



AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr

LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

THÈSE

Pour l'obtention du titre de :

DOCTEUR de L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Spécialité: Sciences des Matériaux

Présentée par :

Victor CREUILLOT

Etude de l'impact d'une prothèse dentaire implanto- portée sur le comportement des articulations temporo- mandibulaires et de l'os péri-implantaire

Thèse soutenue publiquement le 29 Septembre 2016 à Metz devant le jury composé de :

Daniel GEORGE	Dr-HDR	Université de Strasbourg	Rapporteur
Michel POSTAIRE	Pr	Université Paris Descartes	Rapporteur
Marwan DAAS	Dr	Université Paris Descartes	Examineur
Rachid RAHOUADJ	Pr	Université de Lorraine-ENSEM	Examineur
Paul LIPINSKI	Pr	Université de Lorraine-ENIM	Directeur de thèse
Cynthia DREISTADT	Dr	Université de Lorraine-ENIM	Co-encadrante de thèse

Remerciements

Je remercie M POSTAIRE Michel, Professeur à l'Université de Paris Descartes, d'avoir accepté de juger mon travail.

Je remercie M GEORGE Daniel, Maître de conférence à l'Université de Strasbourg, d'avoir accepté de juger mon travail.

Je remercie M RAHOUADJ Rachid, Professeur à l'Université de Lorraine, d'avoir accepté de juger mon travail.

Je remercie M DAAS Marwan, Maître de conférence à l'Université de Paris Descartes d'avoir accepté de juger mon travail.

Je remercie M Azzari, directeur du LaBPS, de m'avoir accueilli au sein du laboratoire

Je remercie mon directeur de thèse, Monsieur Paul LIPINSKI, pour l'ensemble des connaissances qu'il a pu me transmettre, sa patience et sa disponibilité.

Je remercie mon encadrante de thèse, Madame Cynthia DREISTADT, pour son investissement tout au long de la thèse et sa bonne humeur constante.

Je remercie Monsieur Marwan DAAS et Monsieur Karim DADA, chirurgiens-dentistes, pour leur collaboration et expertise dentaire.

Je remercie Madame Anne-Sophie BONNET avec qui j'ai réalisé mon master et avec qui nous avons posé les bases de cette thèse.

Je remercie Madame Emilie De BROSSES, pour avoir servi de nombreuses fois de cobaye.

Je remercie Madame Typhaine KOEPEL et Monsieur Diego ALVAREZ pour leur collaboration.

Je remercie Madame Livia FORSTER RIBEIRO.

Je remercie l'ensemble de mes collègues de bureau successif pour leur bonne humeur.

REMERCIEMENTS	7
INTRODUCTION.....	9
CHAPITRE 1 : BIBLIOGRAPHIE	17
1 INTRODUCTION.....	19
2 ANATOMIE DE L'APPAREIL STOMATOGNATHIQUE.....	19
2.1 <i>Définition des plans et axes anatomiques</i>	19
2.2 <i>Définition de l'appareil stomatognathique</i>	20
2.3 <i>Le système ostéo articulaire</i>	21
2.3.1 Mâchoire supérieure	21
2.3.2 La mandibule	22
2.3.3 L'articulation temporo mandibulaire (ATM).....	24
2.3.4 Le ménisque.....	25
2.3.5 La capsule et les ligaments intrinsèques.....	29
2.3.6 Les pathologies des ATMs.....	30
2.4 <i>Le système musculaire</i>	33
2.4.1 Les muscles élévateurs	34
2.4.2 Les muscle abaisseurs.....	36
2.5 <i>Les mobilités de la mandibule</i>	37
2.5.1 Direction inféro-supérieure	37
2.5.2 Direction antéro-postérieure.....	38
2.5.3 Direction médio-latérale :.....	38
2.6 <i>Le système dentaire</i>	39
2.6.1 L'occlusion dentaire.....	39
2.6.2 Lien entre occlusion et ATM	40
3 L'EDENTEMENT ET SES CONSEQUENCES	41
3.1 <i>Introduction</i>	41
3.2 <i>Modifications de la morphologie du visage</i>	41
3.3 <i>Diminution du volume osseux</i>	42
3.3.1 Les classes.....	42
3.3.2 Les types d'os.....	43
3.3.3 Evaluation de la densité osseuse par tomographie	44
3.4 <i>Modification de la position condylienne</i>	45
3.5 <i>Conclusion</i>	46
4 LES SOLUTIONS PROTHETIQUES DENTAIRES.....	47
4.1 <i>Introduction</i>	47
4.2 <i>Les prothèses amovibles</i>	47
4.3 <i>Les prothèses sur implants</i>	48
4.3.1 Les prothèses implanto-retenues	48
4.3.2 Les prothèses fixées implanto-portées (PFIP).....	49

5	CONCLUSION	50
CHAPITRE 2 : CONCEPTION DES MODELES NUMERIQUES DE L'APPAREIL MANDUCATEUR.....		51
1	INTRODUCTION.....	53
2	CHOIX DU SUJET ETUDIE	53
3	GEOMETRIE	56
3.1	<i>structures osseuses</i>	56
3.1.1	Récupération	56
3.1.2	Edentement de la mandibule	57
3.1.3	Mise en occlusion du cas sain	60
3.2	<i>cartilage</i>	62
3.2.1	Les modèles numériques de la littérature	62
3.2.2	Le cas traité.....	62
3.3	<i>disques articulaires</i>	63
3.3.1	Les modèles de la littérature	63
3.3.2	Le cas traité.....	63
3.4	<i>capsule articulaire</i>	65
3.4.1	Les modèles de la littérature	65
3.4.2	Le cas traité.....	66
3.5	<i>Muscles</i>	66
3.6	<i>Les composants prothétiques</i>	68
4	MAILLAGE	70
4.1	<i>Les structures osseuses</i>	70
4.1.1	Le maxillaire.....	70
4.1.2	La mandibule saine	71
4.1.3	La mandibule édentée	72
4.2	<i>Le cartilage</i>	73
4.3	<i>Les disques</i>	73
4.4	<i>La capsule articulaire</i>	74
4.5	<i>Les muscles</i>	74
4.6	<i>Les composants prothétiques</i>	75
5	LES MATERIAUX	75
5.1	<i>Les structures osseuses</i>	75
5.2	<i>Les disques</i>	76
5.2.1	Les modèles de la littérature	76
5.3	<i>Le cartilage</i>	78
5.4	<i>Les muscles</i>	78
5.5	<i>Les composants prothétiques</i>	78
6	LES CONDITIONS AUX LIMITES	79
6.1	<i>Le blocage du maxillaire</i>	79

6.2	<i>Le blocage de l'extrémité des muscles</i>	79
6.3	<i>La gravité</i>	79
6.4	<i>Gestion du contact</i>	79
7	MISE EN OCCLUSION DU CAS EDENTE	79
7.1	<i>Mise en occlusion</i>	80
7.2	<i>Changement de DVO</i>	81
7.3	<i>Changement de la position condylienne</i>	81
8	CONCLUSION	82

CHAPITRE 3 : MISE EN PLACE D'UNE MODELISATION D'OUVERTURE MODEREE DE L'APPAREIL

STOMATOGNATHIQUE	83	
1	INTRODUCTION.....	85
2	AMELIORATIONS APORTEES AU MODELE D'ALVAREZ	85
2.1	<i>modélisation des actions musculaires</i>	85
2.2	<i>Modifications majeures du modèle</i>	89
3	COMPARAISON DES RESULTATS	90
3.1	<i>Reproduction d'un mouvement d'ouverture/fermeture modéré</i>	90
3.2	<i>Forces musculaires</i>	93
3.3	<i>La cinématique de la mandibule</i>	96
3.3.1	Trajectoire du point incisif	97
3.3.2	Trajectoire des condyles	97
3.4	<i>Les zones de contact</i>	98
3.5	<i>Les contraintes minimales principales</i>	102
3.5.1	Dans les disques.....	102
3.5.2	Dans les couches de cartilage	105
3.6	<i>Les contraintes de Von Mises</i>	106
3.6.1	Dans les disques.....	106
3.6.2	Dans les couches de cartilage	107
3.7	<i>Déformations des capsules</i>	107
4	CONCLUSION	108

CHAPITRE 4 : INFLUENCE DE LA RESTAURATION IMMEDIATE PAR PFIP SUR LE COMPORTEMENT DES ATMS111

1	INTRODUCTION.....	113
2	MODELISATION DE L'ALIMENT	114
2.1	<i>Géométrie de l'aliment</i>	114
2.2	<i>Comportement</i>	114
2.3	<i>Le maillage</i>	116
2.4	<i>Repère local</i>	117
2.5	<i>Les conditions aux limites</i>	118

3	MODELISATIONS DES ACTIONS MUSCULAIRES.....	120
4	LES RESULTATS	121
4.1	<i>Ouverture/fermeture modérée</i>	121
4.1.1	Cinématique de la mandibule.....	122
4.1.2	Les zones de contact.....	124
4.1.3	Les forces condyliennes	125
4.1.4	Etats de la contrainte principale minimale	126
4.1.5	La contrainte de von Mises.....	129
4.1.6	Déformation maximale principale dans les capsules	132
4.2	<i>La morsure de l'aliment</i>	133
4.2.1	Mise en place de la morsure.....	133
4.2.2	Les trajectoires du point mentonnier	135
4.2.3	Les forces condyliennes	137
4.3	<i>Bilan</i>	140
4.3.1	Les contraintes de compression	140
4.3.2	Les contraintes de von Mises.....	147
4.3.3	Comparaison entre les deux configurations et la littérature	153
5	CONCLUSION	153
CHAPITRE 5 : COMPARAISON DE DEUX SYSTEMES IMPLANTAIRES.....		155
1	INTRODUCTION.....	157
2	LES DIFFERENTES GEOMETRIES D'IMPLANTS	157
3	GENERALITES SUR LES MODELISATIONS EF DES PROTHESES DENTAIRES SUR IMPLANTS	160
3.1	<i>Impact de l'inclinaison et du nombre d'implants</i>	160
3.2	<i>Impact de la forme de l'implant et de la qualité osseuse</i>	162
3.3	<i>Impact de l'anisotropie de l'os</i>	164
3.4	<i>Conclusion</i>	165
4	CONCEPTION DES MODELES EF	165
4.1	<i>Changements de la géométrie</i>	165
4.2	<i>Les solutions prothétiques</i>	166
4.2.1	Les configurations implantaire.....	167
4.3	<i>Propriétés mécaniques de la zone mentonnière</i>	168
4.4	<i>Maillage</i>	171
4.5	<i>Modélisation des actions musculaires</i>	171
5	RESULTATS	173
5.1	<i>Contact occlusal et distribution des forces</i>	174
5.1.1	Etablissement du contact occlusal.....	174
5.1.2	Le serrage	175
5.2	<i>Chargement mécanique de l'os péri-implantaire</i>	177
6	DISCUSSIONS	182

7	CONCLUSION	189
	CONCLUSION ET PERSPECTIVES.....	191
	REFERENCES	197

Introduction

Introduction

L'étude menée dans ce travail répond à une problématique sociétale majeure, celle liée à l'édentement total. Ce dernier se définit comme l'absence totale de dents au niveau d'au moins une des arcades dentaires (mandibulaire ou maxillaire). L'Organisation Mondiale de la Santé dresse un constat alarmant selon lequel une large partie de la population mondiale est édentée ou le sera dans une décennie et demie à venir. En effet, selon cette étude, 30% de la population souffrira de cet handicap en 2030 [1]. L'augmentation de l'espérance de vie accentue ce phénomène. Il faut comprendre que la restauration de la dentition n'est pas uniquement une affaire d'esthétisme, mais avant tout le rétablissement de fonctions essentielles telles que la phonation, la déglutition ou encore la mastication dans le cas de patients souffrant d'handicaps sévères.

La perte des dents modifie profondément l'état initial de contact entre les deux arcades dentaires. L'altération de cet équilibre peut donc avoir pour conséquence un changement sur la relation existante entre les structures osseuses de la mâchoire, pouvant provoquer des troubles au niveau des articulations temporo-mandibulaires (ATM) en plus des troubles musculaires et des fonctions précitées.

Lors de la restauration de la dentition par une prothèse complète, le chirurgien-dentiste cherche à reproduire l'occlusion d'origine. Cependant, la dislocation des disques, en particulier suite à un édentement à long terme, peut rendre cet effort improductif. En effet, la restauration de l'occlusion ne garantit pas une restauration de la position initiale des disques et des condyles. Elle doit pratiquement toujours être accompagnée par une réhabilitation des ATMs. Il apparaît clairement que ce sujet est d'une importance première. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a été consacrée à établir les conséquences que peut avoir une restauration d'une arcade complète, changeant l'occlusion du patient, sur le fonctionnement de ses ATMs. Dans la littérature, la part essentielle de travaux concernant le dentaire est dédiée à l'étude de performances des différents types d'implants existants afin de comprendre les raisons d'échec d'implantation.

Forts de ces constatations, nous avons donc choisi d'orienter nos travaux vers l'élaboration d'un modèle numérique du système stomatognatique dans le but de pouvoir réaliser des simulations d'ouverture/fermeture, de morsure d'un aliment ou de serrage. La comparaison entre le cas sain et le cas restauré nous permet de mettre en avant les différences et conséquences engendrées par la perte de dents. La restauration est réalisée par une prothèse fixe implanto-portée utilisant le concept all-on-four [2]. Ce choix permet également de traiter une seconde problématique qui intéresse les dentistes, le risque d'échec de l'implantation.

Introduction

En effet, la perte des dents, en plus de modifier l'équilibre de l'appareil stomatognathique, provoque une résorption de la crête alvéolaire ainsi qu'une dégradation des propriétés mécaniques de l'os. Le succès de l'implantation classique dépend donc de cette qualité osseuse.

Afin d'améliorer le taux de réussite de l'implantation dans les cas critiques, un nouveau type d'implant, dit en « T », a été breveté par le chirurgien-dentiste Dr K. Dada [3]. Dans ce travail, la modélisation réalisée sur le cas restauré cité auparavant nous a également permis, par la comparaison avec ce nouvel implant et pour différentes qualités osseuses, de mettre en avant les avantages de cette innovation.

Le manuscrit est composé de cinq chapitres.

Le chapitre 1 dresse, en premier lieu, un état des lieux des conséquences de l'édentement et des solutions prothétiques existantes permettant de restaurer la dentition suite à la perte totale des dents sur au moins l'une des arcades.

Le chapitre 2 détaille les étapes de la conception des modèles EF. Le modèle initial est construit à partir des données tomographiques d'un jeune sujet sain. S'agissant des données concernant uniquement des structures osseuses, une méthodologie d'obtention de la géométrie des tissus mous est proposée. Pour des fins de comparaison réaliste, la structure osseuse de la même personne pour la réalisation du cas édentée nous était nécessaire. Cet état osseux a pu être obtenu numériquement grâce à une coopération étroite avec le cabinet dentaire des Dr DAAS, LOUIS-OLSZEWSKI et DADA. Une mandibule édentée avec une résorption modérée de l'os a été ainsi obtenue. En suivant les règles de l'art, la même équipe de dentistes a ensuite conçu une prothèse complète adaptée à cette nouvelle morphologie. Cette démarche nous a permis de créer le deuxième modèle EF, d'une personne équipée d'une prothèse.

Depuis plusieurs années, une approche de modélisation spécifique est développée au LaBPS par le groupe des biomécaniciens. Nous pensons que la fiabilité des résultats de simulations est conditionnée par une description fidèle des interactions entre les constituants de l'appareil bucco-dentaire et leur environnement. Dans cette optique, Alvarez [4] a développé une modélisation des actions musculaires lors du mouvement de l'ouverture/fermeture de la bouche. Pendant cette thèse, nous avons poursuivi la même démarche en améliorant sa modélisation. Ces améliorations altèrent le fonctionnement du modèle élaboré par Alvarez. Pour quantifier les conséquences de ces modifications, nous avons effectué une comparaison des prévisions des modèles d'Alvarez [4] avec le nôtre. Le chapitre 3 présente cette comparaison.

Introduction

Le chapitre 4 est consacré à l'étude de l'influence du changement de l'occlusion due à la restauration de la dentition à l'aide d'une prothèse. Le cas d'un édentement à court terme a été choisi ici pour des raisons de manque de données fiables concernant la dislocation possible des disques articulaires. Différents chargements sont analysés, à savoir l'ouverture et fermeture de la bouche ainsi que les morsures dans des aliments plus ou moins souples. Ce chapitre a pour rôle d'alimenter le débat concernant la liaison entre les troubles d'ATM et la restauration dentaire.

La deuxième problématique concernant le choix du système implantaire en fonction de la qualité de l'os mandibulaire est abordé dans le chapitre 5. La comparaison est faite à travers la simulation du serrage des dents.

Les conclusions et perspectives à donner à ce travail sont évoquées dans la dernière partie de la thèse.

Introduction

Chapitre 1 : Bibliographie

1 INTRODUCTION

Ce chapitre présente l'anatomie de l'appareil stomatognathique, les conséquences de l'édentement et les solutions prothétiques dentaires pour la restauration de l'édentement total.

La première partie, consacrée à l'appareil stomatognathique, permet d'introduire les différents os, muscles et articulations qui seront par la suite modélisés dans un modèle éléments finis. Il est nécessaire de comprendre l'anatomie et le lien entre les différentes parties, afin de fixer les conditions aux limites du modèle numérique.

La seconde partie se concentre sur les conséquences de l'édentement sur l'appareil stomatognathique. Le but est de comprendre les modifications anatomiques afin d'adapter le modèle numérique à l'état d'édentement total.

La troisième partie est employée à la revue des différentes solutions prothétiques dentaire pour la restauration de l'édentement total.

2 ANATOMIE DE L'APPAREIL STOMATOGNATHIQUE

2.1 DEFINITION DES PLANS ET AXES ANATOMIQUES

En anatomie, une terminologie spécifique est utilisée pour se repérer de manière précise dans un organisme humain ou animal. Un système de référence anatomique repose sur un ensemble de plans et d'axes définis par rapport à la position standard de l'organisme étudié.

Les trois plans sont définis par la Fig 1.1a:

- Plan sagittal : sépare la partie droite de la partie gauche du corps,
- Plan frontal : perpendiculaire au plan sagittal, il sépare la partie antérieure de la partie postérieure du corps,
- Plan transverse : sépare le corps en une partie inférieure et une partie supérieure.

Les trois axes correspondent aux intersections de ces plans (Fig 1.1b) :

Chapitre 1 : Bibliographie

- L'axe longitudinal : intersection entre le plan sagittal et frontal, traverse le corps dans le sens de la longueur,
- L'axe antéro-postérieur : intersection entre le plan transverse et sagittal,
- L'axe transversal : intersection entre le plan transverse et frontal.

Les trois directions sont définies comme indiqué ci-dessous : (Fig 1.1b)

- Direction inféro-supérieure (IS) le long de l'axe longitudinal des pieds vers la tête (flèche bleue),
- Direction antéro-postérieur (AP) le long de l'axe homonyme du ventre vers le dos (flèche rouge),
- Direction médio-latérale (ML), le long de l'axe transversal du plan sagittal vers l'extérieur (flèches vertes).

Afin de lever toute ambiguïté, ce référencement anatomique sera utilisé tout au long de la thèse.

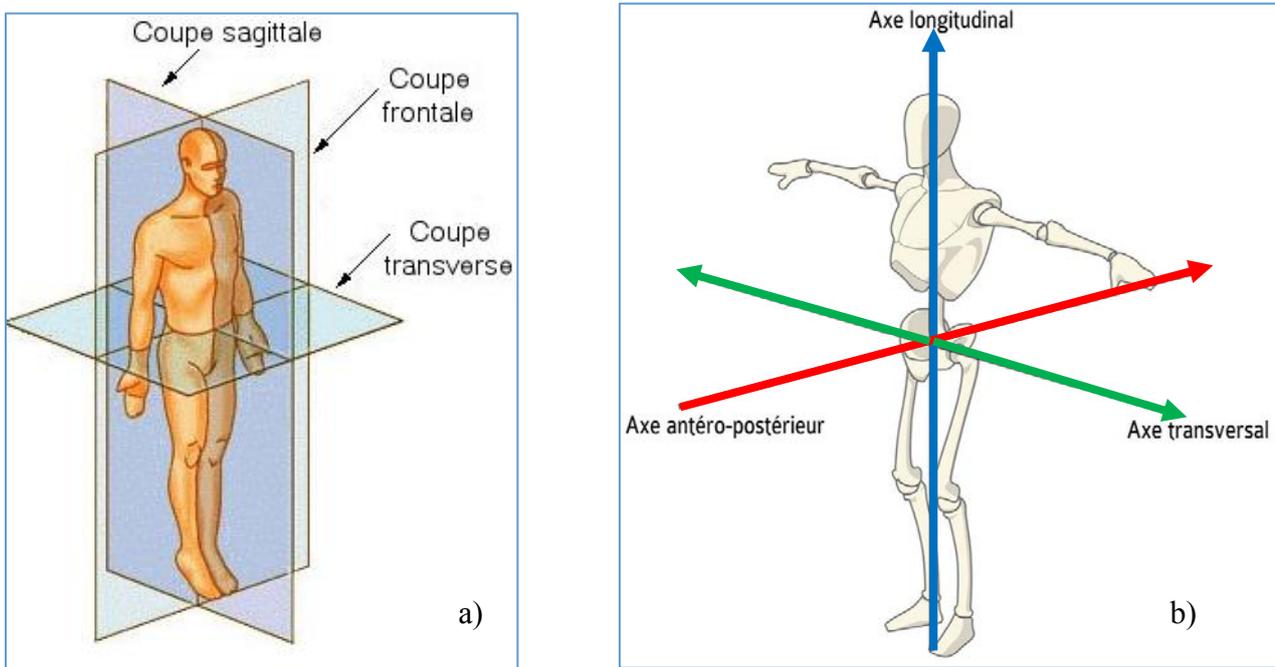


Figure 1.1 : Définition des plans (a) [5] et des axes (b) anatomiques [6]

2.2 DEFINITION DE L'APPAREIL STOMATOGNATHIQUE

L'appareil stomatognathique (ou manducateur) est un complexe polyfonctionnel et polystructurel constitué d'éléments passifs ostéoarticulaires et dentaires, et d'éléments actifs musculaires.

Le système **ostéo articulaire** est composé des mâchoires supérieure et inférieure et de l'articulation temporo mandibulaire (ATM). Ces trois éléments qui seront détaillés par la suite forment la structure de l'appareil stomatognathique.

Le système **dentaire**, constitué des dents des arcades des mâchoires supérieure et inférieure, permet de stabiliser l'appareil stomatognathique par l'engrainement des dents dans un état statique appelé occlusion.

Le système **musculaire** est formé des muscles masticateurs permettant la mise en mouvement de la mâchoire inférieure (ou mandibule) pour les fonctions orales telles que la mastication, la phonation ou la déglutition. Les muscles sont les actionneurs de ce système.

2.3 LE SYSTEME OSTEO ARTICULAIRE

2.3.1 Mâchoire supérieure

La mâchoire supérieure est constituée de plusieurs os fusionnés entre eux, dont le maxillaire qui supporte l'arcade dentaire supérieure. Cet os est relié à l'os temporal par l'intermédiaire de l'os zygomatique (Fig 1.2). L'os temporal comporte deux fosses articulaires dans lesquelles viennent se positionner les condyles de la mandibule.

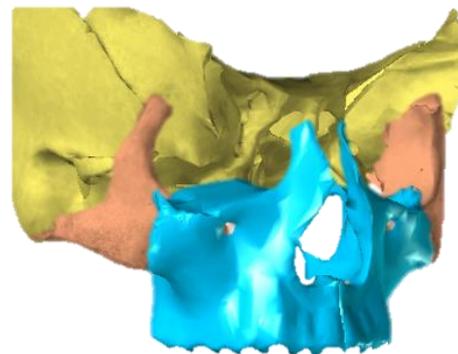
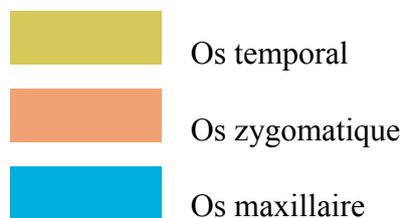


Figure 1.2 : Mâchoire supérieure [3]

L'os temporal supporte une surface articulaire nommée fosse temporale. Cette fosse temporale peut être divisée en deux zones distinctes.

La fosse mandibulaire est une cavité de forme semi-ellipsoïdale, antérieure au méat acoustique externe et au tubercule zygomatique. Elle peut être séparée en deux parties. Une partie antérieure, articulaire, recouverte de cartilage. Une seconde partie postérieure, non articulaire, dépourvue de cartilage. En bouche fermée, le condyle vient se positionner dans cette fosse.

Chapitre 1 : Bibliographie

La deuxième partie de la fosse temporale est le tubercule articulaire. Il se situe dans la continuité et antérieurement à la fosse mandibulaire. Il est schématiquement semblable à un cylindre dont l'axe est parallèle au grand axe de la fosse. Recouvert de cartilage, il est convexe d'avant en arrière et transversalement et fait partie des surfaces articulaires. La forme de ce tubercule guidera le mouvement d'ouverture/fermeture de la mandibule.

L'ensemble de ces deux régions est recouvert d'une fine couche de cartilage d'environ 0.13 mm au niveau de la partie cartilagineuse de la fosse mandibulaire qui s'épaissit au niveau du tubercule (0.3mm) [3]

2.3.2 La mandibule

La mandibule est un os impair, ce qui signifie qu'elle est quasi symétrique par rapport au plan sagittal. Elle est constituée de deux os ayant fusionné au cours de la croissance au niveau de la symphyse qui est une articulation immobile. C'est le seul os mobile de la sphère cranio-faciale [7]. La mandibule est composée de trois parties principales ; le corps, horizontal, en forme de fer à cheval et les branches (ramus), verticales (Fig 1.3).

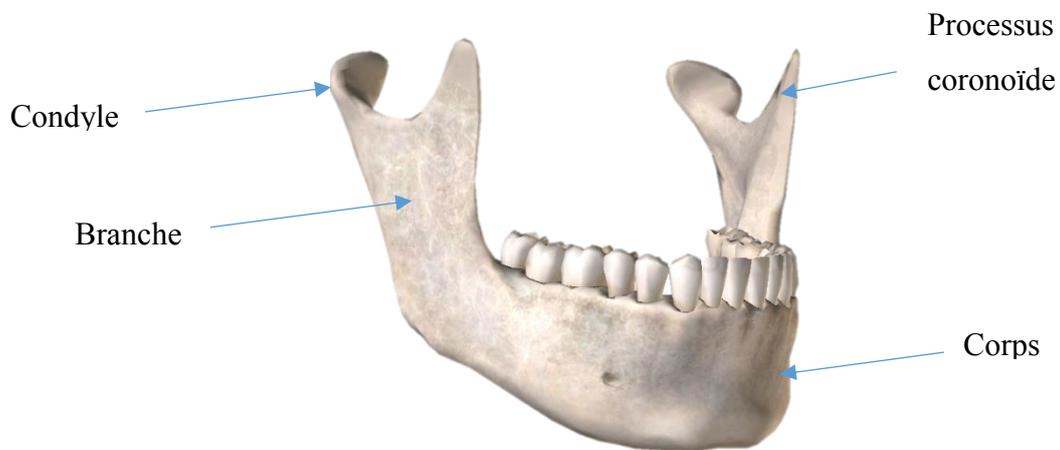


Figure 1. 3 : Mandibule [3]

A l'extrémité de chaque branche se trouvent un condyle et un processus coronoïde. Les deux condyles de la mandibule constituent les surfaces articulaires en liaison avec l'os temporal. Le processus coronoïde sert de point d'insertion au muscle temporal.

Chapitre 1 : Bibliographie

Le condyle est une éminence ovoïde qui a une dimension 2 à 2.5 fois plus importante dans la direction médio-latérale que dans la direction antéro-postérieure (environ 2cm par 1cm) et beaucoup plus convexe dans le plan sagittal que dans le plan frontal. Une crête relie les deux pôles latéral et médial du condyle (Fig 1.4). Le versant antérieur, faisant partie des surfaces articulaires, est recouvert d'une couche de cartilage d'environ 0.4mm dans le cas d'un sujet sain [8]. Le versant postérieur, quasi vertical, est dépourvu de cartilage et ne correspond pas à une surface articulaire.

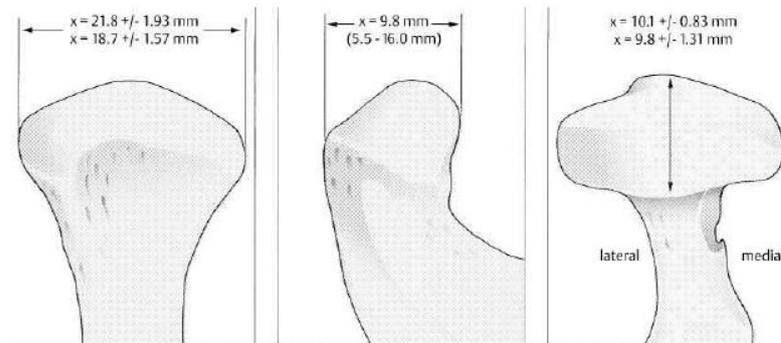


Figure 1.4: Dimensions des condyles [9]

Les condyles ne sont pas alignés suivant l'axe médio-latéral. Ils forment un angle inter-condylien variant entre 150° et 170° [9], la distance inter-condylienne médiale varie de 76mm à 81mm et latérale de 115.6 à 121mm suivant le sexe. (Fig 1.5)

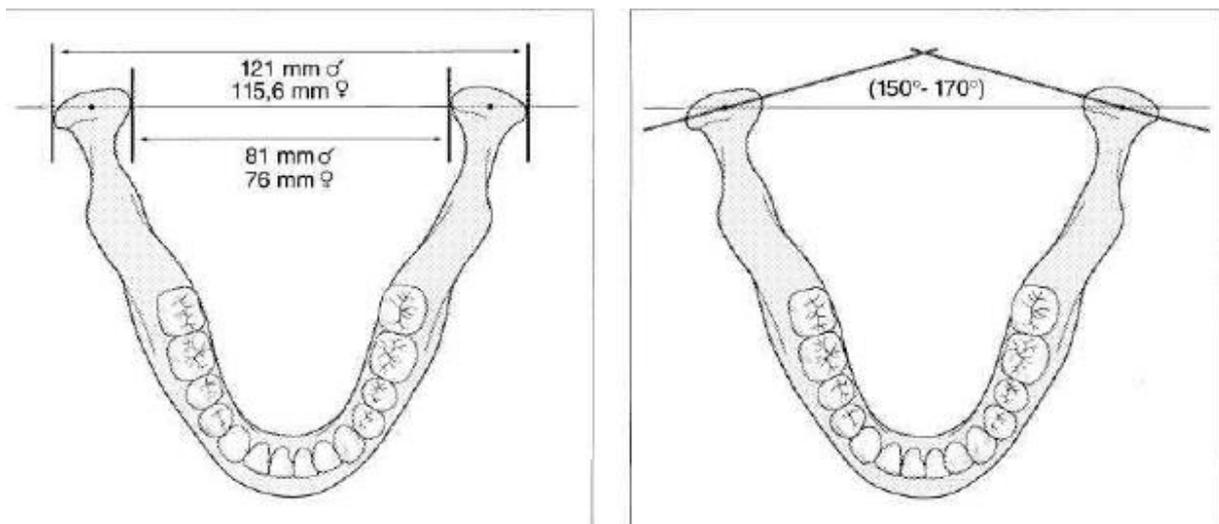


Figure 1. 5: a) distance inter condylienne, b) angle-inter condylien [9]

2.3.3 L'articulation temporo mandibulaire (ATM)

Le corps humain compte 206 os qui interagissent les uns avec les autres par le biais d'environ 400 articulations. Ces articulations sont classées suivant leurs compositions (classification morphologique) et leurs mobilités (classification fonctionnelle).

La classification morphologique caractérise la manière dont les os sont connectés entre eux. Les articulations fibreuses sont riches en fibres de collagène et leurs mobilités sont souvent réduites. Les articulations cartilagineuses sont recouvertes de cartilage et les articulations synoviales sont enveloppées d'une capsule fibreuse contenant le liquide synovial qui sert de lubrifiant.

La classification fonctionnelle distingue trois types d'articulations:

- les articulations immobiles ou synarthroses qui se retrouvent par exemple dans les sutures du crâne,
- les articulations semi-mobiles ou amphiarthroses, qui ont des mobilités très réduites, comme par exemple les vertèbres,
- les articulations mobiles ou diarthroses comme par exemple le genou. Ce dernier groupe inclut la majorité des ménisques du corps humain, qui sont présents dans les articulations synoviales.

L'articulation temporo-mandibulaire (ATM) est une articulation synoviale qui a la particularité d'être la seule articulation double du corps humain. Cela signifie que les deux côtés de cette articulation fonctionnent de manière dépendante. Elle est considérée comme l'articulation la plus mobile du corps humain, ce qui la rend moins stable et l'expose plus aux risques de luxation [10]. Elle fait le lien entre la partie fixe (maxillaire) et la partie mobile (mandibule) de l'appareil stomatognathique. Elle met également en relation les condyles appartenant à la mandibule et les fosses faisant partie de l'os temporal. Un disque fibrocartilagineux s'insère entre les deux surfaces osseuses qui sont recouvertes d'une fine couche de cartilage. L'ensemble est enfermé dans une capsule et baigné dans du liquide synovial qui limite le frottement. Le pourtour du disque s'attache sur la capsule articulaire et le muscle ptérygoïdien latéral supérieur vient s'insérer sur son bourrelet antérieur.

Le ligament rétro-discal retient le disque postérieurement afin d'éviter une dislocation antérieure lors d'un mouvement d'ouverture et le muscle ptérygoïdien latéral supérieur le maintient en avant. La figure 1.6 montre une description de l'ATM en coupe sagittale.

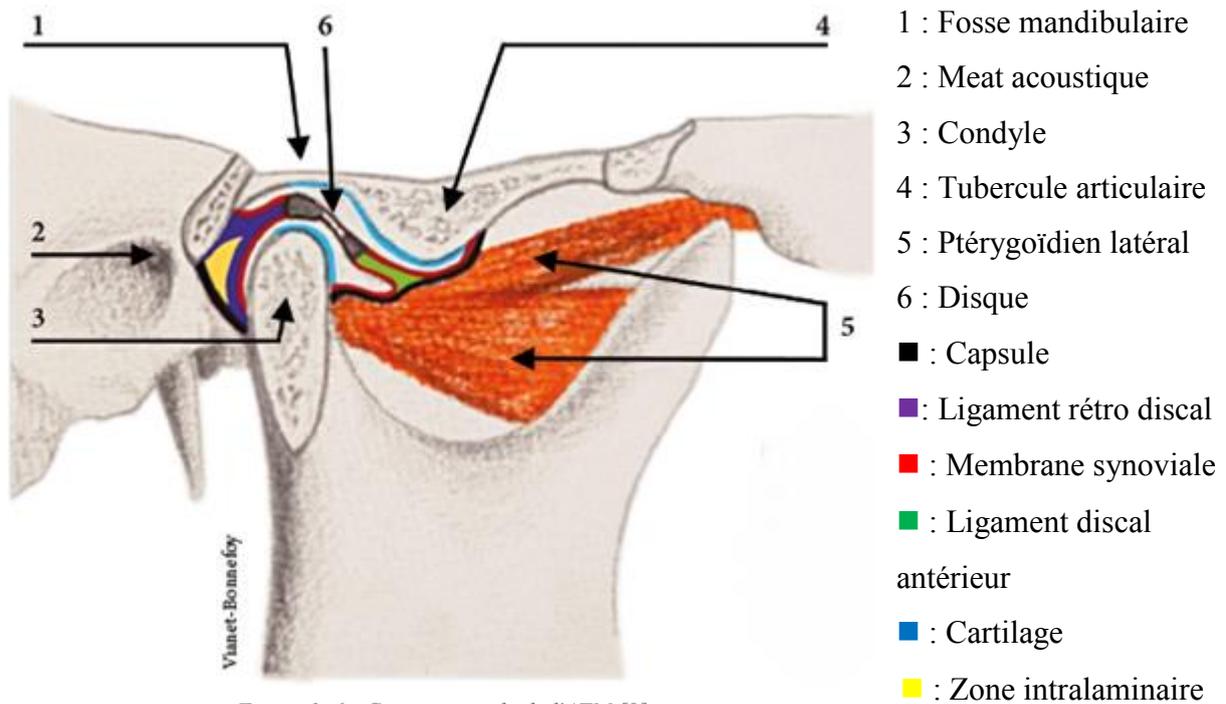


Figure 1. 6 : Coupe sagittale de l'ATM [8]

2.3.4 Le ménisque

2.3.4.1 Anatomie

Le disque (ou ménisque) de l'ATM, constitué de tissus fibrocartilagineux, est de forme ellipsoïdale biconcave. Il peut être séparé en trois zones distinctes, une bande antérieure, une bande postérieure et une zone intermédiaire. Ses dimensions sont de 19 mm dans la direction médio-latérale contre 13mm dans la direction postéro-antérieure [11]. L'épaisseur du disque n'est pas constante, il présente une partie plus fine dans la zone intermédiaire. La figure 1.7 ci-dessous montre de manière schématique les différentes zones du disque articulaire. Le bourrelet périphérique est plus important dans la zone postérieure que dans la zone antérieure. Le plafond fragile de la fosse mandibulaire est protégé par le bourrelet postérieur qui joue le rôle de tampon. En position d'occlusion, le bourrelet antérieur se positionne en avant du condyle et en arrière du tubercule articulaire.

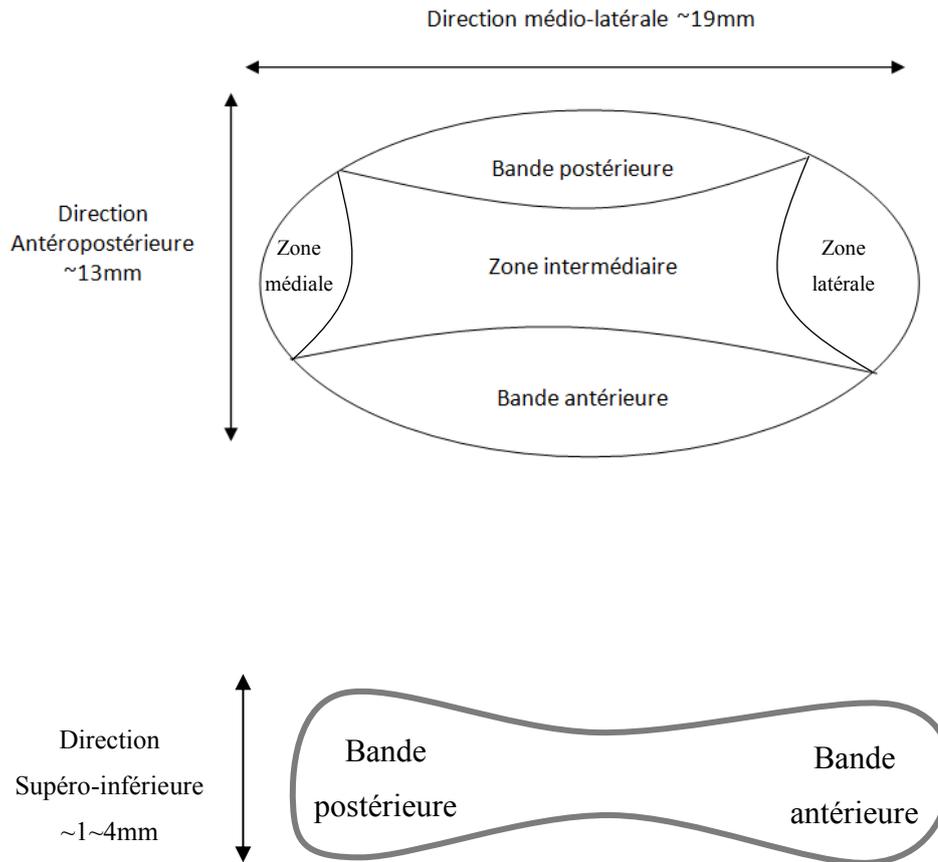


Figure 1. 7: Découpage schématique du disque en vue a) supérieure et b) sagittale

2.3.4.2 Structure du disque articulaire

Le disque articulaire est constitué de nombreuses fibres de collagène orientées dans les trois directions qui lui permettent de résister à des contraintes de compression en moyenne de 18MPa et pouvant atteindre 22MPa [12]. Afin d'étudier la microstructure d'un disque articulaire de porc, Shi et al [13] ont découpé ce dernier en cinq parties; deux correspondant aux bourrelets postérieur et antérieur et trois parties dans la zone intermédiaire. Ils ont ensuite réalisé des images de la microstructure dans les sections transversale et sagittale.

- La section transversale (AP-ML)

Selon une section transversale, dans les zones intermédiaire, médiale et latérale, les fibres sont orientées dans la direction antéro-postérieure. Elles sont orientées suivant la direction médio-latérale dans la bande postérieure, tandis qu'elles n'ont pas de direction préférentielle dans la zone antérieure. Cette organisation particulière joue un rôle sur les propriétés mécaniques du disque. (Fig 1.8a)

Chapitre 1 : Bibliographie

- La section sagittale (SI-AP)

Selon le plan sagittal, fibres sont orientées dans les zones latérale, intermédiaire et médiale selon l'axe Antéro-Postérieur (AP) et empilées selon l'axe Supéro-Inférieur (SI). Dans les zones antérieure et postérieure, elles n'ont pas d'orientation préférentielle. (Fig 1.8b)

L'orientation des fibres de collagène montre une forte anisotropie du disque variable selon les zones.

Chapitre 1 : Bibliographie

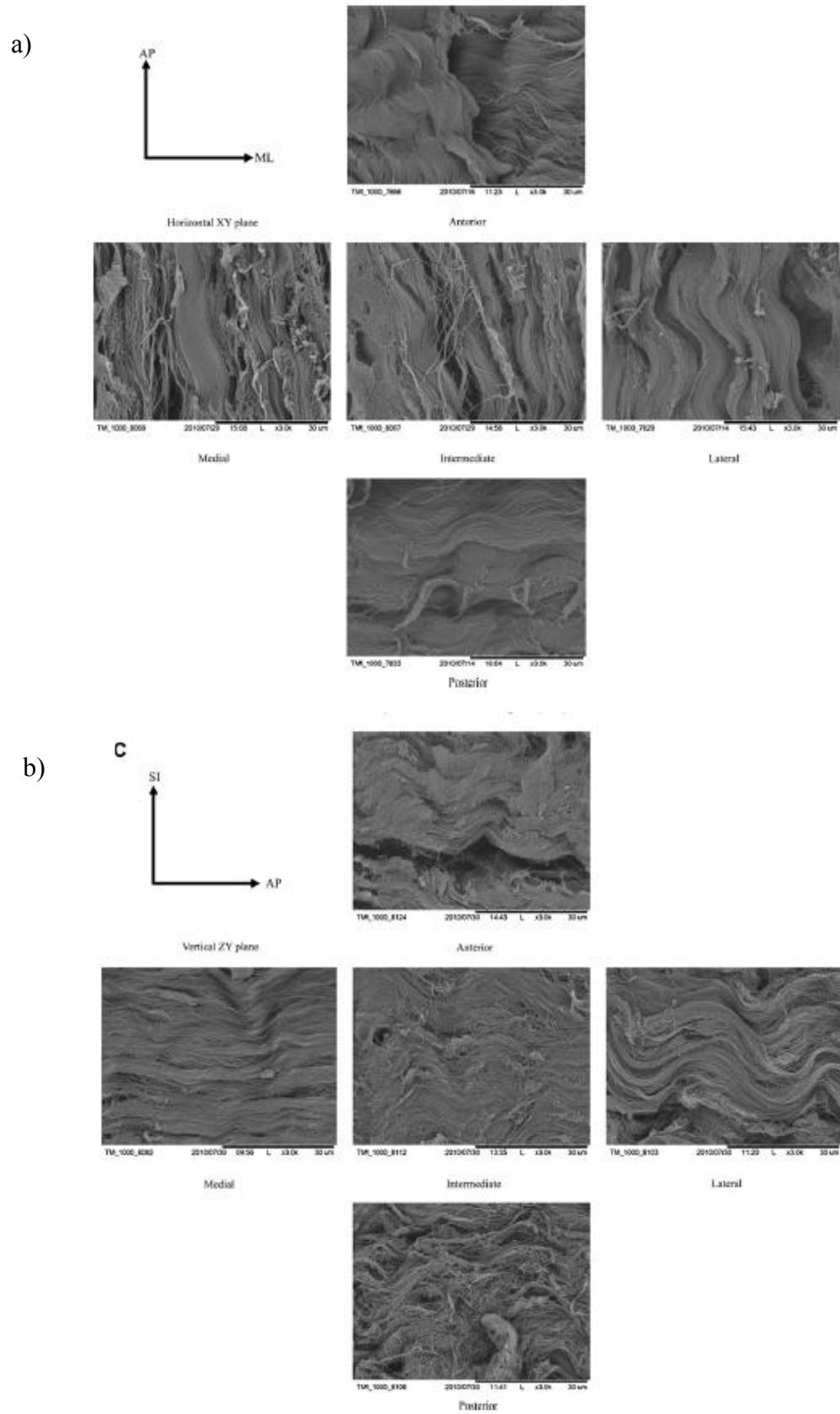


Figure 1. 8: Orientation des fibres de collagène dans les plans a) transversal et b) sagittal [13]

2.3.4.3 Rôle du disque articulaire

L'ATM est une articulation en suspension, où la mandibule est soumise à la gravité. La cavité articulaire étant importante, le disque vient la combler et de ce fait la stabiliser afin d'éviter toute instabilité fonctionnelle. Ce disque joue différents rôles. Il permet, par exemple, le bon glissement des condyles par rapport aux fosses temporales. Lors de la mastication, ou du serrage volontaire ou non des dents, il joue un rôle d'amortisseur.

Le disque étant un élément indépendant des structures osseuses, de nombreuses attaches le maintiennent sur le processus condylien lors du mouvement, notamment la capsule articulaire.

2.3.5 La capsule et les ligaments intrinsèques

La capsule articulaire joue un double rôle, celui d'étanchéifier l'articulation en contenant le liquide synovial et de maintenir le disque sur la tête condylienne. Elle est constituée de deux couches distinctes, une couche extérieure fibreuse et une membrane synoviale à l'intérieur. La partie supérieure est attachée sur la circonférence de la fosse mandibulaire et sur le devant du tubercule articulaire. La partie inférieure, quant à elle, est attachée sur le col du condyle de la mandibule (Fig 1.9). Cette capsule est d'une part assez souple pour permettre les mouvements de grandes amplitudes mais aussi assez rigide pour maintenir en place les différentes parties de l'articulation. Le disque articulaire est également attaché à la capsule par le biais de ligaments intrinsèques, à l'avant par le ligament discal antérieur et à l'arrière par un ligament bilame appelé ligament rétro-discal. Ce dernier est composé d'une lame supérieure souple qui relie le bourrelet postérieur à la fosse temporale et d'une lame inférieure plus rigide qui relie le bourrelet postérieur au condyle.

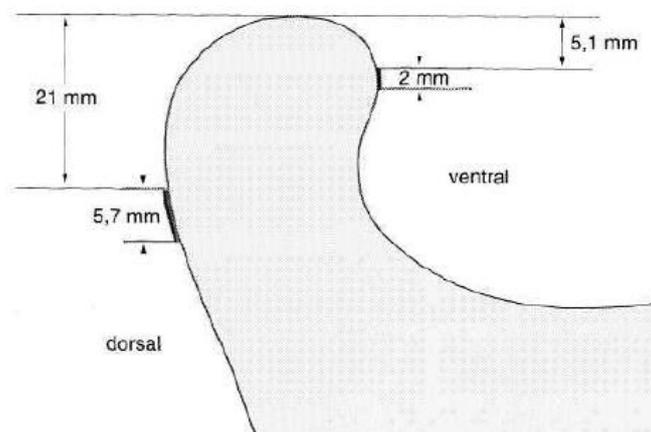


Figure 1. 9: Attaches de la capsule articulaire Buman et al [9]

2.3.6 Les pathologies des ATMs

Il est estimé que plus de 25% de la population mondiale souffre de désordre plus ou moins sévère de l'ATM [14]. L'article de Bodin et al. [14] liste les différentes altérations fonctionnelles de l'ATM. De nombreuses pathologies des articulations temporo-mandibulaires existent. Parmi les dysfonctionnements les plus fréquents, ils citent les dérangements internes qui traduisent la présence d'un défaut mécanique interférant sur la cinématique articulaire. Les défauts mécaniques provoquent le déplacement discal. Dans de nombreux cas, le ménisque est déplacé antérieurement au processus condylien, on parle dans ce cas de luxation discale antérieure. L'origine de ces dysfonctionnements est le plus souvent des extractions dentaires non compensées ou des traitements orthodontiques non fonctionnels.

Le diagnostic, réalisé par IRM, permet de visualiser la position du disque articulaire au cours d'un mouvement d'ouverture-fermeture.

2.3.6.1 *Cinématique de l'articulation saine*

Dans le cas d'une personne ne présentant aucun trouble de l'ATM, en bouche fermée, le disque et le condyle se trouvent au faîte de la cavité glénoïde. (Fig 1.10A). Le disque est alors positionné au-dessus de la crête de la tête condylienne et suit de manière régulière le déplacement de cette tête au cours des mouvements de translations et de rotations (Fig 1.10B et 1.10C). En ouverture maximale, il s'interpose, dans sa partie la plus fine, entre la tête condylienne et le tubercule temporal (Fig 1.10D). Toute anomalie de position par rapport à la tête condylienne est considérée comme un dérangement interne de l'ATM.

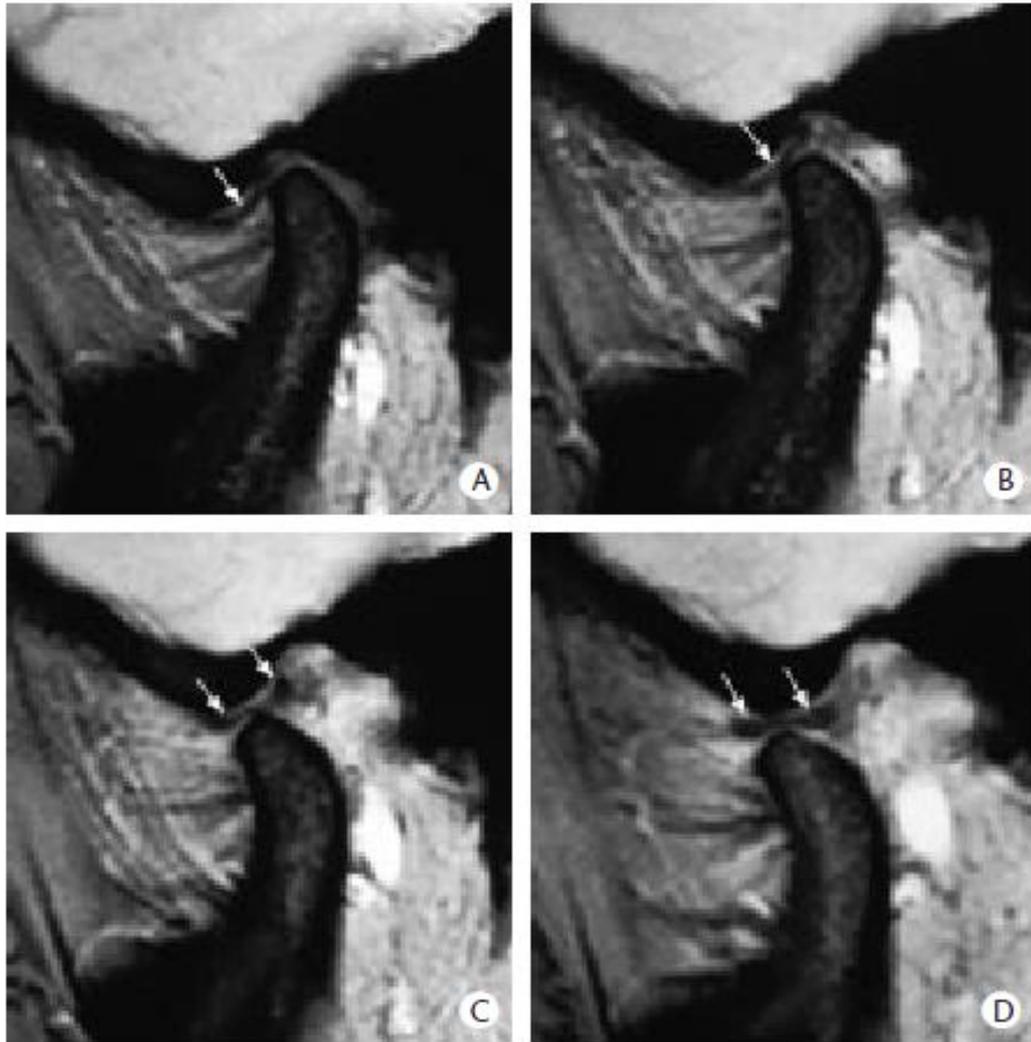


Figure 1.10: Cinématique d'une ATM saine[14]

2.3.6.2 Cinématique de l'ATM avec déplacement antérieur avec réduction[14]

Le déplacement antérieur avec réduction désigne une position anormale du disque en avant du condyle (Fig 1.11A) qui reprend sa position normale durant le mouvement d'ouverture de la mandibule. Cette phase de recapture du disque est signalée par un « click » articulaire associée à une légère déviation. (Fig 1.11B). La suite de l'ouverture est semblable à celle observée dans le cas d'une articulation saine (Fig 1.11C et 1.11D). Le « click » est également présent lors de la fermeture, lorsque le disque perd sa position normale et bascule en avant du condyle.

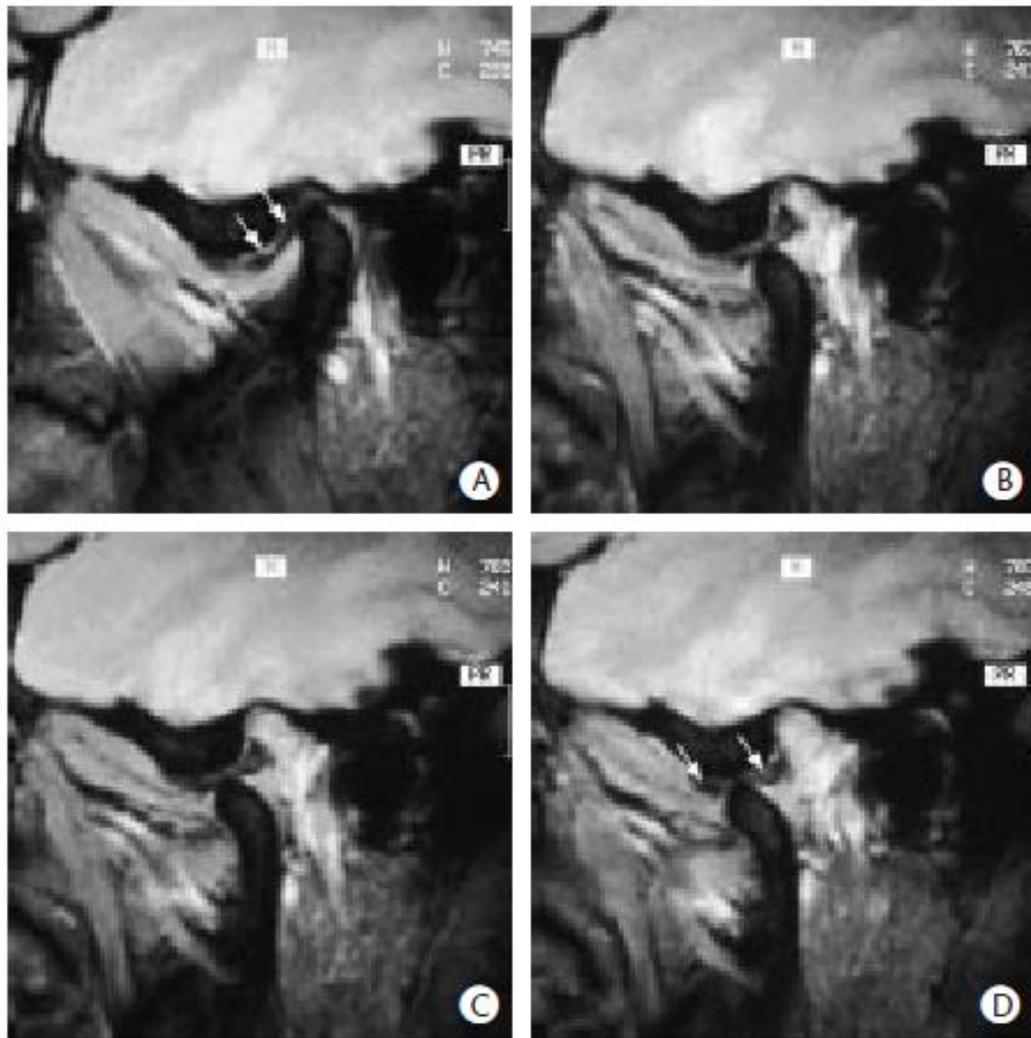


Figure 1. 11: Cinématique de l'ATM avec un déplacement antérieur réductible du disque[14]

2.3.6.3 Cinématique de l'ATM avec déplacement antérieur sans réduction

Le déplacement antérieur sans réduction désigne une position anormale du disque en avant du condyle (Fig 1.12A), sans recapture de la position normale au cours du mouvement. Le disque reste donc « bloqué » en avant de la tête condylienne (Fig 1.12B, C et D). Dans les dislocations sans réduction précoce, le disque limite l'amplitude du mouvement d'ouverture et dévie le mouvement du côté homolatéral. Par la suite, les allongements des fibres du ligament postérieur et la déformation du disque permettent de retrouver une amplitude quasi normale et une déviation mineure.

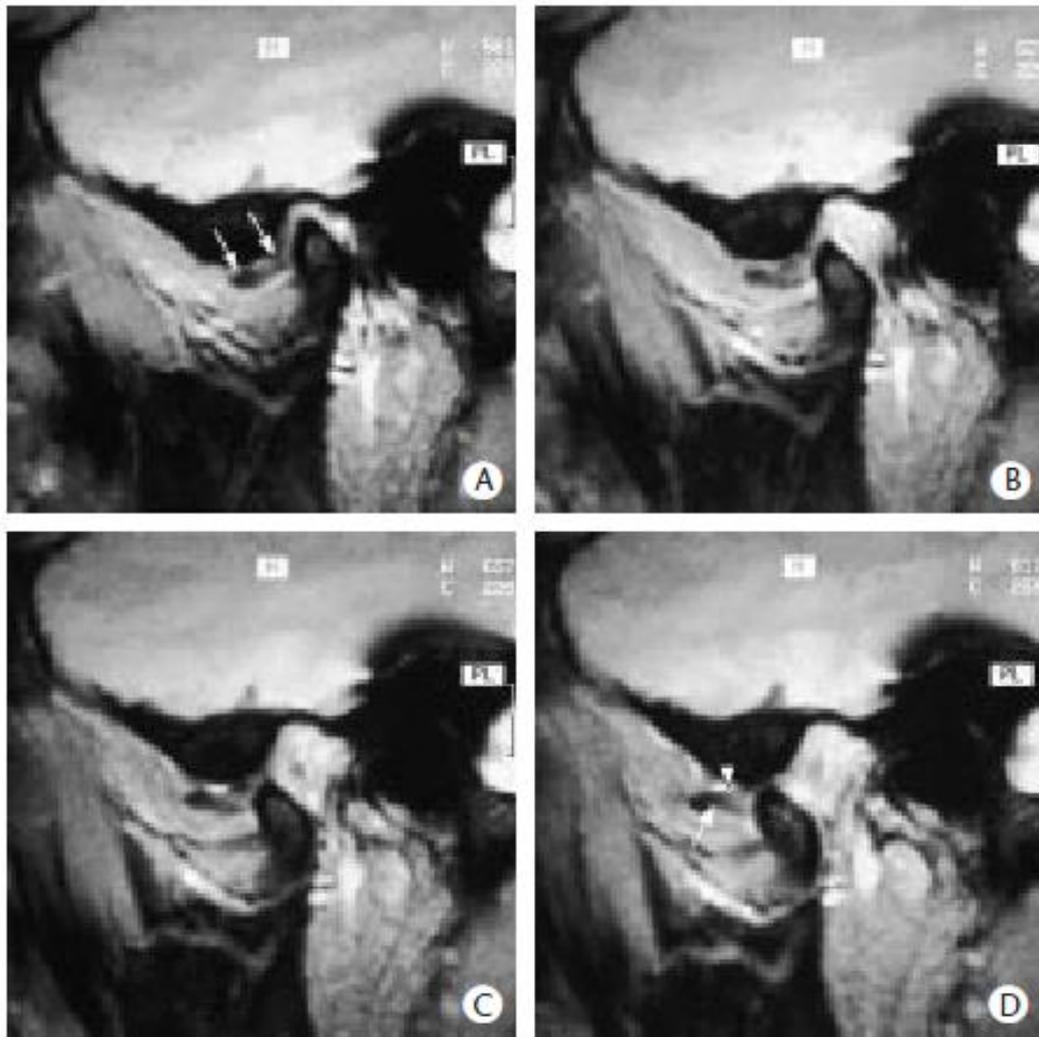


Figure 1. 12 : Cinématique de l'ATM avec un déplacement antérieur non réductible du disque[14]

L'ATM est aujourd'hui l'une des articulations les moins bien connues. Ces dernières années, de nombreuses études en éléments finis ont cherché à comprendre la distribution des contraintes dans l'ATM saine et pathologique lors d'un mouvement modéré ou de serrage [15–21]

Les différents mouvements de l'appareil stomatognathique, tels que ceux présentés ci-dessus, sont provoqués par la contraction de muscles. Dans la suite, le système musculaire, et plus précisément les muscles intervenant dans le mouvement de la mâchoire, est présenté.

2.4 LE SYSTEME MUSCULAIRE

Le corps humain compte environ 640 muscles [12], qui sont répartis en trois catégories, les muscles squelettiques, involontaires et cardiaques. Dans le cas de la mâchoire, il s'agit de muscles squelettiques. Par définition, ce type de muscle relie deux os par l'intermédiaire de tendons et permet un mouvement relatif entre ces deux segments osseux. Il est composé de

fibres musculaires, regroupées en faisceaux comme le présente la figure 1.13. Les fibres musculaires contiennent des microfibrilles composées de filaments de myosine et d'actine. Ce sont ces deux protéines qui permettent la contraction musculaire. L'orientation des fibres impose la direction de contraction et le mouvement des segments osseux accrochés à ces muscles. Les muscles de la face sont divisés en deux groupes, les muscles éleveurs qui permettent l'élévation de la mandibule et les muscles abaisseurs qui permettent l'ouverture de la bouche. Avant de décrire les mobilités possibles de la mandibule, nous présentons quelques notions sur les muscles produisant cette mobilité.[12]

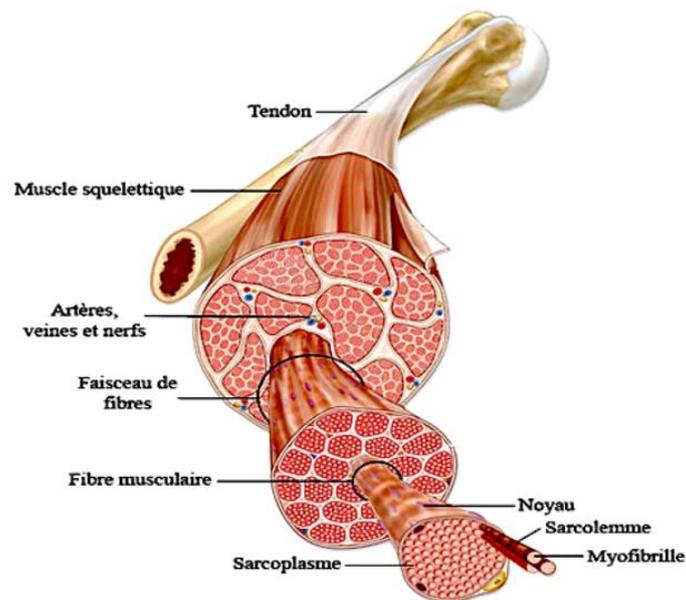


Figure 1. 13 : Schéma d'un muscle squelettique [22]

2.4.1 Les muscles éleveurs

2.4.1.1 Muscle temporal

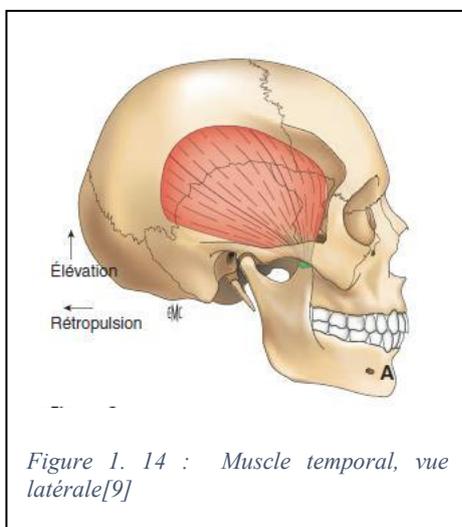


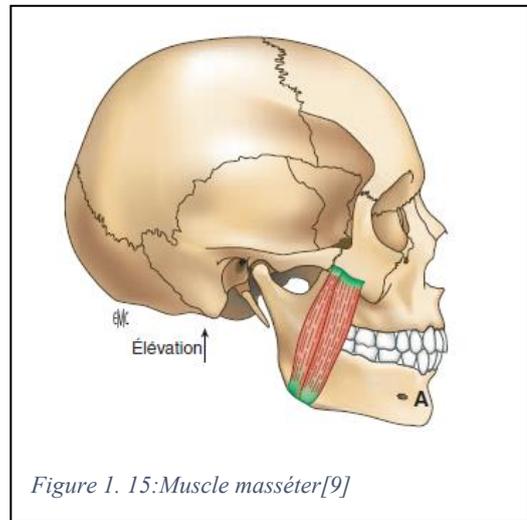
Figure 1. 14 : Muscle temporal, vue latérale[9]

Le muscle temporal est un muscle mince en forme d'éventail, sa partie large s'insère dans la fosse temporale du crâne. Il est doté de trois faisceaux de fibres, antérieur, médial et postérieur, qui convergent tous vers l'extrémité de la branche mandibulaire, le processus coronoïde. Il joue un rôle dans l'élévation et la rétropulsion de la mandibule. L'élévation de la

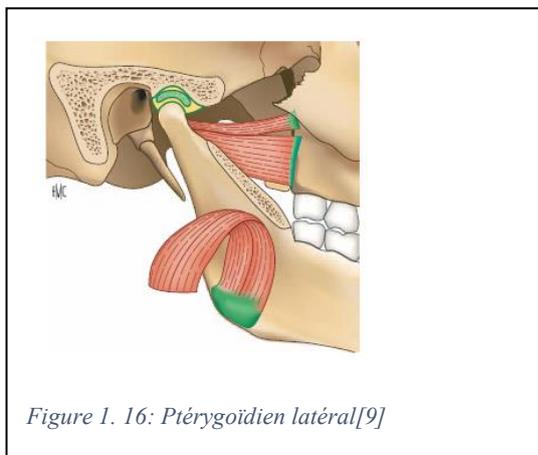
mandibule se fait grâce à la contraction de ses fibres antérieures et fibres postérieures.

2.4.1.2 *Muscle masséter*

Le muscle masséter est un muscle court et épais, composé de deux couches musculaires, une profonde et une superficielle, plus ou moins confondues. Il s'insère sur la face externe de la branche mandibulaire, au niveau de l'angle goniale et relie le crâne à l'os zygomatique par la face externe. C'est un muscle puissant qui sert essentiellement à l'élévation de la mandibule.



2.4.1.3 *Ptérygoïdien latéral (externe)*



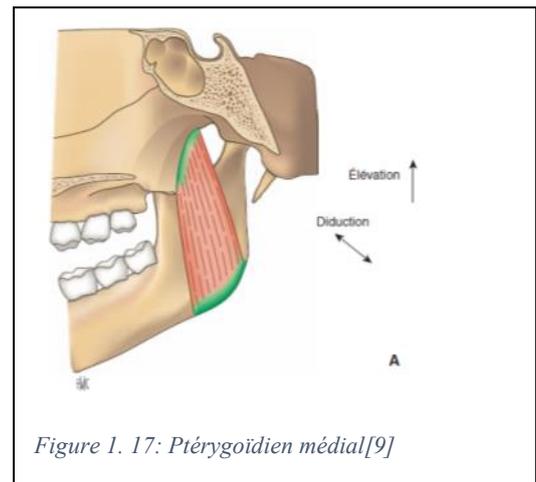
Le ptérygoïdien latéral se divise en deux faisceaux, un supérieur et un inférieur. Le faisceau inférieur est le plus puissant, il contient environ 80% des fibres musculaires reliant le condyle par la fossette ptérygoïdienne au processus ptérygoïde. La partie supérieure, plus faible s'insère sur la partie antérieure du disque articulaire et la crête sphénotemporale [10].

Lors d'une contraction unilatérale, il est diducteur de la mandibule. Lors d'une contraction bilatérale, il devient propulseur de la mandibule.

2.4.1.4 *Ptérygoïdien médial (interne)*

Le ptérygoïdien médial est un muscle épais et puissant. Il s'insère sur la face interne de la branche mandibulaire, au niveau de l'angle goniale et relie la fosse ptérygoïde.

Lors d'une contraction unilatérale, il est diducteur. Dans le cas d'une contraction bilatérale, il devient élévateur de la mandibule.



2.4.2 Les muscle abaisseurs

2.4.2.1 *Disgastrique*

Le muscle digastrique est composé de deux parties ou ventres. Le ventre postérieur est attaché d'une part à l'os temporal par l'intermédiaire du nœud mastoïde et d'autre part à un tendon fixé sur l'os hyoïde. Le ventre antérieur s'attache sur ce même tendon et sur la fosse digastrique de la mandibule. Cette partie antérieure se trouve quasiment dans le plan transversal. Ce muscle participe à l'abaissement de la mandibule. (Fig 1.18a)

2.4.2.2 *Mylohyoïdien*

Le muscle mylohyoïdien est un muscle triangulaire et plat situé sous le ventre antérieur du muscle digastrique. Les deux muscles mylohyoïdiens forment le plancher musculaire de la cavité buccale. Il a deux rôles, celui d'élévation de l'os hyoïde quand la mandibule est fixe et l'abaissement de celle-ci lorsque l'os hyoïde est fixe. (Fig 1.18b)

2.4.2.3 *Géniohyoïdien*

Le muscle géniohyoïdien est attaché à la mandibule et à l'os hyoïde, quand celui-ci est fixe, il sert à abaisser la mandibule et lorsque la mandibule est fixe, il sert à élever cet os. (Fig 18c)

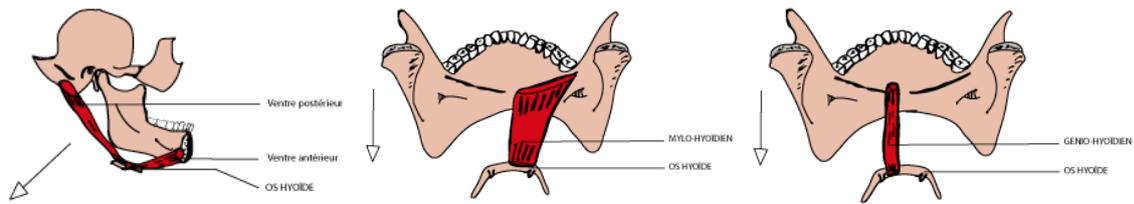


Figure 1. 18: Muscles abaisseurs de la mandibule a) Digastrique, b) Mylohyoïdien, c) Géniohyoïdien [23]

2.5 LES MOBILITES DE LA MANDIBULE

Les muscles, ainsi que la géométrie du système stomatognathique permettent des mouvements de la mandibule dans l'espace 3D. L'ensemble de ces mouvements sont combinés lors de la phonation ou mastication. Ces mouvements sont influencés par la géométrie des fosses condyliennes et par l'action combinée des muscles de la face.

2.5.1 Direction inféro-supérieure

La mandibule peut se déplacer dans le plan sagittal avec une amplitude de 40 mm environ pour les cas sains. Cette amplitude d'ouverture est mesurée par la distance entre les bords des incisives inférieures et supérieures.

Le mouvement vertical de la mandibule correspond dans un premier temps à l'abaissement. Au départ, les dents sont en contact et les condyles sont centrés dans les fosses temporales. Les disques articulaires s'interposent entre les surfaces osseuses, en s'appuyant à peine sur les condyles. L'ouverture de la mandibule est une combinaison de rotations et de translations, souvent décrites en trois phases.

La première phase correspond à la rotation des condyles, entraînant l'abaissement de la mandibule. Elle est rapidement limitée par la tension du ligament latéral correspondant au passage de la position d'occlusion à celle de repos.

Dans un second temps, la rotation s'accompagne d'une translation des condyles le long des surfaces antérieures des fosses temporales, ce qui propulse la mandibule vers le bas et l'avant sur une distance d'environ 12mm, sous l'action des muscles ptérygoïdiens latéraux.

La troisième phase est présente seulement lors de l'ouverture maximale de la bouche, il s'agit d'une rotation qui amène les condyles légèrement en avant par rapport aux tubercules temporaux.

Le mouvement de fermeture est conduit par les muscles élévateurs, essentiellement par les fibres antérieures et moyennes des muscles temporaux qui font glisser les blocs condylo-

Chapitre 1 : Bibliographie

discaux le long des fosses temporales. A la fin du mouvement, les fibres postérieures des muscles temporaux tirent la mandibule horizontalement en s'opposant à l'apparition de pressions condyliennes. La fin du mouvement correspond au contact dentaire.

2.5.2 Direction antéro-postérieure

La propulsion est le mouvement de la mandibule vers l'avant d'une amplitude pouvant aller jusqu'à 15mm. La bouche doit être légèrement ouverte pour permettre ce mouvement. En position d'occlusion, la position centrée des condyles dans les fosses et l'intercuspie empêchent ce mouvement. La propulsion est conduite par l'action des muscles ptérygoïdiens latéraux et médiaux.

La rétropulsion est le mouvement de faible amplitude de la mandibule vers l'arrière, il est très vite limité par la paroi du conduit auditif externe.

2.5.3 Direction médio-latérale :

La mandibule peut se déplacer dans le plan frontal, c'est le mouvement de diduction. L'amplitude de ce mouvement est mesurée par le déplacement du point incisif inférieur et peut atteindre environ 12 mm. Ce mouvement est rapidement limité par les tensions musculaires et ligamentaires.

- Côté travaillant

Les fibres moyennes et postérieures du muscle temporal ainsi que le muscle digastrique se contractent et une rotation du condyle s'opère.

- Côté non travaillant

Une contraction des ptérygoïdiens latéral et médial ainsi que le faisceau antérieur du temporal provoque un déplacement en avant et vers le bas du condyle.

L'appareil stomatognathique (ou manducateur) est un ensemble poly structurel de trois systèmes indissociables: ostéo-articulaire, musculaire et dentaire. La dernière partie de ce paragraphe est donc consacrée à la présentation du système dentaire. Après une rapide description de la dentition, la notion d'occlusion dentaire précitée sera définie et le lien entre occlusion et ATM sera démontré.

2.6 LE SYSTEME DENTAIRE

Les dents font partie du système stomatognathique, elles permettent, entre autres, d'ajuster les positions condyliennes dans les fosses temporales. Dans le cas d'adultes sains, les dents sont au nombre de 28 ou 32 avec les dents de sagesse. La dentition peut être décomposée en quatre quadrants : supérieur droit (SD), supérieur gauche (SG), inférieur gauche (IG) et inférieur droit (ID). Sur chacun des quadrants (Fig 1.13), dans le cas d'une dentition saine, se trouvent :

- Deux incisives
- Une canine
- Deux prémolaires
- Trois molaires (dont la dent de sagesse)

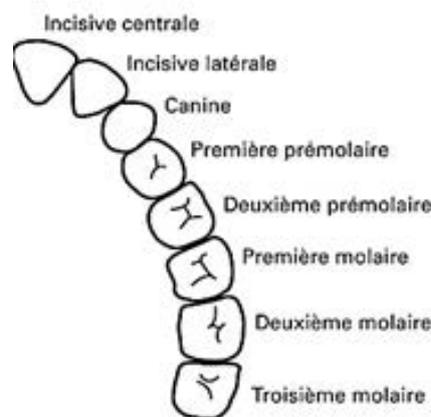


Figure 1. 19 : quadrant dentaire [24]

2.6.1 L'occlusion dentaire

L'occlusion est un état purement statique qui est définie par la manière dont les dents des arcades inférieure et supérieure s'engrangent. Elle se produit de manière involontaire lors de la déglutition. Trois classes d'occlusion sont définies en fonction de la position de la première molaire supérieure par rapport à la première molaire inférieure et illustrées par la figure 1.20:

- Classe I : Les deux arcades dentaires sont au même niveau.

Chapitre 1 : Bibliographie

- Classe II : la mâchoire inférieure est reculée par rapport à la mâchoire supérieure
- Classe III : la mâchoire inférieure est avancée par rapport à la mâchoire supérieure.

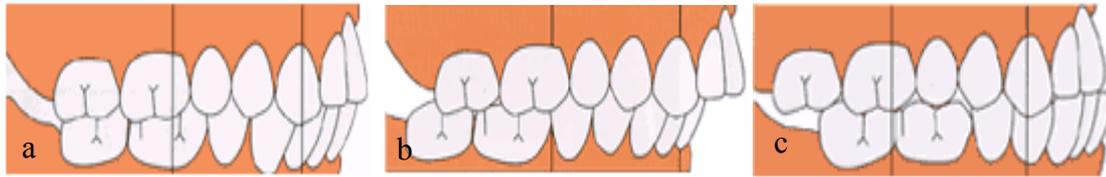


Figure 1. 20: (a) Classe I, (b) Classe II, (c) Classe III [25]

L'occlusion règle la position des condyles dans les fosses temporales, toute modification de l'occlusion (perte des dents, casse) aura des conséquences sur le fonctionnement de l'ATM.

2.6.2 Lien entre occlusion et ATM

Lors de la réhabilitation de la dentition par une prothèse, l'occlusion est réalisée en fonction de la position des condyles. Les positions condyliennes sont classées en trois catégories [9]:

- La position centrale : les condyles sont centrés dans les fosses temporales. Cette localisation correspond à la position théorique dans le cas d'une occlusion de classe I.
- La position habituelle : elle correspond à la position ordinaire des condyles dans les fosses temporales. Dans le cas d'un sujet sain, elle est identique à la position centrale.
- La position thérapeutique : une position arbitraire des condyles est choisie dans le but de rétablir la fonctionnalité de l'articulation lors de la conception d'une prothèse complète.

L'appareil stomatognathique présenté dans cette partie est fortement sollicité durant la journée, environ 20 000 fois par jour [7] pour la mastication, déglutition et phonation. Si une modification survient sur l'une des trois structures (ostéo-articulaire, musculaire ou dentaire), c'est l'équilibre de l'ensemble du système qui sera menacé, notamment au niveau occlusal. Le schéma occlusal règle la position des condyles mandibulaires dans les fosses temporales, or il peut changer au cours de la vie par la casse ou la chute de dents voire de toutes les dents dans le cas de l'édentement total. Ces changements au niveau dentaire, auront des conséquences au niveau des ATMs par la modification des positions condyliennes. La position de la mandibule par rapport au crâne sera également différente, ce qui entrainera une variation de l'orientation et de la longueur des fibres musculaires pouvant provoquer des douleurs. Dans ce cas, il est

judicieux de se demander quelles seront les conséquences de l'édentement total prolongé sur le fonctionnement de l'ATM.

3 L'ÉDENTEMENT ET SES CONSÉQUENCES

3.1 INTRODUCTION

Le vieillissement de la population provoque une augmentation du nombre d'édentés totaux à travers le monde. Le stade d'édentement total est défini par le manque de toutes les dents sur au moins une des deux arcades dentaires, mandibulaire ou maxillaire. En plus du caractère inesthétique de l'absence totale de dents, cela entraîne des difficultés de phonation et de mastication. La chute des dents n'est pas la seule caractéristique de l'édentement, l'os alvéolaire supportant les dents, devenant inutile, se résorbe, accentuant la rotation de la mandibule et l'atrophie musculaire. De plus, une diminution de la qualité osseuse accompagne également ces phénomènes.

3.2 MODIFICATIONS DE LA MORPHOLOGIE DU VISAGE

La première caractéristique observable chez un sujet édenté est la morphologie du visage. Les dents ne retenant plus les muscles des lèvres, elles auront tendance à se rétracter vers l'intérieur de la bouche. La distance entre les commissures des lèvres est plus importante chez un sujet denté. De face, elles sont à peu près au même niveau que les pupilles des yeux. Vue de profil, l'angle naso-labial, est plus important chez les sujets édentés de même que la proéminence mentonnière. Dans un premier temps, ces changements sont dus à la perte des dents. Un édentement prolongé accentue ces changements morphologiques à cause de la résorption osseuse qui l'accompagne. La figure 1.21 illustre les changements morphologiques consécutifs à un édentement sur le long terme.

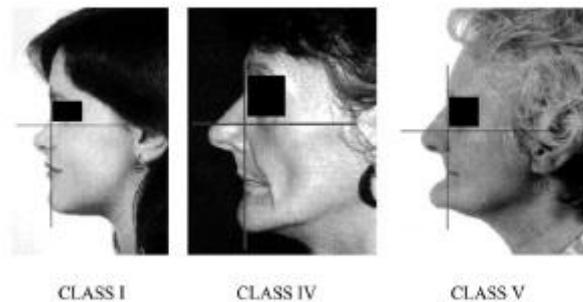


Figure 1. 21: Evolution de la proéminence mentonnière en fonction de la classe d'édentement [26]

3.3 DIMINUTION DU VOLUME OSSEUX

3.3.1 Les classes

La perte des dents provoque une résorption osseuse car l'os n'est plus sollicité. Les cas de résorption sévère sont de 3mm au niveau du maxillaire et de 10 mm au niveau de la mandibule sur une période de 25 ans. La moyenne de perte osseuse est de 0.1mm par an au niveau du maxillaire et de 0.4mm à la mandibule[27]. Cependant, selon Carlsson et Personn[28] cette résorption n'est pas linéaire dans le temps, mais c'est au cours de la première année qu'elle est la plus rapide, en trois mois, 21% de la résorption est réalisée, 36% à 6 mois et 44% à 12 mois. Cette diminution du volume osseux a fait l'objet de plusieurs classifications, la plus ancienne étant celle de Atwood et al en 1963, répartissant en 6 classes la géométrie de l'os alvéolaire [29]. Cette classification se base sur la forme et l'aire de la coupe sagittale de la mandibule au niveau des incisives. En 1988, Cawood et Howell [30] ont complété cette classification en introduisant la notion d'os basal et alvéolaire ainsi que les coupes dans le secteur postérieur [30]. L'os alvéolaire est l'os dans lequel s'insèrent les racines des dents. L'os basal, un os plus dense, correspond à la base sur laquelle s'appuie l'os alvéolaire.

La correspondance pour chaque classe est définie comme suit :

- Classe I : dentition saine,
- Classe II : édentement post-extraction avec cavité de la racine non rebouchée,
- Classe III : la cavité de la racine est rebouchée, la quantité d'os assez importante, la crête est arrondie,
- Classe IV : la même quantité d'os basal mais la crête est très fine,
- Classe V : présence de l'os basal uniquement,
- Classe VI : édentement prolongé, l'os basal commence à se résorber.

La figure 1.22 illustre ces différentes classes suivant la classification de Cawood et Howell [30]

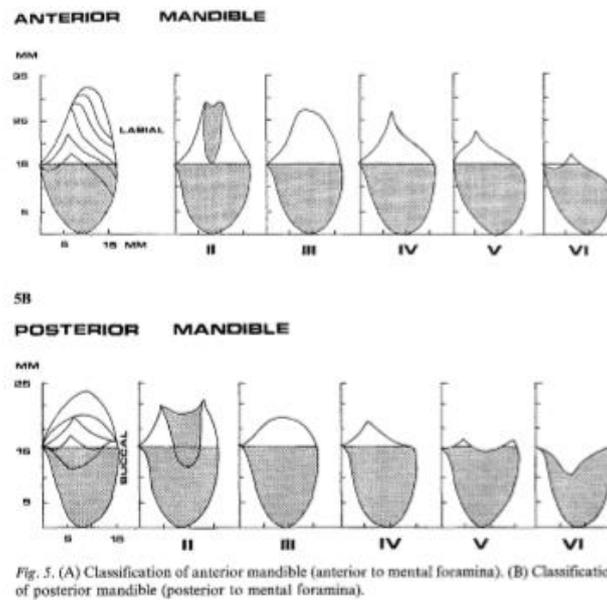


Figure 1. 22: Classification de Cawood et Howell [30]

3.3.2 Les types d'os

En plus de ces deux classifications, Lekholm and Zarb [31] ont ajouté la notion de qualité osseuse à la résorption. Effectivement, lors de l'édentement, en plus d'une diminution du volume osseux, apparaît une chute des propriétés mécaniques qui a été classée en quatre catégories, allant de D1 pour un os très dense à D4 pour un os très peu dense (Fig 1.23). Il existe une cinquième catégorie, D5, correspondant à de l'os immature. Les zones jaunes unies sur la figure représente la couche d'os cortical tandis que la partie plus foncée représente l'os spongieux.

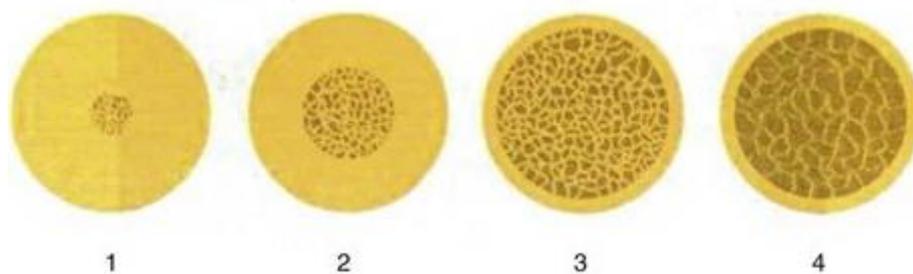


Figure 1. 23: Classification de Lekholm et Zarb [31]

Misch et al [32] ont repris ce type de classification en affectant un type d'os à la localisation dans la mandibule et le maxillaire. Afin d'améliorer la classification de la densité osseuse, ils ont associé les seuils d'unité de Hounsfield pour chaque type. En effet, la qualité de l'os peut

Chapitre 1 : Bibliographie

être estimée à partir des niveaux de gris visible lors d'une tomographie. Le tableau 1.1 ci-dessous associe les différents types d'os à des unités de Hounsfield.

Tableau 1. 1 Type d'os associé aux unités de Hounsfield

Type	Description	Unité de Housfield (HU)
D1	Os cortical dense	>1250
D2	Os cortical dense entourant un noyau d'os spongieux	850-1250
D3	Os cortical poreux entourant un spongieux faible	350-850
D4	Os spongieux très poreux	150-350
D5	Os immature	<150

Dans ces classifications, la résorption osseuse est présentée selon l'axe inféro-supérieur, mais en réalité cette résorption se fait dans l'espace tridimensionnel. Lors de la résorption osseuse, la mâchoire inférieure s'élargit tandis que la mâchoire supérieure a tendance à se rétracter. La résorption du maxillaire se fait de manière centripète et celle de la mandibule de manière centrifuge[27].

3.3.3 Evaluation de la densité osseuse par tomographie

La tomographie permet de quantifier la densité de l'os en unité de Hounsfield (HU), cette technique a récemment été adoptée dans le domaine dentaire. Lin et al [33] ont travaillé avec la densité HU, sur des cadavres humains, au niveau de différents sites d'implantation et ont corrélé leurs résultats avec d'autres méthodes de mesures.

Les différentes régions d'un même os peuvent avoir des densités et propriétés différentes. Cette méthode convertit les données acquises en unités de Hounsfield par la relation suivante :

$$HU = \frac{CT - CT_w}{CT_w - CT_a}$$

CT_w : Niveau de gris de la tomographie correspondant à l'eau

CT_a : Niveau de gris de la tomographie correspondant à l'air

CT : données de la tomographie

HU : unités de Hounsfield

La densité effective de l'os est ensuite déduite par la loi linéaire suivante :

$$\rho_{eff} = A * HU + 1000 \text{ (kg/m}^3\text{)}$$

où ρ_{eff} est la densité effective du tissu.

Selon la littérature, la constante A vaut 0.523kg/m³ [33,34].

3.4 MODIFICATION DE LA POSITION CONDYLIEENNE

Les dents appartiennent à l'appareil manducateur au même titre que l'ATM, leur perte a donc des conséquences sur l'articulation. La chute des dents couplée à une diminution du volume osseux des arcades dentaires entraîne une rotation de la mandibule ainsi qu'une diminution de la distance verticale d'occlusion (DVO) qui est définie par l'écart entre le point sous nasal et le gnathion. Dans le cas des sujets dentés, une DVO trop faible entraîne des troubles de l'ATM. Shetty et al. [35] ont cherché à comprendre pourquoi les mêmes causes n'entraînent pas une augmentation des symptômes de dysfonctionnement articulaire chez les sujets édentés. Ils ont conduit une étude sur 100 personnes édentés non équipées de prothèses ne présentant pas, et n'ayant jamais présentés, de troubles articulaires. Ils ont cherché chez ces personnes la présence de troubles de l'ATM par le moyen de 5 examens :

- Sons de l'articulation : présence d'un « claquement » articulaire,
- Tensions des muscles,
- Tension de l'articulation,
- Déviation de la mandibule lors d'un mouvement d'ouverture,
- Limitation durant le mouvement d'ouverture.

Ils ont fait le constat que 59% des sujets d'étude présentaient au moins un signe de dysfonctionnement de l'ATM. Le signe le plus fréquent était un « click » articulaire (47 % des sujets) et une déviation de la mandibule (43% des sujets).

Cette étude montre que 59% des sujets édentés se considérant comme sains présentent des troubles de l'ATM alors que cette proportion est de 25% chez les sujets dentés [14]. Dans cette situation, il est possible d'émettre l'hypothèse suivante: l'édentement est à l'origine de troubles de l'articulation temporo-mandibulaire. Le « click » articulaire détectable chez de nombreux

sujets est le signe d'une dislocation réductible du disque articulaire [14]. Un cliché IRM d'un sujet édenté présenté par Liu Hong CHEN et al. [36] montre le recul du condyle dans la fosse et le déplacement antérieur du disque (Fig 1.24). Cette position est celle d'un disque avec une luxation réductible.



Figure 1. 24: Position condylienne d'un édenté total [36]

Dans ce cas, la réhabilitation de la dentition est un moyen de supprimer ces désordres articulaires mais doit être réalisée avec précaution en prenant en compte la DVO optimale du patient pour se rapprocher le plus possible de la physiologie de départ. Une DVO trop faible ne réglerait pas le problème et une DVO trop élevée entraînerait des elongations des muscles élévateurs, provoquant des douleurs musculaires [35].

3.5 CONCLUSION

L'édentement a des conséquences sur la morphologie de la personne atteinte, visibles par la modification des traits du visage. Il pourra également provoquer des dysfonctionnements de l'ATM même si souvent les personnes édentées ne ressentent pas de gênes [35]. Laisser une dysfonction de l'ATM peut être handicapant sur le long terme. La restauration de la dentition permet aux traits du visage de reprendre leur forme initiale mais aussi de corriger les légers dysfonctionnements articulaires.

4 LES SOLUTIONS PROTHETIQUES DENTAIRES

4.1 INTRODUCTION

Il existe de nombreuses solutions prothétiques pour restaurer la dentition d'un édenté total. Les solutions classiques amovibles restent les plus courantes car moins onéreuses mais elles ont le principal défaut de manquer de stabilité. Dans le but d'assurer la stabilité de la prothèse, les prothèses peuvent être maintenues par des implants, mais il faut que le volume et la qualité osseuse soient suffisants. Ce type de solutions a été proposé initialement par Bränemark et al [37]. La prothèse est supportée par des implants vissés dans l'os. Les prothèses implanto-portées sont souvent classées en deux groupes, les amovibles et les fixes.

4.2 LES PROTHESES AMOVIBLES

Les prothèses dentaires amovibles complètes sont constituées d'une base en résine qui supporte des dents soit en résine soit en porcelaine. Elles s'appuient directement sur les gencives dont le maintien se fait par un phénomène de succion. Pour cela, il faut que la face interne de la prothèse épouse parfaitement la morphologie des gencives du patient. Les deux principaux inconvénients de ces prothèses sont leur manque de stabilité et le non maintien du capital osseux. En effet, le fait qu'elles soient posées directement sur les gencives fait qu'elles ne limitent pas la résorption osseuse liée à l'édentement. De plus, le manque de tenue pose plus de problèmes au niveau de la mâchoire inférieure, d'une part, car elle est mobile (contrairement à celle du haut restant fixe) et d'autre part parce que la langue a tendance à décoller la prothèse. (Fig 1.25)



Figure 1. 25: Prothèse amovible classique [38]

Dans le but de pallier le manque de stabilité, des prothèses peuvent être supportées par des implants, soit en restant amovibles ou en étant fixes. Dans le premier cas, il s'agit de prothèses implanto-retenues, et dans le deuxième cas nous parlerons de prothèses implanto-fixées.

4.3 LES PROTHESES SUR IMPLANTS

4.3.1 Les prothèses implanto-retenues

Les prothèses amovibles complètes supra-implantaires (PACSI), sont conçues pour des personnes voulant améliorer la rétention de leur prothèse conventionnelle. Ces prothèses sont retenues par un ou plusieurs implants et, comme leur nom l'indique, sont amovibles afin de pouvoir assurer leur maintenance.

Il est nécessaire que le volume osseux soit suffisant pour permettre la mise en place des implants. La stabilité et la rétention sont nettement améliorées par rapport à une prothèse amovible classique. Par rapport à la prothèse fixe, la solution PACSI offre une meilleure compensation d'une résorption élevée et de l'affaissement des tissus de soutien de la face. En théorie, elle est décrite comme moins déstabilisante.

Les défauts majeurs de cette solution prothétique sont une maintenance contraignante en termes de coût pour le patient comme pour le praticien et également des défauts hygiéniques.

Les deux principaux types de PACSI sont celles retenues par une barre de conjonction et celles retenues par des boutons pressions.

4.3.1.1 *Barres de conjonction*

Les barres de conjonction sont utilisées dans les systèmes de prothèses complètes amovibles. Il faut faire attention au positionnement des implants pour ne pas générer des contraintes dans la structure et provoquer une rupture de cette dernière (Fig 1.26).



Figure 1. 26: Prothèse implanto-retenue par une barre de conjonction [39]

4.3.1.2 *Les boutons pressions (Fig 1.27)*

Ce type de solution est le plus souvent choisi, il a pour avantages de :

- réaliser des prothèses amovibles tout à fait comparables aux prothèses classiques,

- augmenter de façon considérable la rétention et la stabilité des prothèses complètes amovibles, en particulier à la mandibule, ce qui procure aux patients un sentiment de sécurité sur la tenue de leur prothèse et permet d'améliorer de façon importante la force masticatoire des patients.



Figure 1. 27: Prothèse implanto-retenue par boutons pressions [39]

4.3.2 Les prothèses fixées implanto-portées (PFIP)

La prothèse fixée implanto-portée (PFIP) est la solution la plus pratiquée dans les cas de l'édentement complet de la mandibule. Elle peut être installée si la quantité et le volume osseux sont suffisants pour permettre la mise en place de 4 implants au minimum dans la zone mentonnière ou dans le maxillaire. Cette prothèse a pour avantage d'être relativement stable, l'encombrement est moins important qu'une prothèse classique et le fait qu'elle soit fixe a un impact positif sur la psychologie du patient. Elle permet un rétablissement optimal des capacités masticatoires du patient. Cependant, elle conserve quelques inconvénients contraignants tels que son entretien et son hygiène ainsi qu'un coût initial important. De plus, elle peut être difficile à mettre en place et ne pas être adaptée si la résorption est trop importante. Elle paraît tout de même moins déstabilisante pour le patient qu'une prothèse amovible classique [40]

La prothèse all-on-four est une PFIP, maintenue par 4 implants, deux verticaux au niveau des incisives et deux inclinés au niveau des molaires. L'inclinaison des implants postérieurs vise à diminuer le porte-à-faux tout en évitant le nerf foramen mentonnier. Ces implants sont surmontés de piliers qui supportent une armature en titane sur laquelle vient se fixer l'arcade dentaire artificielle. (Fig 1.28)

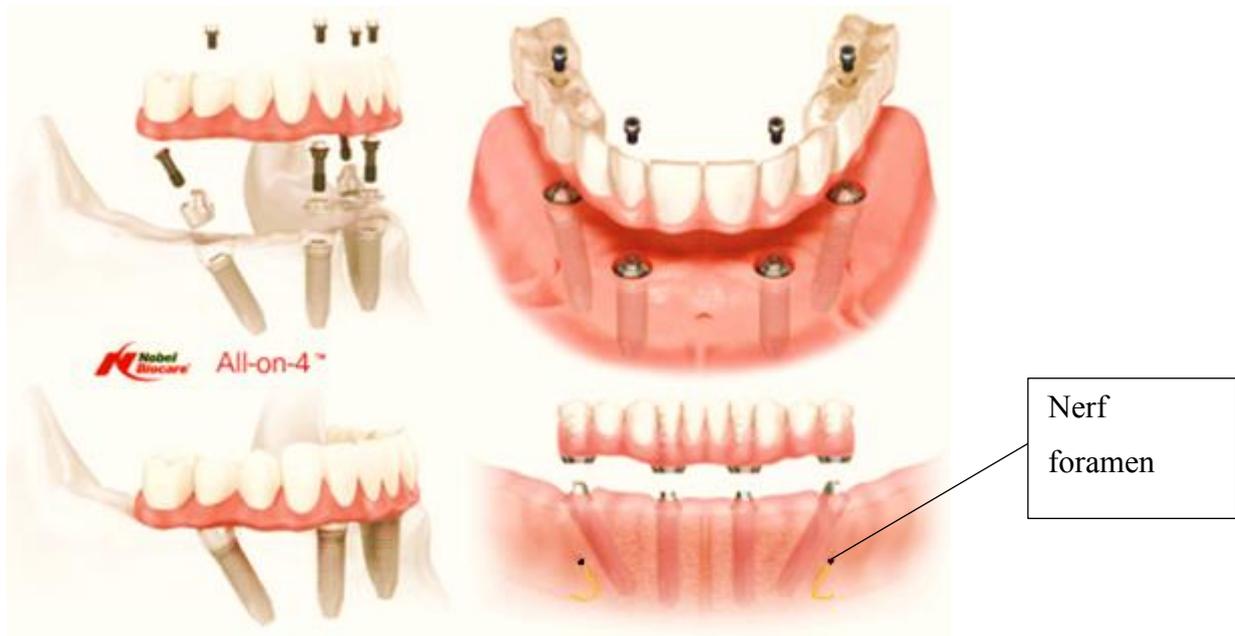


Figure 1. 28: All-on-four[41]

5 CONCLUSION

Cette étude bibliographique montre que, malgré les progrès de la médecine et des conditions d'hygiène, le vieillissement de la population entraîne un accroissement de la population d'édenté totaux. Au-delà des problèmes esthétiques et fonctionnels du manque de dents, leur perte modifie le rapport entre les mâchoires supérieure et inférieure. Les dents servent à stabiliser l'appareil manducateur. Leur perte, et la résorption osseuse en découlant, entraîne un déséquilibre de ce système pouvant conduire à l'apparition de troubles de l'ATM. De nombreuses personnes édentées souffrent sans le savoir de ces troubles articulaires. En effet, il a été constaté que 59% d'entre elles en présentent, et, dans la majorité des cas, un « claquement » articulaire est observé. Ce « click » articulaire traduit la présence d'une dislocation réductible du disque. Cette dislocation est provoquée par la diminution de la DVO. Des constatations ont été faites sur des personnes édentées, mais, à notre connaissance, aucune étude ne couple les problématiques de la restauration dentaire avec les troubles de l'ATM. Des études ont été menées indépendamment sur les systèmes prothétiques dentaires et sur les ATMs. L'impossibilité de récupérer les efforts articulaires *in-vivo* ont conduit à la construction de modèles mathématiques du système manducateur et en particulier à des modèles éléments finis.

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques de l'appareil manducateur

1 INTRODUCTION

Un des objectifs de ma thèse était de pouvoir faire le lien entre édentement et ATMs. Du fait de la complexité de l'appareil manducateur, il était nécessaire d'estimer numériquement les efforts articulaires au niveau de l'ATM. C'est pourquoi, il est important de pouvoir obtenir un modèle le plus complet possible permettant d'extraire ces résultats. Dans la littérature, de nombreuses publications ont été consacrées à l'étude des efforts au niveau des ATMs via des modèles éléments finis. Ces simulations sont intéressantes car contrairement aux modèles de corps rigides, elles considèrent une déformation des composants articulaires conformément à la réalité. Dans le but d'étudier l'influence de la mise en place d'une prothèse fixe sur implants, deux modèles numériques ont été construits. Le premier modèle correspond à l'appareil stomatognathique d'une personne saine, le second d'un cas édenté complet mandibulaire, équipé d'une prothèse fixe sur implants. Afin de pouvoir comparer les deux modèles, l'édentement a été réalisé artificiellement à partir de la mandibule du cas sain. Ce chapitre détaille les différentes étapes de la construction des modèles numériques. La première étape correspond à l'acquisition des trajectoires et à la géométrie d'une personne saine. Il s'ensuit la reconstruction du modèle en 3D. La modification de la géométrie simulant un édentement complet mandibulaire puis la préparation des maillages éléments finis complètent cette procédure.

2 CHOIX DU SUJET ETUDIE

Le premier modèle éléments finis, de référence, s'appuie sur l'anatomie d'une personne saine. La première étape consiste dans le choix du sujet de référence. Ce sujet ne doit pas avoir de douleurs articulaires, ni d'antécédents de troubles articulaires. Différents volontaires ont été évalués à partir d'un dispositif de mesure des trajectoires de points de la mandibule. Le système CMS-20-JMA (Zebris medzintechnik GmbH, ISNY, Germany) permet de mesurer les mouvements de la mandibule à l'aide d'impulsions ultrasonores. La figure 2.1 montre ce dispositif sur un sujet volontaire. L'unité émettrice mobile est fixée sur la mandibule à l'aide d'une pâte adhésive sur les dents. L'unité réceptrice est fixée au crâne à l'aide de sangles. La partie mobile est supportée par un aimant sur une pièce de métal collée aux dents de la mandibule. La légèreté de la partie mobile, environ 70g, n'altère pas les mouvements de la personne durant l'enregistrement des données.



Figure 2. 1: Dispositif d'enregistrement des trajectoires sur un sujet volontaire [42]

Des points particuliers de la mandibule sont identifiés afin de suivre leur trajectoire au cours de différents exercices imposés. Les mesures de trajectoires ont été effectuées dans le cadre de la thèse d'Alvarez[4]. Les participants à l'étude devaient reproduire trois séries de cinq cycles des mouvements suivants :

- Ouverture/fermeture maximale
- Ouverture/fermeture de confort
- Latérotusion
- Propulsion

Dans le cadre de cette thèse, seuls les mouvements d'ouverture/fermeture seront exploités. Le sujet sélectionné pour le reste de l'étude est une femme de 31 ans présentant une bonne symétrie des trajectoires condyliennes, ainsi qu'un faible déplacement frontal du point incisif. La figure 2.2 montre ces trajectoires condyliennes. Ces résultats laissent penser que la mandibule est quasi symétrique. L'acquisition des structures osseuses a donc été réalisée sur ce sujet.

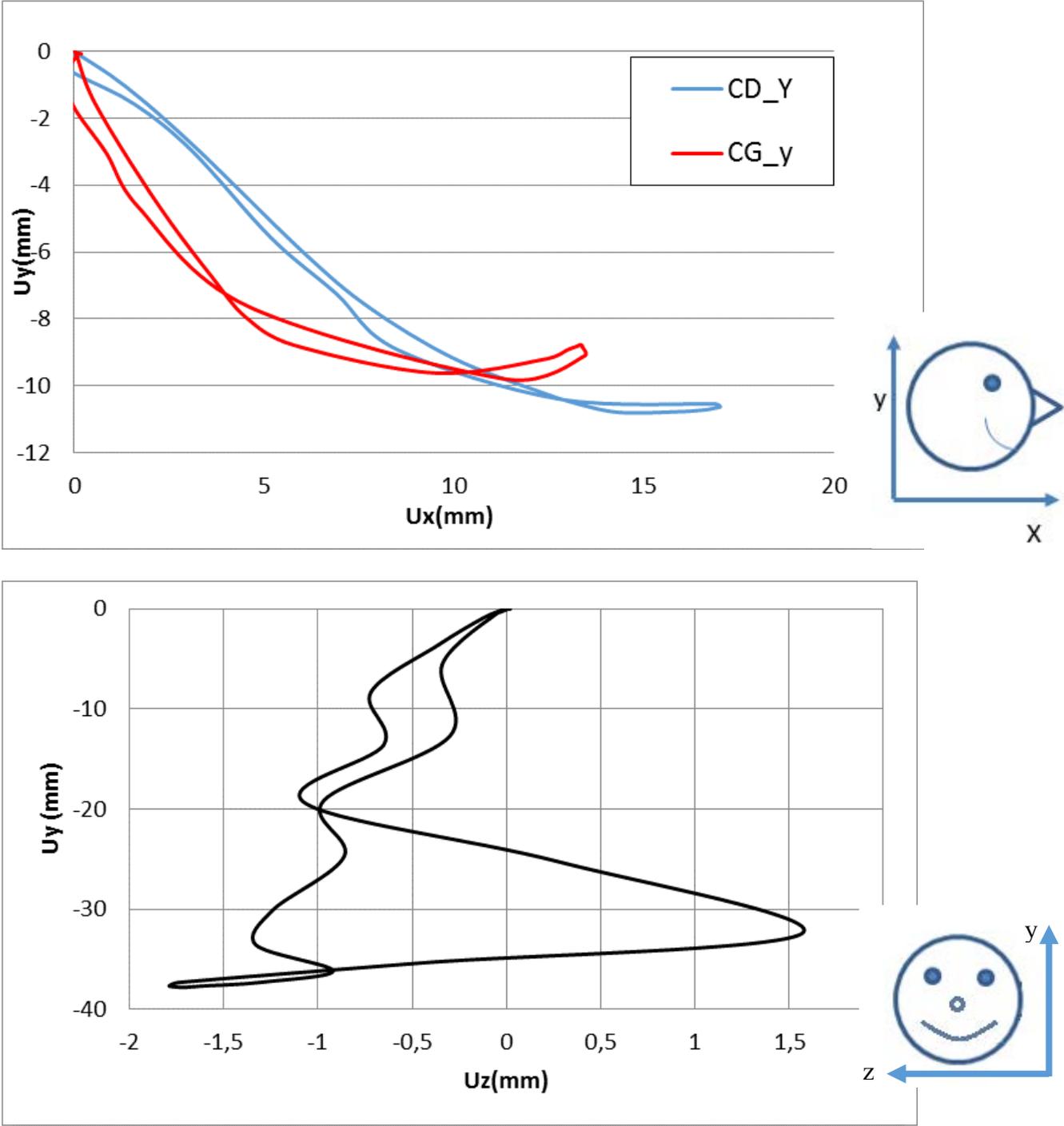


Figure 2. 2: Trajectoires des condyles du sujet sain durant un mouvement d'ouverture/fermeture (a) plan sagittal ; (b) plan frontal

3 GEOMETRIE

3.1 STRUCTURES OSSEUSES

3.1.1 Récupération

Dans la littérature, les auteurs mentionnent soit l'utilisation de tomographes [4,43,44] soit l'utilisation d'IRM [15,16,19,45] pour l'acquisition de la géométrie de la mandibule.

Dans cette étude, l'acquisition des structures osseuses du sujet sélectionné a été réalisée par l'utilisation d'un appareil cone beam 3D Accuitomo 170 Morita Corporation (Morita J.Mgf.Corp). L'examen tomographique s'est déroulé au cabinet radiologique de Sainte Bégnine à Dijon (21000) avec l'accompagnement du Pr Zwetyenga (CHU Dijon).

Lors de l'examen tomographique, réalisé par un radiologue, le sujet est placé dans la machine en position assise avec un coton entre les incisives pour séparer le maxillaire de la mandibule. Le radiologue s'assure que le champ d'acquisition inclut l'ensemble de l'appareil stomatognathique. Les géométries des surfaces ont été récupérées avec une épaisseur de coupe de 0.31mm. Le Tableau 2.1 résume les paramètres du sujet sélectionné pour la construction du modèle numérique.

Tableau 2.1 : Paramètres du sujet étudié

Age	31 ans
Sexe	F
Taille	165cm
Poids	51kg
Type de Scanner	Cone-Beam 3D Accuitomo 170
Epaisseur de coupes	0.31mm
Observations	Aucune douleur, aucun antécédent de troubles de l'ATM

Une fois l'enregistrement terminé, des images DICOM sont récupérées afin d'effectuer la reconstruction de la géométrie en 3D. L'ensemble des coupes scanner a ensuite été importé dans le logiciel Mimics 1.12 et 3Matic 5.1 (Materialise, Leuven, Belgique) afin d'obtenir un objet 3D au format STEP (ou IGES) exploitable avec le logiciel de maillage éléments finis Hypermesh (Altair, Troy, Michigan, USA). La figure 2.3 montre les structures osseuses de la mandibule et du maxillaire du cas sain en 3D selon le logiciel de maillage Hypermesh.

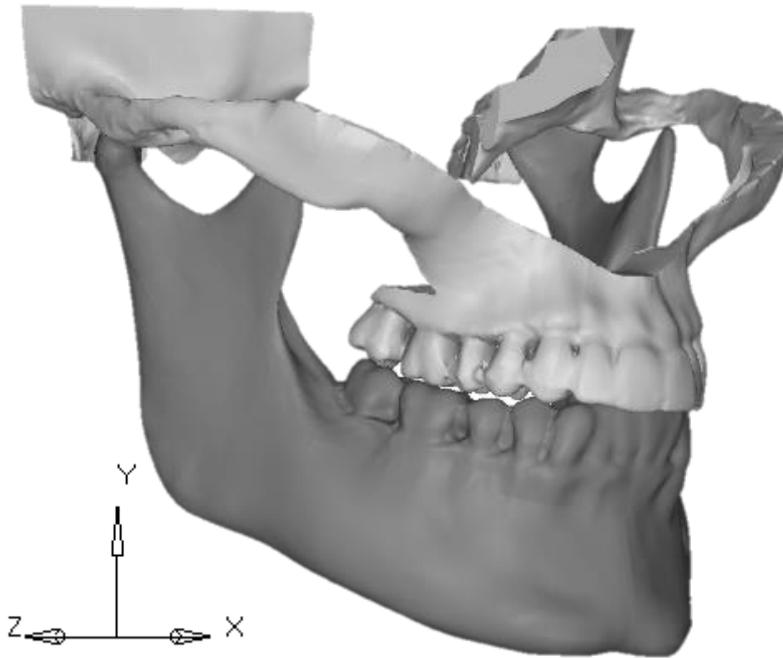


Figure 2. 3: Reconstruction 3D de la mandibule et du cas sain

3.1.2 Edentement de la mandibule

L'un des objectifs de la thèse étant la comparaison entre cas sain et restauré par prothèse, un édentement de la mandibule saine a été réalisé numériquement.

La première étape dans la réalisation de l'édentement mandibulaire est la localisation des sorties du nerf foramen. En effet, même en cas de résorption sévère de la mandibule, elles sont toujours présentes. La résorption osseuse ne peut pas se faire au-delà de ces sorties. Elles se situent au niveau des deux fossettes droite et gauche de la zone mentonnière. Les pastilles jaunes de la figure 2.4 montrent l'emplacement des sorties du nerf foramen.

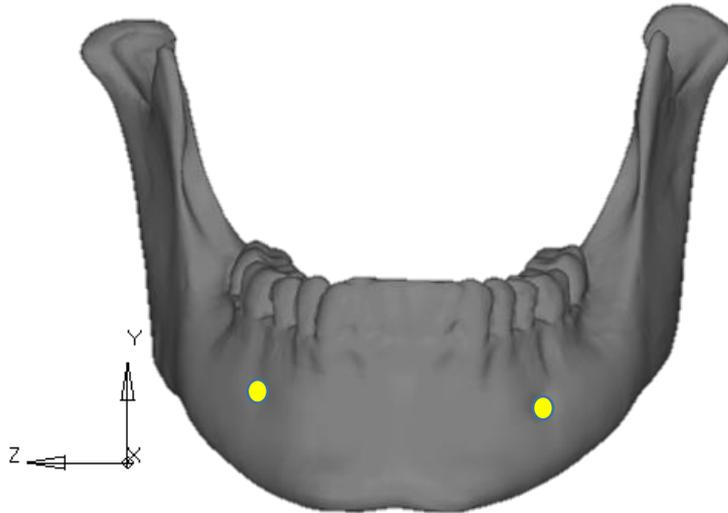


Figure 2. 4 : Localisation des sorties du nerf foramen sur la mandibule

Une fois le nerf foramen localisé, une courbe de résorption est définie en fonction de la classe d'édentement souhaitée. Dans ce cas, il est supposé que la résorption est modérée mais que les trous des racines soient rebouchés. Ces critères correspondent à la classe III de la classification de Cawood et Howell [30]. Cette dernière précise que la résorption est plus sévère dans les secteurs postérieurs que dans la partie antérieure. La mandibule saine est découpée selon ces recommandations. La figure 2.5 montre ce découpage. On observe également la résorption centrifuge décrite dans la littérature.

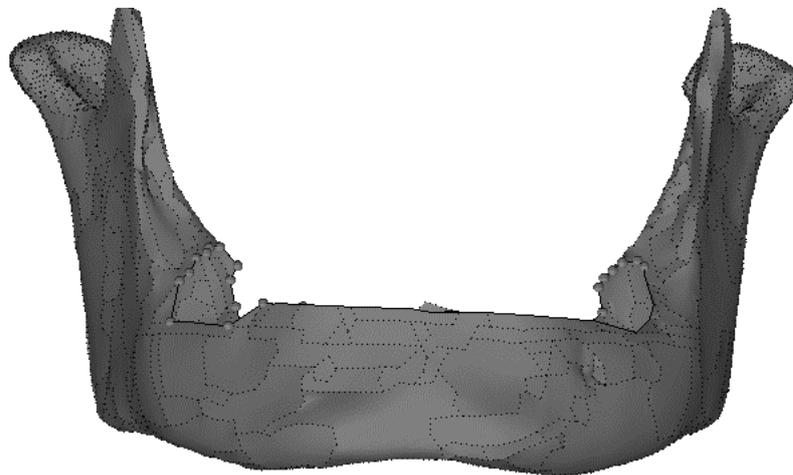


Figure 2. 5: Mandibule découpée.

Selon la classe III d'édentement de la classification de Cawood et Howell [30], la crête osseuse de la mandibule est arrondie. La figure 2.6 montre la reconstruction suivant ces indications.

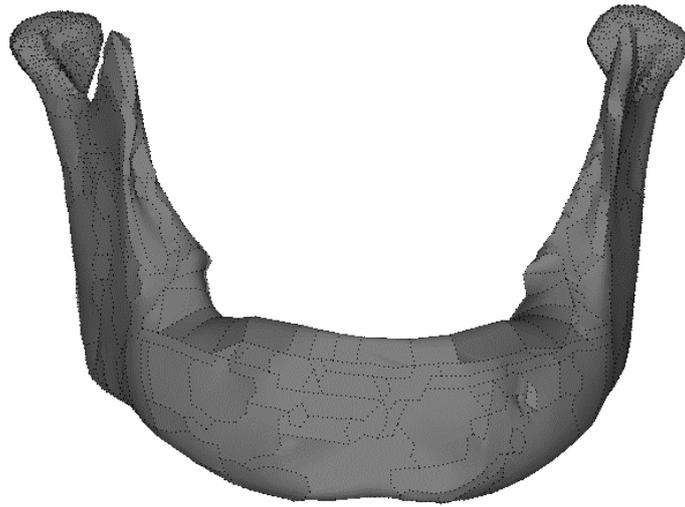


Figure 2. 6 : Reconstruction de la crête osseuse

Trois édentements ont été réalisés selon la même méthode et soumis au choix des dentistes. Ces trois propositions sont illustrées dans le tableau 2.2. La proposition 3, qui leur semblait la plus réaliste, a été retenue pour la suite de l'étude.

Tableau 2. 1 : Proposition d'édentement de la mandibule

Proposition	1	2	3
Vue frontale			
Vue latérale			

3.1.3 Mise en occlusion du cas sain

Un moulage en plâtre des arcades dentaires inférieure et supérieure a été réalisé dans le but de déterminer les points d'occlusion en intercuspédie maximale. Le sujet d'étude présente une dentition complète, hormis les quatre dents de sagesse, avec une occlusion de classe I. Il présente également une morsure bilatérale croisée postérieure, ce qui signifie que les molaires postérieures qui devraient se trouver à l'extérieur, sont situées à l'intérieur.

Lors de la mise en contact des moulages des deux arcades dentaires, il est possible de repérer les points d'occlusion. Afin de vérifier que les points d'occlusion identifiés sur les moulages sont conformes à la réalité, il a été demandé au sujet d'étude de mordre sur du papier à occlusion. Cela permet de vérifier la concordance des points. La figure 2.7 montre la mise en occlusion des moulages en plâtre et l'indentification des points d'occlusions en intercuspédie maximale sur ces derniers.



Figure 2. 7 : Moulages des arcades dentaires saines et identification des points d'occlusion en intercuspédie maximale

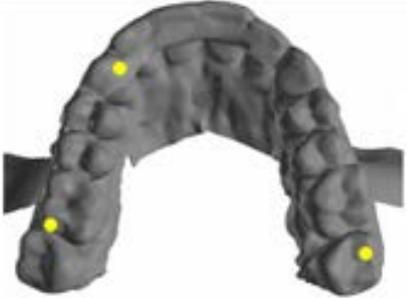
La mise en occlusion du modèle numérique sain a été réalisée sur le logiciel Hypermesh 11.0 (Altair, Troy, Michigan). Les points d'occlusion préalablement identifiés sur les moules des arcades dentaires ont permis d'identifier trois de ces points d'occlusion sur les surfaces de la mandibule et du maxillaire. Une commande dans ce logiciel permet d'aligner ces trois points de contact. Le tableau 2.3 montre en vis-à-vis les arcades inférieure et supérieure du modèle

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

numérique et des moulages. Les points jaunes sur le modèle numérique correspondent à des points d'occlusion utilisés pour la mise en occlusion du modèle éléments finis.

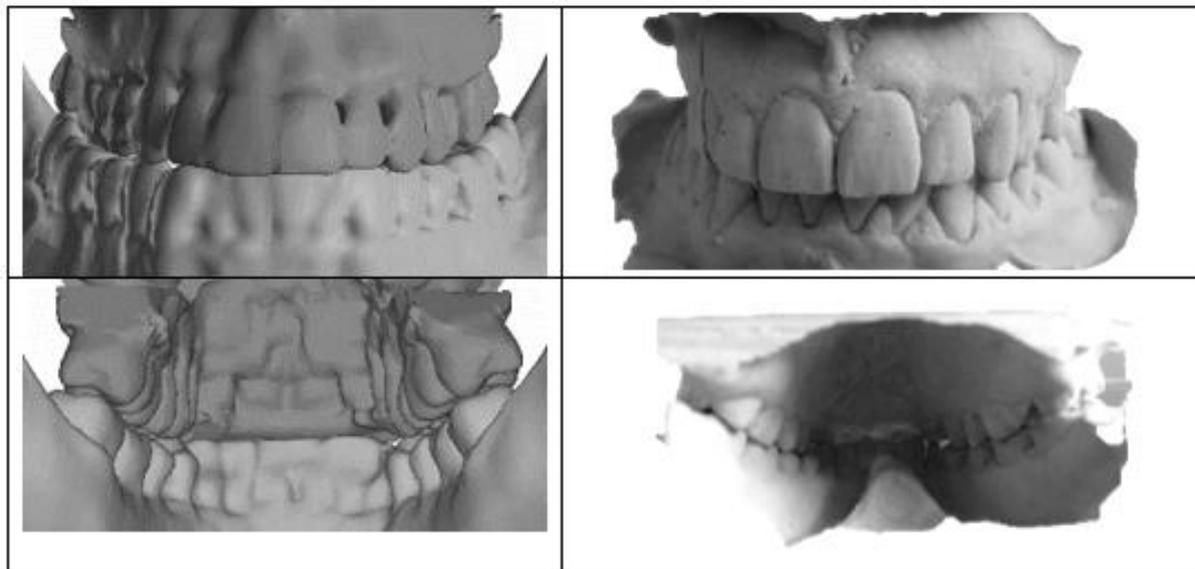
Le tableau 2.4 montre la comparaison de l'occlusion des moulages dentaires et celle obtenue par l'alignement des points dans le logiciel Hypermesh. Cette occlusion numérique est conforme à celle du cas sain sélectionné. Etant donné que les tissus mous ne sont pas visibles lors d'une tomographie, ceux constituant les ATMS (cartilages, disques et capsules) seront créés dans cette position d'occlusion.

Tableau 2. 2 : identification des points d'occlusion sur les arcades dentaires

	Arcade inférieure	Arcade supérieure
numérique		
plâtre		

3.2 CARTILAGE

Tableau 2. 3 : Mise en occlusion des arcades dentaires



L'ATM est constituée de deux surfaces articulaires, la fosse et le condyle. Ces deux surfaces osseuses sont recouvertes d'une couche de cartilage dont l'épaisseur varie selon les zones et l'état de l'articulation.

3.2.1 Les modèles numériques de la littérature

Dans la littérature, certains auteurs modélisant l'ATM par des modèles éléments finis ont pris en compte une couche de cartilage. Les épaisseurs utilisées par ces auteurs sont résumées dans le tableau 2.5.

Tableau 2. 5 : épaisseur des couches de cartilages utilisées dans la littérature

Auteurs	Epaisseur
Chen et al. 1998 [15]	Non précisé
Hu et al. 2003[46]	0.2 mm
Liu et al. 2008 [47]	0.2mm crestal et 0.5 mm antérieur (condyle et fosse)
Mori et al. 2010[16]	0.2mm (condyle et fosse)

3.2.2 Le cas traité

L'épaisseur de la couche de cartilage recouvrant les surfaces est choisie en fonction des données de la littérature [8] pour des sujets ne présentant aucune pathologie des ATMs.

Une couche uniforme de 0.4 mm recouvre le condyle au niveau de la partie supéro-antérieure. Cette dimension correspond à la couche de cartilage et des tissus mous connectifs.

Une couche uniforme de 0.2mm recouvre la fosse temporale et le tubercule. De même que dans le modèle de Mori et al. [16], la variation d'épaisseur n'a pas été prise en compte dans ce modèle. La figure 2.8 montre la couche de cartilage (en bleu) recouvrant le condyle et la fosse temporale.

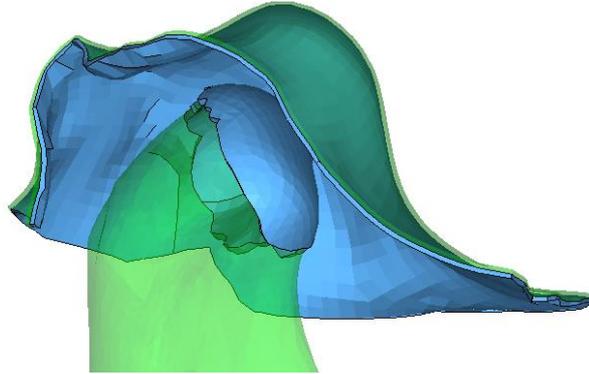


Figure 2. 8 Cartilage recouvrant le condyle et la fosse temporale

3.3 DISQUES ARTICULAIRES

Dans la littérature, il existe de nombreuses modélisations EF de l'ATM. Les modèles se basent en général sur une personne volontaire dont les structures osseuses ont été récupérées par imageries médicales. Les disques articulaires ne sont pas visibles sur toutes les techniques d'imageries médicales. Différentes techniques ont donc été mises au point pour obtenir la géométrie de ces derniers.

3.3.1 Les modèles de la littérature

L'IRM est utilisée dans de nombreuses études. Elle permet de visualiser la géométrie du disque et sa position par rapport aux structures osseuses. Dans les études où l'IRM n'a pas été réalisée, d'autres techniques ont été utilisées pour la construction du disque.

En position d'occlusion et de repos, le disque est en contact, dans sa partie la plus fine, avec le condyle et la fosse. Des études se sont basées sur ces surfaces articulaires pour reconstruire le ménisque [21,48].

3.3.2 Le cas traité

Dans ce travail, seule la tomographie a été réalisée sur le sujet à étudier. La forme et le volume des disques ont été estimés en fonction de la littérature et de la position des condyles

dans les fosses temporales. D'après Athanasiou et al. [11], les disques de l'ATM ont une longueur de 20mm pour une largeur de 13mm avec une épaisseur variant de 1 à 3mm selon les zones. La forme initiale ellipsoïdale des disques a donc été créée selon ces recommandations puis cette forme a été enfoncée numériquement entre les deux surfaces articulaires en occlusion. L'état d'occlusion a été choisi car la position des disques est connue pour une configuration « saine ». En effet, le disque doit se trouver au zénith du condyle, en contact dans sa partie la plus fine avec le condyle et la fosse [14]. Au final, deux disques articulaires, de formes différentes et adaptées à leur environnement, ont été obtenus. Le volume du disque droit est de 610mm^3 tandis que le gauche a un volume de 472mm^3 . Cette différence s'explique par l'espace disponible entre la fosse et le condyle en position d'occlusion. La Figure 2.4 montre la superposition des deux disques. Il apparaît que le disque droit est plus épais que le gauche et également plus grand dans la direction médio-latérale. Ils remplissent l'espace intra-articulaire. Nous rappelons que cet espace intra-articulaire est déterminé par l'occlusion dentaire.

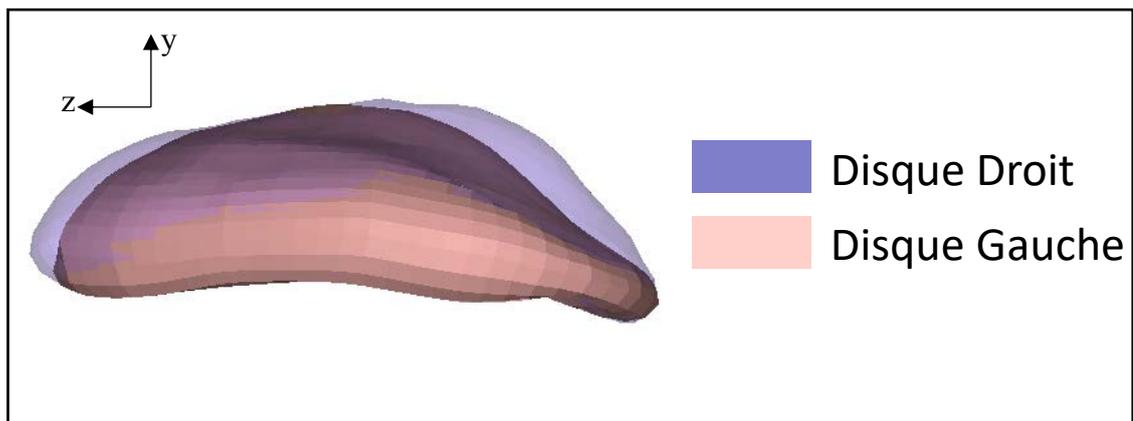
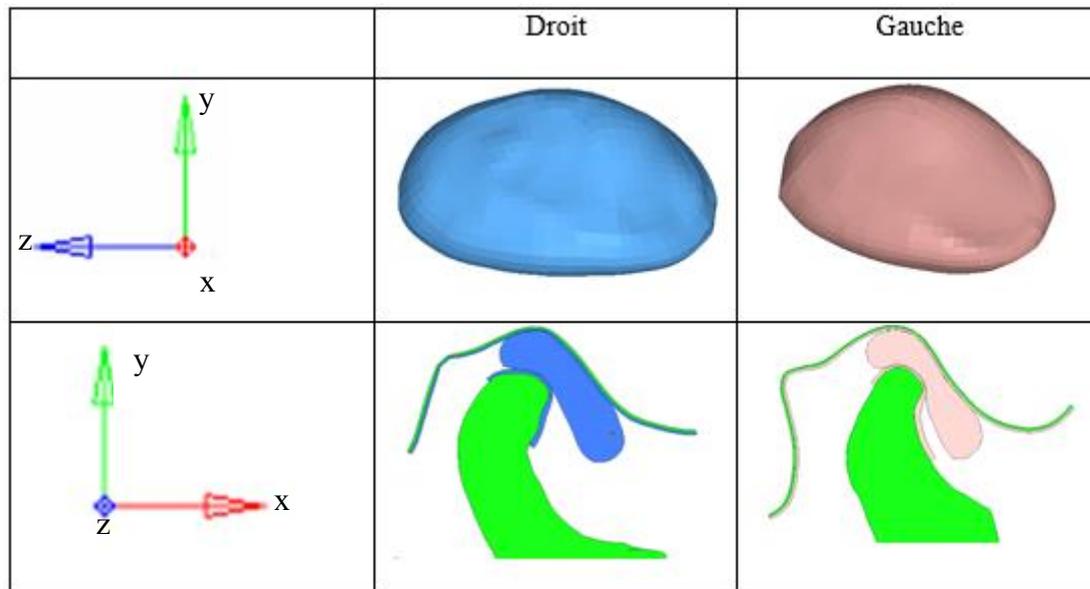


Figure 2. 9 : Superposition des disques droit et gauche

Le tableau 2.6 montre les deux disques dans l'ATM en position d'occlusion mais également en coupe sagittale. L'espace du côté gauche est moins important que celui du côté droit. Il apparaît également que le condyle droit est plus reculé dans la fosse que le gauche.

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

Tableau 2. 6 : Coupe sagittale des condyles en position d'occlusion



3.4 CAPSULE ARTICULAIRE

L'ATM n'est pas uniquement définie par un disque articulaire. Un tissu lâche fait le lien entre les structures osseuses et le ménisque tout en renfermant un liquide synovial. Ce tissu a deux fonctions, d'une part d'assurer l'étanchéité de l'articulation, d'autre part de maintenir le disque sur le condyle lors des mouvements amples.

3.4.1 Les modèles de la littérature

Lors de l'étude de mouvements de faibles amplitudes et du serrage, la capsule n'est pas toujours représentée [21,46,49]. Dans les études en 2D, la capsule est modélisée par des ressorts [15,45]. Cette capsule est parfois représentée partiellement par la modélisation des parties latérales et médiales, qui assurent le maintien du disque sur les condyles lors des mouvements d'ouverture/fermeture [17,50,51]. Des modélisations plus complètes de la capsule sont réalisées dans le cadre d'étude sur le bruxisme et lors d'un mouvement d'ouverture/fermeture modérée [16,20,52]

Dans le cas d'une modélisation complète de la mandibule comme dans l'étude de Mori et al.[16], une épaisseur constante de 0.2mm est assignée à la capsule.

Le Tableau 2.7 résume les différentes capsules articulaires utilisées :

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

Tableau 2.7 : Données de la littérature concernant les capsules articulaires

Auteurs	Type de capsule
Aoun et al. 2013[21] Hu et al. 2001 Jaisson et al. 2012[49]	Aucune capsule
Chen et al. 1998[15] Aoun [45]	Ressorts $K=292\text{N/m}$
Perez del Palomar et al. 2006 [17] Commisso et al. 2014[51] Commisso et al. 2015 [50]	Partielle 3D
Hirose et al. 2006[52] Tanaka et al. 2008 [53] Mori et al. 2010 [16] Savoldelli et al. 2012[54] Abe et al. 2013 [20]	Complète 3D

3.4.2 Le cas traité

Dans notre étude, un mouvement ample est envisagé. Afin d'éviter une dislocation du disque articulaire, des capsules en 3D ont été construites. Ces capsules s'accrochent sur les condyles et les fosses tout en englobant les disques. Les insertions des capsules sur les fosses et les condyles ont été choisies en fonction des données de Bumman et al. [13]. Les capsules sont modélisées comme des enveloppes de 0.2mm d'épaisseur. Les attaches entre les disques et les capsules ne sont pas modélisées, les disques sont maintenus dans les capsules par contact. La figure 2.10 montre l'ATM gauche avec la capsule articulaire en transparence.

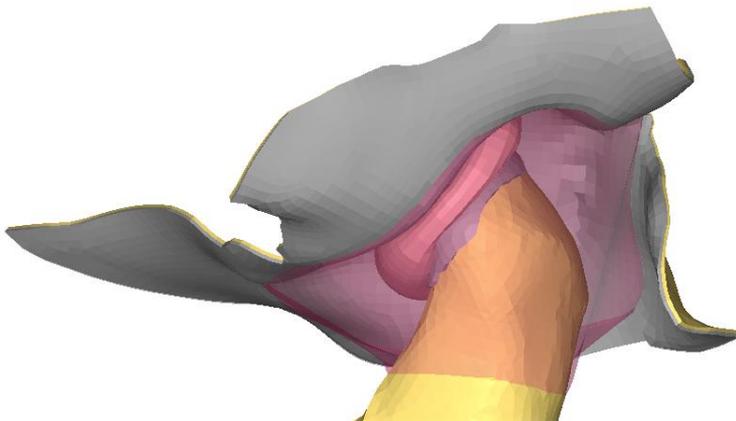


Figure 2.10 : ATM gauche avec une capsule articulaire

3.5 MUSCLES

Dans le modèle éléments finis, onze paires de muscles ont été introduits. Ces muscles sont repris du modèle corps rigides créé par Alvarez et al. [4]. L'insertion des muscles sur la

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

mandibule ainsi que leur longueur et section sont issues de Hannam et al. [55] et Perez del Palomar et al. [56].

Deux types de muscles sont modélisés, les muscles élévateurs et les muscles abaisseurs. Le tableau 2.8 montre la section et la force isométrique maximale des muscles.

Tableau 2.8 : Section et force maximale des muscles[55]

Muscle		Section (mm ²)	Fmax (N)
Temporal	Antérieur	395	158
	Médial	239	95.6
	Postérieur	189	75.6
Masséter	Supérieur	476	190.4
	Profond	204	81.6
Ptérygoïdien	Médial	437	174.8
Ptérygoïdien latéral	Supérieur	42.5	17
	Inférieur	125	50
Digastrique		125	50
Mylohyoïdien		100	40
Géniohyoïdien		0.75	30

La figure 2.11 illustre l'insertion des muscles sur la mandibule en position d'occlusion en vue de face et vue de dessous.

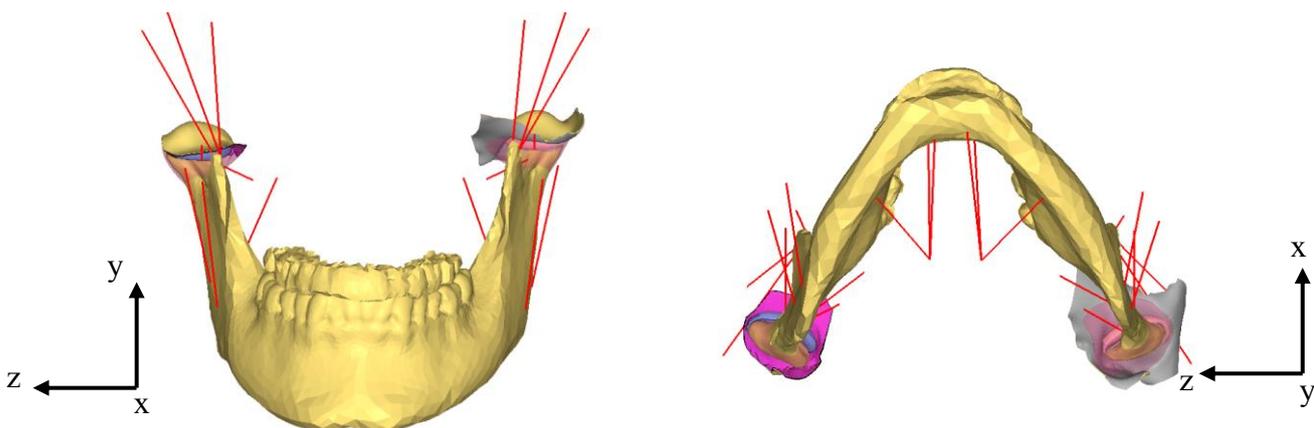


Figure 2.11: Insertion des muscles a) vue de face, (b) vue de dessous

3.6 LES COMPOSANTS PROTHETIQUES

Une maquette, à l'échelle 1:1, de la mandibule édentée et du maxillaire sain, imprimée en 3D a été envoyée aux dentistes afin qu'ils conçoivent une restauration par prothèse fixe adaptée au sujet traité. Afin de les mettre dans une situation réelle, les dentistes n'ont pas eu connaissance de la dentition saine de l'arcade inférieure du sujet d'étude. Le choix s'est porté sur une prothèse fixe sur quatre implants. Cette solution appelée all-on-four a largement été décrite par Malo et al. [2]. Elle consiste à visser une prothèse sur quatre implants par l'intermédiaire de piliers dentaires. Les deux implants antérieurs, au niveau des incisives, sont droits. Les implants postérieurs, au niveau des molaires, sont inclinés de 30° par rapport à la symphyse. Cette inclinaison a pour but de diminuer le porte-à-faux et d'éviter le nerf foramen. Cette solution a été retenue car, bien qu'elle rencontre un taux de succès important dans les cas de résorption faible à modérée, la réussite de ce type d'implantation rencontre un taux d'échec plus important dans le cas de forte résorption. Dans ce type de solution de prothèse fixe, la sollicitation osseuse est la plus importante alors que dans le cas d'une prothèse implanto-portée, les efforts de mastication transitent par la muqueuse, soulageant de ce fait l'os péri implantaire. L'utilisation de ce type de solution permettra par la suite de comparer différentes solutions implantaires.

La figure 2.12 montre la solution prothétique mise en place sur la maquette de la mandibule édentée.



Figure 2. 12 : Maquette supportant la prothèse

Les composants prothétiques en titane TA6V utilisés sont de la marque NobelBiocare ®. La solution prothétique est composée de :

- 4 implants SpeedyGroovy de diamètre 3.75mm
- 2 piliers angulés (Multi unit Abutment 30° référence 29192)

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

- 2 piliers droits (Pilier Multi-unit Abutment 2mm référence 29180 (1mm référence 29176))
- 2 vis de pilier angulé (Vis de pilier angulé Multi-unit référence 29195)
- 2 Vis de pilier droit (référence 37892)
- 4 micros vis (Vis de prothèse Multi-unit référence 29285)

La Figure 2.13 montre ces différents composants.

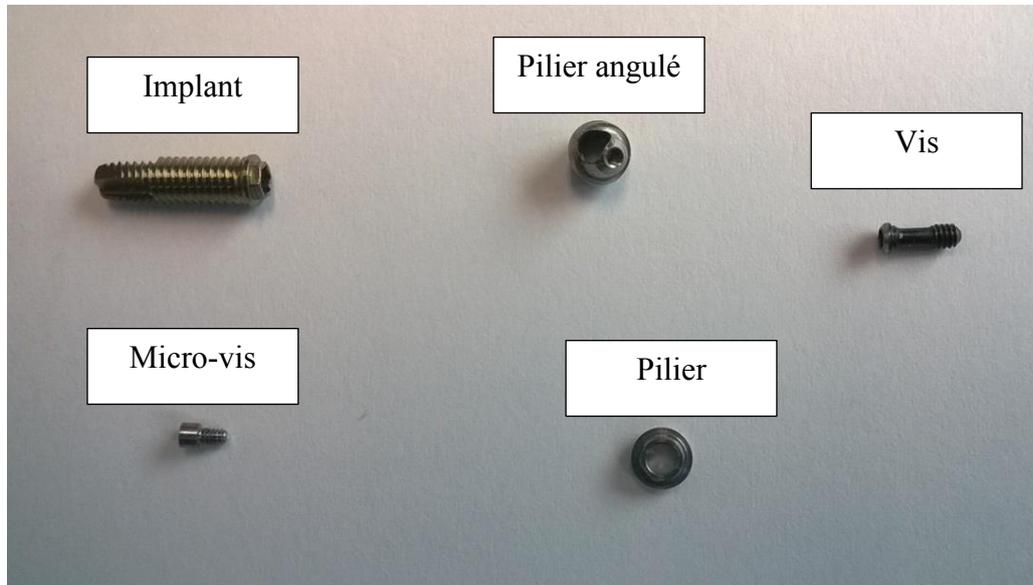


Figure 2. 13 : Composants prothétiques

La prothèse a été réalisée en résine (Ivoclar®). Dans cette maquette, l'armature en titane n'a pas été réalisée, la prothèse est directement vissée sur les implants et les piliers sont noyés dans la résine.

Afin d'intégrer les composants prothétiques dans le modèle numérique, leurs géométries ont été récupérées par tomographie. Le travail se concentrant sur l'influence de la mise en place d'une prothèse complète sur implants au niveau des ATMs, les interactions entre les piliers, vis et implants ne seront pas étudiées. Ces trois composants ont été tomographiés ensemble et sont considérés comme une seule pièce. Au total, trois ensembles ont subi une tomographie,

- un implant avec une vis et un pilier droit (Fig 2.14a)
- un implant avec une vis et un pilier angulé (Fig 2.14b)
- la prothèse (Fig 2.14 c)

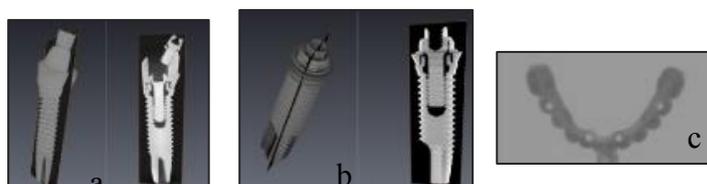


Figure 2. 14 : Tomographie des composants prothétiques

La reconstruction en 3D a été réalisée sur le logiciel développé par Janc [57] qui permet de récupérer la géométrie des structures au format STL.

Les composants prothétiques sont ensuite placés dans la mandibule édentée sur le logiciel Hypermesh (Altair, Troy, Michigan, USA). Dans le modèle édenté, la zone mentonnière est singularisée par rapport au reste de la mandibule. Deux couches sont distinguées dans cette zone. Une couche externe de 2mm d'épaisseur est modélisée afin de pouvoir lui appliquer par la suite les propriétés de l'os cortical entourant un corps spongieux. (Fig 2.15)

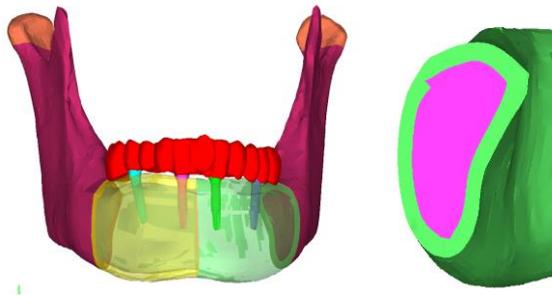


Figure 2. 15 : a) Mise en place de la solution prothétique sur la mandibule édentée b) Séparation de l'os cortical et spongieux dans la zone mentonnière

4 MAILLAGE

L'ensemble du modèle est maillé dans le logiciel Hypermesh (Altair, Troy, Michigan, USA) à l'aide d'éléments compatibles avec le logiciel MSC Marc dans lequel les simulations sont effectuées.

4.1 LES STRUCTURES OSSEUSES

4.1.1 Le maxillaire

Afin de réduire la taille du problème, et par conséquent le temps de traitement numérique, seules les fosses et l'arcade dentaire supérieure sont sélectionnées pour les calculs EF.

Les fosses sont maillées à l'aide d'éléments hexaédriques linéaires à 8 nœuds de type 7. La taille de maille est de 0.7mm. 4146 éléments et 8604 nœuds composent les fosses temporales.

Les dents de l'arcade supérieure sont maillées à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires à 4 nœuds de type 134. La taille de maille est de 1mm. 17149 éléments et 4484 nœuds composent cette arcade dentaire. La figure 2.16 illustre les maillages obtenus.

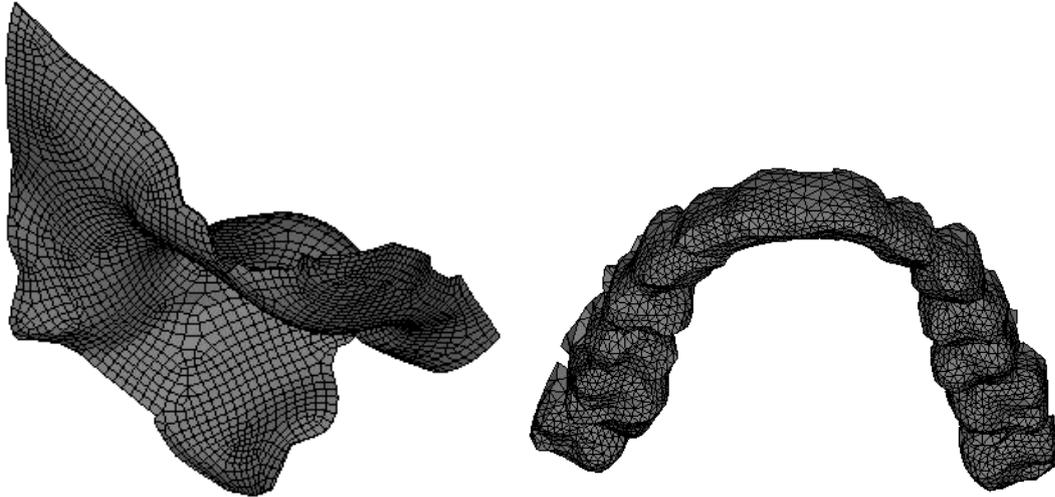


Figure 2. 16 : Maillage des fosses et de l'arcade dentaire supérieure

4.1.2 La mandibule saine

La mandibule saine est maillée à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires à 4 nœuds de type 134. La taille de maille dépend de sa localisation. Un affinement du maillage est effectué au niveau des condyles et des dents où les éléments sont de l'ordre de 0.5mm. Cet affinement est appliqué aux zones d'étude où une plus grande précision est nécessaire. Ailleurs, le maillage est plus grossier, pouvant atteindre 4mm par endroit. La figure 2.17 montre la répartition du maillage de la mandibule saine.

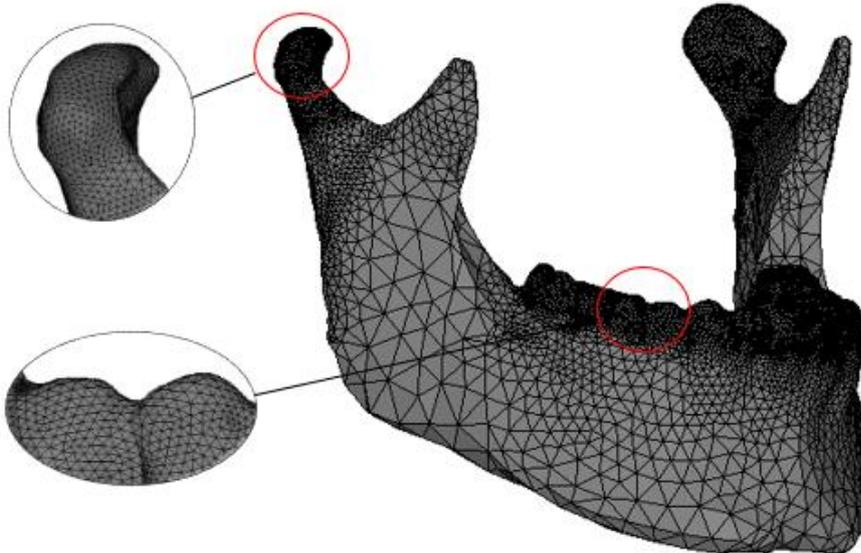


Figure 2.17 : Maillage de la mandibule saine

4.1.3 La mandibule édentée

Le maillage de la mandibule édentée diffère légèrement de la mandibule saine. Les mêmes types d'éléments sont utilisés. Le maillage au niveau des condyles est identique. Au niveau de la zone mentonnière, un affinement de la taille des mailles est réalisé autour des implants, dans les zones où les contraintes péri-implantaires seront étudiées. La figure 2.18 montre le maillage de la mandibule édentée. 150580 éléments et 32767 nœuds composent la mandibule édentée.

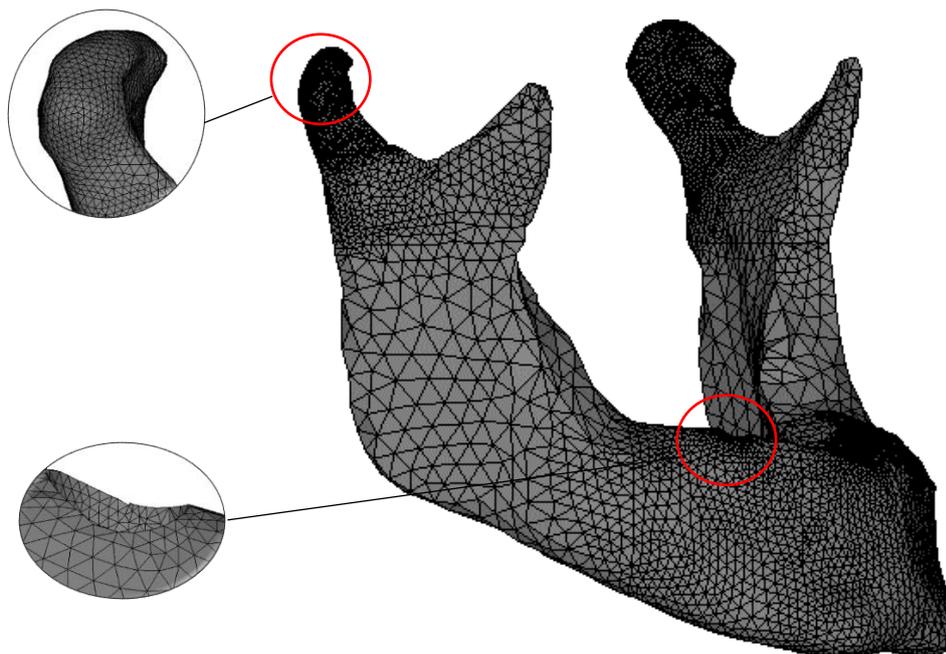


Figure 2.18 : Maillage de la mandibule édentée

4.2 LE CARTILAGE

Le cartilage recouvre les condyles et les fosses temporales. Deux types d'éléments sont utilisés. Les condyles sont maillés à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires, ce qui laisse apparaître des triangles à la surface. Ce motif triangulaire a été extrudé à l'épaisseur voulue. Les cartilages condyliens sont donc maillés à l'aide d'éléments pentaédriques linéaires à 6 nœuds de type 7, avec une taille de maille de 0.5mm.

La même méthode a été utilisée au niveau du cartilage recouvrant les fosses temporales. Le motif de départ est un carré, après extrusion, des hexaèdres sont obtenus. Le cartilage maxillaire est maillé à l'aide d'éléments hexaédriques linéaires à 8 nœuds de type 7 avec une taille de maille de 0.5mm.

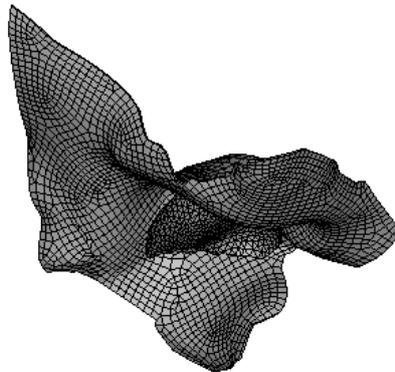


Figure 2. 19 : Maillage du cartilage

4.3 LES DISQUES

Les disques sont maillés à l'aide d'éléments hexaédriques linéaires à 8 nœuds type 7. La taille de maille est de 0.5mm. 4678 éléments et 5902 nœuds composent les disques articulaires. La figure 2.20 montre le maillage d'un des disques.

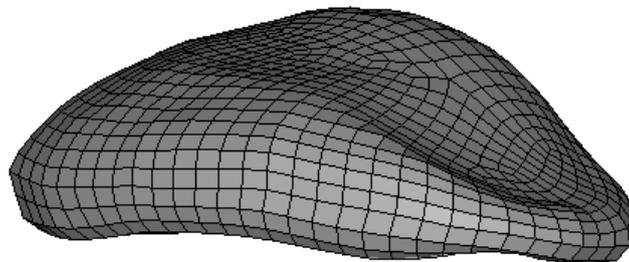


Figure 2. 20 Maillage des disques articulaires

4.4 LA CAPSULE ARTICULAIRE

La capsule articulaire étant très fine, des éléments coques ont été choisis pour la mailler. Une épaisseur de 0.2mm est associée à ces éléments. Ce maillage est réalisé à l'aide d'éléments quadrangulaires linéaires à 4 nœuds de type 18. 2944 éléments et 3036 nœuds composent ces capsules. La figure 2.21 montre le maillage d'une capsule articulaire.

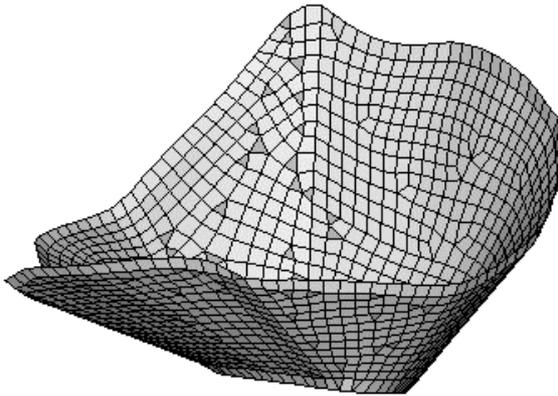


Figure 2. 21 : Maillage d'une capsule articulaire

4.5 LES MUSCLES

Chaque muscle est représenté par un seul élément barre de type 9 dans le modèle EF. En tout, 22 éléments barres sont introduits dans le modèle pour représenter les muscles élévateurs et abaisseurs. Les sections des muscles sont associées à chacun de ces éléments. La figure 2.22 montre la mandibule et les disques accompagnés des muscles.

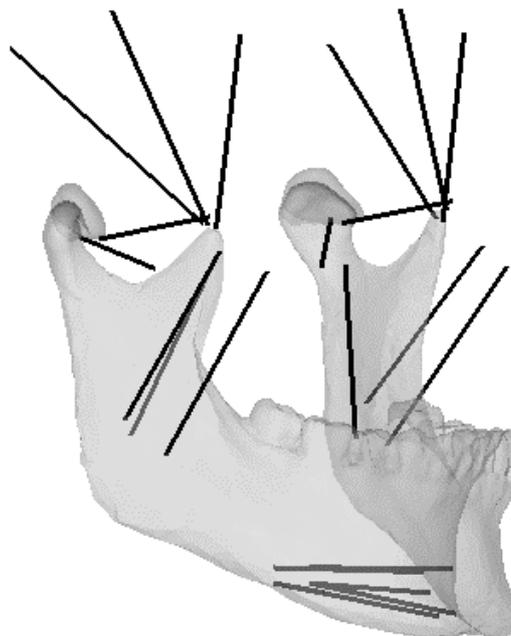


Figure 2. 22 : Insertion des muscles sur la mandibule

4.6 LES COMPOSANTS PROTHETIQUES

L'ensemble des composants prothétiques sont maillés à l'aide d'éléments tétraédriques linéaires à 4 nœuds type 134. Les implants, vis et piliers sont maillés avec une taille de maille d'environ 0.3mm et la prothèse d'environ 0.5mm. Un affinement du maillage est réalisé sur la prothèse au niveau des connections avec les piliers. Le maillage doit être concordant à ce niveau afin de faire transiter correctement les efforts durant le calcul. Il en est de même à l'interface os/implant. 97572 éléments et 23932 nœuds sont obtenus pour les composants prothétiques. La figure 2.23 montre le maillage des composants prothétiques.

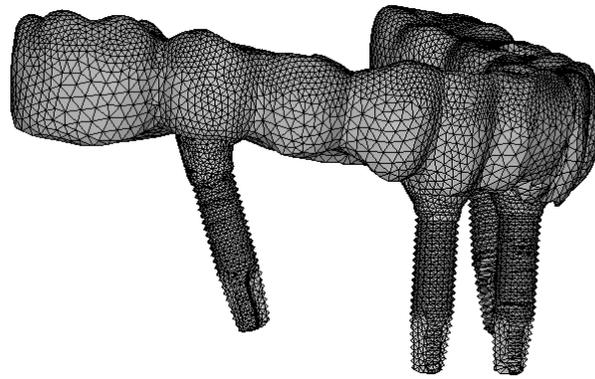


Figure 2. 23 : Maillage des composants prothétiques

5 LES MATERIAUX

5.1 LES STRUCTURES OSSEUSES

L'os est un matériau anisotrope qui évolue au cours du temps. Dans les modélisations EF, le comportement est souvent modélisé par une loi élastique, linéaire et isotrope. Cependant, dans le cas d'une prothèse fixe sur implant, le caractère anisotrope doit être pris en compte pour une meilleure estimation des champs de contraintes péri-implantaires [58]. Une distinction est souvent faite entre l'os cortical et spongieux. Dans certains cas, l'os est considéré comme homogène avec une moyenne des propriétés du cortical et du spongieux [58].

5.1.1.1 Les modélisations de la littérature

Dans les modélisations de l'ATM, la loi de comportement associée à l'os est simplifiée comme étant élastique isotrope. Les constantes associées aux lois de comportement sont résumées dans le Tableau 2.9.

Tableau 2.9: Loi de comportement de l'os dans les études de l'ATM

Auteurs	Type d'os	E(MPa)	ν
Chen et al. 1998 [15]	Spongieux	7900	0.3
	Cortical	13000	0.3
Tanaka et al. 2001 [59]	Spongieux	7930	0.3
Tanaka et al. 2004[19]	Cortical	13700	0.3
Mori et al. 2010 [16]	Cortical	13700	0.3
Aoun et al. 2013	Os	14000	0.3

5.1.1.2 Le sujet traité

Un des objectifs de la thèse est d'analyser l'influence de la reconstruction de la dentition par une prothèse fixe implanto-portée sur les ATMs. Dans cette situation, les propriétés osseuses n'ont pas beaucoup d'importance. Les champs mécaniques seront observés dans les disques, seuls les efforts seront relevés au niveau des dents. Dans cette configuration, la loi de comportement associée à l'os est celle d'une loi homogène élastique isotrope dont les constantes sont un module de Young $E=4500\text{MPa}$ et un coefficient de Poisson $\nu=0.3$. Une densité de $1.4 \times 10^3 \text{kg/m}^3$ est également associée à la mandibule, dont la masse s'élève alors à 72.9g.

Dans le chapitre 5, un modèle prenant en compte l'hétérogénéité de l'os et l'anisotropie dans la zone mentonnière sera présenté afin d'étudier les champs mécaniques péri-implantaires.

5.2 LES DISQUES

5.2.1 Les modèles de la littérature

Dans les modèles numériques, différentes lois de comportement ont été assignées aux disques articulaires. Le Tableau 2.5 ci-dessous résume ces différentes lois de comportement.

Chapitre 2 : Conception des modèles numériques

Tableau 2. 4 : Lois de comportement associées aux disques dans la littérature

Article	Loi de comportement	
Chen et al. 1998[15] Aoun et al.[45]	Hyperélastique : Mooney-Rivlin	$U = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3)$ Où $C_1=27.91$ MPa ; $C_2=-20.81$ MPa et $\nu=0.5$
Tanaka et al. 2001[59]	Elastique linéaire	$E=44.1$ MPa et $\nu=0.4$
Perez del Palomar et al.2006 [56]	Biphasique	$\Psi = C_1(I_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} \{ \exp[k_2(\tilde{I}_4 - 1)^2 - 1] \} + \frac{1}{D} (J - 1)^2$
Hirose et al. 2006 [52] Tanaka et al. 2008 [53] Mori et al. 2010 [16] Abe et al. 2013 [20]	Viscoélastique linéaire modèle de Kelvin	$E_0=30.9$ MPa ; $E_r=15.8$ MPa ; $\tau_e=31.2$ s et $\nu=0.4$
Savoldelli et al. 2012 [44]	Elastique linéaire	$E=40$ MPa et $\nu=0.4$
Savoldelli et al. 2012[54]	Hyperélastique Neo-Hookéen	$w = c(I_1 - 3)$ Où $c = \frac{E}{4(1+\nu)} = 7.14$ MPa
Aoun et al. [21]	Hyperélastique : Marlow	Données de Beek et al. [60]

5.2.1.1 Le cas traité

L'objectif ici est de réaliser des calculs statiques, le comportement visqueux du disque n'a donc pas été pris en compte. La même loi de comportement hyperélastique que celle utilisée dans l'article d'Aoun et al. [21] a été sélectionnée. Elle se base sur les données expérimentales acquises par Beek et al. [60]. Le premier cycle de chargement a été pris en considération, il est représenté par la figure 2.24.

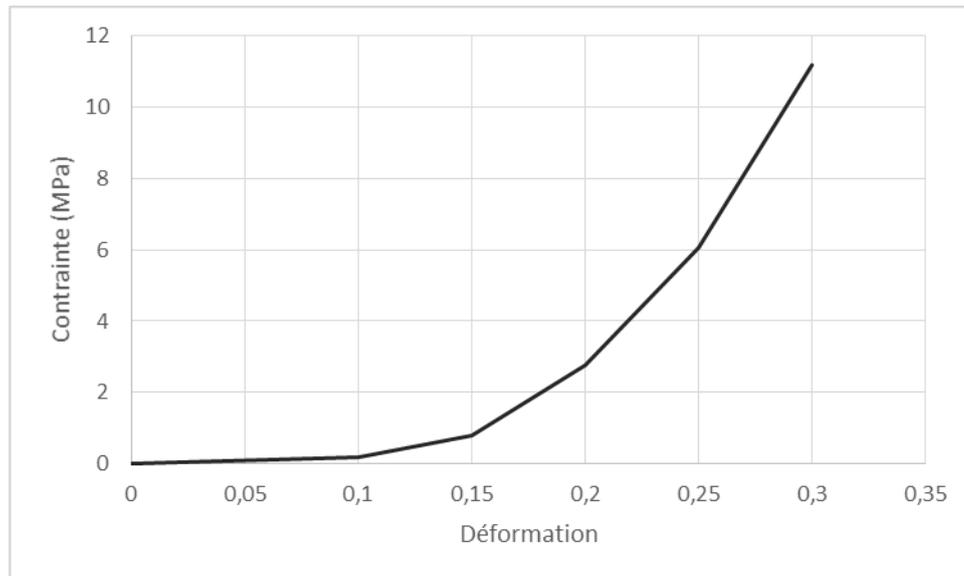


Figure 2. 24 : Loi de comportement du disque articulaire[60]

5.3 LE CARTILAGE

La majorité des modèles numériques néglige le cartilage. La nature du tissu cartilagineux étant la même que celle des disques articulaires, la loi de comportement associée est la même que pour le disque articulaire. Certaines simulations le prennent en compte en associant une loi visco élastique au cartilage.

5.4 LES MUSCLES

Dans le logiciel Eléments finis MSC Marc Mentat, il n'existe pas d'éléments type muscles. Les muscles ont un module de Young de 0.2MPa et un coefficient de Poisson de 0, ce qui empêche tous changement de section durant le mouvement.

5.5 LES COMPOSANTS PROTHETIQUES

Deux types de composants prothétiques sont présents dans le modèle, d'une part les implants, piliers et vis en titane, et d'autre part la prothèse en résine. Les composants en alliage de titane TiA6V4, utilisant une loi de comportement élastique linéaire, ont un module de Young de 135 000MPa et un coefficient de Poisson $\nu=0.3$. Une densité de $4.51 \cdot 10^{-6} \text{kg/mm}^3$ est également appliquée aux composants prothétiques en titane. La prothèse a un module de Young $E=4500\text{MPa}$ et un coefficient de Poisson $\nu=0.3$ et une densité de $1.2 \cdot 10^{-6} \text{kg/mm}^3$.

6 LES CONDITIONS AUX LIMITES

Bien que l'on soit tenté de ne modéliser qu'un seul côté de la mandibule, l'absence de symétrie impose de travailler avec l'ensemble de l'appareil stomatognathique.

6.1 LE BLOCAGE DU MAXILLAIRE

Le maxillaire est la partie fixe de la mâchoire, tous les degrés de libertés des nœuds sont donc bloqués dans les différents calculs. Le fait d'assimiler ce composant à un corps rigide n'aura pas d'incidence sur les résultats.

6.2 LE BLOCAGE DE L'EXTREMITÉ DES MUSCLES.

Les muscles relient la mandibule au crâne. Seul le maxillaire, avec les fosses temporales et les os zygomatiques appartenant au crâne, ont été récupérés au cours de la tomographie. De ce fait, l'extrémité des muscles se trouve dans le vide. Normalement accrochés au crâne, tous les degrés de liberté des nœuds impliqués ont été bloqués.

6.3 LA GRAVITE

La gravité a été assignée à la mandibule ainsi qu'au composant prothétique. La mandibule saine pèse 72.9g tandis que la mandibule édentée supportant la prothèse pèse 81g.

6.4 GESTION DU CONTACT

Les interactions de contact entre les disques et les surfaces articulaires sont considérées sans friction. Cette hypothèse se justifie par la présence du liquide synovial qui joue, entre autre, le rôle de lubrifiant. Habituellement, les auteurs [19] attribuent un coefficient de friction très faible (inférieur à 0.025 dans les conditions normales).

7 MISE EN OCCLUSION DU CAS EDENTE

A la suite de l'ensemble de ces étapes, les positions condyliennes des cas sain et édenté sont identiques. Cependant, la mise en place d'une prothèse change la Dimension Verticale

d'Occlusion (DVO). Cette DVO est généralement mesurée entre le point sous nasal et le point mentonnier. Le changement de DVO s'observe ici en superposant les deux modèles. Dans la configuration saine, les dents sont en occlusion tandis que dans la configuration édentée, un léger espace inter-dentaire existe. Cet espace correspond au changement de la DVO. La figure 2.25 montre cette superposition. La position initiale dans les calculs étant la position d'occlusion, un premier calcul de mise en occlusion du modèle édenté est réalisé.

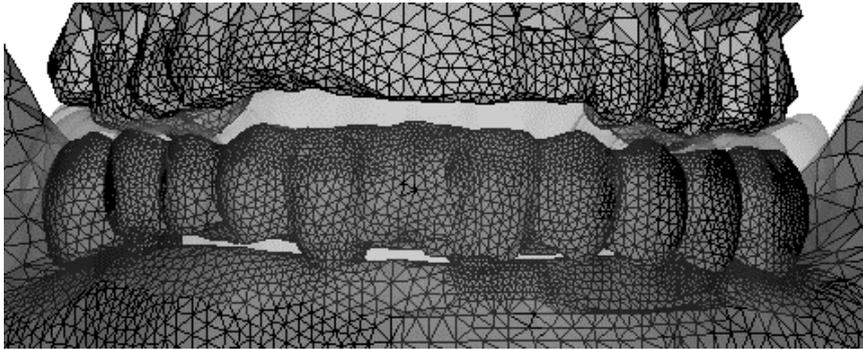


Figure 2. 25 : Superposition des mandibules saine et édentée

7.1 MISE EN OCCLUSION

La mise en occlusion du cas édenté est générée par l'activation des muscles élévateurs. La méthode employée pour reproduire l'activation musculaire sera détaillée plus loin (chapitre 3). La figure 2.26 montre des points d'occlusion entre la prothèse et l'arcade dentaire supérieure. Cette position sera considérée comme celle de départ dans les simulations du cas édenté. Deux points d'occlusion sont trouvés grâce à la simulation, un sur la seconde prémolaire droite et un second sur la molaire gauche.

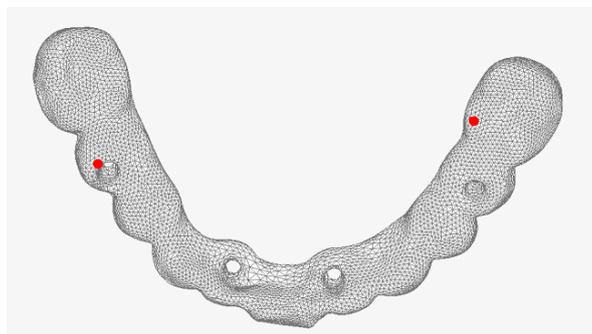


Figure 2. 26 : Points d'occlusion du cas édenté

7.2 CHANGEMENT DE DVO

La DVO sera calculée dans notre cas entre l'incisive supérieure (fixe) est le point mentonnier. Dans le cas sain, cette DVO est de 37.76mm contre 36.64mm pour le cas édenté. La différence de 1.12mm sera répercutée sur les ATMS

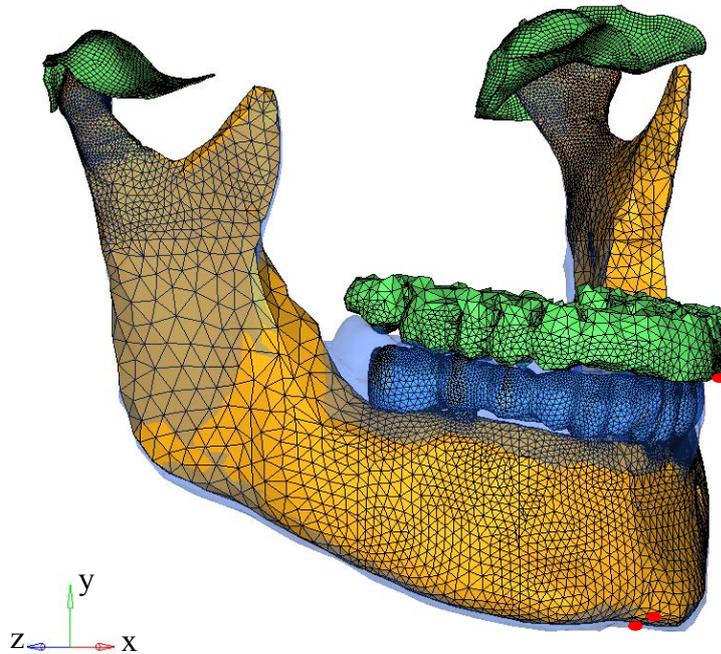


Figure 2. 27: Calcul de la différence de DVO

7.3 CHANGEMENT DE LA POSITION CONDYLIEENNE

Le changement de DVO a pour conséquence un changement de la position condylienne dans les fosses et une réorientation des disques articulaires. La figure 2.28 montre la superposition des condyles et disques sains (plein) avec les édentés (filaire). Du côté gauche, peu de modifications ont été apportées. Du côté droit, le condyle édenté a reculé dans la fosse, entraînant une rotation du disque articulaire. L'impact de ces modifications sera étudié par le biais de simulations numériques d'une ouverture/fermeture moyenne et de la morsure d'aliments au niveau des incisives.

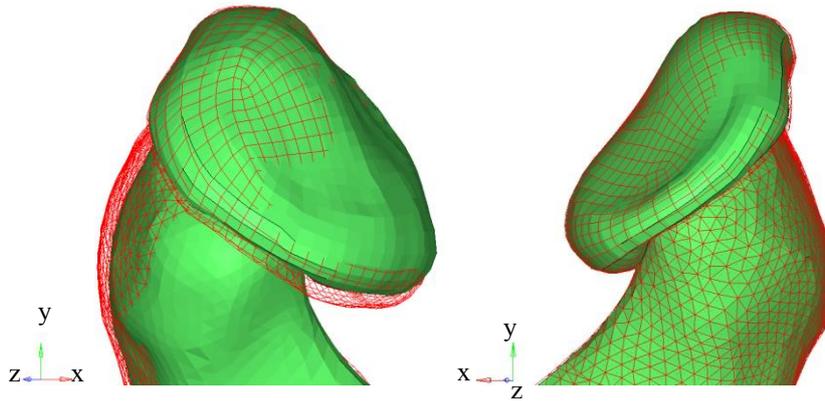


Figure 2. 28 : Superposition des condyles et disques sains et édentés

8 CONCLUSION

Deux modèles éléments finis ont été construits, un concernant le cas sain et un dans le cas édenté portant une prothèse fixe sur implants.

La comparaison des modèles obtenus met en avant quelques différences, à savoir une DVO pour faible pour le cas restauré, un changement de la position condylienne dans les fosses et une réorientation des disques articulaires. De plus, cette modification au niveau des condyles et disques n'est pas symétrique puisqu'elle intervient uniquement du côté droit. Tous ces changements auront donc un impact sur les résultats présentés dans la suite du travail.

Différents chargements seront donc appliqués afin de reproduire un mouvement d'ouverture/fermeture et de morsures d'aliments. Les champs mécaniques au niveau des ATMs seront étudiés afin d'évaluer l'incidence de la restauration d'un édentement total par prothèse fixe sur l'ATM.

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

1 INTRODUCTION

Dans la thèse d'Alvarez [4], une modélisation EF de l'appareil stomatognathique du même sujet a été mise en place. Elle a permis de reproduire un mouvement d'ouverture/fermeture maximale, précédemment enregistrée par le système Zebris®. Ce mouvement a été généré par la contraction musculaire des 11 paires de muscles. Le logiciel éléments finis MSC Marc ne possédant pas d'éléments "muscle", ils ont été modélisés par des éléments barres. Un stimulus en température a été appliqué aux muscles afin de simuler la contraction musculaire au cours du mouvement. Une approche similaire est reprise dans les simulations présentées dans cette thèse.

Dans un premier temps, une modification de la modélisation des actions musculaires sera présentée. Nous détaillerons également d'autres modifications apportées au modèle d'Alvarez en vue de l'obtention d'une ouverture/fermeture modérée. Puis les conséquences de ces modifications seront analysées par la comparaison des résultats du présent cas avec celui traité par Alvarez.

2 AMELIORATIONS APORTEES AU MODELE D'ALVAREZ

2.1 MODELISATION DES ACTIONS MUSCULAIRES

Les logiciels généralistes, basés sur la Méthode des Eléments Finis, disponibles au LaBPS, ne possèdent pas d'élément "muscle" dans leurs bibliothèques. Pour contourner cette difficulté, Alvarez et al. [4] ont proposé une méthode combinant l'utilisation des deux logiciels:

- LifeMod – un code consacré à la modélisation de mouvement du vivant. Il s'agit d'un logiciel basé sur la dynamique des corps rigides proposant deux modèles musculaires, à savoir le modèle de Hill [61] et le modèle de Thelen [62]. Par contre, il ne permet pas la modélisation de solides déformables tels que les disques et capsules d'ATM.
- MSC MARC – un code généraliste éléments finis traitant les problèmes non-linéaires de trois natures: géométrique (grandes transformations), matériaux et contact.

Les deux logiciels utilisent la même géométrie de l'articulation. Avec LifeMod, tous les solides sont rigides, y compris les disques, et la capsule d'ATM est modélisée à l'aide de liaisons élastiques. Les contacts entre les disques et la fosse maxillaire et les condyles sont pris en compte. Le modèle musculaire de Hill a été choisi pour reproduire les actions musculaires menant à l'ouverture et fermeture de la bouche. Le schéma rhéologique d'un modèle musculaire type est illustré sur la figure 3.1 a.

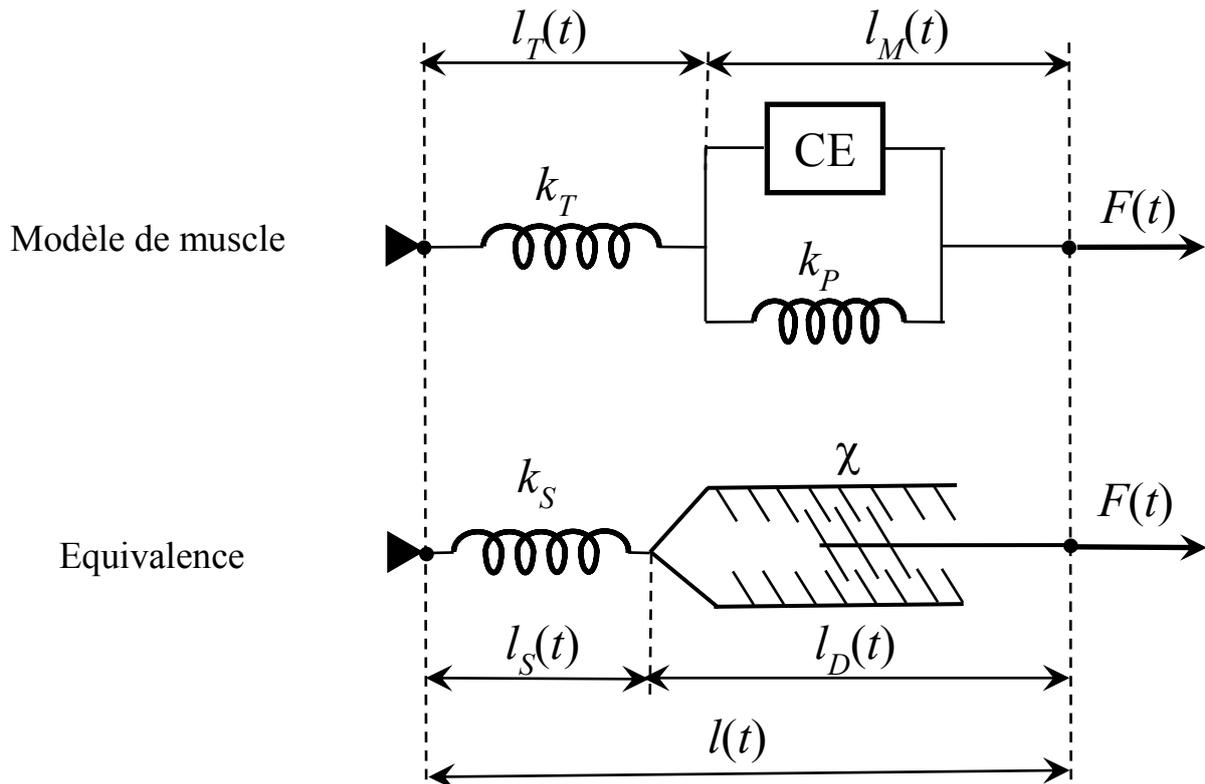


Figure 3.1 : Modèle rhéologique des muscles a) modélisation de Hill, b) équivalence

Il consiste en un élément élastique non linéaire de raideur $k_T(\varepsilon)$ représentant le comportement du tendon qui est en série avec un assemblage des deux constituants en parallèle servant à définir le comportement du muscle *stricto sensu*. Le premier est un autre élément élastique non linéaire de raideur $k_P(\varepsilon)$ permettant de modéliser la composante passive de la force musculaire et le second est un élément contractile (CE) reproduisant sa composante active. La variable ε représente symboliquement la dépendance des raideurs k_T et k_P de la déformation que subissent les éléments constitutifs (caractère non-linéaire du modèle).

Une méthode reprenant l'idée de celle développée par Alvarez et al. [4] est décrite ici afin de générer les activités musculaires nécessaires à l'obtention du même mouvement d'ouverture/fermeture de la mandibule.

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Parmi l'ensemble des résultats disponibles suite à une simulation d'ouverture/fermeture de la bouche avec le logiciel LifeMod, les forces $F(t)$ et longueurs instantanées $l(t)$ de onze paires de muscles sont dépouillées. Elles sont utilisées pour déterminer la contraction des éléments "barre" du logiciel MSC Marc modélisant les mêmes muscles. Ces éléments sont caractérisés par les mêmes longueurs initiales et les mêmes points d'insertion que dans le modèle LifeMod. Leur loi de comportement est définie par le schéma rhéologique sur la figure 3.1b. Il s'agit d'un assemblage constitué d'un ressort élastique linéaire (S) de raideur constante k_S en série avec un élément dilatant (D) de coefficient de dilatation χ . Il est important de souligner que, contrairement au modèle de muscle, les deux constituants utilisés en EF sont linéaires. Toutes les non-linéarités du modèle musculaire de Hill seront reproduites par les variations du stimulus $\theta(t)$ d'élément dilatant. Pour déterminer cette fonction $\theta(t)$, nous exploitons l'équation de compatibilité de l'assemblage et la loi de comportement du constituant élastique. Nous avons:

$$l(t) = l_S(t) + l_D(t) \quad (3.1)$$

où $l_S(t)$ et $l_D(t)$ sont respectivement les longueurs courantes des constituants élastique et dilatant.

La longueur courante du constituant élastique est donnée par la force $F(t)$ exercée par le muscle:

$$l_S(t) = l_S^0 + u_S(t) = l_S^0 + \frac{F(t)}{k_S} \quad (3.2)$$

avec $u_S(t)$ l'allongement du constituant (S) et l_S^0 sa longueur initiale. La longueur du constituant (D) dépend du stimulus $\theta(t)$ et de son coefficient de dilatation χ :

$$l_D(t) = l_D^0 + u_D(t) = l_D^0 + \chi \theta(t) l_D^0 \quad (3.3)$$

En substituant ces relations dans (1), nous trouvons:

$$l(t) = l_S^0 + \frac{F(t)}{k_S} + l_D^0 + \chi l_D^0 \theta(t) \quad (3.4)$$

Cette équation de compatibilité est ensuite utilisée pour dégager l'expression du stimulus de dilatation du constituant (D):

$$\theta(t) = \frac{1}{\chi l_D^0} \left(l(t) - l^0 - \frac{F(t)}{k_S} \right) \quad (3.5)$$

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Dans ce résultat, $l^0 = l_S^0 + l_D^0$ définit la longueur initiale du muscle (distance entre les deux points d'insertion) identique à celle du modèle LifMod. l_D^0 est arbitraire mais telle que $l_D^0 < l^0$. D'un point de vue rationnel, cette longueur peut être définie en tant que la longueur optimale des fibres musculaires l_M^0 ou la longueur initiale du tendon. Les deux longueurs sont utilisées par le modèle musculaire de LifeMod. Le coefficient de dilatation est également arbitraire. Il apparaît en tant que "facteur d'échelle" calibrant la fonction $\theta(t)$. En particulier, il peut être choisi égal à 1 :

$$\chi = 1 \quad (3.6)$$

Par conséquent, la formule permettant la définition du stimulus de dilatation devient :

$$\theta(t) = \frac{[l(t) - l^0]k_S - F(t)}{k_S l_M^0} \quad (3.7)$$

D'un point de vue théorique, la raideur k_S du constituant élastique (S) peut être quelconque. Cependant, puisque le modèle LifeMod diffère du modèle Marc par sa géométrie (modélisation de la capsule) et par le comportement des os et des disques, la reproduction parfaite des deux données $F(t)$ et $l(t)$ à la fois est impossible. Deux consignes peuvent être formulées concernant le choix de k_S :

- Si nous attachons une importance première à la reproduction précise des trajectoires (longueurs courantes de muscles), la raideur k_S doit être importante (bien supérieure à l'élasticité des muscles). Si, au contraire, nous souhaitons reproduire fidèlement les forces musculaires, cette raideur doit être choisie très faible.
- Dans le cas général, le choix de cette constante doit se faire par essais numériques.

Afin de simplifier la saisie des données musculaires, nous avons admis, contrairement à Alvarez, que tous les éléments "barre" représentant les muscles sont caractérisés par le même module de Young. Pour la plupart des simulations effectuées, nous avons retenu une valeur de $E_M = 0.2$ MPa pour cette propriété. En sachant que la raideur d'un élément "barre" dépend de sa longueur et de sa section, la raideur k_S figurant dans l'expression (7) a été calculée selon la formule :

$$k_S = \frac{E_M A}{l^0} \quad (3.8)$$

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Le Tableau 3.1 résume, pour les onze paires de muscles utilisées dans notre modèle, leur raideur k_S utilisée pour déterminer le stimulus $\theta(t)$.

Tableau 3.1 : Raideur k_S associée à chaque muscle

Muscle		Droit (N/mm)	Gauche (N/mm)
Temporal	Antérieur	1.81	1.96
	Medial	0.91	0.94
	Postérieur	0.68	0.67
Masséter	Superficiel	1.86	1.87
	Profond	0.88	0.86
Ptérygoïdien	Inférieur	0.36	0.36
	Supérieur	1.32	1.78
	Médial	2.39	2.00
Digastrique		0.95	0.84
Mylo-hyoïdien		1.16	1.03
Génio-hyoïdien		0.60	0.58

2.2 MODIFICATIONS MAJEURES DU MODELE

De nombreuses modifications ont été apportées à la géométrie du modèle d'Alvarez, en commençant par la redéfinition des disques. Les volumes des disques dans le modèle d'Alvarez sont de 375mm^3 pour le droit et de 320mm^3 pour le gauche. Ces valeurs sont très éloignées des données de la littérature [59]. Athanasiou et al. [11] annoncent par exemple les volumes de l'ordre de 600mm^3 . De plus, du vide demeurerait dans les ATMs entre les disques et condyles et/ou disques et fosses. Comme indiqué dans le chapitre 2, les disques de notre modèle combleraient l'espace disponible entre les condyles et les fosses. Ils sont positionnés au Zenith du condyle en position d'occlusion tel que c'est défini dans les descriptions d'anatomie fonctionnelle de Bodin et al. [14]. Dans le modèle exploité dans la suite de ce chapitre, les volumes des disques sont de 610mm^3 à droite et de 472mm^3 à gauche. Ils sont moins équilibrés que dans le modèle précédent mais sont plus proches des données de la littérature [59]. Leur rééquilibrage demande le changement de l'occlusion du modèle que nous n'avons pas voulu faire ici pour des raisons de comparaison que nous présentons plus loin.

La loi de comportement des disques a également été changée. Précédemment modélisés par une loi de comportement élastique linéaire et isotrope, ils sont modélisés dans notre étude à l'aide d'une loi hyper-élastique isotrope (voir chapitre 2 pour plus d'information). Ce

changement a entraîné l'utilisation d'un autre type d'éléments pour les disques articulaires admettant la loi empirique de Marlow [63].

Les ATMs ont été modifiées avec l'ajout d'une couche de cartilage recouvrant les surfaces osseuses. Cette modification est supposée, selon Mori et al. [16], permettre une répartition plus étendue des contraintes dans la fosse et dans les condyles.

La capsule articulaire modélisée chez Alvarez [4] par des ressorts a été remplacée par une capsule en 3 dimensions, sur laquelle le disque peut prendre appui pendant le mouvement. Des nouveaux corps de contact ont donc été spécifiés permettant la reproduction de ces appuis.

Les points d'attache des muscles ptérygoïdiens latéraux supérieurs ont été changés. Précédemment accrochés aux condyles, ils s'insèrent désormais sur les bourrelets antérieurs des disques, comme indiqué dans la littérature [10]. Cette fibre musculaire participe activement à l'avancée du disque lors de l'ouverture de la bouche.

L'ensemble de ces modifications aura un impact sur le comportement du modèle lors de l'ouverture. Afin d'estimer cet incidence, une comparaison des forces musculaires générées, des trajectoires et du comportement des articulations avec le modèle initial est réalisée.

3 COMPARAISON DES RESULTATS

3.1 REPRODUCTION D'UN MOUVEMENT D'OUVERTURE/FERMETURE MODERE

Dans la thèse d'Alvarez [4], une ouverture/fermeture ample de la mandibule est reproduite en s'appuyant sur les trajectoires expérimentales de la mandibule enregistrées sur un sujet sain. La figure 3.2 illustre à titre d'exemple la trajectoire du point incisif obtenue par Alvarez. Dans ce travail, l'objectif est de réaliser une ouverture/fermeture moyenne de la bouche, permettant l'insertion d'un aliment dans cette dernière. Une ouverture de l'ordre de 30mm est suffisante pour l'insertion d'un aliment comme une carotte. Nous rappelons que notre but à terme est de réaliser des morsures d'aliments avec ce même modèle numérique. La Figure 3.3 illustre le tracé du déplacement vertical (U_y) du point incisif en fonction du temps (ou n° d'incrément du calcul EF) obtenue par Alvarez [4]. Elle montre, d'une part, que l'ouverture maximale chez la personne étudiée est de 36mm et, d'autre part, qu'une ouverture d'environ 30mm se produit à

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

l'incrément 13 du calcul d'Alvarez. En effet, à cet incrément, comme en témoigne la Figure 3.3 pour la composante U_y , le déplacement du point incisif est de :

$$U_x_{\text{incisif}} = -11.5\text{mm}$$

$$U_y_{\text{incisif}} = -31.3\text{mm}$$

$$U_z_{\text{incisif}} = -1.44\text{mm}$$

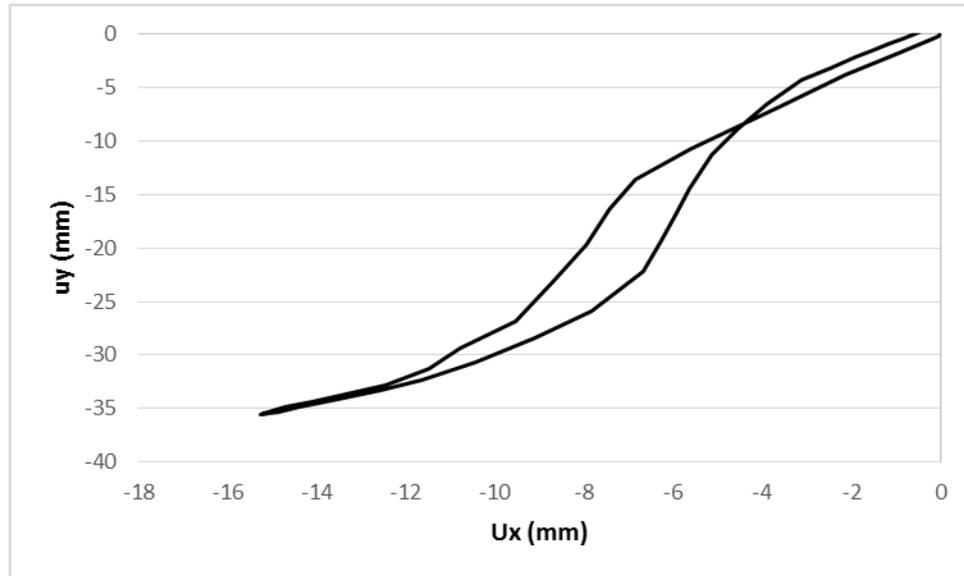


Figure 3. 2 : Trajectoire dans le plan sagittal du point incisif selon Alvarez [4]

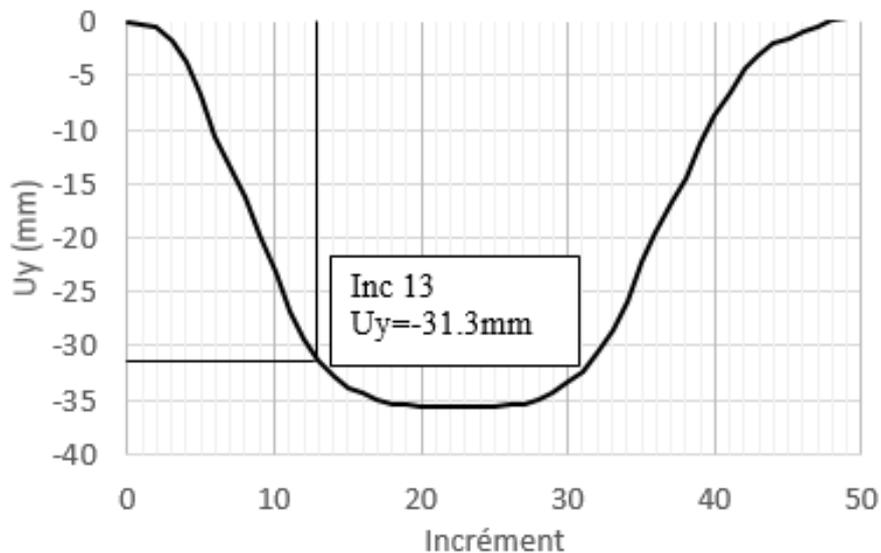


Figure 3. 3 : Déplacement U_y du point incisif en fonction du numéro d'incrément selon Alvarez [4]

Cet incrément correspondra à l'ouverture finale envisagée dans nos simulations. Les stimuli musculaires ont été calculés à partir des données initiales d'allongements et des forces musculaires déterminées à l'aide du logiciel LifeMod pour les 13 premiers incréments de la simulation d'Alvarez [3]. Dans nos modèles, le pas de temps entre les incréments est fixe et

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

égal à 0.1. Le treizième incrément correspondra alors au temps $t = 1.3$. Les courbes ainsi obtenues ont ensuite été symétrisées par rapport à cet instant $t = 1.3$ pour reproduire la fermeture de la bouche.

A titre d'exemple nous illustrons ici le calcul du stimulus pour le muscle Ptérygoïdien médial gauche (GPM).

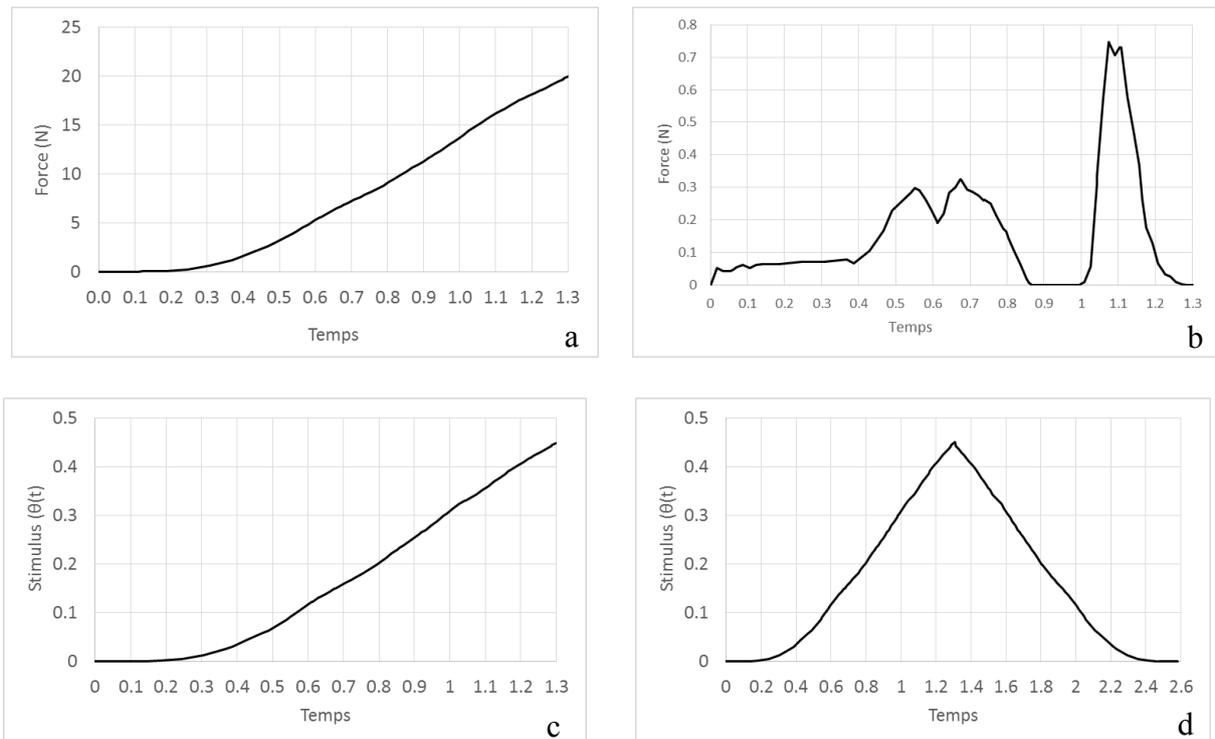


Figure 3. 4: (a) allongement du muscle GPM dans le calcul LifeMod, (b) Force développée par le muscle GPM dans le calcul LifeMod, (c) Stimulus $\theta(t)$ pour le muscle GPM (d) Symétrisation du Stimulus musculaire

La Figure 3.4a montre l'allongement $[l(t) - l^0]$ de ce muscle en fonction du numéro incrément déduit du calcul LifeMod. Ce muscle élévateur s'allonge tout au long de la phase d'ouverture, il gagne 20 mm au cours de cette phase. Sur la Figure 3. 4b est tracée l'évolution de la force musculaire $F(t)$ pour ces mêmes incréments. La raideur de ce muscle vaut $k_S = 2.0$ N/mm (voir Tableau 3. 1). L'utilisation de la formule (7) pour une longueur $l_M^0 = 44.1$ mm permet la détermination de $\theta(t)$ pour ce muscle. Cette fonction est tracée sur la Figure 3. 4c pour la phase d'ouverture et ensuite symétrisée pour la phase de fermeture sur la Figure 3. 4d.

Les stimulations musculaires ont été calculées de la même manière pour tous les muscles en se basant sur la simulation Corps Rigides (CR) d'Alvarez [4].

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Le modèle d'Alvarez sera désigné par la lettre (A) et celui de notre travail par (C). Leurs résultats seront comparés pour analyser l'impact de la mise en place des capsules articulaires et le changement de la géométrie et du comportement des disques.

Afin que la lecture des résultats soit plus aisée, un code de forme et de couleur est mis en place pour l'exploitation des résultats:

- Les résultats du modèle d'Alvarez seront présentés en pointillé tandis que ceux de notre modélisation seront en trait continu
- Dans les deux cas, les résultats du côté gauche seront présentés en rouge tandis que ceux du côté droit seront présentés en bleus.

3.2 FORCES MUSCULAIRES

La modélisation des capsules a une répercussion sur les actions de tous les muscles du modèle. Le muscle GPS est celui qui a le plus changé entre les modèles (A) et (C). Précédemment ancré sur le condyle, il s'attache désormais sur la partie antérieure du disque comme indiqué dans la description anatomique réalisée par Bonnefoy et al. [10]. L'orientation de ce muscle a également évolué, afin qu'il tire le disque horizontalement lors de l'ouverture de la mandibule. Le graphique 3.6 montre les forces produites par les muscles GPS en fonction du numéro d'incrément dans le modèle d'Alvarez et dans la présente modélisation. Jusqu'à l'incrément 9, les forces sur le muscle GPS sont comparables dans les deux simulations. Entre les incréments 9 et 13, les forces sur ce muscle sont plus importantes dans le modèle (A). En effet, elles atteignent 3.69N à l'incrément 13 contre 1.28N dans la nouvelle modélisation. Bien que cette dernière valeur représente que 34% de la valeur de référence (A), cette modification ne devrait avoir que peu d'impact sur l'ensemble de la modélisation de l'appareil stomatognathique. En effet, ce muscle est un des muscles les moins puissants du système modélisé.

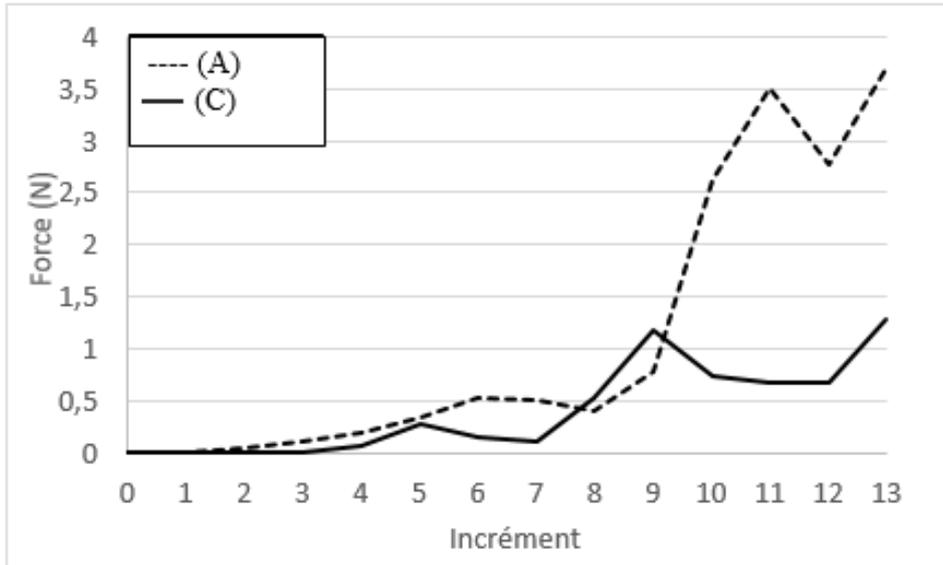


Figure 3.5 : Comparaison des forces musculaires dans le muscle GPS

Au lieu d'analyser chaque muscle séparément, nous proposons d'évaluer la force musculaire totale définie comme:

$$\vec{F}_{total} = \left(\sum_{m=1}^{22} F_x^m \right) \vec{e}_x + \left(\sum_{m=1}^{22} F_y^m \right) \vec{e}_y + \left(\sum_{m=1}^{22} F_z^m \right) \vec{e}_z \quad (3.9)$$

où m parcourt l'ensemble des 22 muscles du modèle. A l'incrément 13, la décomposition de la force musculaire s'écrit:

- pour le modèle d'Alvarez:

$$\vec{F}_{totale}^A = 3.33\vec{e}_x + 9.45\vec{e}_y + 0.15\vec{e}_z \quad (3.10)$$

- pour le nouveau modèle:

$$\vec{F}_{totale}^C = 10.43\vec{e}_x + 3.77\vec{e}_y - 0.31\vec{e}_z \quad (3.11)$$

Plusieurs remarques peuvent être formulées concernant ces résultats. Premièrement, les normes de ces forces sont comparables ($|\vec{F}_{muscle}^A| = 10.02N$ et $|\vec{F}_{muscle}^C| = 11.09N$). Nous constatons également qu'il s'agit de valeurs plutôt faibles. Ceci est dû à l'action antagoniste des muscles

garantissant la stabilité du mouvement. Finalement, nous observons que les directions de ces forces sont très différentes.

Pour illustrer cet effet antagoniste, nous comparons les forces musculaires sur les muscles Temporaux postérieurs droits (DTP). Il s'agit des muscles élévateurs qui sont orientés principalement selon la direction Y. La figure 3.7 compare les composantes Y de cette force. Même si cette force est faible, nous observons des valeurs non-nulles lors de l'ouverture de la mandibule. De plus, des différences notables peuvent être constatées entre les réponses des deux modèles. En effet, à l'ouverture finale, les signes des deux forces sont opposés.

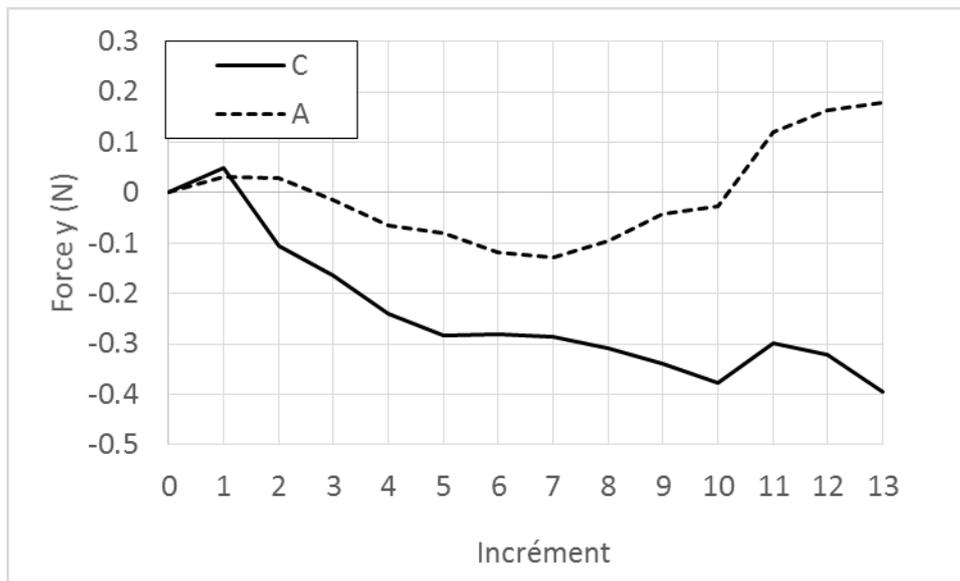


Figure 3. 6 : Composante Y de la force du muscle élévateur DTP

Pour expliquer cette différence du comportement des deux modèles, nous avons analysé les forces de contact entre les disques et les capsules articulaires. Dans notre nouveau modèle, les capsules articulaires prennent une part importante des efforts transitant par les ATMs. Nous rappelons que dans la thèse d'Alvarez [4], la capsule n'a pas été modélisée, les disques ont été simplement stabilisés par un ensemble de ressorts. La Figure 3.8 montre l'évolution de la norme de force de contact sur les capsules droite et gauche au cours du cycle d'ouverture/fermeture modérée. Le maximum de la force est atteint à l'incrément 13. La force à gauche est de $|\overrightarrow{F_{CapG}}| = 4.6\text{N}$ et de $|\overrightarrow{F_{CapD}}| = 3.73\text{N}$ à droite. Ces forces se décomposent de la manière suivante :

$$\overrightarrow{F_{CapG}} = 3.60\vec{e}_x - 2.05\vec{e}_y - 2.05\vec{e}_z \quad (3.12)$$

$$\overrightarrow{F_{CapD}} = 2.42\vec{e}_x - 2.43\vec{e}_y + 1.46\vec{e}_z \quad (3.13)$$

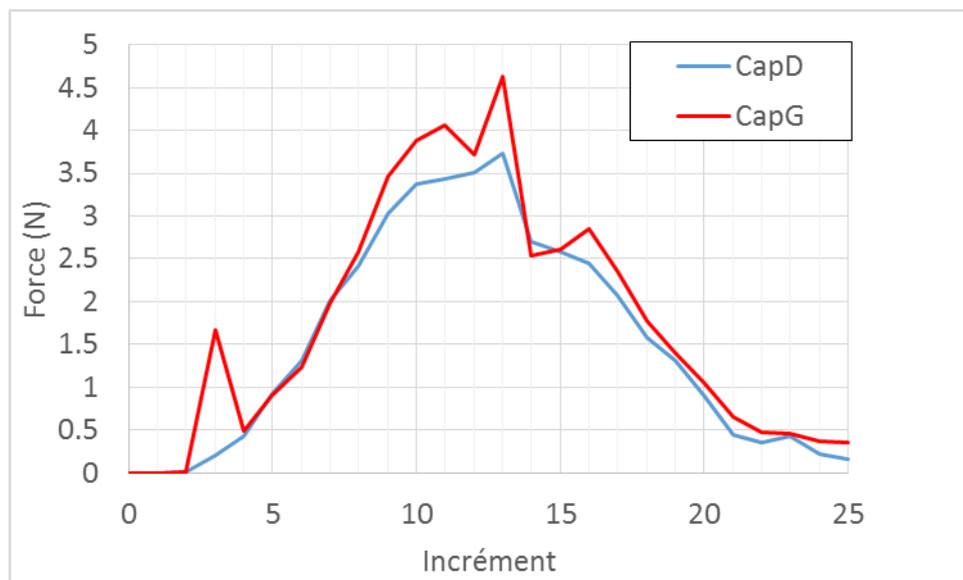


Figure 3. 7: Forces de contact sur les capsules articulaire du modèle C

La somme des composantes x des deux forces du contact est égale à 6.02N, elle manifeste la résistance des capsules au déplacement antérieur des disques et explique la différence entre les composantes x des forces musculaires des deux modèles. Nous constatons également que la somme des composantes y des forces de contact (-4.48 N) correspond à la différence entre les composantes y des forces musculaires. Il apparaît alors que les capsules, dû à leur forme conique, poussent les disques vers le haut lors de la deuxième phase de l'ouverture en soulageant l'action musculaire. Les composantes z des forces de contact sont comparables et montrent le rôle stabilisant des capsules pendant ce mouvement.

Pour juger la validité de la nouvelle modélisation de l'ATM, nous analysons dans le paragraphe suivant les trajectoires de points particuliers de la mandibule prédites par les deux modèles.

3.3 LA CINEMATIQUE DE LA MANDIBULE

Dans cette partie sont comparées les trajectoires obtenues lors de l'ouverture d'une même amplitude simulée à l'aide des deux modèles.

La première comparaison sera effectuée au niveau du point incisif. C'est son mouvement qui règle l'espacement interincisal permettant par la suite l'insertion d'un aliment. La deuxième comparaison sera effectuée au niveau de la trajectoire des condyles.

3.3.1 Trajectoire du point incisif

Les modifications de la position de certains muscles et de la géométrie des ATMs engendrent une variation de la trajectoire de la mandibule. La Figure 3.8 montre les trajectoires du point incisif des modèles (A) et (C). Ce graphique illustre que les déplacements verticaux des dents incisives sont pratiquement identiques, mais le retrait de la mandibule est plus important dans le nouveau cas. Dans la simulation d'Alvarez, le point incisif recule de -11.5mm à l'incrément 13 contre -17.6mm dans la nouvelle simulation. Cette différence de 6.1mm est due aux différents changements opérés sur le modèle initial et en particulier à la résistance des capsules modélisées dans notre étude. En effet, les deux trajectoires sont identiques jusqu'à l'apparition du contact entre les disques et les capsules. Cet événement advient à l'incrément 3 (ou au temps 0.3). A cet instant, les actions musculaires provoquent un abaissement du point incisif plus brutal que dans la simulation d'Alvarez. Comme nous allons le voir par la suite, la translation des condyles vers l'avant est moins importante et l'action musculaire compense ce blocage par une rotation plus prononcée de la mandibule reculant d'avantage le point incisif.

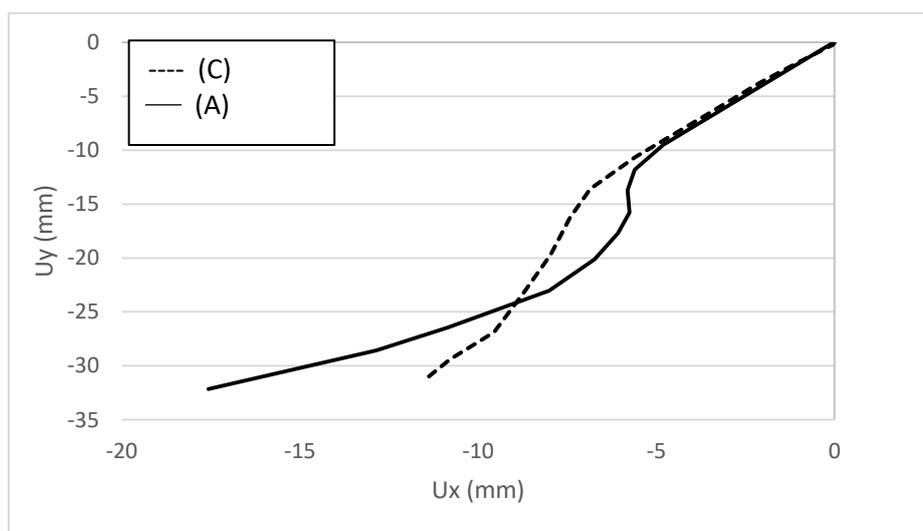


Figure 3. 8: Trajectoire du point incisif durant l'ouverture dans les deux configurations

3.3.2 Trajectoire des condyles

La Figure 3.10 montre la comparaison des trajectoires condyliennes entre les modèles (A) et (C). On remarque que, comme pour le point incisif, l'amplitude du déplacement U_y est conservée, mais une différence apparaît au niveau de l'avancée. Le déplacement horizontal est moins important dans la nouvelle modélisation que celle proposée par Alvarez. Ce déplacement vertical est désormais de 9.1mm (respectivement 8.6mm) du côté gauche (respectivement du côté droit) contre 11.52mm (respectivement 15.6mm) du côté gauche (respectivement du côté

droit) du modèle (A). Les trajectoires de la nouvelle simulation sont plus équilibrées conformément aux enregistrements Zebris. Un écart de 0.5mm est constaté dans cette nouvelle simulation contre 4.1mm dans la simulation d'Alvarez.

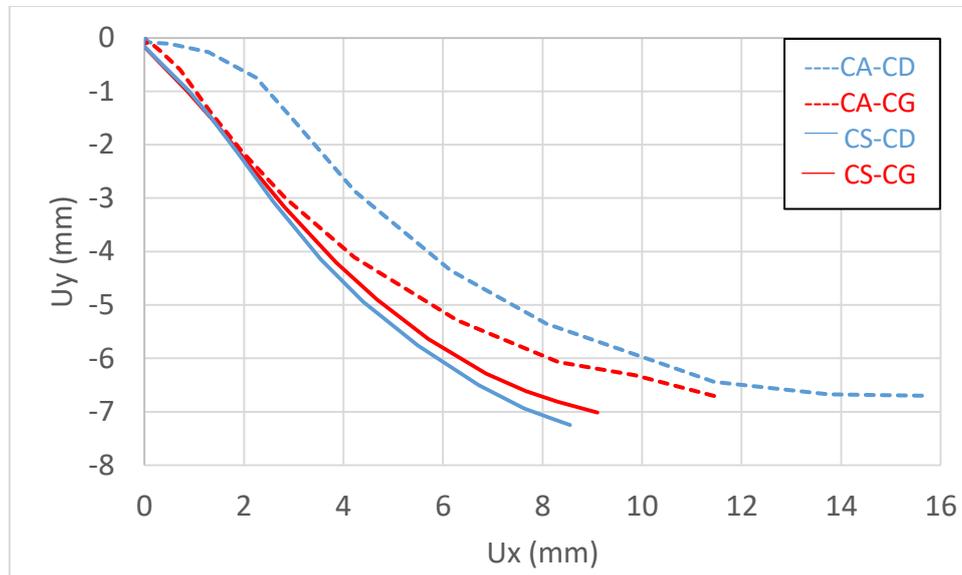


Figure 3. 9 : Comparaison des trajectoires condyliennes

Les résultats ont montré des différences notables dans la cinématique de la mandibule entre les deux modélisations (A) et (C). D'une part, un recul plus prononcé du point incisif et en même temps une avancée plus limitée des condyles est observée dans le cas (C). Les stimuli musculaires dans les deux configurations s'appuient sur la modélisation des corps rigides (CR) développée par Alvarez. Dans cette simulation, la capsule est modélisée par des liens élastiques. La mise en place de la capsule a pour conséquence de retenir les condyles durant le mouvement et les stimuli musculaires calculés à partir d'une simulation (CR) sans la capsule ne sont pas assez forts pour permettre aux condyles un déplacement plus important. Une symétrisation des trajectoires s'est aussi produit dans la modélisation (C). Contrairement à la modélisation (A), les disques occupent tout l'espace disponible entre les condyles et la fosse, ce qui évite d'avoir du jeu dans le mouvement.

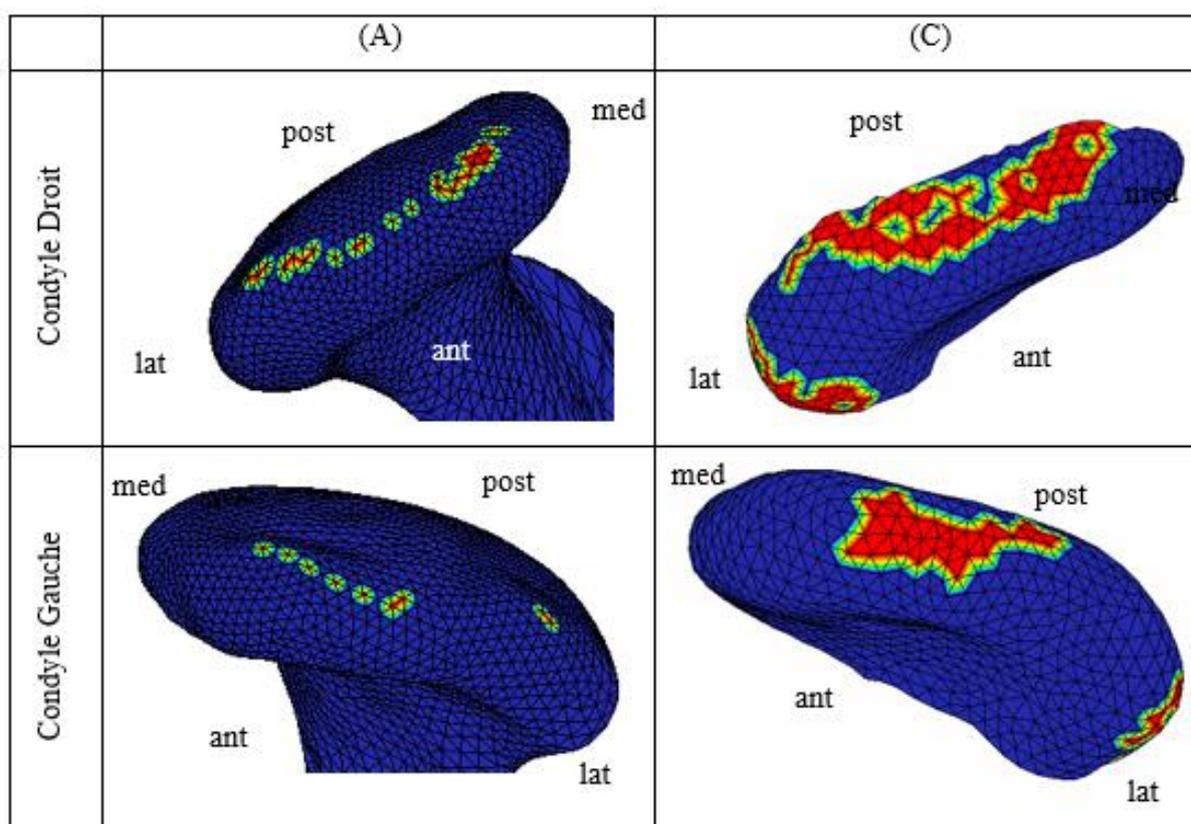
3.4 LES ZONES DE CONTACT

Un autre moyen de comparer les deux solutions obtenues est l'analyse des zones de contact entre les disques et les surfaces articulaires. Le logiciel MSC MARC est capable de visualiser ces zones de contact. L'ensemble des champs mécaniques, comme les contraintes et les

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

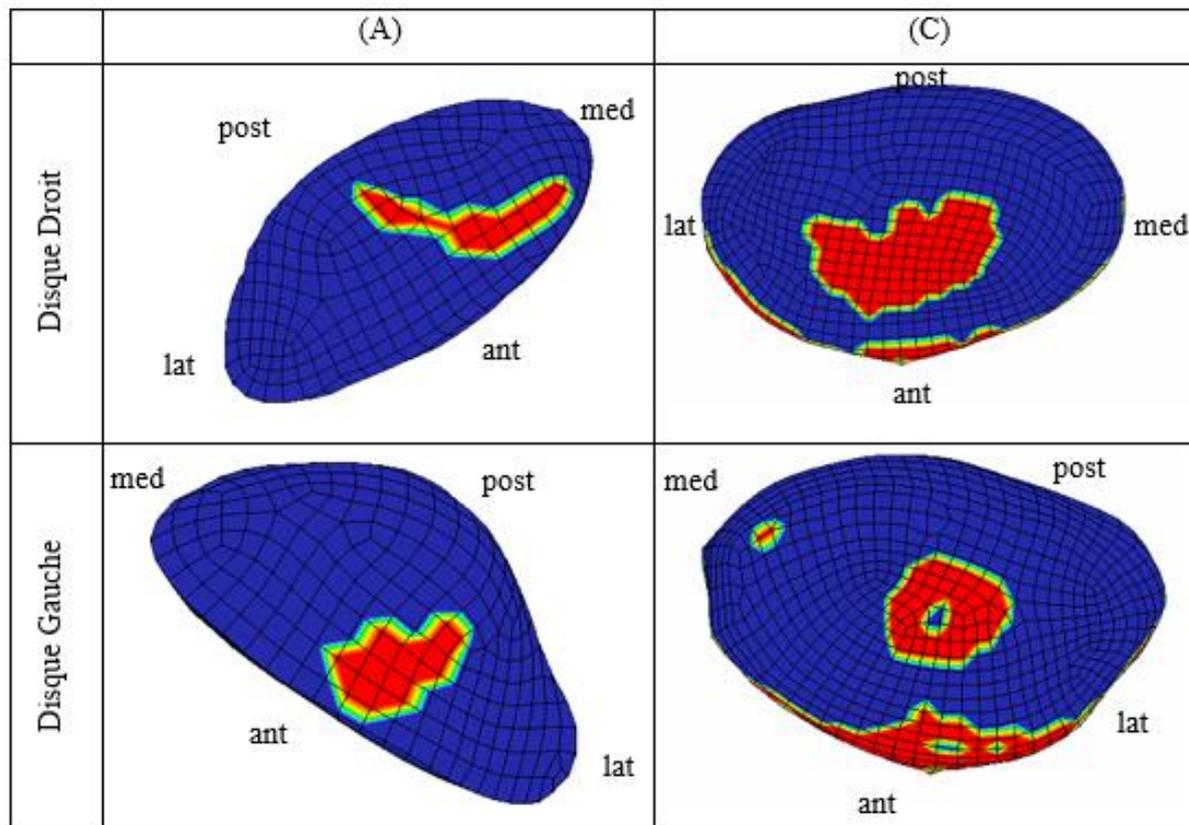
déformations, transitent par ces zones durant le mouvement. Les résultats présentés ci-dessous sont exploités à l'ouverture finale du cycle correspondant à un espace interincisal de 31.3mm. Le Tableau 3.2 montre la différence entre les superficies des zones de contact à l'interface condyle/disque dans les modèles (A) et (C). Les zones en rouge indiquent les parties des disques en contact avec les condyles. Dans un premier temps, on peut observer que ces zones sont beaucoup plus importantes pour le cas (C) que (A). De plus, pour les deux cas, ces zones ne sont pas symétriques. En effet, les zones de contact à droite sont plus étendues qu'à gauche. La zone de contact à droite a une superficie de 20mm² contre 10mm² à gauche.

Tableau 3. 2: Zones de contact à l'interface condyle/disque



Le Tableau 3.2 montre les zones de contact à l'interface disque/fosse dans les modélisations (A) et (C) à l'incrément 13. Les zones de contact sont plus petites dans (A) que dans (C). En effet, à l'interface disque/fosse, ces zones sont pour le modèle (C) de 8.75mm² et 8.71mm² respectivement à droite et à gauche et dans le même ordre 45.8mm² et 23.47mm² pour le modèle (A). Dans (C), un écart important de 48.8% existe entre les côtés droit et gauche.

Tableau 3. 3 : Zones de contact à l'interface disque/fosse



Les zones de contact plus grandes témoignent d'une meilleure stabilisation du disque dans la position d'ouverture. Les zones sont également plus centrées dans (C), ce qui montre le positionnement du disque correct par rapport au condyle. Dans la thèse d'Aoun [45], les contours des coupes centrales de l'ATM ont été tracées dans le plan sagittal. Lorsqu'une cale de 30mm est insérée entre les incisives, le disque se positionne entre le zénith du condyle et le tubercule de la fosse temporale. La Figure 3.11a montre la coupe d'une ATM avec une cale de 30mm présentée dans la thèse d'Aoun [45]. La zone de contact à l'interface condyle/disque se trouve dans la partie centrale du disque, décalée vers la partie antérieure. La Figure 3.11b illustre la configuration obtenue par Alvarez. On peut remarquer que le disque est très petit par rapport au condyle et qu'il est en position postérieure par rapport à ce dernier. La Figure 3.11c montre la coupe de l'ATM droit obtenue pour le modèle (C). On remarque que la position du disque est similaire à celle relevée expérimentalement par Aoun et al. [45].

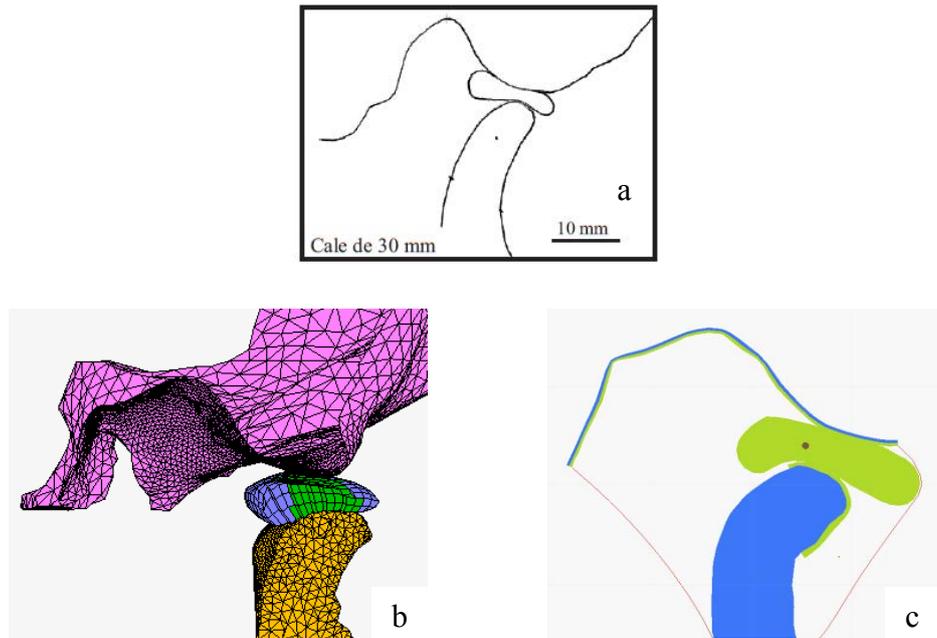


Figure 3. 10 : : Coupe sagittale d'une ATM a) Modèle de Aoun et al.[45] b) Modèle (A)[1], c) Modèle C pour un espace interincisal de 30mm

Les forces de contact seront analysées au niveau des surfaces inférieures des disques en contact avec les condyles. Dans le modèle (A), le disque est directement en contact avec l'os condylien tandis que dans (C), une couche de tissu cartilagineux s'interpose entre les deux corps.

La figure 3.11 montre l'évolution des forces de contact à l'interface disque/condyle lors de l'ouverture sur les 13 premiers incréments dans les deux modèles (A) et (C). De même que pour les trajectoires condyliennes, les forces de contact à l'interface condyle/disque sont plus équilibrées dans le cas du modèle (C) que dans (A). A l'incrément 13, les forces sont de 6.7N à gauche et 7.2N à droite pour le nouveau modèle (C). Au même incrément, les forces sont de 4.3N et 9.6N respectivement à gauche et à droite pour le modèle (A). Cependant, s'il existe un déséquilibre entre les deux côtés, la somme des forces à l'incrément 13 est pratiquement identique dans les deux modélisations, soit de 13.9N. A nouveau, la redéfinition des volumes de disques articulaires explique cette réponse symétrique du modèle (C). Il est également probable que la prise en compte du cartilage, avec les propriétés élastiques inférieures à celle des os, participe à cette redistribution des forces de contact.

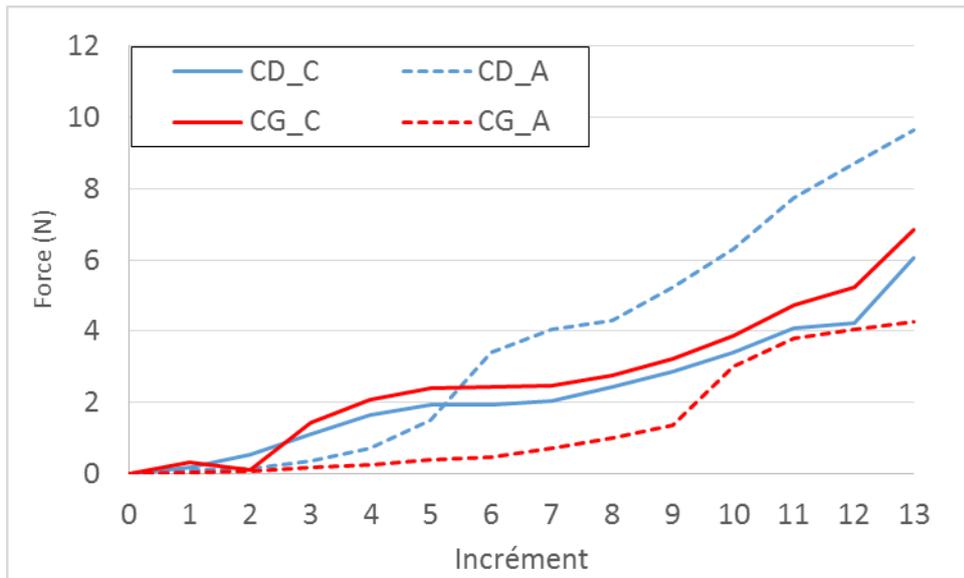


Figure 3.11 : Force de contact à l'interface condyle/disque durant l'ouverture en fonction du numéro d'incrément

Les zones de contact plus faibles, combinées à des forces de contact plus importantes pour le côté droit devrait engendrer des champs de contraintes plus importants. La section suivante va donc étudier les champs mécaniques observés au niveau des disques.

3.5 LES CONTRAINTES MINIMALES PRINCIPALES

Soit, $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ les valeurs principales des tenseurs des contraintes. Les contraintes extrêmes σ_I et σ_{III} sont définies comme :

$$\sigma_I = \max(\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3) \quad (3.14)$$

et

$$\sigma_{III} = \min(\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3) \quad (3.15)$$

3.5.1 Dans les disques

Au cours du mouvement, les disques sont comprimés entre les surfaces articulaires. De ce fait, ce sont les contraintes minimales principales qui sont analysées dans cette partie. Les valeurs sont relevées à l'incrément 13, qui correspond à l'ouverture finale du modèle (C).

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Le tableau 3.4 montre la comparaison de ces valeurs entre les côtés droit et gauche pour le modèle (C). La conséquence de la différence de surfaces des zones de contact est visible. Précédemment, nous avons pu observer que les deux côtés sont équilibrés au niveau des forces et que le côté gauche présente une zone de contact est plus faible, ce qui induit bien des contraintes plus importantes. Les contraintes sont également mieux réparties pour le côté gauche.

Le Tableau 3.5 montre les contraintes de compression dans les disques pour le modèle d'Alvarez à la même ouverture.

Tableau 3. 4 : Contraintes minimales principales (C)

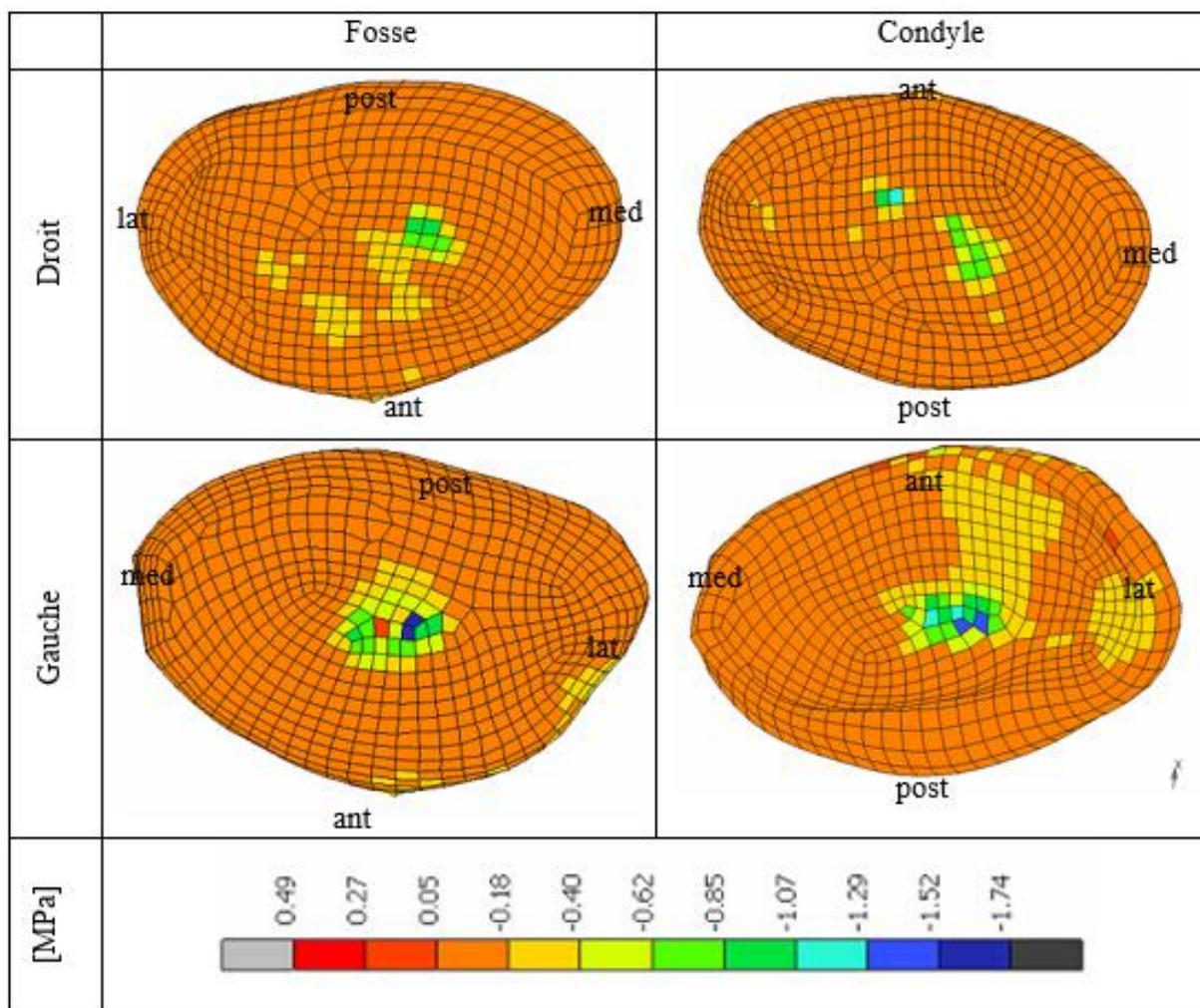
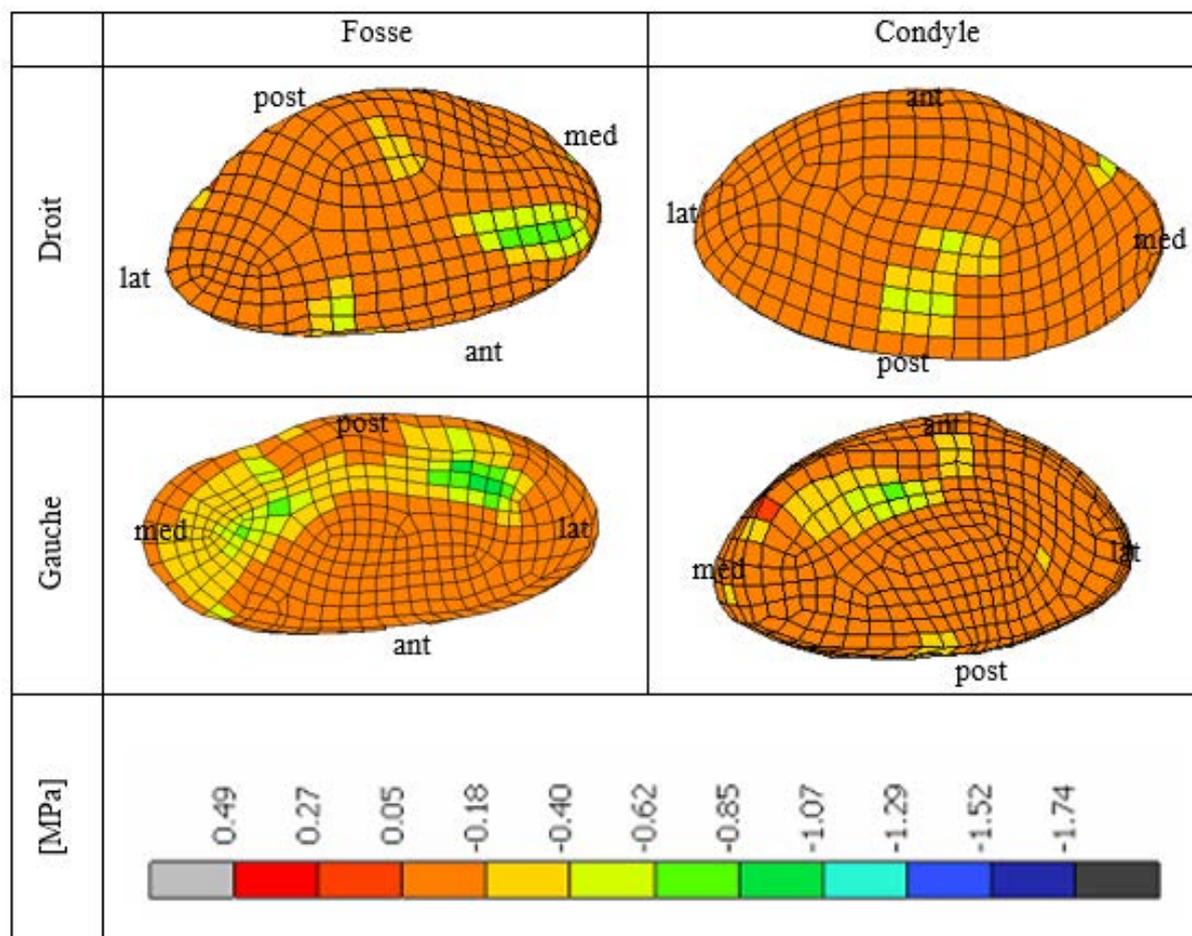


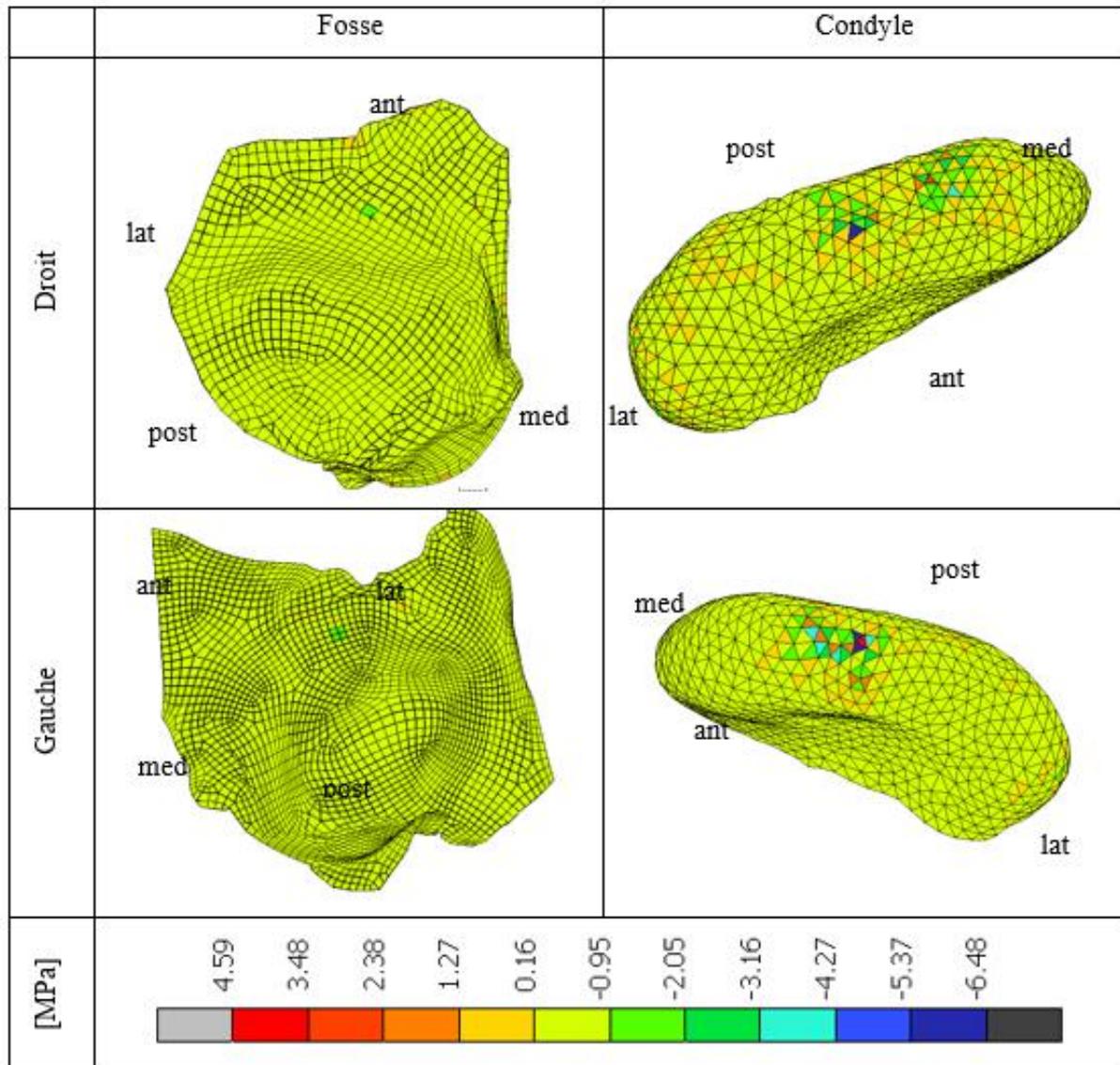
Tableau 3. 5: Contraintes minimales principales (A)



Les contraintes de compression sont plus importantes dans le modèle (C) malgré une force de contact plus faible et une zone de contact plus importante. En effet, les maxima de ces contraintes sont localisés sur la surface inférieure dans toutes les configurations et sont de -0.90MPa pour (A) et de -1.74MPa pour (C). Cette différence de contraintes de compression (48%) s'explique par le changement de la zone de contact et également par la modification de la loi de comportement des disques. Dans (A), les disques sont élastiques linéaires isotropes tandis que dans (C), ils sont hyperélastiques quasi-incompressibles. Dans l'article de Perez del Palomar et al. [17] où un déplacement horizontal de 9mm est imposé au condyle dans sa simulation, les contraintes de compression obtenues dans les disques sont de -8.5MPa ce qui est beaucoup plus important que dans les deux configurations analysées ici.

3.5.2 Dans les couches de cartilage

Tableau 3. 6 : La contrainte principale minimale dans les couches de cartilage, (C), $t=1.3$

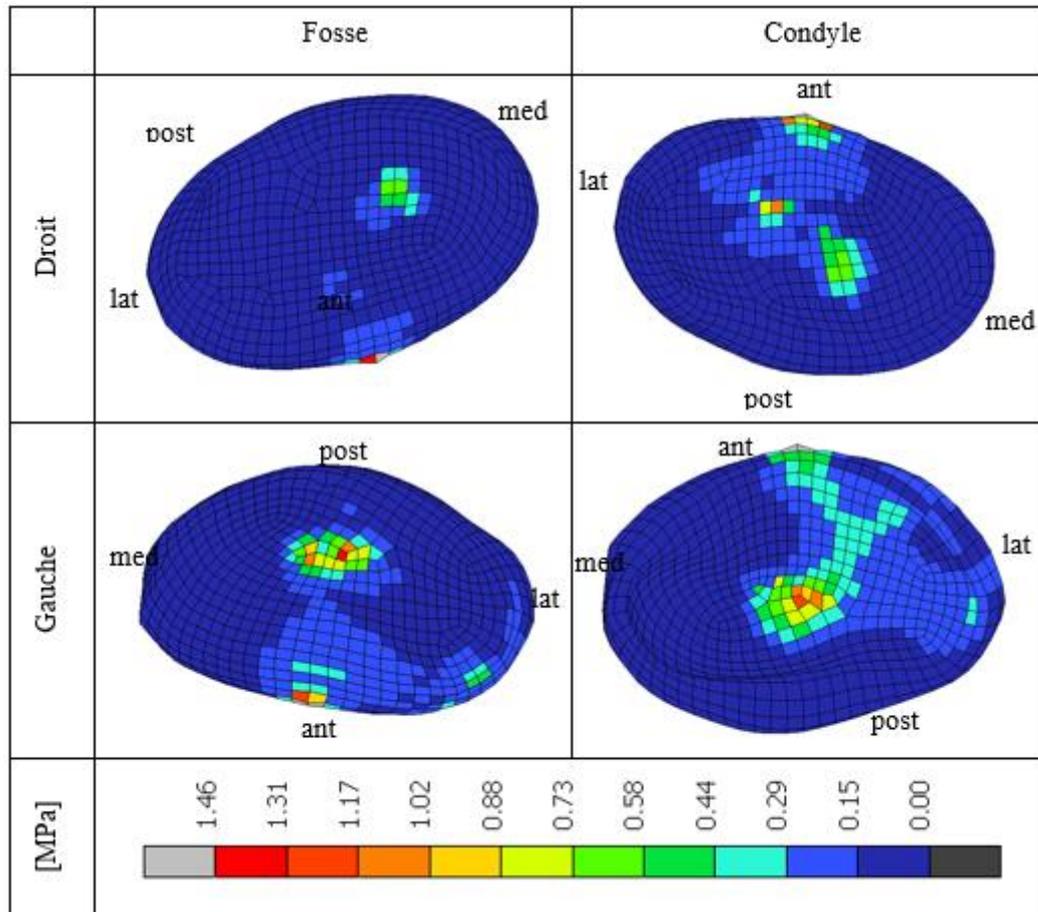


Les contraintes maximales de compression au niveau des cartilages sont essentiellement localisées dans les couches recouvrant les condyles. Elles sont de -6.48MPa du côté droit et de -6.08MPa du côté gauche. Au niveau des couches recouvrant les fosses, les contraintes sont de -1.28MPa à droite et de -1.27MPa à gauche. On remarque que les deux côtés sont équilibrés.

3.6 LES CONTRAINTES DE VON MISES

3.6.1 Dans les disques

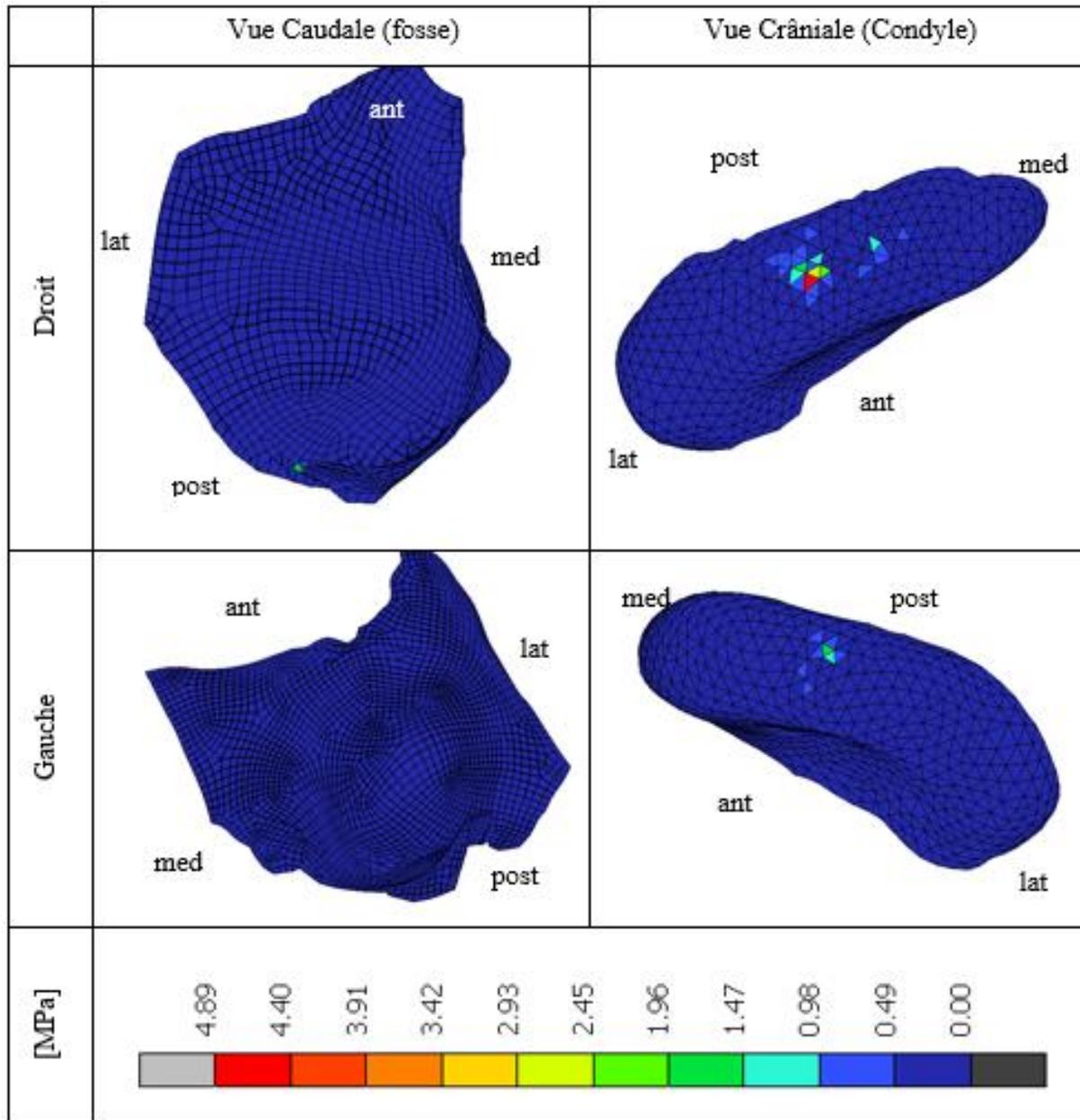
Tableau 3. 7 : La contrainte de von Mises dans les disques, (C), $t=1.3$



Les contraintes de von Mises, comme les contraintes maximales de compression sont principalement localisées à l'interface condyle/disque. Elles sont de 1.46MPa dans le disque gauche. On remarque que la zone des contraintes est plus étendue dans les disques à gauche qu'à droit montrant une sollicitation plus importante de ce côté. Cette sollicitation plus importante est dû à une force plus importante.

3.6.2 Dans les couches de cartilage

Tableau 3. 8: La contrainte de von Mises dans les couches de cartilage



Les contraintes maximales de von Mises sont concentrées dans les couches de cartilage recouvrant les condyles. Elles sont au maximum de 4.89MPa dans le condyle droit. Cependant cette contrainte de 4.89MPa est très locale.

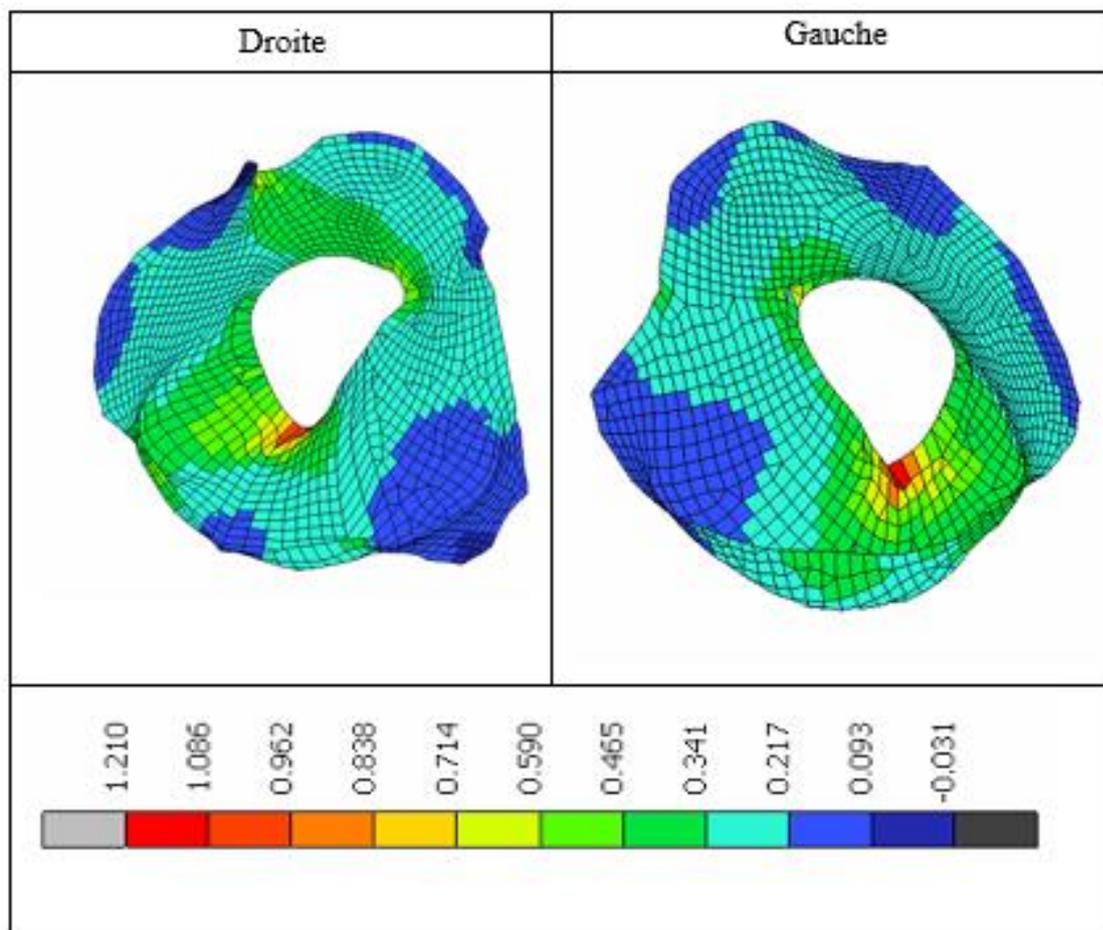
3.7 DEFORMATIONS DES CAPSULES

Les capsules articulaires travaillent principalement en traction au cours du mouvement d'ouverture. Le tableau 3.5 montre la déformation élastique majeure ϵ_1 des capsules articulaires

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

à l'incrément 13. La déformation maximale est de 121%, elle se produit au niveau de l'attache de la capsule sur le condyle. Les déformations sont équilibrées des deux côtés. Le maximum des déformations ce produit du côté latéral. On remarque sur les images que c'est quasi l'ensemble de la capsule qui s'étire.

Tableau 3. 9: Déformation ϵ des capsules dans le cas sain



4 CONCLUSION

Les changements apportés au modèle d'Alvarez par la mise en place de la capsule articulaire, le changement de géométrie et lois de comportement des disques, ont eu un impact non négligeable sur le comportement du modèle lors de l'ouverture. Il a été reporté que l'amplitude du mouvement et les forces de contact au niveau des articulations ont évolué. Ces changements ont également modifié l'orientation de la force développée par les muscles.

Chapitre 3 : Mise en place d'une modélisation d'ouverture modérée de l'appareil stomatognathique

Même si la cinématique mandibulaire du modèle (C) est plus éloignée des enregistrements expérimentaux, principalement à cause de la faiblesse des actions musculaires déterminées par Alvarez à l'aide du logiciel LifeMod sans les capsules, nous avons décidé de poursuivre notre étude avec cette version qui offre plusieurs avantages. En effet, les changements apportés au modèle d'Alvarez ont permis d'équilibrer les forces articulaires droite et gauche. De même, dans la nouvelle simulation, les zones de contact sont plus étendues. La capsule articulaire retient les disques dont les avancées sont plus faibles, mais plus stables, que dans la modélisation initiale.

Ce modèle sera donc la base de la suite de notre travail consistant à présent à mettre en évidence les incidences sur les ATMs de la mise en place d'une prothèse. Le chapitre suivant est donc consacré à la présentation et l'analyse de simulations d'ouverture/fermeture et de morsures sur aliments pour les configurations saine et restaurée. Il serait possible d'augmenter la puissance des muscles abaisseurs mais, pour la consistance de nos résultats, nous utiliserons les mêmes stimulations musculaires lors de la modélisation de l'ouverture de la mandibule pour les cas sain et restauré avec une prothèse complète.

Chapitre 4 : Influence de la restauration immédiate par PFIP sur le comportement des ATMs

1 INTRODUCTION

Le chapitre 3 s'est concentré sur le comportement des ATMs durant un cycle d'ouverture/fermeture modérée de la bouche d'un cas sain. Les résultats des simulations ont montré que le maximum des forces articulaires et des contraintes dans les disques apparaissent à l'amplitude maximale du mouvement. A cet instant, le disque est coincé entre le condyle et le tubercule. La force maximale obtenue est de l'ordre de 7N et les contraintes minimales principales de -1.74 MPa. Ces valeurs sont relativement faibles par rapport à celles observées lors des simulations de serrage pour lesquelles les contraintes maximales de compression peuvent atteindre -40MPa dans certaines études [64].

Le chapitre 4 met en avant la comparaison entre les deux modélisations (saine et restaurée par prothèse), dans le cas de l'ouverture/fermeture modérée et de la morsure d'aliments au niveau des incisives. Les mêmes forces musculaires sont associées aux deux cas traités. Différents types d'aliments seront étudiés afin d'analyser leur influence sur le comportement des articulations. Les conséquences de la mise en place d'une prothèse complète sur implants sur le comportement des ATMs seront donc étudiées.

Dans la littérature, des études se sont concentrées sur le comportement des disques articulaires lors du serrage prolongé pour des articulations saines ou prenant en compte une dislocation antérieure [16,52,53]. D'autres études ont simulé la morsure d'aliments sur des prothèses dentaires soit par l'application d'une force ou par la morsure d'un aliment rigide. Daas et al. [65], par exemple, ont modélisé l'aliment par une sphère indéformable de 20mm de diamètre ce qui leur permettait d'obtenir une force localisée sur quelques points. Dans leur modèle, l'aliment était fixe et la mandibule venait s'écraser contre cet obstacle. Il n'y avait pas de notion d'amplitude d'ouverture et les articulations étaient simplifiées par le contact des condyles avec une surface représentant les fosses temporales. Cependant, seule l'analyse du comportement des implants et de l'os péri-implantaire a été réalisée dans ces modélisations. Les ATMs extrêmement simplifiées, sans disques, ont été pris en compte. Aucune étude n'a donc cherché à analyser les conséquences articulaires que pourrait avoir la morsure d'un aliment dans une configuration de restauration par prothèse d'un édenté.

2 MODELISATION DE L'ALIMENT

Tel qu'il est indiqué précédemment, les modélisations d'aliment dans les études par éléments finis sont soit inexistantes soit très simplifiées. Cependant, la géométrie de l'aliment est un paramètre important car elle fixe l'ouverture de la mandibule et la force articulaire est dépendante de l'amplitude de l'ouverture de la bouche. En effet, dans le chapitre 2, nous avons démontré que les forces condyliennes augmentent en fonction du degré d'ouverture de la bouche. De ce fait, dans nos modèles, un aliment déformable a été conçu en 3D et, contrairement aux autres études de la littérature, la mandibule se refermera pour venir serrer l'aliment entre les deux arcades dentaires.

2.1 GEOMETRIE DE L'ALIMENT

Dans les présentes simulations, une volonté d'une modélisation la plus conforme à la réalité était exprimée. Une forme conique a été associée à l'aliment, afin d'avoir la possibilité d'effectuer des morsures pour différents espaces inter-incisals. Le diamètre de la base de cet aliment est de 31mm, correspondant à l'ouverture modérée de la mandibule. La longueur de l'aliment est de 30mm avec un diamètre à l'autre extrémité de 19mm. La Figure 4. 1 montre la géométrie de cet aliment.

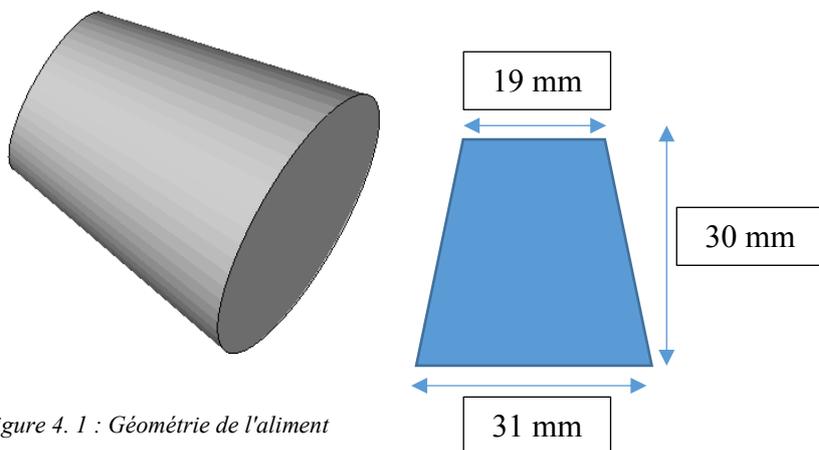


Figure 4. 1 : Géométrie de l'aliment

2.2 COMPORTEMENT

A notre connaissance, très peu de travaux ont été dédiés à l'étude des lois de comportements des aliments [66,67]. Dans la majeure partie des publications, uniquement leur comportement élastique est étudié, fréquemment supposé isotrope. Les valeurs des modules de Young citées dans ces publications sont très différentes, fonction du type d'aliment, allant de 0.03MPa pour de la guimauve à 218.83MPa pour le maïs pour pop-corn. Contrairement aux

matériaux "classiques" tels que les aciers, cette propriété, pour un même aliment, peut varier également d'un article à un autre allant de 1.36MPa à 7MPa pour une carotte fraîche par exemple [66,67]. Pour reproduire le comportement irréversible (déformation permanente ou endommagement) de la morsure, d'autres données concernant le comportement des aliments sont indispensables. Nous avons trouvé uniquement une seule étude spécifiant la limite d'élasticité de la carotte estimée à 0.3MPa [66].

Dans ces conditions, trois aliments fictifs ont été imaginés pour effectuer une analyse comparative avec des modules de Young allant de 1.36MPa (carotte) à 20MPa (amande). Dans un souci de convergence des modèles numériques, et puisque c'est le comportement des ATMs qui nous intéresse au premier plan et non celui des aliments, le comportement de ces derniers est supposé élasto-plastique bilinéaire, dont la courbe d'écrouissage est déduite de l'essai de traction d'une carotte fraîche [66]. Les paramètres matériaux des aliments sont décrits dans le tableau 4.1 ci-dessous

Tableau 4. 1 : Paramètres des aliments

Aliment	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson	Limite d'élasticité (MPa)
A1	1.36 [66]	0.33	0.3
A2	7 [67]	0.33	0.3
A3	20 [67]	0.33	0.3

La Figure 4. 2 illustre les lois de comportement (courbe de traction) de ces trois aliments hypothétiques. Dans les trois cas, la limite d'élasticité reste inchangée et seuls le module de Young et le paramètre d'écrouissage évoluent. La pente de la courbe d'écrouissage est définie comme étant $E/2$.

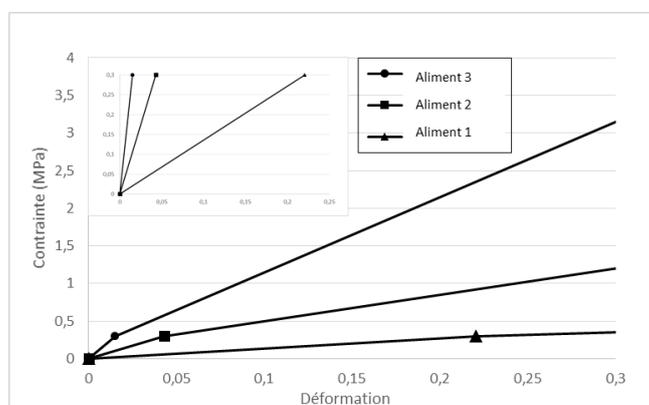


Figure 4. 2 : Loi de comportement des aliments

Le critère de plasticité de von Mises est utilisé pour caractériser le domaine élastique des aliments. Dans ce cas, l'énergie de distorsion élastique est définie par :

$$U_f = \frac{J_2}{2G} \quad (4.1)$$

où J_2 est le second invariant du déviateur des contraintes et G le module de cisaillement.

Le module de cisaillement se déduit du module de Young et du coefficient de Poisson par la relation suivante :

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (4.2)$$

valable pour les matériaux isotropes. L'énergie de distorsion élastique critique peut alors être calculée pour les différents aliments par :

$$U_f^{cr} = \frac{1}{6G} Re^2 \quad (4.3)$$

où Re est la limite élastique, ici 0.3MPa.

Le tableau 4.2 montre pour les trois aliments sélectionnés le module de cisaillement et l'énergie de distorsion critique :

Tableau 4. 2 : Module de cisaillement et énergie de distorsion critique des aliments

	Aliment 1	Aliment 2	Aliment 3
G [MPa]	0.51	2.63	7.52
U_f^{cr} [MPa]	0.029	0.0057	0.0020

2.3 LE MAILLAGE

L'aliment est maillé à l'aide d'éléments hexaédriques linéaires à 8 nœuds de taille variable allant de 0.7mm en périphérie à 3mm au cœur de l'aliment. Cette variation de taille de maille permet d'obtenir une précision plus importante au niveau du contact aliment/dents. La figure 4.3 illustre le maillage ainsi obtenu.

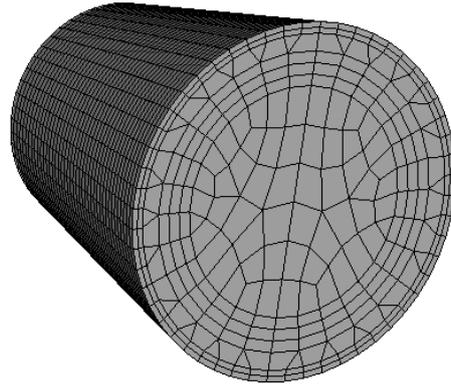


Figure 4. 3 : Maillage de l'aliment

2.4 REPERE LOCAL

Pour effectuer l'insertion de l'aliment dans la bouche, nous lui avons assigné un repère local orthonormé direct:

$$(R, \vec{e}_{x'}, \vec{e}_{y'}, \vec{e}_{z'})$$

L'origine de ce repère est confondue avec le centre de la base de l'aliment. Les coordonnées de ce point R dans le repère global sont définies par le vecteur \vec{OR} suivant:

$$\vec{OR} = 91.59\vec{e}_x - 71.40\vec{e}_y + 0.056\vec{e}_z \quad (4.4)$$

Les axes X' et Y' sont dans le plan de la base, tels que $\vec{e}_{y'} = -\vec{e}_z$. L'axe Z' est confondu avec l'axe du cône. La Figure 4.4 montre l'orientation de ce repère local par rapport au repère global dans la position initiale de l'aliment.

Pour rappel, les axes du repère global sont tels que l'axe \vec{e}_x correspond à l'axe antéro-postérieur négatif dans la direction homonyme, l'axe \vec{e}_y à l'axe longitudinal positif dans la direction inféro-supérieure et l'axe \vec{e}_z à l'axe transversal positif de gauche à droite. Dans ces conditions, il est évident que l'aliment est positionné en avant de la mâchoire comme illustré sur la Figure 4.5.

Les deux bases sont liées par les relations :

$$\begin{aligned} \vec{e}_{x'} &= 0.6\vec{e}_x + 0.8\vec{e}_y \\ \vec{e}_{y'} &= -\vec{e}_z \\ \vec{e}_{z'} &= -0.8\vec{e}_x + 0.6\vec{e}_y \end{aligned}$$

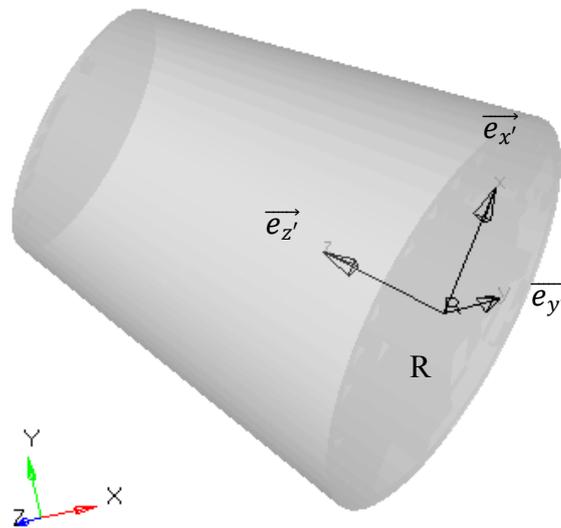


Figure 4. 4 : Repère local

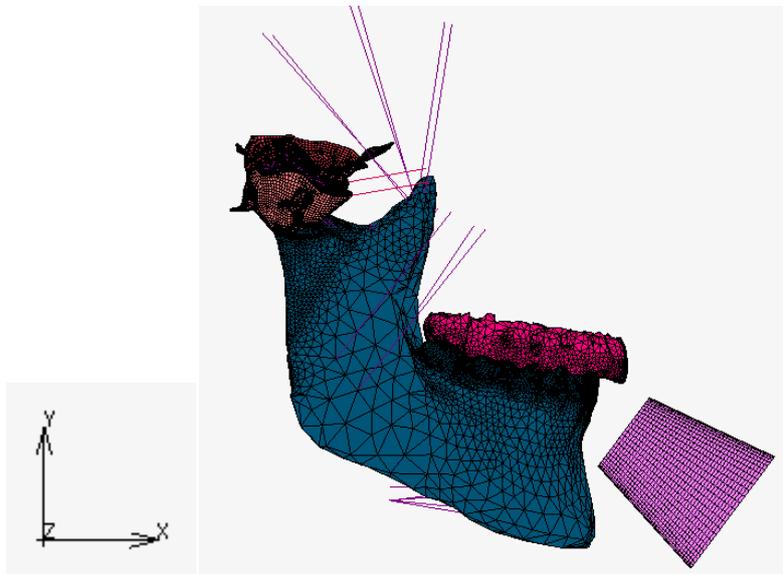


Figure 4. 5 : Position initiale de l'aliment par rapport à la mâchoire

2.5 LES CONDITIONS AUX LIMITES

Le chargement du modèle est effectué en quatre étapes :

La première phase du chargement correspond à l'ouverture modérée de la mandibule telle qu'elle a été modélisée précédemment. Durant cette étape, l'aliment reste dans sa position initiale (en avant de la mandibule) définie plus haut afin de ne pas gêner le mouvement. Tous les degrés de liberté de l'aliment sont fixes ($U_x=U_y=U_z=0$).

La deuxième étape consiste à venir positionner l'aliment dans la bouche ouverte. L'orientation de l'aliment est choisie de telle manière que le vecteur défini par les points du premier contact

entre les incisives supérieures et inférieures soit perpendiculaire à l'axe du cône représentant l'aliment. La translation de l'aliment est effectuée dans le repère local de manière à obtenir une morsure avec un espace interincisal de 26mm. Les composantes du vecteur translation sont les suivantes :

$$\begin{aligned}U_{x'} &= -5.41mm \\U_{y'} &= 0mm \\U_{z'} &= -27.08mm\end{aligned}$$

Durant la troisième phase, la mandibule se referme jusqu'au contact avec le cône et la quatrième étape modélise la morsure de l'aliment. Au cours de ces deux dernières étapes, les conditions aux limites sur l'aliment sont identiques. Le plan de symétrie d'aliment, d'équation $y'=0$, est bloqué selon son vecteur normal :

$$U_{y'} = 0$$

et quelques nœuds situés sur le diamètre de la base en $x'=0$ sont bloqués dans la direction $U_{z'}$. Ces conditions aux limites permettent de maintenir l'aliment en position antéro-postérieure durant la morsure tout en lui laissant un degré de liberté de rotation autour de l'axe y' . La Figure 4. 6 illustre ces conditions aux limites pour ces deux dernières étapes.

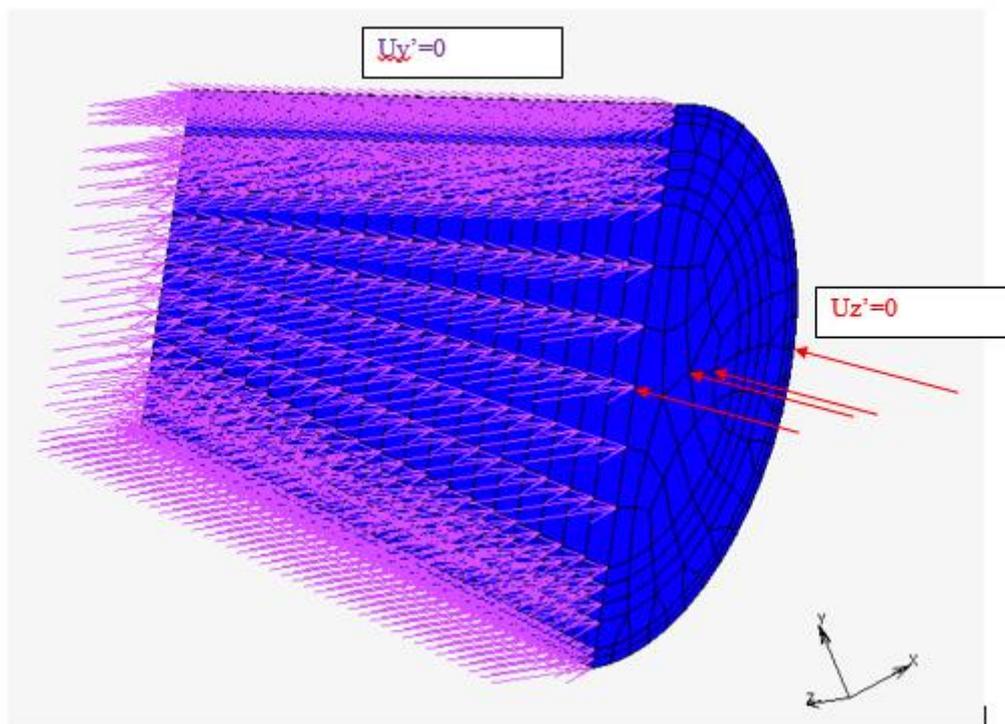


Figure 4. 6 : Conditions aux limites de l'aliment dans les phases 3 et 4

3 MODELISATIONS DES ACTIONS MUSCULAIRES

Comme il a été spécifié dans le paragraphe précédent, le chargement s'effectue en quatre phases pour les deux configurations étudiées, saine (CS) et restaurée par prothèse (CP). Les modèles sont en position initiale d'occlusion comme dans les modélisations du cycle d'ouverture/fermeture discuté dans le chapitre précédent.

La première phase correspond à l'ouverture modérée déjà présentée dans le chapitre 3. Les deux modèles musculaires étant identiques, les mêmes stimulations sont assignées aux onze paires de muscles pour cette première phase. Elle est réalisée sur la même plage de temps que précédemment ($0 < t < 1.3$). Les calculs sont effectués en élasticité statique, la notion du temps employée ne correspond pas au temps physique, de ce fait aucune unité n'est associée à cette variable.

La seconde phase correspond à la mise en place de l'aliment dans la bouche. Durant cette phase, la mandibule demeure immobile. Afin de maintenir l'ouverture pendant la mise en place de l'aliment ($1.3 < t < 1.4$), les stimulations des muscles sont maintenues constantes, c'est-à-dire $\theta_{muscles}(1.3) = \theta_{muscles}(1.4)$. Durant ce temps, le déplacement est assigné à tous les nœuds de l'aliment comme décrit dans la section précédente.

La troisième phase consiste à venir mettre en contact la mandibule avec l'aliment. C'est le début de la fermeture qui a été reprise jusqu'à la distance interincisale souhaitée. Cette phase correspond à $1.4 < t < 1.7$ avec un pas de temps constant de 0.1.

La quatrième phase correspond à la morsure de l'aliment. Durant cette phase d'une durée de 0.8, les stimulations des muscles abaisseurs restent constantes afin de maintenir leurs longueurs inchangées, tandis que, pour les muscles élévateurs, elles varient linéairement entre $t=1.7$ et $t=2.5$, et de telle sorte que $\theta_{élevateurs}(1.7) > (\theta_{élevateurs}(2.5) = 0)$

La figure 4.7 montre les stimulations musculaires de deux muscles, un élévateur (Masséter profond) et un abaisseur (Digastrique). Il est possible de distinguer les quatre phases.

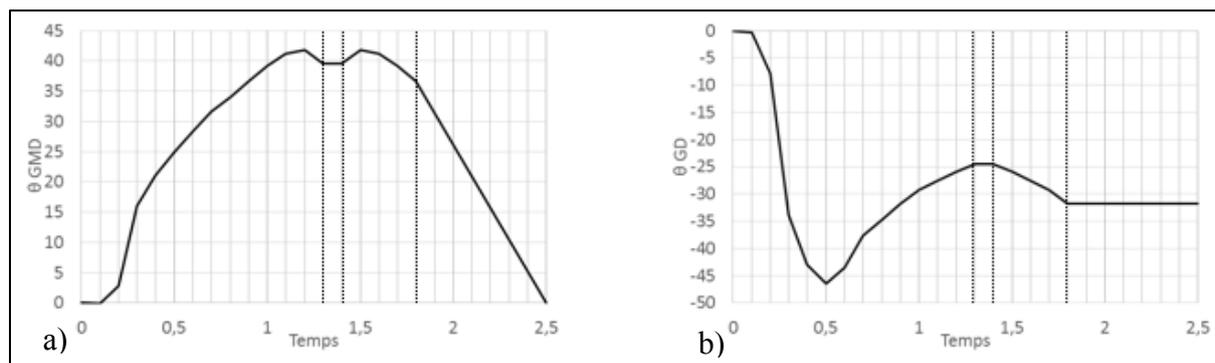


Figure 4. 7 : Stimulus d'un muscle (a) élévateur, (b) abaisseur

4 LES RESULTATS

La section résultats s'organisera en deux grandes parties. La première sera consacrée à la comparaison des modèles sain et avec prothèse dans le cas de l'ouverture modérée. La seconde portera sur la comparaison entre ces modèles dans le cas de la morsure d'aliment.

Afin de simplifier la lecture, des règles sont établies sur la mise en forme des courbes tracées.

- Les résultats du cas sain sont tracés en pointillé tandis que ceux du cas restauré par prothèse en trait plein,
- Les résultats concernant le côté gauche sont tracés en rouge tandis que ceux du côté droit en bleu,
- Les tracés des résultats de l'aliment 1 sont identifiés par des marqueurs de formes triangulaires,
- Les tracés des résultats de l'aliment 2 sont identifiés par des marqueurs de formes carrées,
- Les tracés des résultats de l'aliment 3 sont identifiés par des marqueurs de formes rondes.

4.1 OUVERTURE/FERMETURE MODEREE

Malgré une assignation identique des stimulations musculaires pour les 2 modèles, une légère modification de l'orientation et de la longueur des muscles s'est opérée, conséquence d'une occlusion différente. La comparaison des résultats obtenus met en évidence l'incidence de ces changements. Pour les deux simulations, le maximum de l'ouverture est atteint à $t=1.3$ correspondant à la fin de la première phase.

4.1.1 Cinématique de la mandibule

4.1.1.1 Les trajectoires condyliennes

Globalement, une réponse plus symétrique est obtenue dans le cas (CP) que pour (CS). En effet, comme nous pouvons le constater sur la figure 4.8, les condyles droit et gauche ont des trajectoires très proches. La mise en place de la prothèse a rendu les mouvements condyliens plus équilibrés. On remarque des différences de trajectoires entre les deux modèles, surtout du côté droit. Le tableau 4.3 résume ces déplacements à $t=1.3$.

Tableau 4. 3 : Déplacement U_x et U_y des condyles à $t=1.3$

	Condyle droit		Condyle gauche	
	Cas Sain	Cas Prothésé	Cas Sain	Cas Prothésé
U_x (mm)	8.24	9.97	8.91	9.61
U_y (mm)	-7.82	-7.05	-7.31	-7.90

On peut constater que l'avancée du condyle droit dans la configuration (CP) est de 1.73mm plus importante que dans (CS). Par contre il descend moins que le condyle sain d'environ 0.77mm. Pour le condyle gauche, ces différences sont plus faibles, à savoir de 0.7mm et -0.59mm, respectivement. Ces chiffres montrent un mouvement plus symétrique de la mandibule avec prothèse. Ceci est sans doute dû à la "symétrisation" de la position initiale des condyles liée au changement de l'occlusion introduite par les chirurgiens-dentistes. Il est également intéressant de constater que, pour les deux configurations, les condyles ne reviennent pas à leurs positions de départ. En effet, ils reculent dans les deux cas d'environ 1.7mm. Une légère remontée finale, de l'ordre de 0.3mm, est constatée pour (CP) contrairement à (CS) affichant un abaissement du condyle gauche environ de la même valeur de -0.3mm.

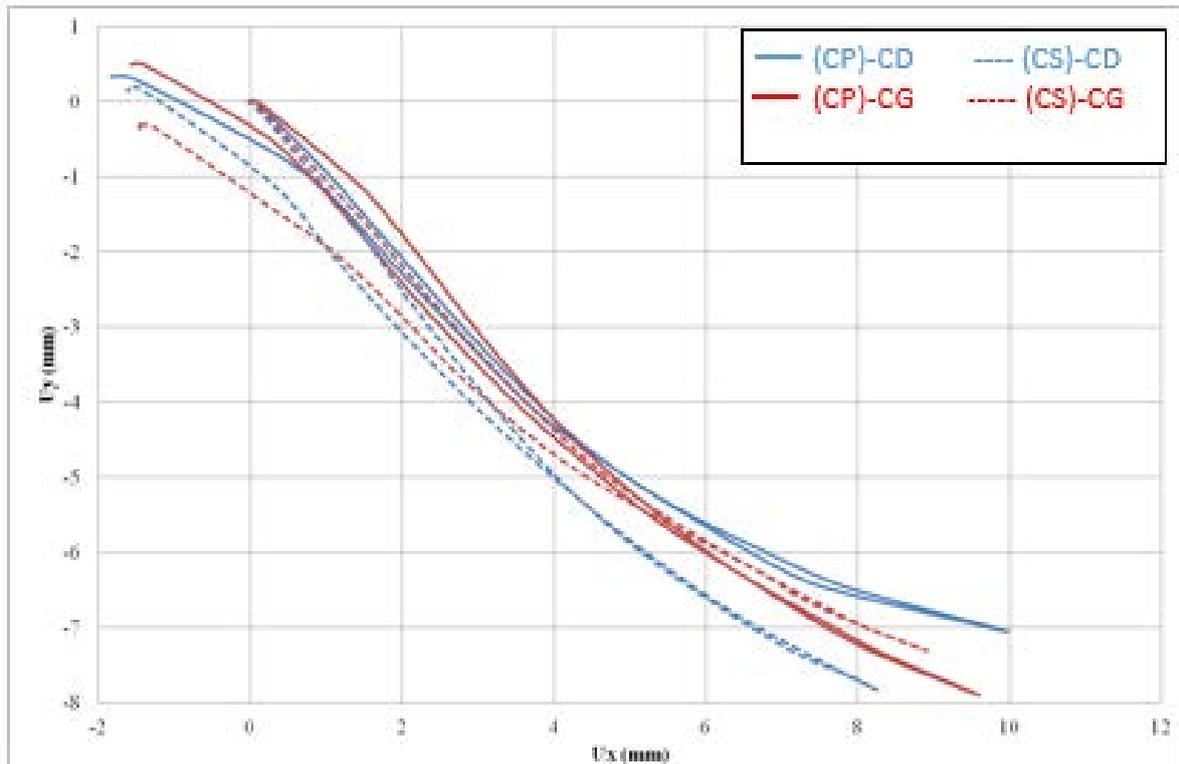


Figure 4. 8 : Comparaison des trajectoires condyliennes

4.1.1.2 Les trajectoires du point mentonnier

Le point incisif inférieur étant modifié dans (CP), la comparaison des trajectoires des cas (CS) et (CP) est basée sur l'analyse du mouvement du point mentonnier qui reste le même dans les deux configurations. La figure 4.9 montre les trajectoires de ce même point. Le recul du menton est considérablement plus faible dans (CP) que dans (CS), à savoir -27.7mm contre -33.5mm. Les points mentonniers s'abaissent d'une manière semblable pour les deux configurations, d'environ -27.5mm. Il en résulte que la modification de la position des disques dans (CP) a amplifié le mouvement de rotation de la mandibule. De plus, la trajectoire du menton dans (CS) est caractérisée par une boucle d'hystérésis, traduisant un chemin différent de ce point en ouverture et en fermeture. Cette boucle d'hystérésis a pratiquement disparu dans (CP).

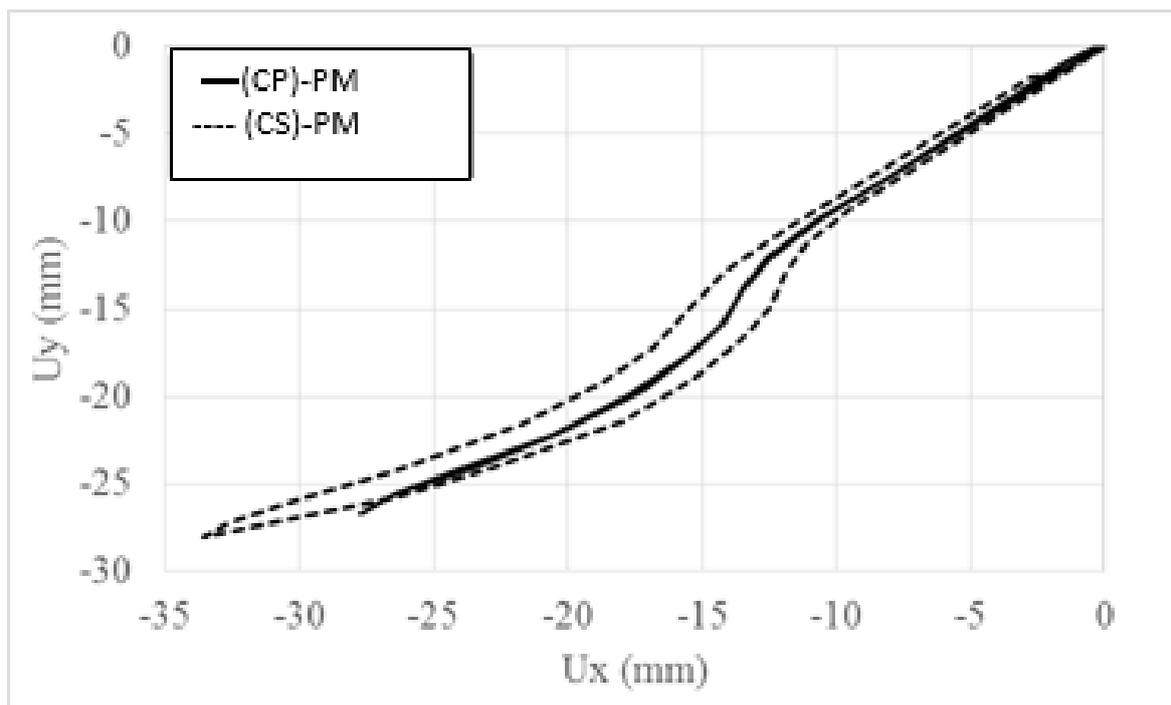


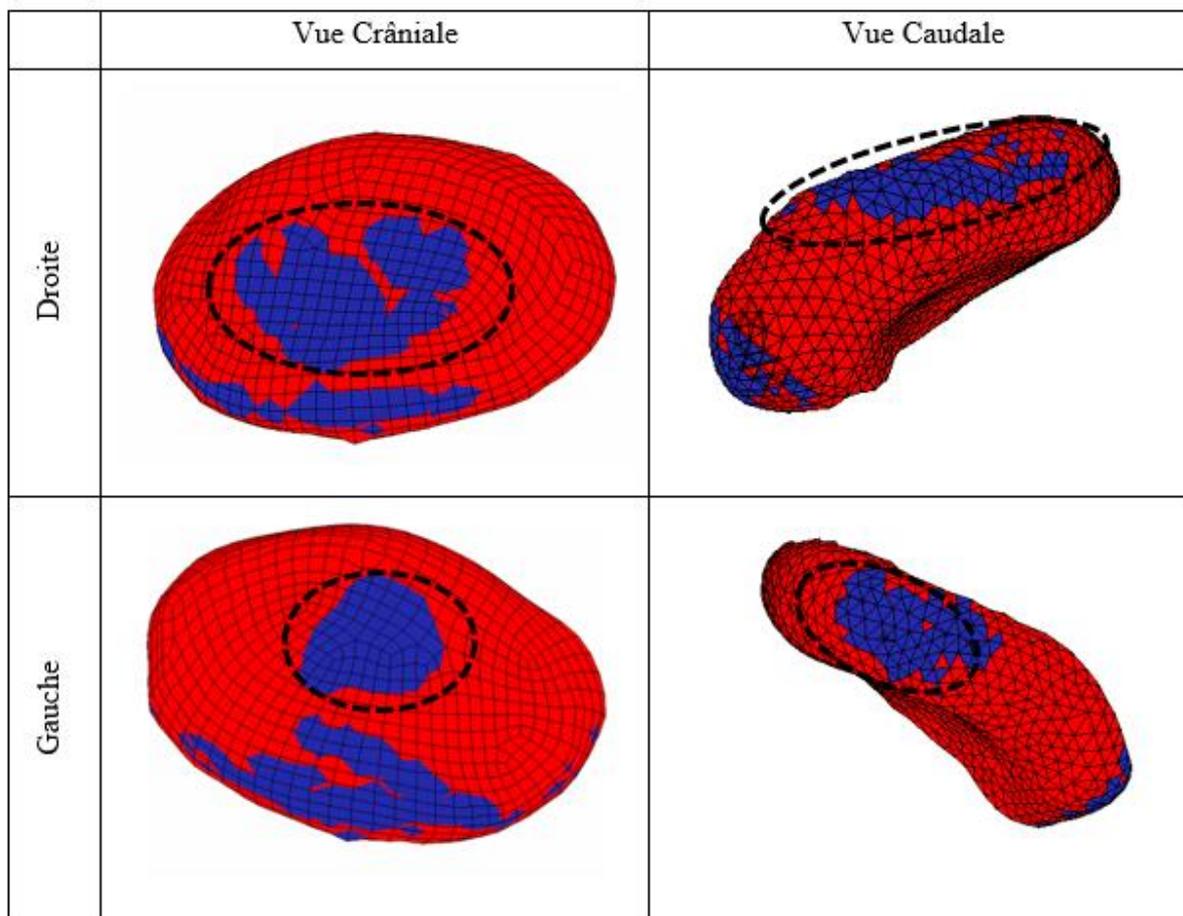
Figure 4. 9 : Comparaison des trajectoires du point mentonnier

Nous venons de voir que la cinématique de la mandibule est modifiée par la mise en place d'une prothèse. Nous nous interrogerons désormais sur les conséquences de ces modifications au niveau des forces de contact et les champs mécaniques dans les ATMs.

4.1.2 Les zones de contact

Les zones de contact lors du mouvement d'ouverture/ fermeture du cas (CS) ont été présentées dans le chapitre précédent. Nous visualisons ici uniquement ces dernières pour le cas (CP). Le tableau 4.4 visualise ces zones de contact au niveau des ATMs à l'instant $t=1.3$. Les zones entourées en pointillé correspondent aux interfaces disques/fosses et condyles/disques. Les autres zones de contact sont celles à l'interface disques/capsules et condyles/capsules. Elles ne sont pas concernées par cette discussion. Les zones génératrices de pressions importantes dans les ATMS sont celles présentes au niveau des disques. On remarque que les zones de contact sont plus importantes du côté droit que du côté gauche, aussi bien à l'interface disque/fosse qu'à l'interface disque/condyle. En effet, elles sont d'environ 41mm^2 à l'interface disque/fosse droite contre environ 22mm^2 à gauche. Au niveau de l'interface condyle/disque, les zones de contact sont d'environ 25mm^2 des deux côtés.

Tableau 4. 4 : Zones de contact aux interfaces disque/fosse et disque/condyle, $t=1.3$ (CP)



En comparaison avec les zones de contact de (CS), elles sont légèrement plus importantes du côté droit mais, en revanche, du côté gauche on constate une augmentation de plus de 100% de leur surface. Une zone de contact plus importante sur le disque témoigne d'une meilleure stabilité de ce dernier, ce qui montre que la mise en place de la prothèse a augmenté la stabilité des disques. Dans ces conditions, nous pouvons nous interroger sur les conséquences de la modification de ces surfaces sur les forces condyliennes et par conséquent sur les contraintes dans les ATMs.

4.1.3 Les forces condyliennes

La Figure 4.10 montre les forces condyliennes au cours du cycle d'ouverture/fermeture modérée dans les cas (CS) et (CP). Globalement, nous constatons une évolution différente de ces forces lors de l'ouverture et de fermeture. Les courbes restent plus symétriques, par rapport à l'instant $t=1.3$, dans le cas (CP) expliquant la diminution de la boucle d'hystérésis concernant le mouvement du point mentonnier. De la même manière que les zones de contact, les forces condyliennes sont plus importantes à droite dans (CP) que dans (CS). Dans les deux

simulations, la force maximale de contact à l'interface condyle/disque est atteinte à $t=1.3$. Cette force de contact à droite est de 6.06N dans le cas sain et 6.92N dans (CP), ce qui représente une augmentation de 14.2%. A gauche, cette force de contact est de 6.86N dans le cas (CS) et de 7.07N dans le cas (CP). Ces forces sont pratiquement identiques car la différence enregistrée est de l'ordre de 3.1%. L'augmentation de la force condylienne droite conduit à un rééquilibrage entre les deux côtés. Elle peut s'expliquer par la solution prothétique recherchée par les dentistes. Il est important de souligner qu'ils ne connaissent pas la dentition de l'arcade inférieure du cas sain. Ils ont recherché une position centrée des condyles. Il se trouve que la position des condyles chez la personne dentée n'était pas centrée, provoquant un déséquilibre des forces condyliennes dans (CS). Nous reviendrons sur cette asymétrie un peu plus loin dans ce chapitre.

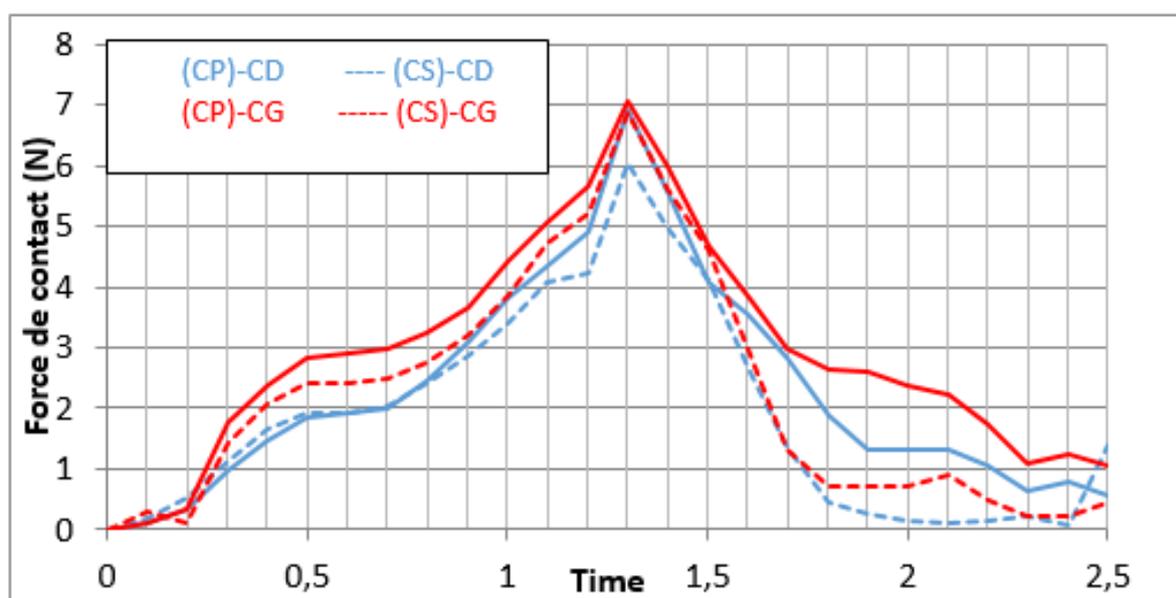


Figure 4. 10 : Comparaison des forces de contact à l'interface condyle/disque

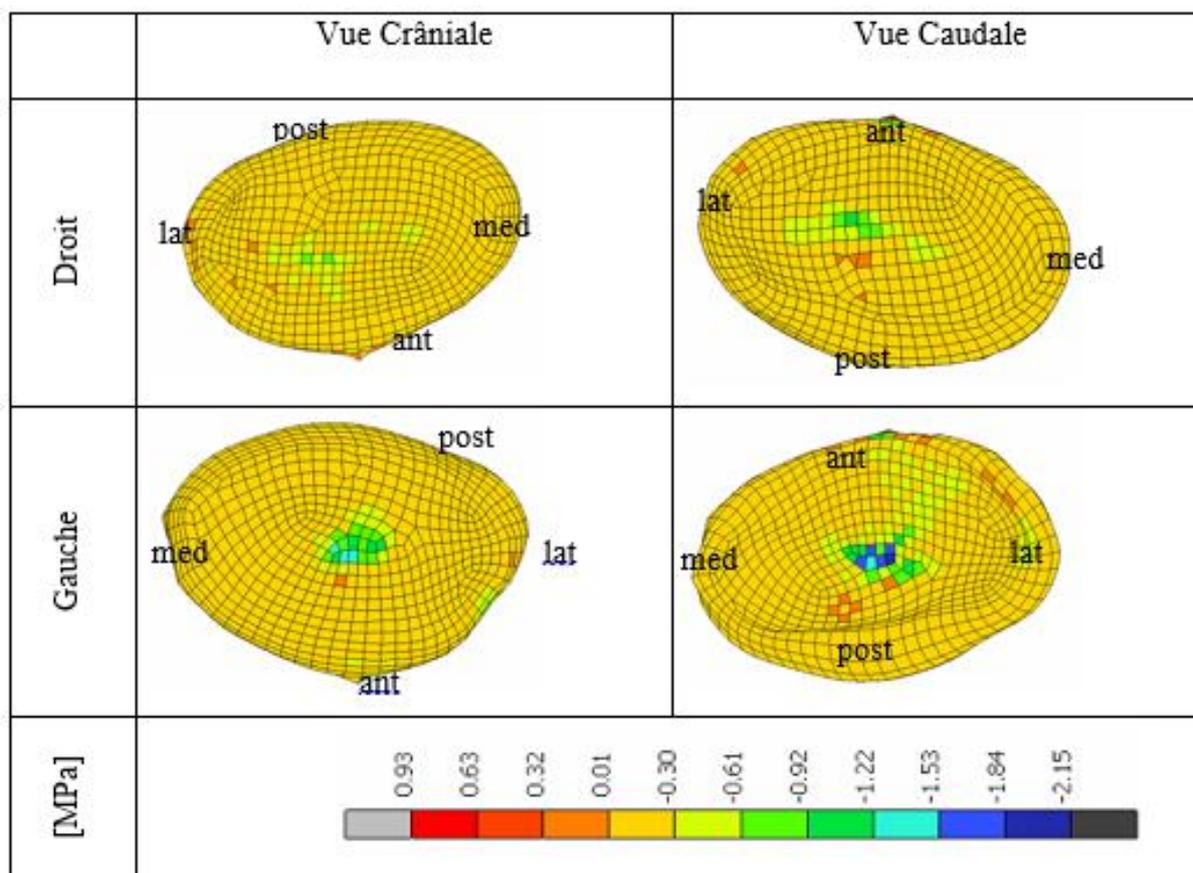
4.1.4 Etats de la contrainte principale minimale

Au cours d'un mouvement d'ouverture/fermeture de la mâchoire, les disques et les cartilages sont sollicités majoritairement en compression. De ce fait, les contraintes maximales de compression sont analysées dans les différents composants des ATMs, à savoir dans les disques, cartilages et capsules.

4.1.4.1 *Dans les disques*

Les contraintes maximales de compression apparaissent à l'ouverture maximale dans la zone intermédiaire des disques sur la face inférieure en contact avec le condyle. Dans le cas de la configuration édentée, le maximum de ces contraintes apparaît du côté gauche avec une amplitude de 2.15MPa. Du côté droit, cette amplitude est de 0.92MPa. Le tableau 4.5 montre la distribution de ces contraintes dans les disques pour le cas (CP), celles du cas (CS) ont été présentées précédemment dans le chapitre 3.

Tableau 4. 5 : Contrainte Minimale Principales dans les disques, $t=1.3$, (CP)

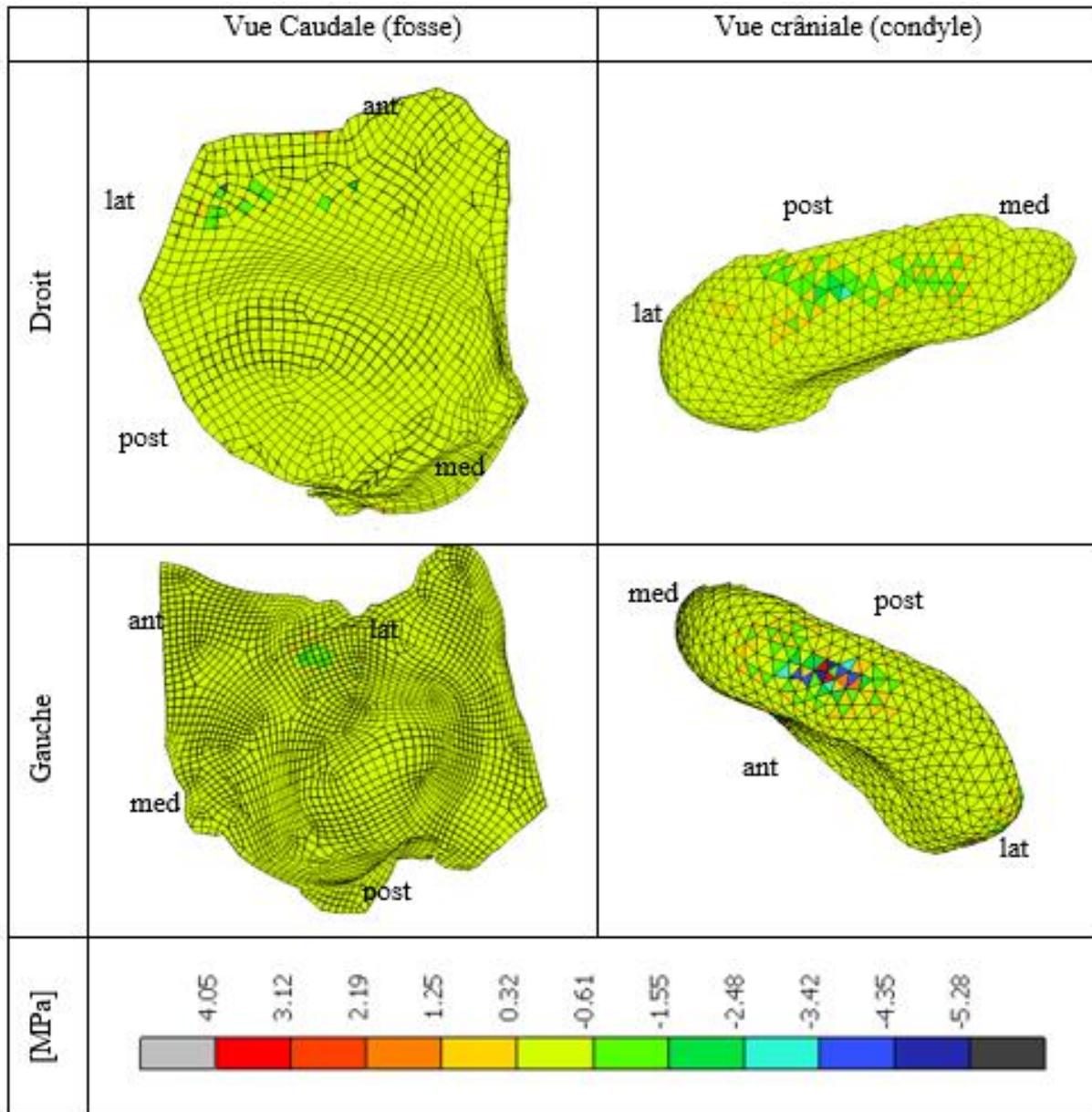


4.1.4.2 *Dans les cartilages*

Les contraintes minimales principales sont plus élevées dans le cartilage que dans les disques qui, cependant, sont constitués des mêmes matériaux. Dans (CP), les contraintes maximales de compression sont de -2.77MPa et de -5.88MPa dans le cartilage recouvrant respectivement les condyles droit et gauche. Ces mêmes contraintes, dans le cartilage recouvrant la fosse, sont de -4.09MPa (respectivement -1.87MPa) du côté droit (respectivement gauche). Le tableau 4.6 montre les cartes de contraintes dans les cartilages. Les zones de compressions maximales sur le cartilage sont situées sur la partie antérieure latérale des fosses

et centrale sur les condyles. Cette répartition montre que le disque est en position centrée sur la tête du condyle pour une ouverture interincisale de 30 mm et que les disques prennent appui sur la partie latérale des fosses condyliennes.

Tableau 4. 6 : Contrainte Minimale Principale dans les cartilages, $t=1.3$, (CP)



4.1.4.3 Comparaison entre les deux configurations et la littérature

Nous pouvons constater une modification des champs de contraintes entre les deux configurations (CS) et (CP). Bien que les deux modèles aient la même stimulation musculaire, nous avons remarqué une différence de cinématique de la mandibule causée par la modification de l'occlusion. Un rééquilibrage des forces condyliennes s'est opéré. Au niveau des contraintes de compression dans les disques et les cartilages, des valeurs plus importantes ont été trouvées

dans les condyles atteignant -2.15MPa du côté gauche dans (CP) contre -1.74MPa dans (CS) du même côté, alors que les forces sur les condyles sont quasi identiques. Ce phénomène peut s'expliquer par les différences constatées au niveau des zones de contact. Afin de vérifier les résultats, une comparaison est effectuée avec ceux de la littérature. Peu d'études analysent les contraintes de compression dans les composants articulaires et encore moins lors de l'ouverture. Cependant, dans leur article, Perez del Palomar al. [17] ont mentionné les contraintes principales minimales dans les disques articulaires pour une ouverture maximale. Le chargement consiste en un déplacement imposé au condyle avec un abaissement de -4.5mm et une avancée de 9.5mm , une avancée comparable à nos modèles (CS) et (CP) mais un abaissement beaucoup plus faible. A la fin du chargement, la contrainte principale minimale relevée par Perez del Palomar al. [17] dans le disque est de -8.5MPa . Elle apparaît dans la zone intermédiaire du disque. Ce niveau de contraintes est plus important que dans la présente étude, cela peut s'expliquer par les différences entre les deux modélisations. Tout d'abord, les conditions aux limites sont différentes. Dans [17], seul un côté de l'articulation temporo-mandibulaire est modélisé, prenant en compte un condyle, une fosse, un disque et les ligaments collatéraux. Le déplacement est directement imposé au condyle tandis que la fosse temporale est considérée fixe. De plus, dans le même article, une loi de comportement poro-visco-élastique est associée aux disques. Cependant, malgré ces différences, les localisations des contraintes sont les mêmes, le maximum apparaît dans la partie intermédiaire de la surface inférieure. Cette position des contraintes maximales dans les disques vient du fait que le condyle a une courbure de surface de contact plus importante que la fosse, concentrant les forces sur une surface plus faible.

4.1.5 La contrainte de von Mises

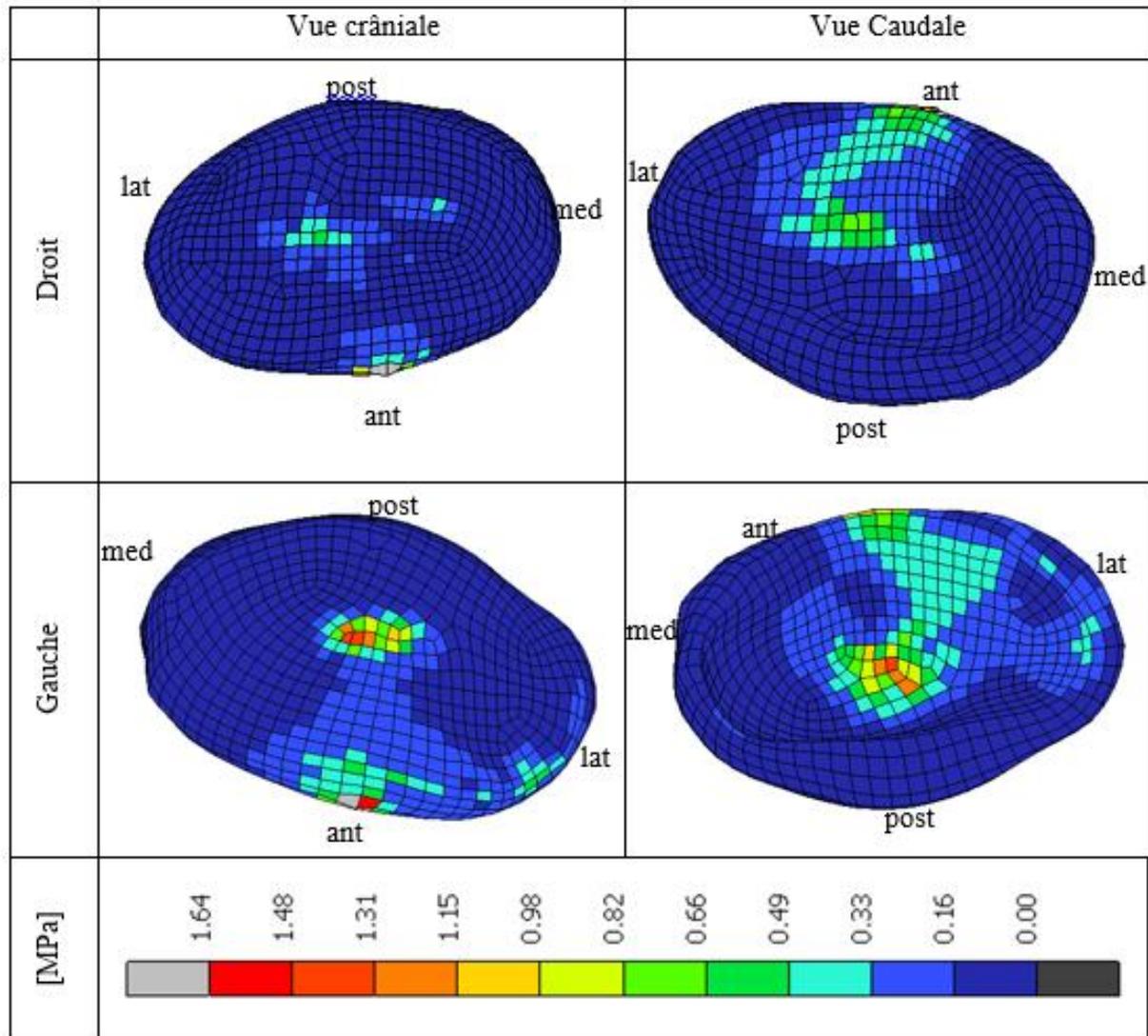
Dans de nombreuses publications analysant le comportement des ATMs via la méthode des éléments finis, ce sont les contraintes de von Mises qui sont analysées dans différents constituants [20,45]. Ici, ces contraintes sont analysées dans les disques, cartilages et capsules. La zone d'insertion du muscle Ptérygoïdien supérieure est exclue de l'analyse car ce sont les sollicitations dues exclusivement au contact qui nous intéresse ici.

4.1.5.1 *Dans les disques*

A $t=1.3$, les contraintes de von Mises dans les disques sont réparties de la manière suivante. Elles atteignent 1.64MPa et 0.82MPa , respectivement dans le disque gauche et droit, à l'interface disque/fosse. Pratiquement les mêmes valeurs apparaissent à l'interface disque/condyle. Le tableau 4.7 montre les cartes des contraintes de von Mises dans les disques

du côté de la fosse et des condyles. Les maxima de la contrainte équivalente sont localisés au même niveau que les contraintes de compression.

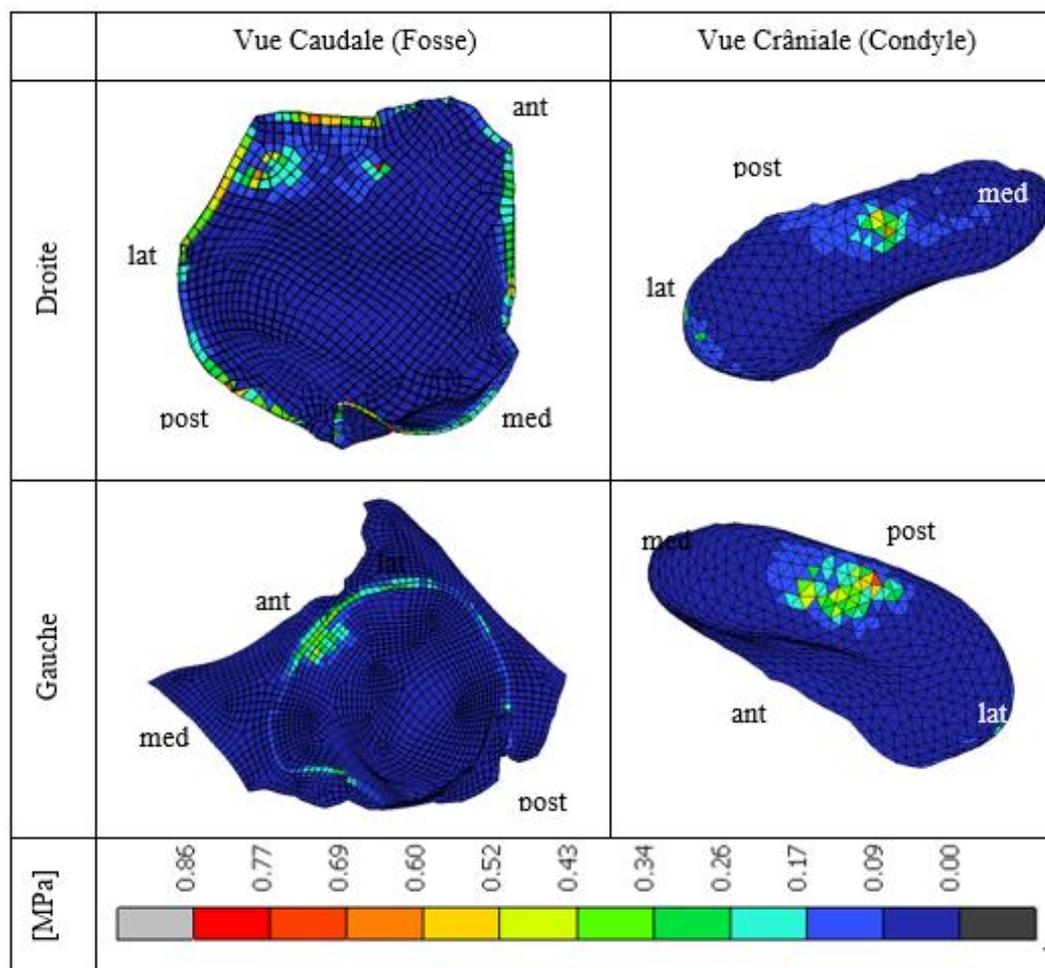
Tableau 4. 7 : Contrainte de von Mises dans les disques, $t=1.3$, (CP)



4.1.5.2 Dans le cartilage

Les contraintes maximales de von Mises dans les couches de cartilage sont plus faibles que celles relevées dans les disques. Dans les couches de cartilage recouvrant les condyles, elles sont de 0.70MPa et 0.62MPa respectivement à gauche et à droite. Dans les couches recouvrant les fosses, elles sont respectivement de 0.86MPa et 0.53MPa. Le tableau 4.8 montre la distribution de ces contraintes dans les couches de cartilage à l'instant $t=1.3$ dans le cas (CP). Au niveau des condyles, les contraintes sont localisées dans les parties centrales, tandis qu'au niveau des fosses, elles sont localisées dans la partie antérieure-latérale à droite et antérieure à gauche.

Tableau 4. 8 : Contrainte de von Mises dans les couches de cartilage, $t=1.3$, (CP)



4.1.5.3 Comparaison entre les deux configurations et la littérature

De même que pour les contraintes de compression, des valeurs des contraintes de von Mises plus élevées ont été relevées dans la configuration (CP) à l'ouverture maximale. Les contraintes de von Mises étaient de 1.46 MPa dans (CS) pour le disque gauche tandis qu'elles sont de 1.64MPa dans ce même disque pour la configuration (CP). Dans les couches de cartilages, des contraintes moins élevées ont été repérées dans (CP) de l'ordre de 0.86MPa contre 4.89MPa dans (CS). Cependant la contrainte de von Mises maximale déterminée dans (CS) est très locale. Bien que des différences aient été constatées, les ordres de grandeurs dans les deux configurations sont identiques. Afin de vérifier la validité des résultats, une comparaison peut être effectuée avec les données de la littérature. Plusieurs études analysent les contraintes de von Mises dans les disques pour des ouvertures modérées. Cependant, les conditions aux limites et les lois de comportement utilisées sont différentes à celles choisies dans ce travail. Par exemple, Aoun [45] modélise le mouvement d'ouverture en 2D en imposant un déplacement au condyle. Une loi hyper élastique de Mooney-Rivlin a été utilisée dans cette thèse. De plus,

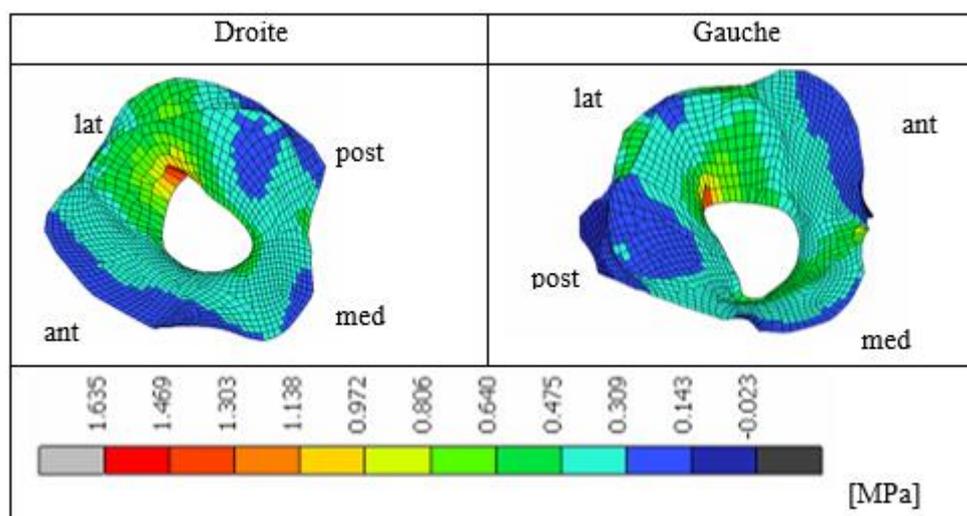
la couche de cartilage n'était pas prise en compte. A l'instant $t=1.4s$ de l'étude de Aoun, le condyle avance de 8mm et s'abaisse de -6mm. Ce sont les valeurs les plus proches de celles qu'on obtient dans nos modélisations. A cet instant, les contraintes maximales de von Mises, localisées au centre du disque, atteignaient 7.13MPa.

Dans la publication de Savoldelli et al. [44], les contraintes maximales de von Mises sont de l'ordre de 5MPa pour une distance interincisale de 8mm. Ces contraintes sont beaucoup plus élevées que celles relevées par nos modèles qui ne dépassent pas 1.64MPa dans les disques. Cette différence peut s'expliquer par des conditions aux limites différentes et également par la présence d'une couche de cartilage dans nos simulations. Dans le travail de Savoldelli et al. [44], la loi de comportement associée aux disques est de type élastique linéaire avec un module de Young de 40MPa et un coefficient de Poisson de 0.4.

4.1.6 Déformation maximale principale dans les capsules

De la même manière que dans le cas sain, la capsule travaille essentiellement en traction. Le niveau de déformation des capsules est plus important dans la configuration (CP) que dans (CS). En effet, la déformation maximale est de 160% au niveau de la jonction entre la capsule et le condyle dans (CP), voir tableau 4.7, contre 120% dans (CS). Les graphes de la figure 4.7 montrent que les condyles avancent plus dans la configuration (CP). Les capsules étant reliées aux condyles, cette augmentation de l'avancée des condyles provoquent des déformations plus importantes au sein de ces dernières.

Tableau 4. 9 : Déformation Maximale Principales des capsules, $t=1.3$, (CP)



4.2 LA MORSURE DE L'ALIMENT

4.2.1 Mise en place de la morsure

La morsure est réalisée sur trois types d'aliments dans deux configurations, saine (CS) et avec prothèse (CP). L'initiation de la morsure est effectuée au même instant dans les six modélisations, à savoir à l'instant $t=1.72$ correspondant à l'incrément 18. La morsure est réalisée au niveau du plan de symétrie $Uy'=0$ sur un diamètre d'aliment de 26.7mm. Tous les modèles ont divergé à des instants différents en fonction de la déformation de l'aliment atteinte. Pour faciliter la comparaison des résultats, nous introduisons la notion de l'écrasement d'aliment e , représenté sur la Figure 4. 11 et défini par l'équation suivante :

$$e(t) = d_0 - d(t)$$

où d_0 est la distance entre les deux points de contact aliment/incisive inférieure et aliment/incisive supérieure estimée à l'instant $t=1.72$. $d(t)$ correspond à la distance entre ces mêmes points de contact des incisives avec l'aliment à un instant quelconque t de la morsure.

Le tableau 4. 10 ci-dessous résume les écrasements maximaux obtenus et les forces de morsure sur l'aliment aux instants de divergence indiqués dans la colonne "Temps".

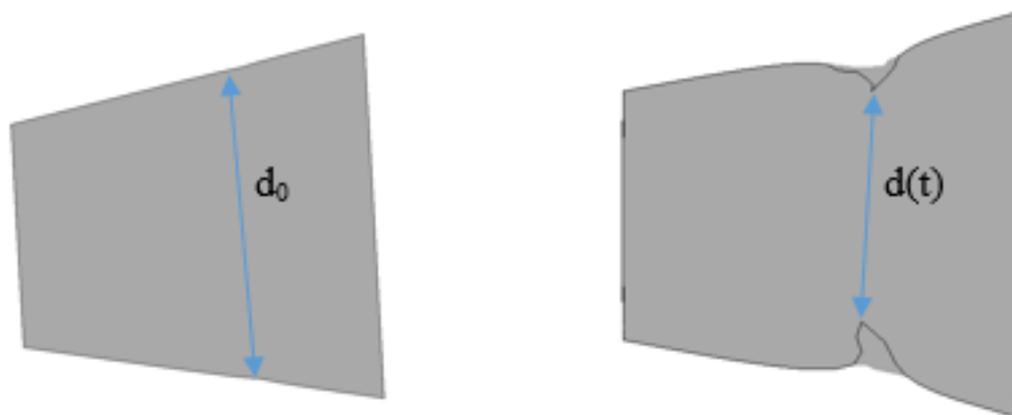


Figure 4. 11 : Définition de l'écrasement de l'aliment

Tableau 4. 10 : Ecrasement maximal et force de morsure sur l'aliment

	aliment 1		aliment 2		aliment 3	
Configuration	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)
Ecrasement (mm)	3.75	3.12	1.70	1.64	1.08	2.02
Temps	2.01	1.94	2.04	2.04	2.03	2.155
Force (N)	12.52	8.51	16.40	17.15	16.72	25.65

On remarque que les forces obtenues sur l'aliment varient de 8.51N à 25.65N en fonction de la raideur de ce dernier. Logiquement, les forces sont moins importantes et l'écrasement plus prononcé sur l'aliment souple. Dans la suite de l'exploitation, les résultats seront présentés en fonction de l'écrasement de l'aliment. La figure 4.12 montre l'évolution des forces sur l'aliment en fonction de cet écrasement.

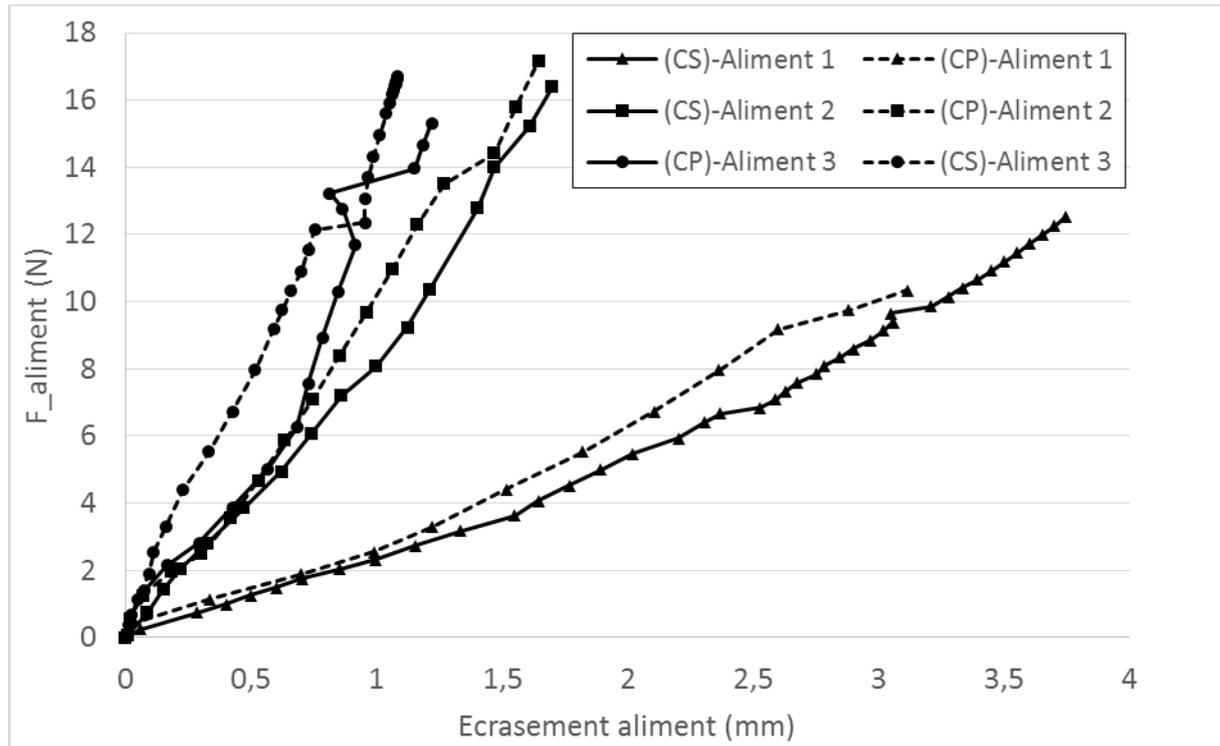


Figure 4. 12 : Evolution des forces de morsures sur les aliments dans les cas (CS) et (CP)

On remarque que les forces maximales ne sont pas obtenues pour une même amplitude d'écrasement. Afin de comparer les positions équivalentes, l'exploitation sera réalisée pour un même écrasement. La plus grande valeur commune de l'écrasement est d'environ 1mm. Elle correspond à l'écrasement maximal obtenu lors de la morsure de l'aliment 3. C'est cette valeur de $e = 1$ qui a été retenue pour la comparaison des champs mécaniques dans les ATMs. Les forces de morsure sur l'aliment pour cet écrasement sont répertoriées dans le tableau 4.11 ci-dessous.

Tableau 4. 11 : Forces de morsure pour un écrasement de 1mm

Configuration	aliment 1		aliment 2		aliment 3	
	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)
Ecrasement (mm)	1	0.99	1	0.96	1.01	1.15
Temps	1.8	1.78	1.9	1.92	2	1.98
Force (N)	2.96	2.56	8.08	9.67	14.97	14

4.2.2 Les trajectoires du point mentonnier

4.2.2.1 Résultats

Pour les deux configurations (CS) et (CP), les mobilités du point mentonnier ont été comparées entre elles. Cette notion de mobilité est reflétée par les composantes U_x et U_y du vecteur de déplacement du point mentonnier.

Les mobilités sont présentées dans la figure 4.13. Seule la phase de morsure ($t > 1.7$) est illustrée. Les déplacements sont tracés en fonction du temps jusqu'aux instants produisant un écrasement d'environ 1mm. Ces instants sont indiqués dans le tableau 4.10.

Les figures 4.13a et 4.13b montrent respectivement les déplacements U_y et U_x du point mentonnier au cours de la morsure de l'aliment 1. On remarque, que le déplacement U_y est différent à $t=1.7$ dans les deux configurations (CS) et (CP). En effet, il est de -23.3 mm dans (CS) contre -22.5mm dans (CP). Cet écart de 0.7mm correspond à la différence de la distance verticale d'occlusion entre les deux configurations. Le déplacement U_x est également impacté par la différence de DVO.

Les figures 4.13c et 4.13d montrent respectivement les déplacements U_y et U_x du point mentonnier lors de la morsure de l'aliment 2. Les déplacements initiaux des points mentonniers sont les mêmes que dans le cas sans aliment ou aliment 1. Lors de l'écrasement de cet aliment, les mobilités sont affectées. La pente des courbes durant le serrage devient moins importante. On remarque que lors de la morsure, le déplacement U_x est constant, c'est-à-dire que la mandibule se referme sans avancer, contrairement à la fermeture sans aliment.

Les figures 4.13e et 4.13f montrent respectivement les déplacements U_y et U_x du point mentonnier lors de la morsure de l'aliment 3. Les pentes des courbes lors de la morsure changent à cause de la raideur plus importante de l'aliment. Les différences notables concernent principalement la composante U_x . Pour cet aliment et particulièrement dans la configuration

(CS), le point mentonnier, après avoir avancé lors du premier incrément de la morsure, recule d'environ 0.5mm au temps $t=2.0$.

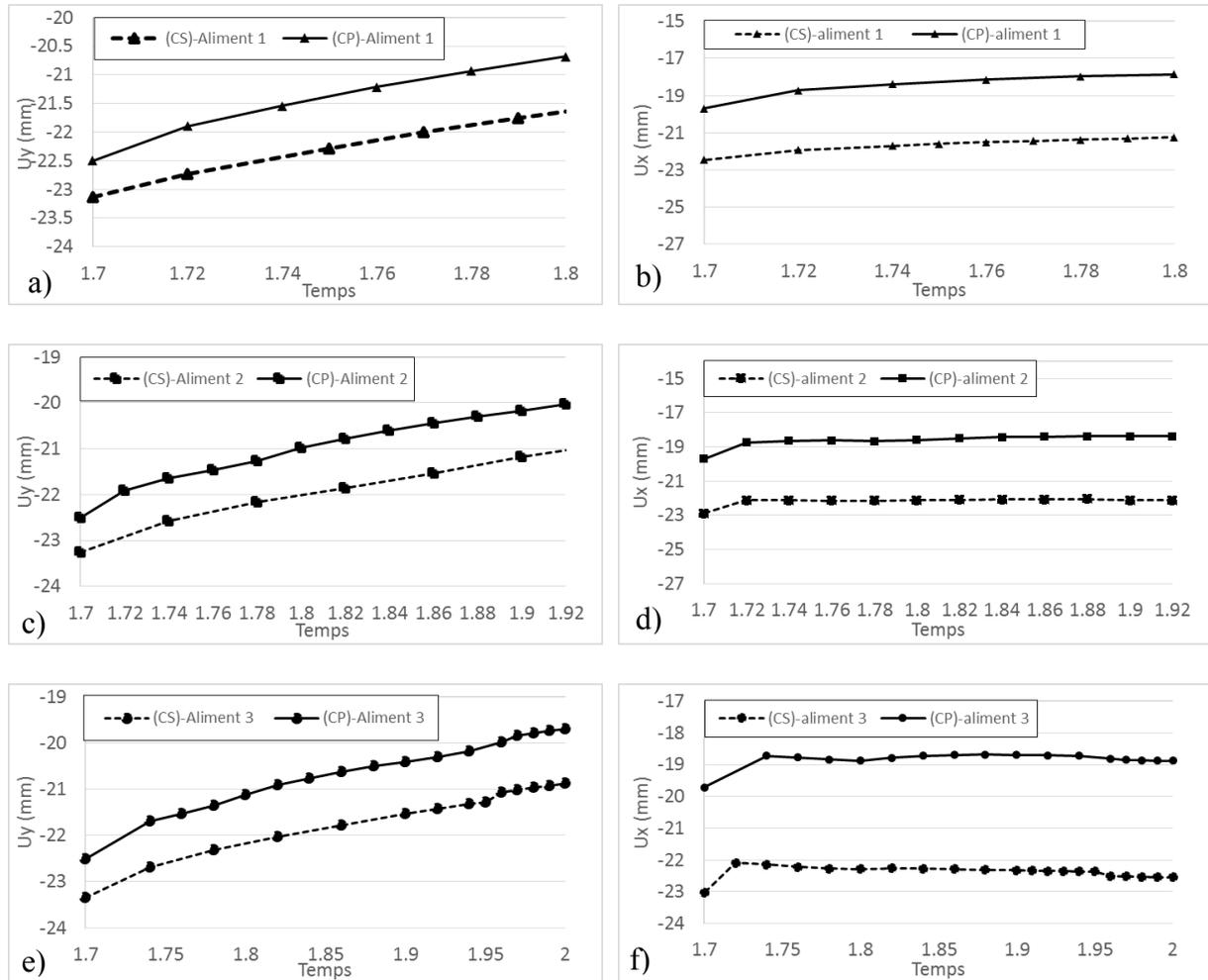


Figure 4.13 : Mobilités U_x et U_y lors de la morsure des aliments

4.2.2.2 Bilan

Les mobilités U_x et U_y d'un point mentonnier lors de la morsure ont mis en évidence l'impact du changement de la dimension verticale d'occlusion à l'initiation de la morsure, à $e=0$. Les courbes des cas (CS) et (CP) sont parallèles dans l'ensemble des simulations, montrant un comportement semblable face à la morsure de l'aliment. Nous avons également remarqué que le déplacement U_x reste constant ou évolue peu tout au long de la morsure montrant une cinématique différente de la mandibule avec ou sans aliment. Pour un même déplacement U_y , la mandibule n'a pas le même déplacement U_x en fonction de la raideur de l'aliment.

Nous pouvons nous interroger sur les conséquences de changements de cinématique lors de la morsure des aliments sur les efforts articulaires.

4.2.3 Les forces condyliennes

Les forces condyliennes lors de la phase d'ouverture étaient présentées dans le chapitre 2. Ici, nous analysons leur évolution lors de la morsure. La Figure 4.14 trace cette évolution en fonction de l'écrasement de l'aliment e pour les trois types d'aliment.

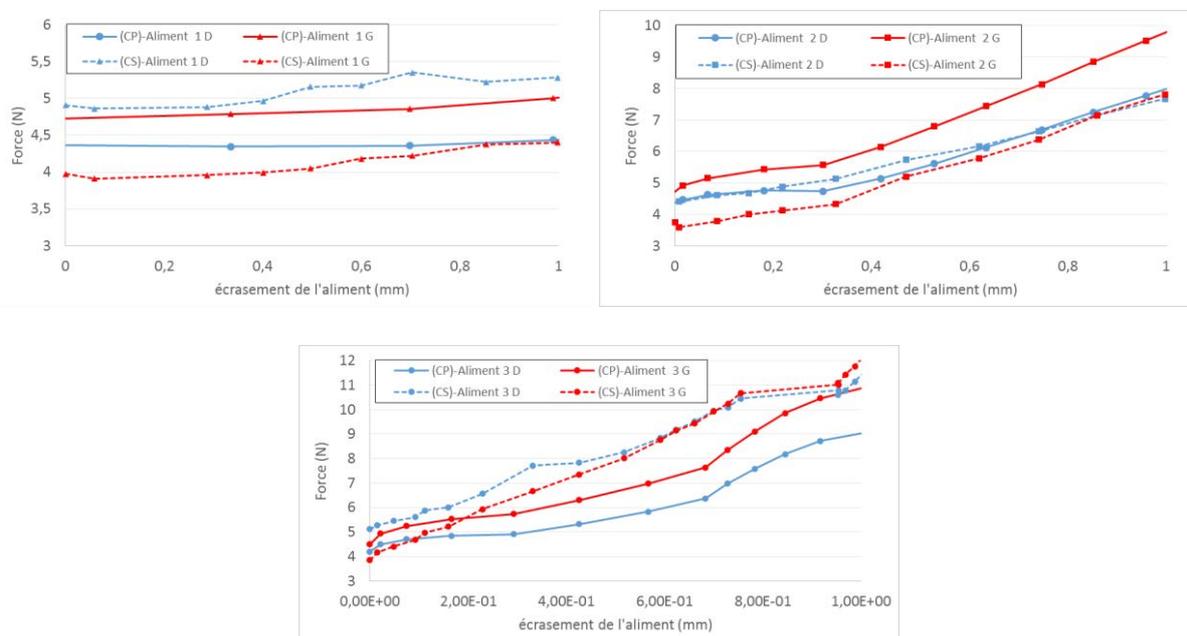


Figure 4. 14 : Evolution des forces condyliennes en fonction de la morsure de a) l'aliment 1, b) l'aliment 2 et c) l'aliment 3

Pour tous les aliments, à l'initiation de la morsure, dans (CS), il existe un déséquilibre entre les côtés droit et gauche. Du côté droit, les forces commencent à 5.1 N contre 4 N à gauche. Dans le cas (CP), au même instant, les forces condyliennes sont de 4.5 N environ à droite et à gauche.

Lors de la morsure de l'aliment 1 jusqu'à un écrasement de 1 mm, les forces restent quasiment stables, en particulier pour la configuration avec prothèse. Peu de différences sont constatées entre les deux configurations.

Dans le cas de l'aliment 2, on remarque que les forces condyliennes convergent vers une même valeur de 7.8 N à la fin de l'écrasement, c'est –à-dire pour $e=1$ mm. Un comportement différent a été observé dans le cas (CP). Les forces sont identiques au premier contact entre les dents et l'aliment et puis s'éloignent l'une de l'autre avec e croissant. Pour $e=1$ elles sont de 7.78 N et 9.52 N respectivement sur le condyle droit et gauche.

Dans le cas de l'aliment 3 – configuration (CS), tout comme pour l'aliment 2, les forces condyliennes convergent vers une même valeur pour un écrasement de 1 mm. Elles atteignent environ 12 N. Dans (CP), la force condylienne à gauche est du même ordre de grandeur que pour (CS) tandis qu'à droite elle est plus faible avec une valeur de 9.57 N.

Afin de voir la répartition des forces de morsure dans les condyles, ces forces sont étudiées en fonction de l'écrasement pour tous les aliments :

Soit F_c la somme des forces condyliennes

$$F_c(e) = F_{CD}(e) + F_{CG}(e) \quad (4.5)$$

où F_{CD} et F_{CG} sont les forces exercées sur les condyles droit et gauche respectivement.

La part de force que chaque condyle récupère est calculée pour $e=0$ et $e=1$. Les résultats sont présentés dans le tableau 4.12. On remarque que les forces condyliennes droite et gauche pour $e=0$ sont plus équilibrées dans la configuration (CP) que dans la configuration (CS). La morsure de l'aliment inverse les tendances. Les forces condyliennes sont plus équilibrées dans (CS) que dans (CP). Le ratio des forces que les condyles reprennent par rapport à la force exercée sur l'aliment $R_{C/A}$ est calculé par la relation suivante :

$$R_{C/A} = \frac{\Delta_c}{F_A(1)} \quad (4.6)$$

où

$$\Delta_c = F_c(1) - F_c(0) \quad (4.7)$$

et $F_A(1)$ est la force sur l'aliment pour $e=1$ mm.

Nous observons également que ce ratio de la force condylienne par rapport à la force de morsure augmente avec la force s'exerçant sur l'aliment. Elle est même supérieure à 1 dans le cas de l'aliment 3. Cela montre que, plus la force sur l'aliment est grande, plus la force musculaire doit être importante pour réussir à le déformer. Ici, nous sommes dans le cas de la morsure d'un aliment au niveau des incisives. Les points d'insertions des muscles élévateurs qui participent à la morsure étant plus proches des condyles que des incisives, les forces générées au niveau des ATM sont plus importantes que celles générées au niveau des incisives. Le graphe sur la figure 4.15 montre qu'il s'agit d'une dépendance quasi linéaire.

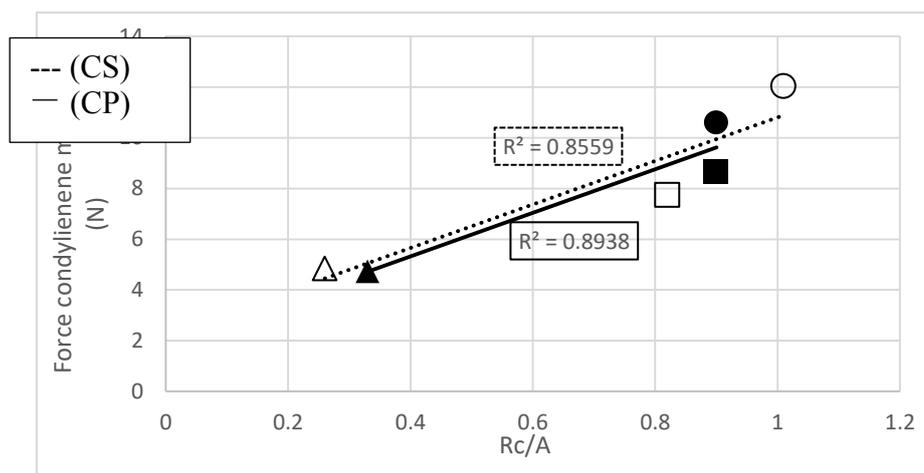


Figure 4.15 : Dépendance de la force condylienne par rapport à la force sur l'aliment

Concernant la répartition de ces forces, le tableau 4.13 montre la part de ces forces que récupère chacun des condyles tel que :

$$\%CD = 100 \frac{\Delta_{CD}}{\Delta_c} \quad \text{et} \quad \%CG = 100 \frac{\Delta_{CG}}{\Delta_c} \quad (4.8)$$

Bien que la morsure soit effectuée au niveau des incisives, le condyle gauche récupère entre 53 et 69% de la charge là où nous pouvions nous attendre à obtenir 50%. Ce déséquilibre peut être lié à l'absence de symétrie de la mandibule étudiée, démontrée par Alvarez [4], et à un déséquilibre des forces musculaires associé.

Tableau 4.12 : Répartition des forces condyliennes

	aliment 1		aliment 2		aliment 3	
	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)
$F_{CD}(0)$	4.91	4.18	5.14	4.18	5.11	4.2
$F_{CG}(0)$	3.99	4.43	3.74	4.45	3.86	4.49
$F_c(0)$	8.9	8.61	8.88	8.63	8.97	8.69
$\%CD(0)$	55%	49%	58%	48%	57%	48%
$\%CG(0)$	45%	51%	42%	52%	43%	52%
$F_{CD}(1)$	5.28	4.44	7.66	7.78	11.68	9.57
$F_{CG}(1)$	4.4	5.01	7.81	9.52	12.38	11.63
$F_c(1)$	9.68	9.45	15.47	17.3	24.06	21.2
$\%CD(1)$	55%	47%	50%	45%	49%	45%
$\%CG(1)$	45%	53%	50%	55%	51%	55%
Δ_c	0.78	0.84	6.59	8.67	15.09	12.51
$F_{aliment}(1)$	2.96	2.56	8.08	9.67	14.97	13.96
$R_{C/A}$	0.26	0.33	0.82	0.90	1.01	0.90

Tableau 4. 13 : Part de la force de morsure transitant dans les condyles

	aliment 1		aliment 2		aliment 3	
	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)	(CS)	(CP)
Δ_{CD}	0.37	0.26	2.52	3.6	6.57	5.37
Δ_{CG}	0.41	0.58	4.07	5.07	8.52	7.14
% CD	47%	31%	38%	42%	44%	43%
% CG	53%	69%	62%	58%	56%	57%

4.3 BILAN

La prothèse a été conçue par les dentistes n'ayant pas connaissance de l'occlusion initiale du sujet traité dans les simulations (CS). La nouvelle occlusion avec la prothèse a été trouvée à partir de la position centrée des condyles qui est différente de la position habituelle de notre cas d'étude. Ce recentrage des processus condyliens dans les fosses entraîne un meilleur équilibre des forces articulaires droite et gauche à l'initiation de la morsure ($e=0$).

On rappelle que lors de la mise en place de la prothèse, le changement d'occlusion a provoqué le recul du condyle et une réorientation du disque droit tandis que l'ATM gauche n'a pas subi autant de modifications.

Rares sont les travaux consacrés à l'étude des ATMs qui analysent les forces condyliennes. Dans la plupart des cas, ce sont les champs mécaniques qui sont observés. Dans la suite de ce chapitre, nous présentons alors les contraintes principales et de von Mises dans les ATMs lors de la morsure pour pouvoir comparer nos résultats avec ceux de la littérature.

4.3.1 Les contraintes de compression

4.3.1.1 Dans les disques

Dans les six modélisations étudiées, les aliments n'ont pas tous les mêmes propriétés mécaniques. Afin d'avoir une comparaison du comportement des disques articulaires pour une même position de la mandibule, les contraintes sont étudiées pour un même écrasement de l'aliment de 1mm environ.

Les contraintes minimales principales sont relevées dans le tableau 4.14 ci-dessous. Ces contraintes sont plus importantes dans la configuration (CS) que dans la configuration (CP) sauf du côté droit pour l'aliment 2 où elles restent pratiquement identiques. On remarque que

du côté gauche, la diminution de la contrainte est de -85%, -41% et -47% pour les aliments 1, 2 et 3 respectivement. A droite, cette décroissance est moins prononcée.

Rappelons que les forces condyliennes du côté droit étaient moins importantes dans (CP) que dans (CS) sauf pour l'aliment 2 où l'on a observé un niveau de force équivalent. Du côté gauche, ces forces sont plus importantes dans (CP) que dans (CS), pourtant nous observons une diminution des contraintes de compression. Cette contradiction apparente s'explique par les cinématiques mandibulaires différentes. La figure 4.9 montre que le point mentonnier est plus « remonté » et « avancé » dans le cas (CP) que dans (CS) provoquant ainsi un recul des condyles dans les fosses plus important libérant ainsi la pression sur le disque. La figure 4.15 illustre schématiquement ces propos.

Tableau 4. 14 : Contrainte minimale principale dans les disques, $e=1mm$

	Contrainte Principale Minimale [MPa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	D	G	D	G
CS	-1.13	-2.31	-1.68	-3.77	-2.65	-4.82
CP	-0.7	-0.34	-1.69	-2.21	-2.39	-2.54
différence	-38%	-85%	1%	-41%	-10%	-47%

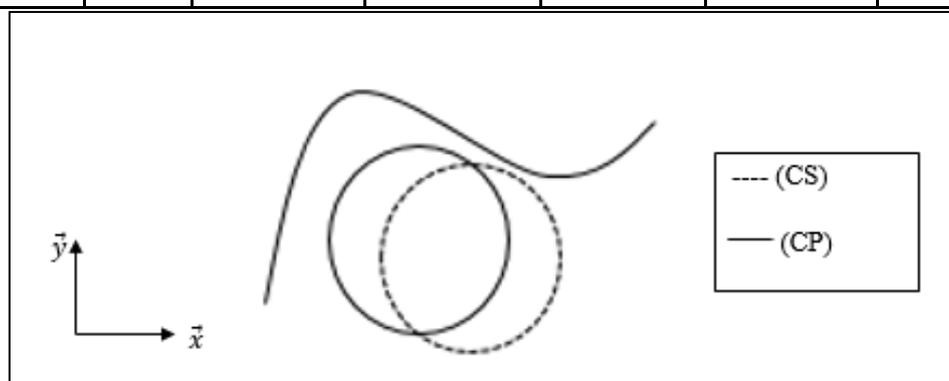
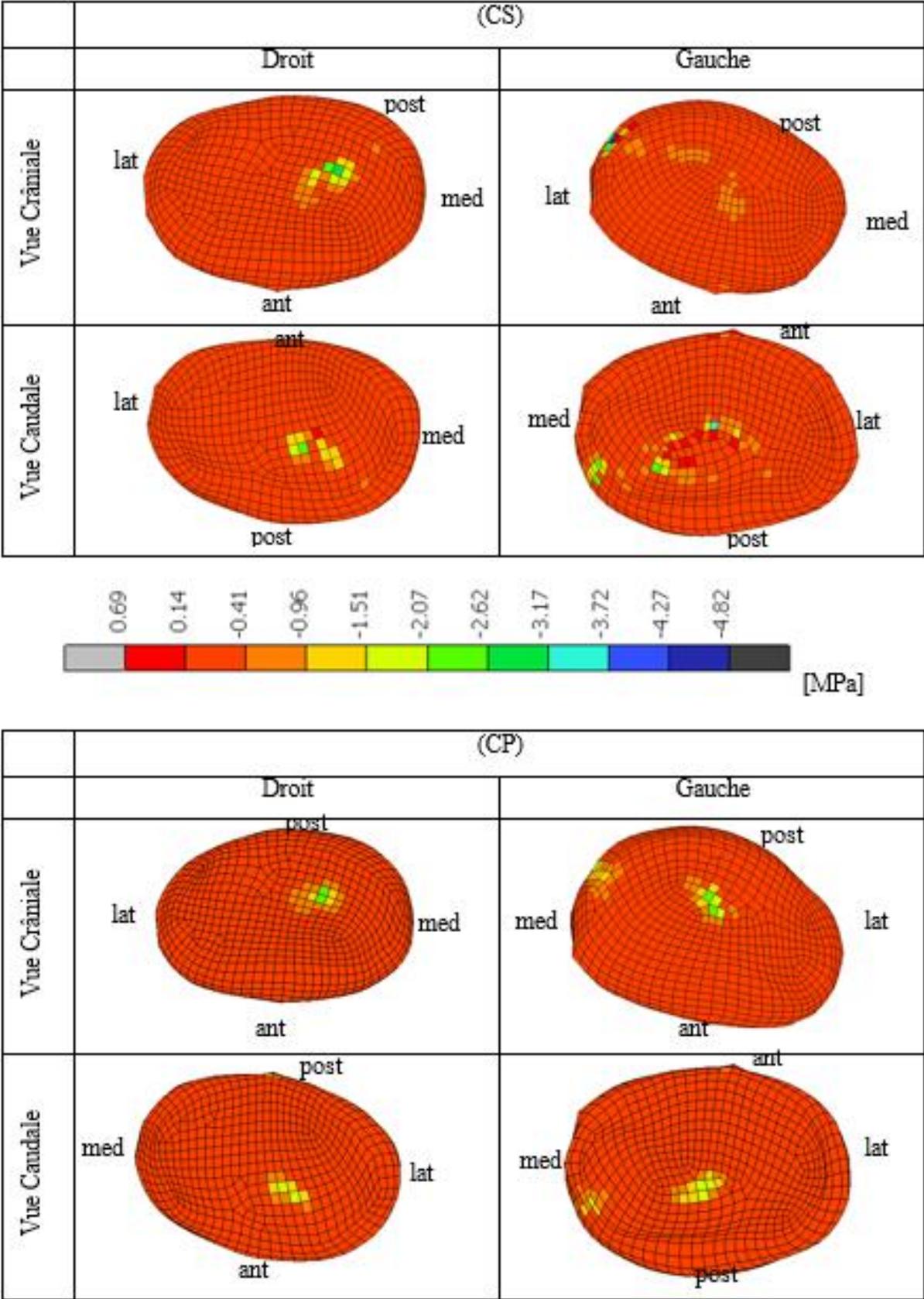


Figure 4. 16 : Représentation schématique de la position du condyle gauche lors de la morsure

Le tableau 4. 15 montre les cartes de la contrainte principale, minimale dans les disques, dans les simulations (CS) et (CP) pour Aliment 3 pour un écrasement de l'aliment d'une amplitude de 1mm. Les maxima des contraintes de compression apparaissent à l'interface disque/condyle dans la zone intermédiaire. On remarque que les zones de contact sur les disques gauches sont plus centrées que celles observées sur les disques droits. Cette différence illustre bien l'asymétrie du sujet. Entre les cas (CS) et (CP), on note très peu de différence de localisation des contraintes, ce qui montre que le disque droit, qui a une position légèrement différente en occlusion, se repositionne au cours du mouvement.

Tableau 4. 15 : Contrainte Principale Minimale dans les disques, $e=1mm$



4.3.1.2 *Le cartilage*

Comme pour les disques, lors de la morsure de l'aliment, le cartilage est soumis principalement à la compression. Alors, les contraintes principales minimales sont exploitées pour un écrasement de 1mm de l'aliment. Nous avons vu précédemment que l'interface disque/condyle est la plus chargée, seuls les résultats au niveau des condyles seront présentés ici. Les valeurs les plus élevées de contraintes sont reportées dans le tableau 4.16 ci-dessous.

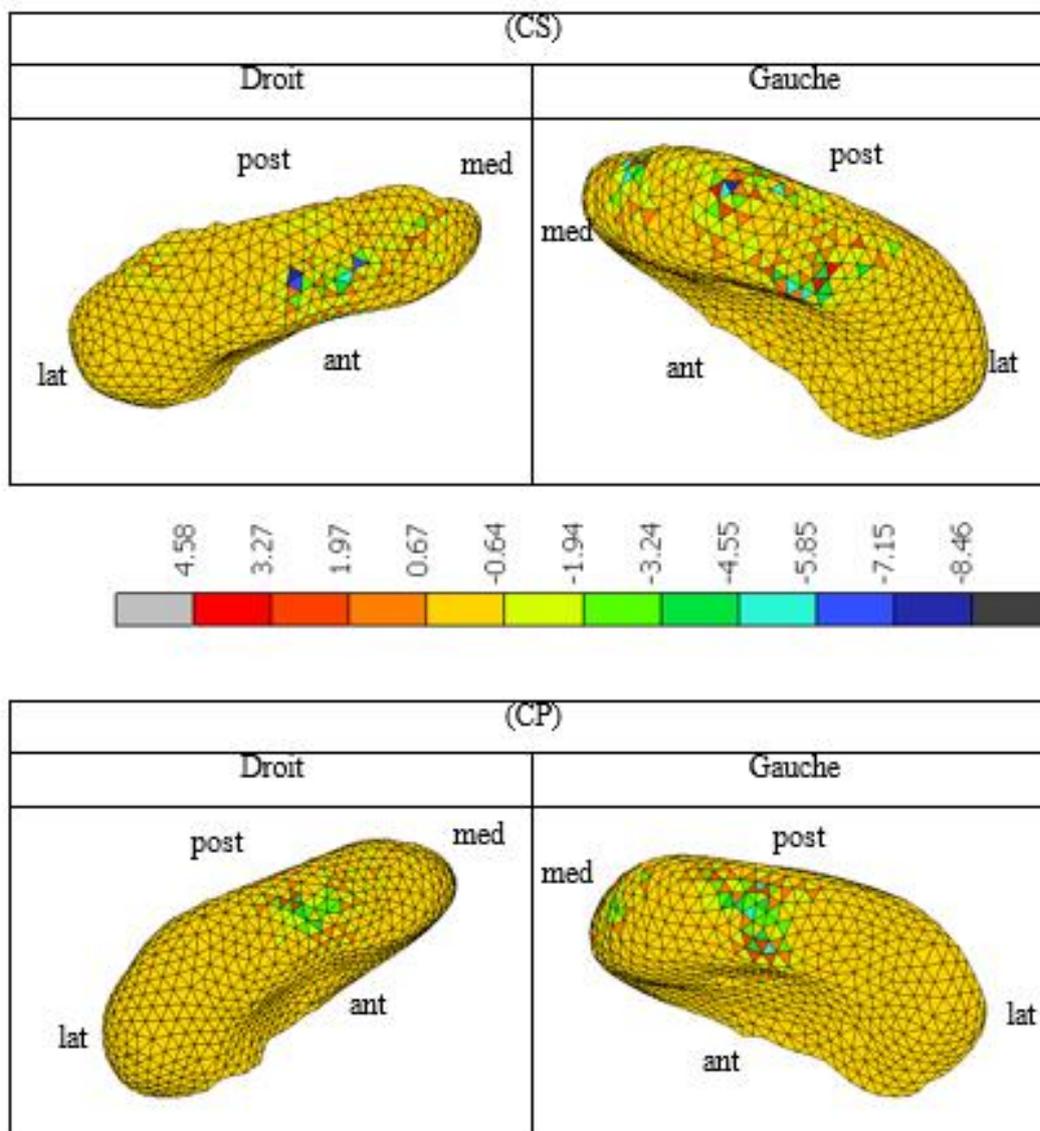
Nous remarquons que, comme dans le cas du disque, les contraintes sont plus importantes dans la configuration (CS) que dans la configuration (CP) sauf pour l'aliment 2. Cependant, contrairement à ce qui est observé dans les disques, c'est le côté droit qui est le plus impacté par la mise en place de la prothèse. Les forces condyliennes chutent du côté droit consécutivement à la mise en place de la prothèse lors de la morsure des aliments 1 et 3 tandis qu'elles augmentent ou restent stables à gauche.

Tableau 4. 16 : Contrainte Principale Minimale dans le cartilage recouvrant les condyles

	Contrainte Principale Minimale [MPa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	D	G	D	G
CS	-2.69	-3.77	-2.65	-3.53	-8.45	-7.26
CP	-1.84	-3.56	-3.6	-5.51	-3.57	-5.37
différence	-32%	-6%	36%	56%	-58%	-26%

Le tableau 4. 17 montre les cartes de la contrainte principale minimale dans les couches de cartilages, dans les simulations (CS) et (CP) pour l'aliment 3 et pour un écrasement de ce dernier d'une amplitude de 1mm.

Tableau 4. 17 : Contrainte Minimale Principale dans les couches de cartilage



4.3.1.3 Dans les capsules articulaires

Les capsules articulaires, contrairement aux disques et cartilages, travaillent en traction. Les contraintes principales maximales sont exploitées pour le même écrasement $e=1$ et sont retranscrites dans le tableau 4. 18 ci-dessous.

Contrairement aux contraintes observées dans les disques et les cartilages, dans les capsules, elles ne sont pas dépendantes de la raideur de l'aliment. C'est la position de la mandibule et du disque qui règlent les contraintes et déformations des capsules. On remarque que les contraintes maximales diminuent dans la configuration (CP).

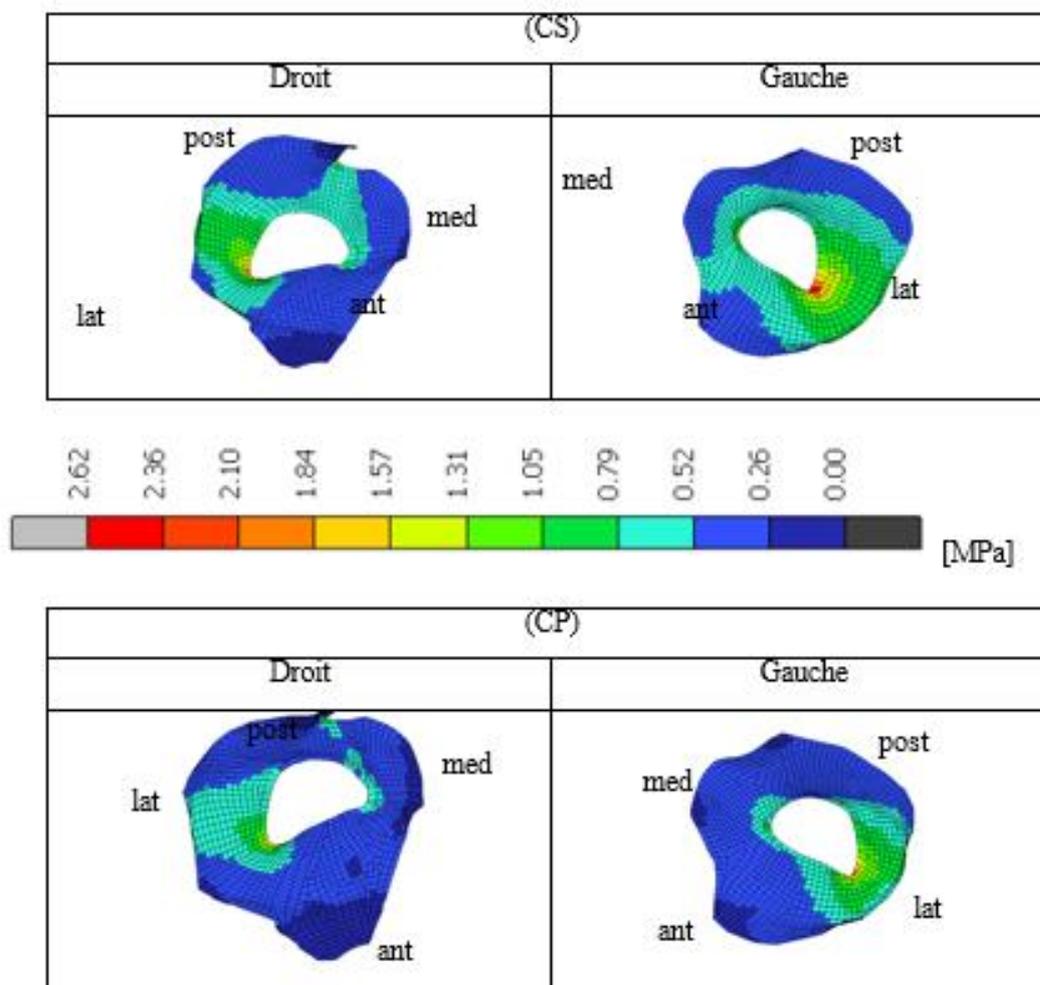
Chapitre 4 : Influence de la restauration immédiate par PFIP sur le comportement des ATMs

Tableau 4. 18 : Contrainte Principale Maximale dans les capsules articulaires

	Contrainte Principale Maximale [MPa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	D	G	D	G
CS	2.55	2.83	2.33	2.68	2.78	1.16
CP	2.08	2.68	1.74	2.43	1.63	2.29
différence	-18%	-5%	-25%	-9%	-41%	97%

Le tableau 4. 19 montre les cartes des contraintes maximales principales, dans les capsules, dans les simulations (CS) et (CP) pour l'aliment 3. Le maximum des contraintes est localisé dans la partie latérale des capsules.

Tableau 4. 19 : Carte de la Contrainte Maximale Principale dans les capsules articulaires



4.3.1.4 *Bilan*

Les résultats des deux simulations lors de la morsure de différents types d'aliments pour un écrasement de 1mm ont révélé des différences notables. La mise en position de la prothèse a modifié le comportement des ATMs. Les contraintes obtenues dans les disques sont plus importantes dans le cas (CS) que dans le cas (CP) ce qui peut être imputé à la cinématique différente de la mandibule influencée par la différence de DVO. Cependant, les contraintes maximales de compression obtenues dans les disques lors de la morsure sont de -4.5MPa , ce qui reste bien en-dessous de la contrainte moyenne que peuvent supporter les fibres des disques. Dargaud et al.[12] ont estimé cette dernière à 18MPa . Dans la littérature, les champs mécaniques dans les ATMs n'ont pas été étudiés lors de la morsure d'aliment, mais de nombreuses études ont simulé le serrage prolongé des dents à l'aide de la MEF. Dans l'article d'Aoun et al.[64] qui utilise la même loi de comportement pour les disques, lors du serrage, les contraintes minimales principales atteignent très localement 40MPa mais en moyenne ces contraintes sont de l'ordre de 10MPa sur la surface supérieure et de 16MPa sur la surface inférieure. Ces contraintes sont beaucoup plus élevées que celle obtenues ici qui n'excèdent pas 4.5MPa . Cette différence s'explique par les forces musculaires qui sont beaucoup plus importantes dans l'article de Aoun et al.[64]. Dans les publications, les forces musculaires, unilatérales sont de 580N . Dans le serrage de l'aliment en configuration (CS), les forces sont 20.21N sur les mêmes muscles, ce qui représente 3% des actions musculaires de Aoun et al.[64]. De plus, les conditions aux limites sont différentes, dans l'article d'Aoun, les capsules articulaires ne sont pas représentées. Dans l'article de Mori et al. [16], les contraintes principales minimales dans les disques et cartilages atteignent -5MPa à l'instant t_0 du serrage. A cet instant, les forces musculaires sont de 119N sur les mêmes muscles, lors de la morsure de l'aliment, la force développée est de 21.1N , ce qui représente 17% de celles développées par le modèle de Mori et al.[16]. Ces contraintes sont du même ordre de grandeur que celles obtenues dans (CS) pour la morsure de l'aliment 3. Cependant, la loi de comportement assignée au disque est différente, dans leurs travaux, Mori et al.[16] ont utilisé une loi visco élastique avec un module de Young E_0 de 30.9MPa , ce qui lui confère une rigidité plus importante que dans notre modèle.

Au niveau des couches de cartilage, les contraintes minimales atteignent -8.45MPa lors de la morsure de l'aliment 3. Dans l'article de Mori et al.[16] précédemment cité, les contraintes principales minimales dans les cartilages atteignent -5MPa alors que les forces développées par les muscles sont plus importantes. Dans leur étude, une loi de comportement visco élastique

avec un module de Young E_0 de 12.2MPa et un coefficient de Poisson 0.4 est assignée au cartilage. La couche de cartilage prise en compte dans leur étude est de 0.2mm d'épaisseur.

Les données de la littérature concernant les contraintes de compression sont rares. Afin de pouvoir établir un plus grand nombre de comparaisons, les contraintes de von Mises seront analysées pour les mêmes modélisations.

4.3.2 Les contraintes de von Mises

Dans ce paragraphe, les contraintes de von Mises seront sorties pour les trois composants des ATMS, les disques, couche de cartilage condylienne et capsules pour les trois aliments ayant subi un écrasement de 1mm.

4.3.2.1 *Dans les disques*

Le muscle Ptérygoïdien latéral supérieur est attaché au niveau du bourrelet antérieur du disque, ce qui génère des contraintes locales importantes. Ces contraintes sont exclues de notre analyse pour ne montrer que les contraintes de von Mises dans les disques induites par le contact des disques avec les surfaces articulaires. Les maxima de ces contraintes, pour chacune des simulations de morsures, sont présentés dans le tableau 4.20 ci-dessous.

La contrainte de von Mises dans les disques croit avec l'augmentation de la raideur de l'aliment. En effet, la contrainte la plus faible, de 0.56MPa, est observée dans la simulation (CP) avec l'aliment 1 tandis que la plus élevée, de 4.89MPa est observée dans la simulation (CS avec l'aliment 3. Nous pouvons également remarquer, en comparant les valeurs du tableau 4.17 avec celles du tableau 4.12, que la contrainte de von Mises est de la même grandeur que la contrainte principale minimale.

De la même manière que les contraintes de compression, lors de la morsure, elles sont plus équilibrées dans (CP) que dans (CS). De façon générale, les contraintes sont plus faibles dans le disque droit que dans le gauche. La mise en place de la prothèse a fait diminuer les contraintes dans les disques entre -13% et -50% selon les configurations. C'est du côté droit que la diminution des contraintes de von Mises est plus importante pour les même raisons que la diminution de contraintes de compression.

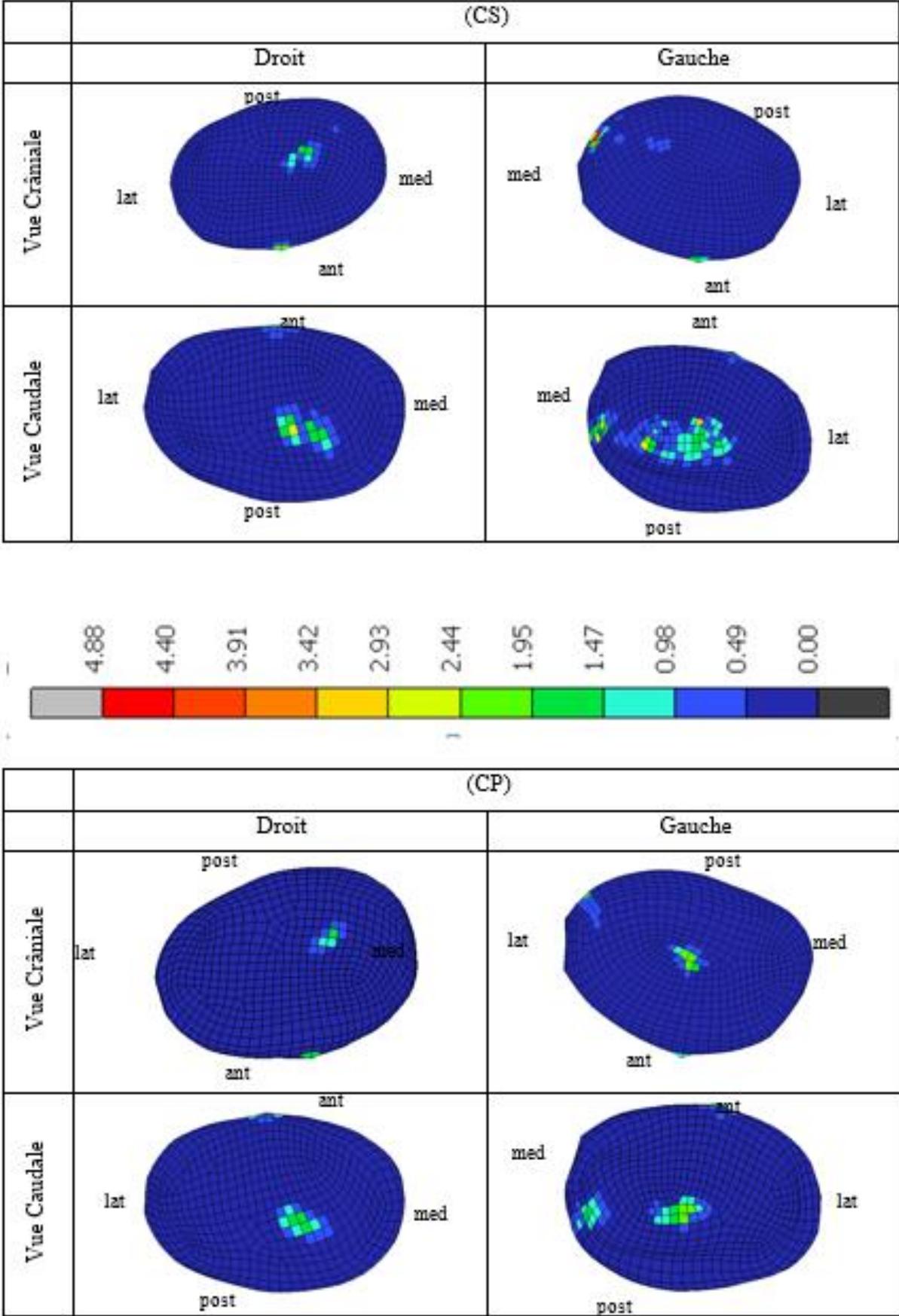
Chapitre 4 : Influence de la restauration immédiate par PFIP sur le comportement des ATMs

Tableau 4. 20 : Contrainte de von Mises dans les disques, $e=1mm$

	Contraintes Maximales Principales [Mpa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	CS	CP	CS	CP
CS	1.05	2.53	1.62	3.57	2.7	4.88
CP	0.56	1.35	1.41	2.16	1.86	2.42
différence	-47%	-47%	-13%	-39%	-31%	-50%

Le tableau 4.21 montre les cartes de la contrainte de von Mises dans les disques pour les configurations (CS) et (CP) avec l'aliment 3. On remarque que, dans les deux configurations, les contraintes sont majoritairement concentrées à l'interface condyle/disque. Les zones où s'exercent les contraintes sont plus importantes dans (CS) que dans (CP). Sur le disque gauche dans (CS), un pic de contrainte est observé sur la partie médiale en contact avec la fosse, il se résorbe dans (CP). De plus, on remarque que la zone contrainte est beaucoup plus importante du côté gauche que du côté droit.

Tableau 4. 21 : Carte des contraintes de von Mises dans les disques, $e=1mm$



4.3.2.2 Dans les cartilages

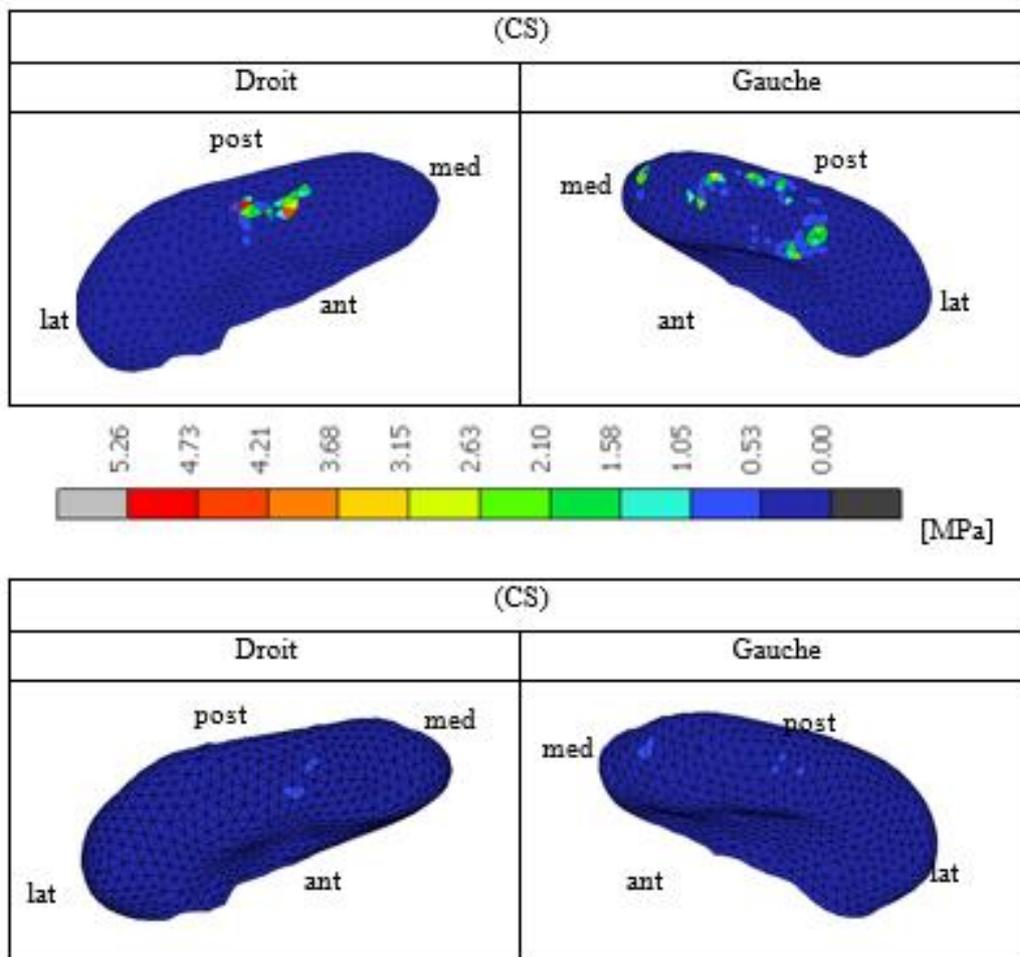
Nous venons de voir que la partie la plus sollicitée de l'ATM était l'interface condyle/disque. Seules les contraintes dans les cartilages condyliens seront analysées. Dans le tableau 4.22, nous remarquons que la contrainte de von Mises dans les couches de cartilage condyliennes diminue suite à la mise en place de la prothèse. Cette diminution varie entre -59% et -85% selon le côté et le type d'aliment. La diminution est plus prononcée du côté droit que du côté gauche.

Tableau 4. 22 : Contrainte de von Mises dans les couches de cartilage, $e=1mm$

	Contrainte de von Mises [MPa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	CS	CP	CS	CP
CS	1.78	1.83	2.94	1.75	5.26	3.12
CP	0.58	0.6	0.85	0.72	0.8	0.87
différence	-67%	-67%	-71%	-59%	-85%	-72%

Le tableau 4.23 montre les cartes de cette contrainte de von Mises dans les couches de cartilages pour les simulations (CS) et (CP) avec l'aliment 3. On remarque que les niveaux de contraintes sont plus élevés dans (CS). Les zones contraintes, qui correspondent aux zones de contact, sont situées au niveau de la partie centrale des condyles et dans la partie médiale pour le côté gauche. La sollicitation de la partie centrale montre la position physiologiquement correcte du disque sur le condyle. La sollicitation de la partie médiale vient de la géométrie des fosses et condyles et du peu d'espace à ce niveau.

Tableau 4. 23 : Carte des contraintes de von Mises dans les couches de cartilages, $e=1mm$



4.3.2.3 Dans les capsules articulaires

Les contraintes de von Mises dans les capsules sont présentées dans le tableau 4.24 ci-dessous pour un écrasement de 1mm de l'aliment. Contrairement aux contraintes dans les disques et cartilages, elles sont plus équilibrées entre les côtés gauche et droit dans la configuration saine. Cette différence peut s'expliquer par la remise en occlusion de la mandibule après la mise en place de la prothèse. On remarque que les contraintes diminuent dans la configuration (CP). Cette diminution est plus prononcée à droite (entre -17% et -28%) qu'à gauche (entre -6% et -12%). Le côté droit a subi plus de modification, c'est de ce côté que les contraintes ont le plus évolué. Du côté gauche, les contraintes dans les capsules restent comparables entre les deux configurations, ce qui peut s'expliquer par une faible modification de positionnement du condyle gauche.

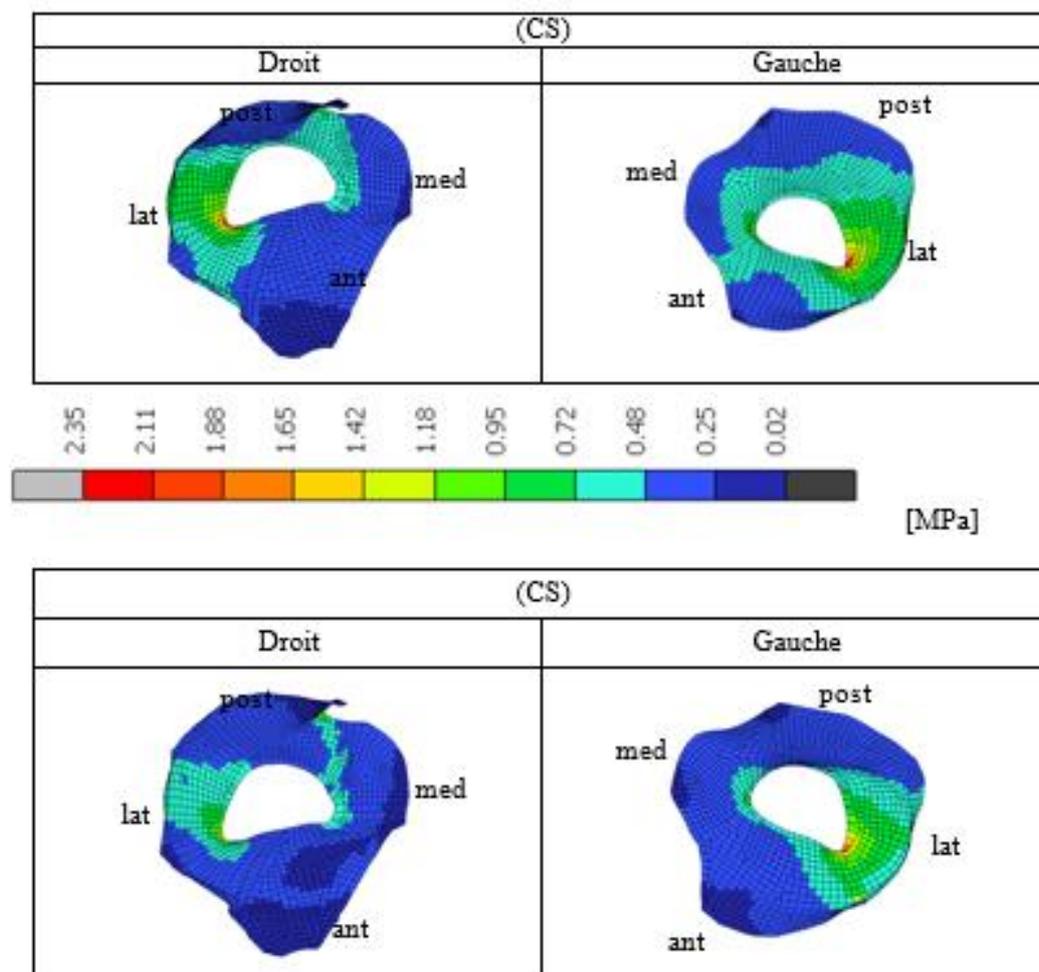
Chapitre 4 : Influence de la restauration immédiate par PFIP sur le comportement des ATMs

Tableau 4. 24 : Contrainte de von Mises dans les capsules, $e=1mm$

	Contraintes de von Mises [Mpa]					
	Aliment 1		Aliment 2		Aliment 3	
	D	G	D	G	D	G
CS	2.24	2.53	2.07	2.4	2.02	2.35
CP	1.85	2.39	1.54	2.18	1.45	2.06
différence	-17%	-6%	-26%	-9%	-28%	-12%

Le tableau 4. 25 montre les cartes de la contrainte de von Mises dans les capsules articulaires pour les simulations (CS) et (CP) avec l'aliment 3. Les contraintes de von Mises maximales sont localisées dans les parties latérales des capsules. La même remarque que dans le cas des contraintes maximales peut être émise : les zones de sollicitation sont plus importantes dans le cas sain que dans le cas édenté.

Tableau 4. 25 : Cartes des contraintes de von Mises dans les capsules, $e=1mm$



4.3.3 Comparaison entre les deux configurations et la littérature

Les résultats des contraintes de von Mises dans les composants articulaires indiquent une diminution de leurs valeurs suite à la mise en place de la prothèse. Cependant, dans l'ensemble des résultats obtenus, elles restent du même ordre de grandeur. Nous avons également constaté que les contraintes obtenues lors de la morsure de l'aliment 3 sont plus importantes que celles obtenues en ouverture maximale sans aliment. Dans l'article d'Abe et al. [20], les contraintes de von Mises lors du serrage atteignent 4.9MPa localement à $t=0s$, correspondant au début du maintien du serrage. Dans leur étude, une loi de comportement visco-élastique avec un module de Young $E_0=30.9MPa$ a été assignée aux disques. Dans notre étude, une contrainte de 4N est obtenue sur les disques localement, ce qui est assez proche. La méthode de dépouillement semble identique à celle de Abe et al.[20], c'est-à-dire sans moyenne entre les nœuds et une moyenne sur les éléments. Dans leur article, les forces musculaires ne sont pas employées. Dans l'article de Hirose et al. [52], les contraintes de von Mises sont de l'ordre de 1MPa au maximum lors du serrage à $t=0s$ correspondant au début du maintien du serrage. A cet instant les forces musculaires sont de 119N, sur les mêmes muscles que dans nos modèles. Lors de la morsure de l'aliment, la force développée est de 21.1 N, ce qui représente 17% de celles développées par le modèle de Tanaka et al. [19] mais les contraintes sont quatre fois plus importantes.

Le modèle de la morsure de l'aliment montre que les contraintes dans les disques sont plus importantes lors de la morsure que lors du serrage des dents.

5 CONCLUSION

Deux modèles numériques de l'appareil stomatognathique sain (CS) et édenté avec prothèse (CP) ont été créés. La géométrie de base de la mandibule est identique dans les deux modèles afin de pouvoir étudier l'influence la restauration immédiate par prothèse complète sur les ATMs. Pour cela, deux types de simulations ont été réalisées, un premier reproduisant un cycle d'ouverture/fermeture modérée de la mâchoire et un second simulant la morsure des aliments au niveau des incisives.

Lors de la reproduction de l'ouverture/fermeture modérée, nous avons pu constater que la mise en place de la prothèse a des conséquences sur la cinématique de la mandibule. Les trajectoires des condyles ont subi des modifications, essentiellement du côté où la position du condyle a été la plus modifiée. Au niveau du point mentonnier, le changement de l'occlusion et de la nouvelle position des disques limite l'avancée des condyles et provoque un recul plus prononcé du point

mentonnier. La trajectoire de ce point est devenue sans hystérésis, contrairement à (CS). Les forces condyliennes sont plus équilibrées suite à la symétrisation des positions condyliennes dans les fosses lors de la création de l'occlusion avec la prothèse. Ce même rééquilibrage est observé au niveau des contraintes dans les ATMs.

Le deuxième type de simulation consiste à venir mordre un aliment entre les incisives dans les configurations (CS) et (CP). Nous avons remarqué que la cinématique de la mandibule durant le serrage de l'aliment change. La mandibule cherche à se refermer mais l'avancée de la mandibule reste la même. Nous avons également montré que la mise en place de la prothèse modifie les forces condyliennes. Dans le cas (CS), elles sont déséquilibrées à l'initiation du mouvement et convergent vers les mêmes valeurs lors de la morsure. Dans (CP), le contraire se produit. La mise en place de la prothèse a fait diminuer les niveaux de contraintes dans les composants articulaires.

Malgré ces différences, les écarts demeurent assez faibles entre les simulations des deux configurations. Les géométries sont très proches entre les deux modèles et la position des condyles dans les articulations faiblement impactée par la mise en place de la prothèse. Nous supposons que la modélisation d'une restauration par prothèse, suite à un édentement prolongé engendrant une dislocation plus importante des disques, permettrait d'observer des différences plus marquées. Le manque des données fiables concernant la position des disques et des condyles nous a empêchés de faire une telle étude.

Dans ce chapitre, seul le comportement articulaire a été analysé, dans le chapitre suivant, le comportement des composants prothétiques sera étudié.

Chapitre 5 : Comparaison de deux systèmes implantaires

1 INTRODUCTION

Ce dernier chapitre traite de la seconde problématique évoquée dans l'introduction générale, à savoir le problème de risque de l'échec d'implantation. En effet, dans le cas d'un édentement à long terme, il apparaît une forte résorption osseuse accompagnée d'une diminution de la qualité osseuse au niveau de l'arche non restaurée. Tada et al. [68] ont reporté un taux d'échec de l'implantation sur 5 ans de 3% dans le cas d'os de type II et III et de 35% dans le cas de l'os de type IV. Les PFIP sont plus stables et permettent une stabilisation de la résorption osseuse. Cependant, le choix du type d'implant est très important. Des géométries particulières d'implants ont été développées pour pallier à l'échec dans le cas de forte résorption osseuse. Grâce à la collaboration avec les chirurgiens-dentistes Marwan Daas et Karim Dada, nous avons pu mettre en avant les avantages d'un nouveau type d'implant, breveté par le Dr Karim Dada. Ce chapitre est donc consacré aux comparaisons entre le système classique présenté précédemment et ce nouveau système implantaire dans le cas de simulations de serrage. L'objectif de cette comparaison est de mettre en évidence les différences des champs mécaniques dans la zone péri-implantaire dans le cas d'un édentement total sur le long terme.

2 LES DIFFERENTES GEOMETRIES D'IMPLANTS

Les implants dentaires sont classés en trois catégories :

- Les implants **endo-osseux** (Fig 5.1) sont enfouis dans l'os. Ils peuvent être de différentes natures. Les plus communs sont les implants **racine**, qui supportent aussi bien des couronnes unitaires que plusieurs dents. Ils ont une tenue satisfaisante lorsque le volume osseux est suffisant et de bonne qualité. Des implants moins communs, tels que les implants **lames** peuvent être mis en place lorsque l'os est trop étroit et ne peuvent pas supporter une greffe osseuse. Fréquents jusque dans les années 1990, ils sont désormais remplacés par des implants racine. Les **diskimplants®** (Fig 5.2[69]) sont utilisés dans le concept de l'implantologie basale, lorsque l'os est fortement résorbé et que sa partie spongieuse est quasi inexistante. Ces implants sont mis en place par un fraisage réalisé latéralement, ce qui représente une intervention chirurgicale lourde.

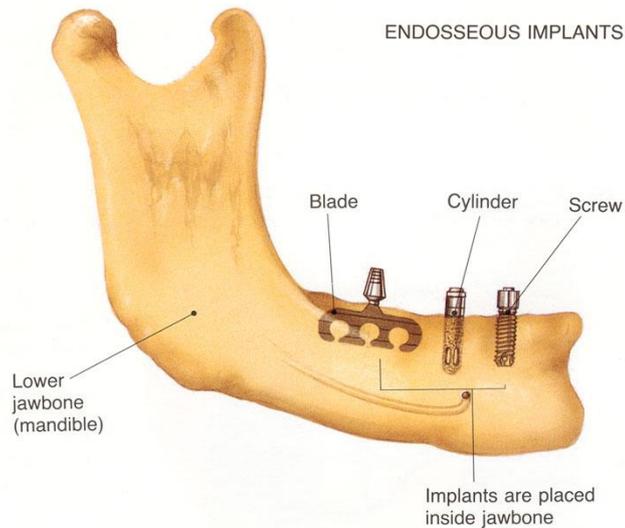


Figure 5. 1 : implants endo-osseux [70]

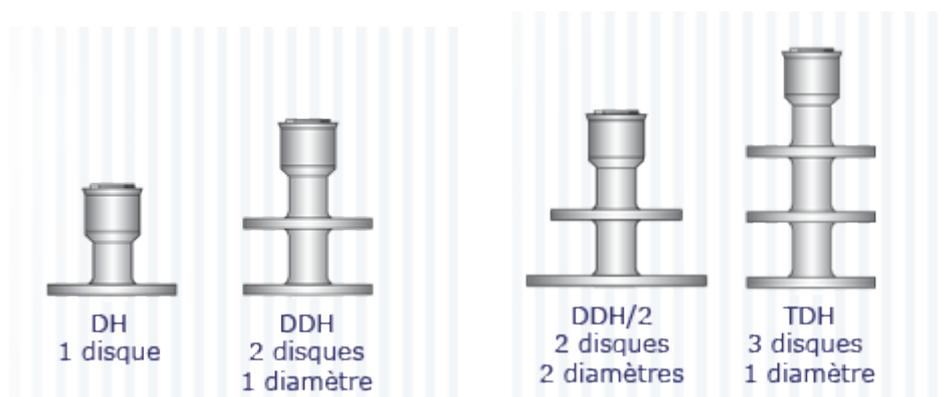


Figure 5. 2 : diskimplants (r) (http://www.victorvimplants.fr/fr/diskimplant_h.php)

- Les implants **sous-périostés** (Fig 5.3) peuvent être utilisés en cas d'édentement total lorsque le volume osseux n'est pas suffisant pour la mise en place d'implants classiques. Cette solution consiste en un placement sous la muqueuse d'une armature métallique sur mesure qui recouvre l'os. Cet implant est onéreux et peut entraîner de nombreuses complications. Il est très peu employé.

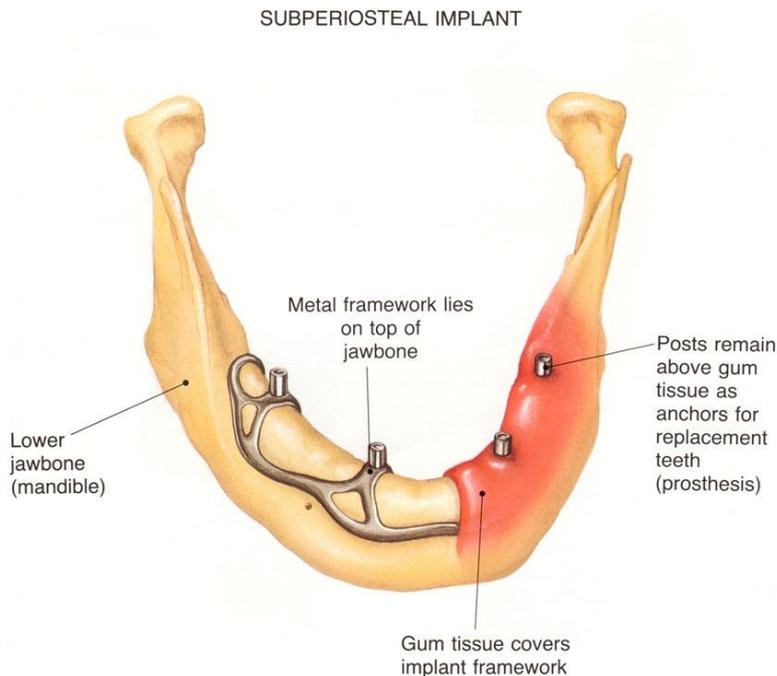


Figure 5. 3 : implant sous périoste (dentalimplants.uchc.edu)[70]

- Les implants **trans-osseux** (Fig 5.4) peuvent être utilisés seulement au niveau de la mandibule, lorsque le patient a un très faible volume osseux. Des implants traversent la mandibule retenant une plaque métallique sous le menton. Cette solution prothétique nécessite une intervention sous anesthésie générale suivie d'une hospitalisation. Il subsiste des risques de complications. Cette méthode est également très peu pratiquée.

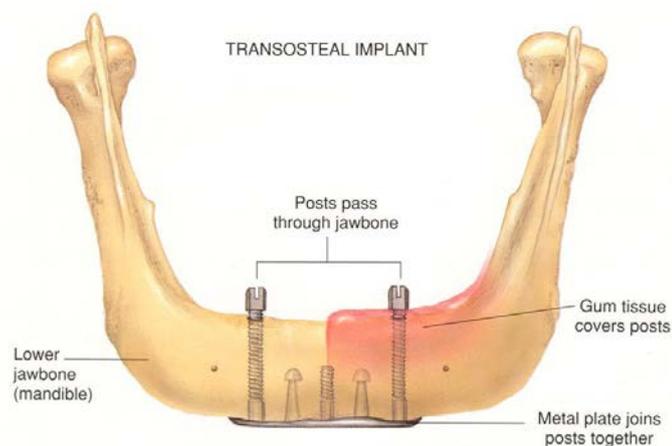


Figure 5. 4 : implants trans osseux[70]

Malgré cette diversité de solutions, ce sont les implants "racine" qui sont majoritairement utilisés. Leur longueur, diamètre et forme changent pour s'adapter à la qualité osseuse du receveur. Cependant, les changements de ces paramètres ne suffisent pas toujours à contrecarrer

la résorption osseuse et éviter le descellement de l'implant. De nombreuses études numériques ont été réalisées concernant les prothèses sur implants afin d'estimer l'impact de différents paramètres, tels que le nombre, l'orientation ou la forme des implants.

3 GENERALITES SUR LES MODELISATIONS EF DES PROTHESES DENTAIRES SUR IMPLANTS

La méthode des éléments finis est souvent utilisée pour estimer le risque d'endommagement de l'os péri implantaire. Ce paragraphe fait un état des lieux des différentes études réalisées sur les prothèses dentaires sur implants.

3.1 IMPACT DE L'INCLINAISON ET DU NOMBRE D'IMPLANTS

Fazi et al. 2011 [4] ont créé un modèle éléments finis en 3D d'une mandibule édentée supportant plusieurs implants soutenant une armature. L'objectif de leur travail était d'analyser la répartition des contraintes pour différentes configurations implantaires. Ils ont modélisé 6 configurations :

- 5 implants verticaux uniformément répartis
- 4 implants verticaux avec l'implant antérieur supprimé de la configuration à cinq implants.
- 4 implants verticaux uniformément répartis
- 3 implants
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 17°
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 34°

Tous les implants ont les mêmes dimensions: un diamètre de 4.1mm et une longueur de 12mm. Le chargement est modélisé par une force de 200N appliquée à l'extrémité droite de la structure. Ils ont trouvé que la solution la plus favorable en terme de contraintes péri-implantaires était celle avec 4 implants, dont deux postérieurs inclinés à 34° , et la plus défavorable était celle avec 3 implants.

Takahashi et al. 2010 [71] ont réalisé un modèle EF simplifié de la zone interforaminale dans laquelle des implants ont été placés. Ils étaient reliés entre eux par une structure en titane. Ils

ont testé 5 configurations d'implants sous deux conditions de chargement. Les configurations implantaires sont les suivantes :

- 6 implants verticaux
- 4 implants verticaux
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 15°
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 30°
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 45°

Les implants ont un diamètre de 4mm et une longueur variant de 13 à 15mm. Le premier chargement (A) est de 50N et se situe à 2mm de l'implant postérieur droit. Le deuxième chargement (B) est de 50N et se situe à l'extrémité droite de la structure. Dans les conditions du premier chargement, la solution la plus favorable est celle avec les 6 implants suivie de celle avec les 4 implants verticaux. La plus défavorable est celle avec l'inclinaison de 45° des implants. En revanche, cette dernière solution devient la plus avantageuse dans les conditions de chargement (B). Ces résultats concordent avec ceux de Fazi et al. [72], et montrent qu'une inclinaison plus importante des implants permet de réduire les contraintes péri implantaires dans le cas d'un cantilever important.

Naini et al. 2011 [73] ont créé un modèle EF de la zone mentonnière édentée supportant une prothèse fixe sur implants. L'objectif de leur travail était de comparer des solutions de type all-on-four avec ou sans inclinaison des implants postérieurs. Les deux configurations implantaires sont les suivantes :

- 4 implants verticaux (V)
- 4 implants : 2 verticaux et 2 postérieurs inclinés de 30° (A)

Les implants ont un diamètre de 4mm et une longueur de 12mm. Deux chargements ont été modélisés. Un premier au niveau de la première molaire, réparti en 3 forces de 100N sur une zone d'un diamètre de 4mm. Dans cette configuration, le « cantilever » est de 17mm pour la solution (V) et 10.5mm pour la solution (A). Durant ce chargement, les contraintes les plus élevées apparaissent autour de l'implant postérieur le plus proche. Le maximum est atteint dans la configuration (A). Cependant dans la configuration (V), des contraintes importantes apparaissent au niveau d'un implant antérieur. Le second chargement est réalisé au niveau des incisives, réparti en 2 forces de 89N. Pour ce chargement, les contraintes maximales ont été observées au niveau des implants postérieurs. C'est dans la configuration (A) qu'elles sont les

plus grandes. Dans cet article, contrairement à ceux de Fazi et al. et de Takahashi et al. [71,72], la configuration (A) ne montre pas clairement son avantage par rapport à la configuration (V).

Dans tous ces modèles, l'os modélisé est de bonne qualité, or il apparaît que la réussite de l'implantation en dépend.

3.2 IMPACT DE LA FORME DE L'IMPLANT ET DE LA QUALITE OSSEUSE

Pierrisnard et al. 2002 [74] ont réalisé une étude par éléments finis de l'influence de la qualité osseuse et du design de l'implant sur ses micromouvements. Les trois formes d'implants étudiés sont de type racine. Le premier, cylindrique, fileté, d'un diamètre de 3.75mm et d'une longueur de 11.5mm, sert de référence. Les deux autres sont des implants plus marginaux dont le but est d'améliorer l'accroche dans un os peu dense. L'implant à expansion, d'une longueur de 11.5mm et d'un diamètre initial de 3.75mm peut atteindre après expansion un diamètre de 6mm à son extrémité (Fig 5.5a). L'implant à clavette, de même dimension est percé de deux trous permettant l'insertion de tiges. Ces tiges s'appuient sur l'os cortical plus dense, dans le but d'augmenter la stabilité de l'implant en cas de faible densité de l'os spongieux (Fig 5.5b).

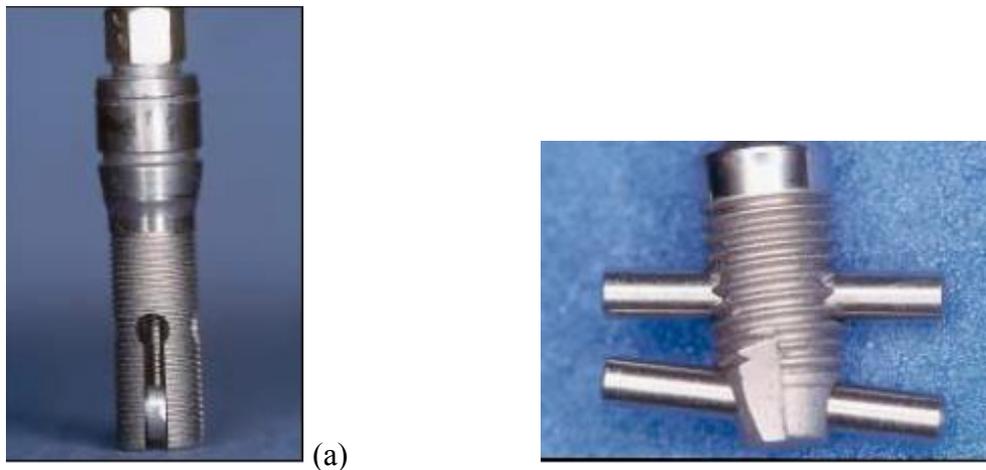


Figure 5. 5(a)) Implants à expansion (diagnose, Euroteknika) et (b) implant à clavette (Secure, Euroteknika) [74]

La perte de densité osseuse est simulée par la chute du module de Young de l'os spongieux. Trois densités osseuses ont été considérées dans cette étude, allant de Cb1 pour un os spongieux dense à Cb3 pour un os spongieux de mauvaise qualité. Les modules de Young associés à ces types d'os sont résumés dans le tableau 5.1. Le module de Young de l'os cortical est constant dans l'ensemble des simulations, $E_{cortical}=14\text{GPa}$.

Chapitre 5 : Comparaison de deux systèmes implantaires

Tableau 5. 1 : Modules de Young de l'os spongieux

	Espongieux [GPa]
Cb1	2.5
Cb2	1.5
Cb3	0.5

Les implants sont considérés comme étant 100% ostéointégrés et sont chargés par une force de 500N suivant trois directions différentes, axiale, oblique à 45° et horizontale. Les résultats montrent que le déplacement de l'implant dépend de l'orientation de la force d'occlusion. Le déplacement est minimal dans le cas d'un chargement axial. Il est maximal dans le cas d'un chargement horizontal. Le déplacement dépend également du type d'implant. Il est maximal dans le cas de l'implant classique cylindrique, et peu de différences sont constatées avec l'implant à expansion. En revanche, le déplacement est diminué avec l'implant à clavette. La diminution des propriétés de l'os spongieux conduit également à un déplacement plus important des implants.

Tada et al. 2003 [68] ont réalisé une étude par éléments finis de l'influence du design de l'implant et de la qualité de l'os péri-implantaire. Deux types d'implants racine, cylindrique et fileté, ont été modélisés avec 4 longueurs différentes (9.2mm, 10.8mm, 12.4mm et 14mm). Ils ont été placés dans un morceau d'os, un corps spongieux entouré d'une couche de 1.3mm de tissu cortical. La qualité de l'os cortical est constante pour l'ensemble des simulations. Le module de Young associé à cet os est de 13.0 GPa. La dégradation des propriétés osseuses est simulée par la chute du module de Young de l'os spongieux. Le tableau 5.2 résume les modules de Young associés aux os spongieux et cortical pour reproduire quatre différents types d'os.

Tableau 5.2 : Propriétés osseuses

Type	Module de Young de l'os spongieux (GPa)	Module de Young de l'os cortical (GPa)
1	9.5	13.0
2	5.5	
3	1.6	
4	0.69	

Le chargement est simulé par l'application d'une force de 100N axialement et 50N dans la direction bucco-linguale.

Lors du chargement axial, le maximum des contraintes est repéré au voisinage de l'implant cylindrique. C'est dans l'os de moins bonne qualité, de type 4, que les contraintes principales sont les plus importantes. Pour la combinaison implant cylindrique de 9.2mm dans l'os de type 4, les contraintes principales de compression atteignent -24.60MPa dans l'os cortical et -4.50 MPa dans l'os spongieux.

Dans le cas du chargement bucco-lingual, bien qu'il soit 50% inférieur au chargement axial, les contraintes péri-implantaires ont quasiment doublé. La solution la plus critique est la même que pour le chargement axial. Les contraintes principales de compression atteignent -42.6MPa dans l'os cortical et -4.1 MPa dans l'os spongieux.

Ces études montrent l'influence de la densité de l'os sur le risque de perte des implants et comment la forme de ces derniers peut améliorer leur maintien. Cependant, un paramètre essentiel n'a pas été pris en compte dans ces études, l'anisotropie de l'os. En effet, l'os est un matériau vivant qui s'adapte à son environnement en changeant l'orientation de ces travées et leur géométrie.

3.3 IMPACT DE L'ANISOTROPIE DE L'OS

Bonnet et al. 2009 [58] ont étudié l'influence de l'anisotropie de l'os et la position de l'aliment à mordre sur la prothèse. Une solution de type all-on-four est placée dans une mandibule édentée, dans la zone mentonnière. Dans cette zone, un corps spongieux est recouvert d'une couche de cortical. Le modèle numérique reproduit le serrage d'un aliment positionné sur la première molaire, la canine ou l'incisive. Le chargement est effectué par la contraction des muscles élévateurs. Les forces à atteindre sont de 150N sur la molaire, 65N sur la canine et 50N sur l'incisive. Les simulations ont été réalisées pour des os spongieux et cortical isotropes puis orthotropes. Les résultats montrent que l'anisotropie de l'os n'est pas négligeable dans ce cas car les forces de serrage transitent par les implants. En revanche, Daas [75] a montré que cette anisotropie pouvait être négligée dans le cas d'une PACSI car la majorité des forces de serrage transitent par la muqueuse, soulageant les implants.

3.4 CONCLUSION

Ces différentes études montrent que le maintien des implants dépend de nombreux facteurs. Elles ont mis en évidence que plus le nombre d'implants est important, moins l'os péri-implantaire est sollicité, mais une augmentation du nombre d'implants induit un affaiblissement de l'os et également une augmentation du risque de complications et du coût. Il s'agit de trouver un bon compromis dépendant en grande partie de cas traités. L'inclinaison des implants postérieurs paraît être une solution permettant d'éviter les contraintes péri implantaires importantes dans le cas d'un chargement à l'extrémité postérieure de la prothèse. En revanche, si le cantilever n'est pas important, cela n'a aucun intérêt. La qualité osseuse est un critère important pour la réussite de l'implantation. Une faible densité osseuse peut compromettre la pose d'implants, tout du moins d'implants classiques. L'étude de Tada et al. [68] a montré l'intérêt de récupérer la charge en s'appuyant sur l'os cortical plus dense.

En plus des paramètres propres à l'implant, la modélisation numérique doit rester fidèle à l'anatomie. L'anisotropie de l'os est un critère important à prendre en compte dans les cas de modélisation d'une PFIP. D'autre part, un aspect qui est souvent négligé dans les simulations aux éléments finis des solutions prothétiques est la modélisation de l'ensemble de l'appareil stomatognathique. En effet, dans de nombreuses simulations, l'implant, souvent unitaire, est inséré dans un morceau d'os, sur lequel est appliquée une force ponctuelle.

4 CONCEPTION DES MODELES EF

La géométrie permettant la construction des modèles (CS) et (CP) a été utilisée pour la conception des modèles reproduisant le serrage. Pour des raisons évoquées dans le paragraphe précédent, quelques changements notables ont été indispensables pour adapter le modèle (CP) aux besoins de cette étude. Ils sont présentés brièvement ci-dessous.

4.1 CHANGEMENTS DE LA GEOMETRIE

Les géométries des structures osseuses sont les mêmes que celles utilisées dans (CP). Cependant, la position de départ du modèle est différente par rapport à celle utilisée dans les simulations d'ouverture/fermeture et de morsure. Le modèle est initialement mis en position de repos qui a été obtenue à partir de la position d'occlusion par une rotation de la mandibule offrant une ouverture interincisale de 2mm. La position du disque en occlusion a été définie en accord avec les indications de Bumann et al. [76].

Dans cette étude, seul le contact occlusal et le serrage sont simulés. Les détails concernant la gestion de contact sont présentés dans le chapitre 2. Etant donné qu'un tel chargement engendre un déplacement relativement petit de la mandibule par rapport à sa position initiale de repos, il n'y a pas de risque de perte de stabilité des disques. Pour cette raison, les ligaments entourant les disques ne sont pas modélisés.

Notre intérêt porte essentiellement sur les sollicitations de l'os péri-implantaire, les champs mécaniques dans les ATMs ne seront pas analysés. Alors, afin d'alléger le modèle, les couches de cartilage ne sont pas prises en compte.

Des disques ont été recréés en position de repos à partir des données géométriques de Athanasiou et al. [11]. A cause de l'asymétrie du sujet, les formes finales des disques et leurs positions par rapport aux fosses et aux condyles sont différentes. Les volumes des disques droit et gauche sont respectivement de 662 mm³ et 681mm³.

Les muscles sont similaires à ceux utilisés dans (CP), seule leurs longueurs sont différentes dû au changement d'occlusion. Le tableau 5.3 résume les caractéristiques géométriques des muscles prise en compte pour cette analyse.

Tableau 5. 3 : Description de la géométrie des muscles du modèle numérique

Muscle		Abréviations	PCS [mm ²]	Longueur [mm]
Temporaux	Antérieur	AT	395	38.26
	Médial	MT	239	46.07
	Postérieur	PT	189	51.39
Masséters	Superficiel	SM	476	25.04
	Profond	DM	204	41.61
Ptérygoïdien	Inférieur	LIP	125	18.88
	Supérieur	LSP	42.5	24.55
	Médial	MP	437	37.39
Digastrique		D	125	32.25
Mylohyoïdien		MH	100	21.77
Géniohyoïdien		GH	75	29.14

4.2 LES SOLUTIONS PROTHETIQUES

Ce travail s'est concentré sur la comparaison de deux systèmes implantaires. Le premier est celui présenté dans le chapitre 4, que nous appellerons ici "Configuration Classique" - (CC). Le second nommé "Configuration en T" - (CT) sera présenté plus loin.

4.2.1 Les configurations implantaires

Quatre implants NobelBiocare® SpeedyGroovy conventionnels, avec un diamètre de 3.75mm et une longueur L=13mm ont été utilisés dans le cas de référence (CC). L'article de Bonnet et al. [58] fournit plus de précisions concernant cette configuration. Les implants postérieurs droit et gauche inclinés sont nommés respectivement RP et LP. Les antérieurs sont identifiés comme RA et LA. Leur position et orientation par rapport à la mandibule et la prothèse sont visibles sur la Figure 5.7a.

Il est intéressant de constater que les implants postérieurs sont inclinés par rapport au corps de la mandibule mais demeurent quasi parallèles à l'axe Y du système global.

Le nouveau système implantaire (brevet n°WO2014203149 A1) [9] est proche de l'implant à clavette étudié par Pierrisnard et al. [74]. Il est composé d'un implant vertical vissé dans un implant transversal ou horizontal comme illustré dans la Figure 5. 6.

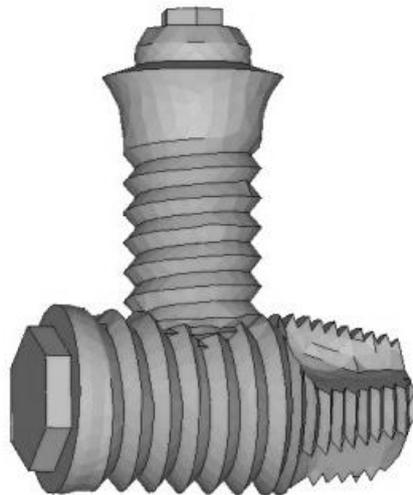


Figure 5. 6 Nouveau système implantaire (Brevet WO 2014203149 A1)

Dans cette étude, cet assemblage est nommé implant ou système T. Le rôle de l'implant horizontal est de distribuer le chargement externe à travers deux zones d'os cortical supplémentaire en contact avec lui. D'un point de vue médical, ses principaux avantages consistent en un seul perçage transversal contre deux dans le cas d'un implant à clavette étudié par exemple par Pierrisnard et al. [74]. De plus, en cas de problème, les implants constituant le système T peuvent être démontés, du moins dans les premiers stades de l'ostéointégration. Deux implants NobelBiocare® SpeedyGroovy constituent ce système T. L'implant vertical a un diamètre de 3.75mm et une longueur L=10mm. Le diamètre de l'implant horizontal est de 5mm et sa longueur L=10mm. Seuls les implants gauches de la configuration classique ont été

remplacés par ce système. La Figure 5.7b illustre la position et l'orientation des implants dans la configuration-T.

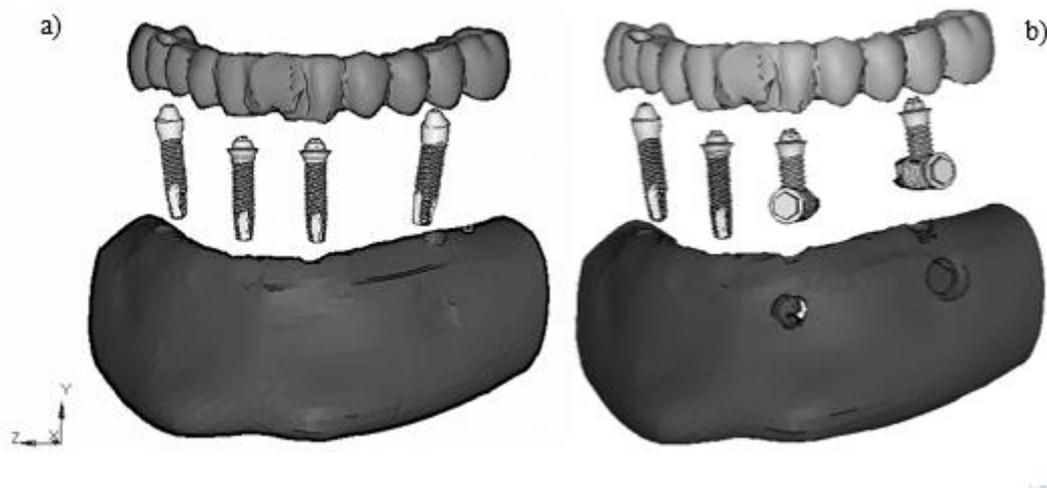


Figure 5. 7 : Les deux solutions implantaire utilisées a) configuration CC ; b) configuration TC

L'orientation des implants dans la position initiale (ou de repos) de la mandibule, et dans la position d'occlusion est définie par les vecteurs $\vec{n} = n_i \vec{e}_i$. Les composantes de ces vecteurs dans le système de coordonnées globales sont résumées dans le tableau 5.4 pour les deux configurations étudiées.

Tableau 5. 4 : Orientation des implants dans les positions de repos et d'occlusion

Position	Repos			Occlusion		
	n_x	n_y	n_z	n_x	n_y	n_z
<i>RP</i>	0.173	-0.970	-0.170	0.205	-0.964	-0.170
<i>RA</i>	-0.121	-0.992	-0.026	-0.088	-0.995	-0.026
<i>LA-CC</i>	-0.115	-0.993	-0.026	-0.082	-0.996	-0.026
<i>LP-CC</i>	0.096	-0.990	0.106	0.129	-0.986	0.106
<i>LA-TC</i>	-0.111	-0.994	-0.021	-0.078	-0.997	-0.021
<i>LP-TC</i>	-0.154	-0.984	-0.092	-0.121	-0.989	-0.092

4.3 PROPRIETES MECANIQUES DE LA ZONE MENTONNIERE

Les paramètres matériaux sont les mêmes que ceux utilisés précédemment à l'exception de la zone mentonnière. Une description plus précise est nécessaire pour l'os péri-implantaire. Pour cette raison, deux types d'os ont été considérés au niveau du corps de la mandibule édentée. Une couche d'os cortical, d'environ 2mm d'épaisseur, entoure un noyau d'os

spongieux. Dans leur étude sur une PFIP, Bonnet et al. [58] ont montré l'importance de la prise en considération l'anisotropie de l'os. De ce fait, les propriétés élastiques orthotropes ont été assignées à ces deux os. Ce choix nécessite la création des repères orthotropes locaux. Dans le but de simplifier la description, le corps de la mandibule a été découpé en quatre parties comme illustré dans la Figure 5.8. Des repères locaux spécifiques ont été assignés à chacune de ces parties de façon à ce que l'axe L soit parallèle à la ligne sécante du segment d'os considéré. Dans la position initiale de la mandibule, l'axe T est supposé vertical et l'axe R normal au plan défini par les axes L et T.

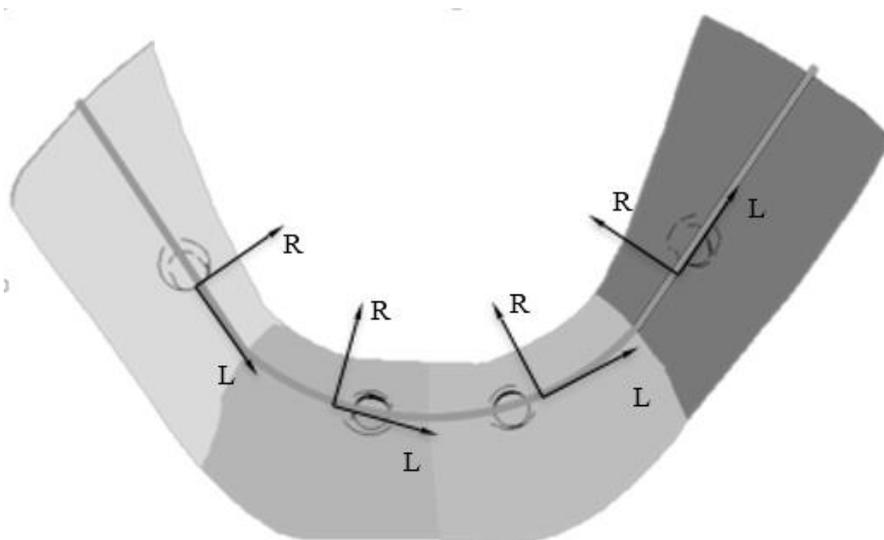


Figure 5.8 : Définition des repères locaux orthotropes du corps de la mandibule

Cinq modèles différents, avec plusieurs combinaisons d'os cortical et spongieux, ont été construits. Le premier modèle correspond aux propriétés orthotropes de l'os de la mandibule indiquées dans le Tableau 5.7. Les valeurs des constantes élastiques des os spongieux et corticaux ont été reprises de Castaño et al. [77].

Tableau 5. 5 : Propriétés mécaniques orthotropes de référence pour l'os cortical et spongieux [77]

Direction	Module de Young [MPa]			Coefficient de Poisson			Module de cisaillement [MPa]		
	L	T	R	LT	TR	LR	LT	TR	LR
Os cortical	22 900	14 200	10 500	0.19	0.31	0.29	6 000	3 700	4 800
Os trabéculaire	960	390	320	0.30	0.30	0.30	170	130	90

Ce choix de propriétés élastiques indique que la mandibule peut être considérée comme de l'os de Type 2 suivant la classification de Lekholm et al. [31].

Dans le but d'identifier les bénéfices et avantages obtenus par l'utilisation des implants T, quatre modèles avec l'os de type 3, 4 et 5 ont également été préparés. A cause du manque de données appropriées, les propriétés élastiques de l'os dégradé ont été obtenues à partir des propriétés de la table 5.7. Il est supposé que l'anisotropie de l'os dégradé reste inchangée par rapport aux valeurs mesurées par Castaño et al. [77]. Les tenseurs des propriétés élastiques des os corticaux et spongieux, \mathbf{C}^C et \mathbf{C}^T , ont été définis par la relation :

$$\mathbf{C}^I(\rho) = \kappa(\rho)\mathbf{C}^{oI}, \quad I \in [C, T] \quad (1)$$

où \mathbf{C}^{oI} est le tenseur de constantes élastiques de l'os de type 2 définis dans le tableau 5.7. La fonction $\kappa(\rho)$, commune aux deux sortes d'os, a été obtenue par le lissage des données expérimentales de la littérature concernant la variation du module de Young longitudinal en fonction de la densité osseuse. La forme du résultat de la fonction de lissage est la suivante :

$$\kappa(\rho) = 0.0294\rho + 0.000958[\exp(3.62\rho) - 1] \quad (2)$$

Par l'utilisation de cette fonction, les densités de l'os cortical et spongieux déterminés par Castano et al. [77] sont estimées à $\rho_o^C = 1.95\text{g/cm}^3$ et $\rho_o^T = 0.82\text{g/cm}^3$, respectivement. Les propriétés d'os corticaux et spongieux dégradés ont été générées par l'application de l'équation (1) pour les densités de 1.87 g/cm^3 , 1.75 g/cm^3 , 0.37 g/cm^3 et 0.12 g/cm^3 .

Tableau 5. 6 : propriétés associées à l'os trabéculaire et cortical dans les différentes configurations

Combinaison	Cortical			Spongieux			Type d'os
	$E_L [MPa]$	α	$\rho \left[\frac{g}{cm^3} \right]$	$E_L [MPa]$	α	$\rho \left[\frac{g}{cm^3} \right]$	
C1S1	22900	1.0	1.95	960	0.0419	0.82	2
C1S2	22900	1.0	1.95	300	0.0131	0.37	3
C1S3	22900	1.0	1.95	96	0.0042	0.12	4
C2S3	16000	0.7	1.85	96	0.0042	0.12	4
C3S3	11450	0.5	1.75	96	0.0042	0.12	5

Le tableau 5.6 récapitule les propriétés associées à de l'os cortical et trabéculaire utilisées pour cette étude. Il indique également le type de la mandibule suivant la classification de Misch [32].

4.4 MAILLAGE

Les implants en « T » sont maillés avec la même taille de mailles que les implants classiques. Les disques sont, quant à eux, maillés à l'aide d'éléments tétraédriques à 10 nœuds avec une taille moyenne de 0.5mm.

La Figure 5.9 illustre le maillage obtenu. Un zoom sur chacun des ATMs est également présenté dans cette figure. Le modèle éléments finis dans la configuration classique compte 143 900 nœuds et 310 719 éléments tandis que le modèle « T » compte 142 555 nœuds et 302 922 éléments.

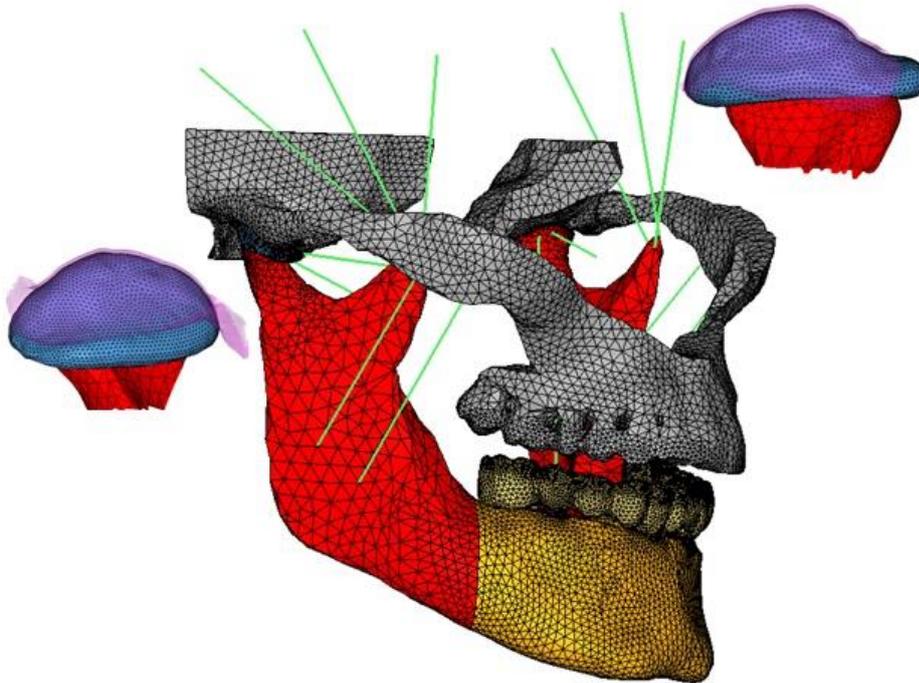


Figure 5. 9 : Modèle EF de l'appareil stomatognathique

4.5 MODELISATION DES ACTIONS MUSCULAIRES

La démarche développée par Alvarez a été utilisée pour réaliser la contraction musculaire. Dans cette analyse, le chargement de serrage a été généré par la contraction musculaire. Les muscles ont été modélisés par les éléments barres possédant une capacité de contraction. Creuillot et al. [78] ont démontré que l'usage de cette méthode discutée plus bas, permet la reproduction de

mouvements complexes de la mandibule déterminés expérimentalement. Cette méthode a été utilisée ici pour générer un état occlusal et une action de serrage.

En supposant que la longueur instantanée $l^{(m)}$ et la force $F^{(m)}$ du muscle (m) sont connues, il est possible de déterminer le profil de la stimulation, $\theta^{(m)}(t)$ reproduisant ces grandeurs.

$$\theta^{(m)}(t) = \frac{1}{\kappa} \left(\ln \frac{l^{(m)}(t)}{l_o^{(m)}} - \frac{F^{(m)}(t)}{S^{(m)}E^{(m)}} \right) \quad (5.3)$$

où κ est un coefficient de contraction choisi arbitrairement, l_o représente la longueur initiale du muscle. S et E sont respectivement la section et le module de Young du muscle. Dans le cas présent, à la vue du mouvement très faible de la mandibule, une approche plus simple a été préférée.

Le mouvement de la mandibule a été décomposé en deux étapes. Dans la première ($0 \leq t \leq t_1$), la mandibule passe de la position de repos ($t = 0$) à la position occlusale $t = t_1$. Les profils d'activation déterminés par Creuillot et al. [78] ont été utilisés pour ce déplacement. Durant la phase de serrage en position occlusale ($t_1 < t \leq t_2$), le mouvement de la mandibule est quasi inexistant. Sans perte de précision, il est supposé que, durant cette étape, la longueur des muscles reste inchangée et égale à $l^{(m)}(t_1)$.

D'après Tanaka et al. [53], les masséters, les muscles temporaux, ptérygoïdiens latéraux et médiaux sont les seuls muscles supposés actifs durant le serrage. Les forces exercées par l'ensemble des muscles restants sont supposées nulles. Par conséquent, les profils de contractions de ces muscles restent inchangés durant la seconde phase. Concernant les muscles actifs, leur longueur reste inchangée mais la force exercée sur la mandibule et le crâne évolue linéairement depuis la valeur de la fin de la première phase jusqu'à l'amplitude finale envisagée. Dans toutes les simulations présentées ici, la force finale correspond à une fraction f de la contrainte maximale admissible supportée par les muscles σ^F multipliée par la section physiologique. En accord avec la littérature [55], la valeur de cette contrainte est de $\sigma^F = 0.4$ MPa. Par conséquent et suivant la relation (3), la valeur maximale du stimulus de contraction $\theta_{max}^{(m)}$ durant le serrage devient :

$$\theta_{max}^{(m)} = \frac{1}{\kappa} \left[\ln \left(\frac{l^{(m)}(t_1)}{l_o^{(m)}} \right) - \frac{f\sigma^F}{E^{(m)}} \right] \quad (5.4)$$

Le profil d'activation des muscles durant la phase de chargement peut être exprimé par l'expression suivante:

$$\theta^{(m)}(t) = \theta_1^{(m)} + \frac{t - t_1}{t_2 - t_1} (\theta_{max}^{(m)} - \theta_1^{(m)}) \quad (5.5)$$

où $\theta_1^{(m)} = \theta^{(m)}(t_1)$ est la valeur du stimulus musculaire à la fin de la première phase de chargement. Nous rappelons que, pour tous les muscles inactifs, ce stimulus est constant durant la seconde phase.

$$\theta^{(m)}(t) = \theta_1^{(m)} \quad (5.6)$$

Le tableau 5.9 collecte les valeurs caractéristiques des profils d'activation pour les muscles gauches : trois ptérygoïdiens (LIP, LSP, MP), trois temporaux (PT, MT, AT) et deux masséters (SM, DM). Une valeur identique de $f = 0.25$ a été choisie pour tous les muscles actifs, excepté pour deux temporaux pour lesquels ce facteur est trois fois plus important ($f = 0.75$). Cette valeur plus importante était nécessaire pour rétablir l'équilibre horizontal des forces musculaires.

Tableau 5. 7 : Points caractéristiques du profil d'activation des muscles durant la deuxième phase de chargement

Stimulation	Type de Muscle							
	LIP	LSP	MP	PT	MT	AT	SM	DM
$\theta_1^{(m)}$	-0.7	-2.3	-7.7	-14.6	-25.0	-33.0	-9.1	-9.3
$\theta_{max}^{(m)}$	-193.7	-193.7	-197.9	-683.1	-691.0	-217.1	-198.9	-199.1
f	0.25	0.25	0.25	0.75	0.75	0.25	0.25	0.25

5 RESULTATS

Le schéma occlusal est quasiment reproduit à l'identique dans les dix simulations menant à des forces musculaires et occlusales, à un chargement des implants et forces de réactions sur les condyles et les fosses quasi identiques. Par conséquence, la distribution des forces sera présentée seulement pour la solution classique (CC) avec les propriétés osseuses de référence (C1S1).

5.1 CONTACT OCCLUSAL ET DISTRIBUTION DES FORCES

5.1.1 Etablissement du contact occlusal

L'activation musculaire adoptée et le maillage dense des arcades dentaires permettent de reproduire un état d'occlusion satisfaisant dans l'ensemble des simulations réalisées. Le schéma occlusal est réparti en quatre zones de contact ($N = 4$) visibles sur la figure 5.10. Les zones rouges correspondent aux points d'occlusion.

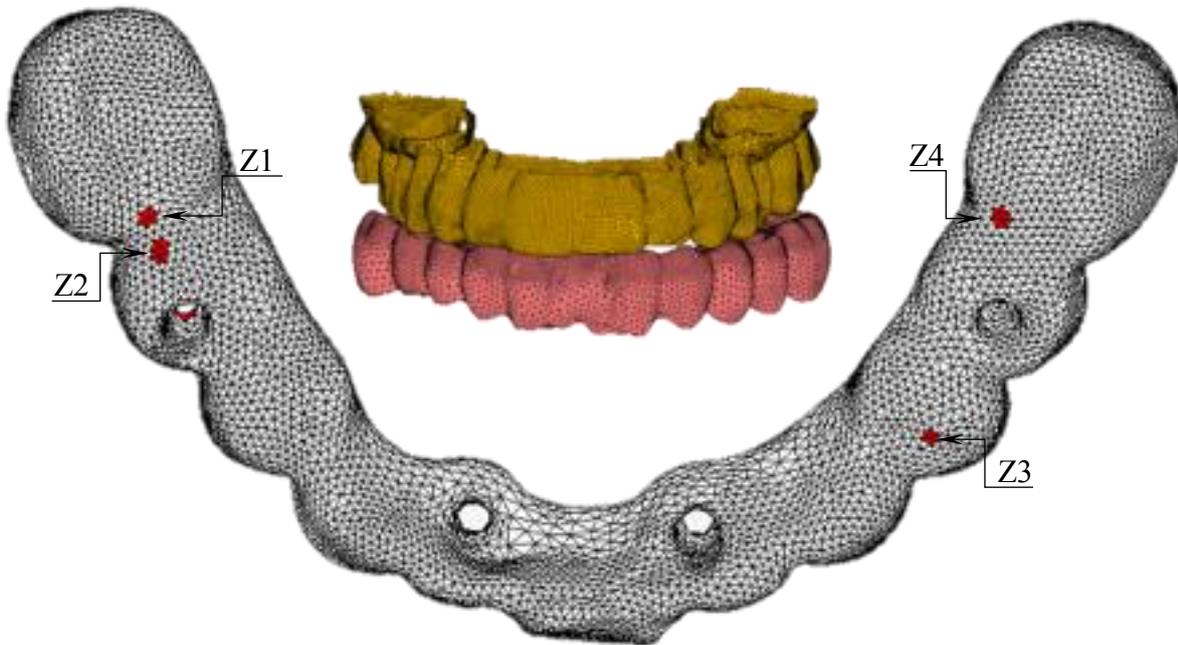


Figure 5. 10 : Etat de contact sur la prothèse : en rouge les nœuds en contact, en blanc-les nœuds sans contact

Le contact est détecté au niveau de la première molaire (Z1) et de la seconde prémolaire (Z2) droite ainsi que sur la première prémolaire (Z3) et la première molaire (Z4) gauche. La force occlusale \vec{P} est définie comme étant la somme de toutes les forces de contact $\vec{C}^{(l)}$ exercées sur chacune des zones.

$$\vec{P} = \sum_{l=1}^N \vec{C}^{(l)}$$

La somme des forces musculaires \vec{A} produisant cette occlusion est la suivante:

$$\vec{A} = 0.23\vec{e}_x + 21.09\vec{e}_y + 1.02\vec{e}_z \quad [N]$$

Comme l'indique l'expression ci-dessus, les composantes sur X et Z de cette force sont relativement faibles.

La force occlusale \vec{P} agissant sur la prothèse est égale à :

$$\vec{P} = -1.95\vec{e}_x - 10.64\vec{e}_y - 0.15\vec{e}_z \quad [N]$$

Cette force est inégalement répartie entre les quatre zones de contact, comme indiqué plus loin dans le tableau 5.10.

Les fosses temporales reprennent la part des forces musculaires restantes. Un léger déséquilibre des forces de réaction apparait sur les fosses droite et gauche tel que :

$$\vec{F}^D = -0.64\vec{e}_x + 4.43\vec{e}_y + 1.40\vec{e}_z \quad [N]$$

$$\vec{F}^G = -1.08\vec{e}_x + 5.54\vec{e}_y - 0.52\vec{e}_z \quad [N]$$

Les forces agissant sur les condyles (\vec{K}^D et \vec{K}^G) sont obligatoirement telles que :

$$\vec{K}^D = -\vec{F}^D$$

et

$$\vec{K}^G = -\vec{F}^G$$

5.1.2 Le serrage

Tel que mentionné précédemment, quel que soit le type de solution prothétique ou la qualité d'os, les forces musculaires ou de contact finales sont pratiquement identiques dans toutes les simulations. Le schéma occlusal, obtenu à la fin de la première étape de chargement, a été maintenu tout au long du serrage. Le profil d'activation du tableau 5.9 mène à la force musculaire résultante finale (au temps t_2) :

$$\vec{A} = -0.58\vec{e}_x + 487.78\vec{e}_y + 22.74\vec{e}_z \quad [N]$$

Comme dans la fin de la première phase de chargement, les composantes X et Z de cette force sont faibles comparées à la composante $A_y = 487.78N$.

Les forces de contact sur les fosses sont égales à :

$$\vec{F}^D = -3.13\vec{e}_x + 84.75\vec{e}_y + 12.65\vec{e}_z \quad [N]$$

$$\vec{F}^G = -22.06\vec{e}_x + 85.29\vec{e}_y + 4.83\vec{e}_z \quad [N]$$

respectivement pour le côté droit et gauche. Il en résulte que durant la phase de serrage, les condyles transmettent à travers les disques, approximativement 36% des actions musculaires au maxillaire (crâne). L'évolution des forces de contacts sur les condyles $\|\vec{K}^D\|$ et $\|\vec{K}^G\|$ est présentée dans la figure 5.11 pour les deux phases de chargement. Il est possible d'observer que les forces croissent linéairement et quasi symétriquement durant la phase de serrage.

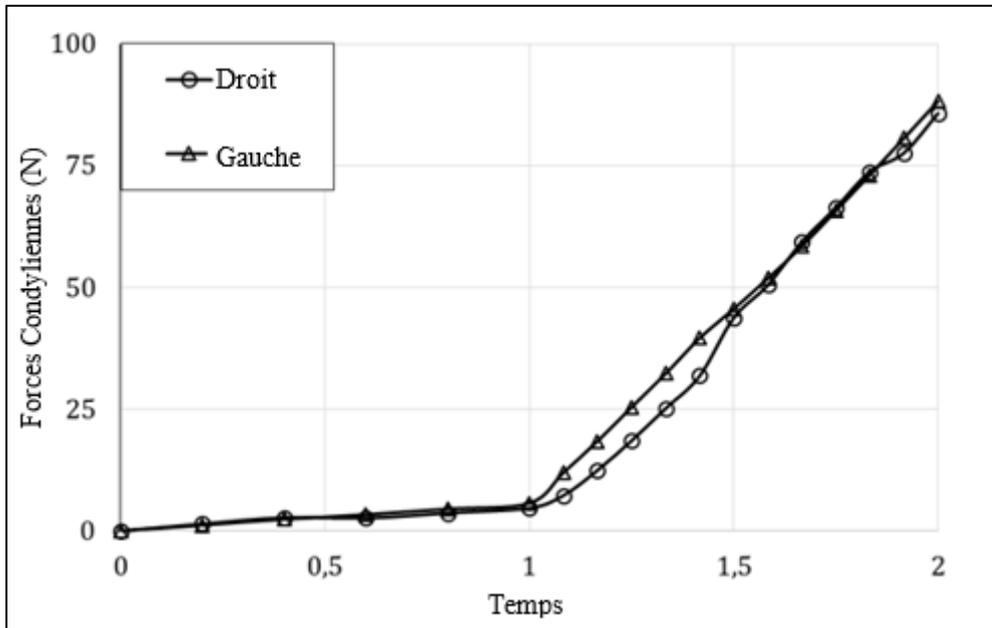


Figure 5. 11 : Evolution des forces de contact sur les condyles durant le serrage

La force d'occlusion obtenue au temps $t_2 = 2.0$ est relativement élevée :

$$\vec{P}_2 = -24.06\vec{e}_x - 319.72 \vec{e}_y - 5.18\vec{e}_z \quad [N]$$

Michael et al. [22] et Mericske-Stern [80] ont reporté que la moyenne de la force d'occlusion maximale P^{max} est d'environ $140 \div 150 N$. La valeur finale de la composante Y de la force d'occlusion obtenue dans cette étude est environ deux fois supérieure. Par conséquent, l'analyse des résultats a été effectuée sur un incrément intermédiaire, au temps $t = 1.42$ qui correspond à la valeur moyenne de la force d'occlusion maximale $P^{max} \approx 140 N$.

Pour ce temps, les actions musculaires sont telles que la résultante des forces musculaires est égale à :

$$\vec{A}_{1.42} = -1.73\vec{e}_x + 209.75 \vec{e}_y + 10.05\vec{e}_z \quad [N]$$

Cette force est obtenue pour la fraction de la contrainte admissible supportée par les muscles PT et MT de 32% et 10.5% pour tous les muscles restant actifs durant le serrage.

La force occlusale au temps $t = 1.42$ est de :

$$\vec{P}_{1.42} = -8.88 \vec{e}_x - 140.42 \vec{e}_y - 1.47 \vec{e}_z \quad [N]$$

Le tableau 5.10 récapitule, pour les trois instants ($t = 1.0, 1.42$ et 2.0) et les deux solutions implantaires (SI), les forces de contact $\vec{C}^{(i)}$ propagées à travers les quatre zones de contact identifiées sur la figure 5.10.

Tableau 5. 8 : Distribution des forces d'occlusion à travers les zones de contact

<i>Temps</i>		<i>1.0</i>		<i>1.42</i>		<i>2.0</i>	
		<i>CC</i>	<i>TC</i>	<i>CC</i>	<i>TC</i>	<i>CC</i>	<i>TC</i>
$\vec{C}^{(1)}$ [N]	C_x	-0.6	0.7	5.5	11.6	14.6	17.0
	C_y	-7.9	-4.7	-75.9	-69.2	-148.4	-141.5
	C_z	0.5	0.1	3.1	2.8	12.5	8.6
$\vec{C}^{(2)}$ [N]	C_x	-0.0	-0.9	0.0	-3.2	0.0	-3.3
	C_y	-0.0	-2.5	0.0	-8.9	0.0	-12.7
	C_z	-0.0	1.5	0.0	5.2	0.0	9.1
$\vec{C}^{(3)}$ [N]	C_x	-1.3	-1.6	-0.7	-6.2	-14.4	-20.2
	C_y	-2.8	-3.4	-1.5	-9.8	-22.9	-32.0
	C_z	-0.6	-1.0	-0.3	-3.8	-9.9	-13.4
$\vec{C}^{(4)}$ [N]	C_x	-0.0	0.0	-13.7	-11.4	-24.2	-18.5
	C_y	-0.0	0.0	-63.0	-49.5	-148.5	-129.4
	C_z	-0.0	0.0	-4.2	-3.2	-7.8	-8.1
\vec{P} [N]	P_x	-1.9	-1.9	-8.9	-9.2	-24.1	-25.1
	P_y	-10.7	-10.7	-140.4	-137.5	-319.7	-315.6
	P_z	-0.1	0.6	-1.5	1.0	-5.2	-3.8

La distribution des forces de contact est légèrement différente entre les deux systèmes implantaires (CC et TC). Cependant, les forces occlusales totales demeurent très proches durant l'ensemble de la simulation.

Les champs de contraintes et de déformations dans l'os péri-implantaire étaient très faibles à la fin de la première phase de chargement et ne sont pas discutés ici. Par contre, la distribution des forces occlusales sur les implants et les contraintes et déformations dans l'os péri implantaire sont présentés ci-après pour une force occlusale de $\|\vec{P}\| \approx 140 \text{ N}$.

5.2 CHARGEMENT MECANIQUE DE L'OS PERI-IMPLANTAIRE

La force occlusale est entièrement transmise à l'os de la mandibule par l'intermédiaire des quatre implants. Le tableau 5.11 résume la distribution des forces sur les implants pour les deux SI et les cinq combinaisons de propriétés osseuses (CBP).

Chapitre 5 : Comparaison de deux systèmes implantaires

Le chargement vertical supporté par l'implant postérieur gauche (LP) augmente légèrement avec la diminution de la qualité osseuse alors que c'est l'inverse qui est observé pour l'implant postérieur droit (RP).

Dans le cas de la combinaison d'os C1S1, les forces agissant sur les implants sont les suivantes :

$$\vec{I}^{DP} = 7.4 \vec{e}_x - 83.6 \vec{e}_y + 0.4 \vec{e}_z \quad [N]$$

$$\vec{I}^{GP} = -11.5 \vec{e}_x - 72.1 \vec{e}_y - 0.1 \vec{e}_z \quad [N]$$

Tableau 5. 9 : Distribution des forces occlusales sur les quatre implants

Composante		$I_x [N]$				$I_y [N]$				$I_z [N]$			
IS	CBP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP
CC	C1S1	7.4	-3.6	1.2	11.5	83.6	6.3	8.9	72.1	0.4	6.7	7.7	0.1
	C1S2	7.0	-3.3	0.9	11.7	83.5	6.3	8.8	72.2	0.7	6.9	8.0	0.3
	C1S3	6.6	-3.0	0.3	12.2	83.6	6.2	8.7	71.9	1.0	7.4	8.4	0.8
	C2S3	6.9	-2.8	0.0	13.4	78.9	5.4	7.5	72.8	4.1	6.3	7.3	2.3
	C3S3	5.7	-2.4	0.3	13.4	78.0	5.4	7.2	72.8	4.3	6.1	7.2	2.7
TC	C1S1	8.5	-1.7	1.5	14.5	81.6	2.4	6.4	64.8	7.3	2.6	6.0	2.8
	C1S2	8.3	-1.5	1.3	14.6	81.4	2.3	6.5	65.0	7.4	2.7	6.2	2.8
	C1S3	7.8	-1.3	1.1	14.8	81.0	2.3	6.5	65.1	7.5	2.9	6.4	3.0
	C2S3	7.4	-1.1	0.5	14.5	80.2	2.0	7.1	67.0	7.4	3.1	6.7	3.3
	C3S3	5.7	-1.0	0.1	14.3	78.7	1.8	7.5	68.0	7.4	3.4	6.8	3.6

L'implant postérieur droit est plus chargé que le gauche. Les composantes Z de ces forces sont très faibles. Les composantes X sont environ dix fois plus faibles que les composantes verticales Y et sont opposées en signe au niveau des implants postérieurs droit et gauche. Ce fait atteste de l'apparition d'un couple non désiré $M_y \approx 0.38 \text{ Nm}$.

Pour les deux solutions implantaires (CC et TC), les deux implants postérieurs sont toujours plus chargés en compression que les implants antérieurs qui sont chargés en traction. Cela est

dû à la distribution des zones de contact (Z1 à Z4) qui sont principalement situées derrière les implants postérieurs.

La notion de contrainte majeure principale est également utilisée ici. Elle est définie comme :

$$\sigma_{\text{majeure}} = \begin{cases} \sigma_I & \text{if } |\sigma_I| \geq |\sigma_{III}| \\ \sigma_{III} & \text{autre cas} \end{cases}$$

La même convention est utilisée pour la classification des déformations principales du tenseur des déformations.

Un exemple des champs de contraintes majeures autour de l'implant postérieur gauche dans la solution classique et T est présenté dans la figure 5.12. Ces images correspondent à la combinaison des os C1S1. Les valeurs extrêmes des contraintes sont localisées dans l'os cortical tandis que les valeurs des déformations majeures se trouvent dans l'os spongieux comme illustré dans la figure 5.12b. Comme prévu, les contraintes négatives relativement élevées sont concentrées dans l'os péri-implantaire en contact avec les implants postérieurs.

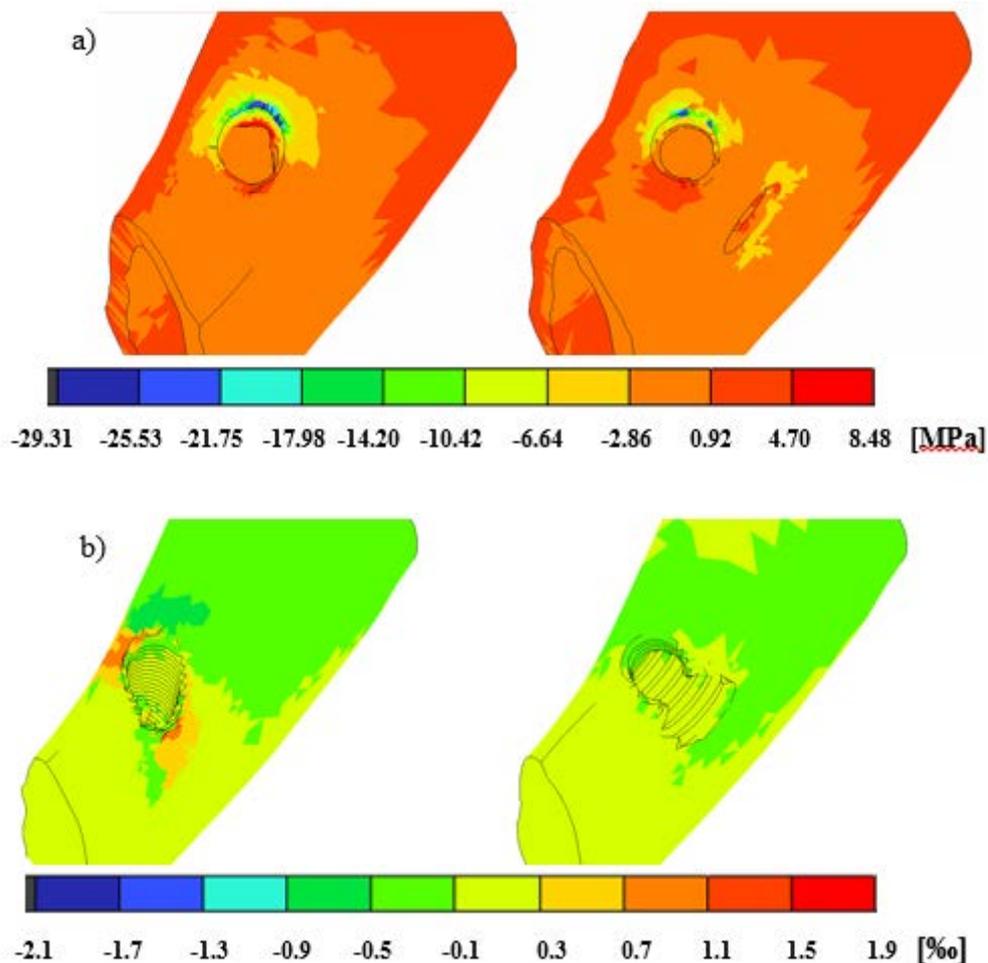


Figure 5. 12 : Comparaison des champs de a) contraintes et b) déformations majeures autour de l'implant postérieur gauche dans la solution CC et TC

Le tableau 5.12 résume les valeurs extrêmes des contraintes et déformations principales maximales et des contraintes équivalentes de von Mises. Ces contraintes sont localisées dans l'os cortical péri-implantaire au niveau de la crête de la mandibule (voir Figure 5.12a) à l'exception de celles marquées avec un astérisque qui s'exercent au voisinage de l'implant horizontal sur la face vestibulaire du corps de la mandibule. Une forte contrainte de compression et une contrainte modérée de traction ont été trouvées aux environs des implants postérieurs :

$$-17.5 \geq \sigma_{III}^{\min} \geq -32.4 \quad [\text{MPa}]$$

Et

$$6.8 \leq \sigma_I^{\max} \leq 14.4 \quad [\text{MPa}]$$

Tableau 5. 10: Valeurs extrêmes des contraintes principales et de von Mises dans l'os cortical péri-implantaire

IS	BPC	σ_{III}^{\min} [MPa]				σ_I^{\max} [MPa]				σ_{VM}^{\max} [MPa]			
		RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP
CC	C1S1	-19.2	-5.7	-3.8	-29.3	7.9	3.4	3.8	8.5	12.8	5.9	3.2	19.8
	C1S2	-19.3	-5.7	-3.9	-30.8	10.0	5.1	5.6	11.1	13.1	5.7	4.3	20.8
	C1S3	-19.9	-6.3	-4.2	-32.4	11.1	6.7	7.5	14.4	13.6	6.0	5.6	21.9
	C2S3	-21.6	-6.3	-4.0	-30.9	10.6	5.8	6.2	14.0	14.5	5.9	4.7	21.2
	C3S3	-21.6	-5.5	-3.6	-29.1	10.4	5.2	5.7	13.0	14.7	5.1	4.3	20.2
TC	C1S1	-17.5	-4.0	-7.0*	-22.1	8.6	4.1	3.4*	6.8	12.3	3.8	5.0*	16.5
	C1S2	-18.5	-5.2	-7.4*	-22.6	10.3	5.6	4.1*	7.2	12.9	5.1	5.2*	16.9
	C1S3	-19.1	-5.6	-7.7*	-23.0	11.4	7.0	6.0*	7.6	13.3	5.6	5.4*	17.1
	C2S3	-19.3	-5.5	-7.1*	-21.4	11.3	6.3	5.0*	7.6	13.6	5.8	4.9*	16.0
	C3S3	-19.5	-5.4	-6.5*	-19.8	10.8	5.7	4.3*	8.1	13.8	5.7	4.4*	14.9

L'os péri-implantaire autour des implants antérieurs est sujet à beaucoup moins de contraintes. En effet, la contrainte de compression pour ces implants est supérieure à -7.5MPa et la contrainte de traction n'excède pas 7.0MPa. Le tableau 5.12 ci-dessus indique que la zone la plus chargée de la mandibule est située près de l'implant LP. La situation la plus critique est obtenue avec la configuration d'os C1S3. Par souci d'exhaustivité, les valeurs extrêmes de la contrainte de von Mises sont également indiquées dans le tableau 5.12. Cette contrainte ne dépasse pas 22 MPa pour cette même configuration CC-C1S3.

Le tableau 5. 13 présente un résumé des valeurs extrêmes des déformations principales dans l'os péri-implantaire spongieux. Les mesures de la déformation sont exprimées en pour mille [‰]. Les quatre dernières colonnes de ce tableau 5.13 indiquent la valeur maximale du stimulus mécanique Ψ défini par la relation :

$$\Psi = \frac{\rho^{mat}}{\rho} w$$

Dans cette expression ρ^{mat} représente la densité de la matière osseuse supposée égale à $\rho^{mat} = 2.2 \text{ g/cm}^3$, ρ est la densité apparente de l'os et $w = 1/2 \varepsilon_{ij}\sigma_{ij}$ représente la densité d'énergie de déformation élastique. Le ratio ρ/ρ^{mat} est une très bonne approximation de la fraction volumique de la matière osseuse dans l'os considéré. Alors, cette définition exprime l'égalité entre l'énergie de déformation de l'os équivalent (poreux) et celle stockée dans l'os réel composé de matière et de vide.

Les résultats résumés dans le tableau 5.13 montrent que, généralement, la dégradation de la qualité de l'os (spongieux et/ou cortical) entraîne une augmentation des déformations et du stimulus. Le niveau maximal du stimulus mécanique est principalement observé sur la crête, excepté dans les cas marqués d'un astérisque pour lesquels Ψ^{max} a été observé dans l'os spongieux au niveau des filets des implants.

Tableau 5. 11 : Valeurs extrêmes des déformations principales et du rapport entre l'énergie de déformation et la densité osseuse

		ε_{III}^{min} [‰]				ε_I^{max} [‰]				Ψ^{max} [J/kg]			
IS	BPC	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP
CC	C1S1	-2.0	-0.4	-0.4	-2.1	2.8	0.8	0.5	2.0	9.50	0.82	0.42	25.18
	C1S2	-2.3	-0.6	-0.7	-2.8	3.7	1.1	1.1	3.4	9.61	1.03	0.94	27.80
	C1S3	-2.2	-1.0	-1.2	-3.2	4.2	1.6	2.2	4.9	10.45	1.69	2.02*	30.86
	C2S3	-3.4	-1.4	-1.5	4.0	6.7	1.5	2.0	6.3	17.45	2.02	2.75*	41.88
	C3S3	-4.6	-1.6	-1.8	-4.9	8.7	2.0	2.4	7.8	27.32*	2.75*	3.67*	54.66
TC	C1S1	-1.7	-0.4	-0.3	-0.6	2.4	1.0	0.6	0.5	8.02	0.61	1.21	15.59
	C1S2	-2.1	-0.6	-0.3	-0.7	3.5	1.3	1.4	0.7	8.87	1.14	1.33	15.90
	C1S3	-2.0	-0.8	-0.3	-0.8	3.9	1.5	2.3	0.9	9.41	1.79	2.02*	16.21
	C2S3	-2.9	-1.0	-0.4	-1.0	5.1	2.1	2.6	1.1	14.13	2.14	2.75*	18.20
	C3S3	-3.9	-1.2	-0.5	-1.3	6.8	2.9	2.9	1.3	20.91	2.61	3.30*	19.92

Pour la solution CC, les valeurs importantes du stimulus, fortement dépendantes de la qualité d'os péri-implantaire, sont obtenues dans l'os cortical au voisinage de LP. Dans la configuration

C3S3, le stimulus atteint $\Psi^{\max} = 54.66$ J/kg. L'utilisation du système T permet de réduire significativement le stimulus à une valeur comprise entre 15 et 20 J/kg pour toutes les combinaisons osseuses.

6 DISCUSSIONS

Dans la littérature, une grande quantité de travaux est consacrée à l'étude numérique d'implants ou de solutions prothétiques. Ils traitent le problème avec une approche locale directe réduite à un morceau d'os recevant un implant individuel sur lequel une force est appliquée en un point [68,71]. Les résultats présentés dans ce travail révèlent l'inaptitude d'une telle approche à bien cerner la répartition des forces occlusales. En effet, ils montrent que la production d'une force occlusale de 140N nécessite une action musculaire de 210N. La différence de 70N entre ces deux forces est récupérée par les deux condyles, générant un moment de flexion dans la section d'os contenant les implants. Ce moment n'est pas pris en compte dans les approches locales.

Les valeurs de forces appliquées aux implants (tableau 5.11) et les contraintes générées dans l'os péri-implantaire (tableau 5.12) révèlent des contradictions apparentes. En effet, dans le cas CC, l'implant RP est plus chargé que l'implant LP mais les contraintes sont plus importantes autour de LP. Une des raisons est que la racine de LP est complètement plongée dans l'os spongieux, tandis que celle de RP est partiellement vissée dans l'os cortical de la fosse submandibulaire. Cela produit une interaction plus rigide et stabilise l'implant RP, surtout dans le cas où le contraste entre les deux types d'os est très important (combinaison C1S3). Pour aller plus loin sur ce sujet, il est possible de décomposer les forces supportées par les implants en une composante axiale I_N et une composante transversale I_T . La composante axiale de la force est obtenue par sa projection sur l'axe de l'implant identifié par le vecteur \vec{n} :

$$I_N = \vec{l} \cdot \vec{n}$$

La composante transversale peut être obtenue de la même manière :

$$I_T = \vec{l} \cdot \vec{t}$$

où le vecteur unitaire \vec{t} est donné par la formule suivante :

$$\vec{t} = \frac{\vec{l} - \vec{n}(\vec{l} \cdot \vec{n})}{\sqrt{1 - (\vec{l} \cdot \vec{n})^2}}$$

Dans cette formule, \vec{l} est le vecteur unitaire dans la direction de la force appliquée, tel que :

$$\vec{l} = \frac{\vec{I}}{\|\vec{I}\|}$$

Il est également possible de calculer l'amplitude de cette force transversale par l'utilisation du théorème de Pythagore :

$$|I_T| = \sqrt{\vec{I} \cdot \vec{I} - (I_N)^2}$$

Puisque les implants sont globalement orientés parallèlement à l'axe Y, voir tableau 5.14, un angle φ entre l'axe X et le vecteur \vec{t} (Figure 5. 10) peut être utilisé pour indiquer clairement la direction de la force \vec{I}_T . Cet angle a été calculé par la relation suivante :

$$\varphi = \cos^{-1}(\vec{e}_X \cdot \vec{t}) = \cos^{-1}(t_X)$$

Les valeurs de I_N , I_T et φ , obtenues pour les différents implants et configurations étudiés sont indiqués dans le tableau 5.14.

Si on considère la première configuration classique, il apparaît clairement que la force axiale est plus importante sur l'implant postérieur droit que le gauche. Cependant, la force transversale, qui induit la contrainte de compression dans la zone de contact entre l'os et l'implant, est significativement plus grande sur LP. De plus, les orientations des forces transversales sont notablement différentes. Le contact direct entre RP et l'os cortical contraint son adaptation au chargement occlusal conduisant à l'apparition d'une valeur élevée de la composante Z de la force. Cela est reflété par la valeur de l'angle φ qui diminue de $\sim 156^\circ$ pour LP à $\sim 120^\circ$ pour RP.

Tableau 5. 12 : Décomposition des forces sur l'implant suivant ses composantes axiales et transversales

Composante		I_N [N]				I_T [N]				φ [°]			
IS	CBP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP	RP	RA	LA	LP
CC	C1S1	82.0	-6.1	-8.6	69.6	17.8	7.7	8.2	22.0	121.9	122.3	103.5	158.5
	C1S2	81.8	-6.2	-8.5	69.7	18.3	7.8	8.4	22.3	122.3	119.7	101.0	158.2
	C1S3	81.8	-6.1	-8.4	69.3	18.7	8.1	8.7	22.9	122.9	116.0	96.6	157.5
	C2S3	76.8	-5.3	-7.2	69.8	20.0	7.0	7.5	24.7	116.4	118.0	94.7	155.3
	C3S3	75.6	-5.3	-7.0	69.8	20.5	6.6	7.4	24.9	118.6	115.4	92.0	154.5
TC	C1S1	79.1	-2.3	-6.1	66.1	22.8	3.2	6.4	7.2	109.8	126.8	107.9	155.0
	C1S2	78.9	-2.2	-6.2	66.2	22.9	3.1	6.6	7.2	110.2	123.0	105.8	155.3
	C1S3	78.4	-2.2	-6.2	66.4	23.1	3.3	6.7	7.3	110.9	117.9	103.5	157.2
	C2S3	77.5	-1.9	-6.9	68.2	22.9	3.3	6.9	6.7	111.8	113.1	98.9	156.5
	C3S3	75.7	-1.7	-7.4	69.3	23.3	3.6	7.0	6.4	115.0	108.8	93.7	157.6

La situation est radicalement différente pour TC. L'implant LP de TC est maintenant soumis à un chargement transversal divisé par 3. Par conséquent, le chargement de l'implant est quasi axial. L'utilisation du système T change la répartition du chargement sur tous les implants. La figure 5.13 montre la redistribution dans le cas de la combinaison C1S1.

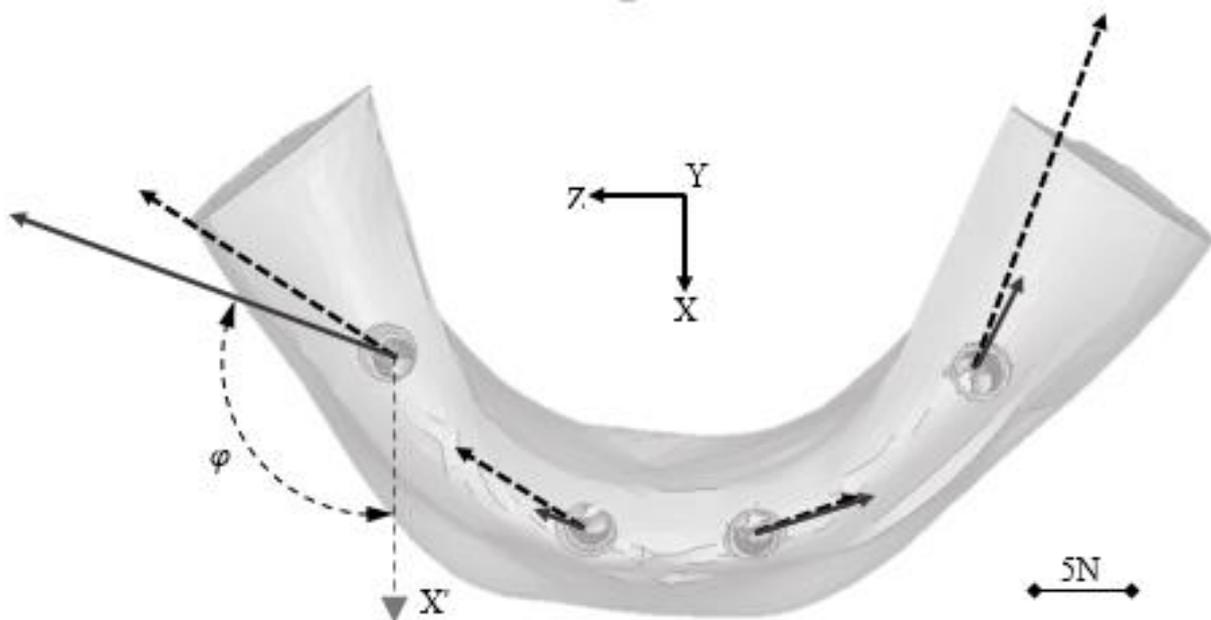


Figure 5. 13 : Comparaison des forces transversales agissant sur les implants; CC en pointillé, TC en continu

La figure 5.13 démontre clairement l'influence de l'orientation de LP et sa stabilisation par trois points d'ancrage dans l'os cortical sur les forces mais également sur les contraintes induites par un chargement occlusal. Il est également important de noter l'augmentation et la réorientation des forces transversales appliquées sur RP. Cependant, ces modifications ne sont pas accompagnées d'un changement significatif des contraintes et déformations dans l'os.

Il semble important de souligner une fois encore que, sans la modélisation complète du système stomatognathique, il est très difficile, voire impossible, d'observer la réorganisation de ce chargement. Les résultats présentés dans ce travail montrent que de légers changements concernant la raideur ou le système implantaire peuvent significativement altérer les champs mécaniques locaux. En contradiction avec de nombreux travaux publiés dans la littérature [71,72], nos résultats révèlent la faiblesse de l'utilisation des implants inclinés, spécialement dans le cas d'une faible densité osseuse ou d'une crête très fine. Des conclusions similaires peuvent être trouvés dans [73]. Manifestement, pour un chargement occlusal d'environ 140N, la contrainte de compression à l'interface os cortical /implant ne dépasse pas -30MPa.

Pour une meilleure reconnaissance des avantages de la solution TC, comparée avec CC basée sur les implants inclinés, les résultats concernant les valeurs minimales des contraintes et déformations principales ainsi que les valeurs du stimulus ont été divisé par I_y , la composante verticale de la force agissant sur les implants. Cette « normalisation » des données a été réalisée pour les implants LP. Les valeurs obtenues dans ce sens sont tracées en fonction de la densité de l'os cortical (respectivement spongieux) en gardant la densité de l'os spongieux (respectivement cortical) constante. Ces graphiques sont illustrées dans la Figure 5.11. Les courbes continues correspondent à la solution CC et celles en pointillés à TC. Elles montrent que l'utilisation du système T diminue significativement toutes les grandeurs étudiées.

La colonne de gauche de cette Figure 5.14 illustre l'influence de la densité de l'os cortical (module de Young) quand les propriétés de l'os trabéculaire sont très faibles ($E_L = 96 \text{ MPa}$). En particulier, l'augmentation de la densité de l'os cortical (module de Young) intensifie les contraintes minimales principales dans cet os. La tendance opposée est observée concernant les déformations minimales principales et le stimulus mécanique maximal. Ces quantités sont réduites avec l'augmentation de la densité osseuse. Il est important de rappeler que ε_{III}^{min} a été identifié dans l'os spongieux, tandis que la valeur maximale du stimulus a été trouvée dans l'os cortical en contact avec LP. Ces deux quantités varient peu dans TC.

La colonne de droite de la Figure 5.10 montre l'influence de la qualité de l'os spongieux sur les mêmes champs mécaniques. Dans ce cas, les propriétés élastiques importantes d'un os compact ($E_L = 22\,900$ MPa) ont été assignées à l'os cortical entourant le corps de la mandibule. L'augmentation de la densité de l'os spongieux génère la diminution simultanée des trois mesures analysées. Cependant, les trois graphiques montrent que la qualité de l'os spongieux a moins d'impact sur les contraintes minimales principales, les déformations et le maximum du stimulus mécanique que dans le cas précédent. C'est particulièrement vrai pour TC.

D'après les travaux de Frost et al.[81], concernant les règles de mécano-régulations, trois seuils de déformations ont été définis vérifiant l'inégalité $\varepsilon_R < \varepsilon_M < \varepsilon_D$. Ils démarquent quatre évolutions possibles de l'os. Lorsque les déformations dans le tissu sont inférieures à ε_R , le phénomène de résorption apparait, la zone morte se trouve entre ε_R et ε_M , la zone de remodelage se situe entre ε_M et ε_D , au-delà, l'os est endommagé.

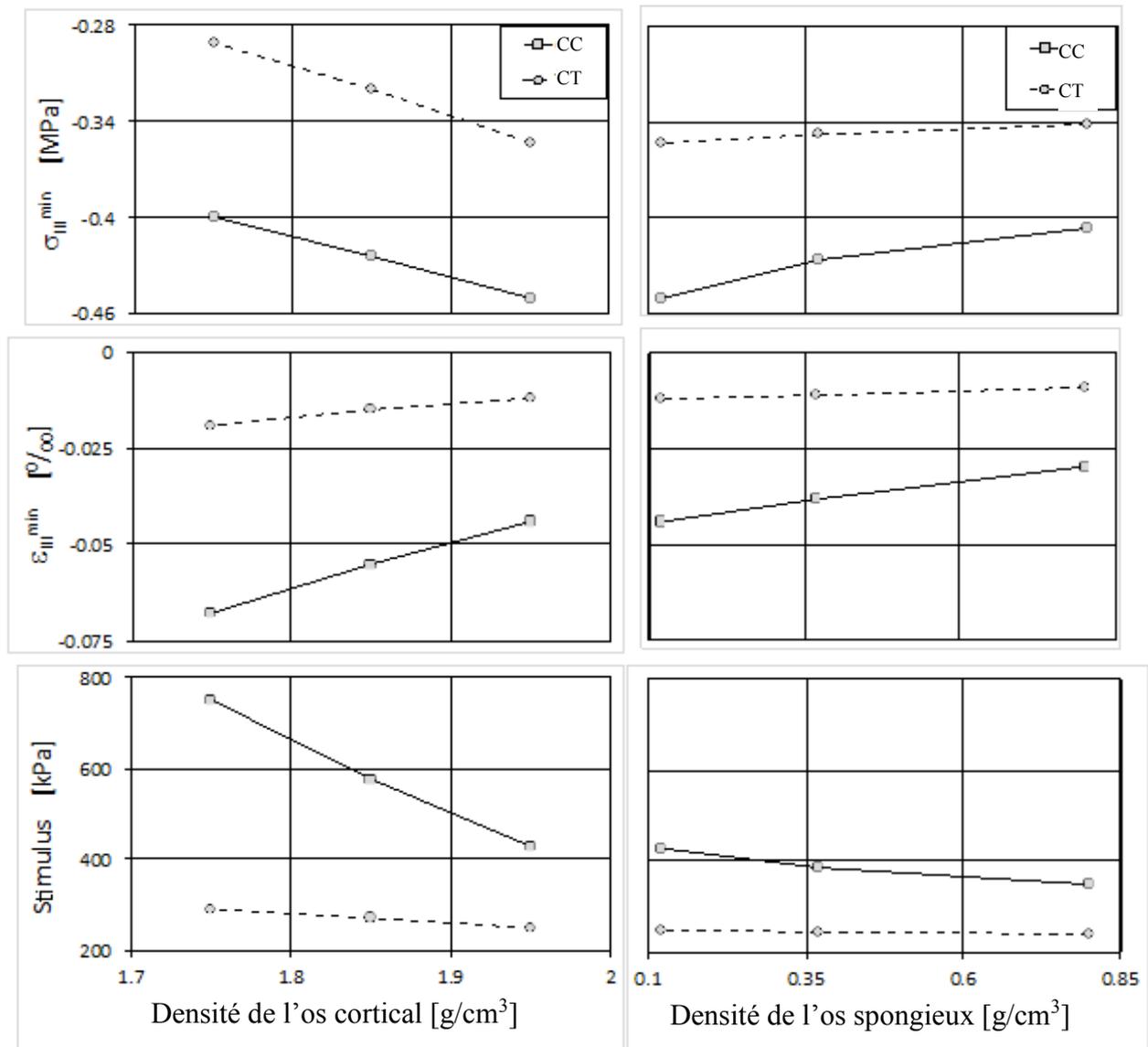


Figure 5. 14 : Contraintes, déformations minimales principales et stimulus en fonction de la densité de l'os spongieux et cortical

Dans la littérature, diverses valeurs ont été associées à ces seuils. Celles de Frost et al. [81], Carter et al. [82] ou McNamara et Prendergast [83] sont les plus fréquemment utilisés, i.e $\epsilon_R = 1\ 000\ \mu\text{m}/\text{m}$, $\epsilon_M = 2\ 000\ \mu\text{m}/\text{m}$ et $\epsilon_D = 3\ 000$ ou $3500\ \mu\text{m}/\text{m}$. L'application directe de ces valeurs aux résultats résumés dans le tableau 5.12 indique que dans le cas classique « All-on-four », il y a un risque d'endommagement local de l'os spongieux pour les types d'os 3, 4 et 5 ($\epsilon_I > 3\ 000\ \mu\text{m}/\text{m}$). Une valeur élevée de la déformation maximale principale de $7\ 800\ \mu\text{m}/\text{m}$ a été obtenue dans le cas C3S3 pour la solution CC. La solution CT réduit cette déformation à moins de $1300\ \mu\text{m}/\text{m}$ évitant ainsi tout risque de fracture pour toutes les combinaisons d'os étudiées. Cependant, cette analyse est simplifiée, basée sur l'hypothèse de Voigt que la déformation globale (correspondant aux résultats EF) est égale à la déformation des trabécules dans l'os spongieux (modèle de Voigt du matériau équivalent). Pour éviter cette forte

approximation, un stimulus correspondant à la densité d'énergie de déformation a été utilisé par de nombreux chercheurs [33]. L'avantage de cette approche est que l'os est supposé composé de matière et de vide, la valeur exacte de la densité d'énergie de déformation stockée dans la substance osseuse peut être calculée en connaissant le rapport BV/TV (volume d'os minéralisé par unité de volume dans l'échantillon). Les limites de ce stimulus sont déduites à partir des valeurs seuil de déformation. Considérons un volume d'os travaillant en traction ou compression simple et le module de Young moyen de la matière approximativement égal à 20GPa. Un simple calcul permet d'obtenir les limites suivantes de stimulus :

$$\psi_R = 0.01 \text{ MPa}; \quad \psi_M = 0.04 \text{ MPa}; \quad \psi_D = 0.09 \text{ MPa} \quad \psi_D' = 0.1225 \text{ MPa}$$

Connaissant ces limites, il est possible d'évaluer les niveaux de forces appliquées sur les implants causant la résorption, le remodelage ou l'endommagement de l'os. Le tableau 5.13 résume les valeurs obtenues en fonction du type d'os.

Tableau 5. 13 : Les forces seuil pour la résorption, remodelage ou endommagement de la crête corticale durant le serrage en fonction du type d'os de la mandibule

IS	Type d'os	F _R [N]	F _M [N]	F _D [N]	F' _D [N]
CC	2 (C1S1)	28.6	114.5	257.7	350.8
	3 (C1S2)	26.0	103.9	233.7	318.1
	4 (C1S3)	23.3	93.2	209.7	285.4
	4 (C2S3)	17.4	69.5	156.4	212.9
	5 (C3S3)	13.3	53.3	119.8	163.1
TC	2 (C1S1)	41.6	166.2	374.0	509.1
	3 (C1S2)	40.9	163.4	367.7	500.5
	4 (C1S3)	40.2	160.7	361.5	492.0
	4 (C2S3)	36.8	147.1	331.1	450.7
	5 (C3S3)	34.1	136.5	307.1	418.0

L'application de cette méthode conduit à des résultats très différents de la première méthode. Comme indiqué dans le tableau 5.13, les valeurs maximales du stimulus sont obtenues dans l'os cortical péri-implantaire ou au niveau des filets des implants dans l'os spongieux. Le risque d'endommagement de l'os est faible dans les deux configurations ($F_D \gg 75N$). Cependant, une différence notable est observée entre les deux configurations CC et TC, surtout dans les os de types 4 et 5. Les résultats montrent également, dans le Tableau 5.10, que les forces dues au

serrage induisent un stimulus situé dans la zone morte, excepté pour les os de type 4 et 5 dans CC. Dans ces deux derniers cas, le remodelage de l'os cortical peut être envisagé.

Cependant, le serrage est un chargement moins restrictif que par exemple une morsure unilatérale d'un aliment rigide sur une molaire. A cause de la position du dernier implant, un effet de porte-à-faux peut provoquer des états de contraintes et déformations plus importants que ces observés ici [71].

7 CONCLUSION

Dans cette partie, deux solutions « all-on-four » dite Classique (CC) et en T (CT) ont été évaluées pour différentes qualités d'os dans la zone mentonnière. Des simulations de serrage ont été réalisées. Ce travail montre que 36% de la force musculaire passe à travers les processus condyliens.

Les résultats montrent que la solution classique, basée sur l'utilisation d'implants inclinés dans les secteurs postérieurs, peut être utilisée dans le cas de l'os de type II sans risque d'endommagement. En revanche, pour les os de type IV et V et même de type III, cette solution peut entraîner un endommagement des tissus osseux, dû à des contraintes et déformations trop importantes. De plus, les résultats présentés concernent une force occlusale modérée de 140N. Dans le cas du bruxisme ou de la morsure, les forces occlusales peuvent être plus importantes et le risque d'endommagement de l'os et la perte de l'implant sont supérieurs.

La solution alternative, étudiée ici, est l'utilisation d'implants spéciaux dit en T. Cette solution utilisant un implant horizontal s'appuyant sur l'os cortical, permet de stabiliser l'implant dans les cas de forte résorption osseuse. Cette solution permet de réduire les risques d'endommagement de l'os, notamment pour les types III, IV et V.

Conclusion et Perspectives

De nos jours, de nombreuses interrogations subsistent quant aux conséquences articulaires et osseuses de la mise en place d'une PFIP dans le cadre d'une restauration d'un édentement total.

Nous avons souhaité, à travers cette thèse, répondre à certaines de ces questions, notamment celles concernant l'impact de la mise en place d'une PFIP sur:

- le changement d'occlusion et ses conséquences concernant le fonctionnement des ATMs,
- la sollicitation de l'os péri-implantaire liée à la géométrie de l'implant.

Cette étude a été conduite à l'aide de modèles numériques éléments finis. Ces derniers offrent l'avantage de pouvoir obtenir des résultats fiables rapidement dans différentes situations d'édentement. Ils se montrent également très utiles dans le cas d'études préliminaires avant de passer aux études in vivo comme dans le cas du test d'un nouveau système implantaire. Différents modèles éléments finis de l'appareil stomatognathique ont été réalisés en prenant en compte les trois systèmes qui le compose, c'est-à-dire les structures osseuses, les articulations et les muscles.

Un premier modèle de l'appareil stomatognathique d'un cas sain servant de référence a été conçu pour le même sujet que celui utilisé dans la thèse d'Alvarez[4]. Des améliorations de la modélisation des ATMs ont été apportées au modèle.

Un second modèle numérique, basé sur les géométries des structures osseuses du cas de référence, a été créé. Un édentement total mandibulaire a été réalisé par la suppression des dents ainsi qu'une résorption osseuse de classe III. Une PFIP basée sur le concept all-on-four a été mise en place afin de restaurer la dentition. Deux systèmes implantaires ont été utilisés afin d'étudier leur incidence sur le comportement de l'os péri-implantaire :

- Les premiers types d'implants étudiés sont ceux couramment utilisés par les dentistes.
- Le deuxième système implantaire est un concept nouvellement breveté par le chirurgien-dentiste K.DADA[3]. Il n'est pas encore mis sur le marché. Il est constitué de deux implants, un implant horizontal vissé à travers le corps de la mandibule et un second vertical prenant l'appui sur le premier.

L'utilisation des mêmes structures osseuses dans les deux cas permet d'établir une comparaison entre les deux modèles et ainsi analyser l'impact de la mise en place d'une PFIP au niveau de la mandibule.

Diverses conclusions sont ressorties de ce travail de recherche.

La comparaison réalisée entre le modèle de référence et celui présenté dans la thèse d'Alvarez a permis d'évaluer l'impact de la modification de la modélisation des articulations temporo mandibulaires. Le changement de formes des disques ainsi que l'ajout de couches de cartilage et d'une capsule articulaire en 3 dimensions ont eu une incidence sur la cinématique de la mandibule au cours d'un mouvement d'ouverture/fermeture. L'avancée des condyles est gênée par cette capsule. La modélisation musculaire, obtenue par une simulation de type "corps rigides" dans la thèse d'Alvarez, n'est plus satisfaisante pour obtenir la même ouverture dans la nouvelle modélisation. Cependant, étant donné que le logiciel utilisé par Alvarez n'est plus maintenu, nous étions contraints de nous contenter des activités musculaires fournies par cette dernière.

La comparaison établie entre le cas de référence et le cas restauré a permis de mettre en évidence que la restauration par prothèse d'un édentement complet mandibulaire peut changer la dimension verticale d'occlusion de la personne. Cette différence impacte la position condylienne dans les fosses temporales provoquant une réorientation des disques articulaires. Dans le cas que nous avons étudié, la mise en place de la prothèse a eu pour conséquences de rééquilibrer les forces de contacts condyliennes des deux côtés lors d'un mouvement d'ouverture/fermeture. Lors de la morsure d'un aliment entre les incisives, nous avons pu constater que les forces de contact divergeaient entre les côtés, conséquences du changement d'occlusion. Cependant, les différences observées entre les deux cas étudiés sont plutôt faibles. Dans ces modèles, il s'agit d'une restauration immédiate, traduit par l'hypothèse que les disques n'ont pas subi de dislocation antérieure conséquente à l'édentement prolongé.

La comparaison des deux systèmes implantaires, a permis de mettre en évidence l'avantage de la solution nouvellement brevetée, notamment dans les os de type IV et V. La mise en place de l'implant en T permet de récupérer des contraintes dans l'os cortical péri-implantaire dans les parties linguale et vestibulaire alors qu'avec un implant classique seul l'os péri implantaire au niveau de la crête est sollicité. La diminution des contraintes péri-implantaires permet de réduire les risques d'endommagement de l'os et par la même occasion le décèlement de l'implant.

Conclusion et Perspectives

En perspective de ce travail, la modélisation de l'appareil stomatognatique pourra être améliorée par la mise en place des points suivants :

- une acquisition de la géométrie des disques par IRM afin d'obtenir la forme et position réelles de ces structures articulaires,
- la prise en compte de la dislocation antérieure des disques articulaire lors d'un édentement prolongé,
- la caractérisation de la loi de comportement des disques articulaires doit être entreprise. Des premiers travaux sur cette thématique ont été effectués dans le laboratoire sur les disques porcins.
- une nouvelle modélisation dans un logiciel possédant des éléments muscles, comme FEBio, permettrait d'obtenir une meilleure estimation des activités musculaires nécessaires au mouvement en présence de la capsule.
- la morsure d'aliments au niveau des molaires

Au niveau des systèmes implantaires, une simulation prenant en compte le remodelage osseux pourra être mise en place afin d'évaluer plus précisément le risque de résorption ou d'endommagement de l'os dû à des déformations pas assez ou trop importantes.

Références

- [1] Escure S. L'édentement total et argent : Aspects éthiques 1999.
- [2] Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5:2.
- [3] Dada K. Dispositif implantable de chirurgie dentaire. WO2014203149A1, 2014.
- [4] Alvarez Areiza D. Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique. Université de Lorraine, n.d.
- [5] https://fr.wikipedia.org/wiki/Système_de_référence_en_anatomie. n.d.
- [6] <http://www.sci-sport.com/theorie/001-02.php>. n.d.
- [7] Kamina P. Anatomie clinique. Tome 2, Tome 2,. Paris: Maloine; 2006.
- [8] Pullinger AG, Bibb CA, Ding X, Baldioceda F. Contour mapping of the TMJ temporal component and the relationship to articular soft tissue thickness and disk displacement. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1993;76:636–46. doi:10.1016/0030-4220(93)90075-F.
- [9] Bumann A, Lotzmann U. Function-oriented evaluation of craniomandibular diseases. Stuttgart; New York: Thieme; 2002.
- [10] Bonnefoy C, Chikhani L, Dichamp J. Anatomie descriptive et fonctionnelle de l'articulation temporo-mandibulaire. *Actual Odonto-Stomatol* 2013;4–18. doi:10.1051/aos/2013502.
- [11] Athanasiou KA. Tissue engineering of temporomandibular joint cartilage. [San Rafael, Calif.]: Morgan & Claypool Publishers; 2009.
- [12] Dargaud J, Vinkka-Puhakka H, Cotton F, Corso MD, Bruy J, Vialle B, et al. Rapports de dissection sur la connaissance de l'articulation temporomandibulaire. *Datatraitesod123-46592* 2007.
- [13] 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. doi:10.1016/j.joca.2013.01.010.
- [14] Bodin C, Grazioli L, Abjean J. Altérations fonctionnelles de l'articulation temporomandibulaire. *Datatraitesod123-31579* n.d.
- [15] Chen J, Akyuz U, Xu L, Pidaparti RMV. Stress analysis of the human temporomandibular joint. *Med Eng Phys* 1998;20:565–72. doi:10.1016/S1350-4533(98)00070-8.
- [16] Mori H, Horiuchi S, Nishimura S, Nikawa H, Murayama T, Ueda K, et al. Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching. *Arch Oral Biol* 2010;55:879–86. doi:10.1016/j.archoralbio.2010.07.011.
- [17] Pérez 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. doi:10.1016/j.medengphy.2006.02.009.
- [18] Hirose M, Tanaka E, Tanaka M, Fujita R, Kuroda Y, Yamano E, et al. Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *Eur J Oral Sci* 2006;114:441–8. doi:10.1111/j.1600-0722.2006.00389.x.
- [19] Tanaka E, del Pozo R, Tanaka M, Asai D, Hirose M, Iwabe T, et al. Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening. *Med Eng Phys* 2004;26:503–11. doi:10.1016/j.medengphy.2004.03.001.

Références

- [20] Abe S, Kawano F, Kohge K, Kawaoka T, Ueda K, Hattori-Hara E, et al. Stress analysis in human temporomandibular joint affected by anterior disc displacement during prolonged clenching. *J Oral Rehabil* 2013;40:239–46. doi:10.1111/joor.12036.
- [21] Aoun M, Mesnard M, Monède-Hocquard L, Ramos A. Stress analysis in the temporomandibular joint disc during maintained clenching using a viscohyperelastic finite element model. *J Oral Maxillofac Surg* n.d. doi:10.1016/j.joms.2013.11.031.
- [22] <http://svtmarcq.e-monsite.com/pages/cellule-musculaire-2.html>. n.d.
- [23] <http://conseildentaire.com/2012/01/09/anatomie-des-muscles-masticateurs-par-le-dr-a-hauteville/>. n.d.
- [24] Yem. Les dents et leur numérotation. *Antisèches Consult En Médecine Générale* 2013. <https://antiseche.wordpress.com/2013/05/02/les-dents-et-leur-numerotation/> (accessed April 26, 2016).
- [25] <http://drlamarre.com/portfolio-view/malocclusions/>. n.d.
- [26] Sutton DN, Lewis BRK, Patel M, Cawood JI. Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2004;33:676–82. doi:10.1016/S0901-5027(03)00132-2.
- [27] Sadoul A. Résorptions osseuses importantes des régions postérieures maxillaires : implants courts ou thérapeutiques d'aménagement de la zone sous-sinusienne? *Comparaison suivi et résultats* 2013:109.
- [28] Carlsson GE, Persson G. Morphologic changes of the mandible after extraction and wearing of dentures. A longitudinal, clinical, and x-ray cephalometric study covering 5 years. *Odontol Revy* 1967;18:27–54.
- [29] Atwood DA. Postextraction changes in the adult mandible as illustrated by microradiographs of midsagittal sections and serial cephalometric roentgenograms. *J Prosthet Dent* 1963;13:810–24. doi:10.1016/0022-3913(63)90225-7.
- [30] Cawood JI, Howell RA. A classification of the edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Surg* 1988;17:232–6.
- [31] Lekholm U, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue integrated prostheses*. Patient Sel. Prep., Chicago : Quintessence Publishing Co.Inc; 1985, p. 199–209.
- [32] Misch CE. *Density of Bone: Effect on Treatment Planning, Surgical Approach, and Healing*. *Contemp. Implant Dent.*, St Louis: Mosby; 1993, p. 469–85.
- [33] Lin D, Li Q, Li W, Swain M. Dental implant induced bone remodeling and associated algorithms. *J Mech Behav Biomed Mater* 2009;2:410–32. doi:10.1016/j.jmbbm.2008.11.007.
- [34] Wong FY, Pal S, Saha S. The assessment of in vivo bone condition in humans by impact response measurement. *J Biomech* 1983;16:849–56. doi:10.1016/0021-9290(83)90009-X.
- [35] Shetty R. Prevalence of Signs of Temporomandibular Joint Dysfunction in Asymptomatic Edentulous Subjects: A Cross-Sectional Study. *J Indian Prosthodont Soc* 2010;10:96–101. doi:10.1007/s13191-010-0018-9.
- [36] 刘洪臣, 周继林, 洪民, 等. 无牙颌下颌后退闭合位的CT及MRI观察. *Chin J Stomatol* 1993;28:44–6.
- [37] Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1–132.
- [38] <http://www.psmillenaire.fr/centre-dentaire/protheses-dentaires>. n.d.
- [39] conseildentaire.com/2014/03/29/crochets-et-attachements-en-prothese-mobile/. n.d.
- [40] Postaire M, DAAS M, Dada K. *Prothèse et implant pour l'édenté complet mandibulaire*. Paris Quintessence Int 2006.
- [41] www.nobelbiocare.com. n.d.

Références

- [42] Koepfel T, Sapin-De Broses E, Bonnet A-S. Three dimensional functional analysis of the human mandibular movements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2015;1–2. doi:10.1080/10255842.2015.1069569.
- [43] Pileicikiene G, Varpotas E, Surna R, Surna A. SCIENTIFIC ARTICLES *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 9:27-32, 2007 SCIENTIFIC ARTICLES. n.d.
- [44] Savoldelli C, Bouchard P-O, 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. doi:10.1007/s00276-011-0917-4.
- [45] Aoun M. Elaboration et validation d'un modèle de l'articulation temporo-mandibulaire par éléments finis. Bordeaux 1; 2010.
- [46] 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. doi:10.1016/S1350-4533(02)00191-1.
- [47] Liu Z, Fan Y, Qian Y. Comparative evaluation on three-dimensional finite element models of the temporomandibular joint. *Clin Biomech* 2008;23:S53–8. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.12.011.
- [48] Beek M, Koolstra JH, van Ruijven LJ, van Eijden TMGJ. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2000;33:307–16. doi:10.1016/S0021-9290(99)00168-2.
- [49] Jaisson M, Lestriez P, Taiar R, Debray K. Finite element modeling of TMJ joint disc behavior. *Int Orthod* 2012;10:66–84. doi:10.1016/j.ortho.2011.12.009.
- [50] Commisso MS, Martínez-Reina J, Ojeda J, Mayo J. Finite element analysis of the human mastication cycle. *J Mech Behav Biomed Mater* 2015;41:23–35. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.09.022.
- [51] Commisso MS, Martínez-Reina J, Mayo J. A study of the temporomandibular joint during bruxism. *Int J Oral Sci* 2014;6:116–23. doi:10.1038/ijos.2014.4.
- [52] Hirose M, Tanaka E, Tanaka M, Fujita R, Kuroda Y, Yamano E, et al. Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. *Eur J Oral Sci* 2006;114:441–8. doi:10.1111/j.1600-0722.2006.00389.x.
- [53] Tanaka E, Hirose M, Koolstra JH, van Eijden TMGJ, Iwabuchi Y, Fujita R, et al. 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. doi:10.1016/j.joms.2007.06.640.
- [54] Savoldelli C, Bouchard P-O, Manière-Ezvan A, Bettega G, Tillier Y. Comparison of stress distribution in the temporomandibular joint during jaw closing before and after symphyseal distraction: a finite element study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2012;41:1474–82. doi:10.1016/j.ijom.2012.06.005.
- [55] Hannam AG, Stavness I, Lloyd JE, Fels S. A dynamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing. *J Biomech* 2008;41:1069–76. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.001.
- [56] Pérez del Palomar A, Doblaré M. Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursions of the mandible. *J Biomech* 2006;39:2153–63. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.06.020.
- [57] Janc K. Modélisation micromécanique des propriétés élastiques du tissu osseux à partir de données tomographiques. n.d.
- [58] Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009;31:806–15. doi:10.1016/j.medengphy.2009.03.004.

Références

- [59] 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. doi:10.1054/ijom.2001.0132.
- [60] Beek M, Koolstra JH, van Eijden TMGJ. Human temporomandibular joint disc cartilage as a poroelastic material. *Clin Biomech Bristol Avon* 2003;18:69–76.
- [61] Hill AV. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proc R Soc B Biol Sci* 1938;126:136–95. doi:10.1098/rspb.1938.0050.
- [62] Thelen DG. Adjustment of Muscle Mechanics Model Parameters to Simulate Dynamic Contractions in Older Adults. *J Biomech Eng* 2003;125:70. doi:10.1115/1.1531112.
- [63] MSC SimCompanion - MSC.Marc Volume A: Theory and User Information n.d. <https://simcompanion.mscsoftware.com/infocenter/index?page=content&id=DOC9245> (accessed June 28, 2016).
- [64] Aoun M, Mesnard M, Monède-Hocquard L, Ramos A. Stress Analysis of Temporomandibular Joint Disc During Maintained Clenching Using a Viscohyperelastic Finite Element Model. *J Oral Maxillofac Surg* 2014;72:1070–7. doi:10.1016/j.joms.2013.11.031.
- [65] Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Brete C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: Comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008;30:218–25. doi:10.1016/j.medengphy.2007.02.005.
- [66] Thiel B. In situ Mechanical Testing of Fully Hydrated Carrots (*Daucus carota*) in the Environmental SEM. *Ann Bot* 1998;82:727–33. doi:10.1006/anbo.1998.0732.
- [67] Williams SH, Wright BW, Truong V den, Daubert CR, Vinyard CJ. Mechanical properties of foods used in experimental studies of primate masticatory function. *Am J Primatol* 2005;67:329–46. doi:10.1002/ajp.20189.
- [68] Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of Implant Design and Bone Quality on Stress/Strain Distribution in Bone Around Implants: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003;18:357–68.
- [69] http://www.victoryimplants.fr/fr/diskimplant_h.php n.d.
- [70] dentalimplants.uchc.edu n.d.
- [71] Takahashi T, Shimamura I, Sakurai K. Influence of number and inclination angle of implants on stress distribution in mandibular cortical bone with All-on-4 Concept. *J Prosthodont Res* 2010;54:179–84. doi:10.1016/j.jpor.2010.04.004.
- [72] Fazi G, Tellini S, Vangi D, Branchi R. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Different Implant Configurations for a Mandibular Fixed Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:752–9.
- [73] Naini RB, Nokar S, Borghei H, Alikhasi M. Tilted or parallel implant placement in the completely edentulous mandible? A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011;26:776–81.
- [74] Pierrisnard L, Hure G, Barquins M, Chappard D. Two dental implants designed for immediate loading: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002;17:353–62.
- [75] Contribution à l'étude du comportement biomécanique de l'environnement d'un implant dentaire n.d. <http://www.theses.fr/074465651> (accessed April 20, 2016).
- [76] Bumann A, Lotzmann U. Function-oriented evaluation of craniomandibular diseases. Stuttgart; New York: Thieme; 2002.
- [77] Castaño MC, Zapata U, Pedroza A, Jaramillo JD, Roldán S. Creation of a three-dimensional model of the mandible and the TMJ in vivo by means of the finite element method. *Int J Comput Dent* 2002;5:87–99.

Références

- [78] V. Creuillot C.Dreistadt, K.J.Kalinski, P.Lipinski. Mechatronic Design towards investigation of the temporo-mandibular joint behaviour 2016; 15:32.
- [79] Michael CG, Javid NS, Colaizzi FA, Gibbs CH. Biting strength and chewing forces in complete denture wearers. J Prosthet Dent 1990;63:549–53.
- [80] Mericske-Stern R. L'efficacité masticatoire 2003;14:173–85.
- [81] Frost HM. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod 2004;74:3–15. doi:10.1043/0003-3219(2004)074<0003:AUOBPA>2.0.CO;2.
- [82] Carter DR, Caler WE, Spengler DM, Frankel VH. Fatigue behavior of adult cortical bone: the influence of mean strain and strain range. Acta Orthop Scand 1981;52:481–90.
- [83] McNamara LM, Linden JCV der, Weinans H, Prendergast PJ. Stress-concentrating effect of resorption lacunae in trabecular bone. J Biomech 2006;39:734–41. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.12.027.