèmes. Nous avons détecté au niveau du maillage du condyle des aspérités à l'origine d'interpénétration de nœuds dans des surfaces en vis-à-vis générant des problèmes de contact avec les autres corps.

Comme nous l'avons vu dans le chapitre III, le logiciel de segmentation Amira3D® permet d'obtenir des géométries sous forme de maillages surfaciques puis volumiques. Ces maillages sont réalisés par *contourage* manuel, basé sur des niveaux de gris différents, des structures visibles sur l'imagerie médicale. Leur précision est largement sujette à l'interprétation qui est faite par l'utilisateur des images médicales. Ils seront en outre dépendant des connaissances de l'anatomie qu'a cet utilisateur. A l'issue des premières simulations présentées précédemment, deux difficultés majeures ont pu être notées au niveau de l'ATM :

- La présence de surfaces relativement irrégulières au niveau des articulations alors qu'elles sont supposées être parfaitement lisses de façon à pouvoir s'articuler parfaitement les unes par rapport aux autres ;
- L'interpénétration de certaines zones du maillage à certains endroits.

Les géométries surfaciques obtenues à l'aide du logiciel AMIRA3D® étant difficilement manipulables à l'aide de logiciels de CAO classiques, les améliorations ont été cherchées du côté du logiciel éléments finis Forge® (version 2009), une fois faite l'importation des maillages surfaciques issus d'AMIRA. La première étape a consisté en un lissage des surfaces et la seconde à la correction des interpénétrations de maillages.

B. Lissage de surface

A l'aide de l'outil Maillage STL que l'on trouve dans le pré-processeur de Forge® 2009, il est possible de lisser les surfaces en jouant sur la valeur des tailles d'arêtes minimales et maximales. Les figures 47 et 48 montrent l'amélioration du maillage (lissage et raffinement) par cette technique au niveau de la mandibule. On notera que cette technique entraîne une augmentation notable du nombre d'éléments.

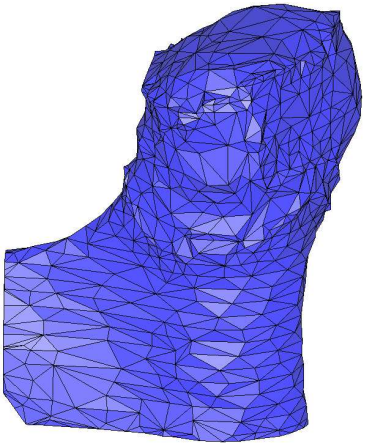


Figure 47 : région condylienne de la mandibule avant lissage.

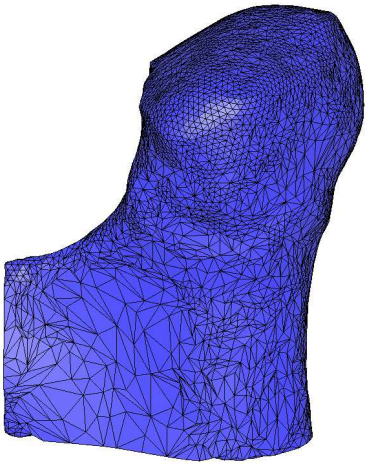
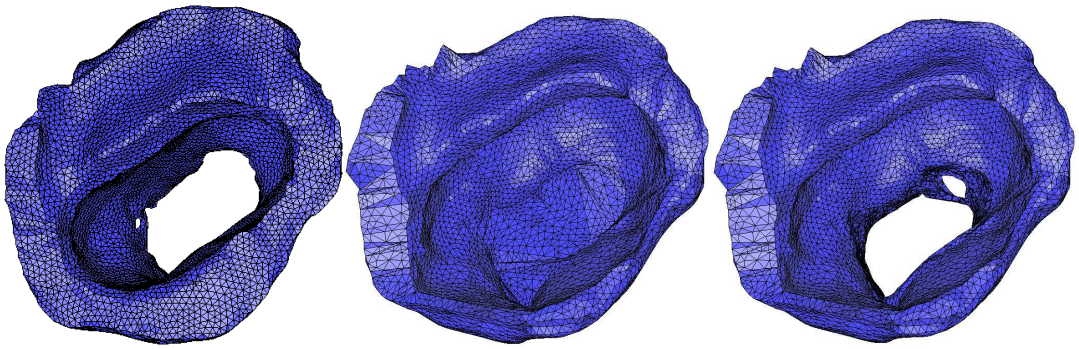


Figure 48 : région condylienne de la mandibule après lissage.

C. Correction des interpénétration de maillages

Le logiciel Forge® 2009 permet également de supprimer les éléments d'une pièce dont les nœuds se situent à l'intérieur d'une autre pièce. Cette fonctionnalité s'appelle l'« *ébavurage* ». Dans notre cas par exemple, de façon à assurer un contact parfait entre les tissus de connectivité et la mandibule, nous avons choisi de superposer les deux pièces et de supprimer par *ébavurage* les éléments appartenant aux tissus de connectivité qui pénétraient dans le maillage de la mandibule. Les éléments supprimés laissent la place à des creux. L'inconvénient majeur de cette méthode est donc la mauvaise qualité de maillage de la surface ébavurée. Il est extrêmement délicat de lisser cette surface a posteriori : certains nœuds risquent en effet de s'inverser et rendre tout calcul ultérieur impossible. Ils risquent aussi de s'éloigner de cette surface, et donc de supprimer le contact existant entre les deux pièces. Nous avons appliqué cette méthode aux tissus de connectivité. La géométrie des tissus de connectivité (Figure 49a) a tout d'abord été close artificiellement en ajoutant manuellement quelques éléments (Figure 49b) pour qu'après ébavurage avec la mandibule, elle épouse parfaitement sa forme (Figure 49c). Nous nous sommes aperçus qu'il était impératif d'ébavurer les géométries convexes à l'aide des géométries concaves et non l'inverse de façon à éviter l'emprisonnement de nœuds de la structure supprimée dans celle restante. La Figure 50 montre les conséquences d'un ébavurage ne respectant pas cette règle, à savoir l'ébavurage d'une géométrie concave par une autre convexe. Le tableau 7 montre l'influence de cette opération sur le nombre de nœuds des maillages.



a b c

Figure 49 : opération d'ébavurage du tissu de connectivité. (a) maillage initial, (b) ajout d'éléments, (c) maillage après ébavurage.

Région anatomique	Eléments tétraédriques avant ébavurage	Eléments tétraédriques après ébavurage
Mandibule **Os cortical** **Os spongieux**	 68800 31632	 **101048** **31827**
Crâne	202595	**23508**
Dents **Maxillaires** **Mandibulaires**	 29761 40831	 **31486** **43916**
Disques articulaires **Droit** **Gauche**	 1456 1400	 **2784** **2827**
Tissu capsulo-ligamentaire **Droit** **Gauche**	 4790 4827	 5966 7784

Tableau 7 : modification du maillage des structures par l'ébavurage.

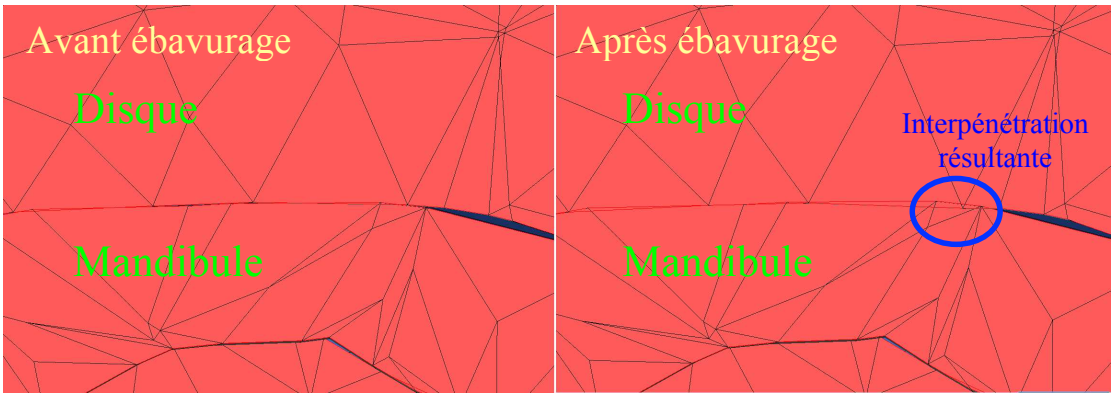


Figure 50 : ebavurage d'une géométrie concave (disque) par une géométrie convexe.

Dans le cas où une géométrie est convexe d'un côté et concave du côté opposé à la surface de contact, il faut favoriser l'ébavurage de la géométrie qui présente un rapport surface concave/convexe supérieur à 1.

Par exemple, les dents maxillaires sont convexes au niveau des racines et concaves entre ces racines. Nous remarquons sur la figure 51, que la surface des racines est beaucoup plus importante que celle de l'espace entre racines. Nous avons donc décidé d'ébavurer les dents maxillaires avec le crâne et non l'inverse. Cela a eu pour conséquence d'induire une pénétration des nœuds du crâne dans la surface « entre racines ». Il a alors été nécessaire de les détecter puis de les supprimer manuellement à l'aide de l'outil « mailleur manuel surfacique ». A défaut, le calcul n'aurait pu converger convenablement.

Ces opérations d'adaptation locale du maillage sont particulièrement délicates et chronophages mais sont également indispensables pour améliorer la gestion du contact par des surfaces 3D ayant des géométries aussi complexes.

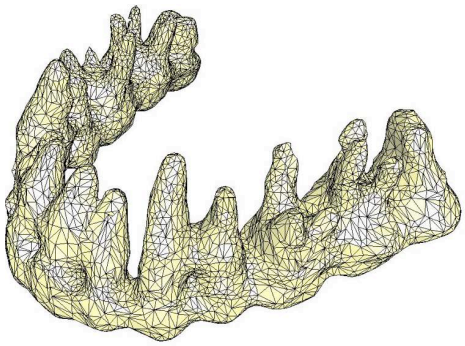


Figure 51 : surface de l'apex des racines et de l'espace inter-radiculaire.

D. Modélisation de la distraction symphysaire

Dans la suite de ce document, nous avons simulé l'opération de distraction symphysaire à proprement parler. Une fois la distraction réalisée et le comblement du trou laissé par cette dernière au niveau de la mandibule, nous avons modélisé, à des fins de comparaison, un mouvement de fermeture de la mâchoire, avant et après distraction. L'analyse s'est portée sur la distribution des contraintes (champs de von Mises) au niveau des disques mais également la au niveau de la surface des condyles.

1. Matériels et méthodes

Le maillage de notre modèle ayant été amélioré comme expliqué précédemment, pour optimiser le calcul, nous avons ensuite choisi de modifier la loi de comportement assignée aux disques et aux tissus capsulo-ligamentaires. De façon à mieux appréhender les grandes déformations potentiellement subies par ces structures, une loi hyper-élastique Néo-Hookéenne leur a été attribuée.

Prise en compte de l'hyperélasticité des tissus mous

Un modèle hyperélastique suppose l'existence d'un potentiel densité d'énergie interne W, fonction scalaire de la mesure des déformations. Le second tenseur des contraintes de Piola-Kirchhoff S est obtenu par dérivation de ce potentiel par rapport aux déformations :

$$S = 2\frac{\partial W}{\partial C} \qquad (1)$$

où C est le tenseur de déformation Cauchy-Green droit, donné par :

$$C = F^T.F \qquad (2)$$

avec F le tenseur gradient de déformation.

Pour des matériaux hyperélastiques isotropes, il est possible d'exprimer la contrainte de Cauchy σ en fonction des invariants I_1 et I_2 (le troisième invariant $I_3 = 1$) du tenseur de déformation Cauchy-Green gauche B :

$$\sigma = (2\frac{\partial W}{\partial I_1}B - 2\frac{\partial W}{\partial I_2}B^{-1}) - p'I = \sigma' - p'I \qquad (3)$$

$$\text{avec } B = F.F^T \qquad (4)$$

p' est un champ de pression arbitraire.

Il existe plusieurs façons d'écrire la densité d'énergie W, donnant plusieurs formes de la loi de comportement. L'une des plus simples est donnée par le modèle Néo-Hookéen caractérisé par le paramètre rhéologique unique c :

$$W = c(I_1 - 3) \qquad (5)$$

D'après la relation (3), on peut alors déduire que :

$$\sigma' = 2cB \qquad (6)$$

Dans le cas des petites déformations, il a été montré [69] qu'il était possible de déterminer une équivalence entre le paramètre c et le module d'Young E et le coefficient de Poisson ν. La relation est exprimée de la façon suivante :

$$c = \frac{E}{4(1+\upsilon)} \qquad (7)$$

Le tableau 8 résume les valeurs trouvées dans la littérature [39], que nous avons attribuées à chacune des structures modélisées.

Structure anatomique	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson (ν)	Paramètre rhéologique *(c)*
Mandibule **Os cortical** **Os spongieux**	 13,700 7930	 0.3 0.35	-
Crâne	14,000	0.3	-
Arcade dentaire **Maxillaire** **Mandibulaire**	 20,000 20,000	 0.3	-
Disque articulaire **Gauche** **Droit**	-	-	7.14
Tissu capsulo-ligamentaire	-	-	0.25
Cal osseux symphysaire	13,700	0.3	-

Tableau 8 : paramètres rhéologiques attribués à chacune des structures.

Simulation de la distraction symphysaire

Une ostéotomie numérique a été réalisée au niveau symphysaire en coupant, à l'aide de l'opération d'ébavurage présentée plus haut, le maillage verticalement à gauche puis à droite. Deux demi-mandibules ont ainsi été obtenues. L'expansion, elle-même, a été simulée en appliquant un objet (outil) rigide plan à chacune des deux berges obtenues suite à l'ostéotomie.

Une vitesse de déplacement identique a été appliquée dans deux directions opposées. Le contact défini entre les outils et la mandibule autorisait un glissement à l'interface. Les deux berges pouvaient ainsi se déplacer librement dans l'espace. Cette expansion s'est basée sur notre expertise clinique et les données de la littérature [6, 8, 84]. La moyenne de l'espace créé étant de 10 mm en pratique clinique, nous avons choisi cette distance pour notre modèle. Faute d'avoir à notre disposition un module simulant l'ostéogénèse, nous nous sommes retrouvés avec une absence de contact de 10 mm entre les deux berges de la mandibule.

Nous avons alors choisi de générer avec le logiciel Forge®, manuellement et de manière volumique, la géométrie d'un cal osseux équivalent à l'os qui aurait été créé lors d'une distraction réelle. Le maillage obtenu correspondant était composé de 1253 éléments tétraédriques. Nous lui avons attribué une loi de comportement correspondant à un os solide, pour simuler le comportement d'un cal osseux consolidé.

Nous avons opté pour un modèle élastique linéaire (loi de Hooke), la déformation de l'os au cours de la phase de mastication devant être négligeable comparée à celle des tissus mous de l'ATM. Les paramètres sont repris dans le tableau 8.

Le contact entre chaque structure a été modélisé par l'intermédiaire de coefficients de frottement identiques à ceux utilisés pour le premier modèle. Un contact bilatéral collant a été attribué entre l'objet « cal osseux » et les deux segments mandibulaires (os cortical et spongieux). Les différentes étapes de cette simulation de la distraction symphysaire sont illustrées sur la figure 52.

Après cette étape de distraction simulant l'activation d'un distracteur, nous avons observé la présence de contraintes résiduelles, notamment au niveau des articulations. Nous avons choisi de ne pas les annuler et de les conserver pour la simulation en fermeture de notre modèle avec distraction symphysaire (figure 53).

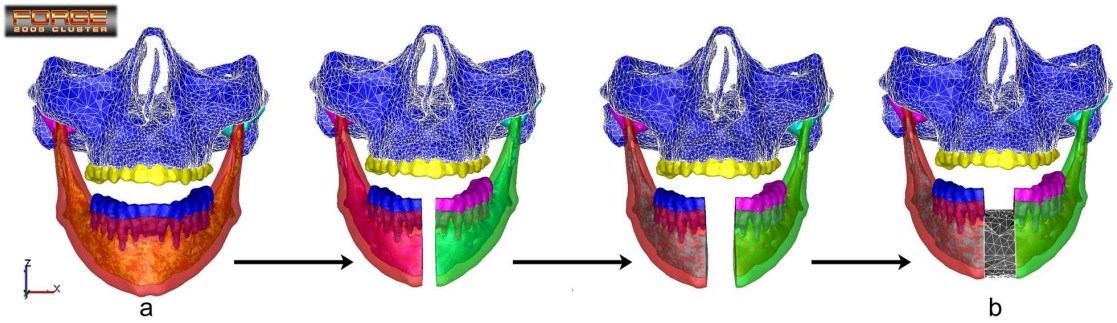


Figure 52 : simulation de la distraction (a) et modélisation du cal osseux symphysaire (b).

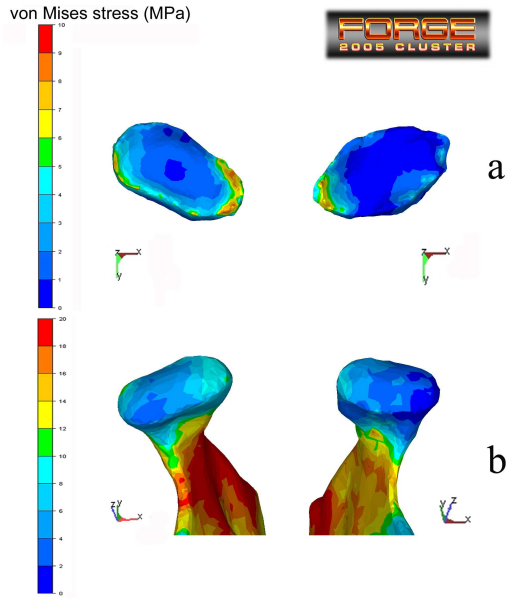


Figure 53 : contraintes résiduelles (champs de von Mises) après la simulation de la distraction symphysaire.

Pour la simulation en fermeture, même si cela est également discutable du fait du changement de morphologie que peut générer l'opération de distraction, nous avons décidé d'appliquer les mêmes conditions aux limites (efforts meusculaires) que celles utilisées lors de la simulation avant distraction.

Paramètres d'études

Les champs de von Mises ont été étudiés au niveau des disques articulaires et de la surface des condyles. Les contraintes ont été analysées successivement à 8, 6, 4 et 2 mm de distance inter-incisive sur les modèles avant et après distraction. Les mouvements mandibulaires ont été analysés et comparés entre les deux modèles suivant l'axe vertical « z » du repère Cartésien orthonormé. Les résultats des calculs ont été analysés à l'aide du post-processeur GLview Inova 7.1 (Ceetron) du logiciel FORGE®. Toute la méthodologie est exposée dans le fichier multimédia disposé en annexe.

2. Résultats

Contraintes au niveau des disques

Une analyse volumique a été réalisée aux mêmes degrés de fermeture de la mandibule (8, 6, 4 et 2 mm de distance inter-incisive) pour chaque modèle. L'analyse qualitative montre une augmentation progressive et continue dans chaque disque de chaque modèle pendant la fermeture de la mandibule (Figure 54). Un pic de contraintes a été observé dans les zones latérales et médiales de chaque disque pour les deux modèles. Un pic plus important a été observé dans la partie antérieure pour les disques droits de chaque modèle alors que pour les disques gauches le pic est observé dans sa zone centrale.

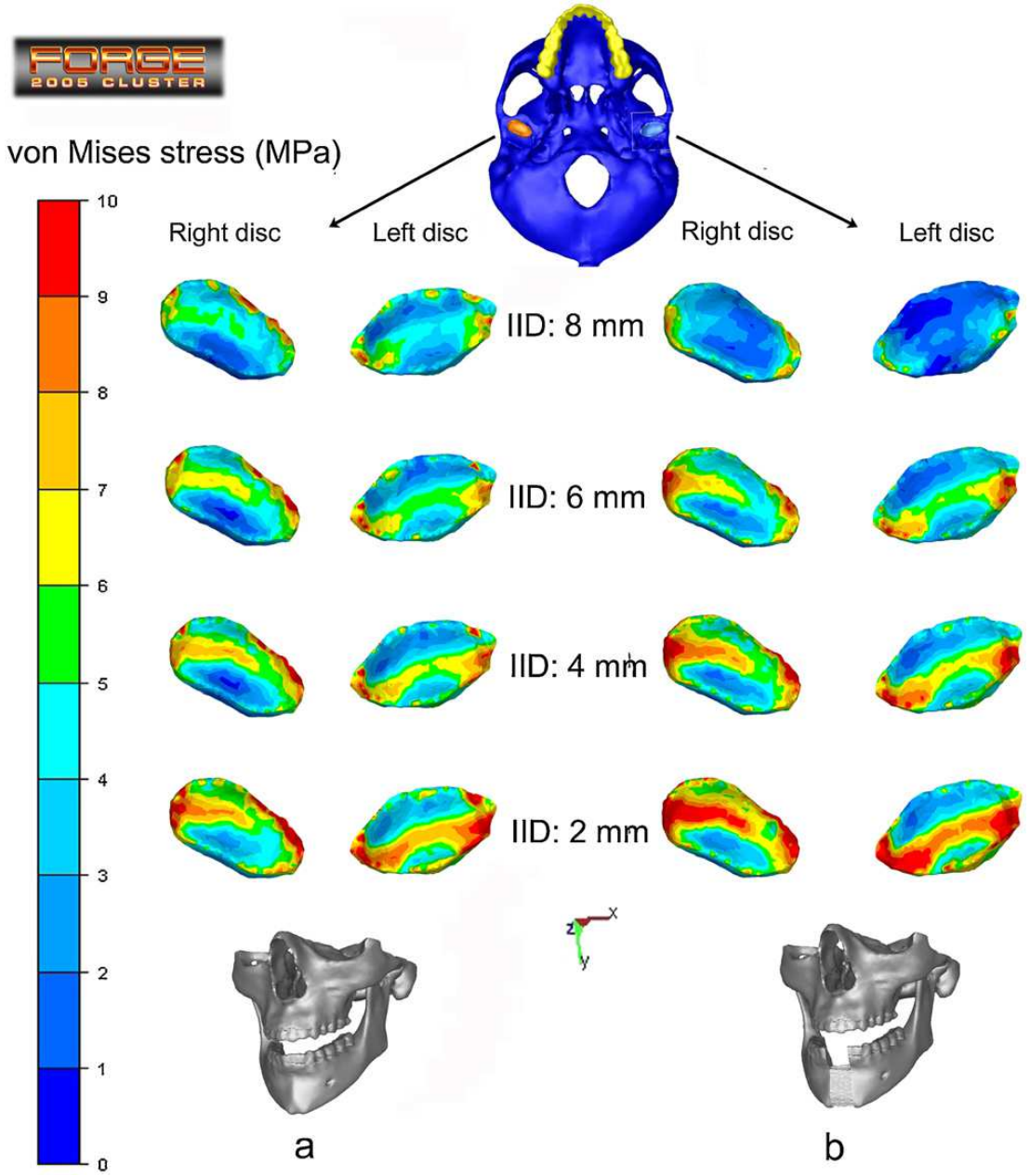


Figure 54 : analyse comparative des niveaux de contraintes discales (champs de von Mises) entre le modèle 1 avant (a) et le modèle 2 après (b) distraction symphysaire. (IID : distance inter-incisive).

Les niveaux de contrainte maximale au niveau de la surface inférieure des disques sont exposés dans la figure 55. Les contraintes maximales étaient légèrement supérieures dans le modèle après distraction (14,80 MPa) en comparaison au modèle avant distraction (13,24 MPa) pour la distance inter-incisive la plus faible (2 mm), correspondant à l'état de fermeture le plus important.

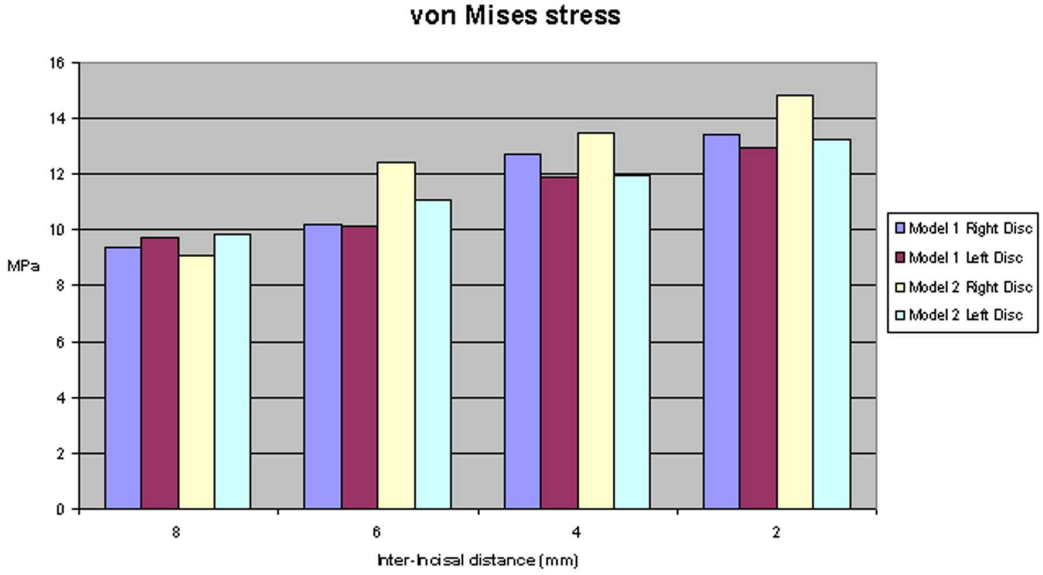


Figure 55 : contraintes maximales (champs de von Mises) dans chaque disque en fonction de la distance inter-incisive (mm).

Contraintes de la surface articulaire

Pour chaque modèle, les contraintes maximales (champs de von Mises) ont été observées au niveau de la partie interne de la surface condylienne droite et de la partie externe pour le condyle gauche. Le second modèle, post-distraction, montrait des contraintes (4,2 MPa en moyenne) légèrement plus élevées dans les zones latérale, centrale et antéro-médiale à tous les niveaux de fermeture mandibulaire (Figure 56).

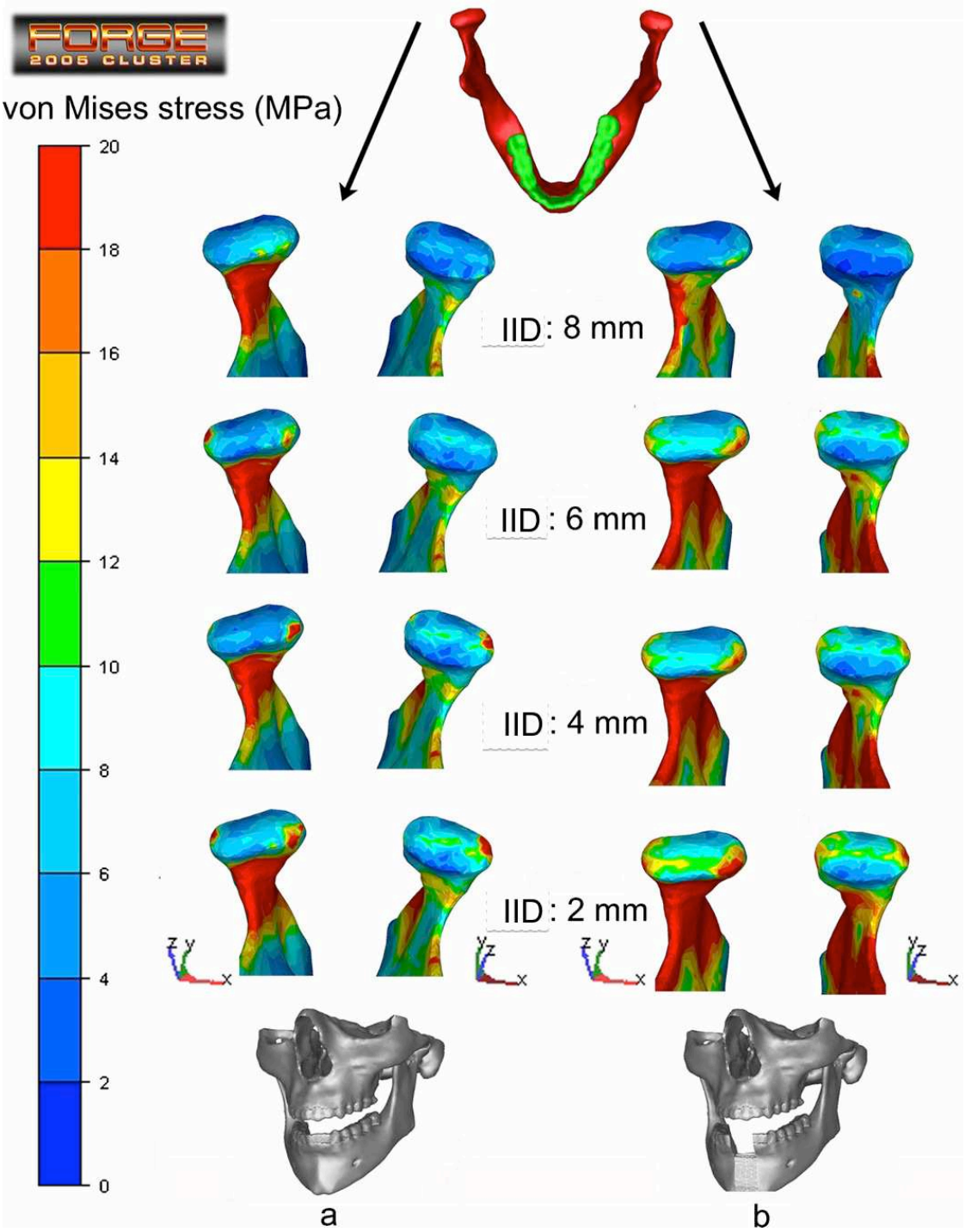


Figure 56 : analyse comparative des niveaux de contraintes des surfaces articulaires (champs de von Mises) entre les modèles avant (a) et après (b) distraction symphysaire. IID ; inter-incisal distance.

Le pic de contraintes était supérieur dans le modèle après distraction (26,71 MPa) en comparaison au modèle avant distraction (20,40 MPa) à 2 mm de distance inter-incisive.

Comparaison du déplacement mandibulaire

A 2 mm de distance inter-incisive, les isovaleurs de déplacement suivant l'axe « z » montraient un mouvement globalement symétrique pour chaque modèle (Figure 57).

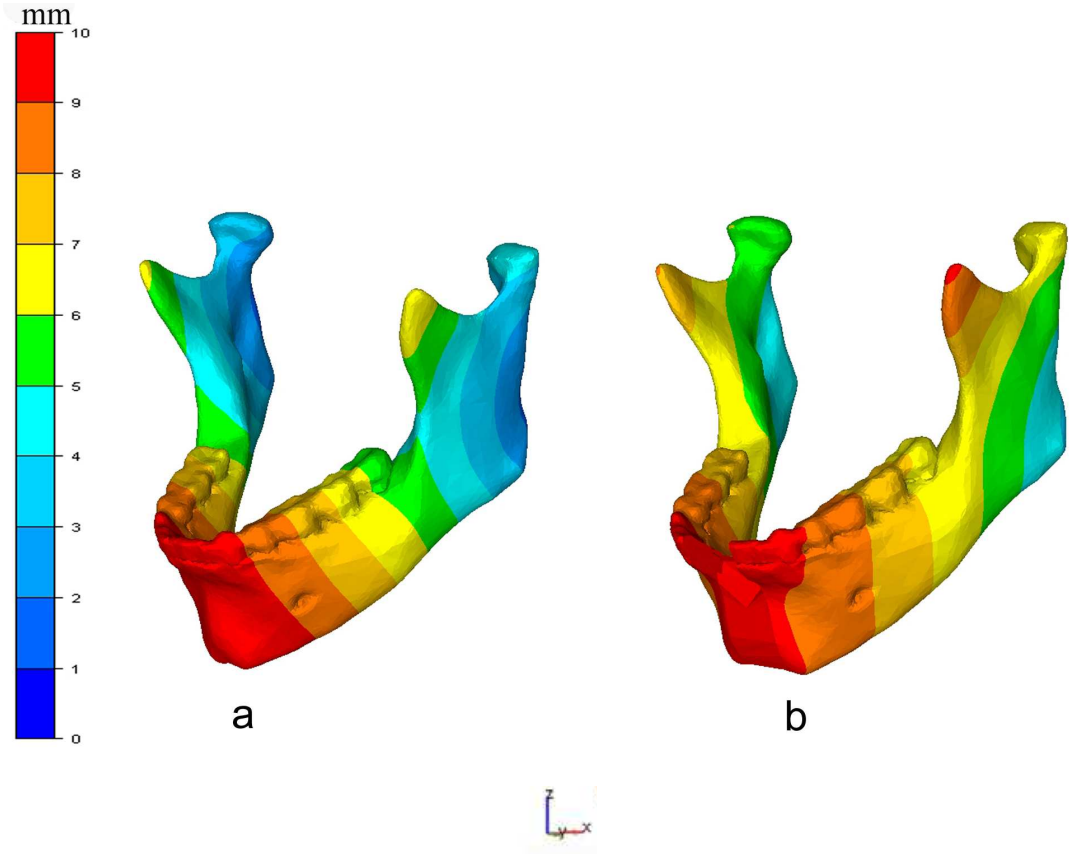


Figure 57 : isovaleurs de déplacements suivant l'axe « z » montrant un mouvement symétrique et de même amplitude. Modèle (a) avant et (b) après distraction.

E. Discussion

Notre modèle après distraction comporte un cal osseux consolidé, correspondant à une période minimum de 6 mois après la fin de l'activation. L'évaluation de la distraction symphysaire peut donc être considérée comme une évaluation à long terme et les résultats sont interprétables comme tel.

Comme cité dans le chapitre I, les modèles éléments finis simulant la distraction symphysaire sont peu nombreux [57-60]. Aucun de ces modèles n'analyse la distribution des contraintes au niveau de toutes les structures de l'ATM. Basciftci et al. [57] ont étudié la répartition des contraintes des structures « rigides osseuses» de l'appareil manducateur et retrouvaient des contraintes importantes dans la région ramique de la mandibule. Boccaccio et al. [58, 59], Kim et al. [60] ont réalisé une analyse comparative des différents types de distracteurs (à ancrage osseux, dentaires et hybrides) sans présenter le niveau de contraintes atteint au niveau des ATM. Kim et al. [60] ont modélisé uniquement le disque articulaire et exclu le reste des structures composant l'ATM. Ils concluaient que le distracteur à ancrage hybride permettait une meilleure stabilité avec un niveau de contrainte osseuse plus faible par rapport aux autres distracteurs.

Kim et al. ont également retrouvé sur leur modèle incomplet des contraintes discales élevées lorsque l'activation était réalisée par un distracteur à ancrage osseux. Sans modélisation des contraintes de toutes les structures de l'ATM, aucun de ces modèles ne pouvait prédire le risque de survenue de dysfonction articulaire du fait d'une augmentation significative des contraintes au niveau discal ou articulaire. Notre modèle est donc le premier à simuler une distraction symphysaire en modélisant toutes les structures de l'ATM et à étudier son effet sur les contraintes articulaires.

1. Hypothèses de notre étude

Dans notre étude, nous avons simulé la période d'activation de la distraction en écartant les deux segments osseux de la mandibule à l'aide de deux plans verticaux distincts. Les forces sont ainsi transmises directement à l'os ce qui se rapproche a priori davantage d'une distraction symphysaire réalisée à l'aide d'un distracteur à ancrage osseux. Les résultats ne seront donc comparables a priori qu'en respectant cette hypothèse.

En pratique clinique, l'activation est de 1 mm par jour en 2 fois. Il existe donc une période de repos entre chaque activation du vérin du distracteur alors que dans notre simulation la distraction est progressive et continue. Cette observation clinique semble indiquer la présence d'un petit temps de relaxation des structures discales et capsulo-ligamentaires entre deux activations. Une loi de comportement de type visco-élastique serait alors peut-être plus appropriée. Il serait intéressant dans un futur travail de réaliser un test de sensibilité en simulant la distraction en associant une telle loi viscoélastique à ces tissus.

2. Interprétation des résultats du point de vue clinique

Les résultats de la distribution des contraintes au niveau discal et condylien montrent leur très faible augmentation (quelques MPa) dans le cas du modèle « après distraction ». Cette analyse semble confirmer l'hypothèse selon laquelle l'augmentation des contraintes exercées sur le disque et la surface articulaire après distraction symphysaire est minime et le risque de survenue de dysfonction discale associé faible.

3. Comparaison à un modèle histologique

Harper et al. [18] ont étudié chez le grand singe (Macaque) les modifications histologiques des surfaces articulaires condyliennes après une distraction symphysaire. Ils ont observé des modifications à type de résorption de toute l'épaisseur cartilagineuse dans les secteurs antéro-médial et postéro-latéral (Figure 58b) de la surface condylienne. Pour les auteurs, ce phénomène correspondait à une adaptation articulaire des contraintes après la rotation des condyles. Le degré de résorption était essentiellement lié au rythme et au taux d'activation et moins à l'amplitude. Si nous comparons les contraintes (champs de von Mises) du modèle après distraction, on peut observer des similitudes entre les zones ou les pics de contraintes sont observés et les zones de résorption observées histologiquement (Figure 58a et b).

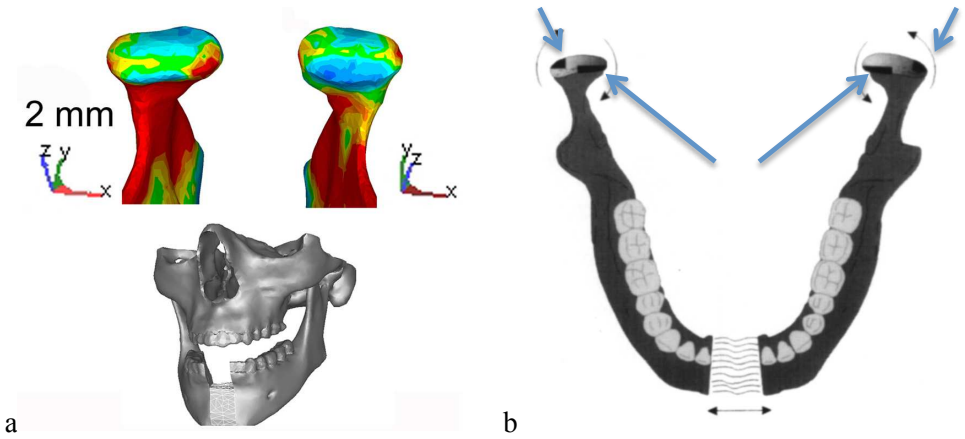


Figure 58 : comparaison des contraintes des surfaces articulaires condyliennes de notre modèle (a) après distraction (à 2 mm de distance inter-incisive) et zones de résorption cartilagineuse sur l'étude histologique (b) de Harper et al. [18].

4. Limitations de l'étude

Les limitations de notre étude sont de quatre ordres : (i) la validation de notre modèle, (ii) les conditions aux limites, (iii) l'absence d'évaluation des contraintes en intercuspidation prolongée et (iv) les contraintes résiduelles discales après la distraction.

i. Dans le chapitre III, nous avons observé une intercuspidation identique en fin de calcul de notre modèle numérique et de notre sujet volontaire. Cette observation est insuffisante pour valider notre modèle. La validation se fera d'abord par une comparaison spatiale de la mobilité des disques sur le modèle numérique et sur des images IRM en coupes sagittales avec un protocole spécifique d'étude clinique du disque. La validation se fera également en comparant la cinétique mandibulaire de chaque modèle entre 10 mm de distance inter-incisive et l'intercuspidation. Cliniquement cette cinétique peut être évaluée par un axiographe 3D à l'aide d'un clutch paraocclusal [85] (Figure 59). Cet appareil est disponible uniquement dans quelques centres hospitaliers spécialisés en occlusodontie. Nous disposerons prochainement de ce dispositif au CHU de Marseille (AP-AM) dans le service d'occlusodontie du Professeur JD Orthlieb. Ce dispositif est composé d'un système de gouttière intra-buccale relié (par un système optique ou filaire) à des capteurs de mouvements. Ces capteurs enregistrent précisément les mouvements condyliens lors de la mobilisation mandibulaires. L'adéquation entre les mouvements condyliens expérimentaux et numériques permettrait une validation géométrique de notre modèle.

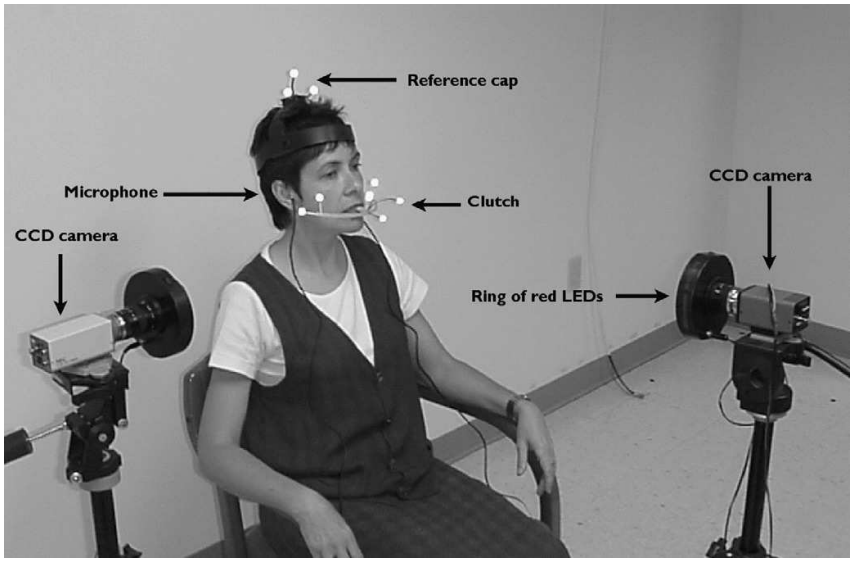
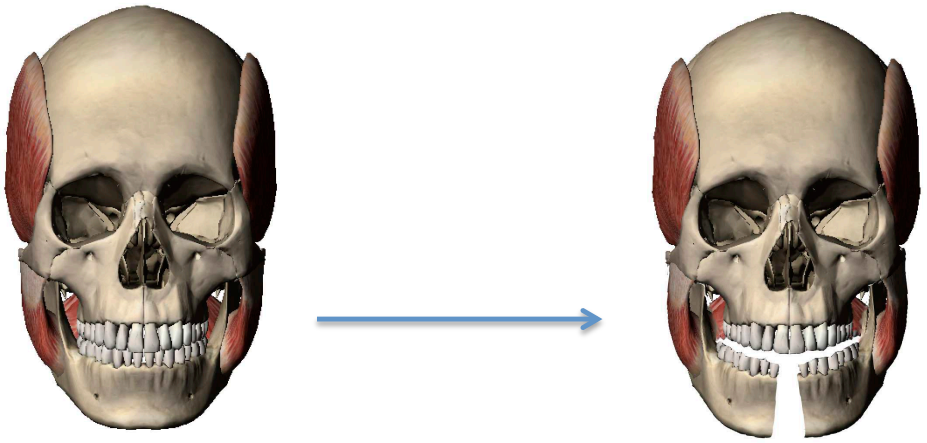


Figure 59 : axiographe 3D d'après Leader et al. [85].

ii. Les modèles avant et après distraction utilisent strictement les mêmes conditions aux limites. Ces conditions aux limites sont modélisées sous la forme de forces musculaires dont les amplitudes et directions ont été choisies pour qu'elles permettent de fermer la mandibule. Aucune étude clinique électromyographique n'a étudié les modifications des forces musculaires des muscles élévateurs avant et après distraction. Il est pourtant fort probable qu'il existe des modifications de la force musculaire car la position spatiale de l'insertion mandibulaire de ces muscles est modifiée (Figures 60a et b). Ce changement induit également une modification directionnelle des forces à appliquer. Ces éléments devraient être pris en compte pour obtenir une approche plus réaliste de la physiologie.



a b

Figure 60 : modification spatiale des insertions musculaires mandibulaire, (a) avant distraction et (b) position finale après distraction.

iii. L'intercuspidation a été volontairement omise de notre analyse. En pratique clinique une préparation orthodontique ou chirurgicale de l'arcade dentaire maxillaire doit en effet être effectuée pour permettre une intercuspidation optimale après une distraction symphysaire (Figure 61), en obtenant un engrainement parfait entre les dents de l'arcade maxillaire et mandibulaire. Le modèle après distraction ne prend pas en compte cette préparation même si, a priori, il en serait parfaitement capable. L'analyse comparative en intercuspidation est donc impossible. Dans un futur travail, la structure représentant la modélisation du maxillaire prendra en compte l'augmentation de la dimension transversale.

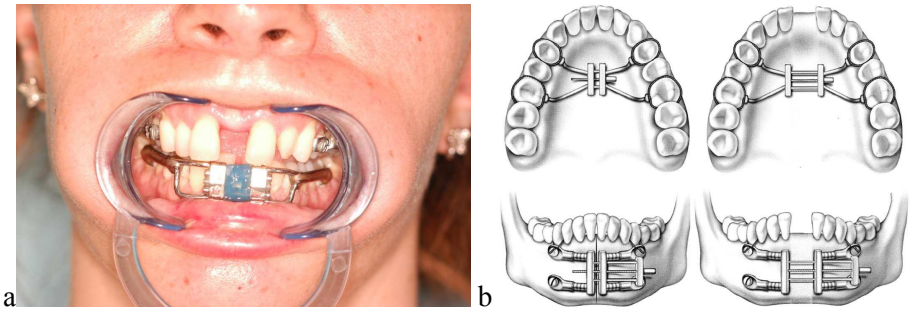


Figure 61 : préparation maxillaire concomitante (a) patient du Dr Georges Bettega (CHU de Grenoble) et (b) d'après Guilleminault et al. [86].

iv. Enfin, dans notre modèle nous avons laissé volontairement des contraintes résiduelles discales après l'étape de distraction. Il existe pourtant une absorption des contraintes grâce aux propriétés du disque. Ces propriétés caractérisent le comportement visco-élastique du disque articulaire. Comme nous l'avons vu dans le chapitre I, plusieurs auteurs dont Shengyi et Tanaka [61, 62, 64] ont étudié les phénomènes de fluage et de relaxation caractérisant cette propriété visco-élastique. Les auteurs trouvent une diminution des contraintes d'environ 10% dans les minutes suivant la sollicitation (test en compression). Dans notre modèle, il est probable que les contraintes résiduelles sont supérieures à la réalité physiologique et représentent une limite notre modèle. Malheureusement, il parait difficile d'évaluer expérimentalement et précisément ces contraintes après distraction pour les intégrer.

Malgré toutes ces différentes voies d'amélioration notre modèle est déjà extrêmement complet en particulier dans la modélisation de l'ensemble des structures composant le système masticatoire.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'objectif de notre étude était d'évaluer, à l'aide d'un modèle numérique éléments finis, le risque de survenue de dysfonction des articulations temporo-mandibulaires (ATM) après application d'une technique de distraction symphysaire. Une augmentation significative des contraintes articulaires supposerait en effet un risque d'usure précoce et d'endommagement des structures articulaires et donc de dysfonction de l'appareil manducateur suivi vraisemblablement de douleurs sur le plan fonctionnel.

La première partie de notre étude s'est portée sur la création d'un modèle EF du système masticatoire. Les rappels anatomiques et l'analyse bibliographique ont démontré toute la complexité à concevoir un tel modèle. D'abord sur le plan de la modélisation (quelles structures prendre ou ne pas prendre en compte ?) puis sur celui de la mécanique (quelles lois de comportement utiliser pour chacune des structures et quelles conditions aux limites appliquer au modèle pour simuler les déplacements mandibulaires ?). Dans notre modèle nous avons modélisé toutes les structures intervenant dans la mastication et qui ont un rôle dans la distribution des contraintes mécaniques des ATM. Cette modélisation s'est largement appuyée sur l'imagerie médicale (scanner et IRM) pour obtenir un modèle aussi précis et fidèle à l'anatomie d'un sujet spécifique que possible. Le maillage extrêmement fin de notre modèle en fait un des plus précis de la littérature et permet d'évaluer les niveaux de contraintes au plus proche de la réalité physiologique. Seul le ligament alvéolo-dentaire n'a pas été pris en compte mais l'imagerie médicale conventionnelle ne permet pas de détecter cette structure. Le développement de l'imagerie permettra assurément un jour de l'intégrer. Le déplacement simulé dans la première partie du travail correspondait à une fermeture mandibulaire. Les conditions aux limites étaient des forces appliquées sur des surfaces de l'os mandibulaire représentant la surface d'insertion des muscles élévateurs de la mandibule.

Une attention toute particulière a été portée au niveau du lissage des modèles géométriques obtenus par segmentation des images médicales. Des imperfections inhérentes au fait de travailler sur un patient vivant (ce qui limite la précision des images obtenues) étaient en effet responsables de quelques problèmes de convergence du calcul du fait essentiellement de l'interpénétration des maillages appartenant à des corps différents (surface articulaire condylienne, le disque et le système capsulo-ligamentaire). Le maillage amélioré a permis de

simuler sans problème une opération de distraction symphysaire suivie de la fermeture de la mâchoire.

Les contraintes du modèle avant distraction puis après distraction symphysaire ont alors pu être évaluées et comparées. Le modèle après distraction prenait en compte un cal osseux symphysaire consolidé correspondant à une évaluation à long terme de l'activation du distracteur. L'évaluation de la distribution des contraintes s'est portée sur le disque et la surface articulaire condylienne lors du même déplacement (fermeture de 10 mm). L'augmentation des contraintes discales et condyliennes était négligeable. Nous pouvons donc conclure à partir de notre modèle que cette augmentation de contraintes ne peut a priori être tenue pour responsable d'une éventuelle usure de ces structures à l'origine de dysfonction articulaire.

Notre modèle ne sera véritablement validé qu'une fois qu'il aura été comparé aux résultats issus d'essais cliniques. Nous envisageons l'utilisation d'un dispositif d'axiographe 3D qui, nous l'espérons, sera bientôt disponible. Notre modèle souffre encore de quelques imperfections que nous avons identifiées (prise en compte de la modification positionnelle de l'insertion mandibulaire des muscles masticateurs, contraintes résiduelles après distraction) et qu'il nous faut à présent lever. Nous étudierons également la distribution des contraintes au moment de l'activation du distracteur. Ce travail nécessite en revanche la modélisation de l'ostéogenèse au niveau du cal osseux.

S'il n'est qu'un résultat à retenir de ces travaux, aux limitations près de notre modèle, c'est que la distraction symphysaire ne semble pas induire des modifications de contraintes suffisantes susceptibles, à long terme, de développer des dysfonctions articulaires ; résultat qu'il n'était pas possible de vérifier jusqu'ici faute de moyens expérimentaux adaptés ou de simulations numériques aussi complètes que celle présentée dans ce travail.

REFERENCES

[1] Ilizarov GA. The principles of the Ilizarov method. Bull Hosp Jt Dis Orthop Inst 1988;48: 1-11.
[2] Monasterio FO, Drucker M, Molina F, Ysunza A. Distraction osteogenesis in Pierre Robin sequence and related respiratory problems in children. J Craniofac Surg 2002;13: 79-83; discussion 84.
[3] Karp NS, Thorne CH, McCarthy JG, Sissons HA. Bone lengthening in the craniofacial skeleton. Ann Plast Surg 1990;24: 231-7.
[4] Diner PA, Kollar EM, Martinez H, Vazquez MP. Intraoral distraction for mandibular lengthening: a technical innovation. J Craniomaxillofac Surg 1996;24: 92-5.
[5] Guerrero CA, Bell WH, Contasti GI, Rodriguez AM. Mandibular widening by intraoral distraction osteogenesis. Br J Oral Maxillofac Surg 1997;35: 383-92.
[6] Savoldelli C, Lesne V, Ciszek E, Lebeau J, Bettega G. [Symphyseal distraction: a simplified procedure]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 2010;111: 259-69.
[7] Landes CA, Laudemann K, Sader R, Mack M. Prospective changes to condylar position in symphyseal distraction osteogenesis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2008;106: 163-72.
[8] de Gijt JP, Vervoorn K, Wolvius EB, Van der Wal KG, Koudstaal MJ. Mandibular midline distraction: a systematic review. J Craniomaxillofac Surg 2012;40: 248-60.
[9] Savoldelli C, Tillier Y, Bouchard PO, Odin G. [Contribution of the finite element method in maxillofacial surgery]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 2009;110: 27-33.
[10] Samchukov ML, Cope JB, Harper RP, Ross JD. Biomechanical considerations of mandibular lengthening and widening by gradual distraction using a computer model. J Oral Maxillofac Surg 1998;56: 51-9.
[11] Snyder CC, Levine GA, Swanson HM, Browne EZ, Jr. Mandibular lengthening by gradual distraction. Preliminary report. Plast Reconstr Surg 1973;51: 506-8.
[12] McCarthy JG, Schreiber J, Karp N, Thorne CH, Grayson BH. Lengthening the human mandible by gradual distraction. Plast Reconstr Surg 1992;89: 1-8; discussion 9-10.
[13] Lee DW, Ham KW, Kwon SM, Lew DH, Cho EJ. Dual midfacial distraction osteogenesis for Crouzon syndrome: long-term follow-up study for relapse and growth. J Oral Maxillofac Surg 2012;70: e242-51.
[14] Alkan A, Ozer M, Bas B, Bayram M, Celebi N, Inal S, Ozden B. Mandibular symphyseal distraction osteogenesis: review of three techniques. Int J Oral Maxillofac Surg 2007;36: 111-7.
[15] Mommaerts MY. Bone anchored intraoral device for transmandibular distraction. Br J Oral Maxillofac Surg 2001;39: 8-12.
[16] Orhan M, Malkoc S, Usumez S, Uckan S. Mandibular symphyseal distraction and its geometrical evaluation: report of a case. Angle Orthod 2003;73: 194-200.
[17] Gokalp H. Effects of symphyseal distraction osteogenesis on the temporomandibular joint seen with magnetic resonance imaging and computerized tomography. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134: 689-99.
[18] Harper RP, Bell WH, Hinton RJ, Browne R, Cherkashin AM, Samchukov ML. Reactive changes in the temporomandibular joint after mandibular midline osteodistraction. Br J Oral Maxillofac Surg 1997;35: 20-5.
[19] Bell WH, Harper RP, Gonzalez M, Cherkashin AM, Samchukov ML. Distraction osteogenesis to widen the mandible. Br J Oral Maxillofac Surg 1997;35: 11-9.
[20] Willard VP, Arzi B, Athanasiou KA. The attachments of the temporomandibular joint disc: a biochemical and histological investigation. Arch Oral Biol 2012;57: 599-606.

[21] Shi C, Wright GJ, Ex-Lubeskie CL, Bradshaw AD, Yao H. Relationship between anisotropic diffusion properties and tissue morphology in porcine TMJ disc. Osteoarthritis Cartilage 2013;21: 625-33.
[22] Dargaud J, Vinkka Puhakka H, Cotton F, Del Corso M, Bruy J, Vialle B, Kahl P. Etude de l'articulation temporomandibulaire. In: Encyclopédie Médico-Chirurgicale Odontologie. ; 2008.
[23] Naidoo LC. Lateral pterygoid muscle and its relationship to the meniscus of the temporomandibular joint. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 1996;82: 4-9.
[24] Chassagne J, Chassagne S, Deblock L, Gillet P, Kahn J, Bussienne J, Pierucci F, Fyad J, Simon E. Pathologie non traumatique de l'articulation temporo-mandibulaire. In: Encyclopédie Médico-Chirurgicale Stomatologie. ; 2003.
[25] Park SB, Yang YM, Kim YI, Cho BH, Jung YH, Hwang DS. Effect of bimaxillary surgery on adaptive condylar head remodeling: metric analysis and image interpretation using cone-beam computed tomography volume superimposition. J Oral Maxillofac Surg 2012;70: 1951-9.
[26] Xiangdong QI, Limin MA, Shizhen Z. The influence of the closing and opening muscle groups of jaw condyle biomechanics after mandible bilateral sagittal split ramus osteotomy. J Craniomaxillofac Surg 2012;40: e159-64.
[27] Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RM. Stress analysis of the human temporomandibular joint. Med Eng Phys 1998;20: 565-72.
[28] DeVocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. J Oral Maxillofac Surg 1996;54: 1431-7; discussion 1437-8.
[29] Devocht JW, Goel VK, Zeitler DL, Lew D. Experimental validation of a finite element model of the temporomandibular joint. J Oral Maxillofac Surg 2001;59: 775-8.
[30] Odin G, Savoldelli C, Bouchard PO, Tillier Y. Determination of Young's modulus of mandibular bone using inverse analysis. Med Eng Phys 2010;32: 630-7.
[31] Liu Z, Fan Y, Qian Y. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23 Suppl 1: S53-8.
[32] Tanaka E, Dalla-Bona DA, Iwabe T, Kawai N, Yamano E, van Eijden T, Tanaka M, Miyauchi M, Takata T, Tanne K. The effect of removal of the disc on the friction in the temporomandibular joint. J Oral Maxillofac Surg 2006;64: 1221-4.
[33] Tanaka E, Del Pozo R, Sugiyama M, Tanne K. Biomechanical response of retrodiscal tissue in the temporomandibular joint under compression. J Oral Maxillofac Surg 2002;60: 546-51.
[34] Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Asai D, Hirose M, Iwabe T, Tanne K. Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. Med Eng Phys 2004;26: 503-11.
[35] Tanaka E, Hanaoka K, van Eijden T, Tanaka M, Watanabe M, Nishi M, Kawai N, Murata H, Hamada T, Tanne K. Dynamic shear properties of the temporomandibular joint disc. J Dent Res 2003;82: 228-31.
[36] Tanaka E, Hirose M, Koolstra JH, van Eijden TM, Iwabuchi Y, Fujita R, Tanaka M, Tanne K. Modeling of the effect of friction in the temporomandibular joint on displacement of its disc during prolonged clenching. J Oral Maxillofac Surg 2008;66: 462-8.
[37] Tanaka E, Rodrigo DP, Miyawaki Y, Lee K, Yamaguchi K, Tanne K. Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. J Oral Rehabil 2000;27: 754-9.

[38] Tanaka E, Rodrigo DP, Tanaka M, Kawaguchi A, Shibazaki T, Tanne K. 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 2001;30: 421-30.
[39] Tanaka E, Sasaki A, Tahmina K, Yamaguchi K, Mori Y, Tanne K. Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with the finite element method. J Oral Rehabil 2001;28: 273-9.
[40] Tanaka E, Kawai N, Tanaka M, Todoh M, van Eijden T, Hanaoka K, Dalla-Bona DA, Takata T, Tanne K. The frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading. J Dent Res 2004;83: 404-7.
[41] Beek M, Aarnts MP, Koolstra JH, Feilzer AJ, van Eijden TM. Dynamic properties of the human temporomandibular joint disc. J Dent Res 2001;80: 876-80.
[42] Beek M, Koolstra JH, van Eijden TM. Human temporomandibular joint disc cartilage as a poroelastic material. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2003;18: 69-76.
[43] Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TM. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. J Biomech 2000;33: 307-16.
[44] Koolstra JH, Tanaka E, Van Eijden TM. Viscoelastic material model for the temporomandibular joint disc derived from dynamic shear tests or strain-relaxation tests. J Biomech 2007;40: 2330-4.
[45] Koolstra JH, Tanaka E. Tensile stress patterns predicted in the articular disc of the human temporomandibular joint. J Anat 2009;215: 411-6.
[46] Koolstra JH, van Eijden TM. Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. J Biomech 2005;38: 2431-9.
[47] Hu K, Qiguo R, Fang J, Mao JJ. Effects of condylar fibrocartilage on the biomechanical loading of the human temporomandibular joint in a three-dimensional, nonlinear finite element model. Med Eng Phys 2003;25: 107-13.
[48] Donzelli PS, Gallo LM, Spilker RL, Palla S. Biphasic finite element simulation of the TMJ disc from in vivo kinematic and geometric measurements. J Biomech 2004;37: 1787-91.
[49] Hlinakova P, Dostalova T, Danek J, Nedoma J, Hlavacek I. Temporomandibular joint and its two-dimensional and three-dimensional modelling. Mathematics and Computers in Simulation 2010;80 1256–1268.
[50] Bezerra TP, Silva FIJ, Scarparo HC, Costa FW, Studart-Soares EC. Do erupted third molars weaken the mandibular angle after trauma to the chin region? A 3D finite element study. Int J Oral Maxillofac Surg 2013;42: 474-480.
[51] Jaisson M, Lestriez P, Taiar R, Debray K. Finite element modeling of TMJ joint disc behavior. Int Orthod 2012;10: 66-84.
[52] del Palomar AP, Doblare M. 3D finite element simulation of the opening movement of the mandible in healthy and pathologic situations. J Biomech Eng 2006;128: 242-9.
[53] del Palomar AP, Santana-Penin U, Mora-Bermudez MJ, Doblare M. Clenching TMJs-loads increases in partial edentates: a 3D finite element study. Ann Biomed Eng 2008;36: 1014-23.
[54] Perez Del Palomar A, Doblare M. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible. J Biomech 2006;39: 2153-63.
[55] Perez del Palomar A, Doblare M. Dynamic 3D FE modelling of the human temporomandibular joint during whiplash. Med Eng Phys 2008;30: 700-9.
[56] Perez del Palomar A, Doblare M. An accurate simulation model of anteriorly displaced TMJ discs with and without reduction. Med Eng Phys 2007;29: 216-26.
[57] Basciftci FA, Korkmaz HH, Iseri H, Malkoc S. Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2004;125: 706-15.

[58] Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Carano A, Cozzani M. Mechanical behavior of an osteotomized mandible with distraction orthodontic devices. J Biomech 2006;39: 2907-18.
[59] Boccaccio A, Lamberti L, Pappalettere C, Cozzani M, Siciliani G. Comparison of different orthodontic devices for mandibular symphyseal distraction osteogenesis: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;134: 260-9.
[60] Kim KN, Cha BK, Choi DS, Jang I, Yi YJ, Jost-Brinkmann PG. A finite element study on the effects of midsymphyseal distraction osteogenesis on the mandible and articular disc. Angle Orthod 2012;82: 464-71.
[61] Shengyi T, Xu Y. Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: Part 1. Gross anatomy and collagen fiber orientation of the discs. J Craniomandib Disord 1991;5: 28-34.
[62] Tanaka E, Tanaka M, Miyawaki Y, Tanne K. Viscoelastic properties of canine temporomandibular joint disc in compressive load-relaxation. Arch Oral Biol 1999;44: 1021-6.
[63] Tanaka E, Aoyama J, Tanaka M, Watanabe M, Hattori Y, Hanaoka K, Tanne K. Biomechanical response of bovine temporomandibular joint disc to prolonged tensile stress. Arch Oral Biol 2002;47: 413-6.
[64] Tanaka E, Tanaka M, Aoyama J, Watanabe M, Hattori Y, Asai D, Iwabe T, Sasaki A, Sugiyama M, Tanne K. Viscoelastic properties and residual strain in a tensile creep test on bovine temporomandibular articular discs. Arch Oral Biol 2002;47: 139-46.
[65] Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Aoyama J, Hanaoka K, Nakajima A, Inuzuka S, Tanne K. Strain-rate effect on the biomechanical response of bovine temporomandibular joint disk under compression. J Biomed Mater Res A 2003;67: 761-5.
[66] del Pozo R, Tanaka E, Tanaka M, Kato M, Iwabe T, Hirose M, Tanne K. Influence of friction at articular surfaces of the temporomandibular joint on stresses in the articular disk: a theoretical approach with the finite element method. Angle Orthod 2003;73: 319-27.
[67] Mow VC, Kuei SC, Lai WM, Armstrong CG. Biphasic creep and stress relaxation of articular cartilage in compression? Theory and experiments. J Biomech Eng 1980;102: 73-84.
[68] Savoldelli C, Bouchard PO, Loudad R, Baque P, Tillier Y. Stress distribution in the temporo-mandibular joint discs during jaw closing: a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis. Surg Radiol Anat 2012;34: 405-13.
[69] Tillier Y, Paccini A, Durand-Reville M, Chenot JL. Finite element modeling for soft tissue surgery based on linear and nonlinear elasticity behavior. Comput Aided Surg 2006;11: 63-8.
[70] Tanaka E, Koolstra JH. Biomechanics of the temporomandibular joint. J Dent Res 2008;87: 989-91.
[71] 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.
[72] Bouletreau P, Frey R, Breton P, Freidel M. [Focus on the effect of orthognathic surgery on condylar remodeling]. Rev Stomatol Chir Maxillofac 2004;105: 283-8.
[73] Benbelaid R, Fleiter B, Zouaoui A, Gaudy JF. Proposed graphical system of evaluating disc-condyle displacements of the temporomandibular joint in MRI. Surg Radiol Anat 2005;27: 361-7.
[74] Koolstra JH. Dynamics of the human masticatory system. Crit Rev Oral Biol Med 2002;13: 366-76.
[75] Costa AL, Yasuda CL, Appenzeller S, Lopes SL, Cendes F. Comparison of conventional MRI and 3D reconstruction model for evaluation of temporomandibular joint. Surg Radiol Anat 2008;30: 663-7.

[76] Tanaka E, Yamano E, Dalla-Bona DA, Watanabe M, Inubushi T, Shirakura M, Sano R, Takahashi K, van Eijden T, Tanne K. Dynamic compressive properties of the mandibular condylar cartilage. J Dent Res 2006;85: 571-5.
[77] Tanaka E, Detamore MS, Tanimoto K, Kawai N. Lubrication of the temporomandibular joint. Ann Biomed Eng 2008;36: 14-29.
[78] Tanaka E, Detamore MS, Mercuri LG. Degenerative disorders of the temporomandibular joint: etiology, diagnosis, and treatment. J Dent Res 2008;87: 296-307.
[79] Gupta A, Hazarey PV, Kharbanda OP, Kohli VS, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element study. Part 2. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135: 749-56.
[80] Gupta A, Kohli VS, Hazarey PV, Kharbanda OP, Gunjal A. Stress distribution in the temporomandibular joint after mandibular protraction: a 3-dimensional finite element method study. Part 1. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135: 737-48.
[81] Rohrle O, Pullan AJ. Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. J Biomech 2007;40: 3363-72.
[82] Natali N. Dental Biomechanics 2003, pages 20-33
[83] Koolstra JH, van Eijden TM. Consequences of viscoelastic behavior in the human temporomandibular joint disc. J Dent Res 2007;86: 1198-202.
[84] Gunbay T, Akay MC, Aras A, Gomel M. Effects of transmandibular symphyseal distraction on teeth, bone, and temporomandibular joint. J Oral Maxillofac Surg 2009;67: 2254-65.
[85] Leader JK, Boston JR, Debski RE, Rudy TE. Mandibular kinematics represented by a non-orthogonal floating axis joint coordinate system. J Biomech 2003;36: 275-81.
[86] Guilleminault C, Li KK. Maxillomandibular expansion for the treatment of sleep-disordered breathing: preliminary result. Laryngoscope 2004;114: 893-6.

Annexes

Annexe 1 :

http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0035176808002039

Annexe 2 :

http://link.springer.com/article/10.1007/s00276-011-0917-4

Annexe 3 :

http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0901502712002706

Annexe 4 :

http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0901502712002706 - MMCvFirst

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

RESUME :

Les chirurgies de l'os mandibulaire peuvent modifier la position anatomique des disques et des condyles de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM). Les modifications de contraintes qui en résultent peuvent être à l'origine d'une dislocation temporaire ou permanente du disque et peuvent provoquer des dysfonctionnements s'exprimant par des douleurs buccales et faciales. L'objectif de ce travail était de prévoir les modifications de contraintes dans l'articulation temporo-mandibulaire (ATM) après un protocole de distraction symphysaire mandibulaire (DS). Ce traitement chirurgical sert à traiter les encombrements dentaires de la mandibule. Nous avons fait le choix de réaliser un modèle d'approche numérique de mastication par éléments finis. Les données géométriques ont été obtenues à partir de l'imagerie scanner et IRM d'un patient dont les composants de l'ATM ont été maillés. La chirurgie de distraction symphysaire a été réalisée sur le modèle avec un élargissement de 10 mm dans la région médiane de la mandibule. La géométrie et le maillage du cal osseux ont été reconstruits. Le cal osseux a été caractérisé par un module d'élasticité correspondant à l'os consolidé pour prédire l'effet biomécanique à long terme de la DS. Pour simuler une fermeture de la mâchoire, les conditions aux limites ont été appliquées au modèle sous la forme de vecteurs de force. Les champs de contraintes de von Mises dans les deux disques et condyles ont été analysées et comparées avant et après la DS. La répartition des contraintes était similaire dans les disques et sur les surfaces condyliennes dans les modèles avant et après distraction. Les résultats de cette étude suggèrent que les changements anatomiques des structures de l'ATM ne prédisposent pas à une fatigue des tissus. La DS n'exposerait donc pas au risque de dysfonction des ATM et de symptômes cliniques.

MOTS CLES : Chirurgie maxillo-faciale, Articulation temporo-mandibulaire, Modèle éléments finis, Distraction symphysaire, Ostéogénèse.

Finite element analysis of symphyseal distraction osteogenesis effects on temporomandibular joint

ABSTRACT :

Mandibular surgery such as distraction osteogenesis can generate anatomical modifications in the temporomandibular joint (TMJ) discs. The resulting stress modifications can be at the origin of a temporary or permanent disc dislocation with degeneration and may cause severe oral and facial pain or masticatory dysfunctions. The aim of this work was to predict stress modification in the temporomandibular joint (TMJ) after mandibular symphyseal distraction (SD). This surgical procedure is used to resolve dental crowding on the mandibular dental arch.In order to study the potential impact of such a surgery on TMJ discs a three-dimensional finite element analysis of a complete mastication model was performed. Geometric data were obtained from MRI and CT scans of a healthy male patient and each component was meshed individually. The distraction was performed on the model with a 10 mm expansion after simulation of a surgical vertical osteotomy line in the mandibular midline region. The geometry and mesh of the bone callus were generated. The bone callus was modelled as a strengthened region characterized by a Young's modulus corresponding to consolidated bone to predict the long-term biomechanical effect of SD. Boundary conditions for jaw closing simulations were represented by different jaw muscle load directions. The von Mises stress distributions in both joint discs and condyles during closing conditions were analysed and compared before and after SD. Contrary to usual analyses, no symmetry was used, and the whole mandible was analysed in order to exhibit potential asymmetries. Stress distribution was similar in discs and on condylar surfaces in the pre- and post-distraction models. The outcomes of this study suggest that anatomical changes in TMJ structures should not predispose to long-term tissue fatigue and demonstrate the absence of clinical permanent TMJ symptoms after SD.

KEYWORDS : Maxillofacial surgery, Temporomandibular joint; Finite element model ; Symphyseal distraction; Osteogenesis.

MINES ParisTech

ParisTech
INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES
PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY