HAL
open science

Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique

Diego Alvarez Areiza

To cite this version:

Diego Alvarez Areiza. Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique. Autre. Université de Lorraine, 2014. Français. NNT : 2014LORR0335 . tel-01751572

HAL Id: tel-01751572

https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01751572v1

Submitted on 29 Mar 2018

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

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

UNIVERSITÉ DE LORRAINE

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

Ecole doctorale EMMA
Energie, Mécanique, Matériau

THÈSE

Pour l'obtention du titre de :

DOCTEUR de L'UNIVERSITÉ DE LORRAINE

Spécialité : Science des matériaux

Option: Biomécanique

Présentée par :

Diego ALVAREZ AREIZA

Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM) à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique

---

Thèse soutenue publiquement le 22 Avril 2014 à Metz devant le jury composé de :

Michel MESNARD	Professeur, Université de Bordeaux 1	Rapporteur
Narcisse ZWETYENGA	Professeur, Université de Franche Comté	Rapporteur
Redha TAIAR	Professeur, Université de Reims	Examinateur
Guillaume DUBOIS	Directeur Scientifique & Technique OBL	Examinateur
Emilie DEBROSSES	McF, Université de Lorraine	Examinateur
Paul LIPINSKI	Professeur, ENIM	Directeur de thèse
Anne-Sophie BONNET	McF, ENIM	Co-Directeur de thèse
Jean-Charles KOHAUT	Faculté Dentaire Paris V	Invité

Laboratoire de mécanique, **B**iomécanique, **P**olymères, **S**tructure, E.A. 4632
École Nationale d'Ingénieur de Metz
1 route d'ars Laquenexy, 57078 Metz Cedex 3, France

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION **11**

I. ARTICULATION TEMPORO-MANDIBULAIRE (ATM) **17**

1. Anatomie de l'ATM **19**
1.1 Surfaces osseuses 20
Mandibule et surface articulaire 20
Os temporal et surface articulaire 21
1.2 Disque articulaire et capsule articulaire 22
Les synoviales 23
Attaches du disque et capsule 23
1.3 Muscles 24
Muscles élévateurs de la mandibule 24
Muscles Abaisseurs de la mandibule 25
1.4 Ligaments 26
Les ligaments intrinsèques 26
Les ligaments extrinsèques 26
1.5 Relation de position entre le condyle et la fosse 27
1.6 Mouvements de la mandibule 28
Mouvement d'Ouverture-Fermeture (OF) 28
Mouvement de diduction ou latérotrusion 28
Mouvement de Protrusion-Rétrusion 29

2. Dysfonctionnements de l'ATM **30**
2.1 Désordres musculaires pour l'ATM : 30
2.2 Désordres articulaires pour l'ATM : 30
L'altération du déplacement du disque 30
Dislocation 32
Ostéo-arthrite 32
Ankyloses 32
Fractures et désordres héréditaires 32

3. Solutions prothétiques pour l'ATM **33**
3.1 Prothèses glénoïdes 33
3.2 Prothèses condyliennes 34
3.3 Prothèses Totales 35
3.4 Prothèses d'ATM disponibles sur le marché 36

4. Conclusions partielles **38**

5. Objectifs de l'étude **39**

II. ESSAIS D'USURE : INTERACTION DE CONTACT ENTRE LA ZIRCONE ET L'OS PORCIN **41**

1. L'usure : paramètre prépondérant du remplacement prothétique **43**

2. Matériaux et méthodes 44
2.1 Matériaux en contact 44
Zircone 44
Tissu osseux 46
2.2 Conditions de travail de l'ATM 47
2.3 Paramètres de l'étude 49
2.4 Dispositif Expérimental 50
2.5 Définition d'un plan d'expériences : 51
2.6 Echantillons des matériaux en contact 52
Echantillons de Zircone 52
Echantillons d'os 53
2.7 Sérum bovin 56
2.8 Protocole d'essai 56
Estimation de la masse 57
Estimation du volume 57
2.9 Quantification de l'usure 58

3. Résultats 60
3.1 Usure de la Zircone 60
3.2 Evolution des usures massique et volumique de l'os 60
3.3 Vérification de la validité de la loi d'Archard 66
3.4 Loi d'usure d'os en régime rodé 69
3.5 Généralisation au régime de rodage 72
3.6 Evolution de la densité de l'os 73
3.7 Comparaison du taux d'usure avec la littérature 74

4. Taux de restitution Osseuse 76

5. Conclusions partielles 77

III. CARACTERISATION DE L'ATM : ETAPE D'ACQUISITION 79

1. Protocole de caractérisation de l'ATM : acquisition 81

2. Moyens d'exploration de l'ATM 82
2.1 Moyens Radiographiques 82
Radiographie 82
Tomographie 83
IRM 84
2.2 Acquisitions des déplacements articulaires 85

3. Matériels et méthodes 87
3.1 Acquisition cinématique : Système Zebris 87
3.2 Acquisition de la géométrie : examen radiologique 87
3.3 Protocole d'acquisition 88
Acquisition cinématique 89
Acquisition de la géométrie 90
3.4 Sujets d'étude 91
3.5 Définition du repère d'interprétation 92

4. Résultats 94
4.1 Cinématique articulaire 94
Mouvement de diduction et protrusion 98
4.2 Acquisition géométrique : Résultats 99
Fosse articulaire 99
Analyse de la mandibule 101

5. Conclusions partielles 103

IV. MODELISATION NUMERIQUE DE L'ATM : SIMULATION CORPS RIGIDES 105

1. Modélisation numérique dans le cas de l'ATM 107

2. Généralités de la modélisation de l'ATM 108
2.1 Modélisation de corps rigides (CR) 108

3. Elaboration d'un modèle de Corps Rigides de l'ATM 112
3.1 Définition de la mandibule et du maxillaire 112
3.2 Définition du disque interarticulaire 113
Géométrie et position 113
Propriétés mécaniques du disque articulaire 115
Définition du contact dans la simulation de CR 116
Friction entre les corps en contact 118
3.3 Muscles 119
Formulation muscles : simulation CR 121
3.4 Définition des attaches du disque articulaire 121
Propriétés mécaniques des tissus connectifs 122
Propriétés mécaniques des attaches disco-condyliennes 123
Propriétés mécaniques de l'attache disco-temporale 124
Attaches disco articulaires pour la simulation CR 125
3.5 Simulations LifeMOD 126

4. Résultats : simulation CR 129
Cinématique 129
Force de contact 131
Activité musculaire 132
Analyse de sensibilité du modèle 134

5. Limitation et perspectives de la simulation 135

6. Conclusions partielles 136

V. MODELISATION NUMERIQUE DE L'ATM : SIMULATION PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS 139

1. Modélisation de l'ATM par la méthode des EF 141

2. Généralités sur la modélisation EF de l'ATM 142

3. Construction d'un modèle EF de l'ATM 146
3.1 Définition des solides pour la simulation EF 146
Maillage du maxillaire et de la mandibule 146
Propriétés mécaniques du maxillaire et de la mandibule 146
Maillage des disques articulaires 147
Propriétés mécaniques du disque articulaire 148
3.2 Formulation muscles simulation EF 148
3.3 Attaches disco articulaires pour la simulation EF 150
3.4 Conditions de la simulation EF 151

4. Résultats simulation EF 152
4.1 Comportement de l'attache temporo-discale 152
4.2 Cinématique 152
4.3 Force de contact 154
4.4 Zones de contact et contraintes à l'ouverture maximale 156
4.5 Discussion du cas pathologique 159

5. Conclusions partielles 163

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES 165

BIBLIOGRAPHIE 171

ANNEXE 1 : TRANSFORMATION DE REPERE 189
Représentation des données tomographiques dans $\boldsymbol{RC}$ 191
Position de la mandibule dans $\boldsymbol{RC}$ 192

Introduction

L'intérêt pour la réhabilitation des affections articulaires ne cesse, ces dernières années, de grandir. Qu'elles soient d'origine pathologique ou traumatique, ces lésions ont la plupart du temps de lourdes conséquences sur la qualité de vie des personnes, et elles ont donc un impact primordial sur le bien-être et l'état physiologique du patient.

La dégénération articulaire est la phase finale d'un processus de destruction du cartilage articulaire, qui se traduit par une douleur intense, une perte de mouvement et parfois, des déformations des surfaces articulaires. Contrairement à l'os, le cartilage a une capacité très limitée de réparation. Par conséquent, lorsqu'il est exposé à une grave blessure mécanique, chimique ou métabolique, les dommages sont permanents et souvent progressifs. L'arthrose articulaire est la condition dégénérative la plus courante, elle provoque une détérioration qui peut conduire à un remplacement articulaire.

La possibilité de remplacer une articulation endommagée avec des implants prothétiques a permis le soulagement de millions de patients qui, autrement, auraient été sévèrement limités dans leurs activités courantes et condamnés à vivre avec la douleur. Une prothèse articulaire est justifiée quand l'usure de l'articulation entraîne des douleurs (gêne subjective) qui ne sont plus calmées par le traitement médical, ainsi que par une altération fonctionnelle (gêne objective).

Le défi pour les fabricants des prothèses est de créer de nouvelles solutions plus adaptées, en générant un meilleur résultat pour le bien être du patient. Les innovations dans ces solutions prothétiques incluent l'utilisation de nouveaux matériaux, ainsi qu'une conception sur mesure, basées sur une meilleure connaissance du fonctionnement du corps humain.

Dans le cadre de l'Articulation Temporo Mandibulaire (ATM), on recense une vaste liste de pathologies. A l'heure actuelle, il n'existe pas de consensus dans la communauté scientifique, sur le type de traitement pour les troubles de l'ATM. Nous pouvons classifier ces traitements en deux types : les traitements non-invasifs, tels que la physiothérapie et les gouttières occlusales, qui cherchent à établir la position mandibulaire souhaitée et les traitements invasifs, tels que l'arthrocentèse (drainage du liquide synovial) ou les traitements chirurgicaux. Il existe un grand écart entre les traitements invasifs et non invasifs. Dans certains cas, un traitement non invasif peut ne pas être efficient, et par conséquent l'articulation continue à se dégénérer. Le traitement invasif apparaît alors comme la voie ultime.

Les traitements chirurgicaux cherchent à calmer les symptômes des désordres avec la modification de la forme des surfaces articulaires. Ce type d'approche inclut les greffes et/ou l'implantation de matériaux biocompatibles. Souvent, ces remplacements sont très lourds pour les patients.

Le travail présenté dans ce manuscrit a été réalisé en collaboration avec la société OBL dans le cadre d'une convention CIFRE. L'objectif principal de cette collaboration a été d'étudier une solution intermédiaire de remplacement unilatéral de l'ATM, plus efficace que les traitements non invasifs et moins lourde qu'un remplacement total de l'articulation. Cette solution est, plus précisément, de type resurfaçage condylien.

La société OBL a été créée en 1996. L'activité de cette société est dédiée à la conception et distribution de matériel pour la chirurgie maxillo-faciale. Depuis sa création, l'activité de recherche et développement a constitué un pilier pour le développement de nouveaux produits.

La prothèse condylienne de resurfaçage est envisagée pour des patients avec un endommagement au niveau du condyle mandibulaire. La prothèse a une forme concave compatible avec la forme du condyle existant, et une forme convexe au niveau du contact avec la fosse articulaire. Le remplacement articulaire, tel qu'on l'envisage, conduit à un contact du matériel prothétique avec le cartilage articulaire et/ou l'os natif, ce qui impose un enjeu additionnel à prendre en compte dans cette étude : les interactions de frottement entre le matériau de la prothèse est l'os.

Pour proposer une conception fiable de la prothèse de resurfaçage, une connaissance approfondie du comportement de l'ATM est indispensable. Les travaux de recherche que j'ai menés durant ma thèse ont porté sur l'élaboration d'une démarche permettant d'aboutir à la caractérisation du comportement de cette articulation. Pour ce faire, de nombreux outils ont été mis en place. Ils ont été développés dans le cadre d'une recherche fondamentale et appliquée, allant de l'adaptation de dispositifs existants jusqu'à l'élaboration d'outils innovants, particuliers à nos besoins.

Dans un premier temps, nous avons élaboré un protocole de caractérisation nous permettant d'étudier la cinématique et la dynamique articulaire d'un sujet particulier. Le point de départ de ce protocole est l'étape d'acquisition des données (morphologiques et cinématiques). L'information récoltée sert à la construction de modèles numériques du sujet. La définition et l'exploitation de ces modèles détermine l'étape de simulation. La construction de modèles personnalisés nous permet d'obtenir des informations concernant le fonctionnement de l'ensemble du système manducateur, en restant sur une démarche non invasive.

L'étape de simulation se compose d'une première modélisation de solides non déformables et d'une seconde par éléments finis. Ces simulations nous permettent d'estimer les activités musculaires ainsi que les efforts, contraintes et déformations articulaires. Dans notre démarche, nous avons étudié deux cas particuliers : un cas asymptomatique et un cas pathologique. Pour les deux sujets, le protocole de caractérisation est effectué et nous réalisons des comparaisons entre les résultats obtenus.

Ce travail est présenté en cinq chapitres. Dans le premier chapitre, nous présentons une description anatomique et fonctionnelle de l'ATM. Nous évoquons aussi les principaux moyens de diagnostic, ainsi que les pathologies et leurs traitements.

Le chapitre II est consacré à l'étude de l'interaction entre le matériau prothétique et l'os porcin. Nous présentons l'ensemble de la démarche utilisée pour simuler les conditions physiologiques de l'ATM. Les résultats sont analysés afin d'aboutir à une quantification de l'usure et de la durée de vie de la prothèse.

Dans le chapitre III, nous décrivons le protocole d'acquisition de la cinématique et de la géométrie, premier pas pour la construction des modèles personnalisés. Le chapitre IV est consacré à la simulation de corps rigides dans le cas d'un mouvement d'ouverture-fermeture OF.

Finalement, le dernier chapitre décrit l'élaboration des modèles par éléments finis ainsi que les résultats associés. Ces modèles sont construits à partir des données fournies par la simulation de corps rigides.

I. Articulation Temporo-Mandibulaire (ATM)

1. Anatomie de l'ATM

Au niveau de la tête, la mandibule est articulée au crâne par deux liaisons (droite et gauche) ; par la suite, chaque liaison se nommera indifféremment ATM (Articulation Temporo-Mandibulaire). L'ATM est une synoviale, de type bi-condylaire qui lie le condyle de la mandibule à la fosse mandibulaire de l'os temporal (Figure I.1). Le terme synovial, fait référence aux types d'articulations liées par une capsule articulaire. L'ATM est l'unique articulation dont le mouvement se compose de rotations et de translations, sollicitée environ 2000 fois dans une journée. (Nardini D., 2008)

En plus d'être une articulation double, les ATMs ne fonctionnent pas de manière symétrique mais en synergie grâce à la présence d'un élément intermédiaire, un ménisque. Les excursions des condyles sont contrôlées par les actions combinées des muscles et des ligaments ; les muscles produisent la force nécessaire pour engendrer le mouvement, tandis que les ligaments jouent un rôle de contrôle, en limitant leurs amplitudes de mouvement.

L'ATM peut être touchée par toutes les pathologies habituelles des articulations : arthrites, rhumatismes inflammatoires, lésions dégénératives, arthropathies métaboliques, ainsi que par des lésions tumorales ou malformatives.

Dans ce premier chapitre nous allons présenter l'articulation d'une manière générale, nous allons commencer avec une description anatomique, en passant ensuite vers la description des dysfonctionnements. A la fin du chapitre nous présentons les principales solutions prothétiques pour cette articulation.

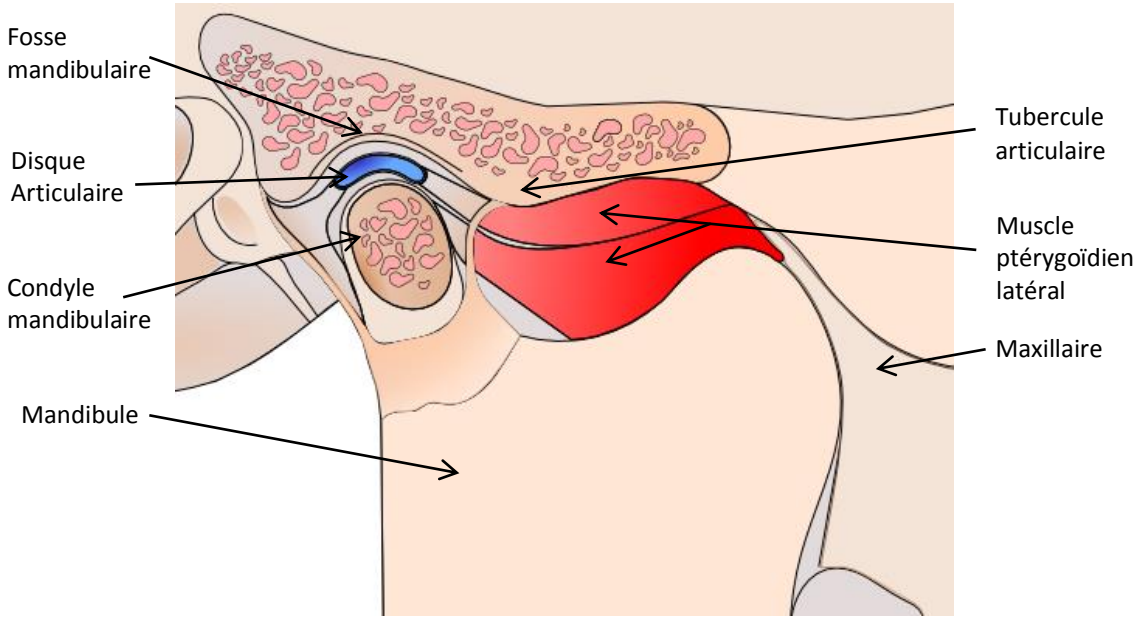


Figure I.1- Coupe Sagittale- Vue latérale-Articulation Temporo-mandibulaire en bouche fermée.

1.1 **Surfaces osseuses**

Mandibule et surface articulaire

La mandibule est un os impair, composée d'un corps horizontal et de deux branches (ramus). Chaque branche porte à son extrémité supérieure un condyle articulaire et un processus coronoïde (supporte l'insertion du muscle temporal). Le condyle articulaire constitue la surface impliquée dans la liaison articulaire. (Figure I.2)

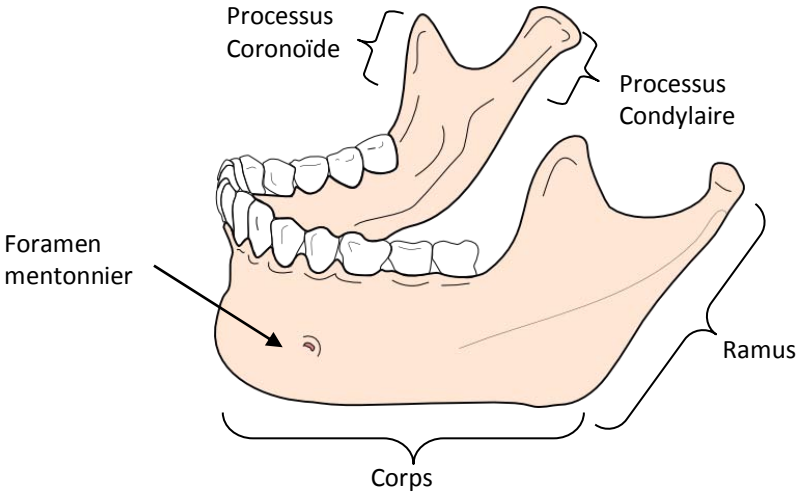


Figure I.2- Mandibule. Composée de deux ramus et d'un corps

Le condyle mandibulaire est une éminence oblongue alarguée sur l'axe transversal, avec une forme d'ellipsoïde, légèrement convexe dans le plan sagittal. Le condyle peut être divisé en deux parties : un versant antérieur convexe, arrondi, recouvert de cartilage, et un versant postérieur, sans cartilage.

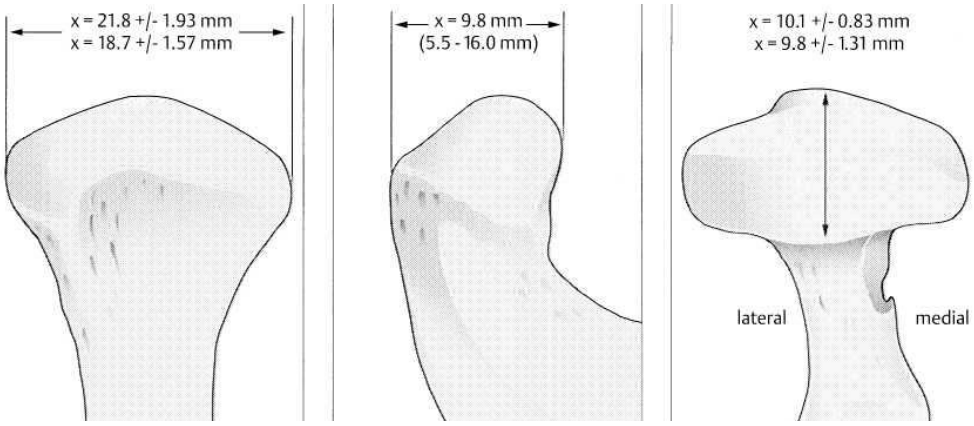


Figure I.3- Dimension normale du condyle : Gauche- (vue frontale) longueur moyenne pour homme (21.8mm) et femme (18.7mm). Centre – (Vue sagittale) Valeur moyenne hommes et femmes (Valeurs minimale et maximale entre parenthèses). Droite – (Vue transversale) Largeur moyenne pour l'homme (10.1mm) et femme (9.8mm).

Les condyles humains diffèrent largement par leurs formes et leurs dimensions (Figure I.3) de la naissance à l'âge adulte, le condyle augmente sa taille d'un facteur de 2 à 2.5 dans la direction médiale-latérale. Par contre, dans le plan sagittal cette croissance est moindre. Le condyle

mandibulaire forme un angle de 139°± 17.42 avec son homologue controlatéral. (Nickel J. 1997, Oberg 1971, Solberg 1985 et Eisenburger M. 1999) La Figure I.4 illustre cet angle et montre les distances entre les extrémités des condyles. (Christiansen 1987)

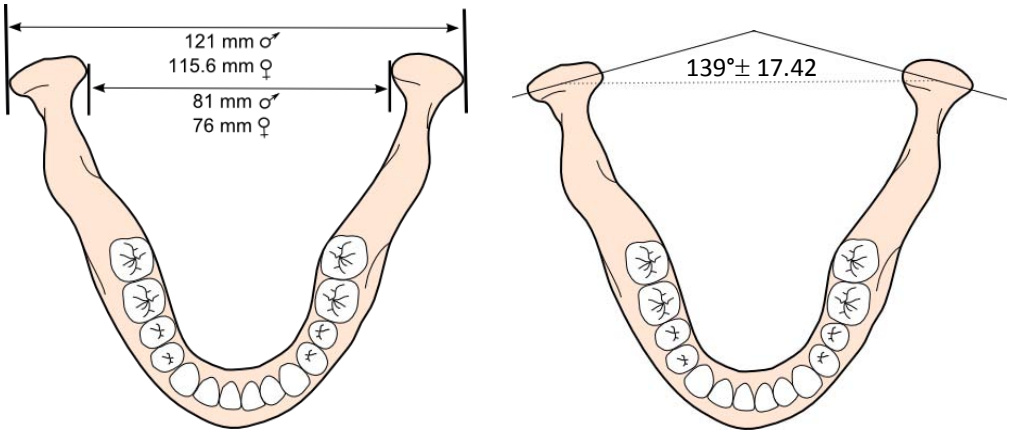


Figure I.4- Distance intercondylienne: Gauche- valeurs moyennes des distances entre les extrémités condyliennes internes et externes, pour l'homme et la femme. Droite- illustration schématique de l'angle intercondylien.

Os temporal et surface articulaire

L'os temporal est un os pair du crâne, situé dans la région de la tempe, sur la partie latérale de la tête. Deux surfaces articulaires sont identifiées au niveau temporal : la première région est le condyle du temporal (tubercule du temporal), formée par la racine transverse du zygoma. Elle présente un segment de cylindre convexe d'avant-arrière et concave transversalement. Grâce à cette forme, un type de blocage du condyle mandibulaire dans le condyle temporal est fait. Cette surface est recouverte de fibrocartilage, pour un meilleur glissement.

La deuxième région au niveau temporal est la fosse mandibulaire (fosse glénoïde), limitée à l'avant par le condyle temporal, à l'arrière par le conduit auditif, vers l'intérieur par l'épine du sphénoïde et vers l'extérieur par la racine de l'apophyse zygomatique. Cette fosse est la cavité de réception pour le condyle mandibulaire, et aussi pour le ménisque. Les deux régions sont signalées sur la figure suivante :

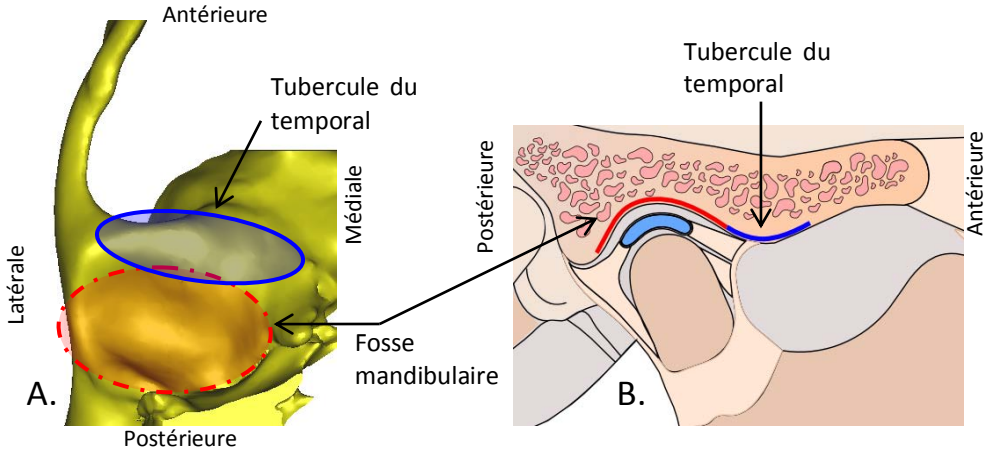


Figure I.5- Surfaces articulaires de l'os temporal. A- Vue Inférieure. B- Coupe du temporal, vue sagittale de la surface articulaire du temporal.

1.2 **Disque articulaire et capsule articulaire**

Le disque de l'ATM (nommé aussi disque intra-articulaire ou ménisque de l'ATM) est une structure de fibrocartilage, biconcave, elliptique, placée entre le condyle mandibulaire et la fosse glénoïde. Le disque favorise la congruence des deux surfaces articulaires, mince en sa partie centrale, un peu plus épais en la périphérie. En vue de dessus (Figure I.6B), le disque ressemble à une ellipse, plus allongée dans la direction médiale-latérale que dans la direction antérieure-postérieure, avec des tailles approximatives de 19 et 13 mm. Le disque peut être divisé en trois zones topologiques : la bande postérieure, la zone intermédiaire et la bande antérieure (Figure I.6A). En vue sagittale, les bandes postérieure et antérieure sont plus épaisses que la zone intermédiaire. L'épaisseur de la bande postérieure est aux alentours de $4\ mm$, la bande antérieure est légèrement moins épaisse que la bande postérieure, l'épaisseur de la zone intermédiaire est d'environ 1mm dans la zone la plus fine. (Gam A. 1998 et Athanasiou K. 2008).

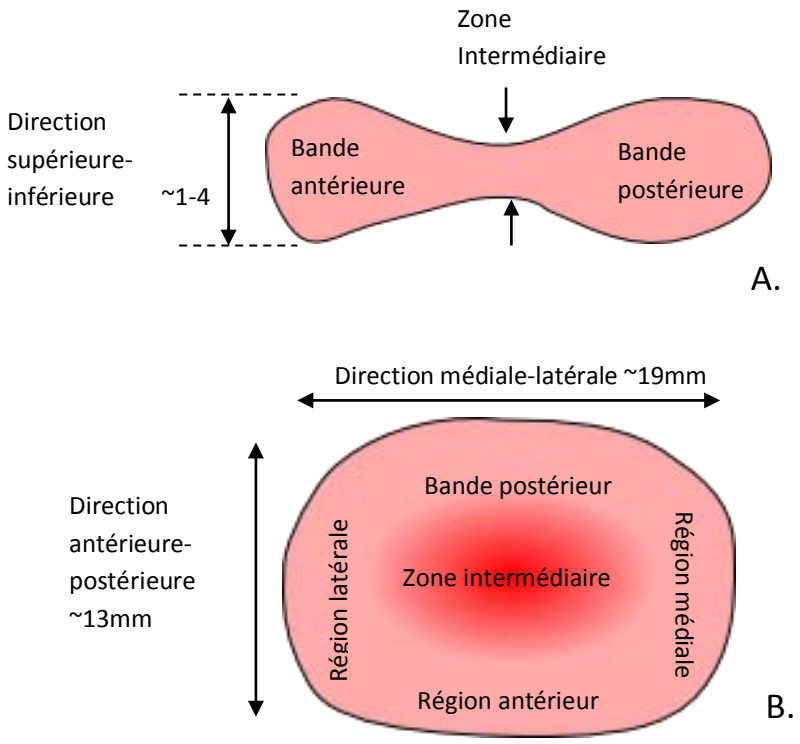


Figure I.6-Schéma du disque articulaire. A- Direction supérieure-inférieure. B- Direction antérieure-postérieure

L'architecture fibreuse du ménisque est particulière ; elle évolue avec la croissance par une densification progressive, passant d'un stade de tissu conjonctif assez lâche à celui d'un tissu constitué de faisceaux de collagène très serrés fortement imbriqués les uns avec les autres, lui permettant de résister à des forces de compression en moyenne de 180Kg/cm^2, pouvant aller jusqu'à 220 Kg/cm^2. (Dargaud J. 2007)

Le ménisque sépare l'ATM en deux zones : une zone temporo-méniscale (*supra-discale*), et une zone méniscale-mandibulaire (*infra-discale*). Le disque avec la synoviale intervient pour réduire les effets du frottement aux contacts.

Les synoviales

La membrane qui tapisse la face interne de chaque cavité articulaire (l'une supra-discale, l'autre infra-discale) est dénommée synoviale. La synoviale sécrète un liquide incolore, transparent et filant appelé liquide synovial, destiné à la lubrification, à la nutrition et au nettoyage des tissus intra-articulaires; sa composition est schématiquement celle d'un ultra filtrat du plasma, avec une composition ionique identique. Elle est pauvre en protéines et en cellules mais enrichie de hyaluronate synthétisé par les synoviocytes de type B. (Damiano J. 2005) Le hyaluronate est le constituant le plus remarquable, présent à la concentration élevée de 3g/L. C'est lui qui confère son pouvoir lubrifiant au liquide synovial, et confère à l'ensemble de la solution un comportement non Newtonien. La concentration en protéines dans le liquide synovial est normalement faible, de l'ordre de 13 à 28 g/L. Au cours des arthropathies mécaniques, la concentration des protéines dans le liquide est inférieure à 30 g/L. Dans les atteintes inflammatoires, elle s'élève à plus de 40 g/L. (Bardin 1998)

Attaches du disque et capsule

Le disque est attaché tout au long de sa périphérie au condyle et à la fosse, grâce aux chaines de tissus fibreux, l'ensemble de ces tissus formant la capsule qui enveloppe l'articulation. Nous allons présenter les attaches de quatre groupes : attaches postérieures, attaches antérieures, attaches latérales-médiales, et attaches musculaires.

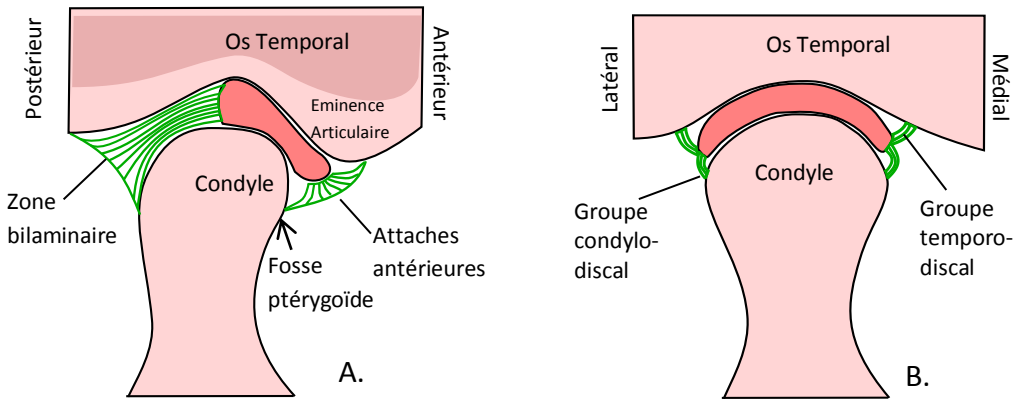


Figure I.7- Attaches du disque articulaire. A- Vue sagittale, attaches antérieures et postérieures. B- Vue frontale, attaches médiales et latérales

Attaches postérieures :

La partie postérieure du disque est attachée avec un ensemble de tissus vascularisés fibro-élastiques, nommé zone bi-laminaire ou tissu retro discal (Figure I.7A). Il se compose de deux faisceaux : la lame supérieure élastique, attachée à la paroi supérieure-postérieure de la fosse ; et la lame inférieure, plus solide, attachée à la base inférieure du condyle.

Attaches antérieures :

Les attaches antérieures du disque sont divisées en une portion supérieure, attachée à *l'éminence articulaire* de l'os temporal et en une portion inférieure, attachée à une dépression sur le col du condyle, nommée *fosse ptérygoïde*. Ces attaches sont lâches (Caix 1991 et Aoun 2010).

Attaches médiales-latérales

Nous pouvons dissocier deux types de fibres au niveau latéral et médial. Un groupe temporo-discal, très lâche, qui compose les parois latérale et médiale de la capsule. Et un groupe condylo-discal, plus tendu, dont le rôle est de limiter les glissements latéraux du disque sur le condyle. Ces fibres sont en forme d'éventail. (Figure I.7B)

Attaches musculaires sur le disque

La bande antérieure de la capsule reçoit l'insertion du faisceau supérieur du muscle ptérygoïdien latéral. Selon Bumann (2002), dans 30-40% des ATMs, la partie supérieure du ptérygoïdien latéral est insérée exclusivement dans le condyle.

1.3 **Muscles**

Il existe un grand nombre de muscles liés à la mécanique de l'ATM. Ces muscles exercent des forces considérables, nécessaires pour broyer les aliments. Nous allons les classifier en muscles d'ouverture et fermeture de la bouche. La fermeture de la bouche est pilotée par les muscles masséter, temporal et ptérygoïdien médial. En revanche, l'abaissement est produit au travers des contractions du ptérygoïdien latéral et des muscles supra hyoïdes.

Muscles élévateurs de la mandibule

Muscle masséter

Il est court, épais et rectangulaire (Figure I.8). Ce muscle est appliqué sur la face externe de la branche montante de la mandibule : il est constitué de deux couches musculaires distinctes à l'arrière (Masséter profond) et deux couches musculaires plus ou moins confondues à l'avant (Masséter superficiel).

L'origine du masséter superficiel est la face interne de l'arcade zygomatique ainsi que le bord inférieur. Il descend verticalement pour venir se terminer au niveau de l'angle mandibulaire par une insertion très forte, insertion fibreuse qui peut contourner et continuer avec le ptérygoïdien médial dans la surface intérieure de la mandibule. Le masséter profond part aussi de l'arcade zygomatique mais il viens s'insérer sur la surface ascendante du ramus. L'action de ce muscle est puissante, il sert principalement à l'élévation de la mandibule.

Muscle temporal

Il est large, plat et avec une forme d'éventail autour de l'os temporal (Figure I.8). L'ensemble des fibres convergent vers le processus coronoïde, zone d'insertion de ce muscle. Ce muscle peut être divisé en trois faisceaux : le temporal antérieur, pour l'élévation et la propulsion de la mandibule, le temporal moyen ou médial, pour l'élévation, et enfin le temporal postérieur, avec des fibres qui interviennent essentiellement dans le mouvement de rétropulsion.

Il est innervé par les nerfs temporaux profonds antérieurs, moyens et postérieurs (branches du nerf V-3) et vascularisé par l'artère temporale superficielle d'une part et l'artère maxillaire d'autre part (branches temporales profondes antérieure moyenne et postérieure).

Muscle ptérygoïdien médial

Il est épais, quadrilatéral, situé entre le processus ptérygoïdien (os sphénoïde) et l'angle de la mandibule (Figure I.8). Sa fonction est la fermeture de la bouche et le mouvement de broyage.

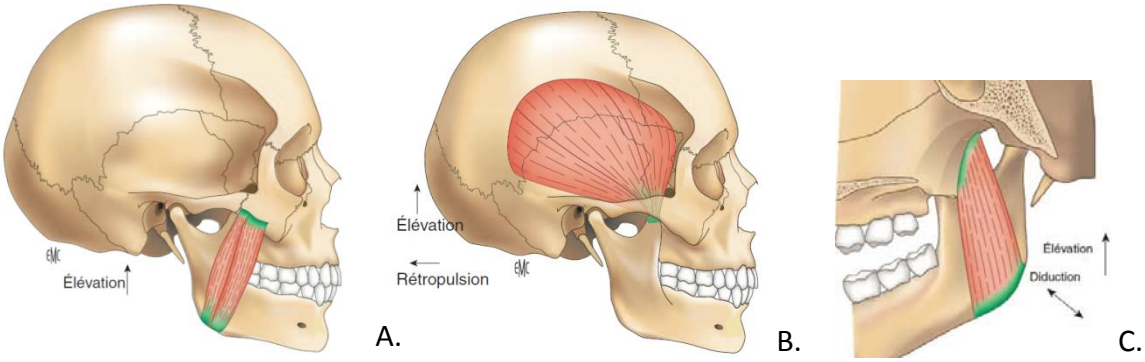


Figure I.8- Muscles élévateurs de la mandibule Dargaud (2007). A-(Vue sagittale latérale) Muscle masseter. B-(Vue sagittale latérale) Muscle temporal. C- (Vue sagittale médiale) Muscle ptérygoïdien médial

Muscles Abaisseurs de la mandibule

Muscle ptérygoïdien latéral

Il est le plus sollicité, intervenant dans tout mouvement de l'ATM, et plus particulièrement pour les mouvements vers l'avant et le broyage. Il s'étend horizontalement de la base du crâne à l'articulation temporo-mandibulaire (Figure I.9) et est formé de 2 faisceaux :

Le faisceau supérieur s'insère sur la lame tendineuse pré-discale, sur les tubercules condyliens et le col du condyle, il permet de contrôler la position du disque et de la tête condylienne lors de la fermeture.

Le faisceau inférieur, plus épais, se termine sur le col du condyle. Sa fonction essentielle est de guider, contrôler et stabiliser le condyle lors de son retour dans la fosse. Il agit dès lors pendant la mastication en fixant une posture légèrement propulsive. C'est un muscle tonique dont 90 % des fibres sont blanches, peu fatigables. Son dysfonctionnement retentit sur le fonctionnement de l'ATM, donc de la mandibule dans sa totalité.

Digastrique

Le muscle digastrique (Figure I.9) est composé de deux faisceaux unis par un tendon intermédiaire. Le corps postérieur, tendu à partir de l'apophyse mastoïde, favorise le mouvement postérieur de l'os hyoïde. Le corps antérieur, tendu entre l'os hyoïde et le maxillaire inférieur, génère l'ouverture.

Mylo-hyoïdien

Il est large et plat, tendu entre le maxillaire inférieur et l'os hyoïde. Il limite la partie antérieure-inférieure de la bouche. (Figure I.9)

Génio-hyoïdien

Le muscle génio-hyoïdien s'étend de l'apophyse de la mandibule à la face antérieure de l'os hyoïde. (Figure I.9)

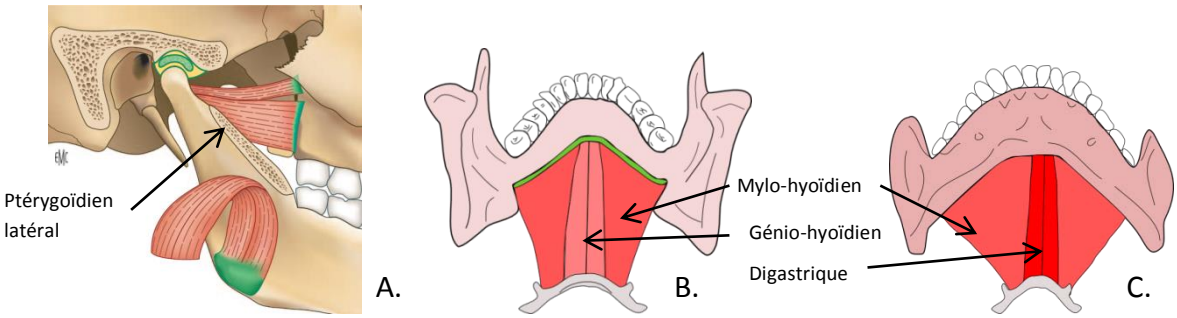


Figure I.9- Muscles abaisseurs de la mandibule. A- (Vue sagittale latérale) Muscle ptérygoïdien latéral, Dargaud (2007). B- Vue postérieure-supérieure de la mandibule, Muscle mylo-hyoïdien et Génio hyoïdien. C- Vue antérieure-inférieure, muscles digastrique et mylo-hyoïdien.

1.4 **Ligaments**

Les ligaments au niveau de l'ATM (Figure I.10) assurent essentiellement la stabilité de l'articulation, nous pouvons les classifier en ligaments intrinsèques et extrinsèques :

Les ligaments intrinsèques

Le *Ligament latéral externe* est un ligament court, épais, en éventail ouvert en haut, placé sur la face externe de la capsule. Il est attaché à l'os temporal à partir du tubercule temporal jusqu'à la partie postérieure de la fosse temporale et au condyle dans la face postérieure du col condylien. Il limite à la fois les mouvements de propulsion et de rétropulsion.

A la différence du ligament latéral externe, le *ligament latéral interne* est plus mince et moins résistant. Il s'insère en haut à l'extrémité interne de la scissure de Glaser et en bas, il s'attache à la face interne du col du condyle. (Moulin 2010)

Les ligaments extrinsèques

Ils sont nommés aussi accessoires, car ce ne sont pas de véritables ligaments, mais de simples bandes fibreuses qui n'ont que très peu de fonctions dans la mécanique de l'ATM. (Moulin 2010)

Parmi ces ligaments se trouve le *ligament Sphéno mandibulaire* qui a une forme de lame en éventail, tendue de l'épine du sphénoïde à la face interne de la branche montante où il circonscrit l'orifice d'entrée du canal dentaire inférieur. Il aurait un rôle important dans le maintien de l'axe de rotation globale mandibulaire. (Caix 1991)

Le *ligament Stylo mandibulaire*, qui naît de l'apophyse styloïde et s'insère, en bas, dans la face interne de l'angle de la mandibule. Les ligaments extrinsèques, ainsi que le ligament latéral sont illustrés sur la figure suivante.

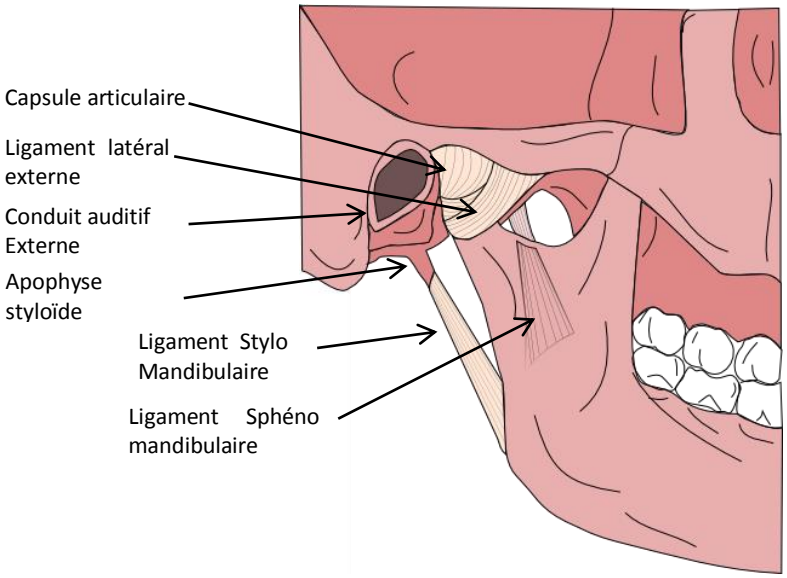


Figure I.10- Vue sagittale, ligaments de l'ATM. Ligament latéral externe, ligament stylo mandibulaire et sur la face interne, le ligament sphéno mandibulaire.

1.5 Relation de position entre le condyle et la fosse

La relation de position entre le condyle et la fosse est liée par l'occlusion. En terme général, l'occlusion est la relation de position entre les arcades des dents supérieures et inférieures lors du contact. Ces contacts peuvent avoir lieu durant la mastication ou dans une position de repos.

La position condylienne est sujette à débat depuis des années. Actuellement, trois positions basiques sont définies : centrale, habituelle et thérapeutique. Seule la position centrale n'est pas forcément conditionnée par l'occlusion. Elle est définie par la position idéale de l'articulation, dans laquelle le centre convexe condylien correspond au centre concave de la cavité temporale. (Bumann A. 2002)

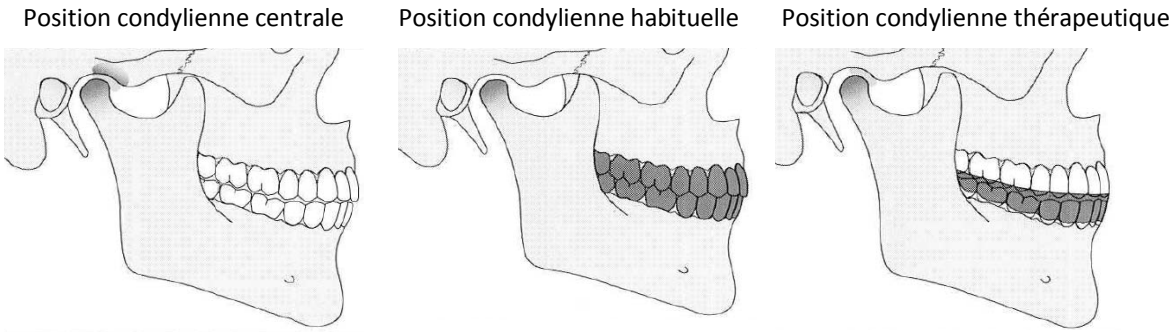


Figure I.11- Positions condyliennes : centrale, habituelle et thérapeutique. (Bumann 2002)

La position habituelle condylienne est déterminée par la position d'occlusion habituelle (i.e. la position naturelle du patient en bouche fermée). Dans le cas idéal, la position habituelle coïncide avec la position centrale. La position condylienne thérapeutique est une position arbitraire choisie par le dentiste ou le médecin, avec l'objectif de rétablir la fonctionnalité articulaire, suite à un cas de déplacement antérieur de disque ou pour augmenter la pression de la zone

bilaminaire dans une inflammation capsulaire. La Figure I.11 illustre les trois positions condyliennes.

De la même manière que la position condylienne, la relation entre les arcades dentaires de la mandibule et du maxillaire peut être classifiée de centrale, d'habituelle et de maximale. L'occlusion centrale se produit quand le contact dentaire est fait avec les condyles dans la position centrale. L'occlusion habituelle est la configuration de contact naturelle du patient. L'occlusion maximale se produit quand il y a un nombre maximal de dents en contact.

1.6 **Mouvements de la mandibule**

Nous exposons les définitions théoriques des mouvements, basées sur l'anatomie et la physiologie :

Mouvement d'Ouverture-Fermeture (OF)

L'ouverture de la mandibule est guidée par l'action des muscles abaisseurs (rotation) et du muscle ptérygoïdien latéral (translation). Dans un premier temps, l'ouverture débute avec une rotation pure de l'ensemble condyle-disque. Cette rotation produit un déplacement du disque vers la région postérieure où il est plus stable. Dans un second temps, le ménisque va s'étendre sous la pression musculaire et débute la translation de l'ensemble condyle-ménisque. Le disque est passivement emmené dans la direction antérieure grâce à l'effet du condyle. Le condyle mandibulaire continue son chemin en bas et en avant.

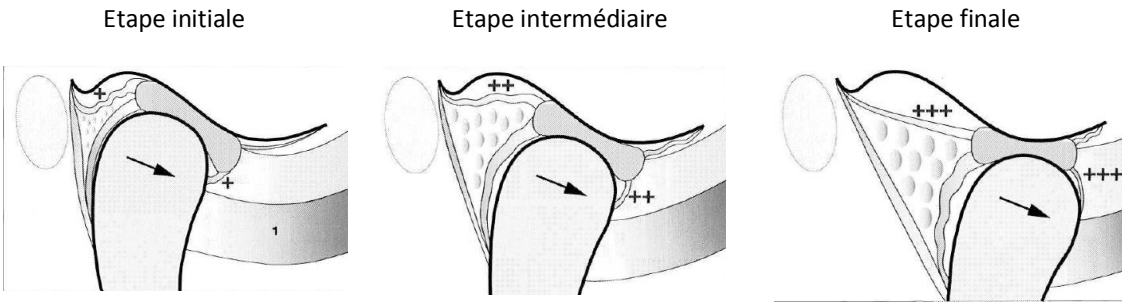


Figure I.12- Schéma des étapes du déplacement du condyle pour le cycle d'ouverture (Bumann 2002)

La troisième étape démarre quand le disque est mis en tension par les freins discaux (tissu retro-discal et ligaments). Le condyle atteint son déplacement maximal et effectue une rotation sous le disque. La Figure I.12 montre les trois étapes.

La fermeture ou l'élévation sont guidées par l'action des muscles masséter, temporal et ptérygoïdien médial. La tranche inférieure du ptérygoïdien latéral est inactive pendant la fermeture. Les mouvements se réalisent à l'inverse de l'ouverture, initialement une translation rotation combinées, ensuite une translation à l'arrière et vers le haut, et finalement une rotation.

Mouvement de diduction ou latérotrusion

La latérotrusion est un mouvement dans le plan horizontal. Pour l'exécution de ce mouvement, un des condyles (actif ou orbitant) se déplace vers la partie antérieure, l'autre (passive ou pivotante) s'enfonce dans la fosse articulaire. Dans une condition idéale, le condyle

actif tourne autour de l'axe vertical. La position condylienne peut être stabilisée par l'action des muscles et des ligaments. Le déplacement du condyle actif permet la définition de l'angle de Bennett, utilisé pour l'analyse des mouvements mandibulaires, illustré par la Figure I.13A.

Ces mouvements portent le menton latéralement vers la droite ou la gauche et ne sont possibles qu'après une ouverture buccale minimale. Pendant que l'une des articulations effectue une rotation, l'autre, du côté opposé, effectue une translation antérieure. La Figure I.13A montre un schéma du mouvement de diduction.

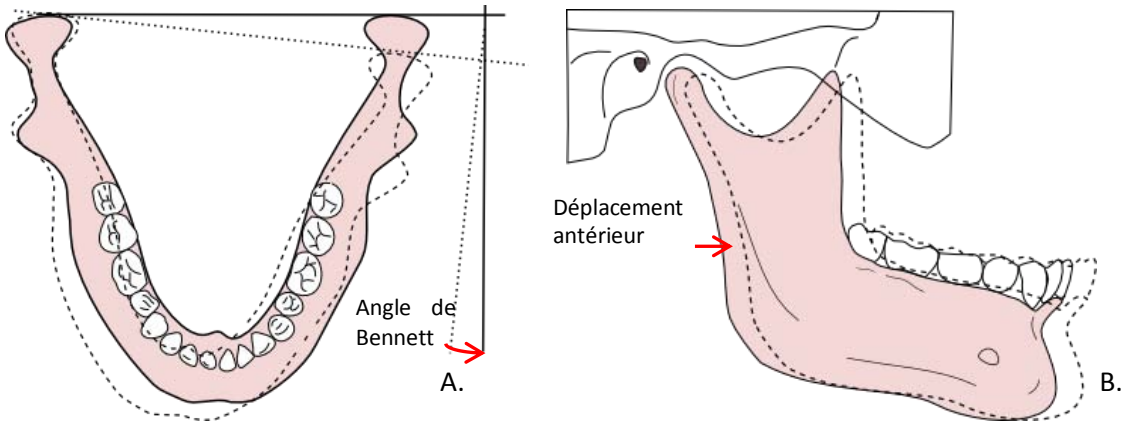


Figure I.13- A-Schéma du mouvement de diduction et de l'angle de Bennet. B-Schéma du mouvement de protrusion

Mouvement de Protrusion-Rétrusion

Le mouvement de protrusion conduit au déplacement en avant de la mandibule (Figure I.13B), donc du menton. Il est impossible à effectuer à partir de la position d'occlusion centrée, à cause de l'engrènement dentaire. Elle nécessite un niveau minimal d'ouverture buccale. La propulsion s'effectue sous l'action simultanée des ptérygoïdiens latéral et médial. Il s'opère alors un glissement du complexe ménisque-condyle le long du plan temporal. A la fin du mouvement, la position de ce complexe est très similaire à celle obtenue lors de l'ouverture buccale maximale. Ce mouvement est freiné par le ligament stylo-mandibulaire, le frein méniscal postérieur et le tonus des muscles antagonistes. La rétropulsion conduit, elle, au recul du menton. Elle nécessite le désengrènement des cuspides molaires, donc une ouverture buccale minimale. Elle s'effectue sous l'action des fibres postérieures du temporal.

2. Dysfonctionnements de l'ATM

Selon certains rapports, environ un quart de la population présente un trouble de l'articulation temporo mandibulaire (TMD de l'anglais temporo-mandibular joint disorder), mais seuls 3-4% des gens recherchent un traitement (Solberg W. 1979) (Gray R. 1995). Les diagnostics pour les TMD peuvent être caractéristiques de lésions musculaires ou de désordres au niveau articulaire. En France, on a établi le terme de syndrome algo-dysfonctionnel de l'appareil manducateur (SADAM). D'autres rapports annoncent qu'entre 3.6 et 7% de la population ont une TMD suffisamment importante pour être traitable (Okeson 1996) (Okenson 2003). Nous allons présenter les dysfonctionnements de type musculaire suivi des dysfonctionnements de type articulaire.

2.1 Désordres musculaires pour l'ATM :

Ils sont caractérisés essentiellement par des douleurs localisées et des anomalies de la cinématique mandibulaire en rapport avec une activité anormale des muscles. La douleur d'origine musculaire est diffuse, de type serrement ou pression. Son intensité est variable et difficile à localiser par le patient. La douleur est associée à la fonction et aggravée par la palpation musculaire. Nous pouvons trouver trois types de troubles musculaires : la douleur myofaciale, caractérisée par une douleur régionale, est générée par des fibres musculaires tendues, associées à un point hypersensible à la palpation. Les spasmes musculaires, liés à la contraction involontaire des muscles provoquent douleur et restriction du mouvement. La myosite, est un phénomène inflammatoire du tissu musculaire, où l'on constate une diminution de l'amplitude de mouvement et une douleur au repos. (Carlier J. 2010)

2.2 Désordres articulaires pour l'ATM :

Ces types de troubles ont une influence directe sur l'ATM car ils sont en général produits par un endommagement des structures anatomiques, en produisant des positions anormales (positions adaptatives) du disque par rapport au condyle mandibulaire et à l'éminence articulaire. Ces positions empêchent une coordination mécanique harmonieuse de ses mouvements. Les désordres articulaires incluent aussi les fractures et les développements congénitaux. La capsule articulaire peut aussi présenter une inflammation (synovite ou capsulite), caractérisée par l'inflammation des synoviales.

L'altération du déplacement du disque

L'altération du déplacement du disque est la pathologie la plus communément observée. Environ 30% des personnes montrent un déplacement anormal du disque. (Wright 2005) (Fricton J. 1988) Dans la plupart des cas, le déplacement représente une accommodation physiologique du condyle, qui n'a pas une implication importante pour la santé. On peut diviser les altérations du déplacement du disque articulaire en deux catégories :

-Déplacement du disque avec réduction : dans cette pathologie, le tissu retro-discal est plus allongé, comme les attaches latérales et médiales. Pendant l'ouverture, ainsi que la fermeture, des bruits sont générés, ces bruits sont liés au basculement forcé du disque de la partie antérieure à la partie postérieure et vice-versa.

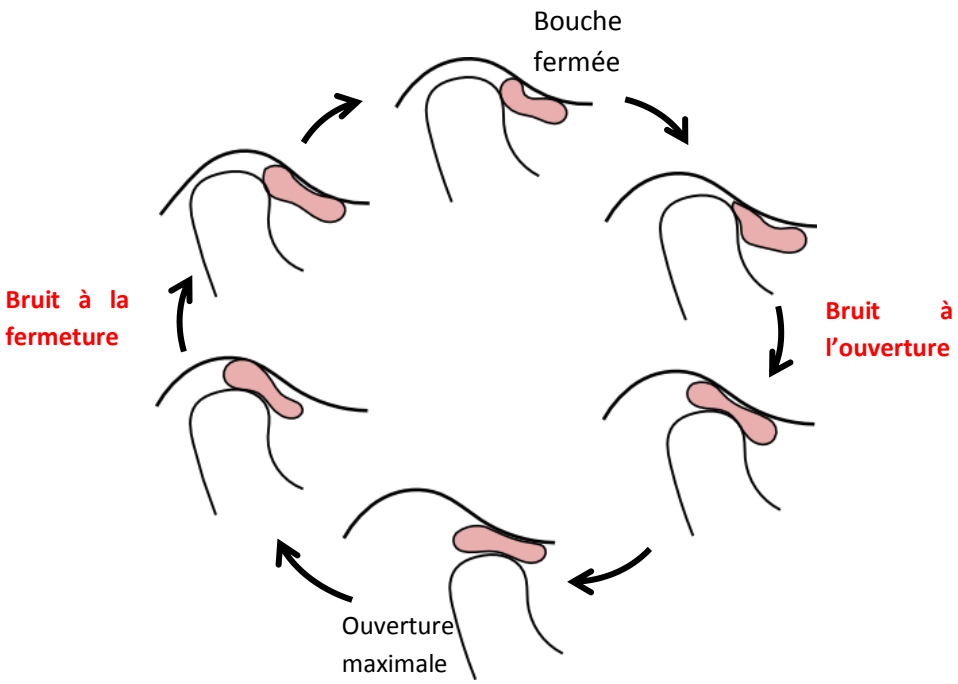


Figure I.14 - Déplacement du disque avec réduction. Apparition des bruits liés au basculement du disque

-Déplacement du disque sans réduction : le disque interarticulaire maintient une position antérieure pendant tout le cycle, ce qui veut dire qu'il ne revient pas sur la partie postérieure, par conséquent il n'y aura pas de bruit. Le disque empêche le mouvement de translation du condyle, en produisant une ouverture limitée (entre 20 et 30 mm).

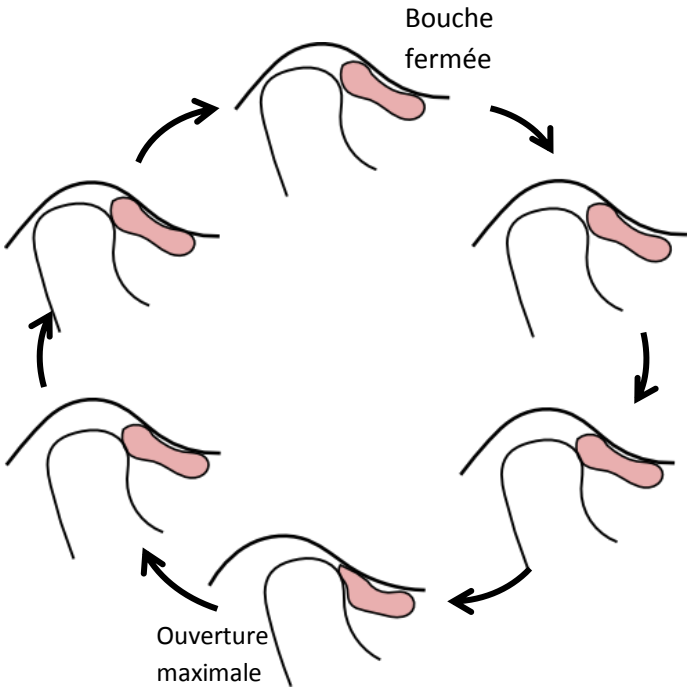


Figure I.15 -Déplacement du disque sans réduction. Le disque maintient une position antérieure pendant tout le cycle.

Dislocation

Aussi connue comme sub-luxation, elle se produit quand le patient est incapable de fermer la bouche de manière momentanée ou prolongée. Le condyle mandibulaire reste complètement en dehors de l'éminence articulaire. Les muscles ptérygoïdiens latéraux et masséter sont spasmés, empêchant le retour du condyle.

Ostéo-arthrite

Cette pathologie consiste en une dégénérescence du tissu articulaire et de l'os due à l'inflammation articulaire, elle se manifeste quand l'articulation est fragile. Cette pathologie se caractérise par un changement des surfaces osseuses et, dans certaines conditions critiques, le condyle peut perdre sa hauteur verticale. (Wright 2005)

Ankyloses

C'est la restriction de mouvements de l'ATM à cause de bandes fibreuses ou unions osseuses. En général, elle n'est pas associée à des douleurs du patient. L'ankylose diminue la capacité d'ouverture et la capacité de translation de la mâchoire. Le traitement de cette pathologie est, dans la plupart des cas, l'intervention chirurgicale. L'origine de l'ankylose peut être associée à différentes causes comme une fracture, une infection et/ou une tumeur. (Figure I.16)

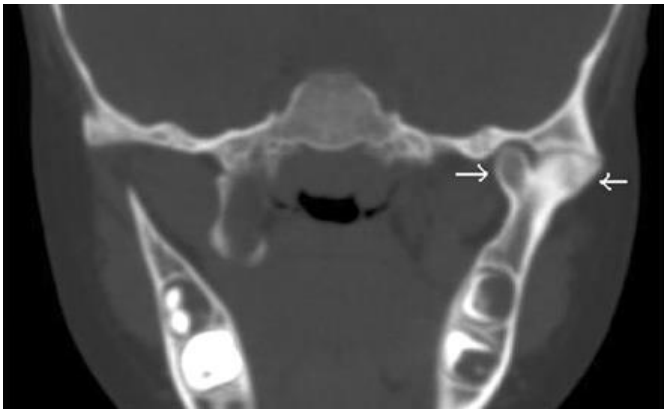


Figure I.16- Vue coronale, ankylose gauche unilatérale. Les flèches montrent l'ankylose entre le processus condylaire et l'os temporal (Rehman T. 2009)

Fractures et désordres héréditaires

Les fractures de l'ATM concernent, généralement, le condyle articulaire. Ce traumatisme peut évoluer vers une ankylose. Les désordres héréditaires affectent le développement normal des surfaces osseuses. Ses principales implications pour le patient sont d'ordre esthétique et fonctionnel. Les principaux désordres héréditaires sont :

-Aplasia : c'est le développement incomplet de l'os au niveau mandibulaire ou crânien.

-Hypoplasia : c'est un très faible développement de l'os de la mandibule ou du crâne.

-Hyperplasia : c'est un développement très élevé de l'os de la mandibule ou du crâne.

-Neoplasia : c'est la croissance anormale du tissu dans l'articulation.

3. Solutions prothétiques pour l'ATM

Selon ses rapports, John Murray Carnochan, un chirurgien new-yorkais, a tenté la première intervention à l'aide d'un matériel prothétique entre les surfaces articulaires de l'ATM en 1840. (Quinn 2002) (Carnochan J. 1860) Il a traité une ATM ankylosée en plaçant un petit bloc de bois entre la base du crâne et le condyle ankylosé. Risdon F. (1993) a interposé une feuille d'or entre les surfaces articulaires après un espacement entre les surfaces. Eggers en 1946, et Goodsell en 1947 ont appliqué le même concept avec une feuille de tantale (Eggers G. 1946) (Goodsell J. 1947) (Loon J.P. 1995).

C'est seulement dans les années 60 qu'un véritable remplacement articulaire est mis en œuvre pour l'ATM. Robinson a remplacé la surface de la fosse glénoïde avec un implant en acier inoxydable, pour corriger une ankylose (Figure I.17A). La pièce prothétique a été vissée à l'arc zygomatique. Par la suite, de nombreuses tentatives de reconstruction prothétique de l'articulation ont vu le jour (Chassagne J.2001). Entre 1963 et 1971, Christensen et Morgan proposent des prothèses pour le remplacement de la fosse de différentes tailles et différentes formes du tubercule articulaire (Christensen R. 1963) (Christensen R. 1971) (Morgan D. 1971).

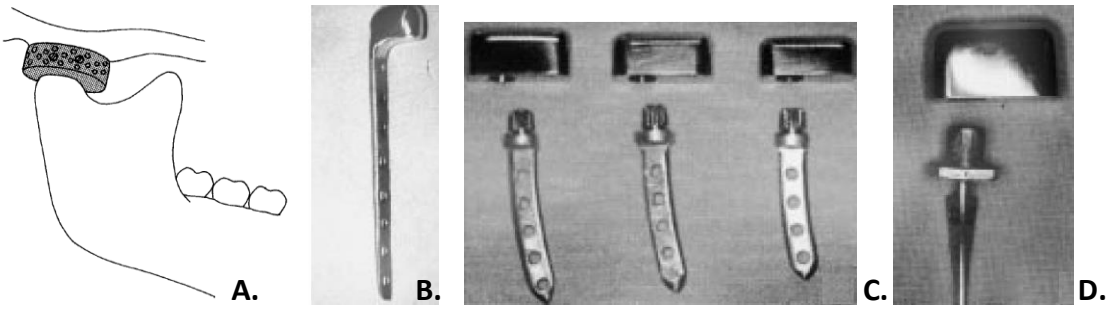


Figure I.17- Remplacement articulaire de Robinson et prothèses de Caix- Michelet. A- proposé par Robinson (1960) : prothèse en acier inoxydable vissée à l'arc zygomatique. B- Prothèse de Caix- Michelet (1982), de type 1, vissée sur la surface extérieure de la mandibule. C- de type 2, auto-ancrage et vissage transversal. D- de type 3, Auto bloqué.

En 1965, Christensen commence à utiliser des prothèses pour le remplacement condylien et celles-ci consistent en une tête acrylique fixée avec une plaque de vitallium (il s'agit d'un alliage composé de cobalt- chrome- molybdène). En 1972, Homsy et al. ont publié une étude sur les prothèses condyliennes en Proplast (il s'agit de téflon FEP renforcé par des fibres de graphite) recouvertes de chrome cobalt (Homsy C.1972). Les concepts du design pour les prothèses de l'ATM, en comparaison avec les prothèses de hanche ou de genou, sont moins acceptés au niveau médical. Il est possible de classifier les types de prothèses pour l'ATM en trois grands groupes : de remplacement de la fosse, de remplacement du condyle et les solutions totales. Plus loin, nous citerons quelques propositions prothétiques classifiées par type de remplacement.

3.1 Prothèses glénoïdes

En 1981, Kent met au point plusieurs modèles de prothèses glénoïdes sur des cadavres, la prothèse imitant l'inclinaison de l'éminence articulaire, ainsi que la configuration de la cavité glénoïde et de sa surface articulaire. Elle s'étend vers l'avant le long de l'arcade zygomatique. Le

modèle initial comprenait trois couches : Proplast, situé contre l'os temporal, Téflon FEP renforcé d'un filet métallique, constituant la couche intermédiaire et Téflon FEP renfoncé de fibres polyamides comme surface articulaire.

En 1984, la prothèse glénoïde est réduite à deux couches : le Proplast est gardé comme interface avec la fosse glénoïde et le Téflon, renforcée de fibres polyamides, comme surface articulaire. Ce type de prothèse a été abandonné du fait des réactions histologiques au Proplast.

3.2 Prothèses condyliennes

Il s'agit de prothèses dédiées au remplacement du condyle articulaire. Malgré l'existence de rapports concernant l'utilisation de ce type de prothèses, l'information liée au type de contact (os-matériau ou os disque articulaire) reste assez mitigée. Ces types de prothèses peuvent être vissés sur la face externe de l'os mandibulaire ou insérés dans le fût condylien.

Prothèses vissées sur la partie externe de l'os mandibulaire :

Benoist (1974) a développé une prothèse en acrylique, pour laquelle un support métallique est fixé sur le condyle (Figure I.18A). Silver (1977) et de Blank (1982), ont proposé une prothèse en Vitallium (Figure I.18B) recouverte ou non de Proplast. Vers 1982, Caix et Michelet proposent une prothèse en titane (type 1, Figure I.17B). La queue est vissée sur la paroi externe de la mandibule. Aussi en 1982, Raveh a proposé une prothèse à hauteur réglable et à tête orientable en titane (Figure I.18D) (Raveh J. 1982).

En 1995, Mercuri a proposé une prothèse composée de deux parties : une queue en chrome-cobalt-molybdène et la tête en titane recouverte de polyéthylène. L'innovation de Mercuri a résidé dans l'introduction d'une fabrication sur mesure à partir des données tomodensitométriques (Figure I.18C) (Mercuri L. 1995).

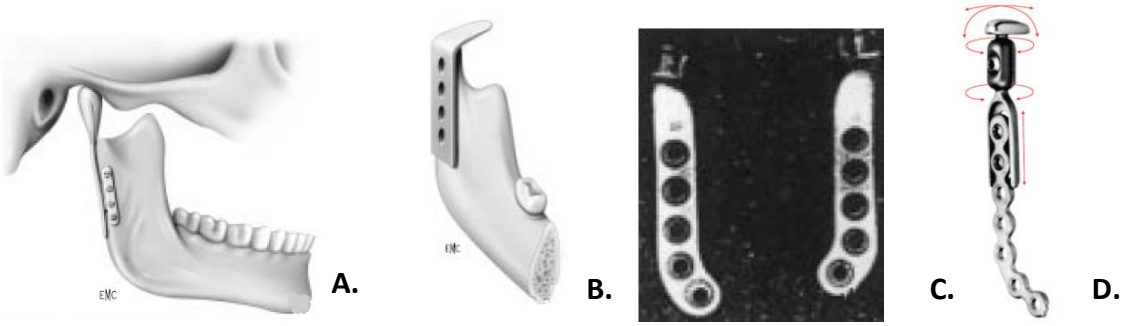


Figure I.18 - Prothèses condyliennes vissés à la face externe de la mandibule. A- Prothèse de Benoist. B- Prothèse de Blank (Vitallium, proplast). C- Prothèse condylienne de Mercuri (sur mesure). D- Prothèse de Raveh

Prothèses insérées dans le fût condylien:

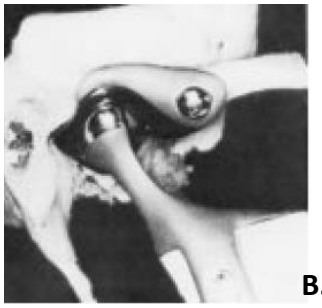
La première prothèse décrite de ce type semble être celle de Dhawan (1976). Il s'agit d'une prothèse en acier inoxydable, encastrée par la force. En 1977, Silver décrit une prothèse similaire, scellée, en vitallium. Caix et Michelet (1982) ont proposé deux types de prothèses :

Le type 2: une prothèse à « autoancrage », dont la tête est indépendante de la queue, l'emboîtement étant réalisé par une structure permettant un auto-blocage selon l'angle de rotation désiré. La queue est introduite dans le ramus et vissée transversalement. En fonction du fût condylien, la queue est de longueur variable (trois tailles) (Figure I.17C).

Le type 3 : il diffère du précédent par la conception de la queue, celle-ci devient plus courte, très pointue, légèrement concave en avant et surtout de section triangulaire à la base (Figure I.17D).

3.3 Prothèses Totales

En 1972, Michelet présente le premier type de prothèse totale (prothèse de Michelet, Figure I.19A) avec une partie temporale en acrylique et une partie mandibulaire en Stellite (matériau confectionné avec un alliage à base de cobalt, biocompatible et léger). Kummoona, en 1978, scelle une prothèse de chrome-cobalt dans le canal médullaire et l'associe à une partie temporale vissée, avec le même matériau. En 1983, Sonnenburg a proposé un remplacement condylien en chrome-cobalt-molybdène, avec une partie temporale en polyéthylène haute densité ajustée en bonne position par l'intermédiaire d'un ciment et sécurisée à l'os zygomatique par une vis en titane (prothèse de Sonnenburg, Figure I.19B).

A.

B.

C.

Figure I.19- Prothèses totales. A- prothèse de Michelet. B- Prothèse de Sonnenburg. C- Prothèse de Kent. D-Prothèse de Kent-Vitek

En 1982, Kent développe une solution totale, avec le composant glénoïde élaboré en Proplast et un composant condylien construite en chrome cobalt (Prothèse de Kent-Vitek, Figure I.19C). Différents rapports montrent l'utilisation de ce type de prothèse entre 1982 et 1988 aux Etats-Unis, avec un taux de réussite de seulement 20%. En décembre 1990, la FDA (Food and Drug Administration) alerte la communauté des chirurgiens maxillo-faciaux afin de réexaminer les patients traités avec ces prothèses. Et en 1992, l'American Association of Oral and Maxillo-facial Surgeons (AAOMS) décide de suspendre l'utilisation du PTFE (Proplast-Téflon) parce qu'il a entrainé des résorptions condyliennes, des érosions de la cavité glénoïde et a occasionné des inflammations importantes avec des signes fonctionnels. (Quinn 2003) (Chassagne 2001) (Driemel 2009) (Bronstein S. 1987)

3.4 Prothèses d'ATM disponibles sur le marché

Actuellement la FDA accepte la commercialisation des prothèses pour l'ATM de trois entreprises aux Etats Unis (FDA Sep. 2011). Ces compagnies sont : TMJ Concepts® (formellement connue comme Tech-Medica®Inc), Biomet Microfixation® (connue antérieurement comme Biomet Lorenz®) et TMJ medical® (formellement connue comme TMJ Implants®) (Nardini D. 2008) (Mercuri 2000). Le Tableau I.1 résume les caractéristiques générales de ces prothèses.

Tableau I.1- Prothèses d'ATM

	Matériaux	Type de Fixation
TMJ Concepts	Implant ajusté pour chaque patient. Partie mâle attachée à la mandibule et partie femelle attachée sur la fosse -Corps du composant condylien: Alliage de titane (ASTM F136) -Tête condylienne, alliage de cobalt-chrome-molybdène (ASTM F1537) -Fosse, composée d'une partie en titane pure (ASTM F67) et une partie en polyéthylène d'ultra haut poids moléculaire UHMWPE (ASTM F648). *PMA**- Approuvé en Juillet 1999	Fixée avec un système de vis en titane sur l'os temporal et mandibulaire.
Biomet Microfixation	Composant temporal constitué d'une cupule fixée sur la fosse et d'un composant mandibulaire fixé sur le ramus mandibulaire. La cupule est élaborée en UHMWPE. Le composant mandibulaire en alliage chrome-cobalt est recouvert d'une couche de titane pour favoriser la colonisation osseuse. PMA- Approuvé en Septembre 2005	Fixée avec un système de vis en titane sur l'os temporal et mandibulaire.
TMJ Medical	Implant sur mesure, composé d'une unité mâle condylienne et d'une unité femelle sur la fosse. Le deux composants sont élaborés dans un alliage de cobalt-chrome-molybdène (appelé aussi Vitallium®) Les surfaces articulaires sont polies, pour réduire la friction lors du contact. PMA- Approuvé Janvier 2005	Les deux unités sont vissées, les vis sont élaborées aussi dans un alliage de Cobalt Chrome- molybdène

*PMA- premarket approval (PMA) est le procédé scientifique et de révision réglementaire pour évaluer la sécurité et l'efficacité d'un dispositif médical.

La figure suivante montre les trois types de protheses acceptés par la FDA pour l'ATM.

Figure I.20–Prothèses commercialisables pour l'ATM. A- Prothèse TMJ Concepts. B- Prothèse de Biomet Micro fixation (P. de Lorenz). C-Prothèse de TMJ Medical.

Nous avons trouvé des études cliniques sur l'évaluation de la performance de ces types de prothèses.

En juin 2012, l'IHE (IHE-Institute of Health Economics, d'Alberta-Canada) fait un rapport sur l'évaluation de prothèses existantes sur le marché (Biomet Microfixation et TMJ Concepts). L'étude montre 9 séries de cas d'études, publiés entre les années 1995 et 2011. Ces études faites aux Etats Unis, Australie, Danemark et Norvège, portent la plupart du temps sur des femmes d'âge entre 15 et 75 ans. Parmi les études, 4 ont été menées lors de l'intervention chirurgicale. Malgré les études effectuées, aucune donnée n'était disponible afin de comparer la performance entre les deux types de prothèse, car la manière d'évaluation du risque était différente entre elles. (IHE 2012)

En France, nous n'avons trouvé qu'une étude récente sur l'évaluation de la reconstruction totale de l'ATM par des prothéses Biomet Microfixation. L'étude à été éffectuée sur 12 prothèses totales placées sur 8 patients (4 patients avec reconstruction bilaterale), 5 femmes et 3 hommes. Les interventions ont été éffectuées entre 2009-2010. (Mommers X. 2013)

En France comme par ailleurs, on constate que l'utilisation des prothèses d'ATM reste assez limitée. Nous avons aussi observé, qu'il n'y a pas de critères clairs d'évaluation de la performance de ces prothèses.

4. Conclusions partielles

Dans ce premier chapitre nous avons effectué une recherche bibliographique afin d'avoir une vision globale de l'articulation. Nous avons décrit l'articulation du point de vue anatomique, ses pathologies et leur traitement. Nous avons trouvé que l'ATM est une articulation double très complexe. Les mouvements de la mandibule sont pilotés par les actions musculaires et par les obstacles morphologiques naturels des surfaces osseuses. Nous avons remarqué ainsi, que malgré la quantité d'études menées sur cette articulation, il n'existe pas de consensus sur le type de traitement pour une pathologie donnée. Le fonctionnement de l'articulation reste en fait assez méconnu.

5. Objectifs de l'étude

Cette thèse a pour objectif principal d'étudier la viabilité d'une prothèse de resurfaçage condylien, en essayant de rétablir la fonctionnalité articulaire pour des personnes atteintes de pathologies graves de l'appareil manducateur.

Pour cela, nous étudierons d'abord l'incidence du contact entre le matériau prothétique et l'os. On cherchera ensuite à définir un protocole d'étude qui nous permettra d'examiner la cinématique et la dynamique articulaire. Ceci nous permettra de mieux comprendre le fonctionnement de l'ATM, du point de vue mécanique et fonctionnel, dans le cadre d'une articulation saine, et dans celui d'une articulation atteinte d'une pathologie.

II. Essais d’usure : interaction de contact entre la zircone et l’os porcin

1. L'usure : paramètre prépondérant du remplacement prothétique

La déficience d'une prothèse est fréquemment associée à l'usure prématurée des matériaux en contact. L'usure est donc un paramètre fondamental à analyser pour prédire le temps d'utilisation d'une prothèse. Dans la littérature on trouve différentes approches pour son estimation, qui est généralement mesurée à partir de la quantité de matière enlevée (exprimée en unités de volume ou en unités de masse).

L'usure est liée aux facteurs extrinsèques comme la contrainte normale appliquée sur le couple des matériaux et aux facteurs intrinsèques comme les propriétés mécaniques des matériaux en contact.

Malgré l'existence sur le marché de prothèses qui fonctionnent avec un contact direct entre le matériau prothétique et le cartilage et/ou l'os natif, P.E. « *Condylar head Add-on System* » (Synthes 2013), il n'existe pas beaucoup d'études sur les interactions entre l'os et d'autres matériaux. La plupart des remplacements articulaires restent de type bipolaire, i.e. avec le contact de deux matériaux prothétiques.

Ce chapitre expose, tout d'abord, les caractéristiques des matériaux en contact. Nous évoquerons ensuite la mise en œuvre de la procédure utilisée pour l'exécution des essais d'usure entre la zircone et l'os porcin. Nous sommes partis des conditions physiologiques de l'ATM, pour ensuite concevoir un tribomètre capable de les reproduire. Postérieurement, nous avons défini un plan d'expériences afin d'analyser l'influence de certains paramètres sur l'usure du couple des matériaux, et pour réduire le nombre d'essais, nous avons eu recours à la méthode de Taguchi.

A la fin du chapitre, nous déterminons un paramètre nommé débit d'usure dont la valeur pourra être appliquée afin de déterminer l'usure dans le temps, sous des conditions données.

2. Matériaux et méthodes

2.1 Matériaux en contact

Zircone

La zircone ou oxyde de zirconium (dioxide) est une céramique qui présente différentes variétés allotropiques suivant la température (Figure II.1) ; de plus la pression ou une contrainte mécanique peut induire un changement de sa structure interne. La zircone fait partie des minerais pour lesquels le zirconium se présente sous forme de silicates ou de carbonates. La zircone n'est présente naturellement sous forme isolée que dans un seul minerai- ***la baddeleyite*** avec des proportions massiques entre 97.4% et 97.5% de ZrO_2.

La première tentative clinique concernant l'utilisation de la zircone en tant que matériau prothétique a été faite en 1969 par Helmer et al. (1969). Une prothèse de hanche a été implantée sur un singe. Les auteurs n'ont pas trouvé de rejets. Avant 1990, la zircone a été testée sur l'os et sur le muscle sans montrer de résultats défavorables (voir Figure II.2). Depuis 1990, des études in vitro on aussi montré la non toxicité de la zircone, ainsi que le fait qu'elle ne génère pas de changements génétiques dans le génome cellulaire. (Helmer J. 1969) (Manicone P. 2007) (Denry I. 2008)

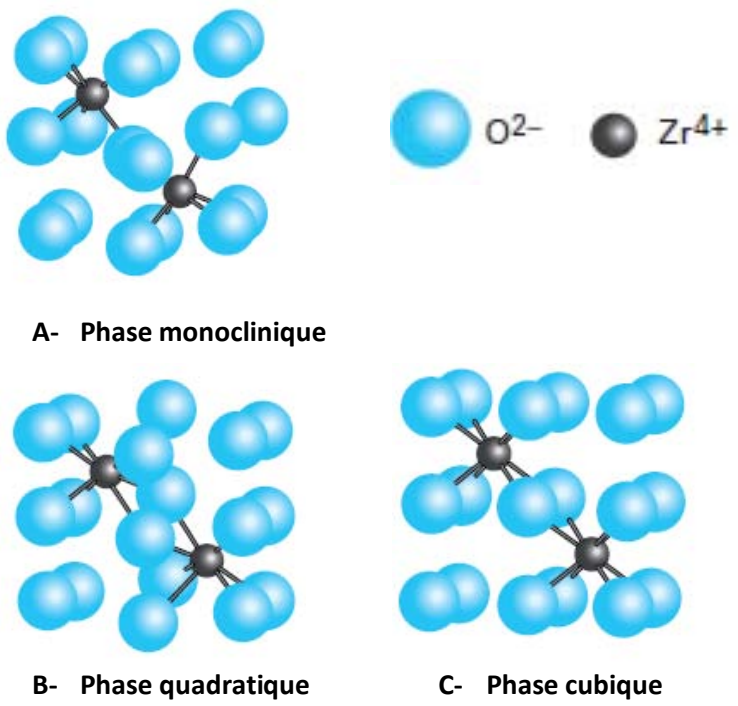


Figure II.1- représentation de l'environnement de l'ion zirconium pour les phases monoclinique, quadratique et cubique de la zircone pure (Bacheret R. 2006)

Du fait de ses bonnes propriétés, à partir des années 70, plusieurs recherches ont été faites pour découvrir les phases de transformation et de durcissement. La zircone pure obtenue à partir du minerai possède une structure cristalline monoclinique sur une large plage de températures allant de la température ambiante à 1170°C. La zircone monoclinique possède une masse volumique égale à 5 830 kg/m^3 (voir Figure II.1-A) (Bacheret R. 2006).

Grâce à la dilatation thermique, pour des températures supérieures à 1 100°C, la structure se relaxe partiellement ; permettant aussi d'avoir une plus grande symétrie, la zircone monoclinique devient quadratique. Cette phase présente une masse volumique de 6 100 kg/ m^3 (voir Figure II.1-B). Quand la température est supérieure à 2 350°C, la zircone présente une nouvelle transition vers une structure cubique, avec une masse volumique égale à 6 090 kg/ m^3.

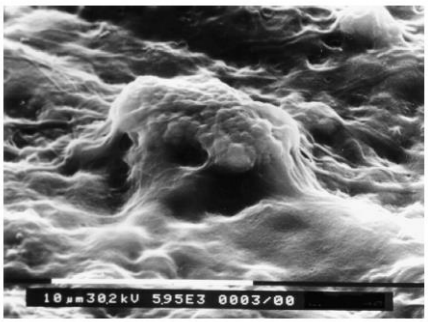


Figure II.2- Observation MEB (Microscopie Electronique à Balayage). Culture des fibroblastes sur la zircone : croissance des cellules dans un orifice de surface de zircone. Recouvrement avec une couche cellulaire. (Manicone P. 2007)

Pour pouvoir obtenir une zircone avec une phase quadratique ou cubique, le ZrO_2 est soumis à un processus de stabilisation, avec ajout d'oxydes. Ce principe repose sur la mise en solution d'autres oxydes contenant des ions hétérovalents de valence plus faible que celle du zirconium, tels que Y_2O_3, CeO_2 ou CaO, afin de créer des lacunes dans le sous-réseau anionique. En augmentant le nombre de lacunes anioniques, le réseau cristallin est de moins en moins contraint, ce qui permet à la zircone monoclinique de se transformer en zircone quadratique, voire cubique. (Moulin G. 2008)

Tableau II.1 - Caractéristiques mécaniques d'une alumine cristallisée et deux zircones, l'une stabilisée avec MgO et l'autre avec Y_2O_3 (Bachelet R. 2006)

Caractéristique	Alumine	MgO-PSZ	Y_2O_3-PSZ
Masse Volumique ($kg.m^{-3}$)	3 900 à 3 910	5 400 à 5 600	6 040 à 6 060
Module de Young (GPa)	350 à 380	200 à 205	200 à 205
Ténacité ($MPa.m^{1/2}$)	3.1 à 3.3	5.8 à 6.0	6.0 à 30.0

En fonction de la quantité de dopant introduit dans la zircone, il est possible de stabiliser la forme cubique seule (pour des quantités de dopant importantes). On dit alors que la zircone est totalement stabilisée et on la note FSZ (Fully Stabilised Zirconia). Pour des quantités moindres de dopant, on obtient en revanche un mélange de phase cubique et de phase quadratique ; la zircone est alors partiellement stabilisée et on la note PSZ (Partially Stabilized Zirconia). Si toutefois la zircone est très majoritairement stabilisée sous forme quadratique, on la dénommera TZP (Tetragonal Zirconia Polycristal). D'une manière générale, on peut considérer que l'obtention d'une zircone PSZ nécessite, compte tenu de l'effet de valence et de sa taille, une teneur minimale de 8% molaires de MgO, 8% molaires de CaO ou 3-4% molaires de Y_2O_3. Le

Tableau II.1 montre une comparaison des caractéristiques mécaniques entre l'alumine et deux zircones partiellement stabilisées.

Tissu osseux

Selon l'échelle considérée, le tissu osseux est un matériau composite, hétérogène et anisotrope, constitué de deux phases : l'une minérale et l'autre organique. La partie minérale est une matière calcifiée qui confère à l'os sa rigidité ; la phase organique est une matrice protéique extracellulaire essentiellement constituée de fibres de collagène qui confèrent à l'os son élasticité. Une des principales caractéristiques du tissu osseux est sa capacité à se renouveler spontanément, à s'auto-réparer et à adapter sa masse, sa forme et ses propriétés mécaniques à son environnement.

Par rapport à sa structure, un os long adulte typique est constitué d'un tronçon tubulaire appelé diaphyse et de deux extrémités plus larges et arrondies dénommées épiphyses. La diaphyse est essentiellement composée d'os cortical alors que l'épiphyse est composée d'os trabéculaire entouré d'une couche d'os cortical. (Vu 2011) (voir Figure II.3)

L'os trabéculaire est un matériau poreux constitué de travées en forme de tiges appelées trabécules, qui représentent 20% de la masse osseuse mais 67% de la surface totale. C'est un tissu spongieux rempli de moelle osseuse, raison pour laquelle il est aussi appelé « os spongieux ». Il constitue les épiphyses des os longs. Sa fonction est principalement métabolique et homéostatique.

L'os cortical est un matériau compact, qui constitue la diaphyse des os longs. Il représente 80% de la masse osseuse totale. Sa porosité est dite faible, soit de l'ordre de 5% ; sa fonction est notamment biomécanique puisqu'il supporte la majeure partie du chargement du corps. L'enveloppe externe de l'os cortical est appelée périoste et son enveloppe interne est dénommée endoste.

La microstructure de l'os cortical présente une unité cylindrique fonctionnelle dénommée ostéon ou système haversien, son diamètre est compris entre 100 et 300 μm et sa longueur peut aller jusqu'au l'ordre de 10mm pour les os longs. Au centre de chaque ostéon se trouve le canal haversien, qui contient des vaisseaux capillaires et des nerfs. Le canal haversien est entouré par des lamelles concentriques. La diaphyse des os longs résulte d'un assemblage compact d'ostéons orientés le long de l'axe longitudinal de l'os. Nous avons étudié l'influence de cette orientation par rapport à la direction de frottement, nous y reviendrons par la suite.

Un os immature ou tissé est caractérisé par une structure non lamellaire, où les fibres de collagène ont une disposition aléatoire. Nous trouvons ce type d'os chez les nouveau-nés, dans les soudures des fractures et dans la métaphyse de l'os en croissance (régions intermédiaires entre la diaphyse et les épiphyses). Avec la croissance, les fibres de collagène sont de façon ordonnée. (Nordin M. 2001) (Voir Figure II.4)

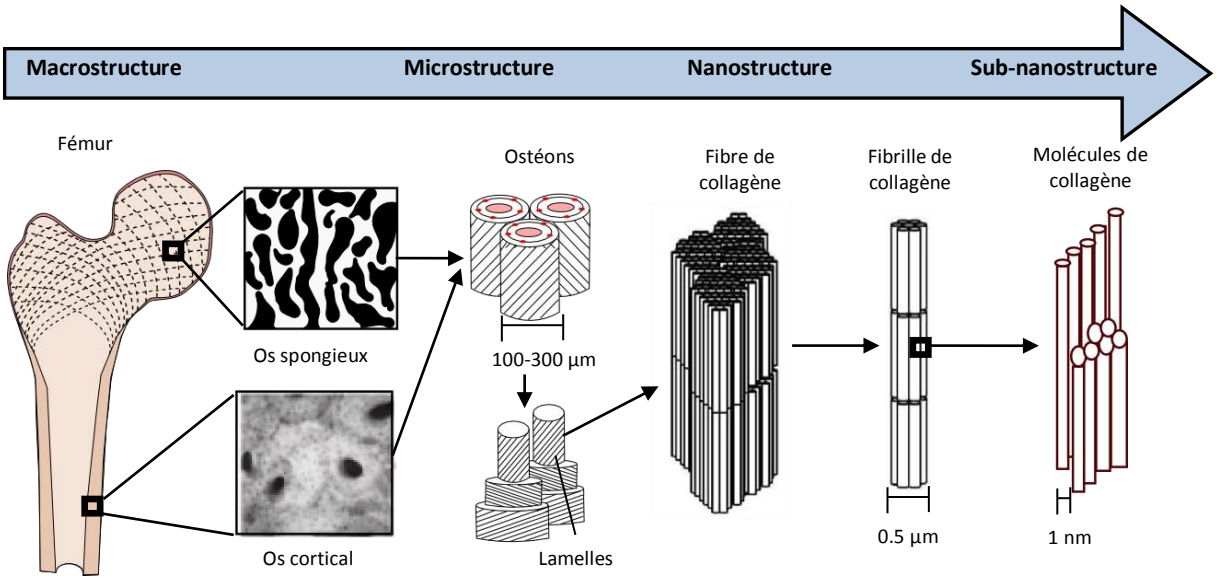


Figure II.3- Structure hiérarchisée de l'os : vue de la macrostructure à la nanostructure.

Du fait de la difficulté d'obtention des échantillons d'os humain mais aussi du fait des contraintes économiques et des contraintes de disponibilité, nous avons choisi de travailler avec de l'os de porc. Le porc est un mammifère largement utilisé en expérimentation médicale. (Wang S. 2007) (Swindle M. 2007) L'os de porc est considéré comme représentatif de l'os humain et il constitue donc un choix acceptable pour une étude in vitro. (Thorwarth M. 2005) Les os de porc et humain présentent des similarités du point de vue anatomique, morphologique, pour la guérison et le remodelage. La microstructure de l'os porcin présente une structure lamellaire semblable à celle de l'os humain, ainsi qu'une densité minérale similaire. (Ruehe B. 2009) (Mosekilde L. 1987) (Aerssens J. 1998)

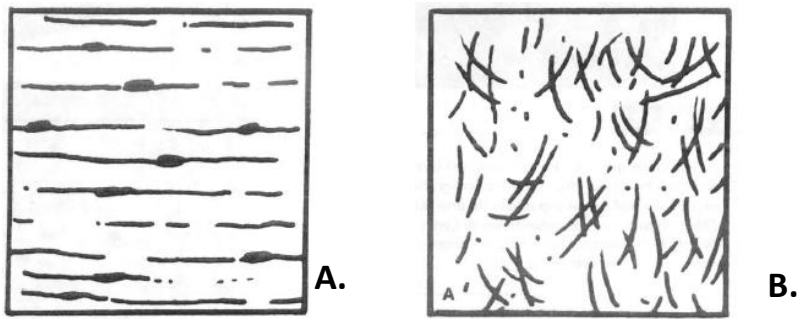


Figure II.4- Schéma de l'orientation des fibres de collagène pour l'os mature (A) et l'os tissé (B). (Nordin M. 2001)

2.2 Conditions de travail de l'ATM

Une première grandeur à prendre en compte pour étudier la mécanique articulaire est le niveau des forces. Différentes études (la plupart *in-vitro,* à partir des pièces cadavériques) ont quantifié la pression sur diverses articulations comme le genou (Maquet P. 1975, Brown T. 1984), la hanche (Miyanaga Y. 1984, Brown T. 1983), l'épaule (Conzen A. 2000), la cheville (Wagner U. 1992), le poignet (Palmer A. 1984) et l'ATM (Gallo L. 2000). En générale, la pression de contact varie de 1 à 6 MPa et ne dépasse pas 10 MPa.

Dans son étude de l'ATM Gallo L. (2000) a utilisé une méthodologie *in-vivo* pour mesurer la vitesse de glissement et le champ de contrainte, en combinant les résultats d'IRM et des marqueurs optoélectroniques. Cette étude a été menée sur 10 personnes en bonne santé. L'étude a montré que pour un mouvement d'ouverture/fermeture de la mandibule, la vitesse de translation varie entre 35± 17 mm/s et 40 ± 19 mm/s avec, respectivement, des fréquences de 0.5 et 1Hz. La vitesse de glissement des autres articulations humaines pour un chargement habituel peut varier entre 10 et 80mm/s avec une fréquence toujours proche de 1Hz.

Gallo a ensuite déterminé la valeur de la contrainte de manière empirique, à l'aide d'essais *in-vitro* sur des articulations de porc. Les disques ont été déformés avec une augmentation progressive de la vitesse de déplacement, tout en restant dans les plages physiologiques. Cela a permis de trouver une relation entre la contrainte et la vitesse. Les résultats sont exposés par la Figure II.5, la contrainte moyenne est de 2.16±0.43 MPa et 1.42±0.46 MPa, pour des fréquences respectives de 1Hz et 0.5Hz.

	Ave. Stress-field Translation ΔD [mm]		Ave. Peak Mediolateral Velocity of Stress-field V_p [mm/sec]		Ave. Stress σ [MPa]		Ave. Area of Stress-field A [mm²]		Ave. Aspect Ratio a/h		Plowing Work W [mJ]	
	0.5 Hz	1 Hz	0.5 Hz	1 Hz	0.5 Hz	1 Hz	0.5 Hz	1 Hz	0.5 Hz	1 Hz	0.5 Hz	1 Hz
TMJ # 1	9	9	54	67	1.79	2.71	32	37	1.4	1.6	506	709
TMJ # 2	4	3	35	34	1.40	2.03	21	10	1.5	1.9	117	69
TMJ # 3	2	2	13	12	1.34	1.82	13	11	1.4	1.3	41	43
TMJ # 4	6	6	46	47	0.77	2.05	11	13	1.8	2.1	53	161
TMJ # 5	3	6	16	19	0.30	1.33	6	6	1.4	1.1	6	42
TMJ # 6	9	9	37	43	1.80	2.66	8	8	0.7	0.8	126	183
TMJ # 7	8	7	35	43	1.60	2.47	17	17	1.0	1.1	231	288
TMJ # 8	8	8	51	52	1.83	2.22	22	20	1.0	1.1	331	339
TMJ # 9	9	9	44	55	1.90	2.74	16	18	1.1	1.2	289	438
TMJ # 10	2	2	14	16	0.80	1.33	12	13	1.4	1.4	15	30
TMJ # 11	2	2	19	19	1.56	2.06	13	13	1.4	1.2	48	56
TMJ # 12	5	5	21	23	1.58	2.39	8	9	1.1	1.2	66	96
TMJ # 13	4	5	32	38	1.46	2.14	33	35	1.8	2.0	211	361
TMJ # 14	10	8	74	70	1.46	2.28	33	31	0.6	0.6	460	552
TMJ # 15	8	7	38	56	1.72	2.14	27	25	2.3	2.4	359	396
Mean ± SD	6 ± 3	6 ± 3	35 ± 17	40 ± 19	1.42 ± 0.46	2.16 ± 0.43	18 ± 9	18 ± 10	1.3 ± 0.4	1.4 ± 0.5	191 ± 166	251 ± 211

Figure II.5-Caractérisation du niveau de contrainte, pour un mouvement d'ouverture/fermeture, fréquence de mouvement entre 0.5-1Hz. Gallo (2000)

La fréquence de sollicitation est également un autre paramètre fondamental pour les articulations. L'ATM est utilisé environ 2000 fois par jour, pour tous les mouvements confondus (Nardini D. 2008). Par ailleurs pour un mouvement d'ouverture-fermeture de confort, le condyle peut effectuer une translation de 6mm (dans la direction postérieure-antérieure à 1Hz) (Sapin De-Brosses 2011).

La lubrification de l'articulation est aussi une donnée importante. Le contact entre les surfaces articulaires est lubrifié par le liquide synovial, à la température corporelle, c'est-à-dire 37±2°C (Affatato S. 2008) (Brown S. 2006). Le Tableau II.2 résume les plages des conditions de travail pour l'ATM. La troisième colonne de ce tableau spécifie le cahier de charges du tribomètre utilisé dans cette étude.

Tableau II.2 - Comparaison entre les conditions de travail de l'ATM et les caractéristiques requises du tribomètre

Conditions d'essai	*Conditions de travail de l'ATM*	*Caractéristiques requises du tribomètre*
Contrainte	1.42MPa-2.16MPa (Gallo L. 2000)	0.5MPa-5MPa
Vitesse moyenne	37-40 mm/s (Gallo L. 2000)	13-92 mm/s
Température	37°C	37°C
Lubrification	Liquide synovial	Sérum bovin
Cycles	2000 par jour (Nardini D. 2008)	>>2000

2.3 Paramètres de l'étude

Les paramètres liés à l'usure sont nombreux et il est nécessaire de bien les connaître pour une analyse précise d'un problème tribologique. Les principaux paramètres sont les caractéristiques du mouvement relatif entre les corps (vitesse et amplitude de mouvement), la charge normale appliquée, le mode de contact (ponctuel ou surfacique) et l'environnement (température, milieu).

Nous avons identifié les paramètres extrinsèques tels que la force normale $P_n(N)$, l'amplitude de mouvement $e(mm)$ et sa fréquence $f(Hz)$. (Voir Figure II.6) La force normale $P_n$représente l'effort de compression qui s'exerce entre le couple de matériaux. L'amplitude de mouvement e caractérise la translation relative d'un matériau par rapport à l'autre. Nous avons aussi voulu étudier l'influence de l'orientation de la fibre de l'os par rapport à la direction de frottement. Nous avons alors défini $\alpha(°)$ comme l'angle entre la fibre de l'os et la direction du frottement.

Le mouvement de l'ATM combinant rotation et translation, nous avons privilégié, pour nos essais, l'usure due à la translation ; certaines études ont en effet montré la prépondérance de ce type d'usure. Richter et al. (2010) ont évalué l'usure des différents couples de matériaux avec un simulateur de genou, engendrant des mouvements de rotation-translation combinés. Leurs résultats montrent que l'usure due à la rotation est négligable par rapport à celle engendrée par le mouvement de translation (Richter B. 2010).

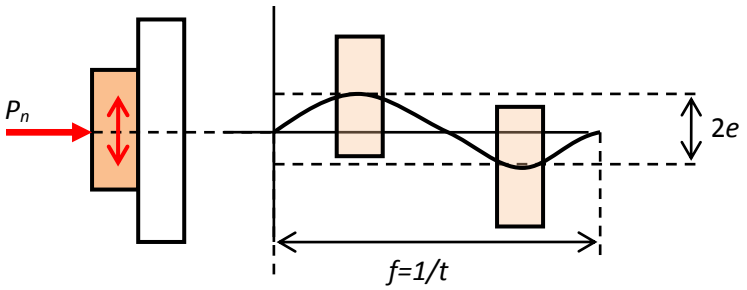


Figure II.6- Schéma du mouvement relatif entre l'échantillon d'os et l'échantillon de matériau prothétique

2.4 Dispositif Expérimental

Le défi a été d'employer un dispositif nous permettant de régler les paramètres dans les plages de travail articulaire. Nous avons écarté l'utilisation d'un tribomètre traditionnel (type pion disque) car nous avons trouvé des contraintes concernant la taille des échantillons et le type de mouvement (rotation). Nous avons conçu notre propre tribomètre au sein de notre laboratoire. Ce tribomètre permet de simuler les conditions physiologiques des articulations en général.

Le tribomètre (Figure II.7) se compose d'une partie supérieure mobile et d'une base inférieure fixe. Un moteur électrique produit un mouvement de rotation avec une fréquence *f*(Hz) ajustable (vitesse de rotation réglable entre 180 et 900 TPM). Grace à un excentrique et une bielle, ce mouvement de rotation engendre une translation verticale de la partie supérieure, de l'amplitude *e* (mm) réglable. Cette partie mobile du tribomètre est guidée par deux colonnes rigides. La longueur de la bielle est très importante par rapport à *e*, ce qui assure un mouvement quasi-sinusoïdal. (Figure II.6). Le déplacement est transmis au porte-échantillon de matériau prothétique par le biais d'une lame d'acier déformable. Des jauges de déformation sont collées sur cette lame d'acier et constituent un dynamomètre. Ce dynamomètre aide à déterminer les déformations dues aux forces de frottement et aux forces d'inertie du mobile (lame+porte échantillon de matériau prothétique).

Deux couples d'échantillons sont testés en simultané. Le matériau prothétique est fixé au porte-échantillon et l'os est maintenu par des mors fixés à la base du tribomètre. Une force normale $P_n(N)$, réglable, est appliquée sur le porte-échantillon d'os grâce à deux vérins. Elle assure le contact entre le couple de matériaux. Les matériaux en contact sont immergés dans une cuve contenant du sérum bovin à 37° Celsius.

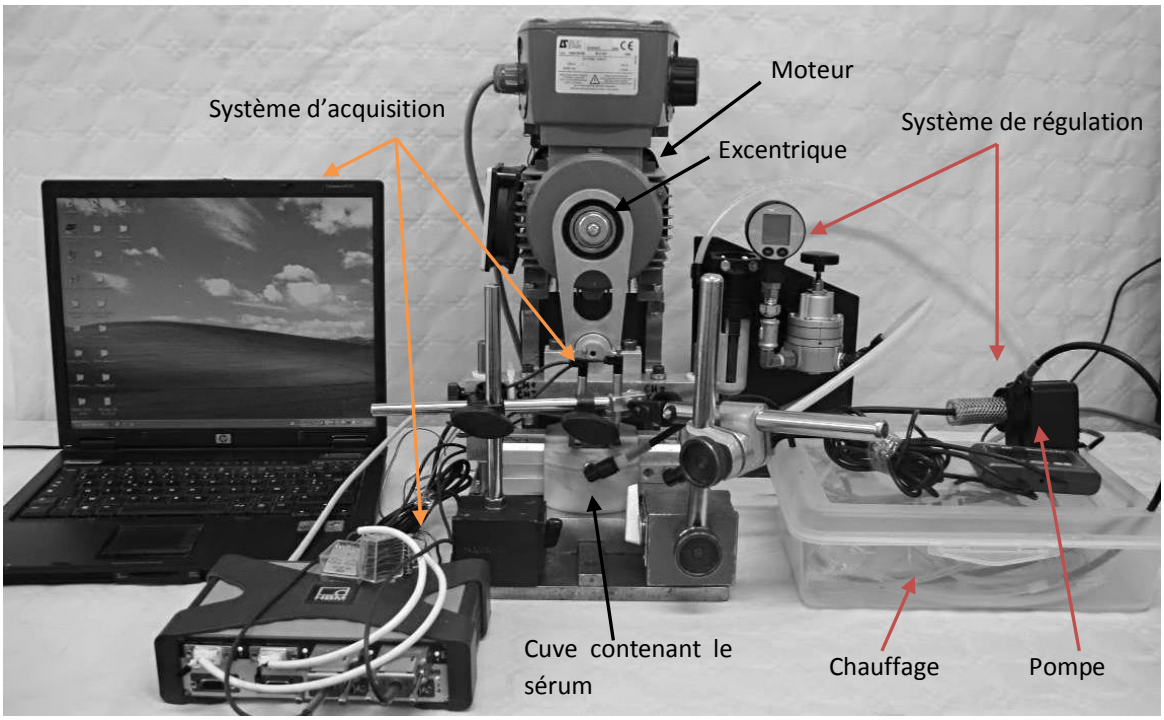


Figure II.7- Tribomètre, composé d'un système d'acquisition et d'un système de régulation.

Le tribomètre comprend aussi un système d'acquisition et un système de régulation de la température. La chaine d'acquisition est composée de deux jauges de déformation et de deux capteurs LVDT (permettant de mesurer le déplacement du porte-échantillon de matériau prothétique) reliés au boitier d'acquisition QuantumX MX840A (HBM Inc). Les données concernant la déformation et le déplacement sont stockées dans un ordinateur avec le logiciel CatmanEasy (HBM Inc).

Le système de régulation est constitué d'une pompe et d'une résistance de chauffage. La pompe assure un débit de sérum de 0.6L/min circulant dans une cuve. Le chauffage maintien le sérum dans la cuve à une température constante de 37°C. Le Tableau II.2 résume les plages du travail du tribomètre.

2.5 Définition d'un plan d'expériences :

Afin d'optimiser le nombre d'essais, nous avons choisi un plan d'expériences selon la méthode de Taguchi. Cette méthode consiste à utiliser des tables orthogonales par rapport au modèle choisi par l'expérimentateur, dans lequel les différentes variables d'entrée de l'expérience apparaissent pondérées par des coefficients. Une table de Taguchi est notée de la façon suivant :

$$L_T(n^c)$$

avec c le nombre de paramètres, T le nombre de tests et n le nombre de niveaux des facteurs. Nous avons choisi d'utiliser une table de type $L_9(3^4)$, avec 4 paramètres à trois niveaux. Le Tableau II.3, montre les niveaux que nous avons choisis. Avec ces niveaux on obtient une plage de vitesses entre 19.65 et 63.04 mm/s. Les trois niveaux de force ont été choisis en fonction de la capacité des vérins du tribomètre. Pour obtenir les contraintes variant entre 1.5 et 6.0 MPa, nous avons déterminé alors la surface de contact maximale entre nos échantillons. Il s'agit de S= 80 mm². Elle conduit aux trois niveaux théoriques des contraintes entre 1.25MPa, 2.5 MPa et 3.75 MPa, ce qui dépasse largement les conditions de travail de l'ATM (Tableau II.2).

Tableau II.3- Paramètres et leurs niveaux

Paramètre	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3
Force Normale $P_n(N)$	100 N	200 N	300 N
Fréquence *f*(Hz)	4.2 Hz	5.8 Hz	7. 4 Hz
Excentricité *e* (mm)	1.16 mm	1.50 mm	2.13 mm
Orientation α(°)	0º	45º	90º

Lors des essais, nous avons mesuré les vraies surfaces de contact conduisant à des valeurs de contraintes situées entre 1.59MPa et 6MPa. Le mouvement entre le couple de matériaux est de type sinusoïdal (Figure II.6), la vitesse moyenne de glissement est proportionnelle à la fréquence et l'excentricité $\bar{V} = 4ef$.

Avec l'utilisation d'une table de type $L_9(4^3)$, nous devons effectuer 9 essais de configurations différentes, le Tableau II.4 montre les 9 configurations.

Tableau II.4-Table de Taguchi de type L_9 avec 4 paramètres à trois niveaux.

		Paramètres				Réponse	
Configuration	**Echantillons**	P_n **(N)**	α **(°)**	f **(Hz)**	ℓ **(mm)**	**RA**	**RB…**
1	1/A – 1/B	300	0	4.2	2.13	RA1	RB1
2	2/A – 2/B	300	45	5.8	1.51	RA2	RB2
3	3/A – 3/B	300	90	7.4	1.17	RA3	RB3
4	4/A – 4/B	200	90	4.2	1.51	RA4	RB4
5	5/A – 5/B	200	0	5.8	1.17	RA5	RB5
6	6/A – 6/B	200	45	7.4	2.13	RA6	RB6
7	7/A – 7/B	100	45	4.2	1.17	RA7	RB7
8	8/A – 8/B	100	90	5.8	2.13	RA8	RB8
9	9/A – 9/B	100	0	7.4	1.51	RA9	RB9

2.6 Echantillons des matériaux en contact

Echantillons de Zircone

Les échantillons de zircone ont été fabriqués par SLM (Selective Laser Melting), en partant d'une zircone de type Y_2O_3-PSZ. Les échantillons ont une forme parallélépipédique, des dimensions moyennes 15.065x12.162x2.968 mm^3 (voir Figure II.8A et Tableau II.5). Ces dimensions garantissent une surface de contact permanente de 80mm² entre les échantillons de la zircone et de l'os.

Tableau II.5 - Dimensions, masses et volumes des échantillons de Zircone

Echantillon	**Dimensions Moyennes (mm)**			**Masse(g)**	**Vol. (mm^3)**	**Densité (g/cm^3)**
	L1	L2	L3			
Z_1	15.057	12.160	2.955	3.248	541.028	6.00413
Z_2	15.073	12.163	2.980	3.280	546.359	6.00387
Moyenne	**15.065**	**12.162**	**2.968**	**3.264**	**543.694**	**6.00400**

Nous avons déterminé la masse volumique, la dureté, ainsi que la rugosité de ces échantillons. La dureté est mesurée à l'aide du microduromètre Struers Micro Hardness Tester. La dureté moyenne Vickers HV obtenue est de 1415HV, quantifiée grâce au logiciel STRUERS HMS32(HMS32 2003) (Figure II.8B). La rugosité est mesurée à l'aide du microscope Veeco NT1000 (Headquarters Corp.) et dépouillée par le logiciel Vision 32 Software. Les valeurs moyennes de rugosité R_a sont respectivement de 59.4 et 92.0 nm. Elles ont été déterminées dans la partie centrale des éprouvettes sur une surface de 1.2x0.9 mm² (voir Figure II.9).

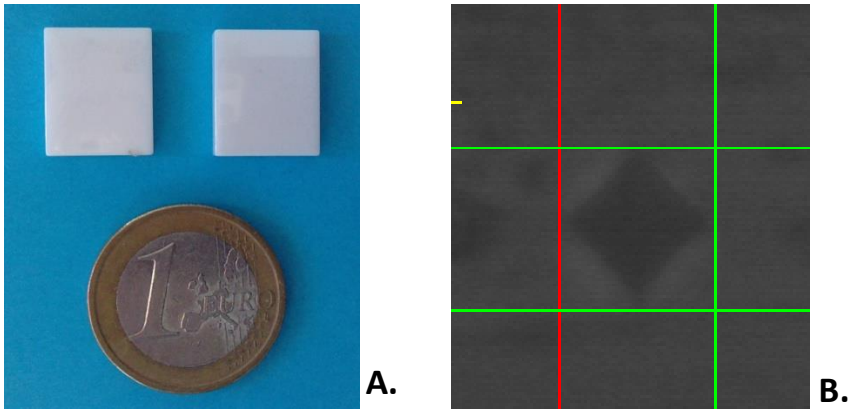


Figure II.8- A- Echantillons de Zircone. B-Quantification de la dureté HV, estimation des longueurs de l'empreinte via le logiciel STRUERS HM32

La différence entre la masse volumique mesurée (6.004 g/cm^3) et celle de la littérature (6.05 g/cm^3) peut être due au type de fabrication.

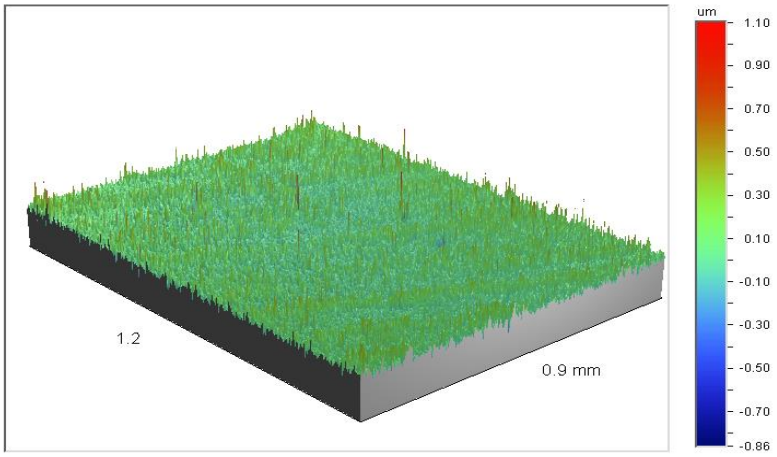


Figure II.9- Evolution de la rugosité Ra de la zircone sur une surface de 1.2x0.9 mm². Quantification via le logiciel Vision32

Echantillons d'os

9 paires d'échantillons d'os ont été obtenues à partir d'os cortical du fémur du porc, 4 porcs ($\varepsilon,\beta,\chi,\delta$) âgés d'environ 6 mois ont été abattus, ensuite les 8 fémurs ont été récupérés par paire (Droit- D et Gauche-G). Dans la mesure de nos possibilités, nous avons essayé de constituer des paires d'échantillons provenant du même fémur. Quand cela n'était pas possible nous avons obtenu des échantillons provenant de la même bête.

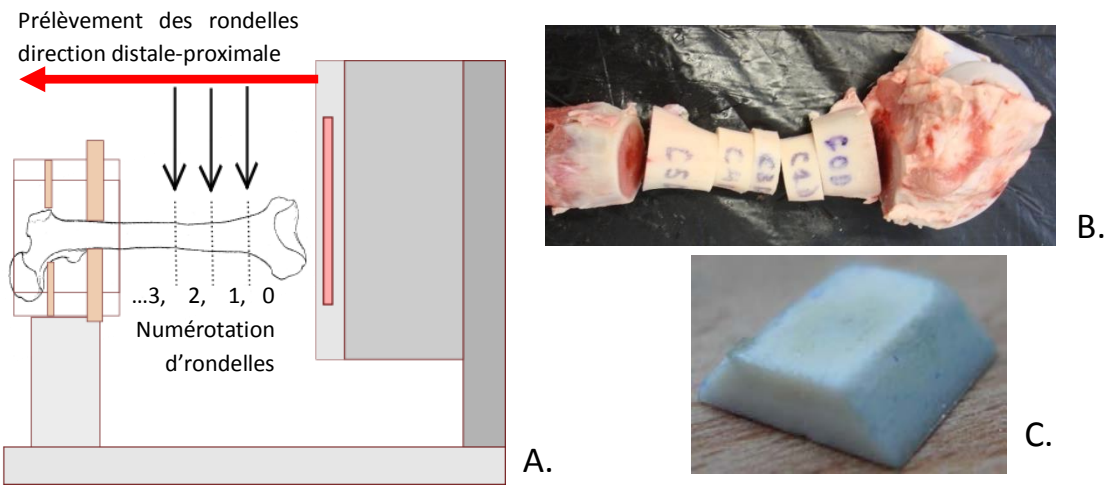


Figure II.10-A et B, Obtention des rondelles, tronçonnées à l'aide d'une scie cylindrique. Les rondelles ont été coupées dans la direction distale-proximale. C- Echantillon trapézoïdal d'os.

Nous avons coupé les fémurs en rondelles, avec une scie cylindrique et ensuite, enlevé la moelle (Figure II.10 A et B). Les épaisseurs de ces rondelles varient pour obtenir des échantillons avec les trois orientations de la fibre α(°). La vitesse de coupe utilisée a été de 90 m/min, avec une vitesse d'avance de 0.2mm/s. Lors de l'usinage nous avons obtenu entre 1 et 2 échantillons par rondelle. Le Tableau II.6 résume l'obtention des échantillons par bête et par côté.

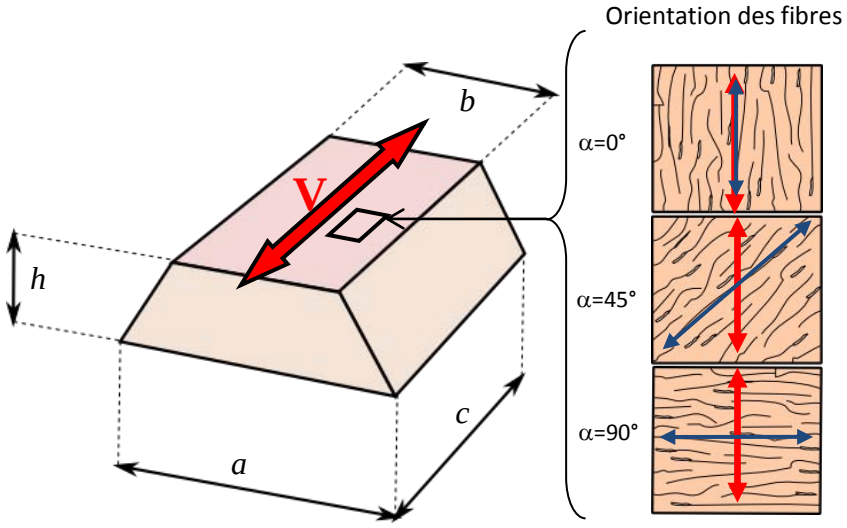


Figure II.11- Dimensions de l'échantillon trapézoïdal d'os, V- représente la direction de frottement, α–représente l'angle entre l'orientation des fibres et la direction de frottement

Les échantillons ont été usinés avec une section trapézoïdale, les surfaces latérales sont inclinées approximativement de 45°. Sur la base, les échantillons présentent une largeur *a* d'environ 10mm, une longueur *c* de 14mm et une épaisseur *h* d'environ 3mm. La largeur de la surface de contact *b* est approximativement de 8mm (voir Figure II.10C et Figure II.11). Ceci correspond à une surface théorique de 80mm² mentionnée plus haut. Dans tous les cas, nous avons conservé

la couche de périoste sur la surface de contact des échantillons. Cette forme particulière de l'échantillon d'os a été choisie pour faciliter l'estimation du volume, nous donnerons davantage de détails concernant ce point quand nous présenterons le protocole d'essai.

Chaque échantillon est identifié selon l'essai correspondant et selon le Lors des essais, nous avons mesuré les vraies surfaces de contact conduisant à des valeurs de contraintes situées entre 1.59MPa et 6MPa. Le mouvement entre le couple de matériaux est de type sinusoïdal (Figure II.6), la vitesse moyenne de glissement est proportionnelle à la fréquence et l'excentricité $\bar{V} = 4ef$.

Avec l'utilisation d'une table de type L9(43), nous devons effectuer 9 essais de configurations différentes, le Tableau II.4 montre les 9 configurations.

Tableau II.4, le premier chiffre indique la configuration de l'essai (1-9), puis une lettre spécifie le côté (A- droit, B-gauche). Une fois les échantillons obtenus, nous les avons stockés à une température constante de -17°C, et ce jusqu'au moment de l'utilisation pour les essais. La masse volumique a été déterminée pour chaque échantillon et nous avons trouvé une densité moyenne de 2.05 g/cm^3.

Tableau II.6 - Dénomination des échantillons classés par animaux. Chaque paire a été obtenue à partir de la même bête, les densités initiales ont été comparées pour chaque échantillon

Bête β				
Echantillon	**côté**	**Rondelle**	**α**	**Densité**
1/A	D	1	0	1.76
1/B	G	2	0	2.11
3/A	G	3	90	1.92
3/B	D	2	90	1.83
6/A	G	4	45	2.00
6/B	D	3	45	1.88
Densité moyenne Bête β				1.92

Bête ε				
Echantillon	**côté**	**Rondelle**	**α**	**Densité**
2/A	D	1	45	2.19
2/B	G	0	45	2.01
5/A	G	1	0	2.37
5/B	D	3	0	1.77
Densité moyenne Bête ε				2.088

Bête χ				
Echantillon	**côté**	**Rondelle**	**α**	**Densité**
4/A	G	3	90	2.05
4/B	D	4	90	2.31
9/A	G	2	0	2.00
9/B	D	3	0	2.07
Densité moyenne Bête χ				2.11

Bête δ				
Echantillon	**côté**	**Rondelle**	**α**	**Densité**
7/A	G	0	45	2.29
7/B	D	0	45	2.05
8/A	D	3	90	2.07
8/B	D	3	90	2.04
Densité moyenne Bête δ				2.11

2.7 Sérum bovin

De nombreux chercheurs ont utilisé le sérum bovin pour remplacer le liquide synovial, principalement lors d'essais de validation de prothèses. (Affatato S. 1999) (Bosetti M. 2001) Pour assurer une lubrification entre les surfaces de l'os et la zircone, nous avons utilisé une solution de sérum bovin composée de 25% de sérum et de 75% d'eau déminéralisée. Le sérum de veau est un sérum stérile fourni par BIOWEST (BIOWEST) Acide EDTA et fongicide ont été ajoutés afin de prévenir la contamination et la prolifération des bactéries. (ASTM-F1714 2008) Le temps d'utilisation maximal du sérum a été fixé à une semaine.

2.8 Protocole d'essai

Malgré un taux de porosité faible (5% - valeur correspondant à l'os cortical) l'os révèle différents attributs en fonction de son taux d'humidité. Nous pouvons le considérer comme une éponge, puisque lors de l'immersion dans un fluide, il absorbe les molécules du fluide, en modifiant ses propriétés massiques et volumiques. Puisque nous nous attendons à des taux d'usures très faibles, pour garantir la fiabilité de nos mesures de masses et de volumes, nous avons prévu un protocole de mesure strict, afin de toujours estimer l'évolution des propriétés de l'os dans les mêmes conditions.

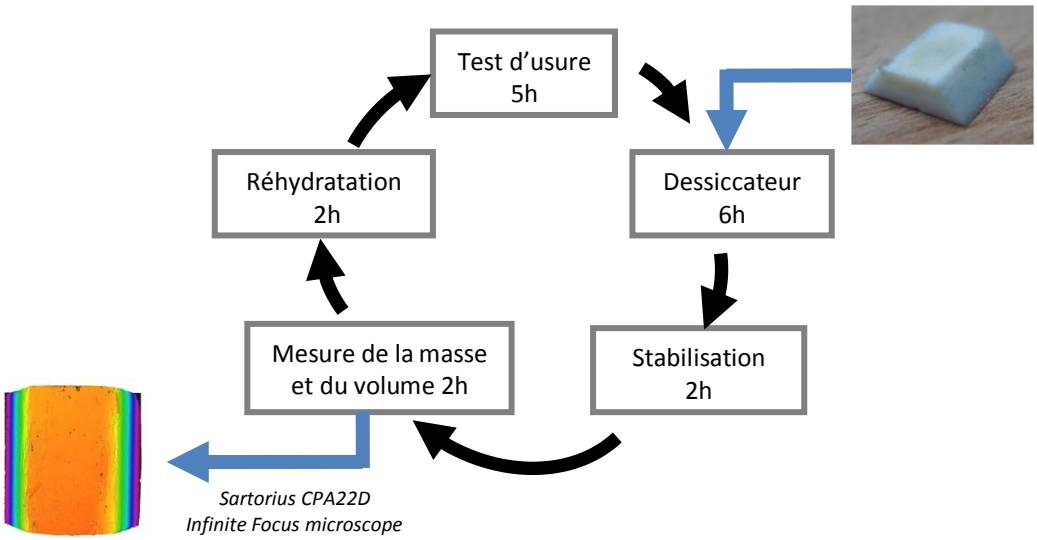


Figure II.12- Schéma du protocole d'essai. La durée d'un cycle d'usure est estime à 17h.

Les échantillons sont sortis par paires du congélateur, ils sont tout d'abord placés dans un dessiccateur pendant 6h, où l'humidité relative a été estimée à 3%HR (Humidité Relative). Ensuite, les échantillons sont placés pendant 2h à température et humidité respectivement contrôlées à 20°C et 15%HR. La masse et le volume ont été déterminés dans les mêmes conditions. Le temps de mesure est d'environ 2h pour la paire. Au préalable, nous avons évalué de manière empirique le temps de stabilisation indispensable de chaque étape ; pour cela nous avons fixé le temps pour lequel la mesure de variation de la masse correspond à la précision de notre instrument de mesure.

Une fois les échantillons mesurés, nous les plongeons dans le sérum bovin pendant 2h, et nous lançons ensuite l'essai pendant un temps d'environ 5h. Une fois l'essai terminé, un nouveau cycle est lancé, et pour chaque couple d'échantillons au moins 3 000 mètres sont parcourus. La Figure II.12 récapitule l'ensemble du protocole d'essai. L'ensemble des essais a duré environ 2 mois et demi.

Estimation de la masse

Pour l'estimation de la masse, nous avons utilisé la balance de précision Sartorius CPA225D. La précision de la balance est de 0.00001g, pour chaque échantillon nous avons déterminé la valeur moyenne de trois mesures.

Estimation du volume

Le volume a été calculé à l'aide du microscope optique InfinitFocus et de son logiciel. Nous avons réalisé la reconstruction de la face supérieure et de la base de chaque échantillon et ceci après chaque usure. Nous réalisons ensuite un calage des deux surfaces permettant la reconstitution du volume courant de l'échantillon et de sa valeur. Nous avons choisi la forme particulière des échantillons parce qu'avec cette forme trapézoïdale, nous pouvons assurer l'observation de toute la surface extérieure. L'erreur dans l'estimation du volume a été estimée à 2%. Cette erreur est principalement due au calage des surfaces, réalisé de manière manuelle.

Grâce à ce moyen d'observation, nous avons aussi déterminé la valeur de rugosité R_a pour la surface frottante de l'os et estimé l'aire de contact. Nous analysons l'évolution de ces valeurs en fonction de la distance parcourue. La figure suivante montre un exemple de la reconstruction de la surface d'un échantillon.

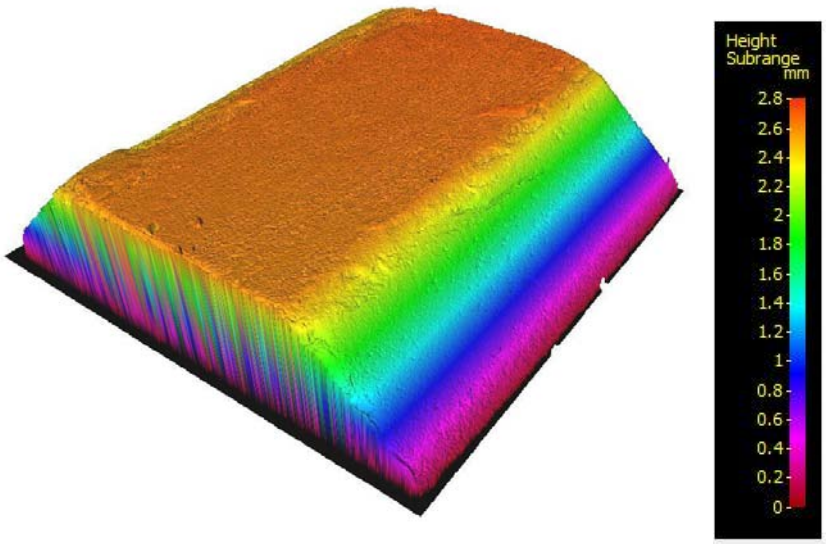


Figure II.13- Reconstruction de la surface supérieure d'un échantillon d'os, via InfinitFocus-Alicona.

2.9 Quantification de l'usure

Les concepteurs et les utilisateurs désirent disposer de lois d'usure afin de prédire le comportement et la durée de vie d'un système. Cette question est très délicate car les lois permettant de décrire quantitativement les usures en général sont imprécises et peu fiables. Néanmoins et malgré cela, il est utile de disposer de certaines lois qui permettent d'analyser des situations de façon au moins approximatives. Dernièrement, les chercheurs ont fait des progrès pour donner une meilleure approximation des mécanismes d'usure à travers des approches théoriques et numériques avancées. Le modèle le plus largement utilisé est celui d'Archard pour l'usure abrasive (Siniawski M. T. 2007), qui établit une loi en considérant comme paramètres tribologiques la charge appliquée au contact $P_n(N)$, la dureté $H_B(N/m^2)$ du corps auquel on s'intéresse et la distance parcourue $\Lambda(m)$. Le volume usé ΔV est nommé usure volumique et noté $W(m^3)$. Il est estimé par la relation proportionnelle à une constante k_A, connue comme coefficient d'usure :

$$W = \frac{k_A}{H_B} P_n \Lambda \qquad \text{(Equ. 1)}$$

k_A doit être déterminée de façon expérimentale pour un couple de matériaux donné. Le sens physique pour k_A est la fraction de volume usée. Cette valeur dépend de la ductilité du matériau, des efforts dans l'interface de contact et de la forme des aspérités. (Bhushan B. 2000)

En supposant que le matériau d'usure est homogène (H_B constant), la relation (1) suggère l'existence d'une proportionnalité entre le volume usé, la distance de glissement et la force appliquée. Le facteur de proportionnalité est nommé « taux d'usure » et dans le cas de la loi d'Archard il devient :

$$w_V = \frac{k_A}{H_B} \qquad \text{(Equ. 2)}$$

Dans la littérature, nous trouvons différentes approximations pour estimer l'usure se basant sur la loi d'Archard, comme par exemple les travaux de Ma et al. 2009 ou Wang et al. 2006 (Ma L. 2009) (Wang Q. L. 2007). Dans les deux articles cités l'usure est quantifiée comme fonction de la force normale, de la distance parcourue et du taux d'usure ; le taux d'usure est calculé de la manière suivante :

$$w_V = \frac{\Delta V}{\Lambda P_n} \quad \text{(Ma L. 2009)} \quad \text{(Equ. 3)} \qquad w_V = \frac{\Delta m}{\rho \Lambda P_n} \quad \text{(Wang Q. L. 2007)} \quad \text{(Equ. 4)}$$

Avec $w_V(mm^3/Nm)$ le taux d'usure volumique, $\Delta m(g)$ la masse perdue lors de l'usure sur une distance $\Lambda(m)$ et ρ la densité massique du corps considéré.

D'autres chercheurs, comme Davim et al. 2004, estiment l'usure directement par la perte de masse du corps (Davim J. 2004). En suivant une telle définition, on peut introduire la notion du taux d'usure massique w_m (g/Nm) :

$$w_m = \frac{\Delta m}{\Lambda P_n} \qquad \text{(Equ. 5)}$$

Dans le cas de milieux homogènes les deux mesures sont liées par la densité ρ supposée constante:

$$w_m = \rho w_V \qquad \text{(Equ. 6)}$$

Toutes ces approches indiquent une relation linéaire entre l'usure et la distance parcourue. Cependant dans le cas de l'os, qui est un tissu hétérogène, une estimation linéaire peut s'avérer insuffisante pour décrire l'évolution de l'usure. Notre objectif est, en dehors de l'identification de la vitesse d'usure de l'os en contact avec la zircone, de vérifier la validité de ces approches et d'en proposer des améliorations si elles s'avèrent insuffisantes.

3. Résultats

3.1 Usure de la Zircone

Pour toutes les mesures (2×49) nous avons utilisé une paire d'échantillons de zircone. La distance totale parcourue pour chaque échantillon de zircone a été estimée à $\Lambda_{Total} \approx 36\ km$. L'usure massique moyenne cumulée pour chaque échantillon de zircone a été de $\Delta m \cong 0.09 mg$. Il s'agit d'une usure extrêmement faible, voire négligeable. A cause de la précision de la balance utilisée (0.01 mg), nous étions alors inaptes à estimer cette usure entre deux mesures successives.

3.2 Evolution des usures massique et volumique de l'os

Tout d'abord, nous avons estimé l'usure de l'os à partir de la différence entre la masse et le volume de l'échantillon après l'essai et la masse et le volume à l'état initial. Ces différences nous donnent alors l'usure massique $W_m(mg)$ et l'usure volumique $W_V(mm^3)$. La Figure II.14 illustre l'évolution de l'usure massique W_m en fonction de la distance parcourue $\Lambda(m)$ pour tous les échantillons d'os testés.

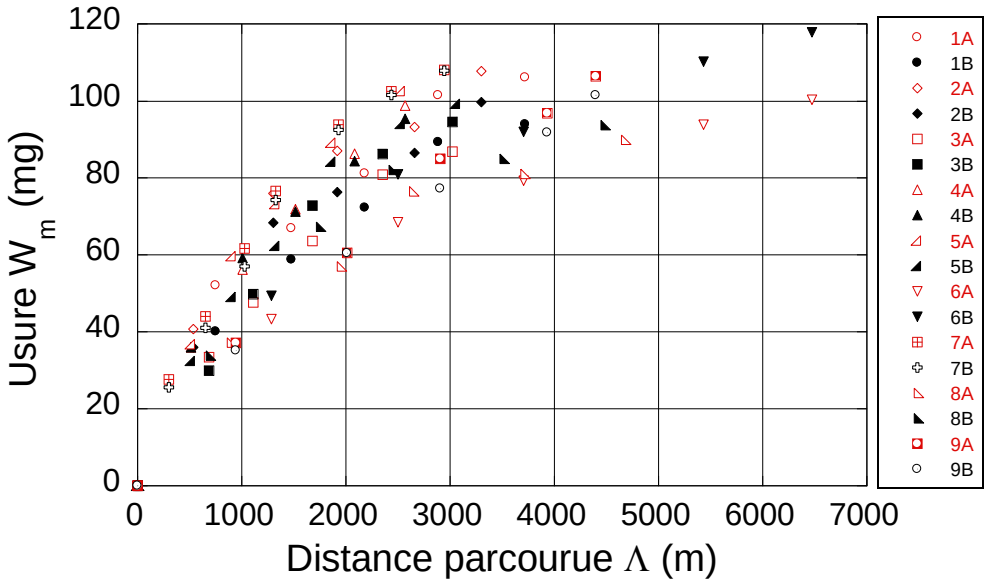


Figure II.14- Evolution de l'usure massique en fonction de la distance parcourue

Nous observons qu'il n'y a pas de relation linéaire entre l'usure massique et la distance parcourue. En y regardant de plus près, on identifie une première phase avec une augmentation brusque de l'usure, ensuite l'évolution devient plus lente. Un comportement tout à fait semblable est remarqué pour la variation de l'usure volumique W_V en fonction de la distance parcourue $\Lambda(m)$, voir Figure II.15. Ce type de comportement indique l'existence de deux régimes d'usure, un régime transitoire avec une augmentation non linéaire importante et un régime de stabilisation avec une croissance linéaire de l'usure massique et volumique.

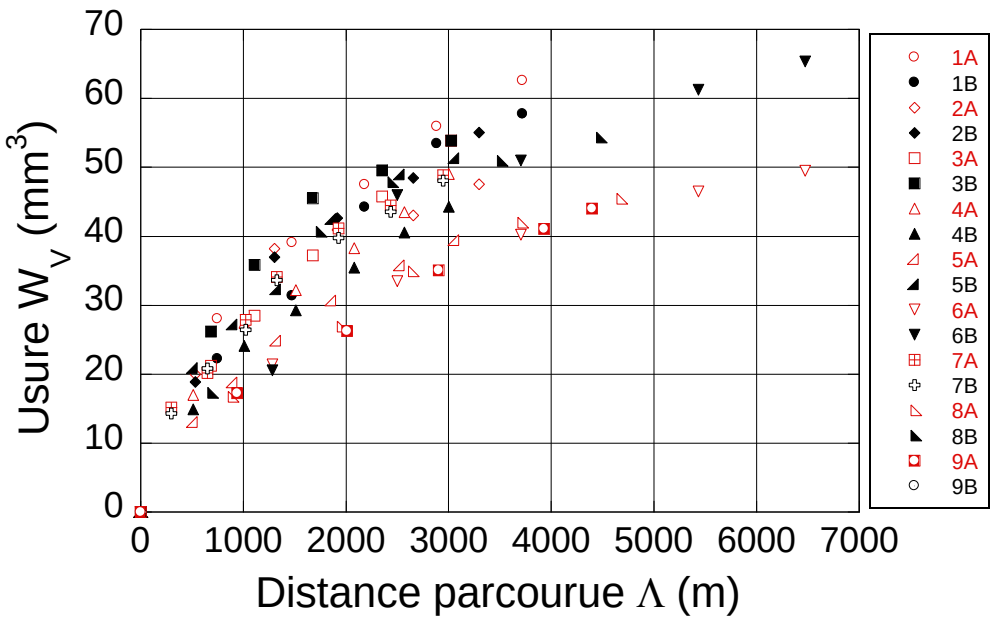


Figure II.15- Evolution de l'usure volumique en fonction de la distance parcourue

Nous concluons alors que les lois proposées dans la littérature ne sont pas en accord avec nos résultats sur toute étendue de parcours d'usure. Nous proposons alors d'abandonner la notion d'un taux d'usure constant au profit d'un taux d'usure instantané défini comme :

$$w_i(\Lambda) = \frac{1}{P_n}\frac{\partial W_i}{\partial \Lambda} \qquad i \in [m, V] \qquad \text{(Equ. 7)}$$

où l'indice i indique le type d'usure, $i = m$ usure massique, $i = V$ usure volumique. Pour pouvoir interpréter les résultats et affiner les lois existantes, nous suggérons l'emploi d'une fonction qui régularise les données expérimentales et permet de retrouver les deux régimes d'usure:

$$W_i = a_i\left(1 - e^{-\frac{\Lambda}{\lambda_i}}\right) + b_i\Lambda \qquad i \in [m, V] \qquad \text{(Equ. 8)}$$

La structure de l'équation ci-dessus est valable à la fois pour l'usure volumique et l'usure massique. Les paramètres de la fonction (Equ. 8) sont susceptibles de dépendre à la fois des facteurs intrinsèques et extrinsèques de l'essai. Dans la suite, nous essayons de quantifier leurs variations avec certains de ces facteurs.

Pour chaque échantillon, tous les paramètres ont été quantifiés (a_i, b_i et λ_i) avec le logiciel Matlab (MathWorks), afin de trouver la courbe d'usure la plus proche des résultats expérimentaux dans chaque cas. La Figure II.16 montre le résultat de lissage de l'usure massique pour l'échantillon 1A, les points bleus ($1A$) indiquent l'estimation de l'usure massique W_m, la ligne rouge continue représente la fonction calculée à partir de Matlab ($1A$ -calculé). Les valeurs de tous ces paramètres sont indiquées à la première ligne du Tableau II.7.

La figure suivante, illustre plus clairement la transition entre les deux régimes. En premier lieu, nous avons quantifié la distance de glissement indiquée Λ_T^m délimitant ces deux régimes.

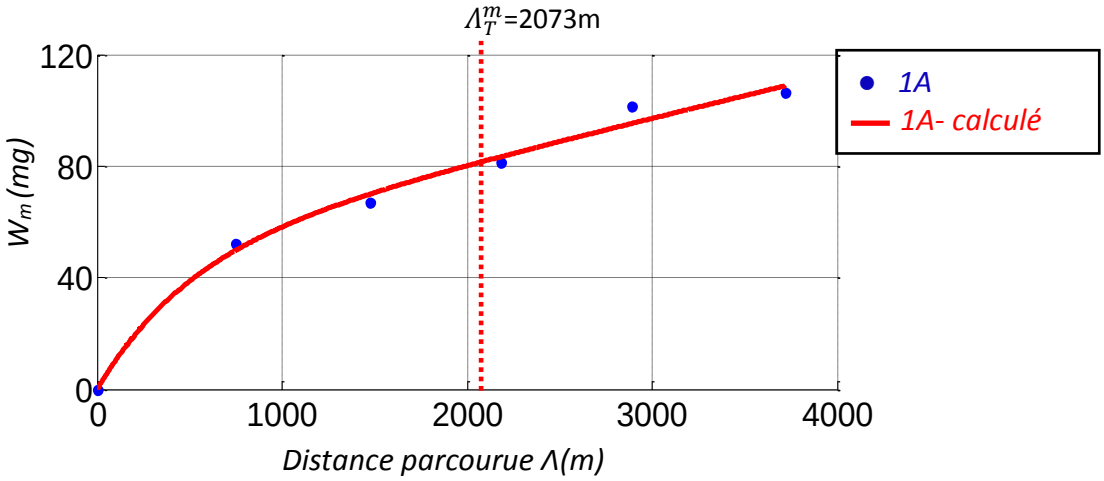


Figure II.16- Evolution de l'usure massique Wm, pour l'échantillon 1A, comparée à l'évolution de l'usure estimée avec la fonction d'usure

Si on calcule la dérivée première de la fonction d'usure (Equ. 8), nous trouvons une forme exponentielle décroissante :

$$\frac{dW_i}{d\Lambda} = b_i + \frac{a_i}{\lambda_i} e^{-\frac{\Lambda}{\lambda_i}} \qquad i \in [m, V] \qquad \text{(Equ. 9)}$$

Comme l'équation 8 et sa dérivée sont continues, Λ_T^i est défini arbitrairement comme la distance pour laquelle la valeur de $dW_i/d\Lambda$ atteint 110% de sa valeur asymptotique b_i. Ceci permet de quantifier Λ_T^i de la manière suivante:

$$\Lambda_T^i = \lambda_i ln\left(\frac{10a_i}{b_i\,\lambda_i}\right) \qquad i \in [m, V] \qquad \text{(Equ. 10)}$$

Le Tableau II.7 contient l'ensemble des paramètres décrivant l'usure massique et volumique pour les 9 paires d'échantillons. Le coefficient R_i^2 ($i \in [m, V]$), dont la valeur varie entre 0.93 et 1, témoigne de la qualité des ajustements.

Aussitôt l'existence de la distance de transition mise en évidence, il est important de se poser la question suivante : existe-t-il une corrélation entre Λ_T^m et Λ_T^V ?

Pour répondre à cette question nous avons tracé sur la Figure II.17 la variation de Λ_T^V en fonction de Λ_T^m . Elle montre qu'une fonction linéaire affine, passant par le point $\Lambda_T^V = \Lambda_T^m = 0$ et d'une pente très proche de 1, lisse les données avec un coefficient R^2=0.74.

Tableau II.7 - Paramètres décrivant l'usure massique et volumique

Echan.	a_m (mg)	b_m (mg/m)	λ_m (m)	R_m^2 (__)	Λ_T^m (m)	a_V (mm³)	b_V (mm³/m)	λ_V (m)	R_V^2 (__)	Λ_T^V (m)
1/A	48.82	0.0161	507.0	0.991	**2073.3**	26.61	0.0098	514.7	0.999	**2040.8**
1/B	40.83	0.0152	600.0	0.994	**2281.2**	19.36	0.0109	600.0	0.991	**2031.2**
2/A	62.09	0.0133	535.0	0.993	**2389.7**	34.31	0.0038	421.0	0.972	**2264.8**
2/B	51.33	0.0142	520.0	0.995	**2204.9**	29.30	0.0076	559.0	0.994	**2365.2**
3/A	32.20	0.0193	600.0	0.994	**1995.8**	18.35	0.0118	586.0	1.000	**1921.0**
3/B	39.64	0.0191	585.0	0.991	**2089.1**	30.28	0.0082	501.0	0.994	**2154.2**
4/A	39.71	0.0233	576.0	1.000	**1952.4**	19.74	0.0095	537.0	0.998	**1964.8**
4/B	41.59	0.0212	508.5	0.999	**1856.9**	16.38	0.0093	509.3	1.000	**1802.2**
5/A	48.29	0.0212	512.0	0.996	**1942.1**	15.53	0.0080	575.0	0.999	**2022.6**
5/B	39.73	0.0210	570.0	0.990	**1997.0**	24.24	0.0093	545.0	0.993	**2107.4**
6/A	49.48	0.0080	530.0	0.979	**2523.5**	24.67	0.0039	517.0	0.976	**2480.7**
6/B	57.71	0.0094	495.4	0.973	**2386.5**	31.80	0.0053	470.0	0.999	**2281.6**
7/A	47.47	0.0222	510.9	0.992	**1908.4**	22.48	0.0092	498.0	0.992	**1939.2**
7/B	41.72	0.0242	526.0	0.991	**1836.5**	22.18	0.0089	511.2	0.994	**1985.3**
8/A	41.48	0.0107	525.0	0.981	**2257.0**	15.31	0.0068	615.0	0.993	**2213.3**
8/B	58.18	0.0080	499.0	0.960	**2484.9**	35.75	0.0043	490.0	0.930	**2518.1**
9/A	28.46	0.0178	738.0	0.996	**2271.7**	14.08	0.0069	675.0	0.998	**2301.9**
9/B	29.67	0.0162	657.0	0.999	**2187.5**	19.40	0.0074	573.0	0.992	**2189.5**

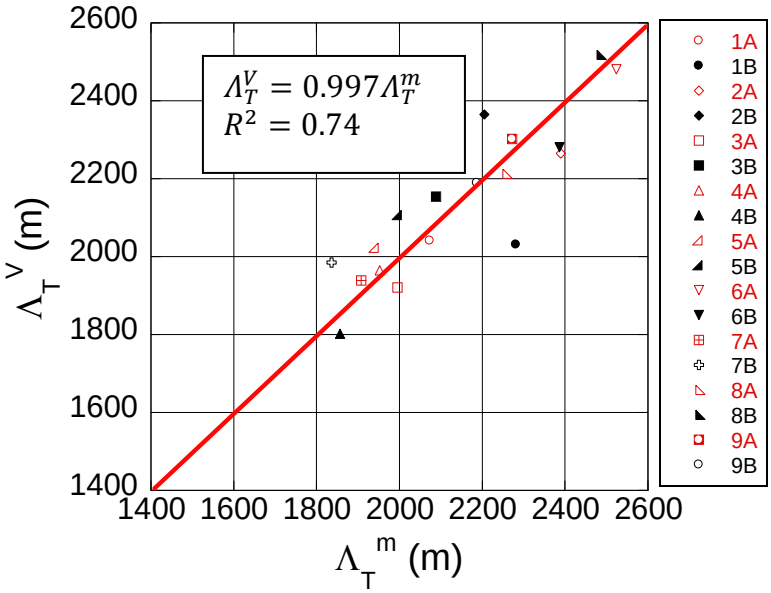


Figure II.17-Corrélation entre les distances de transition volumique et massique.

Alors, les deux grandeurs résultent du même phénomène. Par conséquent, puisque l'estimation de l'usure volumique est moins précise que celle de l'usure massique, nous avons donc retenu la définition de la distance de transition Λ_T comme celle déterminée par l'évolution de l'usure massique $\Lambda_T = \Lambda_T^m$.

Parmi de nombreux facteurs impactant la vitesse d'usure des matériaux, l'état géométrique de la surface est considéré comme primordial. La rugosité des échantillons d'os a été estimée à partir de la reconstruction de la surface sur le microscope InfinitFocus (Alicona). Nous l'avons quantifiée après chaque test à l'aide d'une valeur moyenne de R_a mesurée sur 3 lignes de la surface de contact : une ligne suivant la direction du mouvement, une ligne perpendiculaire à la direction du mouvement et une ligne oblique. Nous avons constaté un rodage rapide de cette surface de contact conduisant à une diminution exponentielle de R_a. Comme pour l'usure elle-même, pour chaque échantillon, nous avons régularisé les résultats de mesure à l'aide d'une fonction exponentielle décroissante.

$$R_a = R_\infty + R_0 e^{-\frac{\Lambda}{\lambda_R}} \qquad \text{(Equ. 11)}$$

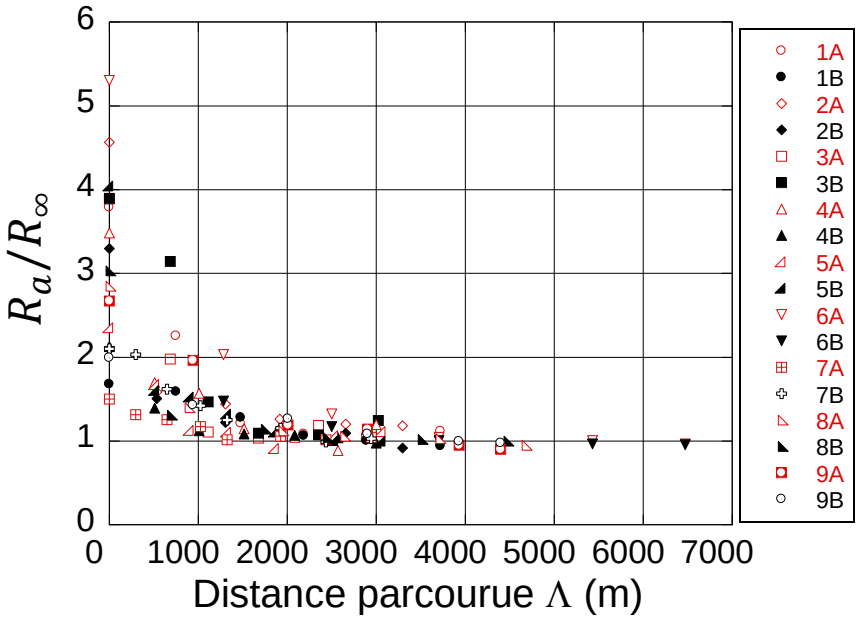


Figure II.18-Evolution de R_a/R_∞ en fonction de la distance parcourue

Dans cette expression, $R_\infty + R_0$ correspond la rugosité initiale R^{init}, R_∞ est sa valeur asymptotique et λ_R représente une distance caractéristique. Ce sont les paramètres inconnus de régularisation. Nous les avons déterminés à partir du meilleur ajustement réalisé avec Matlab.

Le Tableau II.8 montre les valeurs trouvées pour ces paramètres ainsi que pour R_G^2 témoignant la qualité de lissage. La Figure II.18 illustre l'évolution de R_a/R_∞ comme fonction de la distance parcourue. La courbe montre un comportement similaire à l'évolution de l'usure, avec une forte décroissance au départ avant de diminuer ensuite faiblement.

Tableau II.8 - Estimation des paramètres pour la fonction que décrit l'évolution de R_a

Echan.	R_0 (µm)	R_∞ (µm)	λ_R (m)	R_G^2 (__)	Λ_G (m)
1/A	6.48	1.1529	496.0	0.991	**1998.1**
1/B	1.96	1.0933	700.0	0.974	**2019.1**
2/A	2.76	0.8529	618.0	0.909	**2147.6**
2/B	2.29	0.9959	595.7	0.996	**1866.8**
3/A	4.84	1.6603	525.6	0.980	**1772.6**
3/B	3.36	1.2365	635.0	0.990	**2097.1**
4/A	3.34	1.3391	611.0	0.986	**1965.7**
4/B	1.64	1.4649	626.2	0.997	**1514.2**
5/A	2.08	1.5124	610.8	0.970	**1601.3**
5/B	5.53	1.8181	538.8	0.999	**1840.5**
6/A	6.62	1.5374	655.0	0.996	**2464.1**
6/B	6.71	1.6002	599.5	0.926	**2239.6**
7/A	0.90	1.7905	929.0	0.992	**1503.8**
7/B	2.48	1.5835	725.0	0.990	**1994.2**
8/A	3.20	1.7434	635.0	0.997	**1847.4**
8/B	2.89	1.7083	700.0	0.963	**1979.7**
9/A	7.00	1.3895	568.0	0.962	**2226.3**
9/B	1.55	1.5327	949.0	0.992	**2197.4**

Nous avons défini aussi la distance de rodage Λ_G. Nous avons posé arbitrairement Λ_G, comme la distance pour laquelle $\mathrm{R_a} = 1.1\ \mathrm{R_\infty}$ conduisant à l'expression

$$\Lambda_G = \lambda_R \ln\left(\frac{10\mathrm{R_0}}{\mathrm{R_\infty}}\right) \qquad \text{(Equ. 12)}$$

Les résultats obtenus pour Λ_G, dans chaque configuration sont donnés à la dernière colonne du Tableau II.8 . Ensuite, nous avons analysé la correspondance entre la distance de rodage et la distance de transition, vérifiée sur la Figure II.19. On constate que ces deux distances sont concomitantes avec un coefficient de détermination R^2 proche de 0.5, cette valeur plutôt faible de R^2 peut-être attribuée à une très grande dispersion des rugosités initiales de nos échantillons. En effet, comme on peut le voir à partir du Tableau II.8, la rugosité initiale est bornée par $2.69 \leq \mathrm{R_a^{init}} \leq 8.39$ avec une valeur moyenne de 5.09 µm.

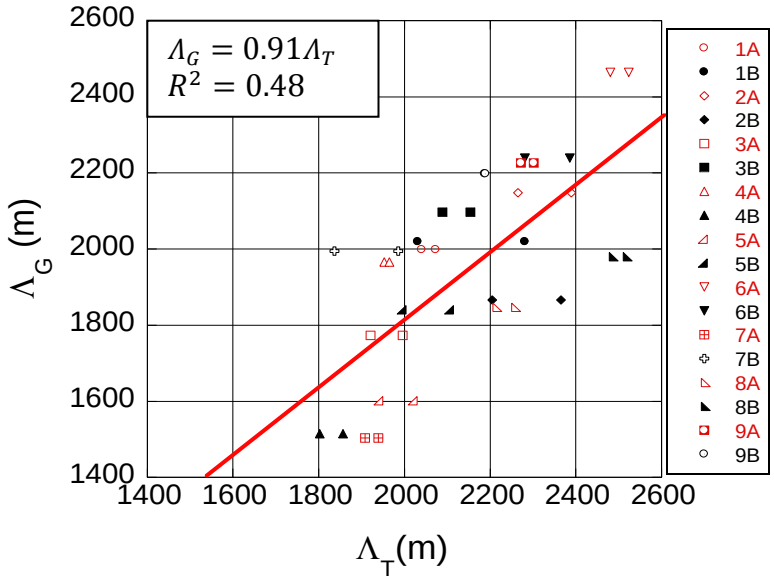


Figure II.19- Corrélation entre les distances de rodage Λ_G et de transition Λ_T

Nous pouvons conclure alors que la fin du régime transitoire coïncide avec la fin du rodage des deux matériaux en contact. Dans la suite, nous vérifions la pertinence de la loi d'Archard par rapport à l'usure de l'os cortical porcin en contact avec la Zircone. Cette analyse se fera uniquement pour le régime du taux établi car, comme nous l'avons souligné précédemment, cette loi, qui admet la proportionnalité entre l'usure et la distance de glissement, ne s'applique pas dans la phase de rodage.

3.3 Vérification de la validité de la loi d'Archard

Dans ce paragraphe, nous vérifions l'adéquation de la loi d'Archard, et de ses dérivées, par rapport à l'usure de l'os cortical en contact avec la Zircone. Dans le régime stationnaire ($\Lambda > \Lambda_T$) le taux d'usure est donné par la relation :

$$w_i(\Lambda) = \frac{1}{P_n}\frac{\partial W_i}{\partial \Lambda} \approx \frac{1}{P_n}\frac{\Delta W_i}{\Delta \Lambda} \qquad i \in [m, V] \qquad \text{(Equ. 13)}$$

Puisque, dans le régime établi, la dérivée première de la fonction d'usure (équ.9) est très proche de la constante b_i, cette expression devient:

$$w_i(\Lambda) \approx \frac{1}{P_n} b_i \qquad i \in [m, V]$$

De la même manière la constante d'Archard prend la forme :

$$k_A = \frac{\Delta W_V \, H_B}{\Delta \Lambda \, P_n} \approx \frac{b_V H_B}{P_n}$$

En utilisant ces relations, nous avons calculé les deux taux d'usure, ainsi que la constante k_A, pour tous les échantillons d'os. Les résultats sont présentés sous le Tableau II.9.

Tableau II.9 -Taux d'usure massique et volumiquedans le régime établi

Echan.	P_n (N)	H_B (MPa)	b_V (mm^3/km)	k_A $\cdot 10^{-9}$	w_V (mm^3/Nkm)	b_m (mg/km)	w_m (mg/Nkm)
1/A	300	31.6	9.81	0.00103	0.0327	16.13	0.0537
1/B	300	35.2	10.93	0.00128	0.0364	15.19	0.0507
2/A	300	59.5	3.76	0.00075	0.0125	13.33	0.0443
2/B	300	45.6	7.62	0.00116	0.0254	14.22	0.0473
3/A	300	50.3	11.80	0.00198	0.0393	19.28	0.0643
3/B	300	51.0	8.20	0.00134	0.0273	19.06	0.0637
4/A	200	48.2	9.47	0.00229	0.0474	23.25	0.1165
4/B	200	54.5	9.34	0.00253	0.0467	21.22	0.1060
5/A	200	51.3	8.01	0.00205	0.0401	21.25	0.1060
5/B	200	44.0	9.30	0.00205	0.0465	20.98	0.1050
6/A	200	44.2	3.93	0.00086	0.0197	7.99	0.0400
6/B	200	30.9	5.27	0.00082	0.0264	9.42	0.0470
7/A	100	53.9	9.19	0.00496	0.0919	22.17	0.2220
7/B	100	42.8	8.93	0.00381	0.0893	24.15	0.2420
8/A	100	32.0	6.81	0.00218	0.0681	10.73	0.1070
8/B	100	32.6	4.28	0.00140	0.0428	8.02	0.0800
9/A	100	39.3	6.89	0.00271	0.0689	17.75	0.1780
9/B	100	34.4	7.42	0.00255	0.0742	16.17	0.1620
			minimum	0.00075	0.0919		0.04000
			maximum	0.00496	0.0125		0.24200
			max/min	6.58	7.33		6.05

A la lecture de ce tableau, nous constatons que les trois caractéristiques (k_A, w_V, w_m) varient d'une manière très importante à travers l'ensemble de nos résultats. En effet, pour les trois grandeurs, le rapport entre la valeur maximale et minimale d'une caractéristique donnée est supérieur à 6. La proposition de Wang et al. (2007) et Ma et al. (2009), basée sur la notion du taux d'usure volumique, conduit à la plus grande dispersion de résultats. Ce même rapport étant plus faible pour k_A que pour w_V, la prise en compte de la dureté du matériau semble améliorer les prévisions. Cependant les deux rapports correspondant à ces grandeurs restent comparables (respectivement 6.58 et 7.33).

Il s'avère que, même dans le régime établi, la loi d'Archard et ses modifications ne sont pas en mesure de prédire correctement l'abrasion de l'os contre la Zircone. ***L'usure de l'os n'est pas proportionnelle à la force normale appliquée.*** Elle est fonction d'autres paramètres.

Pour découvrir cette dépendance, nous avons effectué l'analyse de Taguchi des deux taux d'usure, fonction de paramètres extrinsèques mis en jeux lors de nos essais. Puisque la constante d'Archard est liée au taux d'usure volumique par la dureté de l'os, son comportement est semblable à celui de w_V.

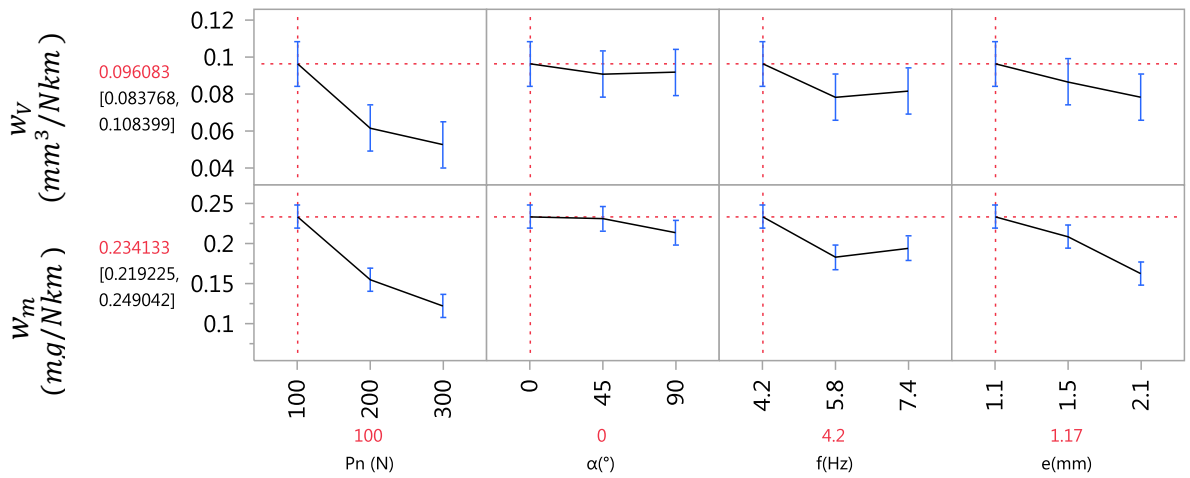


Figure II.20- Influence des paramètres extrinsèques sur les taux d'usure dans le régime établi

Nous constatons sur la Figure II.20 que les taux d'usure sont principalement dépendants de la force normale, de l'excentricité et de la fréquence de mouvement. Les deux taux diminuent avec l'augmentation de ces paramètres. Trois conclusions d'une importance pratique peuvent être tirées de ces graphes.

1. Les deux taux d'usure diminuent proportionnellement à l'inverse de la force normale. En effet, pour une force de 100N les taux d'usure sont approximativement trois fois plus grands que pour une force de 300N.
2. La fréquence de mouvement et son amplitude agissent de manière semblable sur les taux d'usure. Leur produit est proportionnel à la vitesse moyenne du glissement. Il en résulte que l'usure est sensible à la vitesse de glissement.
3. L'orientation de la fibre de l'os par rapport à la direction de mouvement semble indiquer une anisotropie des taux d'usure. Ces taux sont plus petits pour une orientation de 45° et de 90°. Cependant cette sensibilité reste très faible.

La première conclusion suggère une construction de la loi d'usure fonction de $\partial W_i/\partial \Lambda$ (première dérivée de l'usure par rapport à la distance de glissement). En effet, le taux d'usure est égal à cette dérivée divisée par la force normale de contact. Nous proposons de nommer cette dérivée « **débit d'usure** » (massique ou volumique). Comme conséquence de la deuxième conclusion, nous regarderons directement l'incidence de la vitesse moyenne de glissement sur la vitesse d'usure. Enfin, pour clarifier l'influence de l'orientation de l'échantillon par rapport à la direction de mouvement, ce paramètre sera conservé dans notre analyse.

3.4 Loi d'usure d'os en régime rodé

Afin de proposer les améliorations de la loi d'usure nous effectuons l'analyse de Taguchi sur le débit d'usure des échantillons d'os rodés (régime de vitesses d'usure constantes). Par définition de ce régime, le débit d'usure est égal à la constante b_i, voir l'équation 9. Le Tableau suivant résume les résultats en fonction des paramètres extrinsèques retenus suite à la discussion du paragraphe précédent.

Tableau II.10 - Calcul des vitesses d'usure

$Echan.$	P_n (N)	α (°)	V (mm/s)	Λ_T^m (m)	Λ_T^V (m)	b_m (mg/km)	b_V (mm^3/km)
1/A	300	0	35.78	2073.3	2040.8	16.13	9.81
1/B	300	0	35.78	2281.2	2031.2	15.19	10.93
2/A	300	45	35.03	2389.7	2264.8	13.33	3.76
2/B	300	45	35.03	2204.9	2365.2	14.22	7.62
3/A	300	90	34.63	1995.8	1921.0	19.28	11.80
3/B	300	90	34.63	2089.1	2154.2	19.06	8.20
4/A	200	90	25.37	1952.4	1964.8	23.25	9.47
4/B	200	90	25.37	1856.9	1802.2	21.22	9.34
5/A	200	0	27.14	1942.1	2022.6	21.25	8.01
5/B	200	0	27.14	1997.0	2107.4	20.98	9.30
6/A	200	45	63.05	2523.5	2480.7	7.99	3.93
6/B	200	45	63.05	2386.5	2281.6	9.42	5.27
7/A	100	45	19.66	1908.4	1939.2	22.17	9.19
7/B	100	45	19.66	1836.5	1985.3	24.15	8.93
8/A	100	90	49.42	2257.0	2213.3	10.73	6.81
8/B	100	90	49.42	2484.9	2518.1	8.02	4.28
9/A	100	0	44.70	2271.7	2301.9	17.75	6.89
9/B	100	0	44.70	2187.5	2189.5	16.17	7.42

La Figure II.21 montre les influences de ces paramètres sur le débit d'usure. Comme prévu plus haut, la force normale n'a pas d'influence sur cette mesure. Egalement, il apparait que l'orientation de l'os, ou son anisotropie, a très peu d'influence sur ces débits d'usure. Ceci est en particulier vérifié pour le débit d'usure massique. Nous remarquons également une dépendance très marquée des deux débits d'usure par rapport à la vitesse moyenne de glissement. Cette figure suggère une relation linéaire entre ces deux grandeurs.

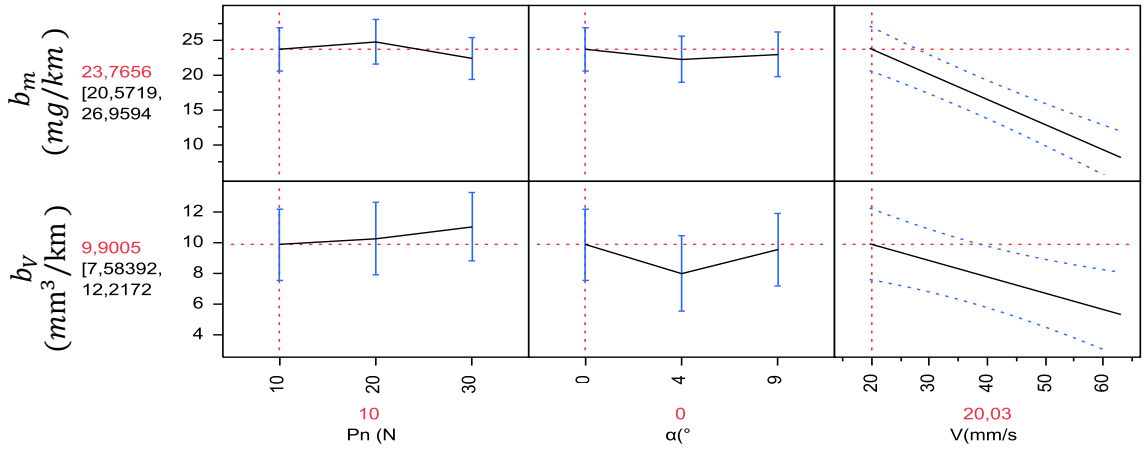


Figure II.21- Analyse de résultats : zone de stabilisation, incidence des paramètres sur $\partial W_m/\partial \Lambda$ et $\partial W_V/\partial \Lambda$

Par conséquent, nous proposons pour ce régime une loi d'usure simple de forme :

$$\Delta W_i = \left(\beta_0^i - \beta_1^i\,\bar{V}\right)\Delta\Lambda \qquad pour \quad \Lambda > \Lambda_T \qquad \text{(Equ.14)}$$

où β_0^i et β_1^i sont deux paires de constantes à déterminer. Pour quantifier la dépendance des débits d'usure par rapport à la vitesse de glissement, nous avons lissé l'ensemble des données figurant dans le Tableau II.10, la Figure II.22 montre les résultats obtenus.

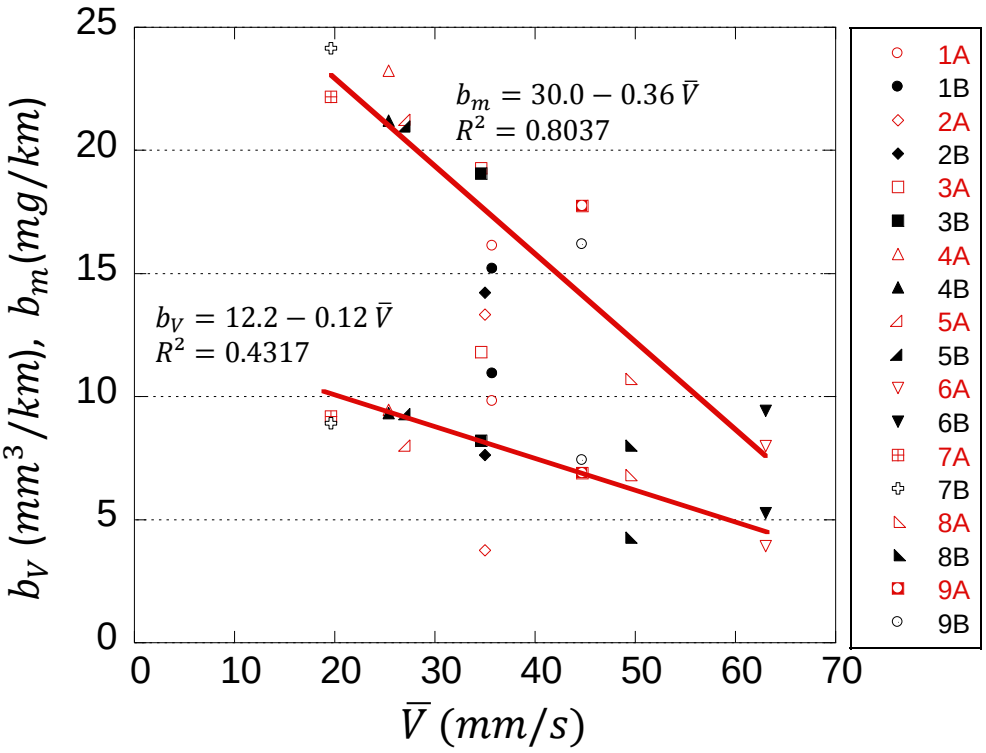


Figure II.22 –Corrélation entre le débit d'usure et la vitesse de glissement

Les graphes de la Figure II.22 confirment la dépendance linéaire des débits d'usure en fonction de la vitesse de glissement, malgré une dispersion plutôt importante en particulier pour le débit volumique. Les expressions suivantes expriment cette dépendance :

$$b_m = 30.0 - 0.36\,\bar{V}$$

$$b_V = 12.2 - 0.12\,\bar{V}$$

Dans ces expressions, les débits d'usure massique est volumique s'expriment en $\boldsymbol{mg/km}$ et $\boldsymbol{mm^3/km}$ et la vitesse de glissement en $\boldsymbol{mm/s}$.

Nous rappelons que ces formules sont valables pour les distances de glissement supérieures à Λ_T et pour les vitesses inférieures à 70mm/s. Puisque l'usure dépend de la vitesse de glissement, la distance de rodage doit également être fonction de cette vitesse. La figure suivante retrace cette dépendance.

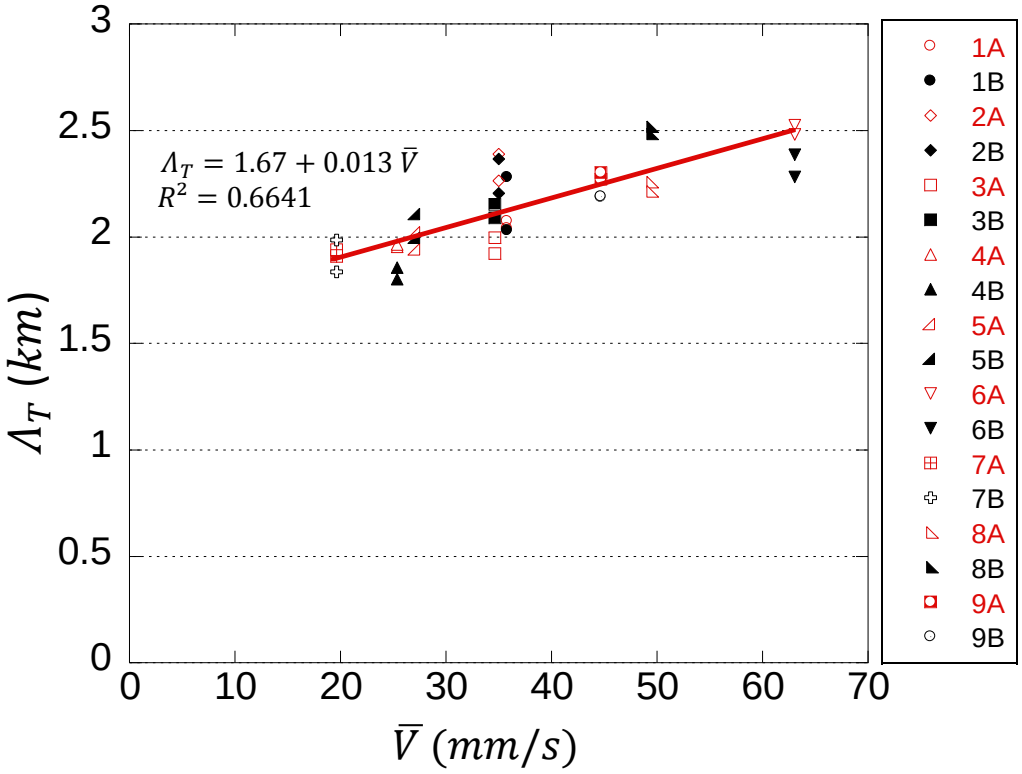


Figure II.23- Distance de glissement $\Lambda_T(km)$, fonction de la vitesse de glissement $\bar{V}(mm/s)$

Comme prévu, une relation linéaire entre la vitesse de glissement et la distance de transition a été obtenue avec le coefficient de détermination proche de 0.66. Elle permet d'exprimer cette dernière sous la forme :

$$\Lambda_T = 1.67 + 0.013\,\bar{V}$$

La distance de transition Λ_T et la vitesse moyenne de glissement $\bar{V}$ sont exprimées respectivement en km et $\mathrm{mm/s}$.

Nous sommes alors en mesure de proposer une loi d'usure pour le couple os cortical porcin-Zircone pour le régime établi de l'usure. L'usure massique prend la forme :

$$\Delta W_m = (30.0 - 0.36\,\bar{V})\,\Delta\Lambda \qquad pour\ \ \Lambda > 1.67 + 0.013\,\bar{V} \qquad \text{(Equ. 15)}$$

Une écriture similaire peut être proposée pour l'usure volumique. Pour des raisons liées à la précision de mesures de volume, nous privilégions dans cette thèse l'approche basée sur la mesure de masse.

Ce modèle, valable dans le régime rodé, remplace avantageusement la loi d'Archard pour la gamme de vitesses de glissement et des forces normales de contact observées dans les articulations humaines. Cependant le rodage de l'os sur la Zircone est achevé après, en moyenne, 2km de distance de glissement. Pour une articulation telle que ATM, cette distance est couverte en 10 mois voire 1 an (Nardini D. 2008, Van Loon J.P. 2000). Il semble alors important de quantifier également l'usure pendant la phase de rodage.

3.5 Généralisation au régime de rodage

La simplicité de la fonction d'usure, obtenue pour le régime à vitesse d'abrasion constante, rend envisageable la généralisation de cette règle aux distances de glissement faibles (phase de rodage). La démarche mise en application au paragraphe précédent est répétée ici pour les deux paramètres, par fonction d'usure (équ. 8), liés à ce régime, à savoir a_i et λ_i. Les résultats de l'analyse de Taguchi concernant ces paramètres sont illustrés sur les Figure II.24 et Figure II.25.

Les tracés du graphique indiquent que la force normale, l'orientation et la vitesse de glissement n'ont pas une tendance marquée sur les paramètres a_i et λ_i de la fonction d'usure. Nous observons que les écarts sont très importants et qu'il n'y pas une dépendance des paramètres étudiés sur a_i ou λ_i.

Si on analyse le paramètres a_i, ils dévoilent l'usure de l'os dans les premiers cycles d'usure. Dans le régime transitoire, on retrouve aussi des variations très importantes de l'usure lors des premiers cycles. Ces variations sont indiquées par les grands écart-types obtenus dans le tableau de Taguchi. Ils sont principalement dus à la rugosité initiale des échantillons.

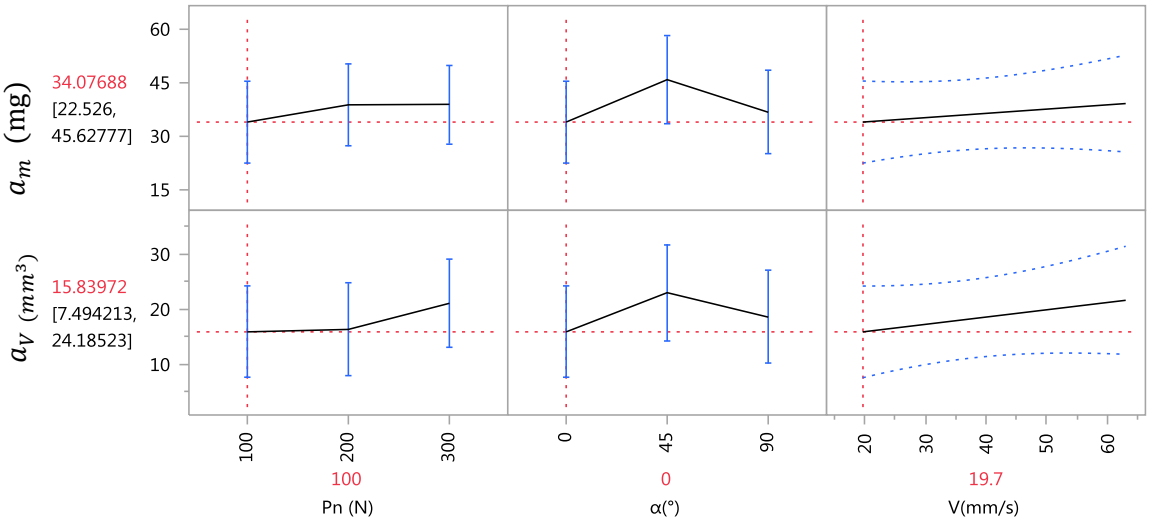


Figure II.24 -Analyse de Taguchi, évolution de a_m et a_V,

Le paramètre λ_i indique la vitesse pour de changement entre la zone de transition et la zone stabilise, autrement dit c'est l'atténuation pour la transition entre les deux zones, nous constatons que les paramètres retenus n'ont pas d'influence sur l'atténuation.

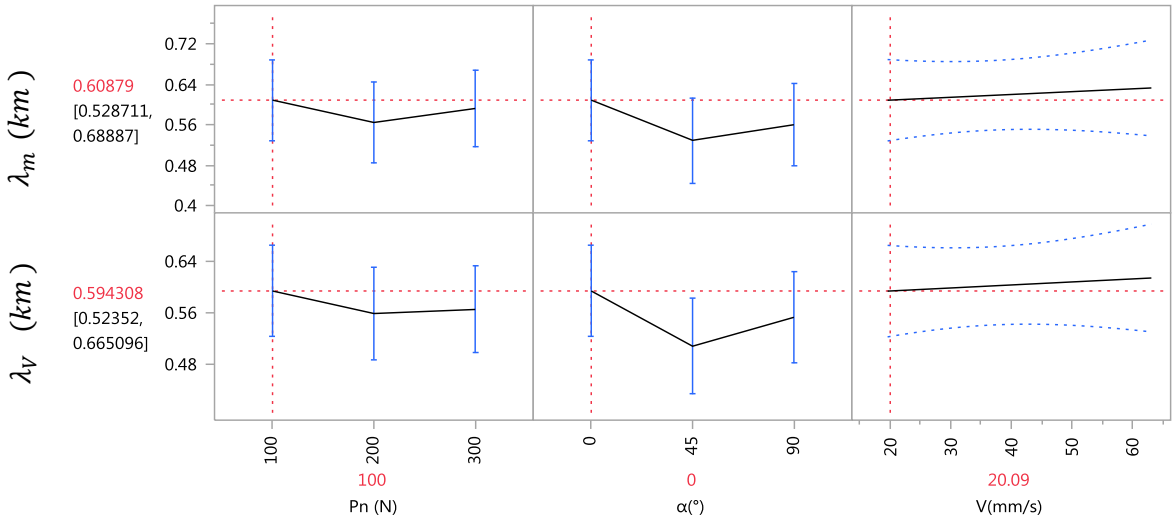


Figure II.25 - Analyse de Taguchi, évolution de λ_m et λ_V,

3.6 Evolution de la densité de l'os

Lors de l'estimation de la masse et du volume des échantillons, nous avons pu constater une variation très faible de la masse volumique tout au long de l'essai. Le Tableau II.11 montre la densité moyenne $\bar{\rho}$, estimée par échantillon, la variation de la mesure est introduite avec la détermination de l'écart-type. Ces résultats montrent que la densité des échantillons ne varie pas lors de l'usure. Au-delà des erreurs introduites par la mesure du volume, les écarts restent assez faibles hormis pour les échantillons 2/A et 1/B.

Tableau II.11- Estimation de la densité moyenne des échantillons

	Stabilisation $\Lambda > \Lambda_T$				
Echan.	w_m (mg/Nkm)	w_v (mm^3/Nkm)	$\bar{\rho}$ (mg/mm^3)	*Ecart type*	$w_m/\bar{\rho}$ (mm^3/Nkm)
1/A	0.0537	0.0327	1.771 ±	0.008	0.0303
1/B	0.0507	0.0364	2.180 ±	0.055	0.0233
2/A	0.0443	0.0125	2.203 ±	0.015	0.0201
2/B	0.0473	0.0254	2.042 ±	0.022	0.0232
3/A	0.0643	0.0393	1.954 ±	0.021	0.0329
3/B	0.0637	0.0273	1.864 ±	0.026	0.0342
4/A	0.1165	0.0474	2.033 ±	0.016	0.0573
4/B	0.1060	0.0467	2.302 ±	0.005	0.0460
5/A	0.1060	0.0401	2.331 ±	0.023	0.0455
5/B	0.1050	0.0465	1.758 ±	0.017	0.0597
6/A	0.0400	0.0197	2.003 ±	0.005	0.0200
6/B	0.0470	0.0264	1.889 ±	0.018	0.0249
7/A	0.2220	0.0919	2.300 ±	0.010	0.0965
7/B	0.2420	0.0893	2.037 ±	0.021	0.1188
8/A	0.1070	0.0681	2.074 ±	0.014	0.0516
8/B	0.0800	0.0428	2.090 ±	0.032	0.0383
9/A	0.1780	0.0689	1.973 ±	0.023	0.0902
9/B	0.1620	0.0742	2.096 ±	0.012	0.0773

En prenant ensuite le rapport entre la valeur de taux d'usure massique w_m et la densité moyenne $\bar{\rho}$, nous pouvons faire une comparaison entre ce rapport et le taux d'usure volumique w_v. La figure suivante montre une relation linéaire entre w_v et $w_m/\bar{\rho}$, nous observons que la pente de cette ligne est de 1.086 avec un coefficient $R^2 = 0.865$. Ces grandeurs montrent une relation entre les deux paramètres et suggère une conservation de la valeur de la densité.

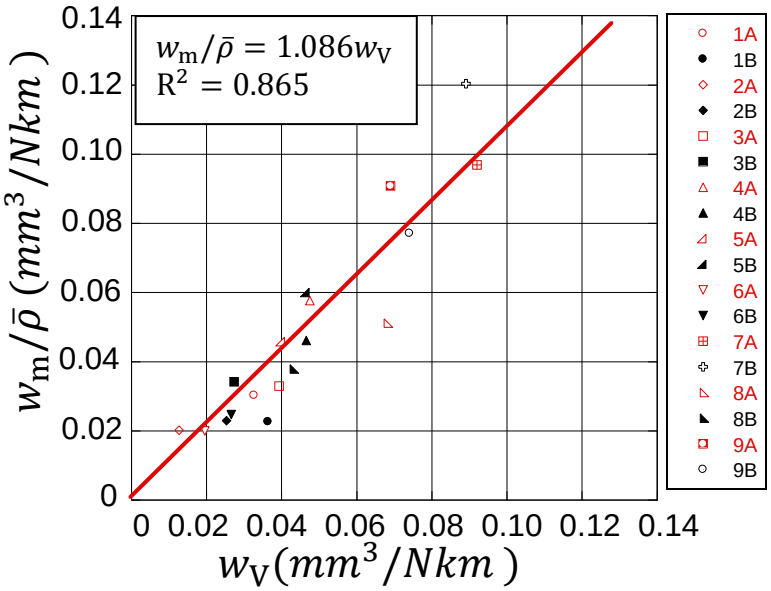


Figure II.26-Relation entre w_v et $w_m/\bar{\rho}$

3.7 Comparaison du taux d'usure avec la littérature

Dans la littérature nous avons trouvé deux études sur la tribologie de l'os. Davim et al. 2004 ont évalué l'usure et le coefficient de friction de l'os spongieux en contact avec un acier, pour cela ils ont utilisé un système pion-disque et un os spongieux bovin.

Wang et al. 2007 ont testé l'usure du couple os porcin-UHMWPE à sec et sous 2 types de lubrifiants. Le tableau suivant expose les résultats obtenus par ces auteurs. Nous avons fait la comparaison en admettant un taux d'usure, défini par le rapport de l'usure (massique et volumique) avec la force normale de contact pour une distance donnée. Nous avons considéré le taux d'usure correspondant à la zone stabilisée ; ce choix s'est imposé car nous cherchons l'usure lors d'une période d'adaptation. Le tableau suivant montre une comparaison de nos résultats par rapport aux études de Davim (2003) et Wang (2007).

Tableau II.12- Comparaison avec la littérature, ensemble des résultats pour le taux d'usure de l'os avec différents matériaux.

	Auteur	Couple	Tribomètre	Conditions test	Taux d'usure
$\boldsymbol{w_m}$ $(mg/MPa/km)$	Davim et al. 2003	Os spongieux bovin/acier	Pion-disc	σ (3-5MPa) $\bar{V}$(20-100mm/s) Λ (50-150m)	28.42-131.35
	Alvarez D. 2013	Os porc/Zircone	Simulateur articulaire	σ (1.5-6MPa) $\bar{V}$(19.7-63mm/s) Λ (>>2000m)	2.27-12.89
$\boldsymbol{w_V}$ $(mm^3/N/km)$	Wang et al. 2007	Os porc/UHMWPE	Pion-disque	$P_n = 4.3N$ $\bar{V} = 210mm/s$ Λ (~1500m)	(0.25-0.55) x 10^{-4}
	Alvarez D. 2013	Os porc/Zircone	Simulateur Articulaire	$P_n(100 - 300N)$ $\bar{V}$(19.7-63mm/s) Λ (>>2000m)	0.0125-0.092

Le taux d'usure exposé par Davim (2003) est d'un ordre de grandeur plus important que celui que nous avons trouvé. Cela pourrait être dû à l'utilisation d'os spongieux. A la différence de l'os cortical, l'os spongieux est plus poreux et moins dense, ce qui doit conduire à une usure plus importante.

Dans le cas de Wang (2007) le taux d'usure annoncé est excessivement faible en comparaison avec nos résultats. Il est clair qu'il s'agit de deux couples de matériaux différents testés sur des conditions d'essai distinctes. Wang a utilisé un système pion disque, avec des échantillons d'os de forme cylindrique de diamètre de 4mm. De plus, les échantillons ont été déshydratés avec de l'éthanol et dégraissés avec du chloroforme. En analysant ces facteurs on peut :

- Remettre en question la nature de l'os car il est possible que le mécanisme d'usure soit différent dans le cadre d'un os dégraissé.
- Remettre en question l'effet de la vitesse car Wang a effectué ses essais à une vitesse au moins 3 fois supérieure à celle que nous avons utilisée. Nous avons trouvé que la vitesse joue un rôle primordial dans l'usure et qu'une vitesse plus élevée conduit à un débit d'usure plus faible.

En effectuant une comparaison de nos résultats par rapport à la littérature, nous avons mis en évidence une carence par rapport aux études d'usure entre l'os et les matériaux prothétiques.

4. Taux de restitution Osseuse

Le tissu osseux est un tissu connectif spécialisé très complexe, qui se remodèle en continu, le remodelage osseux étant le processus par lequel l'architecture osseuse est continuellement régénérée par résorption et apposition locales d'os. Ce remodelage est possible grâce à des cellules spécifiques : *les ostéoblastes*, responsables de la formation d'os nouveau et *les ostéocytes*, qui participent au maintien de la matrice extracellulaire. Les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires des ostéoblastes, notamment l'échange des nutriments et des déchets dans le sang ; finalement, *les ostéoclastes* se chargent de la résorption osseuse (destruction de la matrice) et de l'élimination de matériau osseux. Chaque année, un homme adulte renouvelle 20% de son os trabéculaire et 4% de son os cortical. (Odin G. 2008)

Wolff a démontré qu'il existe une relation entre la fonction d'un os et son organisation architecturale : on peut avoir une augmentation ou une diminution de la densité osseuse. La formation d'os est conditionnée par de nombreux facteurs extrinsèques comme les sollicitations mécaniques, et des facteurs intrinsèques comme des conditions physiologiques telles que la quantité de calcium, l'âge ou le sexe. A l'heure actuelle, il n'est pas possible de donner une estimation exacte du taux de formation osseuse. Dans différentes études de distraction osseuse, les auteurs ont proposé certaines valeurs pour le remodelage de l'os cortical.

Brunski et al. (2000) ont évoqué des taux de formation de l'os lamellaire, $W_{F,}$ oscillant entre $1\ et\ 2\ \mu m/jour$, pour la correction de trous de 0.2mm de diamètre. (Brunski J. 2000) (Rahn B. 1982) Jee et al. (2007) ont annoncé un taux de remodelage W_F entre $0.3\ et\ 1.0\ \mu m/jour$ pour l'os trabéculaire. (Jee W. 2007)

Nous allons maintenant essayer d'estimer l'usure journalière de l'os. Nous considérons pour le cas de l'ATM, une distance de translation moyenne d'environ ~2.00 mm (aller-retour 4.00mm) (Van Loon 2000) et que le nombre de cycles par jour est d'environ 2000 (Nardini D. 2008). Nous avons pris les valeurs extrêmes de b_V figurant dans le Tableau II.10, à savoir, $(3.76 - 11.8)\ mm^3/km$. En prenant la valeur la plus défavorable $b_V = 11.8\ mm^3/km$, la quantité de matière usée par journée sera :

$$W_U = 11.8 \frac{mm^3}{km} \frac{4.00mm}{cycle} \frac{1km}{10^6 mm} \frac{2000cycle}{jour}$$

$$W_U = 0.0944 \frac{mm^3}{jour}$$

En considérant que la surface moyenne de contact de l'ATM est de 18 mm² (Gallo L. 2000), le taux de restitution sera $\mathrm{W_F} = 0.018 \frac{\mathrm{mm^3}}{\mathrm{jour}}$ pour un taux moyen de remodelage de $1\mu\mathrm{m/jour}$. Cette approche montre une estimation de l'os usé du même ordre de grandeur que l'os formé, mais il faut quand même rester prudent car tel que nous l'avons annoncé auparavant, le remodelage osseux est un mécanisme physiologique complexe. Grâce à nos essais, nous pouvons estimer l'usure de l'os cortical pour certaines conditions d'essai, mais nous ne pourrons pas nous prononcer par rapport à la réponse de l'os. Pour analyser le remodelage de l'os dans le cas d'une interaction mécanique de contact avec une pièce en zircone, il faudra réaliser un essai *in-vivo*.

5. Conclusions partielles

Les essais d'usure ont démontré l'existence de deux régimes d'usure, un régime transitoire ou de rodage et un régime d'usure linéaire en fonction de la distance de glissement. Nous avons également trouvé que la transition entre les deux zones se produit à une distance particulière d'environ 2 Km. Ce type de comportement peut être dû à la présence d'une couche de périoste et à une surface irrégulière au départ de l'essai.

Pour les deux zones d'usure, la vitesse est le paramètre prépondérant. Les vitesses faibles favorisent l'usure. Les résultats de nos essais ont montré que l'usure de l'os ne dépend que très peu de de l'effort normal de contact entre les matériaux et pas du tout de l'angle entre l'orientation des fibres et la direction du mouvement relatif.

Nos résultats encouragent la réalisation d'un test *in-vivo*, afin d'évaluer la réponse d'un tissu osseux vivant soumis à un contact avec la zircone. Les résultats démontrent qu'un temps d'adaptation sera nécessaire pour le surface osseuse ; en cherchant à stabiliser l'usure (passage de la zone de transition à la zone stabilisée).

De nombreuses questions peuvent être posées concernant l'importance de la provenance de l'os. En effet, les échantillons montrent des variations importantes en termes de densité, d'abord entre les bêtes, ainsi qu'en fonction de la position du prélèvement dans le fémur. Malheureusement, nous n'avons pas pu obtenir de résultat probant sur cet élément car n'avions pas de trace du sexe des animaux, et d'autre part nous n'étions pas certains d'utiliser des os matures. Il est possible que nous ayons eu une combinaison os tissé/os mature.

En perspective, pour des prochaines études tribologiques de l'os, le mécanisme d'usure pourra être identifié avec une analyse microscopique de particules usées. L'introduction d'une analyse mathématique avec une prise en compte des paramètres intrinsèques tels que la force de cisaillement, les coefficients de frottement statique et dynamique est aussi envisageable.

III. Caractérisation de l'ATM : étape d'acquisition

1. Protocole de caractérisation de l'ATM : acquisition

La conception d'un produit consiste à chercher et à tester des solutions techniques permettant de répondre aux besoins d'un cahier des charges. Dans le cas particulier de la conception de prothèses, il est nécessaire d'intégrer les connaissances de domaines variés tels que la mécanique, la biologie et la physique. Un remplacement articulaire requiert des éléments de caractérisation et d'analyse.

Nous proposons une approche de caractérisation de l'ATM afin de pouvoir étudier et évaluer son fonctionnement. Comme toute l'articulation, l'ATM pose des difficultés pour effectuer des mesures directes des efforts ou déplacements des zones articulaires. Diverses méthodes ont été proposées pour étudier l'ATM ; Pour cette raison, les auteurs ont mis en place diverses techniques pour étudier la cinématique et la dynamique articulaire. Gallo et al. 2005, ont décrit l'utilisation d'un appareil d'enregistrement de la cinématique mandibulaire 6-axes, combiné avec la technique IRM pour obtenir un modèle dynamique de l'ATM (Gallo L. 2005).

Notre approche de caractérisation, de la même manière que celle de Gallo, est non invasive. Elle nous permet d'analyser l'articulation pour pouvoir proposer des solutions pour une pathologie donnée. Elle inclut une étape d'acquisition et une étape de modélisation. L'étape d'acquisition concerne la cinématique et la géométrie articulaires. La modélisation permet, entre autres, d'obtenir les informations concernant les efforts et déplacements subis par l'ATM et son environnement. Cette modélisation permet aussi l'évaluation de la solution prothétique proposée.

Dans ce chapitre, nous allons nous concentrer sur la première phase de cette approche de caractérisation : l'acquisition de la cinématique et de la géométrie articulaire. Nous présenterons deux cas que nous avons étudiés et nous montrerons les résultats obtenus pour la cinématique et pour l'acquisition de la géométrie, l'idée étant de comparer un sujet sain et un sujet pathologique. A la fin du chapitre, nous analyserons les principales différences entre les deux cas.

La deuxième phase de caractérisation, concernant l'étape de la simulation numérique, sera évoquée dans les deux derniers chapitres.

2. Moyens d'exploration de l'ATM

Les moyens d'exploration de l'ATM sont nombreux et divers. Ces outils permettent d'avoir des informations concernant la forme et la position des structures, ainsi que des amplitudes de mouvements. La sélection du type de méthode dépend en général du prix, de la disponibilité et de l'information qu'on souhaite obtenir.

Nous pouvons classifier les moyens d'exploration en deux catégories : moyens radiologiques et moyens d'acquisition des déplacements articulaires. Les premiers utilisent à la base des rayonnements, en donnant une idée de l'état des structures osseuses. Les seconds permettent l'enregistrement des mouvements articulaires dans l'espace, en fonction du temps.

Les techniques radiologiques sont utilisées dans deux principales indications : exclusion des principales maladies et visualisation des adaptations des composants. La portion osseuse de l'ATM peut être observée avec des radiographies planes, des radiographies panoramiques et des tomographies, en examinant les changements au niveau osseux. La portion de tissu mou est identifiable avec l'imagerie par résonance magnétique (IRM), qui permet d'observer l'adaptabilité des composants structuraux : zone bilaminaire, fibrocartilage, muscles et/ou disque. (Bumann 2002) Par la suite, une synthèse sur les techniques radiologiques pour le diagnostic de l'ATM est présentée.

2.1 Moyens Radiographiques

Radiographie

Il existe des radiographies planes et panoramiques. Différentes projections des radiographies planes montrent la portion osseuse de l'ATM. Par contre, ces images peuvent avoir une distorsion et une superposition importantes, c'est pour cette raison que cette technique n'est utilisée que pour observer des changements dégénératifs grossiers. La projection radiographique la plus courante est la projection trans-crânienne, elle permet d'évaluer des changements dans les pôles latéraux des condyles, où démarrent généralement les changements dégénératifs de l'ATM. (Wright 2005)

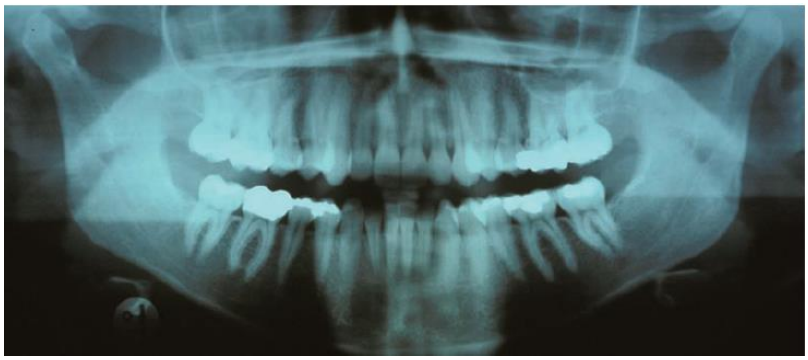


Figure III.1- Radiographie panoramique de l'ATM (Wright 2005)

Les radiographies panoramiques accèdent aux deux ATM, le maxillaire, la mandibule, les sinus maxillaires, les dents, et le parodonte (ensemble de tissus qui soutient les dents). Pour éviter la superposition des condyles et des fosses, la radiographie doit être faite avec la bouche ouverte, en s'assurant que les condyles sortent bien de la fosse. En général, cette méthode est choisie

pour confirmer des changements dégénératifs dans la structure osseuse, pour évaluer l'efficacité d'un traitement ou diagnostiquer une pathologie non soupçonnée, comme des fractures ou des articulations touchées par un syndrome tumoral. La Figure III.1 montre une radiographie panoramique de l'ATM.

Tomographie

La tomographie (du grec *tomos*–coupe et *graphein*-écrire) est une technique d'imagerie qui permet de reconstruire la composition interne d'un objet. C'est une technique non invasive (excepté la radiation sur les différents organes). Une série de coupes virtuelles de l'objet à analyser est réalisée, avec une distance fixée entre les coupes. L'assemblage de celles-ci permet donc de décrire son volume. La reconstruction de ces coupes peut être calculée à partir de la mesure des rayonnements émis, transmis ou réfléchis par l'objet étudié. Il existe différents types de méthodes de tomographie, en fonction de la source. Elles peuvent être par ultrasons, par résonance magnétique, par neutrons, par rayons X ou gamma.

Dans le cadre de l'ATM, la tomographie est l'outil le plus utilisé pour observer des ankyloses et des anomalies des condyles. Malgré la performance pour l'observation des tissus durs, il n'est pas possible à ce jour d'identifier la position du disque articulaire. On trouve différents appareils tomographiques tels que le CT scan (CT) ou le Cone-beam CT (CBCT), avec des doses de radiation différentes. Le terme cone-beam (faisceau conique) fait référence à la forme du faisceau utilisé.

Un moyen de contraste radio opaque peut être injecté dans l'ATM, pour observer un négatif des contours du ménisque ainsi qu'une possible perforation de celui-ci (Arthrographie).

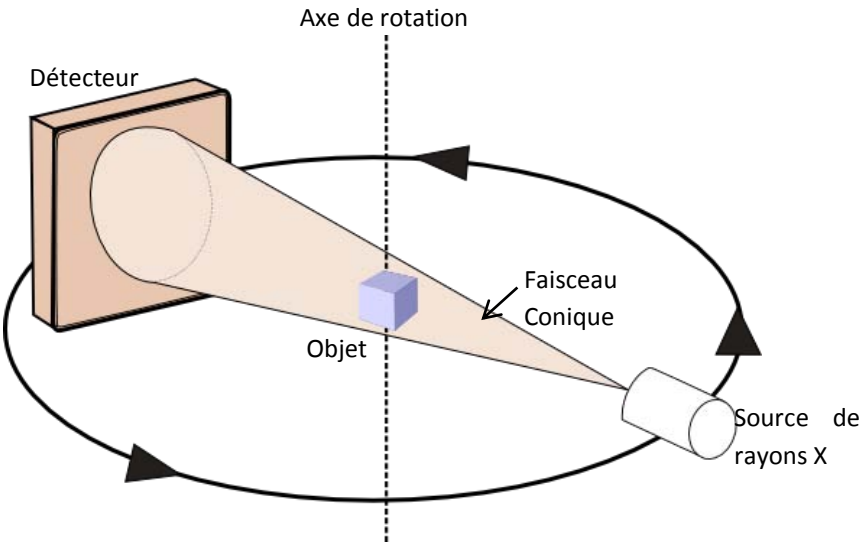


Figure III.2- Eléments principaux d'un tomographe de type cone-beam.

Pour la tomographie à rayons X, la reconstruction est faite par l'interaction entre le faisceau de rayons X et le milieu traversé. Il existe deux types de méthodes : la tomographie en absorption (classique) et la tomographie à contraste de phase. L'information reconstruite pour la tomographie en absorption est la fonction d'atténuation des photons X dans la matière. Pour le contraste de phase, l'information reconstruite est basée sur la modification de la phase de

l'onde électromagnétique par l'objet. Dans les deux cas, la tomographie par rayons X est une méthode par transmission : l'objet à analyser est situé entre les deux éléments principaux d'un tomographe, la source de rayons X et le détecteur. (Voir Figure III.2)

L'information reconstruite par tomographie X est le coefficient d'atténuation linéique local qui est une fonction de l'énergie des photons. Un même objet analysé avec des faisceaux X dont les spectres en énergie sont différents donnera deux images avec des distributions d'atténuation différentes. Pour cette raison, la comparaison entre deux analyses tomographiques nécessite une normalisation de ces coefficients d'atténuation.

L'échelle de Hounsfield permet la normalisation des résultats de la reconstruction. Selon cette échelle basée sur l'unité notée HU (Hounsfield Unit), l'air, l'eau, et les tissus minéralisés ont des valeurs respectives de -1 000 HU, 0 HU et 1 000 HU. Le scanner médical (CT) fournit des images exprimées en HU. Les valeurs Hounsfield moyennes pour différents tissus du corps humains sont illustrées dans la figure suivante. (Voir Figure III.3)

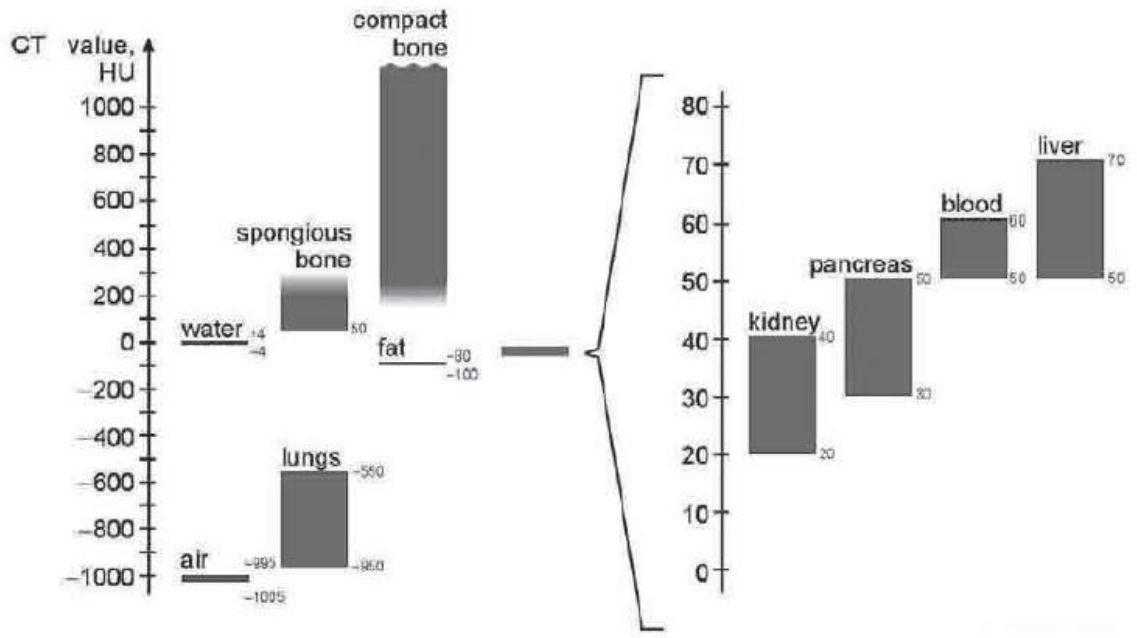


Figure III.3- Classification dans l'échelle Hounsfield (HU) des différents tissus du corps humain. (Marchadier A. 2011) (Kalender W. 2006)

IRM

Dans la technique de l'IRM, l'image est produite grâce aux champs magnétiques et impulsions de radiofréquence. Pour les patients avec des troubles de l'ATM, l'identification de la position du disque est primordiale. En général, deux observations sont faites ; une avec la position d'occlusion normale et l'autre avec l'ouverture maximale. Dans 95% des cas, la position du disque est identifiée. (Brooks S. 1997)

2.2 Acquisitions des déplacements articulaires

L'acquisition des déplacements articulaires est un examen destiné à quantifier les mouvements mandibulaires dans l'espace. Le mouvement d'un point quelconque de la mandibule peut être exprimé par la magnitude de la rotation et de la translation de l'axe charnière (axe formé par les centres des condyles lorsqu'ils se trouvent en relation centrée. La relation centrée est définie par la position idéale de l'articulation, où le centre concave condylien correspond au centre convexe de la cavité temporale).

Le déplacement de la mandibule peut être enregistré lors de la mesure de l'axe charnière, cet enregistrement est connu sous le nom d'axiographie. L'axiographie est une technique de diagnostic non invasive. L'analyse des tracés axiographiques (Figure III.4 A et B) donne une évaluation de la mobilité des condyles et des effets de déséquilibre interne de l'articulation. Grâce à cette vision indirecte du fonctionnement de l'articulation, il est possible d'avoir des informations concernant la morphologie de l'éminence temporale (à travers la forme des tracés condyliens), d'évaluer les états des composants anatomiques de l'articulation, ainsi que la symétrie des condyles par rapport au temps et à l'amplitude.

Il existe différentes manières d'enregistrer les mouvements de la mâchoire. Selon la technique, on peut les classifier d'actives, de semi-actives ou de passives. Dans les méthodes actives, la relation de mouvement entre le maxillaire et la mâchoire est enregistrée avec un dispositif automatique. La technique la plus utilisée est le registre semi-actif, dans lequel le patient est guidé par le spécialiste et les mouvements sont enregistrés par des appareils situés hors de la bouche (il s'agit généralement d'un enregistrement 2D). Dans les techniques passives, la position du condyle est enregistrée lors de la localisation manuelle effectuée par le spécialiste.

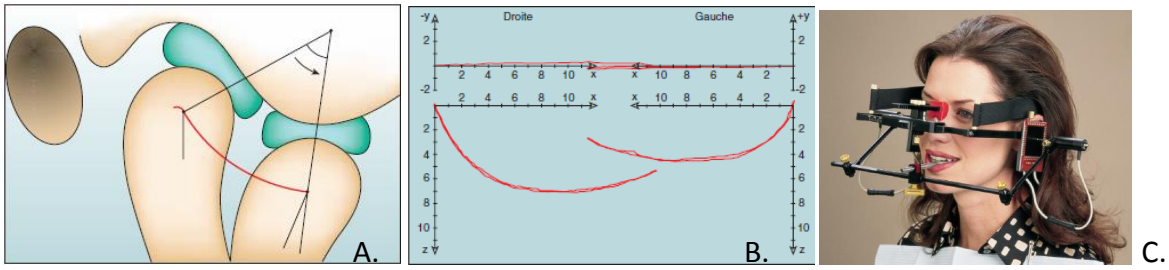


Figure III.4- Acquisition des déplacements articulaires. A-Mouvement d'ouverture. B- Tracé axiographique pour le mouvement d'ouverture (Dargaud 2007). C-Système CADIAX®- mandibular recording device, l'arc anatomique est fixé au crâne, avec des bandes élastiques, l'arc inférieur, parallèle au supérieur, est retenu par une gouttière occlusale. Des stylets d'enregistrement agissent sur des plaquettes électroniques pendant les mouvements mandibulaires. (CADIAX, GmbH)

Les mouvements non coordonnés constituent l'un des premiers signes de dysfonctionnement articulaire pouvant persister même après la disparition de la douleur et de symptômes cliniques. (Clayton J.1971) (Craddock M. 1997) (Dargaud 2007). Les instruments de mesure axiographiques vont des systèmes mécaniques (les tracés sont effectués en 2D par un pointeau condylien se déplaçant sur des plateaux orientés et stabilisés par un arc SAM, SAM2, Girbach) (Orthlieb J. 2000) à des systèmes plus précis (Figure III.4C) assistés par ordinateur, tels que des acquisitions 3D. Parmi ces systèmes électroniques figurent Axitros, Cadiax ou des systèmes d'analyse de vidéo tridimensionnelle (Bumann 2002) (Mesnard 2005).

Avec la technique assistée par ordinateur, on utilise deux arcs faciaux : l'un, mandibulaire, est solidaire de l'arcade inférieure à l'aide d'une fourchette occlusale. L'autre, maxillaire, solidaire du crâne du patient, avec l'aide généralement d'un stop au niveau du nez et d'un élastique au niveau occipital. Le système de mesure est indépendant de la position d'occlusion, le patient doit pouvoir assumer la position d'occlusion et exécuter les mouvements sans interférence de l'appareil. L'axiographie aide à mieux comprendre la physiologie des mouvements mandibulaires et semble être un outil suffisamment fiable dans le diagnostic des dysfonctionnements de l'ATM.

3. Matériels et méthodes

3.1 Acquisition cinématique : Système Zebris

Le dispositif Zebris est un dispositif actif permettant de mesurer les mouvements de la mâchoire, grâce à des impulsions ultrasonores, *système JMA-Jaw Motion Analysis* (Zebris GmbH). Les données sont enregistrées par l'intermédiaire du logiciel WinJaw, qui permet de retranscrire les valeurs de positions pour en déduire les différents déplacements sous forme de graphiques.

La Figure III.5-A montre le système JMA, composé d'une unité émettrice, d'une unité réceptrice, d'une pédale de commande, d'une unité d'acquisition et de traitement de données et d'une alimentation électrique. La Figure III.5-B montre le positionnement du dispositif sur le patient : l'unité réceptrice est fixée à la tête du patient, posée sur le nez, ajustée grâce à une bande élastique à l'arrière du crâne et grâce à deux molettes présentes aux dessus des oreilles. L'unité émettrice est attachée à la mandibule via une plaque en acier inox, modelée aux dents inférieures avec du silicone dentaire. Nous avons privilégié l'utilisation du dispositif Zebris, car il permet de réaliser un enregistrement automatique des données avec une grande précision, il permet la visualisation des données au cours de la séance d'enregistrement, donc il est possible de s'assurer que l'acquisition s'effectue telle que prévu.

Ce système autorise aussi l'enregistrement des points anatomiques autres que ce que le fabricant suggère ; cet avantage ouvre la possibilité d'exprimer la cinématique dans des repères anatomiques définis par nous-mêmes. Nous avons déterminé, en effectuant une série des mesures sur un mannequin en polyéthylène, une erreur de justesse maximale de mesure de 2%.

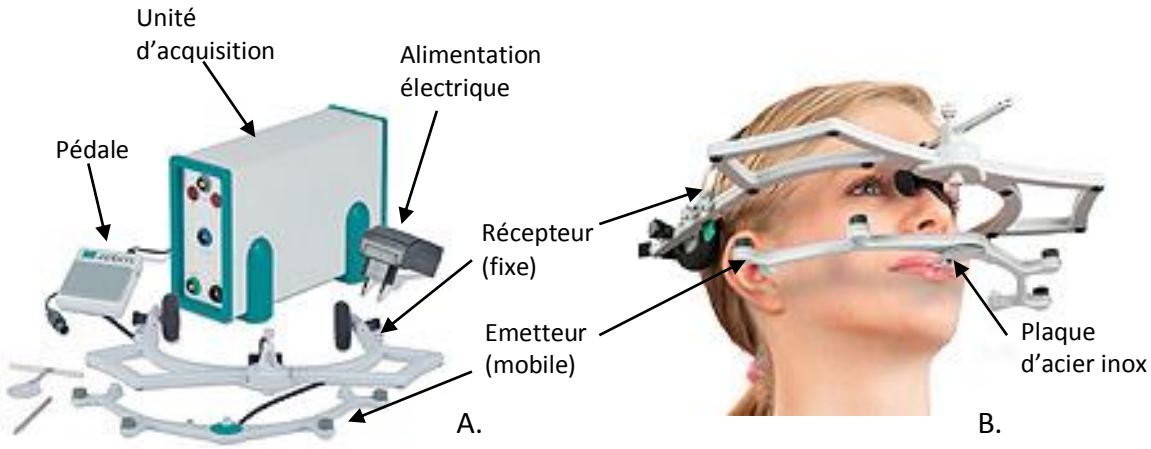


Figure III.5-A- Composants du système Zebris JMA. B- Positionnement du dispositif sur le patient

3.2 Acquisition de la géométrie : examen radiologique

Pour l'acquisition de la géométrie des patients, nous avons utilisé deux appareils différents en fonction de leur disponibilité: le scanner Discovery CT750HD fabriqué par General Electric (GE Healthcare) et le cone-beam 3D Accuitomo 170 fabriqué par Morita Corporation (Morita J. Mfg. Corp). Le scanner offre une meilleure résolution de l'image, mais il suppose une dose de radiation beaucoup plus importante, le cone-beam suppose un dosage inférieur. Cette dose dépend du réglage effectué par le radiologue au moment l'examen. Dans nos cas particuliers, le

scanner a été effectué avec un dosage de l'ordre de 274mAs, et celui du cone-beam a été de l'ordre de 0.1mAs. Dans les deux cas, nous avons récupéré des images DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). Il s'agit d'un type d'images avec un format standard pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale.

3.3 Protocole d'acquisition

Nous allons maintenant décrire la procédure que nous avons suivie pour effectuer l'acquisition de la cinématique et de la géométrie. Le temps nécessaire pour réaliser l'ensemble de la procédure est d'environ 1h15. Les sujets ont été informés au préalable du protocole d'acquisition et ils ont donné leur accord par écrit pour participer à l'étude. Le protocole a été effectué avec le consentement et en présence des spécialistes. Les examens radiologiques ont été réalisés au cabinet de radiologie du boulevard Malesherbes à Paris (75008) et au cabinet de radiologie Saint Benigne à Dijon (21000) ; avec l'accompagnement du Dr. Jean-Charles Kohaut et du professeur Narcisse Zwetyenga (CHU Dijon), respectivement.

Tout d'abord, une série des points anatomiques ont été identifiés pour pouvoir définir un repère. Pour cela, nous avons utilisé des marqueurs radio opaques (pastilles). Ces marqueurs ont été élaborés à partir d'un mélange de sulfate de baryum et de résine dentaire, Orotac et Vivotac (Ivoclar vivadent SAS). Ces pastilles ont été collées sur la peau du patient.

Les points anatomiques identifiés ont été des points tels que le tragus supérieur (droit TD et gauche TG), le point sous orbital (SO), le sous nasal (SN) et trois points dans la région mentonnière (MP, MG et MD). La Figure III.6 montre la position anatomique des pastilles. *Le tragus* est une saillie du pavillon de l'oreille dont le sommet est tourné vers l'arrière et qui protège l'orifice du conduit auditif externe.

Le sujet est placé en position assise, le regard vers l'avant. Des photographies de l'occlusion habituelle sont prises en vue de face, les dents en contact et dégagées (Figure III.7A).

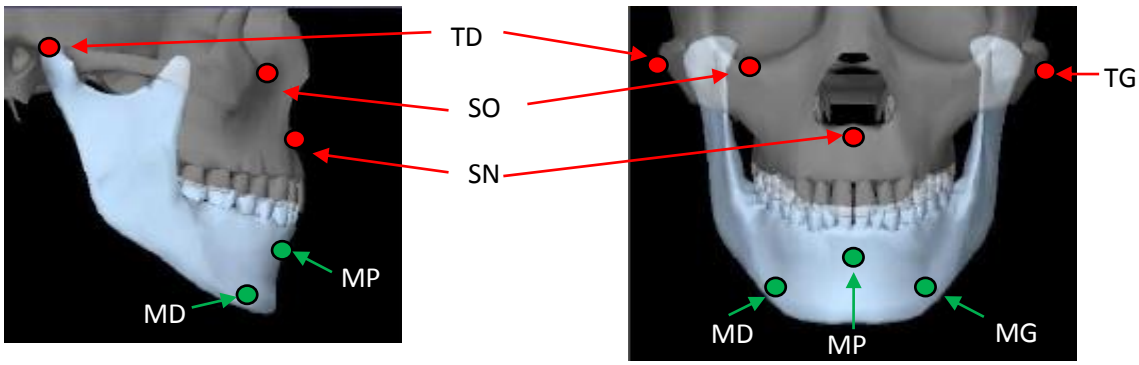


Figure III.6- Schéma de la localisation des marqueurs radio-opaques. Gauche-vue sagittale, Droite-Vue frontale. TD- tragus droit, TG- tragus gauche, SO- point sous orbital, SN- point sous nasale, MP- mentonnière profond, MD- mentonnière droit et MG- mentonnière gauche.

Une fois les points anatomiques identifiés, nous effectuons l'acquisition de la position de ces pastilles en deux étapes : d'abord nous avons enregistré la position des tragi (TD et TG) et le

point infra-orbital (SO). Avec l'acquisition de ces points, le logiciel extrapole la position des condyles (condyle droit-CD et condyle gauche-CG) et un repère est construit, repère « Zebris», formé à partir des centres des condyles et du point infra orbital. Par la suite, les données enregistrées sont inscrites dans ce repère.

Dans un deuxième pointage, nous récupérons, dans le repère Zebris, la position des tragi (TD et TG), point infra-orbital (SO), point sous nasal (SN) et les points mobiles (IN (point incisif), MP, MG et MD). En effectuant ce deuxième pointage il est possible de définir d'autres repères de travail, liés cette fois aux marqueurs radio opaques.

Le point incisif (IN) est déclaré en pointant la cuspide entre les incisives inférieures dans la position d'occlusion habituelle du patient.

Acquisition cinématique

Une fois la position des marqueurs définie, nous avons procédé à l'acquisition cinématique. Nous avons demandé au patient d'exécuter 4 types de mouvements à savoir : Ouverture Fermeture (O/F) de confort, O/F maximale, diduction et protrusion). Pour chaque mouvement, nous avons enregistré 3 séquences. Chaque séquence de mouvement se compose de 5 cycles. Nous avons défini un cycle comme le mouvement effectué par la mandibule démarrant de la position d'occlusion habituelle et retournant à celle-ci. Le patient avait pour consigne de réaliser les mouvements à son propre rythme, de la façon la plus naturelle possible.

A.

B.

Figure III.7- A-Sujet volontaire, photo de la position d'occlusion habituelle. B- Sujet volontaire, équipé avec le système Zebris, prêt à démarrer l'acquisition.

Nous avons aussi enregistré la cinématique du patient en configuration de morsure. Nous avons pour cela conçu des dynamomètres constitués de boitiers plastiques contenant un ressort de compression. Les dynamomètres ont été étalonnés au préalable, afin de connaître la relation entre le déplacement et la force nécessaire pour l'écrasement.

Nous avons souhaité simuler deux positions d'aliment : l'une sur la molaire et l'autre au niveau des incisives. A cause de la différence d'amplitude d'ouverture entre ces deux positions, nous avons dû fabriquer deux dynamomètres distincts. La longueur libre du dynamomètre incisif est de 30 mm alors que pour le dynamomètre molaire elle est de 16 mm. La raideur du ressort a respectivement été estimée à 2.2N/mm et 5.1 N/mm, pour le dynamomètre incisif et molaire. La Figure III.8 montre les dynamomètres.

Figure III.8- A- Schéma de la conception des dynamomètres. B-Dynamomètres utilisés. C-Mise en place du dynamomètre incisif.

De la même manière que pour l'acquisition cinématique, nous avons enregistré 3 séquences pour chaque position. Chaque séquence se compose de 5 cycles d'écrasement ; le cycle se compose d'un écrasement du dynamomètre, pour ensuite revenir à sa position initiale. Malgré les acquisitions des deux dynamomètres, ces enregistrements n'ont pas été exploités dans l'étape de simulation. Pour le travail mené dans cette thèse, nous nous sommes concentrés sur le mouvement d'OF.

Pour l'ensemble des acquisitions, nous avons enregistré les trajectoires des condyles (CD et CG), du point incisif (IN) et des trois points de la région mentonnière (MP, MG et MD). Toutes les données ont été stockées dans un format ASCII, pour leur exploitation ultérieure.

Acquisition de la géométrie

Une fois l'acquisition de la cinématique terminée, le patient est pris en charge par un radiologue afin d'effectuer l'examen tomographique. En fonction du type de machine, le patient est assis ou allongé, et un petit coton est introduit entre les incisives afin de séparer la mandibule et le maxillaire.

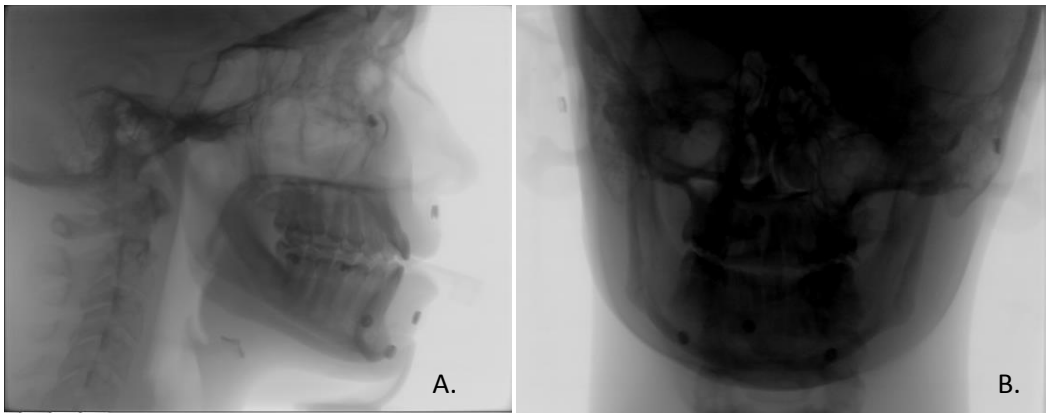


Figure III.9- Images de l'enregistrement de la géométrie d'un sujet volontaire non pathologique (cone-beam). Le champ de vue inclut les ATMs, la mandibule et les marqueurs radio opaques. A- vue sagittale, B- vue frontale.

Le radiologue effectue l'examen, en s'assurant que les champs d'acquisition incluent la mandibule, les ATMs, le crâne jusqu'au niveau de l'os temporal ainsi que les pastilles radio-opaques. Une fois l'enregistrement terminé, des images DICOM sont récupérées afin d'effectuer

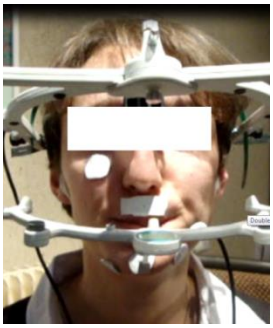
la reconstruction de la géométrie. La Figure III.9 montre deux images obtenues lors de l'acquisition radiologique.

Le Tableau III.1 résume l'information concernant l'enregistrement, tel que le dispositif et l'épaisseur des coupes dans chaque cas. Les images récupérées sont traitées avec le logiciel Mimics 15.0 (Materialise Belgium), qui nous a permis d'obtenir les géométries en 3D de la mandibule et du maxillaire pour chaque sujet d'étude.

3.4 Sujets d'étude

Au cours de ce travail, nous avons effectué 10 acquisitions complètes (5 cas asymptomatiques et 5 cas pathologiques). Parmi ces sujets pathologiques, nous avons ciblé un cas potentiel pour un remplacement de type resurfaçage condylien, puis nous avons choisi un sujet sain du même sexe et morphologiquement semblable. Le cas pathologique que nous étudions est celui d'une femme, âgée de 25 ans, présentant une résorption du condyle droit consécutive à une chirurgie orthognatique. Le cas asymptomatique (pas de douleurs, pas de troubles) est celui d'une femme âgée de 31 ans. Dans les deux cas, nous avons effectué l'ensemble du protocole d'acquisition ; les sujets ont donné leur autorisation par écrit pour que les données collectées puissent faire l'objet d'une exploitation scientifique. On attribue deux lettres pour faire référence à chaque cas ; nous allons par la suite appeler DE le cas asymptomatique, et MA le cas pathologique, le Tableau III.1 expose les principales caractéristiques de ces deux sujets d'étude.

Tableau III.1 - Collecte de l'information concernant les sujets d'étude.

	Cas asymptomatique (DE)	Cas pathologique (MA)
		
Âge	31 Ans	25 Ans
Taille	165 cm	168 cm
Poids	51Kg	54Kg
Date de l'acquisition	20 Février 2013	14 Décembre 2012
Type de scanner	Cone-beam 3D Accuitomo 170	Discovery CT750HD
Epaisseur coupes	0.31mm	0.25mm
Observations	Pas de douleur	Résorption condyle droit. Traité avec une gouttière occlusale

3.5 Définition du repère d'interprétation

Nous avons utilisé la position des pastilles radio opaques pour la définition d'un repère anatomique de travail, nommé repère crâne R_C, formé à partir des tragi $(TD_c\ et\ TG_c)$ et du point infra orbital (SO_c). Ces points sont fixes par rapport au crâne. Le plan P_c de normale n_c passe par ces trois points. Le centre du repère de travail est le milieu du segment constitué par les deux tragi. L'axe $\overrightarrow{Z_c}$ est l'axe passant par les deux tragi, orienté vers le tragus droit, l'axe $\overrightarrow{Y_c}$ est l'axe normal au plan P_c et dirigé vers le haut, l'axe $\overrightarrow{X_c}$ est le résultat du produit vectoriel $\overrightarrow{Y_c} \wedge \overrightarrow{Z_c}$ (Voir Figure III.10).

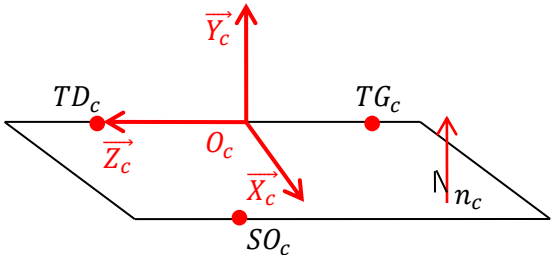


Figure III.10- Schéma de la construction du repère d'interprétation R_C

On souhaite définir la position de la mandibule à chaque instant t par rapport au repère d'interprétation crâne R_C. Pour cela, nous créons un repère mandibulaire (mobile) R_m à chaque instant, formé de la même manière que précédemment mais en utilisant les centres des condyles $(CD_m\ et\ CG_m)$ et le point incisif (In_m) Ces coordonnées sont enregistrées lors de l'acquisition avec le système Zebris, voir Figure III.11.

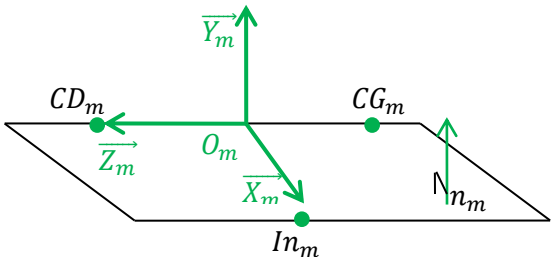


Figure III.11- Schéma de la construction du repère mandibule mobile R_m

Ensuite, nous exprimons le mouvement de la mandibule sous forme d'une translation et de trois rotations suivant une séquence d'axes mobiles.

Figure III.12- Schéma de la transformation du repère crâne vers le repère mandibule

Dans l'annexe 1, nous décrivons la procédure suivie pour définir une matrice de passage, servant à définir la position d'un point dans le repère crâne R_C à partir de sa position connue dans un autre repère.

Nous avons pu alors transformer les résultats cinématiques ainsi que les géométries dans le repère crâne R_C. Les mouvements de la mandibule peuvent être exprimés en termes de trois translations et trois rotations autour des axes.

4. Résultats

4.1 Cinématique articulaire

En ce qui concerne la cinématique articulaire, nous avons obtenu de nombreuses données pour chaque type de mouvement. Nous avons ensuite tracé le cycle qui semble être représentatif de chaque mouvement, c'est-à-dire que parmi toutes les trajectoires (liées à chaque mouvement) nous avons sélectionné celle qui représente le mieux le mouvement moyen.

Ouverture Fermeture (OF) Maximale

La Figure III.13 montre les trajectoires des centres des condyles pour le mouvement d'OF maximale ; les lignes continues représentent l'ouverture tandis que les lignes en pointillés signalent la fermeture.

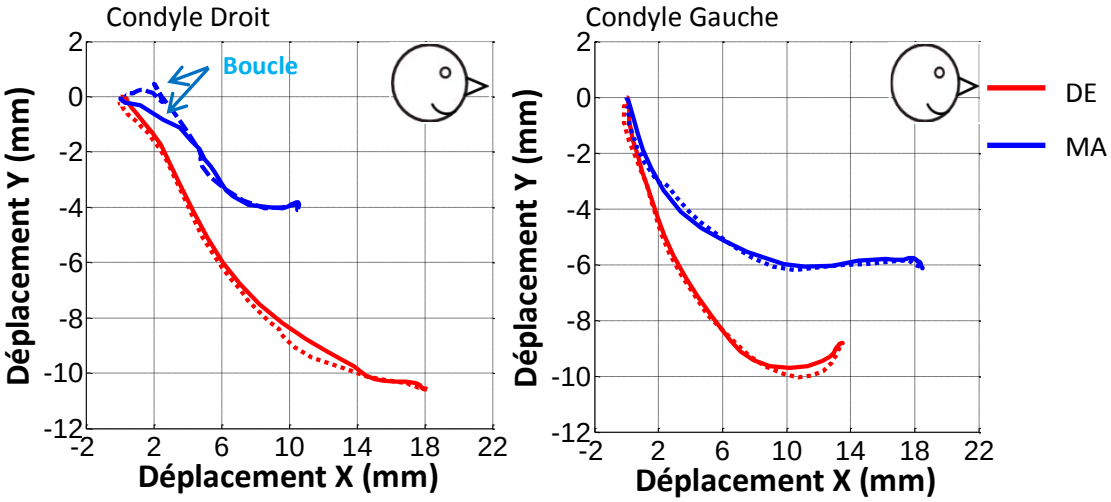


Figure III.13-Trajectoires des condyles pour le cas asymptomatique et le cas pathologique

Nous avons choisi la couleur rouge pour le cas asymptomatique(DE) et la couleur bleue pour le cas pathologique (MA). Les trajectoires montrent d'abord une asymétrie en termes de déplacement des condyles pour le cas MA. Le déplacement du condyle gauche est 1.5 fois plus élevé dans la direction supérieur-inférieure que celui du condyle droit et le déplacement antéropostérieur du condyle gauche est 2 fois plus important que pour le condyle droit. Ceci met en évidence le caractère hypo-mobile du condyle droit. (Figure III.13). Ce comportement peut indiquer un repositionnement du disque articulaire. Pour le cas DE, nous observons des déplacements légèrement différents en termes d'amplitude entre les condyles droit et gauche. Les chemins d'ouverture et de fermeture pour chaque condyle sont assez semblables.

La distance (D) entre l'axe intercondylien et le point incisif a été estimé à $74.2\ mm$ et $84.5\ mm$, pour le cas asymptomatique et pathologique, respectivement. La Figure III.14 montre la trajectoire du point incisif (In) pour les deux sujets d'étude ; la valeur maximale de la norme du déplacement pour ces cycles d'OF est de $42.8\ mm$ pour le cas asymptomatique et de $41.7\ mm$ pour le cas pathologique.

Cette différence n'est pas très importante, d'une part il existe une compensation entre les condyles pour le cas pathologique, la limitation du mouvement du condyle droit entraine un

déplacement plus important du côté gauche. D'autre part, la distance D est plus importante pour le cas pathologique, donc avec le même angle de rotation entre les deux sujets, on retrouvera une amplitude plus importante pour le cas pathologique. Maintenant, si on compare les trajectoires d'ouverture et de fermeture, nous trouvons une boucle beaucoup plus ouverte dans le cas pathologique que dans le cas asymptomatique, ce qui est la conséquence du mouvement condylien dissemblable.

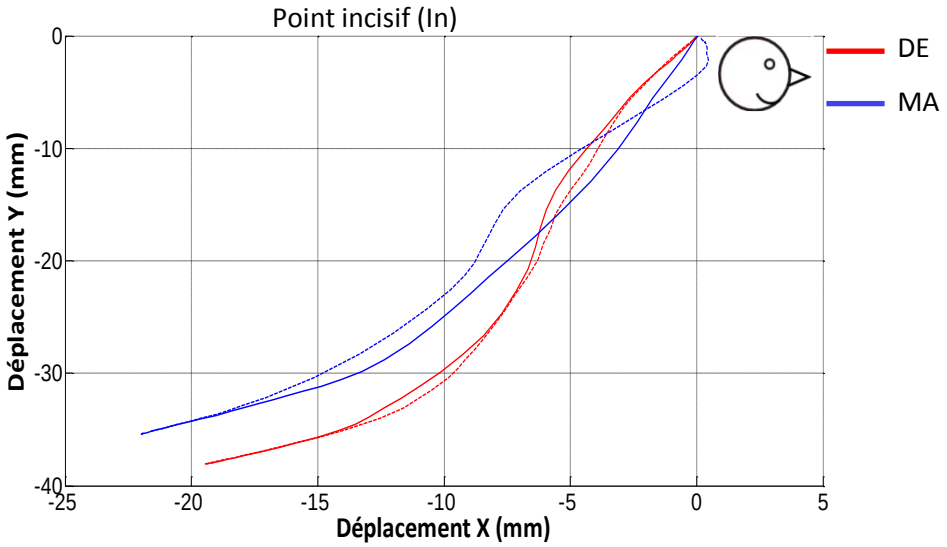


Figure III.14- Comparaison de la trajectoire du point incisif (In) entre DE et MA.

Si l'on s'intéresse à présent au mouvement de la mandibule en rotation et en translation, la Figure III.15 montre les résultats pour la translation de la mandibule, et un petit schéma au-dessus de l'image montre le sens du mouvement.

On constate que la translation inférieure-supérieure est beaucoup plus importante dans le cas asymptomatique en comparaison avec le sujet pathologique. Dans les deux cas, la translation médiale-latérale reste très faible par rapport aux déplacements antérieurs-postérieurs et inférieurs-supérieurs.

La Figure III.16 montre les composantes de la rotation autour des axes X, Y et Z, respectivement pour les deux sujets d'étude. On observe que la rotation prépondérante est la rotation autour de l'axe Z, correspondant à la rotation autour de l'axe intercondylien.

On trouve aussi, dans les deux cas, que les rotations autour de l'axe X, bien que différentes l'une par rapport à l'autre, présentent les valeurs les plus faibles. La rotation autour de l'axe Y, correspondant à la rotation medio-latérale, est négative dans le cas pathologique (MA) et plus importante en valeur absolue que dans le cas sain, ce qui est tout à fait cohérent avec un blocage du condyle droit (hypo-mobile) et un avancement antérieur de son homologue gauche (hyper-mobile).

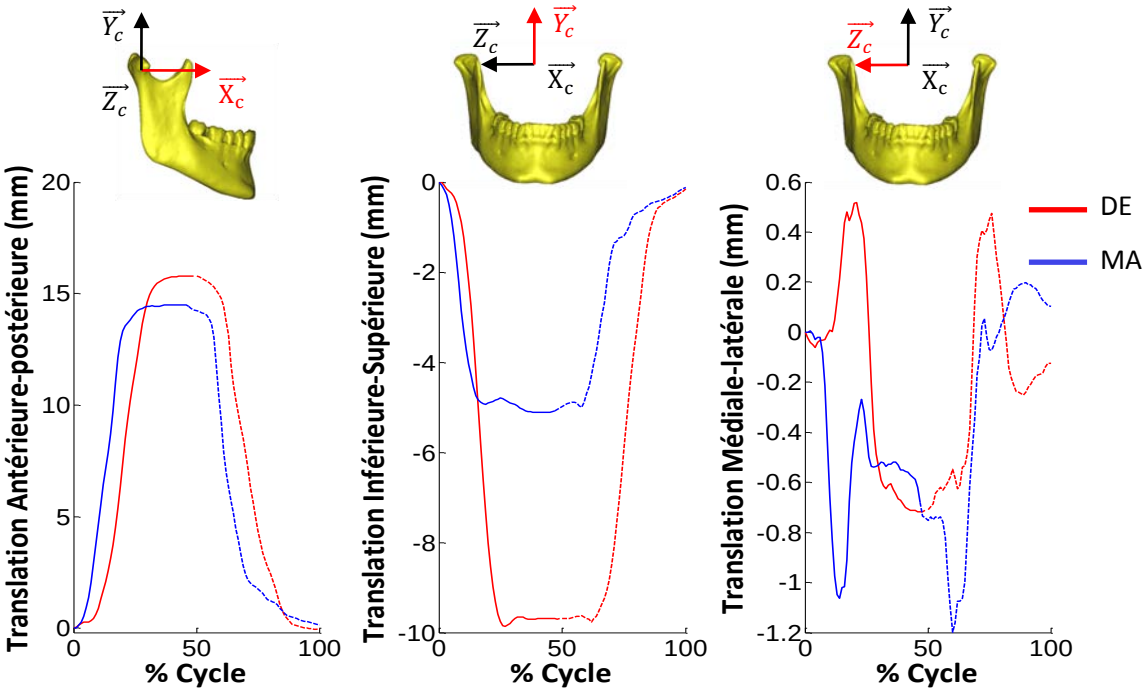


Figure III.15 - Composantes de la translation de la mandibule postérieure-antérieure, supérieure-inférieure et médiale-latérale, respectivement en fonction du % de cycle. La flèche rouge indique le sens positif de la translation

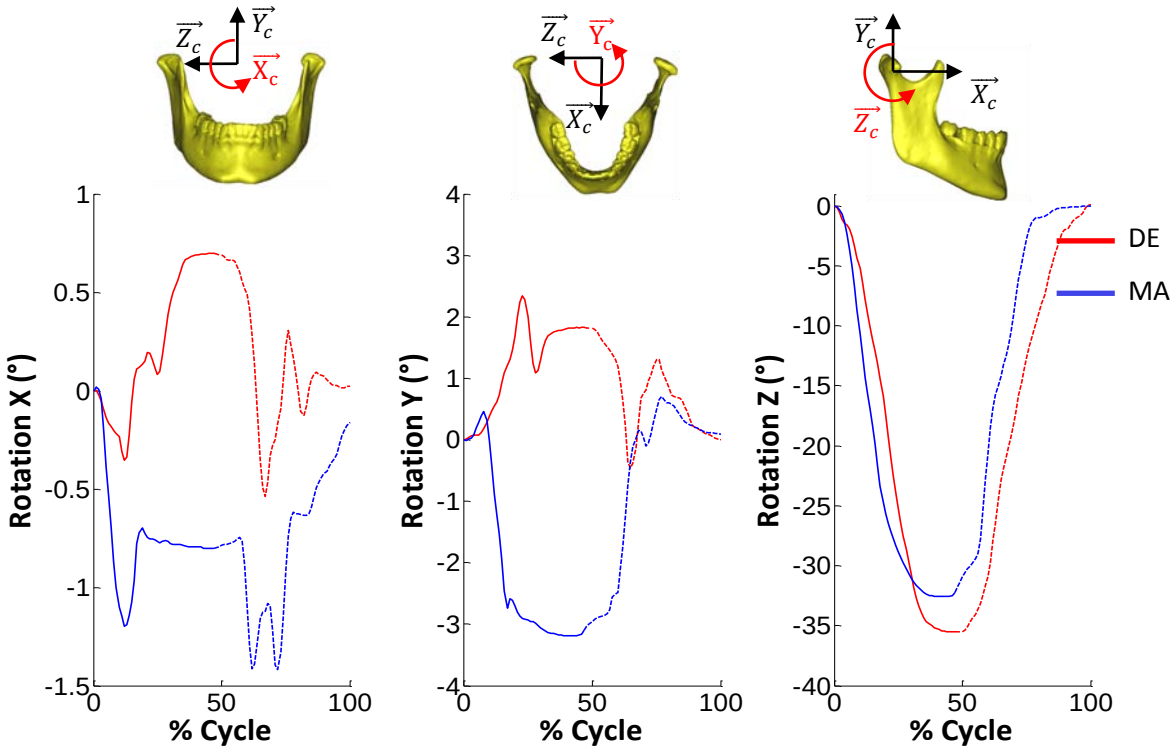


Figure III.16- Rotation de la mandibule autour des axes, X, Y et Z, respectivement en fonction du %Cycle. La flèche rouge indique le sens positif de la rotation.

Nous avons voulu analyser la relation entre la rotation intercondylienne et la translation antéropostérieure de la mandibule. Pour cela nous avons calculé la longueur de l'arc comme le produit entre l'angle de rotation intercondylienne (exprimé en radians) et la distance D (exprimée en mm). La Figure III.17 montre cette évolution. Pour le cas asymptomatique (à gauche), on observe une rotation plus importante au début et à la fin du cycle. Au milieu du cycle nous pouvons identifier une étape de translation rotation combinées ; les chemins pour l'ouverture et pour la fermeture sont assez semblables.

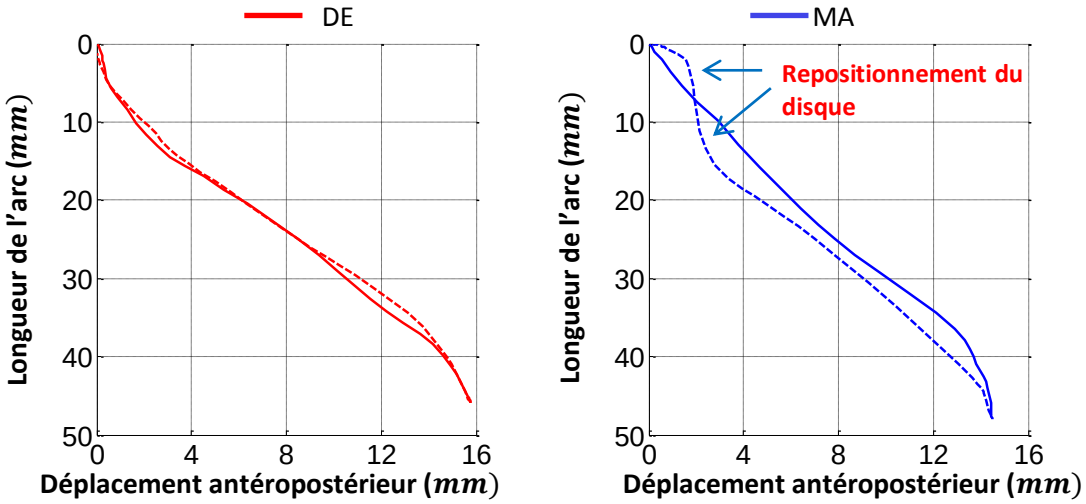


Figure III.17-Mouvement de la mandibule pour le cycle d'ouverture fermeture, relation entre la rotation intercondylienne et le déplacement antéropostérieur

Pour le cas pathologique (à droite), nous avons dans l'ouverture une première étape ou on observe une rotation-translation combinées. Cette étape prédomine sur la quasi-totalité du mouvement d'ouverture. Quand le sujet arrive à la fin d'ouverture, on observe une étape où il ne subsiste quasiment plus que de la rotation.

Dans la phase de fermeture, on constate que les étapes sont complètement différentes par rapport à celles de l'ouverture. La mandibule est déplacée en direction postérieure et l'angle de rotation n'est pas le même que pour l'ouverture ; ce décalage correspond à nouveau au repositionnement du disque articulaire, qui reste dans une position postérieure par rapport au condyle. Le mouvement de fermeture démarre avec une phase de rotation, moins prononcée qu'en fin d'ouverture. Ensuite on observe une étape où rotation et translation sont importantes. A la fin de la fermeture, une rotation brusque est observée, pouvant être expliquée par un repositionnement du disque. Ce phénomène est visible avec l'apparition d'une boucle (signalée avec les flèches bleues Figure III.17). Cette boucle apparait en même temps que la boucle dans le condyle droit (Figure III.13). Une phase finale de translation quasi-pure est visible.

Différentes études cinématiques mettent en évidence la grande disparité des déplacements condyliens pendant le mouvement d'ouverture fermeture. Peck et al. (1997) ont effectué une étude sur 44 sujets sains. Ils ont estimé que le déplacement postérieur-antérieur des condyles est de l'ordre de 11.1±4.0 mm, avec une rotation intercondylienne de l'ordre de 31.5±6.1° (Peck C. 1997) (Peck C. 1999).

Coutant (2006) a mené une étude sur 32 sujets, l'objectif était d'analyser les déplacements des appareils disco-condyliens, sur le plan sagittal, pour le mouvement d'ouverture/fermeture. Coutant a conclu que les translations des condyles sur le plan anatomique sagittal sont extrêmement variables au sein de l'échantillon. La même remarque a été formulée pour les rotations. Il a trouvé une valeur moyenne pour le déplacement postérieur-antérieur du condyle de l'ordre de 15.5±4.1 mm accompagnée par une rotation intercondylienne de 30.65±6.2° (Coutant 2006).

Nous avons effectué une comparaison descriptive entre les deux sujets d'étude. Si on avait voulu tirer des conclusions par rapport à la classification de leur cinématique, il aurait fallu effectuer une étude sur une population représentative. En comparant les amplitudes de mouvement par rapport à la littérature et en excluant le condyle droit du cas pathologique (voir Figure III.13), on retrouve un déplacement postérieur-antérieur de l'ordre de 14-18 mm. L'angle de rotation intercondylienne est de 35° et 32.5° pour les cas asymptomatique et pathologique, respectivement. Ces valeurs se situent dans les fourchettes de Coutant.

Mouvement de diduction et protrusion

La Figure III.18 montre la comparaison entre les trajectoires des condyles et du point incisif, pour les cas DE et MA lors d'un mouvement de diduction. Les déplacements restent assez symétriques des deux côtés. De la même manière, les amplitudes des déplacements latéraux sont du même ordre pour le cas asymptomatique et pour le cas pathologique.

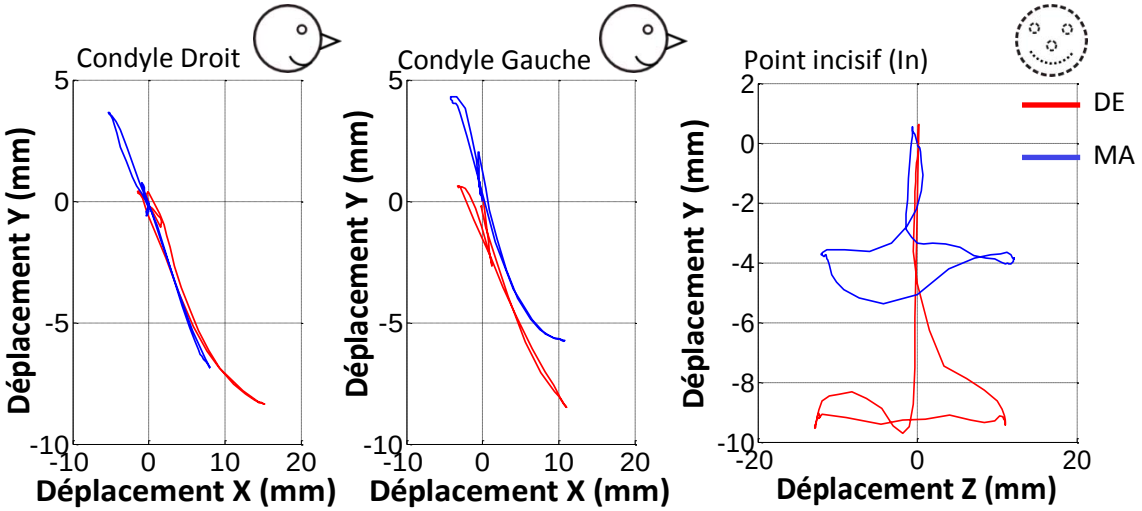


Figure III.18- Comparaison des trajectoires des condyles (vue sagittale) et du point incisif (vue frontale), entre le cas asymptomatique et le cas pathologique, mouvement de diduction

La Figure III.19 montre le mouvement de protrusion, on observe le déplacement pour les condyles et le point incisif. De même que pour le mouvement de diduction, on trouve des amplitudes de mouvement semblables pour le point incisif entre les deux cas.

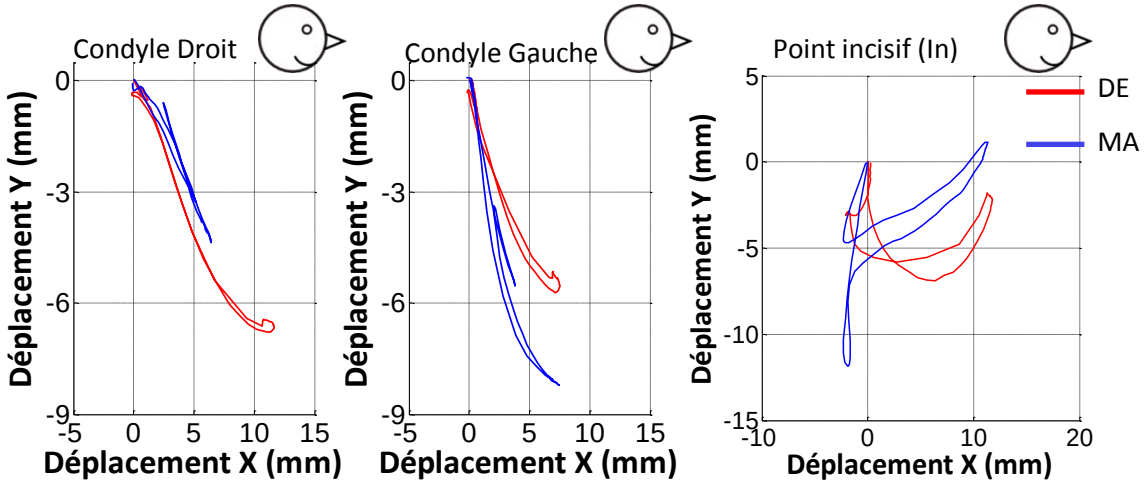


Figure III.19-Comparaison des trajectoires des condyles (vue sagittale) et du point incisif (vue sagittale), entre le cas asymptomatique et le cas pathologique, mouvement de protrusion

Nous avons trouvé que les mouvements de diduction et de protrusion ne nous permettent pas d'effectuer une différenciation entre les deux cas étudiés. D'ailleurs, en termes d'amplitude, ces mouvements n'exhibent que très peu de variations entre les deux cas. Pour cette raison, nous avons privilégié pour la simulation numérique le mouvement d'ouverture fermeture.

4.2 Acquisition géométrique : Résultats

Fosse articulaire

Nous avons comparé la forme des fosses de nos deux sujets d'étude. Tout d'abord, nous avons symétrisé une portion de la fosse. Le plan de symétrie correspond à un plan sagittal. La Figure III.20 montre la portion de la fosse symétrisée. Nous avons ensuite cherché à superposer la fosse droite et la fosse gauche (symétrisée). Pour cela, nous avons utilisé le logiciel 3Matic 7.0 (Materialise Belgium).

Pour le calage des surfaces, nous avons fait coïncider des zones anatomiques de référence (telles que celles du tubercule temporal et de l'arcade zygomatique). Dans les deux cas, nous avons fait la différence entre la fosse droite et la fosse gauche (miroir). Ces différences peuvent être positives ou négatives en fonction de la forme des surfaces. Suite à l'estimation, nous avons utilisé un histogramme de couleurs afin d'illustrer ces différences. L'histogramme comprend 9 types de couleurs; l'intervalle [-0.5, 0.5] mm, correspondant à la couleur jaune, représente l'intervalle des moindres différences, c'est-à-dire l'intervalle pour lequel les surfaces correspondent le mieux.

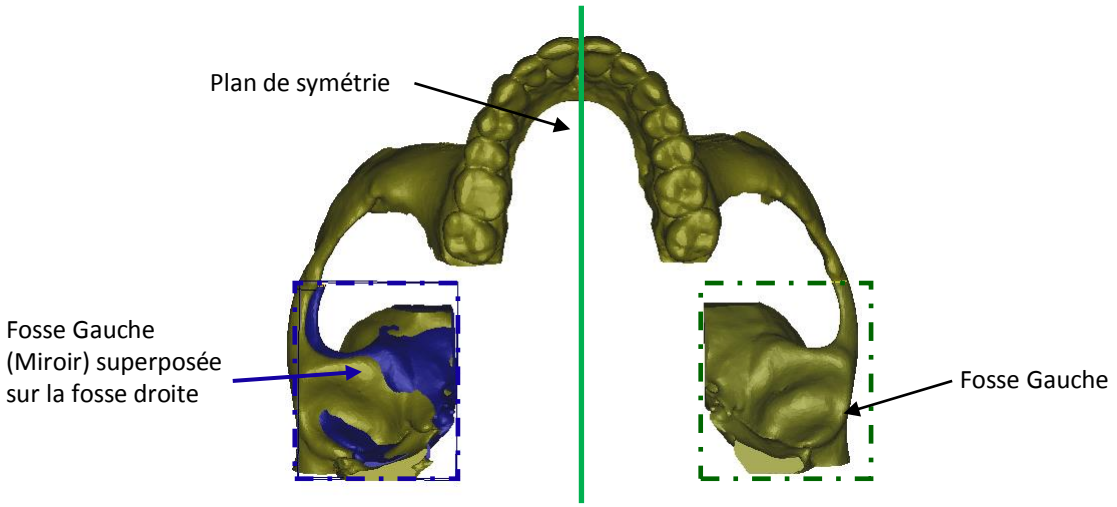


Figure III.20- Schématisation de l'effet miroir appliqué sur la fosse gauche, figure correspondant au cas pathologique.

Nous avons appliqué cette procédure pour le cas sain DE, (voir Figure III.21). Lors de la comparaison, nous avons trouvé un histogramme avec un intervalle [-3.1, 5.9] mm ; la comparaison montre que les deux fosses sont similaires, car pour la plupart de la surface articulaire, la différence reste dans l'intervalle [-0.5, 0.5] mm. La différence la plus importante se retrouve sur la face médiale de la fosse, où l'écart est aux alentours de -2.6 mm.

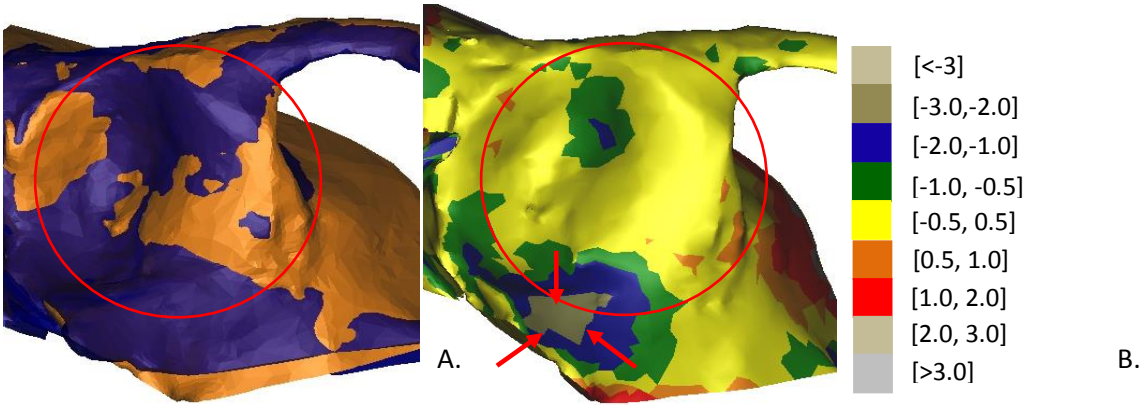


Figure III.21-A-superposition des surfaces pour le cas asymptomatique DE. B-Estimation de la différence entre les surfaces avec l'histogramme. Les flèches font référence à la surface articulaire avec la différence la plus importante (maximale de -2.6mm).

La Figure III.22 montre la superposition des fosses droite et gauche pour le cas pathologique (MA) ; dans ce cas les valeurs maximales estimées sont de [-3.3, 4] mm. Le résultat montre une bonne correspondance sur la majeure partie de la surface articulaire ; la différence la plus importante se trouve au niveau médial du tubercule, pour lequel l'écart le plus important a été estimé à -1.7mm (Figure III.22, signalée avec les flèches).

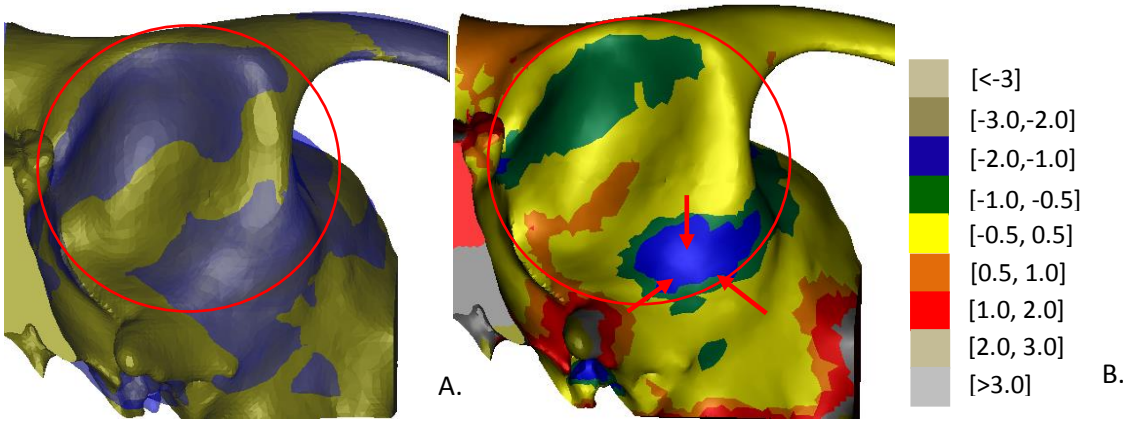


Figure III.22-A-superposition des surfaces pour le cas pathologique. B-Estimation de la différence entre les surfaces avec l'histogramme. Les flèches font référence à la surface articulaire avec la différence la plus importante (maximale de 2mm).

Les différences sont plus importantes pour le cas asymptomatique, localisées sur la face médiale de la fosse. Si on se concentre ensuite sur la zone utile, c'est-à-dire la zone censée être en contact avec l'ensemble disque-condyle (zone marquée avec le cercle rouge), nous constatons cette fois que les différences plus importantes sont exhibées par le cas pathologique, avec des différences entre -2 et -1 mm, cette différence suggère que la fosse droite est plus profonde à ce niveau.

Analyse de la mandibule

Dans cette section, nous comparons la morphologie des condyles. Pour le cas pathologique, nous trouvons un condyle droit aplati par rapport à son homologue; cette forme particulière a ensuite des répercussions sur la trajectoire du condyle. Pour le cas asymptomatique, nous trouvons des condyles assez semblables et réguliers. (Voir Figure III.23)

Les flèches rouges dans la Figure III.23 signalent la portion médiale du condyle droit, cette zone du condyle est censée être en vis-à-vis de la fosse qui exhibe une profondeur plus importante (fosse droite). Par conséquent, le disque articulaire pourrait être le déclencheur de cette double résorption. Il est possible que lors de la chirurgie orthognatique, la relation de position entre l'ensemble ait produit un mauvais positionnement du disque articulaire qui se répercute sur la résorption des surfaces osseuses.

Pour clarifier ce point, nous avons estimé les angles d'orientation intercondylienne. La Figure III.24 montre une vue de dessus de la mandibule. Les angles sont quantifiés, l'angle intercondylien est respectivement de 124° et 119° pour les cas asymptomatique et pathologique. Dans la littérature, on trouve la valeur 139°$\pm$ 17.42 (Eisenburger M. 1999). On constate que l'angle d'orientation intercondylienne, pour le cas pathologique est étroit en comparant par rapport à la littérature, donc cet angle réduit est la conséquence de l'orientation du condyle droit.

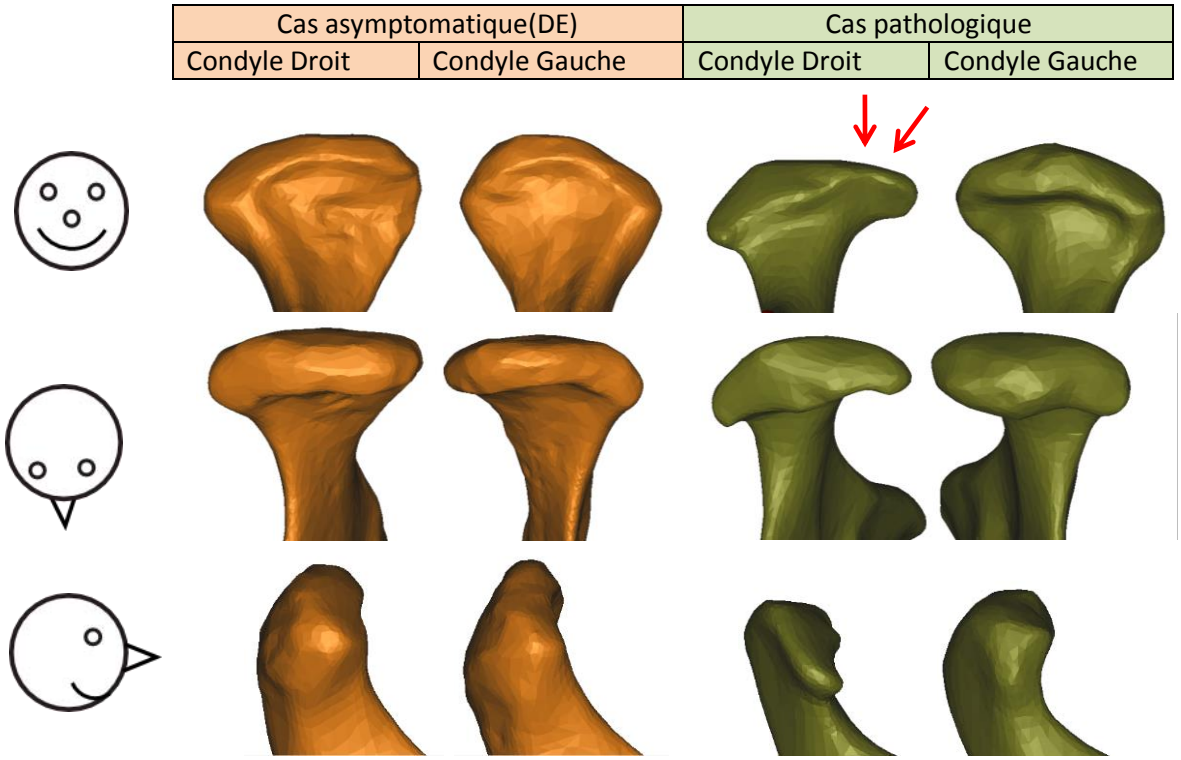


Figure III.23-Comparaison des géométries des condyles droit-gauche, pour le cas asymptomatique(DE) et le cas pathologique (MA)

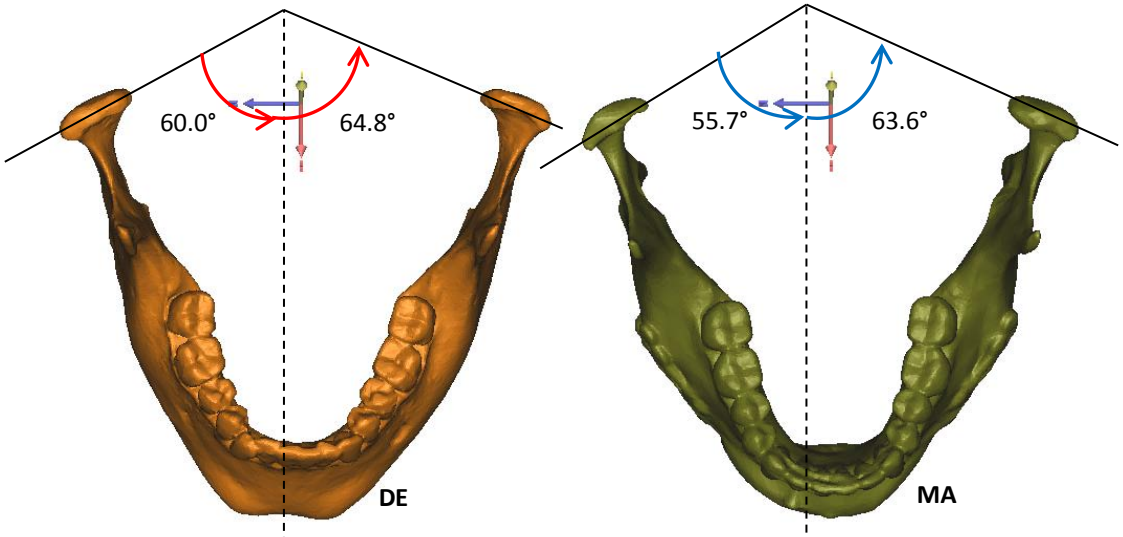


Figure III.24-Comparaison géométrie mandibulaire : estimation de l'angle intercondylien.

5. Conclusions partielles

Nous avons mis en place un ensemble d'outils afin d'acquérir l'information servant à la description de l'ATM. Dans ce chapitre, nous avons pu constater l'importance d'avoir à la fois la cinématique et la géométrie du même sujet, car la forme des surfaces articulaires est aussi liée à la cinématique articulaire. Par conséquent, ces informations deviennent capitales dans l'étape de simulation.

Malgré la performance de l'examen tomographique, nous n'avons pas eu la possibilité d'avoir de manière directe l'évolution de la position et de la forme du disque lors de l'exécution des mouvements. Par contre, les trajectoires obtenues sont le résultat de l'incidence de la position que prend le disque dans l'articulation. Cette information est donc obtenue de manière indirecte avec la cinématique.

La différence des trajectoires dans la cinématique du cas pathologique MA pourrait s'expliquer par un changement adaptatif du disque, en réponse à la structure aplatie du condyle articulaire. Nous avons également pu constater que la présence d'une pathologie sur l'une des ATMs, engendre des modifications du comportement de son homologue. Dans le cas pathologique, nous avons trouvé que le condyle hyper-mobile réagit en exécutant un avancement postérieur-antérieur très important. Cela pourra conduire à une hyper élasticité des ligaments et/ou engendrer des troubles sur l'ATM que nous qualifierons de «saine».

Nous avons trouvé, pour le mouvement d'OF, que la rotation la plus importante est la rotation autour de l'axe intercondylien. De la même manière, la translation la plus faible se retrouve dans la direction médiale-latérale.

Les déplacements de l'appareil manducateur sont conditionnés par la forme des surfaces osseuses, ainsi que par le comportement viscoélastique du disque articulaire. Pour cette raison, l'analyse des déplacements articulaires devient un outil très précieux par rapport à la détection de troubles de l'ATM. Avec l'enregistrement et l'interprétation de ces données il est possible d'obtenir des indications appréciables de l'état des composants articulaires.

IV. Modélisation Numérique de l'ATM : Simulation Corps Rigides

1. Modélisation numérique dans le cas de l'ATM

Le rôle prédictif et explicatif de la modélisation numérique est aujourd'hui bien reconnu. Elle est considérée comme indispensable dans les phases de conception et validation d'un produit. Ceci est d'avantage vrai dans le cas des études biomécaniques, où pour des raisons d'éthique, une mesure directe des actions mécaniques et de leurs conséquences, est aujourd'hui inenvisageable. Un modèle mathématique de l'articulation temporo-mandibulaire devrait aider à comprendre la biomécanique, l'anatomie et la fonction complexe de l'appareil manducateur. Beaucoup d'auteurs ont essayé de prédire la cinématique et la dynamique de l'ATM à partir de simulations numériques.

Du point de vue mécanique, l'ATM peut être analysée en considérant l'interaction entre deux corps, déformables ou non, à travers un troisième corps, le disque articulaire. Cette interaction ou contact pourra avoir une nature ponctuelle ou surfacique déterminée par la géométrie articulaire. C'est le comportement du disque qui rend, en grande partie, la simulation difficile. En effet, son comportement mécanique, sa position et sa forme évoluent lors du mouvement de la mandibule.

Pour surmonter ces difficultés, nous avons utilisé deux techniques de modélisation : la modélisation de Corps Rigides (CR) et les modèles Eléments Finis (EF). Ce chapitre est consacré à la simulation de corps rigides. Son objectif est de valider les hypothèses retenues concernant les inconnues de notre problème telles que la géométrie et la position du disque ou les insertions musculaires. Cette validation se fera par comparaison des mouvements de la mandibule mesurés et simulés. Notre point de départ est alors l'ensemble des données cinématiques et géométriques acquises pour chaque patient, tel que nous l'avons présenté dans le troisième chapitre. Postérieurement, nous avons construit des modèles en essayant de reproduire au mieux la physiologie de l'articulation.

2. Généralités de la modélisation de l'ATM

En général, les simulations de l'ATM cherchent à trouver les efforts et les déformations dans l'articulation occasionnés par un mouvement mandibulaire imposé ou généré par les actions musculaires. Les types de mouvement de l'ATM ont été analysés pendant des décennies, mais malgré la grande quantité de données disponibles sur les mouvements et les modes d'activation des muscles, il n'y a pas de consensus entre les investigateurs concernant la contraction musculaire engendrant les différents mouvements de la mâchoire. Ceci est dû au fait que:

- Le mouvement de la mâchoire est le résultat d'un grand nombre de forces, générées par divers muscles et les structures passives, qui sont en constante évolution au cours du mouvement,
- Dans le système manducateur, des mouvements identiques peuvent être le résultat de modes d'activation musculaire différents,
- Un certain nombre de paramètres pertinents, tels que les forces sur le disque, ne peuvent pas être mesurés directement,
- La taille et l'orientation des muscles ainsi que la forme des articulations temporo-mandibulaires varient considérablement entre les sujets (Koolstra J. 1997).

Différents modèles numériques de corps rigides d'ATM ont été proposés dans la littérature. Le paragraphe suivant recense quelques modèles les plus significatifs.

2.1 Modélisation de corps rigides (CR)

Koolstra et van Eijden ont développé le modèle présenté sur la Figure IV-1A. Il s'agit d'une représentation simplifiée et parfaitement symétrique des deux ATM constituées d'un condyle ellipsoïdal et d'une fosse approchée par une surface plane. L'objectif principal de leur étude était la comparaison de la mécanique d'ouverture et de fermeture de la mâchoire. (v. E. Koolstra J. H. 1997). Différents groupes musculaires ont été activés pour réaliser les mouvements symétriques d'ouverture et de fermeture, notamment:

- le digastrique, le génio hyoïdien, les mylo-hyoïdiens postérieur et antérieur et le ptérygoïde inférieur latéral pour l'ouverture,
- les masséters superficiel et profond, le ptérygoïde médial, les temporaux antérieur et postérieur et le ptérygoïde supérieur latéral pour la fermeture.

Le modèle a été développé dans un environnement *XL Fortran for AIX*. (IBM_Corporation). Leur modèle a reproduit des mouvements symétriques grâce à l'introduction de différentes valeurs d'activation pour les muscles. Ensuite les auteurs ont constaté les conséquences des activations sur le mouvement de la mandibule par rapport au crâne. Ils ont trouvé des changements sensibles dans l'activation du digastrique et ptérygoïde inférieur latéral pour l'ouverture, et pour les temporaux postérieur et antérieur, pendant la fermeture.

La Figure IV-1B montre le modèle de Peck et al. (2000). Ils ont fait la simulation dynamique de l'ouverture de la bouche à l'aide des muscles en examinant la forme de la fosse articulaire. (Peck C. 2000) La première étape de la simulation a été de vérifier l'amplitude de la force extérieure appliquée nécessaire pour atteindre l'ouverture maximale de la bouche, à partir des mesures effectuées sur 5 sujets sains. Dans un deuxième temps, un modèle mathématique reproduisant

ces valeurs de forces a été développé sur le logiciel ADAMS ; le modèle se composait de deux articulations symétriques et de 16 muscles. On remarque, comme dans le travail de Koolstra et van Eijden, l'absence du disque articulaire. L'ensemble a été soumis à la gravité. Les auteurs ont conclu que l'ouverture de la bouche est la résultante de l'activation des muscles digastriques et latéraux ptérygoïdes ; le digastrique induit principalement le mouvement de rotation dans le plan sagittal et le muscle ptérygoïdien latéral, une translation antérieure. Les forces musculaires pour les muscles digastrique et latéral ptérygoïde ont atteint respectivement un maximum de 11,6 et 16,8 N ; les auteurs ont annoncé qu'il s'agit d'un type de solution particulière, car *in-vivo*, le même mouvement pourra être la conséquence de profils d'activations différents. Ils ont finalement déterminé une force articulaire maximale, pour les condyles, de 28 N.

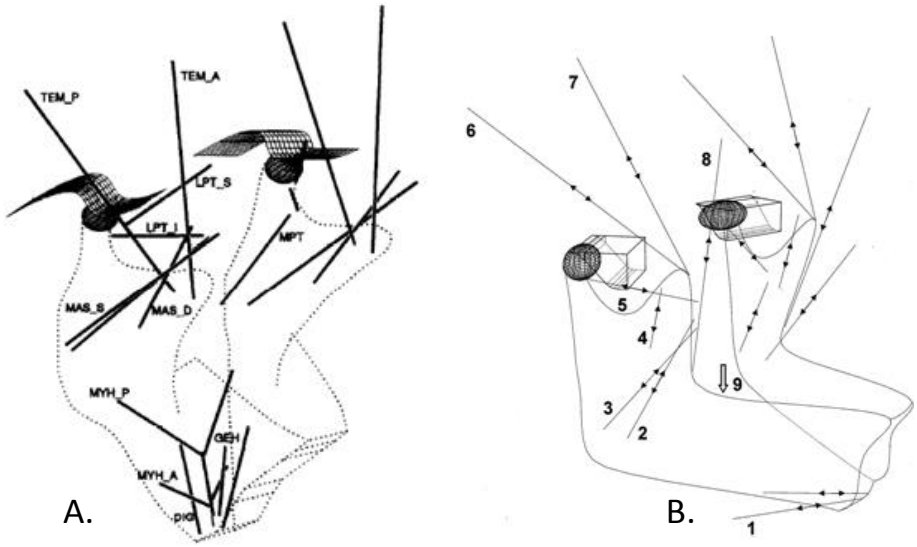


Figure IV-1- A- Modèle de Koolstra et van Eijden (1997), les actions musculaires sont représentées par des lignes de force : MAS_S (masséter superficiel). MAS_D (masséter profond). MPT (ptérygoïde médial). TEM_A (temporal antérieur). TEM_P (temporal postérieur). LPT_S (ptérygoïde supérieur latéral). LPT_I (ptérygoïde inferieur latéral). DIG (digastrique). GEH (génio hyoïde). MYH_A (mylo-hyoïde antérieur). MYH_P (mylo-hyoid postérieur). **B- Modèle de Peck et al. (2000) Groupe de muscles,** 1-digastriques antérieur et postérieur, 2-masséter superficiel, 3- ptérygoïde médial, 4- masséter profond, 5- ptérygoïde latéral, 6- temporal postérieur, 7- temporal medio, 8- temporal antérieur, 9-direction du champ gravitationnel.

Hannam et al. (2008) ont développé un modèle pour prédire la dynamique de la morsure. La géométrie des surfaces osseuses est obtenue à partir des images tomographiques ; les muscles sont représentés par les éléments de type Hill, activés à partir d'un profil introduit a priori. Ces auteurs, dans leurs simulations, ont également négligé les disques articulaires (Hannam 2008). L'ouverture maximale simulée était de 20.1 mm (voir Figure IV-2A).

Les ATMs ont été représentées par une surface curviligne avec une pente progressive de 40° pour la fosse temporaire et ensuite, de 15° pour la glène temporale. Une sphère rigide représentant un aliment est placée entre les molaires du côté droit. Les auteurs ont trouvé un mouvement limité du condyle droit (côté travaillant) par rapport au condyle contra-latéral (gauche). Concernant les efforts articulaires au moment de la fermeture, les auteurs ont trouvé une réaction plus importante du côté travaillant par rapport au côté opposé.

Tuijt et al. (2009) ont étudié la dynamique du système manducateur en comparant le cycle d'ouverture et de fermeture sans charges externes, c'est-à-dire pour un mouvement libre.(Tuijt M. 2010) Leur modèle comprenait les muscles dont l'activation a été définie par un pourcentage (50% pour les muscles d'ouverture et 4% pour les muscles de la fermeture). La gravité et le contact entre la fosse et le condyle des ATMs ont été prises en compte.

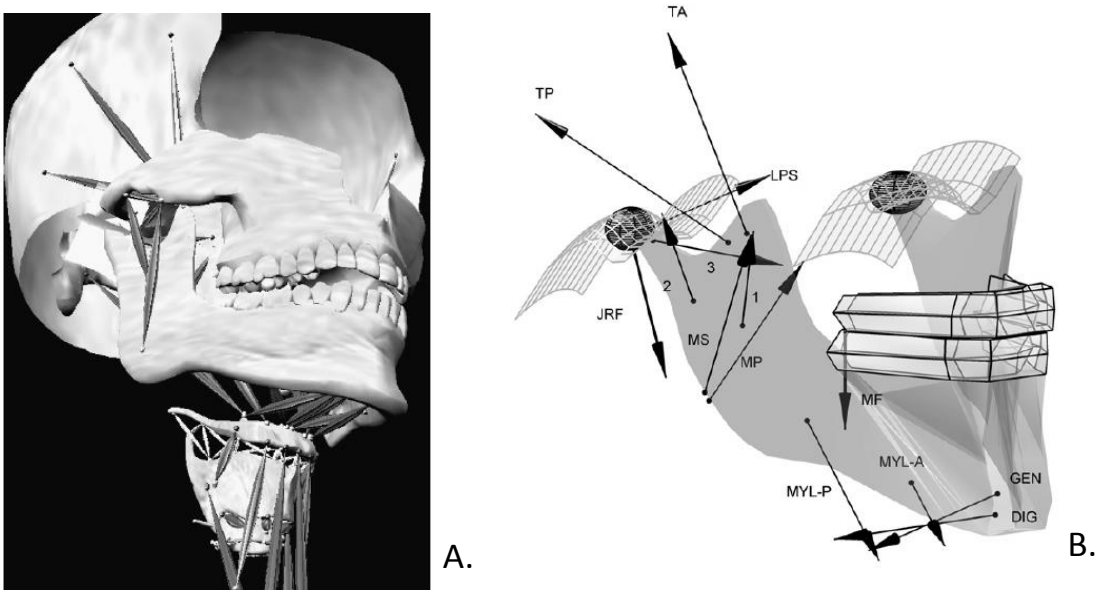


Figure IV-2- A-modèle de Hannam et al. (2008), destiné à prédire la dynamique de la morsure. B-Modèle de Tuijt et al. (2010), dynamique du système manducateur.

Les surfaces osseuses ont été construites à partir d'éléments géométriques tels que des ellipsoïdes pour les condyles et des surfaces 3D pour les fosses. Les auteurs ont trouvé que pour un cycle d'ouverture-fermeture, l'effort articulaire dû à l'ouverture est plus important que celui dû à la fermeture. Là encore, des ATM sans disques ont été considérées (voir Figure IV-2B).

Le tableau suivant résume les principales simulations des corps rigides :

Tableau IV.1 - Résumé des principaux modèles des corps rigides

Auteurs	***Approximation géométriques***	***Modélisation de muscles***
Koolstra J. H et van Eijden T. M. (1997)	Schéma mandibulaire avec les condyles ellipsoïdaux et fosses surfaciques 3D	Activation musculaire introduite : mesurée par électromyographie
Peck C. et al. (2000)	Condyles ellipsoïdaux et fosses représentées par surfaces curvilignes	Activation musculaire introduite dans différentes configurations. Formulation de type Hill
Hannam et al. (2008)	Géométries obtenues par tomographie, le mouvement du condyle est limité par une surface curviligne.	Activation musculaire de type Hill (pour reproduire une cinématique cible), ainsi que sollicitation de morsure
Tuijt et al. (2009)	Condyles ellipsoïdaux et fosses représentées par surfaces 3D	Activation musculaire en pourcentage

Généralement, toutes les simulations de CR de la littérature ont été faites sans une représentation du disque articulaire (cela est dû à la difficulté de la simulation en elle-même). Concernant la géométrie articulaire, en général elle reste assez grossière (pour la fosse et la mandibule) avec l'utilisation de formes telles qu'ellipsoïdes et surfaces curvilignes. Dans la suite de ce chapitre, nous allons présenter les hypothèses simplificatrices que nous avons retenues pour élaborer nos modèles.

3. Elaboration d'un modèle de Corps Rigides de l'ATM

Toutes les simulations de la dynamique des corps rigides ont été réalisées à l'aide du logiciel LifeMOD 2010.00. LifeMod est un module du logiciel d'analyse mécanique ADAMS spécialisé pour effectuer des simulations du système musculo-squelettique. Nous avons privilégié ce logiciel, car nous pouvons définir des éléments simulant les tissus mous tels que le muscle et/ou le ligament, et effectuer des analyses multi-corps.

3.1 Définition de la mandibule et du maxillaire

Les géométries du maxillaire et de la mandibule sont définies dans un repère crâne R_C (voir chapitre III- Définition du repère de travail). Pour les deux sujets d'étude, les solides représentant ces pièces sont obtenus à l'aide du logiciel Mimics (Materialise Belgium) à partir des fichiers CT. Ensuite, ils sont travaillés dans le logiciel 3Matics 7.0 (Materialise Belgium). Ce logiciel de CAO permet de travailler sur des fichiers numériques de type STL. En premier lieu, nous avons nettoyé les objets créés par Mimics puis, découpé dans le maxillaire une partie utile pour notre simulation, à savoir les surfaces articulaires, l'arcade zygomatique et l'arcade dentaire, voir Figure IV-3.

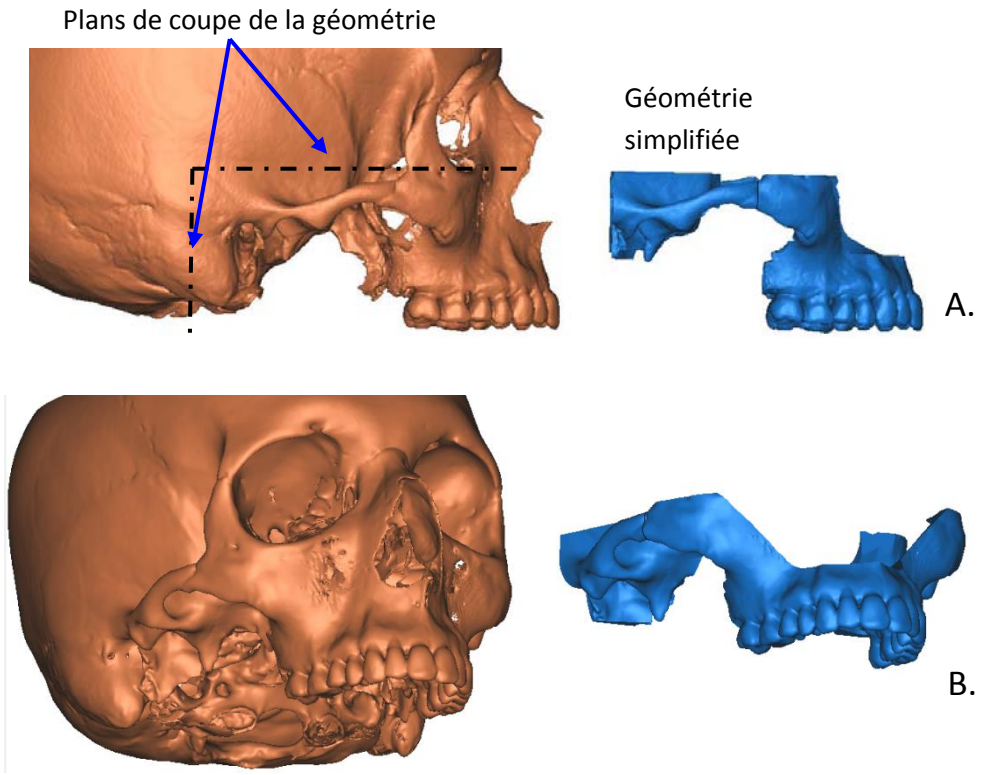


Figure IV-3 -Simplification de la géométrie du maxillaire. A gauche, géométrie initiale obtenue depuis la segmentation. A droite, simplification de la surface, A- Vue sagittale, B vue Isométrique

Finalement, nous avons converti les fichiers de ces géométries en format .STP (*Clear Text Encoding of the Exchange Structure*), qui est un format lisible par la plupart des logiciels de CAO. Dans les deux types de simulations CR et EF, le maxillaire sera considéré comme un solide immobile et rigide.

Tableau IV.2 - Caractéristiques des géométries utilisées

	Cas asymptomatique		Cas pathologique	
	Maxillaire	Mandibule	Maxillaire	Mandibule
Masse (g)	41.51	74.20	54.49	72.91

Chaque solide est exporté vers le logiciel LifeMOD. Nous avons associé à ces solides une valeur de densité de 1.4 g/cm^3. Nous avons pris cette valeur préconisée par LifeMOD car il s'agit d'une densité moyenne de l'os, qui est d'ailleurs plus faible que les valeurs courantes de la littérature, 1.85 g/cm^3 pour l'os cortical mandibulaire (Yang J. 2002).A partir de la densité, la masse ainsi que le moment d'inertie sont déterminés par le logiciel de simulation. Le Tableau IV.2 montre le bilan de masse pour les deux cas traités dans ce travail.

3.2 Définition du disque interarticulaire

La modélisation du disque articulaire est la principale difficulté de la modélisation de l'ATM. D'une part, par la définition de sa forme et de sa position et d'autre part par la méconnaissance de ses propriétés mécaniques. Nous avons recensé plusieurs études, réalisées durant ces deux dernières décennies, visant la caractérisation mécanique du disque. Nous nous sommes basés sur ces données de la littérature pour concevoir les disques articulaires de deux sujets traités dans cette thèse.

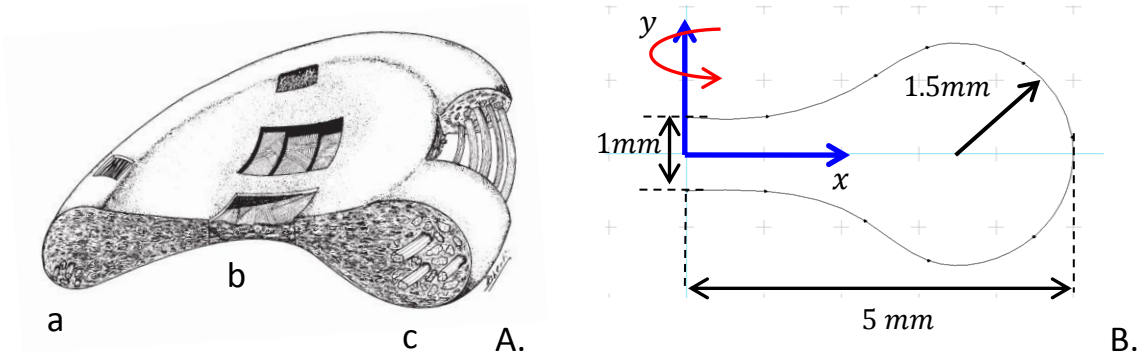


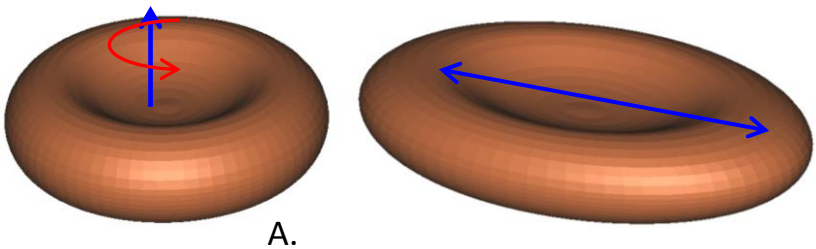
Figure IV-4- Disque articulaire d'un adulte, A- schématisation de la forme du disque, (a) zone antérieure, (b) zone médiale et (c) zone postérieure, Minarelli et al. (1997). B- Esquisse de conception pour obtenir la forme du disque.

Géométrie et position

Du fait de l'impossibilité d'avoir la géométrie du disque articulaire lors de scanner radiologique, nous avons défini les disques en utilisant un certain nombre d'hypothèses concernant leur géométrie et position. Tout d'abord, la forme du disque est décrite comme une lentille allongée, avec les extrémités supérieure et antérieure concaves. Les dimensions approximatives sont ~19 mm et ~13 mm, dans les directions médio-latérale et antéro-postérieure, respectivement (Athanasiou 2008)(Minarelli A. 1997). Prenant en compte ces estimations, nous avons conçu une esquisse afin de nous approcher de la géométrie réelle du disque ; la Figure IV-4B montre cette esquisse. Ensuite nous avons créé un solide de révolution en tournant cette esquisse autour de

l'axe y. Puis, nous avons étiré ce corps de révolution suivant une direction d'un plan particulier. Suite à cette opération, nous obtenons la forme de lentille allongée, voir Figure IV-5, qui reproduit approximativement la forme et les dimensions du disque illustrés sur la Figure IV-5 A.

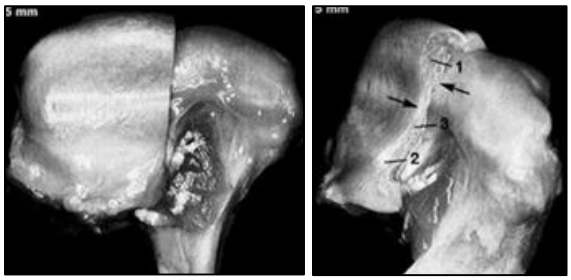
La position anatomique du disque par rapport aux surfaces osseuses a été définie en se basant aussi sur la littérature, en soulignant que dans une position d'occlusion naturelle le disque se situe dans partie antérieure du condyle (Bumann A. 2002) (Athanasiou K. A. 2008).

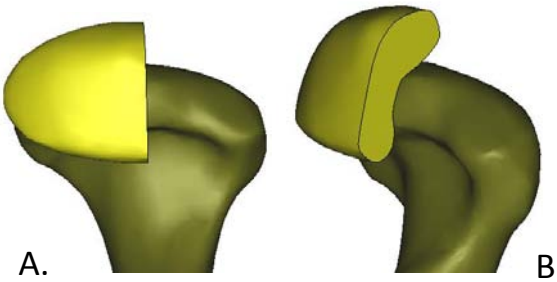


A. B.

Figure IV-5 - Définition de la forme du disque. A- suite à la révolution de l'esquisse. B-suite à l'allongement.

La Figure IV-6 montre la position théorique (A) et la position que nous avons définie (B). Nous avons placé le disque sur la face antérieure du condyle, et ensuite nous avons ajusté sa géométrie pour avoir un contact initial ponctuel, entre la fosse et le disque et entre le disque et le condyle.





A. B.

Figure IV.6- A- Vues frontale et isométrique de la position théorique du disque pour la position d'occlusion habituelle Bumann (2002). B- Vues frontale et isométrique, définition de la position du disque pour la modélisation.

Nous avons effectué cette opération pour chaque articulation et pour les deux sujets d'étude. Finalement, nous avons conçu 4 disques articulaires, dont les dimensions différents selon le sujet et l'articulation.

Tableau IV.3 - Masses des disques articulaires modélisés

	Cas asymptomatique		Cas pathologique	
	D Droit	D Gauche	D Droit	D Gauche
Masse (g)	0.144	0.122	0.215	0.1943

Nous avons importé les disques dans le logiciel LifeMOD, concernant sa densité, nous avons admis une densité proche à celle du cartilage de 0.510 g/cm^3. Cette valeur correspond à la

densité moyenne déterminée par Turnhout dans le cas du cartilage articulaire bovin mature (Turnhout M. 2010). Le Tableau IV.3 résume l'estimation de la masse pour chaque disque articulaire.

Propriétés mécaniques du disque articulaire

Nous avons étudié les données en notre possession par rapport aux propriétés mécaniques du disque articulaire et la façon de les intégrer à notre simulation. Dans la littérature, on trouve une grande quantité de valeurs pour les propriétés de disque. Athanasiou et al. (2008) ont effectué une recherche bibliographique exhaustive concernant les propriétés mécaniques du disque articulaire. Ils ont indiqué que, concernant le module élastique en compression, les valeurs indiqués dans la littérature se trouvent dans l'intervalle entre 0.1 et 10 MPa. Cette disparité (par ailleurs énorme) pouvait être attribuée aux variations des conditions et méthodes d'essais : notamment dans la préparation des échantillons, l'utilisation des différents spécimens animaux (humains, bovins, canins et porcins).

Le fait d'avoir une plage si importante pour les propriétés du disque explique aussi la variation et la divergence en termes de résultats des simulations. Cela génère des difficultés supplémentaires par rapport à la comparaison des résultats. Dans notre travail, nous n'avons pas cherché à faire la caractérisation mécanique du disque ; nous avons utilisé des données de la littérature, en privilégiant les études menées sur des échantillons humains.

Par rapport au module d'élasticité en tension, Tanaka et al. (2000) ont testé des disques humains provenant d'ATMs saines et les ont comparés aux disques endommagés. Ils ont trouvé un module élastique instantané en tension de 96 $\pm$ 17 MPa pour les disques endommagés et 96 $\pm$ 19 MPa pour les disques sains. Le module élastique relaxé trouvé a été de 59.2 $\pm$ 4.2 MPa pour les disques endommagés et de 60.5 $\pm$ 9.3 MPa pour les disques sains (Tanaka E 2000). Dans une autre étude, Tanaka et al. (2001) ont trouvé des valeurs pour le module d'élasticité variant entre 27.1 et 65.2 MPa pour les régions centrale et médiale du disque. Cette étude a été effectuée sur 7 spécimens humains d'âge allant de 27 à 67 ans (Tanaka E 2001).

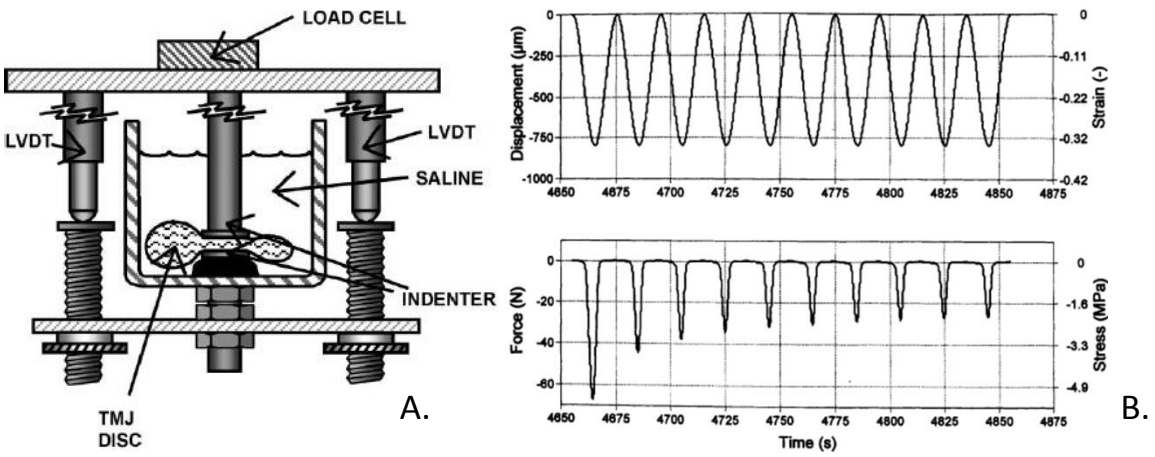


Figure IV-6- A- Dispositif expérimental utilisé par Beek et al. (2001). B- haut, Mesure du déplacement et de la déformation en fonction du temps; B-bas, enregistrement de la force et de la contrainte nécessaire pour effectuer les cycles de déformation imposés.

Par rapport au module d'élasticité, Beek et al. (2001) ont analysé le comportement dynamique *in-vitro* du disque en compression. Pour cela, ils ont pris 7 disques des cadavres. Les disques ont été soumis à une compression cyclique sinusoïdale à déplacement imposé, la fréquence d'indentation étant de 0.05 Hz. La compression produisait un écrasement relatif de 30% et générait une force diminuant d'un cycle à l'autre. Les auteurs ont appliqué 10 cycles ; les essais ont été réalisés dans une solution saline à 37°C.

Les résultats ont montré un comportement mécanique non linéaire, anisotrope et qui évolue dans le temps. La Figure IV-6 montre les résultats de l'essai (Beek 2001) (Beek 2003). Selon la littérature, le disque articulaire est sollicité environs 10 à 1000 fois plus en compression qu'en traction (Almarza A 2004). Par conséquent, lors de notre étude, nous avons utilisé des propriétés liées au comportement du disque en compression.

Dans notre travail, le disque articulaire est déclaré comme un tissu de comportement élastique linéaire. La valeur que nous avons assignée pour le module élastique (E_d) est déterminée à partir des essais expérimentaux de Beek et al (2001) ; $E_d = 6.22MPa$ est calculé comme le rapport entre la contrainte et la déformation pour le dernier cycle d'essai. La raison pour laquelle nous avons considéré le disque comme étant linéaire élastique, est que le disque n'a pas de variations significatives de son comportement lors d'un certain nombre de contractions cycliques. La courbe de la Figure IV-6 montre qu'à partir du 6ème cycle, le disque atteint une certaine stabilité dans son comportement.

Ceci suggère qu'on analyse le comportement du modèle dans les conditions pour lesquelles le disque a déjà été sollicité. En effet, lors de l'acquisition cinématique avec le système Zebris, le sujet effectuait une série de mouvements pour chauffer ses muscles et forcément le disque articulaire subissait un certain nombre de cycles de chargement préalable.

Définition du contact dans la simulation de CR

La question qu'on se pose est comment introduire ce comportement élastique linéaire du disque dans une modélisation de solides non déformables. Nous avons abordé ce problème en déclarant une interaction de contact entre les composants du modèle. Pour cela, le logiciel LifeMOD utilise une équation donnant la force de contact entre deux solides, dont la définition générale est la suivante :

$$F_n = k_c g^e + C(g)\frac{dg}{dt} \text{(Equ.1)}$$

Le premier terme de l'équation fait référence à la partie élastique du contact (où k_c représente la rigidité de contact), le deuxième fait référence à la partie visqueuse (avec g la pénétration relative). L'allure de la fonction $C(g)$ est illustrée par la Figure IV-7. Quand la pénétration relative dépasse une profondeur donnée (d_{max}), la fonction prend la valeur c_{max}, qui représente le coefficient d'amortissement. Autrement dit, la valeur d_{max} spécifie la profondeur de pénétration correspondant à 100% de la valeur d'amortissement.

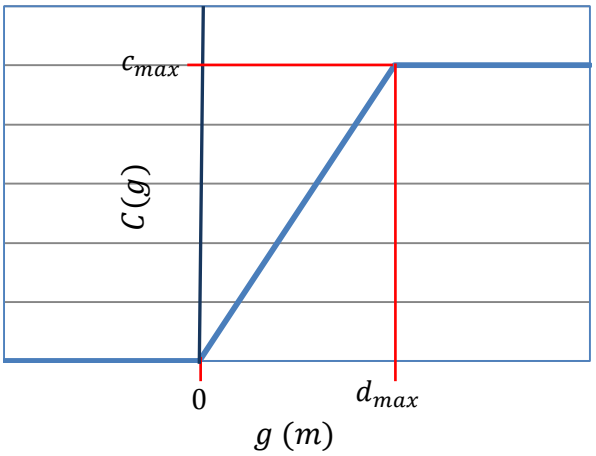


Figure IV-7 Allure de la fonction $C(g)$

Pour définir les valeurs des paramètres de l'équation (Equ.1) nous avons suivi les recommandations du support technique. c_{max} a été pris comme 1% de la valeur numérique de la rigidité. L'exposant e , conformément aux spécifications, doit être choisi entre 1.3 et 1.6 ;

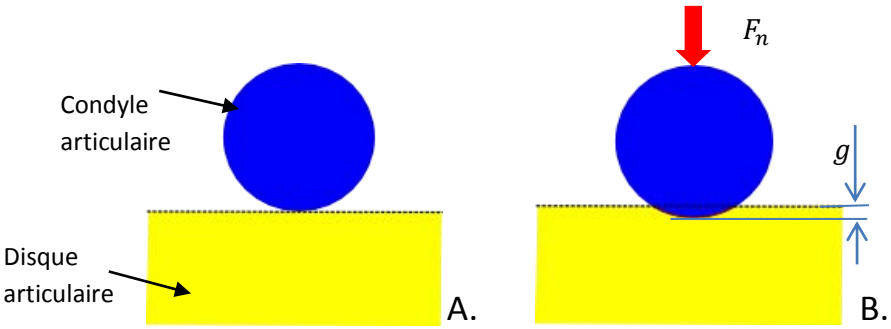


Figure IV-8 – Approximation de l'interaction de contact entre les solides, A-interaction sphère-plan, B-Pénétration de la sphère dans le plan due à l'action de la force F_n

Nous supposons que l'interaction de contact entre le disque et le condyle articulaire peut être assimilée à l'interaction entre une sphère et un plan (voir Figure IV-8). Grâce à cette hypothèse et la théorie de contact de Hertz, les paramètres décrivant la rigidité de contact peuvent être identifiés. Le contact de Hertz se réfère aux contraintes localisées qui se développent lorsque deux surfaces courbes viennent en contact et se déforment légèrement sous les actions des forces appliquées. Le degré de déformation de ces corps dépendra de leurs propriétés élastiques. Dans notre cas, nous supposons que le condyle en os cortical peut être considéré comme un corps rigide en comparaison avec le disque articulaire dont le module de Young ne dépasse pas d'une dizaine de MPa.

La force de contact de Hertz, ou la force normale de contact (F_n), s'exprime alors comme suit :

$$F_n = \frac{4E^* R^{1/2} g^{3/2}}{3} \quad \text{(Equ. 2)}$$

$$E^* = \frac{E_d}{1-{\nu_d}^2} \quad \text{(Equ. 3)}$$

F_n- Force normale de contact
E^*- Module de Young équivalent
g - Enfoncement de la sphère dans le plan
R - Rayon de la sphère
E_d - Module de Young du disque
ν_d-Coefficient de Poisson du disque

Avec $e = 1.5$ et en comparant le premier terme de l'équation 1 avec l'équation 2, nous obtenons :

$$k_c = \frac{4E^* R^{1/2}}{3} \quad \text{(Equ. 4)}$$

En prenant les valeurs de module d'élasticité et de coefficient de Poisson du disque respectivement de $E_d = 6.22MPa$ et $\nu_d = 0.4$, ainsi que le rayon moyen du condyle $R = 5mm$ la valeur de E^* devient

$$E^* = \frac{6.22}{1-(0.4)^2} = 7.40MPa$$

Ceci conduit à la rigidité k_c du contact condyle-disque de :

$$k_c = \frac{4(7.40 \cdot 10^6)(0.005)^{1/2}}{3} = 6.97 \cdot 10^5 \frac{\mathrm{N}}{\mathrm{m}^{3/2}}$$

Pour compléter l'identification des paramètres de l'équation 1, nous avons choisi $c_{max} = 6.97 \cdot 10^3\ N \cdot s/m$ et $d_{max} = 0.0001m$, indiquant la profondeur pour laquelle l'amortissement est maximale.

Une démarche similaire pourrait être adoptée pour déterminer les paramètres du contact entre le disque et la fosse. Cependant, pour simplifier les analyses en diminuant le nombre des paramètres d'étude, nous avons supposé que les constantes de ce second contact sont les mêmes que celles du couple disque-condyle.

Friction entre les corps en contact

Initialement, nous avons introduit un coefficient de frottement statique et dynamique de 0.00145, déterminé par Tanaka et al. (2004), à partir des essais in vitro sur les ATMs porcines. (Tanaka E. 2004) Lors de l'étude préliminaire concernant l'influence du frottement sur la cinématique articulaire et le niveau de forces de contact, nous avons pu constater que cette valeur si faible n'a pas d'incidence sur les résultats obtenus. Pour cette raison, toutes les simulations (Dynamique des Corps Rigides et Eléments Finis) présentées dans ce travail ont été réalisées sous hypothèse de frottement nul.

3.3 Muscles

Dans les deux modèles LifeMod, nous avons reproduit 11 paires de muscles. Pour cela, nous nous sommes basés sur le travail de Hannam et al. (2008), qui correspond à la modélisation la plus riche en termes de muscles (Hannam A. 2008). De chaque côté, nous avons défini les muscles suivants: les temporaux postérieur (TP), antérieur (TA) et médial (TM) ; les masséters profond (MD) et supérieur (MS) ; les ptérygoïdiens inférieur (PI) et supérieur (PS) et latéral médial (PM) ; digastrique (D) ; mylohyoïdien (MH) et géniohyoïdien (GH).

Tableau IV.4 - Propriétés des muscles modélisés. Hannam (2008)

Muscle			$\boldsymbol{pCSA}$ $(\boldsymbol{cm^2})$	$\boldsymbol{F_{max}}$ $(\boldsymbol{N})$
Temporaux	Antérieur	TA	3.95	158
	Moyen	TM	2.39	95.6
	Postérieur	TP	1.89	75.6
Masséters	Supérieur	MS	4.76	190.4
	Profond	MD	2.04	81.6
Ptérygoïdien Latéral	Supérieur	PS	0.425	17
	Inférieur	PI	1.25	50
Ptérygoïdien Médial		PM	4.37	174.8
Digastrique		D	1.25	50
Mylo hyoïdien		MH	1	40
Génio hyoïdien		GH	0.75	30

Pour différencier les muscles, nous avons introduit le préfixe D pour le côté droit où G pour le côté gauche. Chaque muscle est caractérisé par sa section $pCSA$ et la contrainte maximale qu'il peut générer $\boldsymbol{\sigma_{max}}$ =40N/cm^2. La force maximale développée F_{max} est déterminée par le produit de la contrainte maximale $\boldsymbol{\sigma_{max}}$ et de la section transversale. Ces grandeurs ont été prises à partir des études de Langenbach (1999) et Peck (2000) (Langenbach 1999) (Peck C. 2000). Le Tableau IV.4 résume l'ensemble des muscles utilisés.

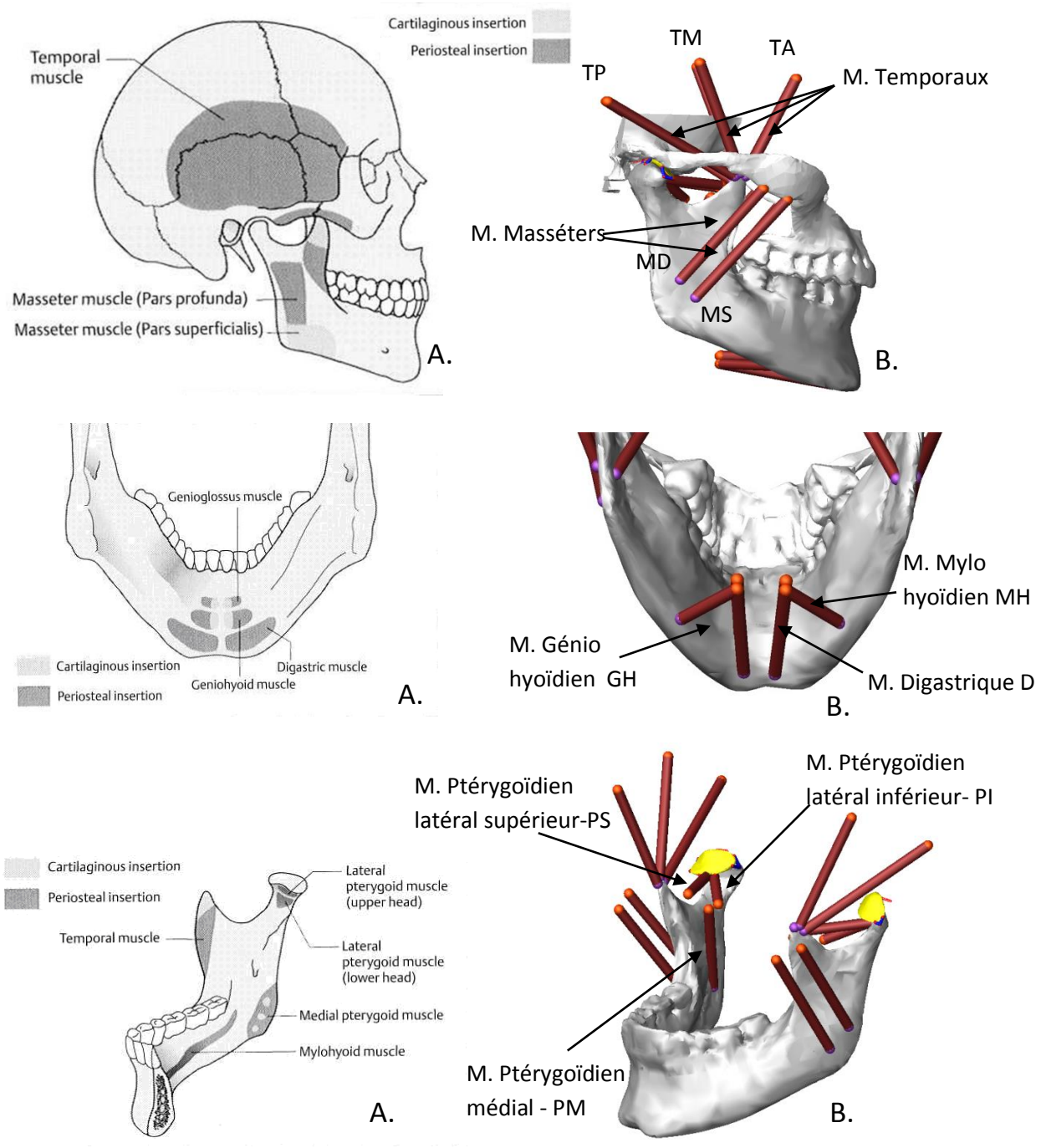


Figure IV-9-Localisation des muscles. A-Schéma de la localisation théorique, Bumann (2002). B-Localisation sur le modèle : Haut-vue sagittale de la localisation des muscles temporaux et masseter. Milieu- vue antérieure de la localisation des muscles abaisseurs, mylo hyoïdien, génio hyoïdien et digastrique. Bas- Vue isométrique de la localisation des muscles supérieur, inférieur et médial ptérygoïdaux.

Pour identifier les points d'insertion des muscles, nous nous sommes basés sur les études de la littérature concernant la position des attachements musculaires sur les surfaces osseuses. Nous nous sommes également appuyés sur les atlas d'anatomie pour définir leur orientation (Bumann A. 2002). Les muscles sont modélisés comme des éléments 3D linéiques dont une des extrémités est attachée à la mandibule et l'autre aux os immobiles du modèle (crâne ou os hyoïdes).

La longueur initiale $l_0(mm)$ de chaque muscle est définie implicitement à partir de la position d'insertion sur la mandibule et d'attachement sur le crâne.

Formulation muscles : simulation CR

Les 11 paires de muscles sont déclarées sur le logiciel LifeMOD, avec les propriétés décrites au préalable. Chaque muscle représente une ligne d'action de force comportant un point d'insertion et un point d'attachement.

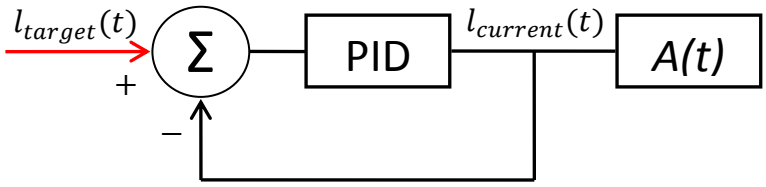


Figure IV-10- Schéma de l'obtention du profil d'activation. Le profil d'activation A(t) est déterminé en comparant la longueur cible $l_{target}(t)$ et la longueur actuelle $l_{current}(t)$

La simulation LifeMOD est effectuée en deux étapes. Initialement, les muscles sont définis comme éléments passifs lors de l'introduction de la cinématique réelle du corps en mouvement (mandibule). Pendant cette première simulation les allongements des muscles sont enregistrés en fonction du temps et permettent de définir les longueurs cibles $l_{target}(t)$. La deuxième étape consiste en la reproduction des allongements enregistrés, avec l'utilisation d'un contrôle PID (Proportionnel-Intégral-Différentiel) qui calcule l'activation musculaire à partir de la comparaison entre la longueur cible $l_{target}(t)$ et la longueur courante $l_{current}(t)$, voir Figure IV-10.

$$F_{muscle} = A(t) \cdot F_{max} \cdot tone + preload \qquad \text{(Equ. 5)}$$

A partir de la différence d'allongements, le logiciel détermine le profil d'activation $A(t)$ pour chaque muscle. Il permet le calcul de la force musculaire F_{muscle} selon la formule (5). L'activation est un paramètre qui varie en fonction du temps entre 0 et 1. Nous avons défini le $tone$ et le pré-chargement $(preload)$ comme 1 et 0 respectivement. Grâce à cette approche, la force musculaire calculée ne dépasse jamais la force maximale, conditionnée par la section physiologique du muscle.

Il est important de souligner que de nombreuses simulations ont été effectuées, sur d'autres sujets que ceux présentés dans ce manuscrit. Ces simulations ont permis d'affiner l'orientation de tous les muscles. Ces orientations musculaires ont ensuite été reproduites pour les deux sujets de notre étude, en adaptant uniquement les longueurs initiales l_0 en fonction de la morphologie du sujet traité.

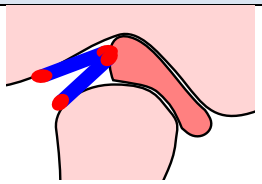
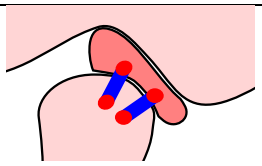
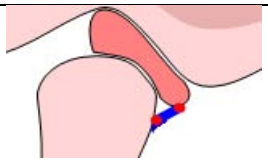
3.4 Définition des attaches du disque articulaire

Comme nous l'avons dit dans le chapitre 1, l'articulation temporo-mandibulaire est enveloppée par un ensemble d'attaches fibreuses formant la capsule articulaire. Parmi ces attaches, nous trouvons des attaches raides assurant une fonction mécanique et des attaches souples qui ont

pour fonction de sauvegarder le liquide synovial. Dans notre étude, nous avons cherché à modéliser les attaches rigides du disque, plutôt que de reproduire la structure de la capsule. Par conséquent, nous avons reproduit un ensemble d'attaches qui stabilisent la position du disque lors de l'exécution du mouvement.

Notre modélisation prend en compte les attachements disco-condyliens postérieur (faisceau inférieur du tissu rétro-discal), latéral-médial et antérieur. Nous avons également simulé un attachement disco-temporal (faisceau supérieur du tissu rétro-discal, voir Chapitre I). Ce tissu exhibe un comportement qui ressemble à celui d'un ressort de rappel. Le Tableau IV.5 résume l'ensemble des attaches que nous avons utilisées pour la modélisation.

Tableau IV.5 - Attaches stabilisant le disque articulaire

Attaches	***Vue Sagittal***	***Description***
Postérieures		Deux ligaments simulant les attaches de la zone bilaminaire: un supérieur et un inférieur. Ils ont pour rôle essentiel d'éviter le basculement du disque vers l'avant lors de l'ouverture de la mâchoire.
Médial- latéral		Deux attachements de chaque côté (médial et latéral). Les attaches disco-condyliennes sont privilégiées par rapport aux attaches temporo-discales, car elles sont plus rigides.
Antérieur		Portion inférieure du tissu antérieur, liant le disque au col du condyle. Deux ligaments sont ainsi positionnés, parallèles dans le plan sagittal et espacés d'une dizaine de millimètres.

Propriétés mécaniques des tissus connectifs

Les propriétés des tissus connectifs pour l'ATM humaines n'ont pas été largement étudiées. Dans certains cas, les auteurs ont simulé le comportement de ces tissus à l'aide de ressorts avec une raideur donnée (k_l-raideur du ligament). C'est le cas de Chen (1998), Perez del Palomar (2005) et Aoun (2010).

Tableau IV.6 - Propriétés du tissu connectif de type ressort

Auteur	$k_l(N/m)$	***Source***
Chen et al. (1988) Aoun (2010)	272	Raideur estimée par Siegler et al. 1988, pour le ligament collatéral de la cheville humaine. (Siegler S. 1988)
Perez del Palomar et Doblaré. (2005)	6500	Raideur calculée à partir de l'étude de Tanaka et al. (2002), réalisée sur le tissu retrodiscal bovin. (Tanaka E. 2002)

D'autres auteurs ont simulé l'ensemble des tissus connectifs à l'aide d'un solide avec des propriétés faibles : Tanaka et al. (2001), Hirose et al. (2006), Mori et al. (2010) et Savoldelli et al. (2011). Le Tableaux IV.6 et IV.7 montrent les propriétés des tissus connectifs pour l'ATM, utilisées par différents auteurs.

Tableau IV.7 - Propriétés du tissu connectif de type solide

Auteur	$E_l\ (MPa)$	***Source***
Tanaka et al. (2001)	E=0.49	Valeur obtenue de Scapino et al. (1996), déterminée pour les fibres articulaires d'un lapin (Scapino R. 1996). Avec un coefficient de Poisson de 0.49
Hirose et al. (2006) Mori et al. (2010)	E_0=1.5 E_R=0.2	Comportement viscoélastique. Valeurs calculées à partir de l'étude de Tanaka et al. (2002). Le temps de relaxation est de 11.6s, avec un coefficient de Poisson de 0.4.
Savoldelli et al. (2011)	E=1.5	Module calculé à partir de l'étude de Tanaka et al. (2002). Approximation élastique, avec un coefficient de Poisson de 0.49.

Propriétés mécaniques des attaches disco-condyliennes

La capsule articulaire est attachée superficiellement au condyle articulaire, à différents niveaux en fonction de la face du condyle considérée. Brauckmann (1995) a estimé la hauteur des insertions h_i de fibres de la capsule sur le condyle ; cette étude a été menée sur 39 ATMs humaines. La figure suivante montre un schéma des épaisseurs de la capsule sur le condyle. (Brauckmann 1995)

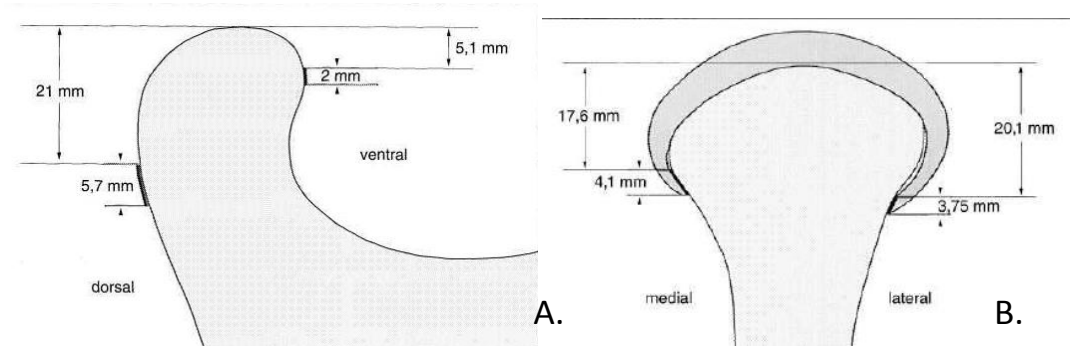


Figure IV-11- A- Vue sagittale- la portion d'insertion postérieure (5.7mm) est beaucoup plus importante que l'insertion antérieure (2.0mm), Ceci est dû à la présence du muscle ptérygoïdien latéral qui s'insère dans la partie antérieure. B- Vue frontale- les fibres du disque sont insérées plus bas dans la surface latérale que dans la surface médiale. La hauteur des attaches est de 4.1mm et de 3.75mm pour les surfaces médiale et latérale, respectivement. Brauckmann. (1995)

Afin d'estimer la raideur des attaches articulaires, nous avons calculé la section transversale des attaches $A_l(mm^2)$ comme le produit entre l'épaisseur (e_i) et la longueur d'attache $l_e(mm)$. A cause du manque de données concernant l'épaisseur, celle-ci est supposée égale à h_i.

La raideur du ligament $k_l(N/mm)$, est donc déterminée à partir de $A_l(mm^2)$, supposant un module de l'élasticité du tissu $E_l = 0.2MPa$, (Tanaka et al. 2002) et une valeur de la longueur libre $l(mm)$:

$$k_l = \frac{E_l A_l}{l} \qquad \text{(Equ. 6)}$$

La Figure IV-12 montre un schéma de la modélisation de l'attache latérale à l'aide de deux ressorts. Le Tableau IV.8 montre les valeurs que nous avons considérées pour le calcul de la raideur, ainsi que la raideur de chaque ligament.

Tableau IV.8 - Estimation de la raideur des attaches disco-condyliennes

Attaches	$e_i\ (mm)$	$l_e\ (mm)$	$A_l(mm^2)$	$l\ (mm)$	$k_l(N/mm)$
Antérieures	2.00	10	20	3.25	0.61
Postérieures (fibre Inférieure)	5.70	10	57	15.00	0.76
Médiales	4.10	5	20.5	3.50	0.58
Latérales	3.75	5	18.75	3.95	0.47

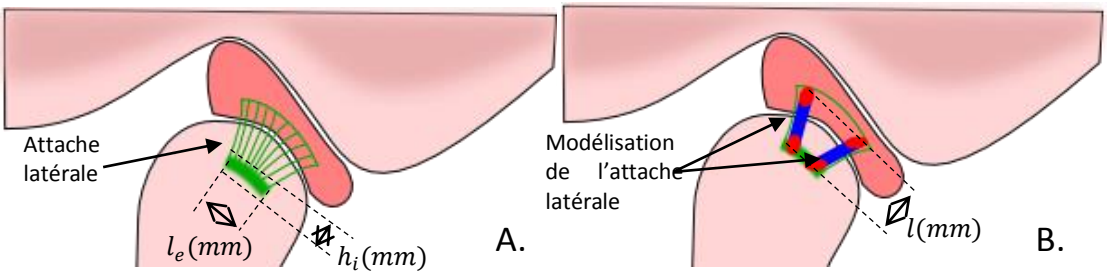


Figure IV-12- Vue sagittale, A-attache disco-condylienne latérale. Estimation des paramètres pour le calcul de la rigidité : $h_i(mm)$, $l_e(mm)$et $l(mm)$. B- représentation de l'attache disco-condylienne à l'aide de deux ligaments de raideur $k_l(N/mm)$

Propriétés mécaniques de l'attache disco-temporale

Le faisceau supérieur du tissu retrodiscal exhibe un comportement complexe. Ce tissu limite le déplacement du disque lors de son excursion hors de la fosse. Le schéma de la Figure IV-13 illustre ce principe : au départ nous l'avons représenté comme un tissu replié sur lui-même. Ensuite, avec le mouvement de l'ensemble condyle-disque, le faisceau se déroule jusqu'à atteindre une longueur libre, à partir de laquelle il agit comme un frein du disque, limitant le déplacement du condyle.

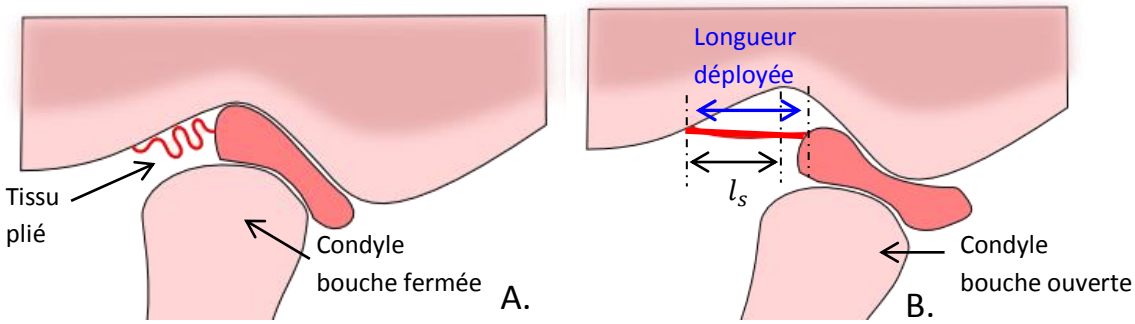


Figure IV-13- Schéma du comportement du faisceau supérieur du tissu retrodiscal (attache disco-temporale). A- Tissu plié en position d'occlusion habituelle. B- Tissu déplié lors de l'ouverture de la bouche, le tissu limite le déplacement antérieur du disque.

Pour simuler ce tissu si complexe, nous avons défini une raideur non linéaire, avec une valeur d'activation fonction de l'allongement du tissu. Ce tissu possède une raideur nulle jusqu'à une

certaine valeur seuil d'allongement $l_s(mm)$. Quand son allongement dépasse la valeur seuil, le tissu se comporte comme un ressort de raideur $1\ N/mm$. Cette valeur de la raideur a été déterminée de la même manière que pour les autres ligaments, avec une section d'attachement de $57mm^2$, un module d'élasticité de $0.2MPa$, et une longueur moyenne déployée de $11.4\ mm$. Nous avons choisi une longueur seuil $l_s = 10\ mm$, pour les deux sujets d'étude. La Figure IV-14 montre l'évolution de la force pour le tissu rétro-discal supérieur, en fonction de sa longueur.

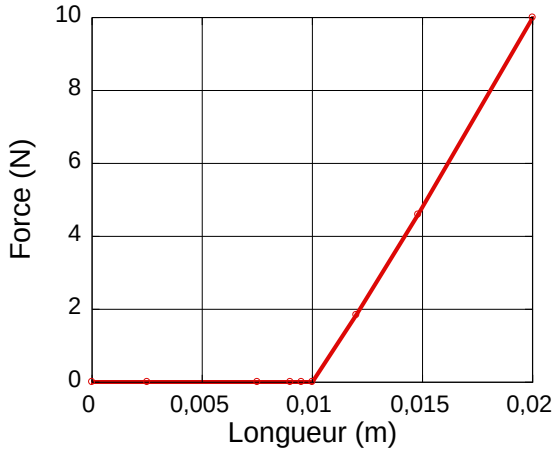


Figure IV-14- Définition du comportement du tissu retrodiscal supérieur, force en fonction de la longueur du tissu.

Attaches disco articulaires pour la simulation CR

LifeMOD offre la possibilité d'introduire des ligaments. Du point de vue mécanique, ces tissus réagissent comme des ressorts avec une raideur donnée. Nous avons défini 7 attaches condylo-discales et une attache temporo-discale. Les 7 attaches condylo-discales sont des ressorts dont la valeur de rigidité est résumée dans le Tableau IV.8. D'autre part, le tissu retrodiscal supérieur est simulé comme un ressort non linéaire, avec la loi de comportement spécifiée sur la Figure IV-14. La figure suivante montre l'ensemble des attaches discales.

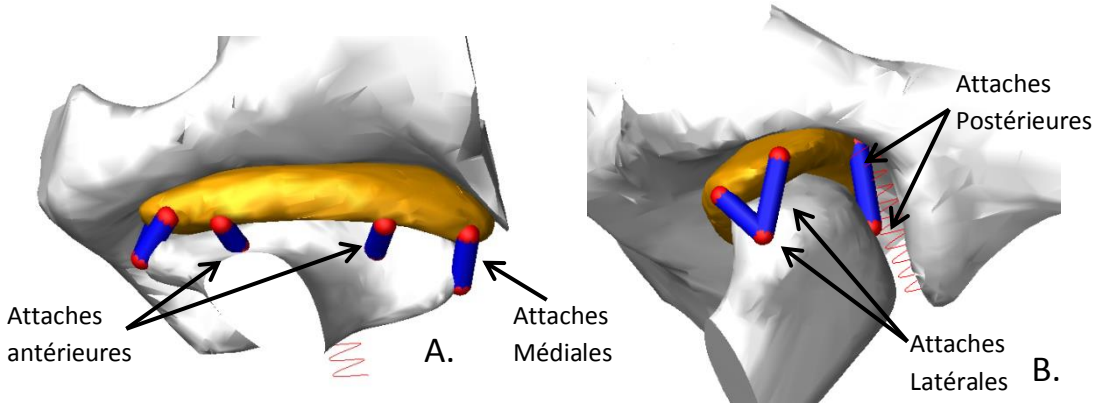


Figure IV-15- A- Vue frontale, attaches antérieures et médiales du disque. B-Vue sagittale des attaches latérales du disque ainsi que des attaches postérieures : inférieure (condylo-discale) et supérieure (temporo-discale, représentée par un ressort)

3.5 Simulations LifeMOD

Contrairement à la mandibule et aux disques articulaires, le maxillaire est supposé immobile lors des simulations LifeMOD. Les disques sont liés à la mandibule et au maxillaire à travers des tissus simulant la capsule. Pour chaque articulation, deux contacts sont définis, d'une part entre la fosse et le disque et puis entre le disque et le condyle. La mandibule est liée au maxillaire par les muscles. Sa cinématique est le résultat des actions musculaires.

La simulation est effectuée en reproduisant le mouvement d'ouverture-fermeture (OF). Le temps d'exécution du mouvement est différent entre les deux sujets d'étude. Pour le cas asymptomatique, nous avons un temps de 3.5 secondes avec le cycle d'OF démarrant à 0.7 secondes.

Pour le cas pathologique nous avons un temps de 2.0 secondes, le cycle d'OF démarre également à 0.7 secondes. Dans les deux cas, cette valeur de temps de 0.7 s correspond à la mise en charge du modèle par la gravité ($9.8\, m/s^2$). Nous avons en effet effectué dans une première étape de simulation la contraction musculaire nécessaire pour maintenir la mandibule dans la position d'occlusion habituelle lorsque celle-ci est soumise à la gravité.

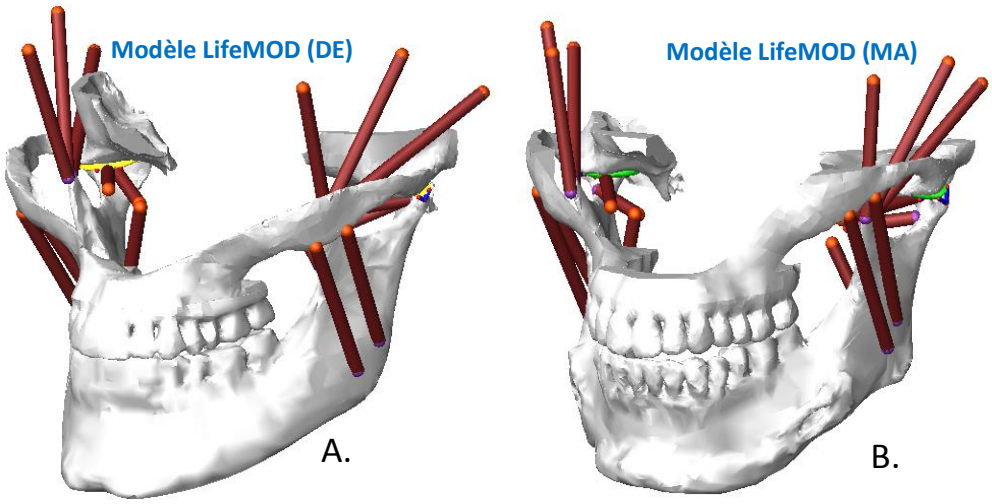


Figure IV-16-Vue isométrique des modèles de corps rigides : cas asymptomatique (A) et pathologique (B).

Une fois la simulation effectuée, on récupère les trajectoires des condyles et du point incisif afin de les comparer aux mouvements réels enregistrés par Zebris.

A la fin de la simulation nous disposons, entre autres, de l'information concernant l'activité musculaire ainsi que la force de contact articulaire. La Figure IV.16 montre les modèles dans la position d'occlusion habituelle.

Les Tableau IV.9 et IV.10, montrent l'évolution de la position du disque articulaire lors de la simulation du mouvement d'OF. La position du disque est la conséquence des interactions de contact disque-fosse et disque-condyle, stabilisées par l'action des attaches articulaires.

Tableau IV.9 - Simulation du mouvement d'Ouverture. Vue sagittale, comportement des disques articulaires; Cas asymptomatique et pathologique

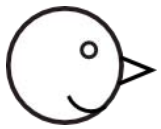
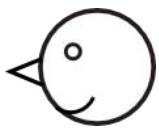
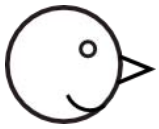
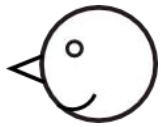
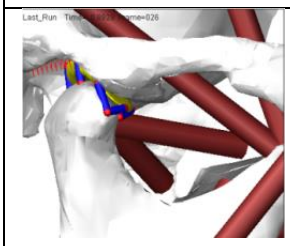
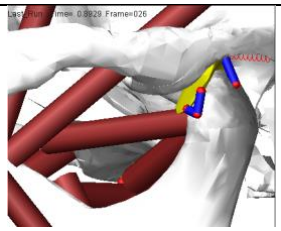
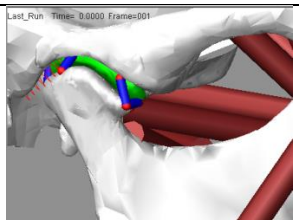
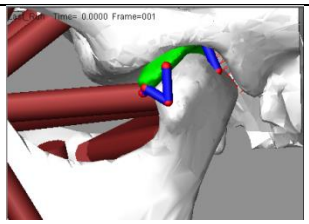
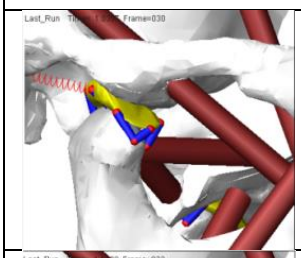
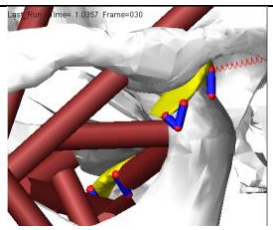
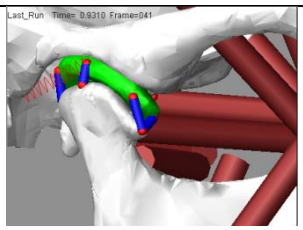
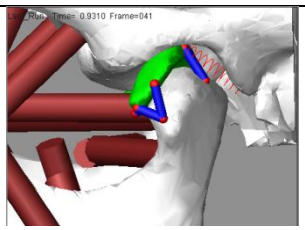
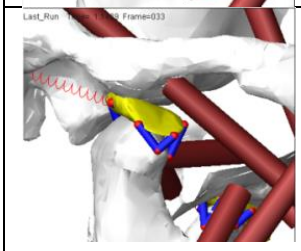
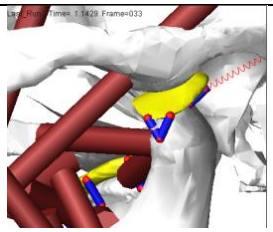
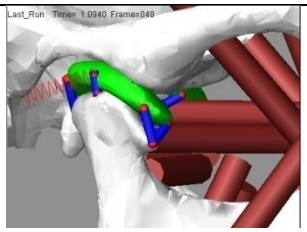
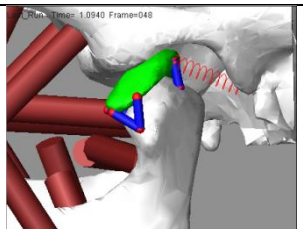
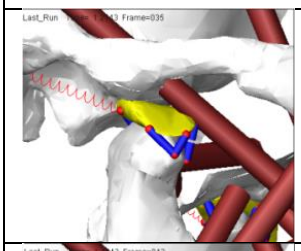
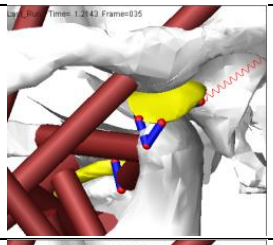
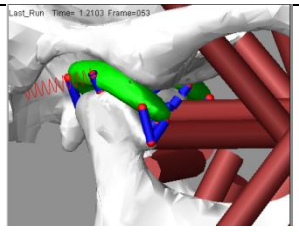
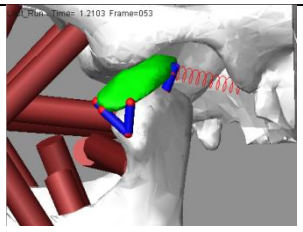
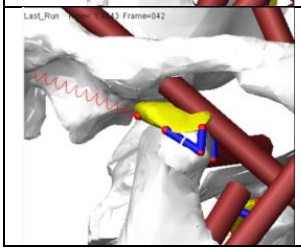
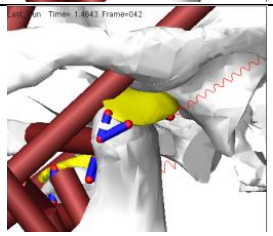
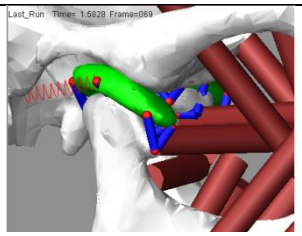
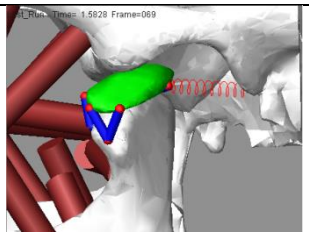
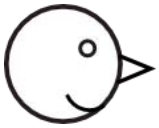
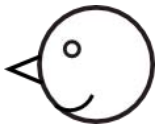
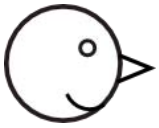
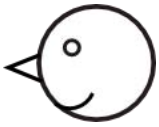
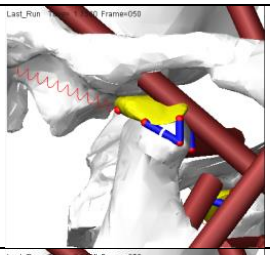
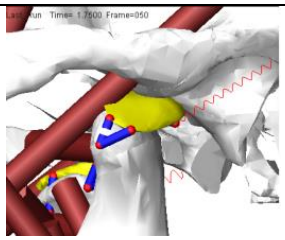
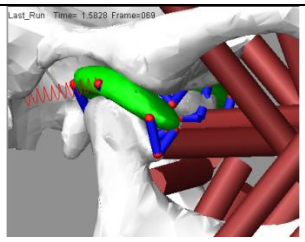
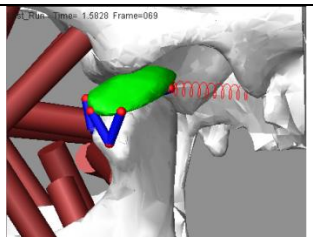
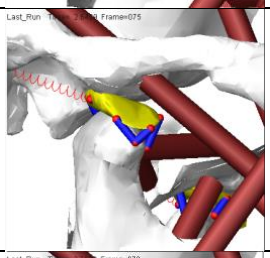
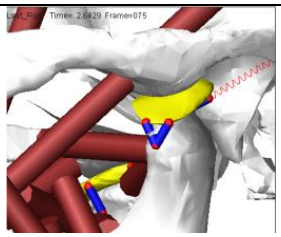
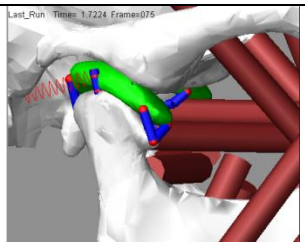
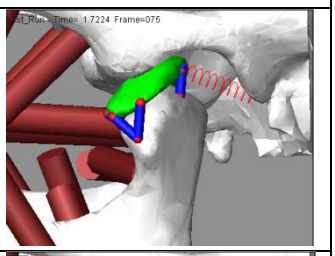
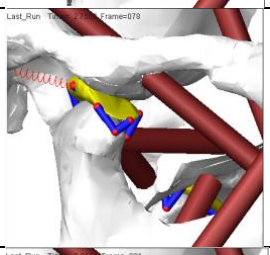
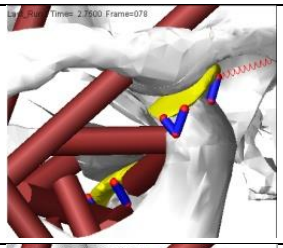
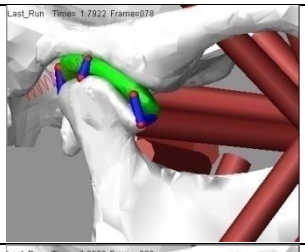
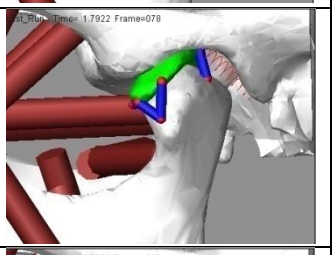
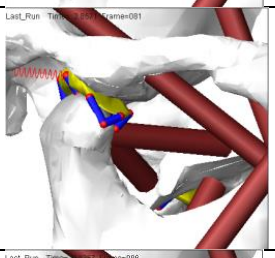
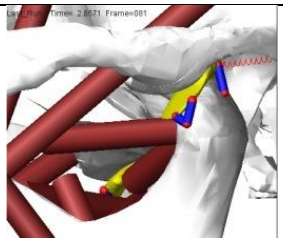
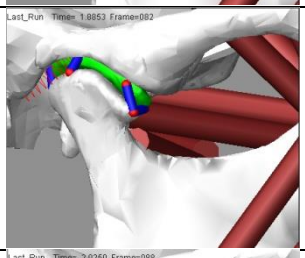
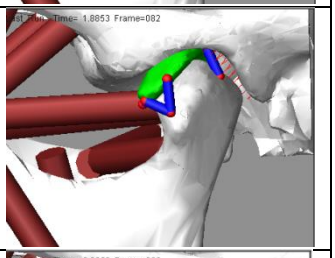
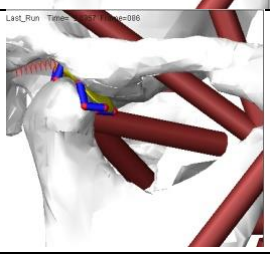
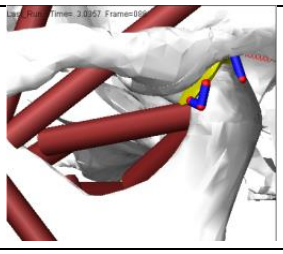
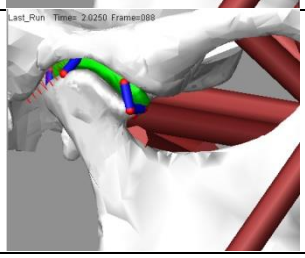
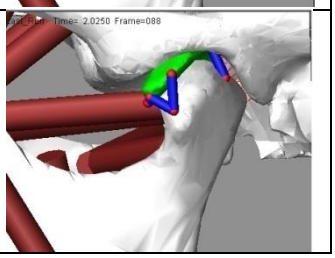
Sujet Asymptomatique		***Sujet Pathologique***	
Condyle Droit	**Condyle Gauche**	**Condyle Droit**	**Condyle Gauche**
			
			
			
			
			
			

Tableau IV.10 - Simulation du mouvement de fermeture. Vue sagittale, comportement des disques articulaires; Cas asymptomatique et pathologique

Sujet Asymptomatique		***Sujet Pathologique***	
Condyle Droit	**Condyle Gauche**	**Condyle Droit**	**Condyle Gauche**
			
			
			
			
			
			

4. Résultats : simulation CR

Cinématique

La validation du modèle a été faite à partir de la comparaison entre la cinématique mesurée (dispositif Zebris) et la cinématique reproduite lors de la simulation. La Figure IV.16 exhibe la comparaison entre la trajectoire simulée et la trajectoire réelle acquise avec le système Zebris, pour le cas asymptomatique. Pour chaque trajet des condyles (ouverture ou fermeture), nous avons estimé un coefficient de détermination R^2, afin d'évaluer la correspondance entre les trajectoires réelles et simulées. Pour estimer ces valeurs, nous avons approché chaque chemin condylien par un polynôme de degré 3 (2 polynômes par condyle, aller-retour). R^2, représente donc, la variation des résultats obtenus de la simulation par rapport à ces polynômes.

Pour le cas asymptomatique, nous trouvons des correspondances entre [0.94-0.99]. Pour le cas pathologique, nous trouvons un intervalle entre [0.92-0.99] à l'exception de l'étape de fermeture pour le condyle gauche, pour laquelle nous avons déterminé une valeur de 0.75 ; globalement, les trajectoires des deux condyles ainsi que du point incisif reproduites par la simulation présentent une correspondance acceptable par rapport aux trajectoires réelles.

Cependant, pour le cas asymptomatique, à la fin de la phase d'ouverture, on observe une différence significative surtout pour le condyle droit. Cette différence se reflète aussi sur la trajectoire du point incisif (voir les flèches sur les Figure IV.16 et Figure IV.18). Le modèle ne parvient pas à reproduire tout à fait l'ouverture maximale enregistrée. En effet, on observe une légère régression du point incisif (présence d'une boucle sur la Figure IV.18) ; la boucle au niveau incisif est la conséquence du retrait au niveau du condyle droit à la fin d'ouverture.

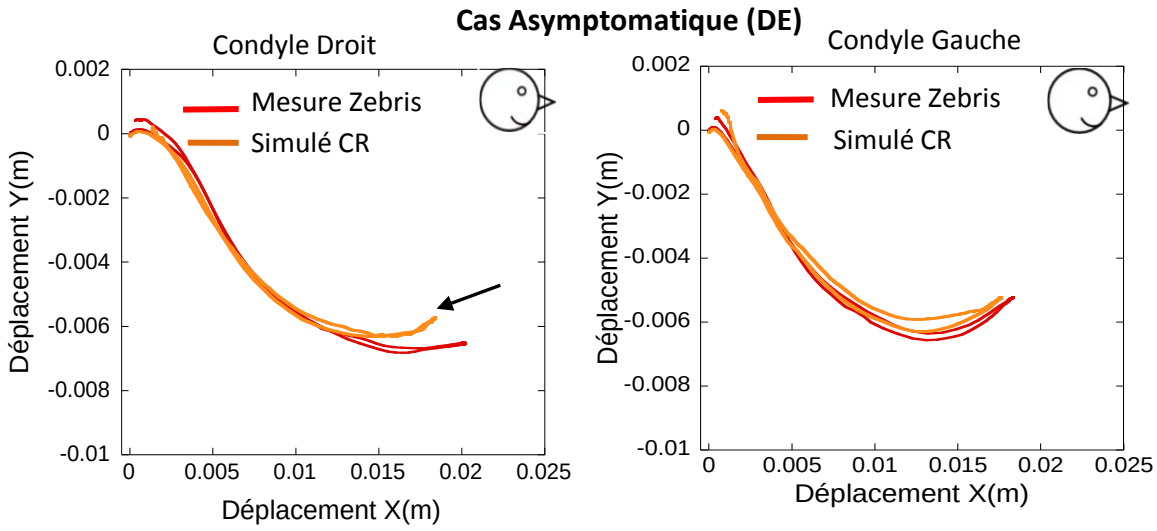


Figure IV-17 - Comparaison entre les trajectoires mesurées et simulées pour les condyles, cas asymptomatique DE. La ligne rouge représente la trajectoire enregistrée avec le dispositif Zebris et la ligne orange celle obtenue par la simulation de corps rigides.

Par rapport au cas pathologique MA, en comparant la trajectoire des condyles et du point incisif (Figure IV-18 et Figure IV-19), on observe une bonne correspondance pour le condyle droit (correspondant au côté hypo-mobile). Pour ce cas, le mouvement du condyle est assez limité par

conséquent, le modèle n'a pas de difficultés pour reproduire la trajectoire. Par contre, le condyle gauche exhibe un comportement assez différent entre la trajectoire mesurée et la trajectoire simulée. (Voir les flèches sur la Figure IV-18). Au début de l'ouverture, le condyle gauche s'enfonce un peu plus dans la fosse (dans le cas de la mesure) et, à la fin de la fermeture, il existe un écart important entre les deux positions occlusales (modèle et mesure) et la trajectoire réelle et la trajectoire simulée sont différentes. La mauvaise reproduction de la trajectoire du condyle gauche parait n'avoir que très peu d'influence sur la trajectoire du point incisif, car cette dernière est reproduite de manière fidèle à la mesure Zebris.

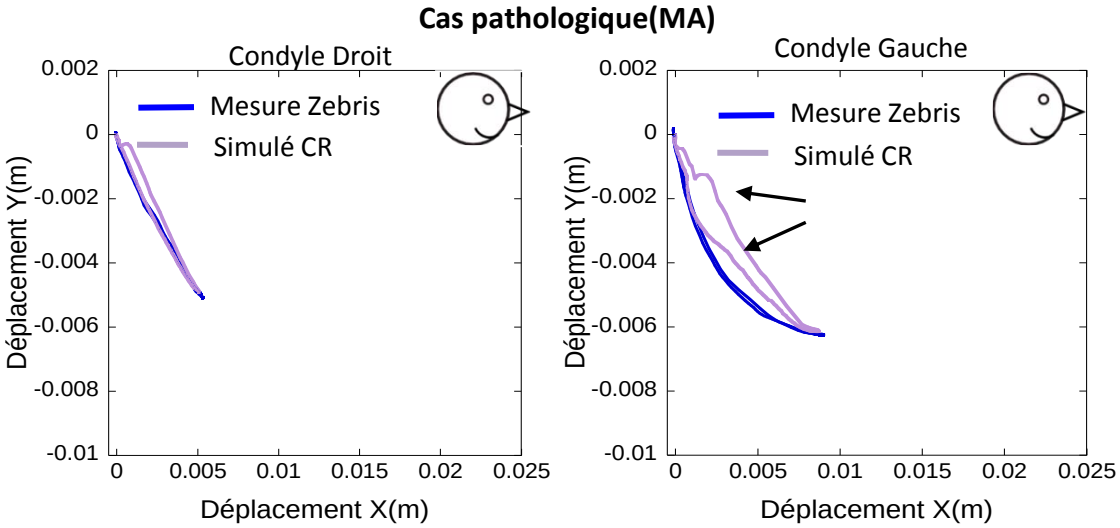


Figure IV-18 -Comparaison entre les trajectoires mesurées et simulées pour les condyles, cas pathologique MA. La ligne bleue représent la trajectoire enregistrée avec le dispositif Zebris et la ligne violette celle obtenue par la simulation de corps rigides.

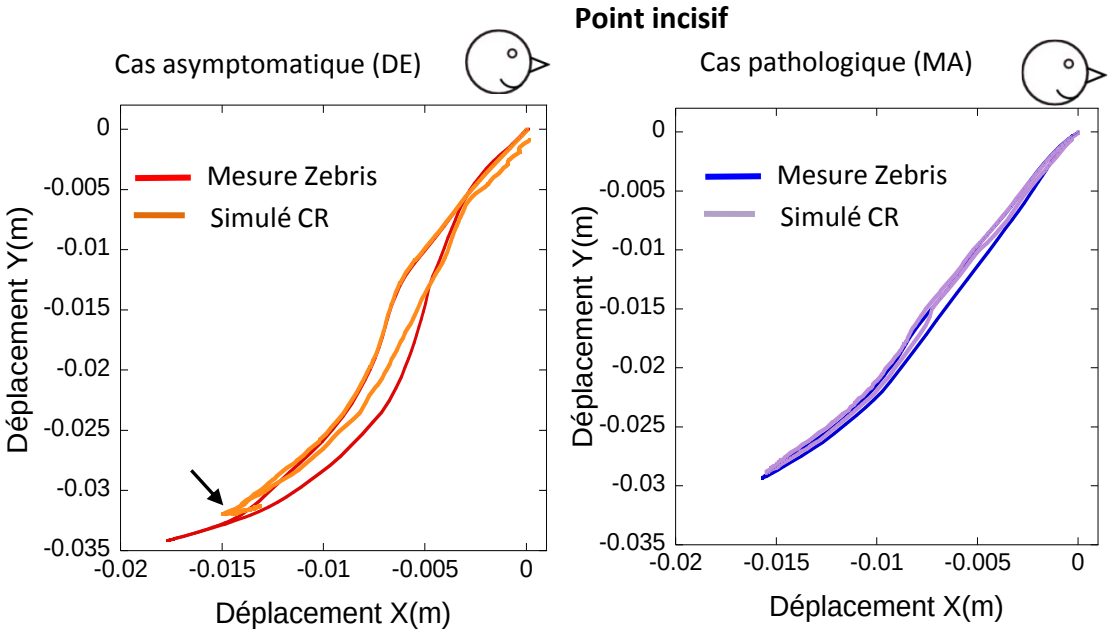


Figure IV-19 - Comparaison entre les trajectoires mesurées et simulées pour les points incisifs, cas asymptomatique DE et pathologique MA .

Malgré ces différences, nous considérons que les deux modélisations sont valides. Dans la suite, nous effectuons l'analyse de l'activité musculaire, ainsi que de la force de contact articulaire. Une comparaison est effectuée par sujet, et entre les deux sujets.

Force de contact

Nous avons analysé la force de contact, définie par l'équation 1 pour les interactions disque-fosse et disque-condyle ; pour chaque sujet nous avons récupéré la force de chaque côté articulaire. Pour le cas asymptomatique (Figure IV-20), nous avons trouvé que la force de contact est plus importante du côté droit que du côté gauche. On trouve aussi que, pour ce côté, la force maximale est obtenue pour l'ouverture maximale. Le graphique de la force exhibe un plateau de quelques dixièmes de secondes. Ce plateau correspond à l'étape pour laquelle le disque droit sort de la fosse articulaire, voir Tableau IV.9.

Pour le cas pathologique (Figure IV-21), les efforts sont plus importants que pour le cas sain. On observe aussi la présence de deux pics pour lesquels la force est maximale. Le premier est obtenu à environ 1.2s, il correspond à l'enfoncement du condyle droit, donc à l'augmentation de la pression du condyle sur le disque et puis du disque sur la fosse. Pendant ce temps le disque glisse sur la surface du condyle, en se déplaçant vers la partie postérieure. A la fin de ce mouvement un deuxième pic de force apparait (t=1.4s). Le disque a retrouvé une nouvelle position d'équilibre sur le condyle droit. Un seul pic de force est obtenu du côté gauche. Il est observé vers 1.5 s et correspond au passage du condyle sous le tubercule articulaire. Pour les deux condyles, nous observons une force d'interaction plus importante entre le condyle et le disque. Cette différence illustre le rôle des ligaments dans la gestion du contact.

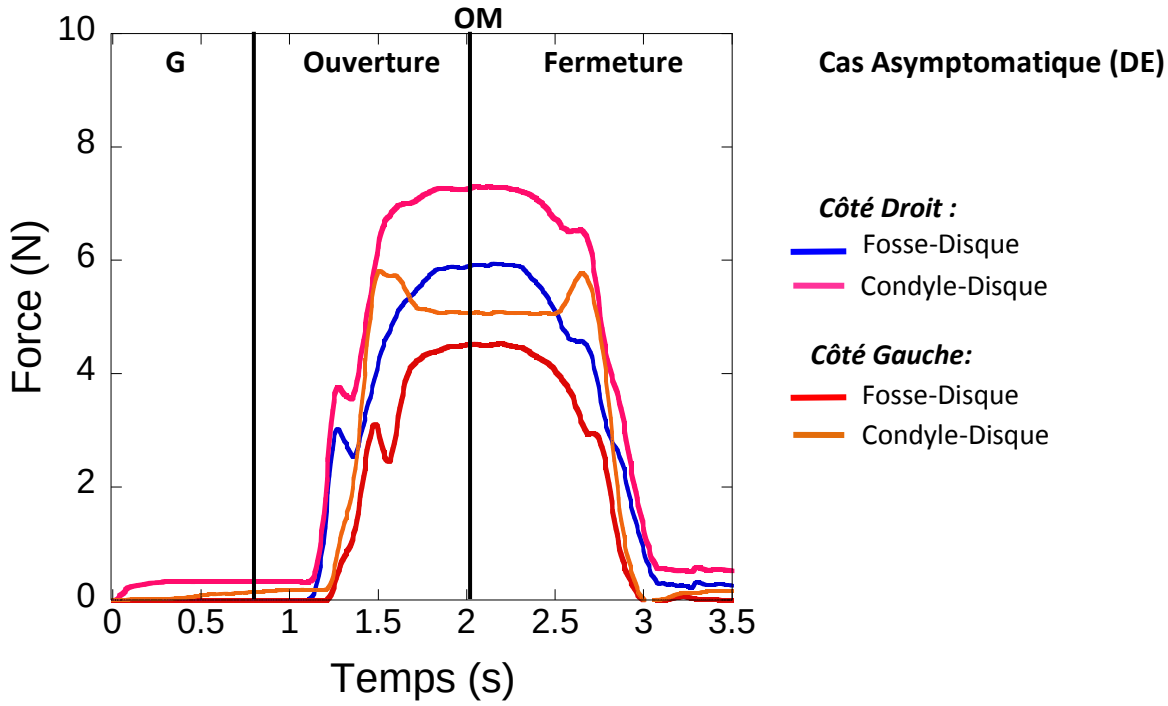


Figure IV-20 - Evolution de la force de contact, cas asymptomatique. G-Temps de la mise en charge de la gravité. OM-Ouverture maximale (1.92 s)

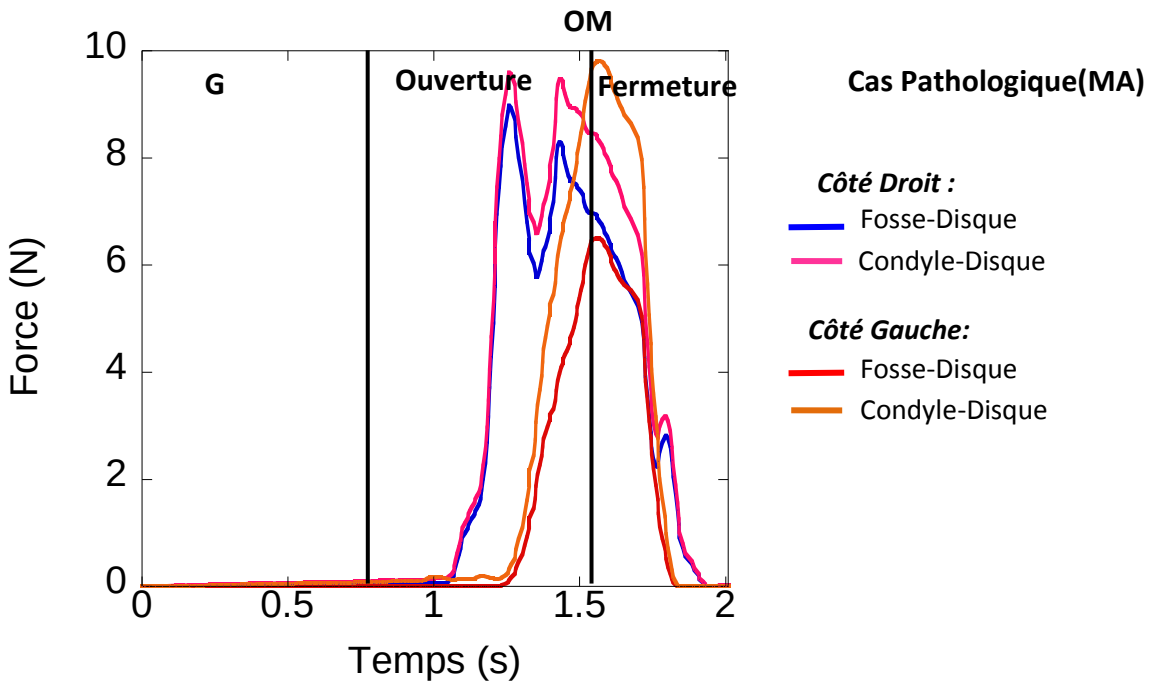


Figure IV-21 - Evolution de la force de contact, cas pathologique. G-Temps de la mise en charge de la gravité (0.7s). OM-Ouverture maximale (1.52 s)

Activité musculaire

Pour étudier la réponse musculaire, nous avons exprimé la force par groupes musculaires, en effectuant la somme de l'activité des muscles :

- temporaux postérieur (TP), antérieur (TA) et médial (TM) –groupe T,
- masséters profond (MD) et supérieur (MS)- groupe M,
- ptérygoïdiens inférieur (PI), supérieur (PS) et médial (PM) –groupe P,
- digastrique (D), mylo hyoïdien (MH) et génio hyoïdien (GH) – groupe A.

Nous avons effectué d'abord, une comparaison entre les deux côtés par sujet. Ensuite on a étudié l'évolution des forces pour différents groupes musculaires pour le mouvement d'ouverture et fermeture.

Pour le cas asymptomatique (DE Figure IV-22), nous obtenons une réponse qui semble symétrique. Tout d'abord, pour la prise en charge de la gravité nous constatons une activité partagée des deux côtés, pour laquelle l'ensemble des muscles temporaux assurent un maintien de la mandibule en position d'occlusion. Le mouvement d'ouverture démarre avec l'action des muscles abaisseurs (côté gauche), muscles masséters (côté droit) et muscles ptérygoïdiens (des deux côtés). C'est en particulier l'action du muscle ptérygoïdien latéral supérieur qui gère le déplacement antérieur du condyle. Le ptérygoïdien latéral inférieur gère le déplacement postérieur de la mandibule. Les muscles masséters deviennent actifs (côté droit) à la fin la phase de fermeture. Ils aident à la stabilisation de la position.

Pour le cas pathologique (MA Figure IV-23), à la différence du cas DE, on observe que l'action musculaire est complètement asymétrique entre les deux côtés. De la même manière que pour le cas sain, pour les deux côtés, c'est l'action des muscles temporaux qui garantit la position d'occlusion initiale de la mandibule. Le mouvement d'ouverture démarre par l'action des

muscles ptérygoïdiens et masséters pour le côté droit et pour le côté gauche l'ouverture est gérée par les muscles abaisseurs. La suite du mouvement d'ouverture est régie par les muscles ptérygoïdiens. La phase de fermeture est pilotée, des deux côtés, par l'action des muscles ptérygoïdiens et abaisseurs.

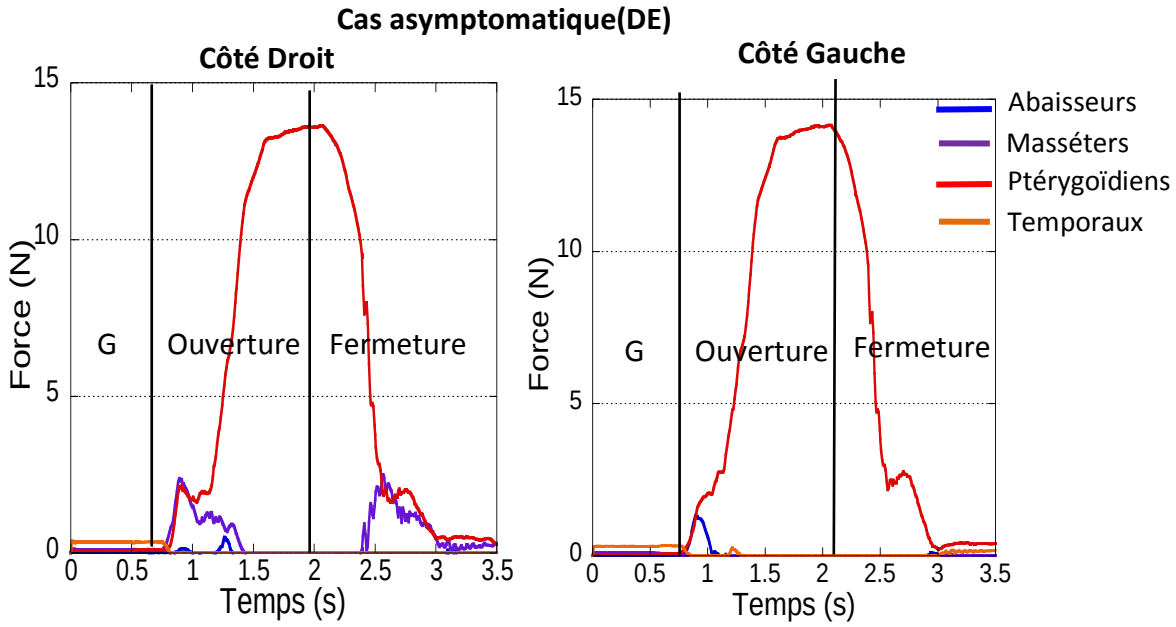


Figure IV-22 - Evolution de la force musculaire pour le mouvement d'O/F, cas asymptomatique. G- Temps de la mise en charge de la gravité. Ouverture maximale vers 1.92 s

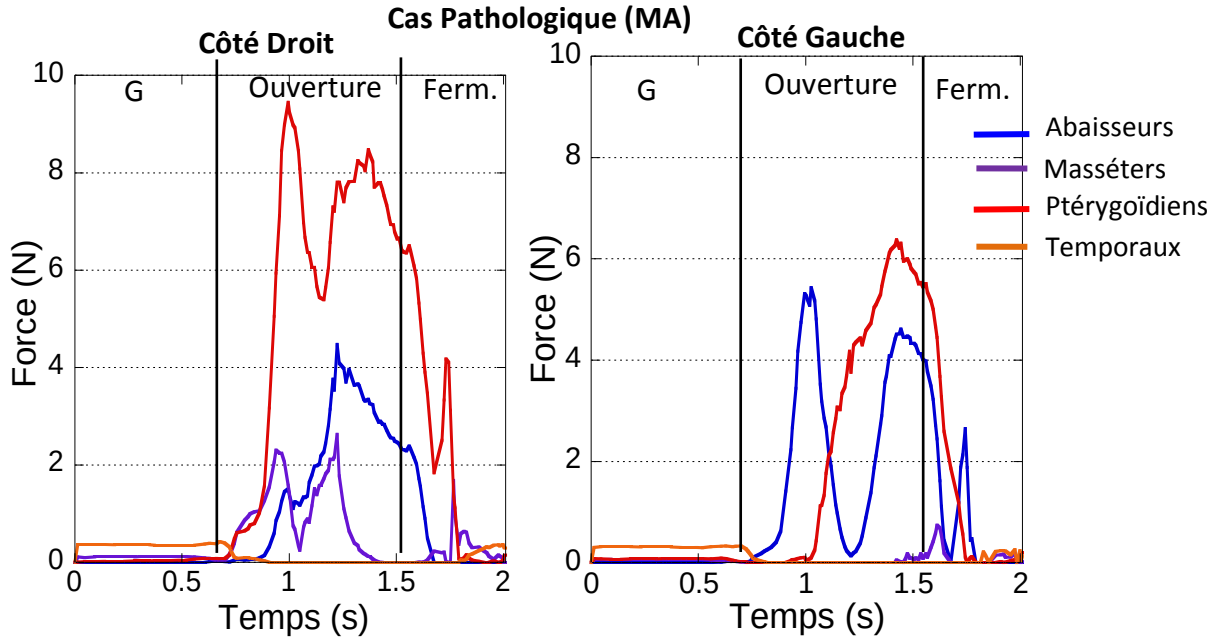


Figure IV-23- Evolution de la force musculaire pour le mouvement d'O/F, cas pathologique (DE). G- Temps de la mise en charge de la gravité (0.7s). Ouverture maximale vers 1.52 s

La dissemblance la plus remarquable entre les sujets asymptomatique et pathologique, est que ce dernier présent un comportement asymétrique des deux condyles. On constate alors qu'un trouble sur l'articulation se répercute sur l'ensemble du système manducateur. Il conduit à une activité musculaire asymétrique produisant des évolutions différentes des efforts sur les ATMs.

Pour le cas asymptomatique, on trouve un effort très important pour l'ensemble des ptérygoïdiens, la force dans ce groupe musculaire atteignant 14 N. Pour le cas pathologique, cette force atteint à peine 6~10 N. En comparant ces efforts avec la littérature, nous constatons que Peck et al. (2000) ont déterminé des efforts de l'ordre de 11.6 N et 16.8 N, respectivement pour les muscles digastrique et latéral ptérygoïdien. Le niveau d'effort légèrement plus faible de nos simulations par rapport à celui obtenu par Peck, pourrait être expliqué par la définition de la masse de la mandibule (200g en comparaison avec 73~74 g que nous avons admis).

Une masse plus importante correspond à une inertie plus importante au mouvement, donc un effort musculaire plus élevé. Egalement, on observe que dans nos modèles les muscles élévateurs ont un rôle moins important en comparaison avec les muscles ptérygoïdiens.

Analyse de sensibilité du modèle

Nous avons effectué une analyse de sensibilité sur un de nos modèles, afin d'évaluer l'influence de certains paramètres sur la réponse cinématique. Notamment, nous avons ciblé, le module d'élasticité du disque E_d (en modifiant les paramètres de contact k_c), la raideur des attaches discales (k_l) et la forme et la position du disque.

Nous avons réalisé des comparaisons de la cinématique reproduite et la cinématique réelle. Lors de la comparaison, on a trouvé que c'est la définition de la géométrie du disque qui influence le plus le résultat de la cinématique.

Cette comparaison démontre l'importance d'une définition propre de la forme et de la position initiale du disque. Ceci est sans doute un point clé à étudier pour de futures simulations.

5. Limitation et perspectives de la simulation

Tel que nous l'avons évoqué précédemment, les disques articulaires sont l'objet de la plus importante hypothèse dans nos modèles (leur géométrie, leur position et leurs propriétés mécaniques). Les résultats que nous exploitons, tels que la force de contact et l'activité musculaire sont en liaisons directes avec ces hypothèses. Nos modèles sont donc encore à améliorer en ce sens. Pour des essais futurs, il serait conseillé de réaliser des examens IRM sur les sujets, afin de récupérer les géométries réelles des disques.

Un autre point clé de la simulation est l'activation musculaire. Nous avons trouvé une configuration musculaire qui reproduit de manière satisfaisante la cinématique articulaire. Nous sommes conscients qu'il existe d'autres configurations avec d'autres profils d'activation qui permettraient de reproduire cette même cinématique. En perspective, il serait possible de faire valider ce type de résultats avec par exemple, l'acquisition de l'activité musculaire à l'aide d'un équipement d'électromyographie. L'examen IRM pourra aussi apporter des informations précieuses par rapport aux points d'insertion des muscles.

Les sollicitations les plus importantes pour tout l'ensemble du système manducateur sont développées lors de la pression exercée pour l'écrasement des aliments au niveau dentaire. La plupart des études de la littérature cherchent à simuler les conséquences sur les ATMs d'une sollicitation au niveau dentaire. Nous n'avons pas pu faire de simulations de la morsure. En perspective il sera nécessaire d'étudier la conséquence de l'introduction des efforts sur les arcades dentaires sur les modèles (en utilisant les données enregistrées pour la sollicitation avec les dynamomètres, Chapitre III).

6. Conclusions partielles

Malgré les limitations de la modélisation de type « dynamique des corps rigides », nous avons pu créer un modèle en introduisant un solide mobile pour simuler le comportement du disque articulaire. On a pu apprécier un déplacement du disque avec un basculement lors de l'excursion du condyle hors de la fosse. La présence des disques articulaires permet l'obtention d'une trajectoire condylienne tout à fait proche de la trajectoire réelle.

Nous avons construit deux modèles de CR de l'ATM, pour deux sujets d'étude. Chaque modèle est composé de corps avec des propriétés d'inertie spécifiques : le maxillaire, la mandibule et les disques articulaires. Nous avons également reproduit une série d'attaches jouant le rôle de la capsule articulaire. Par ailleurs, le mouvement de la mandibule est généré dans nos modèles par les muscles. L'effet de la gravité est également pris en compte.

Notre simulation présente des avantages par rapport aux simulations de CR précédentes de l'ATM. Nous simulons notamment des trajectoires réelles sur des géométries réelles, en obtenant un modèle spécifique par sujet.

Les amplitudes des mouvements simulés sont importantes. Cependant, les résultats de la simulation sont conditionnés par la rigidité des corps. Il est nécessaire de construire une modélisation avec des solides déformables afin de s'approcher au plus près de la cinématique réelle.

Par rapport à l'activité musculaire, pour le mouvement d'OF, nous avons pu constater que l'ensemble des muscles temporaux exercent la force nécessaire pour maintenir la bouche en position fermée. Les muscles ptérygoïdiens et abaisseurs gèrent principalement le mouvement d'ouverture de la bouche.

En effectuant une comparaison entre le deux sujet d'étude, nous avons trouvé, pour le cas asymptomatique, des forces de contact d'amplitudes similaires et synchrones pour les deux condyles. Par conséquent, on a observé aussi une activité musculaire semblable pour les deux côtés. Pour le cas pathologique, nous avons constaté des efforts de contact maximaux décalés dans le temps entre les deux côtés. Ce décalage est observé aussi dans les profils des efforts musculaires. L'ATM est une structure très complexe dans son fonctionnement. Des modifications de la forme des surfaces articulaires peuvent produire des modifications en termes de l'activité musculaire, de la force de contact et de la cinématique de la mandibule.

V. Modélisation Numérique de l'ATM : Simulation par la méthode des Eléments Finis

1. Modélisation de l'ATM par la méthode des EF

Lors de la simulation de CR, nous avons constaté la nécessité d'effectuer une analyse en admettant un comportement des solides déformables. Malgré une bonne approche pour la reproduction de la cinématique avec la modélisation CR, le comportement global de la simulation est conditionné par la rigidité des solides. En essayant d'effectuer une modélisation plus fidèle à la réalité, nous avons décidé de boucler la simulation de CR avec la modélisation par la méthode des Eléments Finis (EF). On attend donc une réponse plus réaliste pour les interactions du disque articulaire, et par conséquence une meilleure approximation globale du comportement articulaire.

La modélisation par la méthode des EF est un outil qui permet d'établir la déformation et la contrainte d'une structure complexe. Cette méthode consiste à subdiviser chaque volume de la structure, en formes simples (éléments) avec un petit volume fini. Chaque élément est lié à un autre par des nœuds. A partir de la détermination de la force sur chaque nœud et de l'ensemble du comportement des éléments du matériel, il est possible de quantifier le déplacement de chaque nœud, ainsi que la déformation de chaque élément.

Disposant de la géométrie des deux modèles (deux sujets) de l'ATM, tout d'abord nous avons effectué une discrétisation de ces géométries (maillage). Ensuite, nous avons assigné aux différents tissus une loi de comportement mécanique appropriée.

Ne disposant pas d'un logiciel avec les éléments de type « muscle », la définition des actions musculaires est apparue comme la tâche la plus complexe à réaliser. Une approche originale a été développée dans cette thèse. Nous nous sommes servis des résultats de la simulation de CR comme données d'entrée pour la modélisation éléments finis.

A la fin du chapitre nous confrontons les résultats des deux approches, à savoir ceux basés sur la simulation CR et ceux obtenus par EF.

2. Généralités sur la modélisation EF de l'ATM

La méthode des EF reste la plus utilisée pour la modélisation de l'ATM. Dans ce paragraphe, nous effectuons une courte analyse des principaux modèles de la littérature.

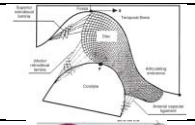
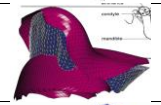
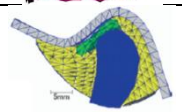
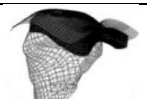
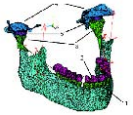
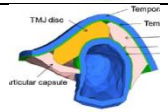
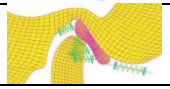
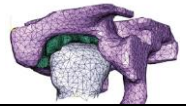
Chen et al. (1998) ont réalisé une des premières simulations de l'ATM par la méthode d'éléments finis 2D. L'objectif de ce travail était l'analyse des contraintes articulaires lors du mouvement condylien. Le modèle de Chen comprend le disque articulaire, le condyle mandibulaire, la fosse temporale et les ligaments. Le disque a été défini comme un solide hyperélastique, et les surfaces osseuses comme des corps linéaires élastiques. Les ligaments ont été définis comme des ressorts linéaires. Chen a trouvé des contraintes maximales de compression de -12MPa (Chen 1998).

Beek et al. (2000) ont créé un modèle éléments finis 3D pour le disque de l'ATM afin d'observer la distribution des efforts pendant le serrage de la mandibule. Pour cela, ils ont appliqué un déplacement vertical sur le condyle. Le modèle reproduit une fosse, le disque et le condyle. Le disque a été assimilé à un solide linéaire élastique, la fosse temporale et le condyle mandibulaire à des corps rigides, Beek a trouvé des contraintes de von Mises inférieures à 2.8 MPa (Beek M. 2000).

Hirose et al. (2006) ont été parmi les premiers auteurs à considérer la capsule articulaire dans leur simulation (Hirose 2006). L'objectif de leur modèle était d'étudier le comportement articulaire pendant un serrage prolongé. Le disque articulaire ainsi que la capsule ont été modélisés comme des matériaux viscoélastiques, les condyles et les fosses ont été pris comme non déformables. Deux cas particuliers ont été étudiés : un cas sain, et un cas pathologique avec un déplacement de disque sans réduction. Les auteurs ont trouvé, pour le disque articulaire sur le cas sain, des contraintes de von Mises de l'ordre de 0.92 MPa après une relaxation, en comparaison avec 0.27 MPa pour le cas pathologique. Pour le cas pathologique, le disque se positionne sur la partie antérieure du condyle et le contact s'effectue majoritairement avec le tissu de la capsule (le tissu retro discal dans ce cas).

Perez del Palomar et Doblaré (2007) ont mené une modélisation afin d'étudier le comportement du disque articulaire dans deux situations : pour un cas sain, et pour un cas avec un déplacement antérieur du disque. Ils ont créé un modèle 3D composé des deux ATMs. Les surfaces osseuses ont été considérées comme solides rigides, le disque comme un matériau poro-élastique, les ligaments comme des éléments non linéaires. Le mouvement d'ouverture-fermeture à vide, ainsi que l'imposition d'une résistance entre les molaires sont simulés. Le déplacement de la mandibule a été généré par les muscles. Ils ont conclu que la présence d'un déplacement du disque implique une forte variation dans la distribution des efforts et des contraintes aussi bien sur le disque du côté endommagé que du côté sain (Pérez del Palomar 2007).

Tableau V.1- Résumé des principaux modèles d'éléments finis pour l'ATM

Auteur	Acquisition	Approximation disque	Type de simulation	Type de pilotage	Image Model
Chen et al. (1998)	IRM	Loi hyper-élastique : Mooney-Rivlin	Modèle 2D d'une ATM. Fermeture de la bouche	Déplacement imposé : Translation du condyle 0.61 mm (D*x* = -0.55 mm, D*y*= 0.27 mm)	
Beek et al. (2000)	IRM	**Elastique Linéaire**	Modèle 3D d'une ATM	Déplacement imposé : de 0.2mm	
Hirose et al. (2006)	IRM	Simulation de la capsule articulaire, comportement viscoélastique : sur le disque et la capsule (modèle de Kelvin)	Modèle 3D d'une ATM. Simulation de la fermeture de la bouche (serrage)	Activation musculaire : introduction d'un pourcentage de la force maximale	
Perez del Palomar et al. (2007)	Scanner et IRM	Loi hyper-élastique pour le disque et loi non linéaire pour les ligaments	Modèle 3D des **deux ATMs**. Comparaison cas sain et sujet pathologique (déplacement antérieur du disque)	Activation musculaire : introduction d'un pourcentage de la force maximale	
Pileicikiene et al. (2007)	Tomographie	**Elastique Linéaire**	Modèle 3D des **deux ATMs**	Activation musculaire : introduction d'un pourcentage de la force maximale	
Mori et al. (2010),	Scanner et IRM	Viscoélastique : basé sur le modèle de Kelvin	Modèle 3D d'une ATM	Déplacement imposé	
Aoun (2010)	IRM	Loi hyper-élastique : Mooney-Rivlin	Modèle 2D d'une ATM	Simulation dans deux états : Activation musculaire et déplacement imposé	
Savoldelli et al. (2012)	Scanner et IRM	**Elastique linéaire**	Modèle 3D **deux ATMs**	Activation musculaire	
Jaisson M. et al. (2012)	Scanner et IRM	Loi hyper-élastique : Avec une équation polynomiale d'ordre 3	Modèle 3D d'une ATM, disque et crâne supposés rigides	Activation musculaire : produisant une force d'indentation du condyle sur le disque	

Pileicikiene et al. (2007) ont proposé un modèle 3D, avec les deux ATMs. L'objectif était d'évaluer la distribution des efforts sur les disques articulaires pour différentes positions de contact entre les arcades. Le modèle se compose de huit structures : deux fosses temporales, deux arcades dentaires, deux condyles et deux disques articulaires. Le mouvement de la mandibule a été introduit grâce à l'action des lignes d'effort, ces lignes d'effort simulant les muscles. Ils ont trouvé des contraintes entre 1.59 et $4.86\ MPa$, pour des déformations maximales de 30%. Les disques ont été considérés comme des matériaux élastiques linéaires avec un module de Young de $30.9\ MPa$ (Pileicikiene. 2007).

Mori et al. (2010), ont effectué une étude afin de déterminer la distribution des efforts sur le disque ainsi que sur le cartilage articulaire pendant une morsure prolongée. Le modèle est conçu à partir des images IRM d'un cas asymptomatique. Les mouvements du condyle ont été enregistrés durant l'acquisition, ensuite ils ont été introduits dans le modèle comme condition de chargement. Les résultats de cette étude ont montré que les cartilages temporal et condylaire jouent un rôle important pour la distribution des efforts pendant un serrage prolongé.

Aoun en 2010, a poursuivi les travaux de Mesnard (2005) et Coutant (2006). Il a développé une modélisation 2D construite à partir de deux outils : l'analyse vidéo pour mesurer les déplacements articulaires et l'IRM pour caractériser leur géométrie (Aoun 2010). Ensuite deux simulations ont été menées, la première est la simulation d'un mouvement d'ouverture à déplacement imposé ; la deuxième reproduit un serrage dentaire pour trois distances inter incisives et un chargement avec des efforts musculaires. L'auteur a trouvé que, pendant le mouvement d'ouverture, les contraintes sur le disque articulaire sont principalement des contraintes de cisaillement. Il a également trouvé que dans la zone intermédiaire du disque les contraintes de compression sont élevées, tandis que pour les bandes antérieure et postérieure, des contraintes de traction sont présentes. Par rapport à la simulation du serrage dentaire, les résultats ont montré des contraintes de compression pour une grande distance inter incisive (de l'ordre de 30mm).

Savoldelli et al. (2012) ont étudié la distribution des efforts dans les disques articulaires pendant la fermeture de la bouche. Pour cela, ils ont utilisé un modèle complet à partir des images IRM et scanner (Savoldelli 2012). Ils ont aussi modélisé la capsule articulaire en introduisant la géométrie et les propriétés du tissu connectif. Tous les constituants ont été modélisés avec un comportement élastique linéaire, et le modèle a été piloté avec l'introduction de charges linéaires simulant les muscles. Les auteurs ont constaté une asymétrie dans le mouvement, et par conséquent, des contraintes maximales différentes entre les deux côtés. Ces contraintes maximales obtenues étaient de l'ordre de 5.1MPa.

Jaisson et al. (2012) ont généré un modèle pour une ATM à partir des images IRM et scanner (Jaisson M. 2012). L'objectif était d'étudier le comportement du disque articulaire ; celui-ci a été modélisé avec une loi hyper-élastique ; les muscles génèrent le mouvement en produisant une force de compression du condyle contre le disque à différentes fréquences. Les auteurs ont trouvé que la réponse du disque articulaire est influencée par la fréquence de sollicitation. Ils ont constaté une contrainte maximale de 13.2MPa lors d'une sollicitation cyclique à 0.5Hz pendant 32s.

Le Tableau V.1 résume les principales caractéristiques concernant les modèles EF de l'ATM analysés plus haut. Malgré les avancées réalisées, les modèles d'ATM restent assez approximatifs, car dans la plupart des cas, ils ne reproduisent pas la vraie cinématique articulaire. Certaines modélisations plus récentes ont essayé de maîtriser la position des composants articulaires lors d'un vrai mouvement. Gallo (2005) décrit une technique permettant d'enregistrer la position mandibulaire combinée à un examen IRM pour enregistrer la position du disque. Cette méthode nommée « stéréométrie dynamique », permet d'accéder aux mouvements et à la déformation du disque d'une manière non invasive. Malheureusement cette technique est limitée en termes de résolution géométrique et ne peut être utilisée que pour des coupes dans le plan sagittal (Gallo L. 2005) (Gallo L. 2012).

En général, pour la simulation EF, nous trouvons des limitations concernant l'imposition du chargement (souvent introduite avec un pourcentage de la force musculaire et/ou un déplacement). Il n'y a que très peu de simulations où l'on parvient à reproduire une véritable cinématique mandibulaire. Dans notre cas, nous avons essayé de reproduire un mouvement réel, à partir de géométries fidèles, ainsi que de prendre en compte la plupart des composants de l'ATM.

3. Construction d'un modèle EF de l'ATM

La simulation EF est effectuée sur le logiciel MSC Marc 2010 ; Marc offre des possibilités pour étudier les systèmes mécaniques complexes, tels que l'ATM. Par la suite nous allons présenter les considérations que nous avons prises en compte pour la construction des modèles.

3.1 Définition des solides pour la simulation EF

Nous avons récupéré les géométries en format .STP (maxillaire, mandibule et disques articulaires) dans les mêmes positions que pour la simulation CR. Nous avons utilisé le logiciel Hypermesh 11.0 (Altair, USA) pour réaliser le maillage de chaque géométrie. Une fois le maillage effectué, nous l'avons exporté sur le logiciel MSC Marc 2010, afin de commencer la construction du modèle.

Maillage du maxillaire et de la mandibule

Pour le maxillaire, nous avons utilisé un maillage en éléments triangulaires linéaires de type membrane (surfaciques). Nous avons fait ce choix car on admet que le maxillaire reste indéformable par rapport aux autres composants. Par conséquent, nous avons déclaré tous les degrés de liberté du maxillaire bloqués. Pour la mandibule, par contre, nous avons utilisé des éléments tétraédriques linéaires (volumiques).

Afin d'obtenir une réponse plus précise, nous avons réduit la taille du maillage à 0.5 mm au niveau des condyles et fosses, ensuite la taille augmente progressivement jusqu'à une valeur globale de 2.0 mm. Le Tableau V.2 montre le nombre de nœuds et d'éléments dans le maillage de la mandibule et le maxillaire. La Figure V.1 montre la différence de la taille du maillage en fonction de la position sur la mandibule.

Tableau V.2- Nombre de nœuds et d'éléments pour le maxillaire et la mandibule pour les deux sujets

	Cas sain		Cas pathologique	
	Maxillaire	Mandibule	Maxillaire	Mandibule
Nombre de nœuds	7 203	16 534	11 832	14 799
Nombre d'éléments	14 397	70 978	23 705	61 186

Propriétés mécaniques du maxillaire et de la mandibule

Par rapport aux tissus osseux, nous avons supposé que leur comportement est élastique linéaire isotrope. Le module d'élasticité est de 4 500 MPa pour la mandibule et 13 700 MPa pour le maxillaire, avec un coefficient de Poisson (ν) de 0.3 pour les deux solides. Le module de Young du maxillaire n'a aucune incidence sur les résultats de calculs, puisque ce solide ne se déforme pas (tous les degrés de liberté du maxillaire sont imposés nuls). La valeur du module de Young de la mandibule correspond à une moyenne volumique obtenue sous hypothèse de la composition suivante : 60% d'os spongieux et 40% d'os cortical (Daas 2008).

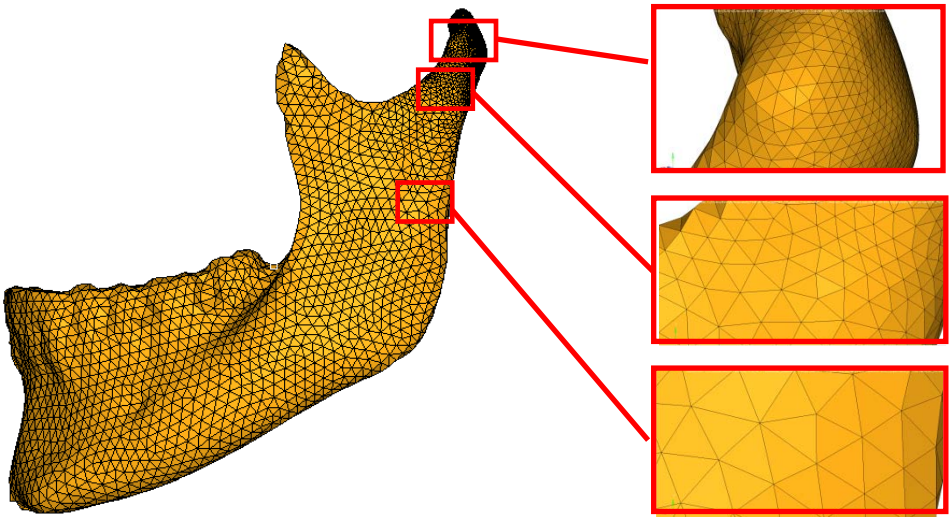


Figure V.1 - Vue sagittale, mandibule maillée, utilisation d'une taille de maille de 0.5 mm pour les condyles et augmentation progressive jusqu'à une taille de 2 mm.

Maillage des disques articulaires

Dans un premier temps, vu leur géométrie complexe, nous avons maillé les disques avec des éléments tétraédriques linéaires de taille $0.5\ mm$. Ces éléments sont rigides (approximation tri-linéaire du champ de déplacements) et engendrent des contacts plus localisés. Pour cette raison, nous avons entrepris une étude comparative avec un maillage hexaédrique linéaire de taille $1.0\ mm$, car ces éléments offrent une plus grande souplesse et sont préconisés dans le cas de pièces chargées d'une manière complexe.

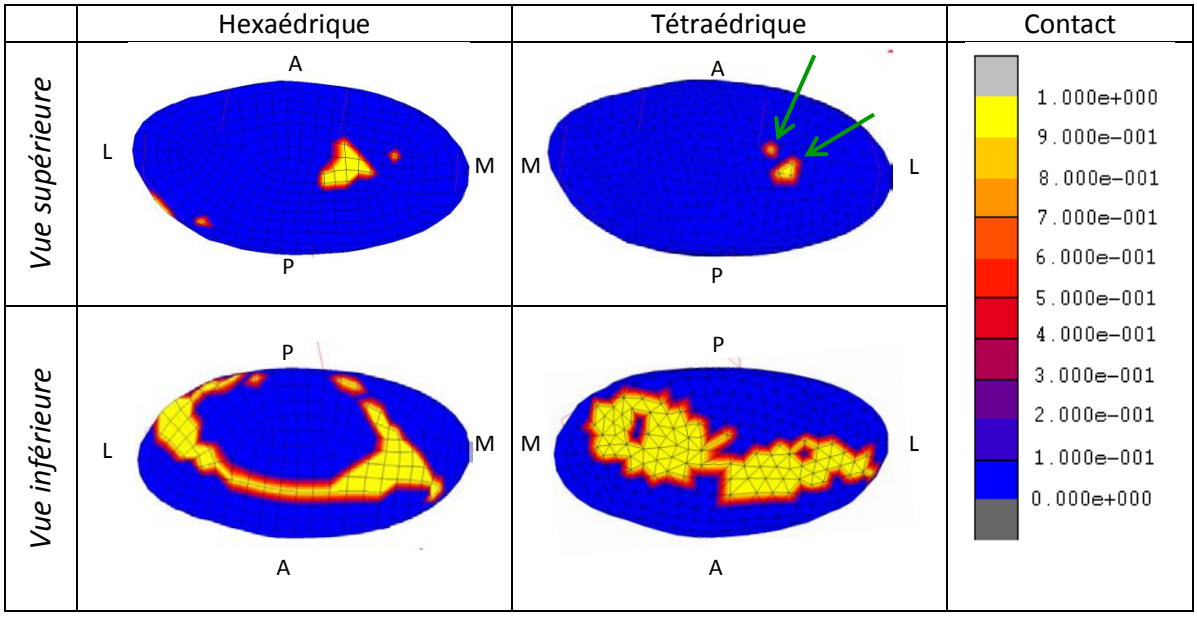


Figure V.2 -Comparaison du contact pour le disque articulaire défini avec un maillage tétraédrique (A) et hexaédrique (B). Les lettres indiquent les côtés : A-Antérieure, P-Postérieure, M-Médiale et L-Latérale

La Figure V.2 montre le contact pour le disque au même instant de temps, avec les maillages tétraédrique et hexaédrique. Pour le maillage hexaédrique (première colonne), on observe un contact bien réparti sur la surface, en particulier sur la surface supérieure; dans le cas où le

maillage est tétraédrique (deuxième colonne), nous observons des contacts irréguliers pour la partie inférieure du disque (voir Figure V.2 flèches) ; pour la partie supérieure les contacts sont concentrés sur la zone antérieure du disque.

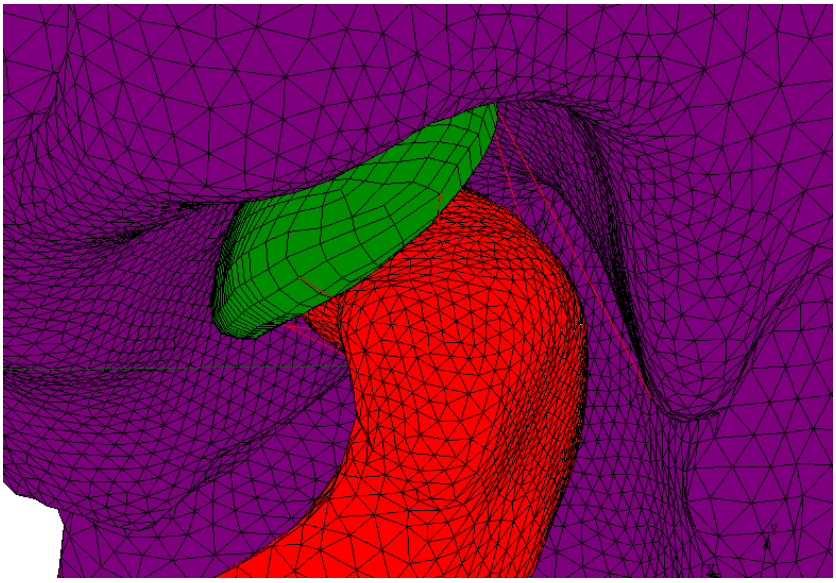


Figure V.3- Vue isométrique, maillage de l'articulation. Nous pouvons observer la fosse, le condyle et le disque. Cas pathologique, articulation gauche.

La Figure V.3 illustre les détails du maillage au niveau de l'articulation, composé d'éléments tétraédriques pour la mandibule, hexaédriques pour le disque et triangulaires pour la fosse. Le Tableau V.3 suivant montre le nombre d'éléments et de nœuds de chaque disque, pour les deux sujets d'étude.

Tableau V.3- Nombre de nœuds et d'éléments hexaédriques pour les disques articulaires

	Cas sain		Cas pathologique	
	D. Droit	D. Gauche	D. Droit	D. Gauche
Nombre de nœuds	638	608	900	1425
Nombre d'éléments	735	690	603	1028

Propriétés mécaniques du disque articulaire

Par rapport aux propriétés mécaniques des disques, et tel que nous l'avons considéré pour la simulation CR, les disques ont été définis comme élastiques linéaires isotropes, avec un module d'élasticité de 6.22 MPa et un coefficient de Poisson de 0.3. Ces valeurs sont en accord avec les données de la littérature, voir les travaux de Beek et al. (2006) et Athanasiou et al. (2009).

3.2 Formulation muscles simulation EF

A la différence du logiciel LifeMOD, le logiciel MSC Marc n'offre pas la possibilité de déclarer un composant de type muscle permettant la contraction musculaire combinée avec une réponse de type ressort. Pour cette raison, nous avons dû reproduire le comportement du muscle avec un

des éléments de la bibliothèque de Marc. Les muscles ont été déclarés comme des éléments barre en conservant les mêmes points d'insertion et d'attachements que pour la simulation CR. La contraction musculaire a été reproduite par une contraction thermique. La déformation totale (ε_{Totale}) d'un élément barre se décompose d'une manière additive en une déformation élastique ($\varepsilon_{Elastique}$) et une déformation thermique ($\varepsilon_{Thermique}$) :

$$\varepsilon_{Totale} = \varepsilon_{Elastique} + \varepsilon_{Thermique} \qquad \text{(Equ.1)}$$

Ces composantes sont spécifiées par une loi de comportement appropriée :

$$\varepsilon_{Elastique} = \frac{F}{SE_m} \qquad \text{(Equ.2)}$$

où F est la force supportée par l'élément, S sa section et E_m le module de Young du muscle pour la partie élastique. Pour la partie thermique, l'expression de la déformation est

$$\varepsilon_{Thermique} = \alpha\theta \qquad \text{(Equ.3)}$$

avec θ l'incrément de température par rapport à une température initiale et α le coefficient de dilatation thermique. C'est cette déformation thermique que nous assimilons à la contraction musculaire. En substituant les relations (2) et (3) dans l'équation (1) nous obtenons :

$$ln\left(\frac{l}{lo}\right) = \frac{F}{SE_m} + \alpha\theta \qquad \text{(Equ.4)}$$

Connaissant l'évolution simultanée de la force musculaire $F(t)$ et de la longueur des muscles $l(t)$, obtenues par la simulation CR, il est possible alors de déterminer la variation de température $\theta(t)$ correspondant à la contraction musculaire. Pour chaque muscle la fonction $\alpha\theta(t)$ pourra être calculée selon l'expression :

$$\alpha\theta(t) = ln\left(\frac{l(t)}{lo}\right) - \frac{F(t)}{SE_m}$$

traduisant la contraction musculaire. Le coefficient de la dilatation thermique figurant dans ce résultat joue le rôle d'un facteur de proportionnalité. Sa valeur peut être quelconque. Dans toutes les simulations présentées dans ce travail, elle vaut :

$$\alpha = 0.005\ K^{-1}$$

Pour chaque muscle, le module d'élasticité $E_m(Pa)$ est estimé à partir de sa raideur k_m (N/m). La relation usuelle suivante donne:

$$E_m = \frac{k_m\, l_0}{S} \qquad \text{(Equ.5)}$$

En admettant $645\ N/m$ pour la raideur k_m, nous avons calculé le module de Young $E_m(Pa)$ pour tous les muscles du modèle. Pour chaque muscle, une table de variation de la température $\theta(t)$ en fonction du temps a été saisie dans le logiciel Marc. Il est important de souligner que ***cette fonction de température est une astuce mathématique*** permettant la reproduction de la contraction musculaire. Aucun sens physique ne doit lui être attribué. Par

contre, le produit $\alpha\theta(t)$ traduit bien la contraction musculaire déterminée par les simulations de LifeMOD. La figure suivante propose un exemple de comparaison entre les forces musculaires obtenues par LifeMOD et MSC Marc pour le muscle Ptérygoïdien latéral supérieur gauche, lors de la simulation du mouvement d'ouverture – fermeture chez le cas pathologique.

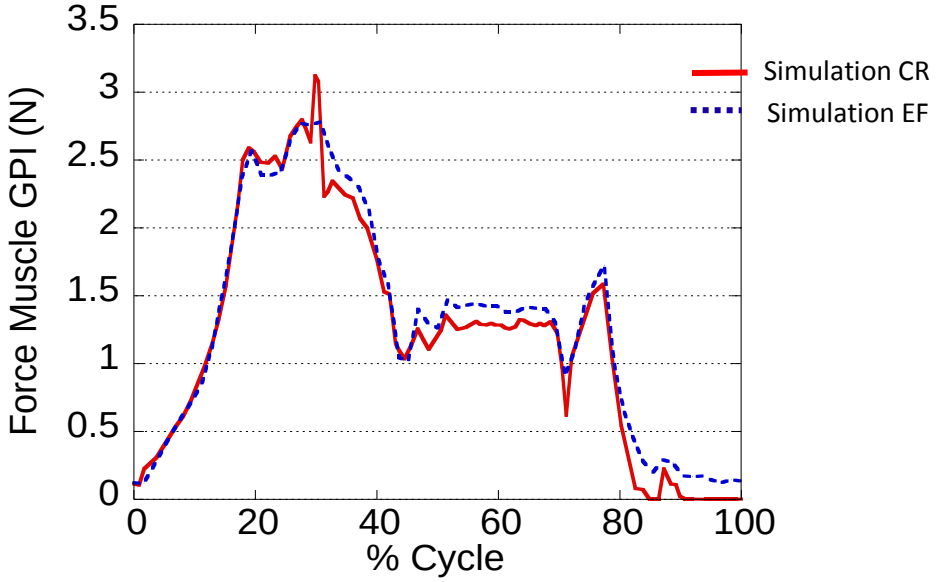


Figure V.4 –Comparaison des forces exercées par le muscle GPI (Ptérygoïdien Latéral Inférieur Gauche), cas pathologique. Force obtenue par LifeMOD (en rouge) et par MSC Marc (en bleu).

Grâce à l'utilisation de la fonction de température, nous arrivons à reproduire par la méthode des Eléments Finis un comportement très proche du comportement obtenu lors de la simulation CR. Les différences entre les deux résultats sont principalement dues à la différence de comportement du disque. Il s'agit d'un corps rigide dans le cas de la simulation CR et d'un corps déformable très souple en EF, conduisant grâce à cette souplesse à un mouvement plus « fluide ». Par conséquent, nous pouvons nous attendre à ce que la cinématique mandibulaire obtenue par la MEF soit aussi différente par rapport à la simulation des solides non déformables.

3.3 Attaches disco articulaires pour la simulation EF

Comme dans la simulation CR, la définition des attaches disco-articulaires joue un rôle primordial par rapport au guidage du disque entre les surfaces osseuses. La position de ces attaches dans le modèle EF est la même que dans le modèle CR. Pour les reproduire, nous avons utilisé des ressorts de raideur identique à celle de la simulation de CR. La Figure V.5 montre la position des attaches pour la simulation EF.

Pour simuler le comportement de l'attache disco-temporale, nous avons introduit un ressort non linéaire. Une longueur seuil à partir de laquelle le ressort devient actif est admise. La loi d'évolution de l'effort en fonction de l'allongement est identique à celle de la simulation de CR.

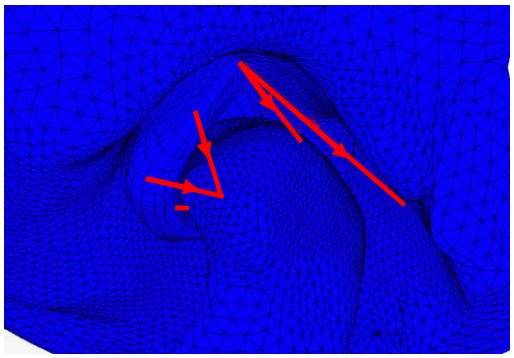


Figure V.5 –Représentation (en rouge) des attaches du disque articulaire

3.4 Conditions de la simulation EF

De la même manière que pour la simulation CR, nous avons déclaré deux contacts pour chaque articulation : un contact fosse-disque et condyle-disque.

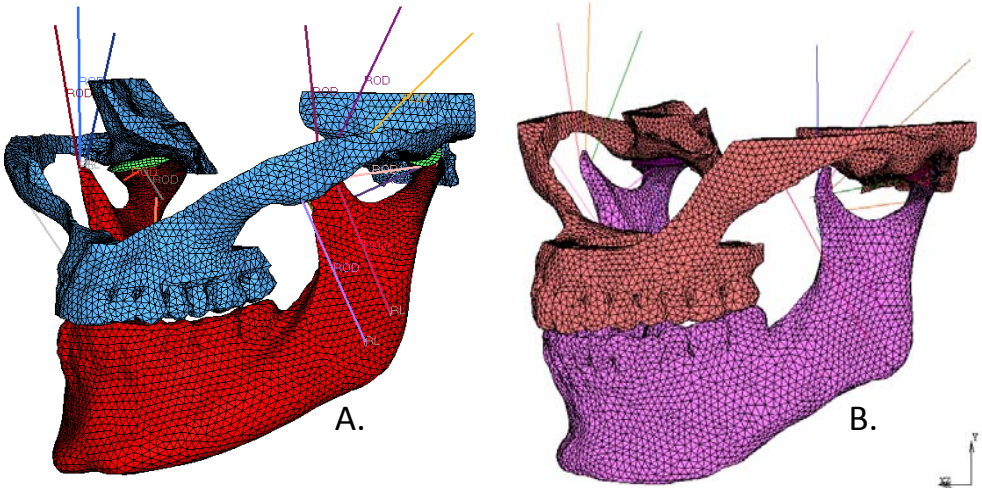


Figure V.6 - Vue isométrique, modèles EF : A- cas asymptomatique, B-cas pathologique.

Nous avons introduit l'effet de la gravité sur la mandibule, avec une valeur de $g = 9.8\ m/s^2$. Le mouvement de la mandibule est généré à l'aide des éléments muscles comme décrit précédemment. La simulation est effectuée en statique à cause des effets inertiels très faibles vérifiés par un calcul dynamique préalable. L'étape d'imposition de la gravité, simulée dans le modèle CR, n'est donc pas considérée ici. La Figure V.6 montre les deux modèles correspondant aux sujets d'étude.

4. Résultats simulation EF

Les résultats suivants correspondent aux résultats de la simulation pour le disque considéré comme un tissu linéaire élastique, avec un module d'élastique de $6.22\ MPa$. Nous avons effectué une comparaison des mouvements obtenus par EF avec la cinématique mesurée ainsi qu'avec les résultats de la simulation CR.

4.1 Comportement de l'attache temporo-discale

La figure V.6 compare la force obtenue dans l'attache temporo-discale lors de la simulation CR, à celle dans les ressorts lors de la simulation EF, pour le cas asymptomatique. De nouveau et de manière similaire aux muscles les efforts sont plus importants dans le modèle EF à cause du déplacement plus ample de la mandibule produisant des élongations plus importantes des ligaments. Les profils des courbes sont cependant très proches.

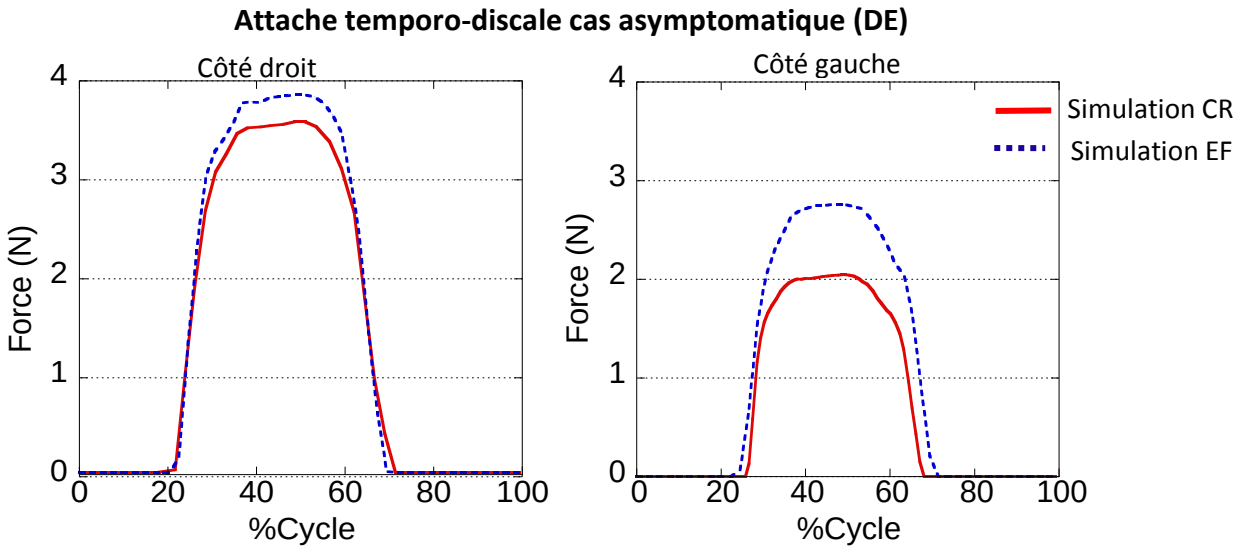


Figure V.7- Evolution de l'effort dans l'attache temporo-discale. Comparaison entre les simulations CR et EF, cas asymptomatique (DE).

Pour le cas pathologique, la force dans l'attache temporo-discale n'évolue que très peu du côté hypomobile. En effet, avec le déplacement limité du disque, les attaches ne dépassent pas la longueur seuil pour produire une force importante

4.2 Cinématique

Nous avons confronté les trajectoires enregistrées et les trajectoires reproduites par la simulation EF, pour les deux sujets d'étude. Tout d'abord, pour le cas asymptomatique (Figure V.8), nous avons pu constater une trajectoire beaucoup plus proche de la mesure, en comparaison avec la trajectoire obtenue lors de la simulation CR (Voir Figure IV.17). Ce résultat est la conséquence de la capacité du disque à se déformer. Pour la simulation EF, nous avons un changement de la position du disque mais aussi un changement de sa forme, guidé par l'action musculaire et limité par les surfaces articulaires.

Dans le cas pathologique (Figure V.9), on trouve aussi une bonne reproduction des trajectoires mesurées par le modèle. Contrairement à la simulation CR (R^2 = 0.75-0.99 pour la simulation CR, voir Figure IV.18), la trajectoire effectuée par le condyle gauche est très proche de celle mesurée hormis en fin d'ouverture où une boucle est observée. De la même manière que dans le chapitre 4, en estimant de nouveau un coefficient de détermination R^2, nous trouvons des correspondances entre [0.93-0.97] pour le cas asymptomatique et [0.90-0.98] pour le cas pathologique.

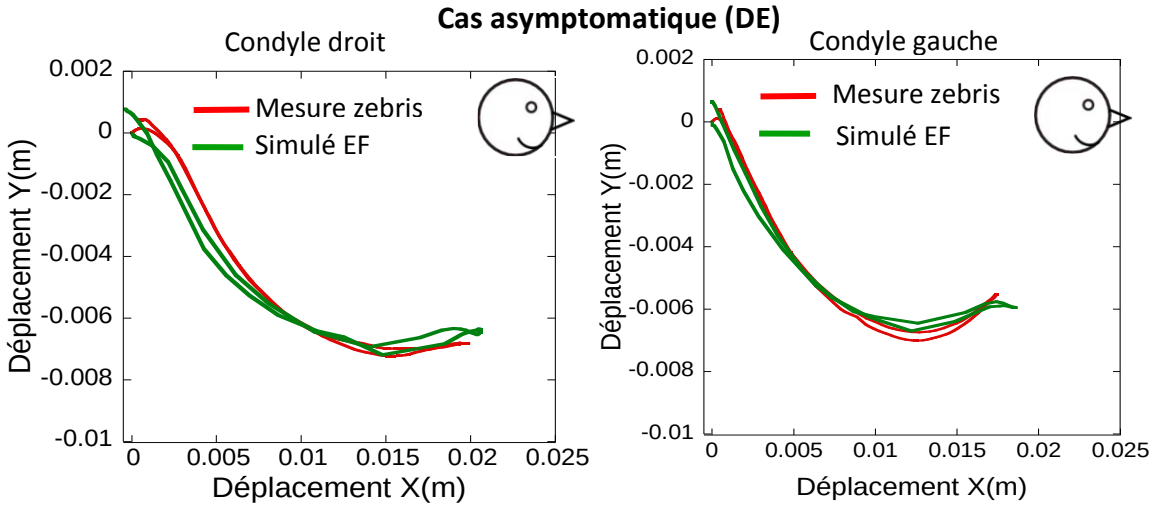


Figure V.8 - Vue sagittale, comparaison entre les trajectoires mesurées et simulées par EF, pour les condyles droit et gauche, cas asymptomatique. La ligne rouge, répresente la trajectoire enregistrée avec le dispositif zebris et la ligne verte est la trajectoire obtenue lors de la simulation par éléments finis.

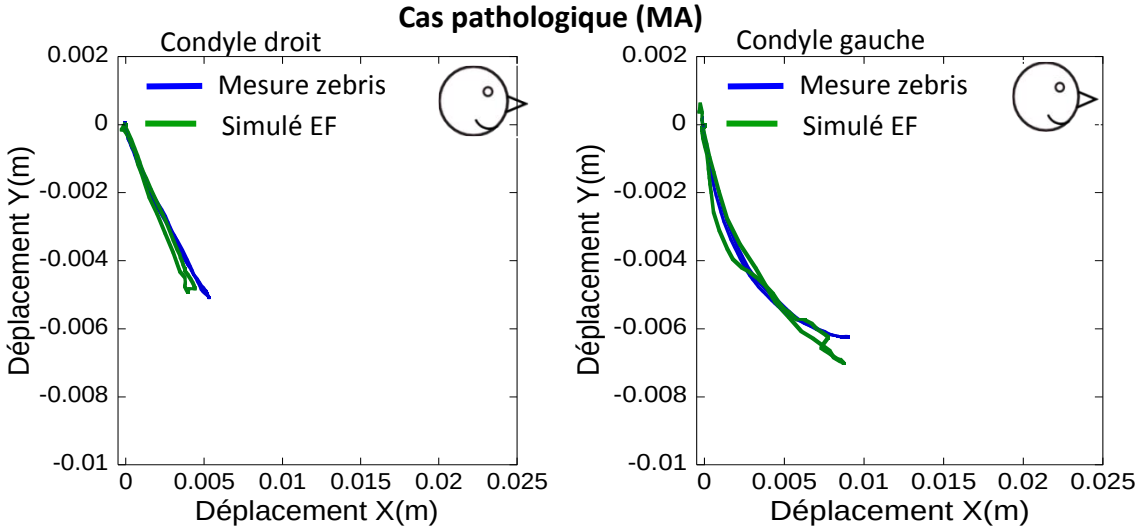


Figure V.9 - Vue sagittale, comparaison entre les trajectoires mesurées et simulées par EF, pour le cas pathologique MA. La ligne bleue répresente la trajectoire enregistrée avec le dispositif zebris et la ligne verte est la trajectoire obtenue par la simulation éléments finis.

Par rapport au point incisif (Figure V.10), nous trouvons une bonne reproduction de la trajectoire par le modèle EF pour les deux sujets d'étude. Pour le cas asymptomatique (DE), un

écart plus important entre le modèle et la mesure est observé à partir d'un déplacement suivant Y d'environ 25mm. A partir de cette valeur, le déplacement suivant X du point incisif est moins important dans la simulation. On observe la différence la plus importante (environ 12%) à la fin du cycle d'ouverture. Malgré cet écart, les résultats fournis par le modèle EF restent plus proches de la cinématique mesurée que ceux fournis par le modèle CR (Figure IV.18).

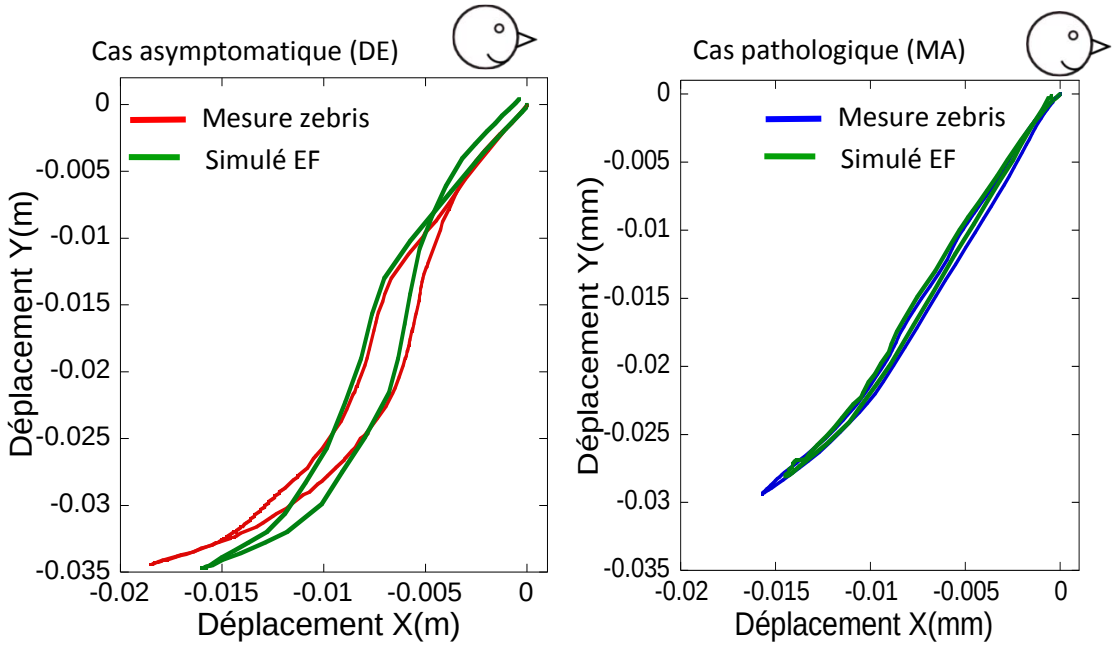


Figure V.10 - Vue Sagittale, comparaison des trajectoires mesurées et simulées par EF, pour le point incisif (IP) pour les cas asymptomatique et pathologique MA. La ligne verte représente la trajectoire obtenue par la simulation éléments finis.

Après avoir confronté les trajectoires réelles et les trajectoires simulées, nous pouvons conclure que, malgré les hypothèses faites sur la géométrie et la position du disque, la prise en compte de la déformation de celui-ci nous a permis de nous approcher de la cinématique articulaire réelle.

4.3 Force de contact

Tout comme pour le modèle CR, nous avons déterminé, pour les deux sujets d'étude, la force de contact entre le disque et la fosse et entre le disque et le condyle pour les deux articulations. La force de contact a été tracée en fonction du pourcentage du cycle ; les Figure V.11 et Figure V.12 montrent la comparaison entre les résultats obtenus par la simulation de CR et la simulation EF.

Nous pouvons remarquer dans un premier temps que les deux types de modélisation fournissent des résultats assez proches pour l'articulation droite mais diffèrent quelque peu pour l'articulation gauche.

Une analyse plus détaillée du **cas asymptomatique** met en évidence une différence marquée entre la force de contact développée par le côté gauche et par le côté droit. La force de contact moyenne fournie par le calcul EF est de l'ordre de 7N et 3N pour les côtés droit et gauche,

respectivement. Nous avons observé aussi que le contact apparait plus tôt dans l'articulation droite (à environ 10% du cycle) que dans celle de gauche (environ 15% du cycle).

Cette différence peut être expliquée par la différence de volume entre les disques articulaires, liée à l'espace disponible entre le condyle et la fosse. En effet, le volume du disque droit est environ 18% plus important que celui du disque gauche. Par conséquent, le contact est assuré plus tôt et la force maximale est plus importante du côté où le volume est le plus grand.

On constate également que la valeur maximale de la force de contact est atteinte, à droite comme à gauche, lors de l'enfoncement du condyle dans la fosse (20-25% du cycle). La force obtenue en fin de fermeture (signalée par les flèches) indique que le disque ne retourne pas à sa position initiale. Les disques restent donc contraints contre les surfaces osseuses.

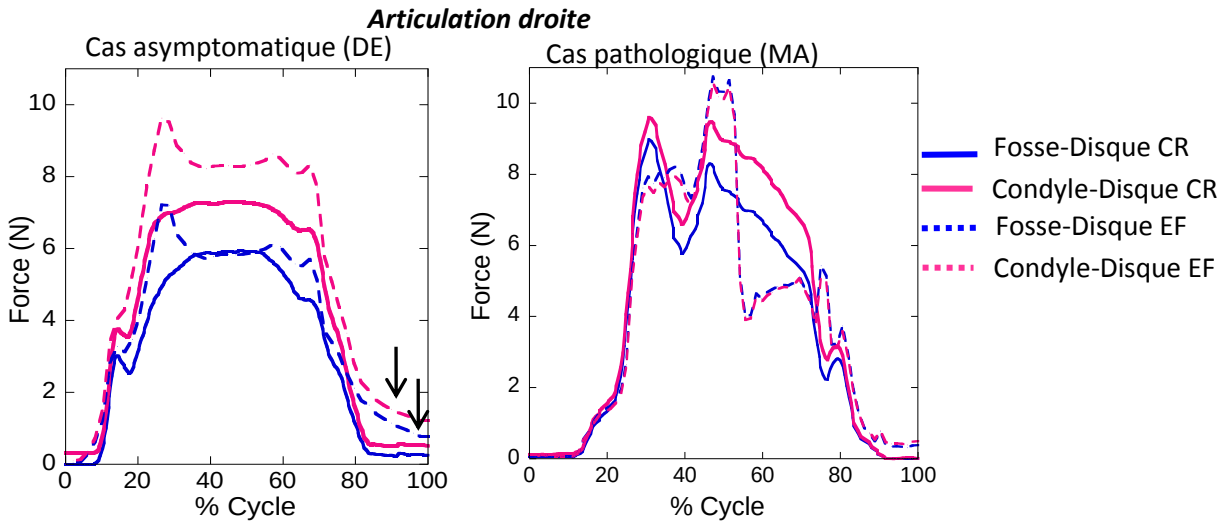


Figure V.11- Comparaison force de contact articulation droite ; à gauche : cas asymptomatique , à droite : cas pathologique

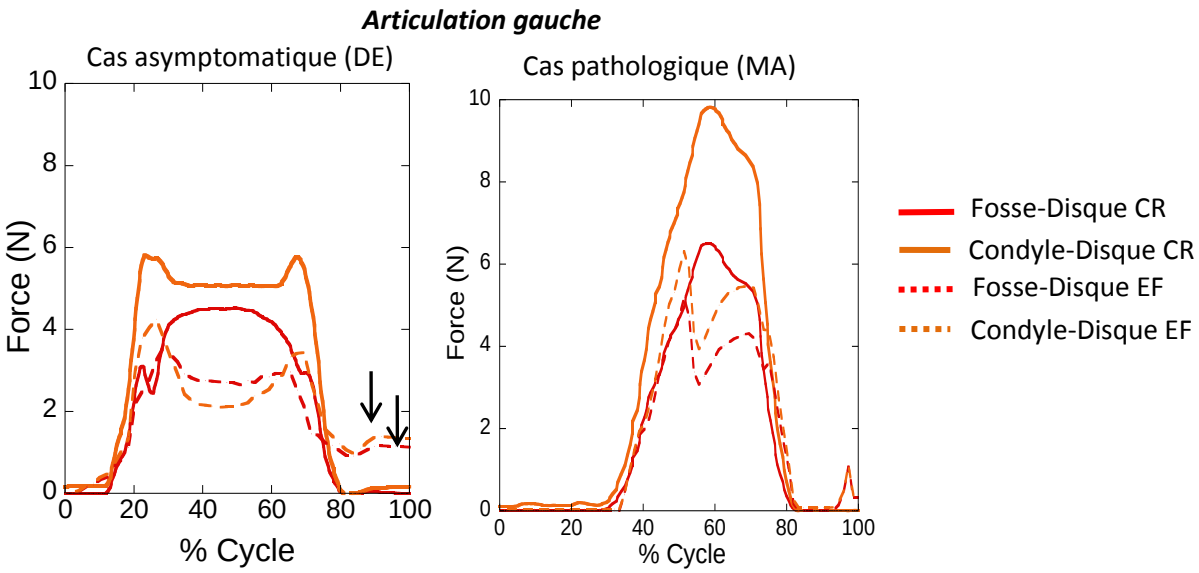


Figure V.12- Comparaison force de contact articulation gauche ; à gauche : cas asymptomatique , à droite : cas pathologique

Pour **le cas pathologique**, la force de contact obtenue lors de la simulation EF est plus importante pour le côté droit que pour le côté gauche ; on rappelle que le côté droit correspond à l'articulation dont le mouvement du condyle est limité.

On constate également que le contact du côté droit est assuré plus longtemps que du côté gauche (environ 90% du cycle pour le côté droit, en comparaison avec 45% pour le côté gauche). De la même manière que pour le cas asymptomatique, une différence de taille existe entre les disques articulaires, le volume du disque droit étant environ 10% plus important que celui du disque gauche. Cette différence est, en même temps, liée à l'asymétrie des condyles articulaires.

Nous observons aussi que les forces de contact droites fosse-disque et disque-condyle, sont équivalentes pour la simulation EF. Cela illustre le rôle des tissus mous, sollicités de manière semblable par la fosse et le condyle.

On rappelle également que l'amplitude maximale d'ouverture est de $38\ mm$ et $31.5\ mm$, pour les cas asymptomatique et pathologique, respectivement. Dans ces cas particuliers, pour le cas pathologique, la force articulaire développée lors d'un mouvement d'ouverture de $31.5mm$ est comparable, voire plus importante, que la force trouvée sur le cas asymptomatique avec une amplitude d'ouverture plus importante (de l'ordre de 20.63%).

4.4 Zones de contact et contraintes à l'ouverture maximale

Nous avons analysé les valeurs de la contrainte principale de compression sur le disque. Tout d'abord nous avons étudié les zones de contact pour le disque; nous avons pu observer que la surface de contact disque-fosse est plus importante que la surface de contact disque-condyle.

Le contact est concentré sur la zone centrale du disque, évoluant graduellement vers la périphérie en fonction de l'amplitude de mouvement. Quand le condyle est déplacé vers l'avant, le contact disque-fosse s'effectue du centre vers la partie antérieure du disque, ce qui correspond au blocage du disque vers la glène temporale, poussé par le condyle.

Une comparaison des contraintes principales minimales est effectuée entre le cas asymptomatique et le cas pathologique pour l'instant lors de l'ouverture maximale. Les Figure V.13 et Figure V.14 montrent ces contraintes, en vues supérieure et inférieure. Nous avons trouvé des valeurs de contraintes assez proches entre les deux sujets.

Pour le cas asymptomatique, on trouve l'ouverture maximale à 40% du cycle, correspondant à un déplacement du point incisif de $38\ \mathrm{mm}$. Des valeurs de contraintes plus importantes sont observées du côté droit avec un maximum en valeur absolue de l'ordre de 1.2 MPa. Ces résultats confirment une nouvelle fois une épaisseur faible du disque gauche.

Pour le cas pathologique, on trouve l'ouverture maximale à 67% du cycle lorsque le déplacement du point incisif est de $31.5\ mm$. Contrairement au cas asymptomatique, le cas pathologique présente des contraintes légèrement plus importantes dans le disque gauche avec un maximum en valeur absolue d'environ $1.3MPa$.

Cas asymptomatique

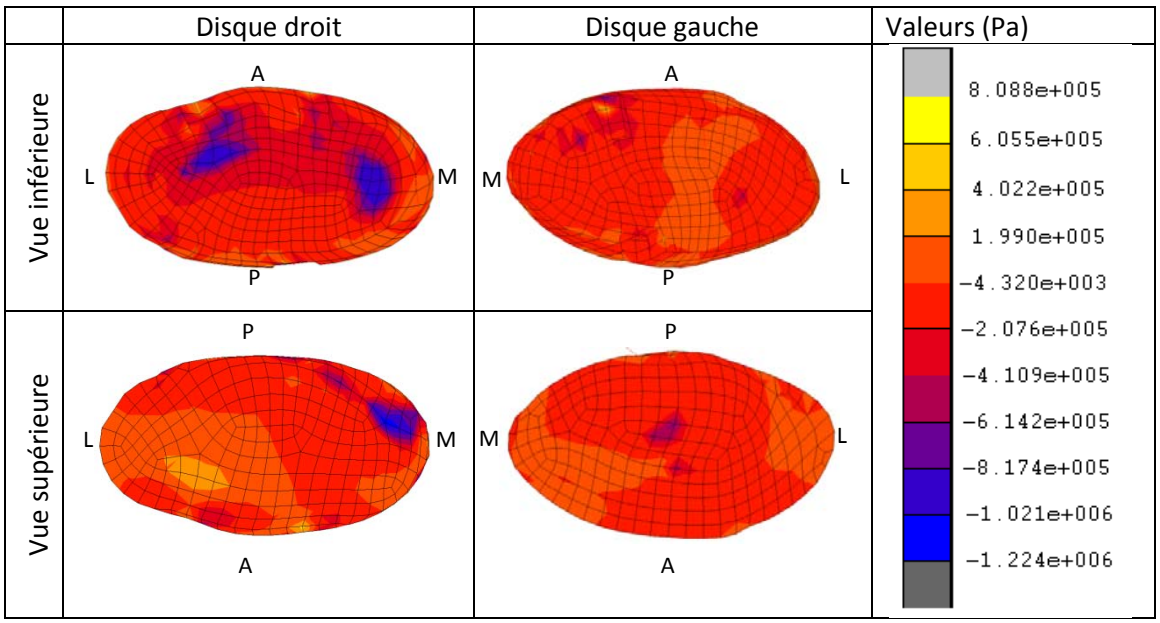


Figure V.13- Contrainte principale minimale sur les disques articulaires, cas asymptomatique en ouverture maximale. Les lettres indiquent la direction : A-Antérieure, P-Postérieure, M-Médiale et L-Latérale

Cas pathologique

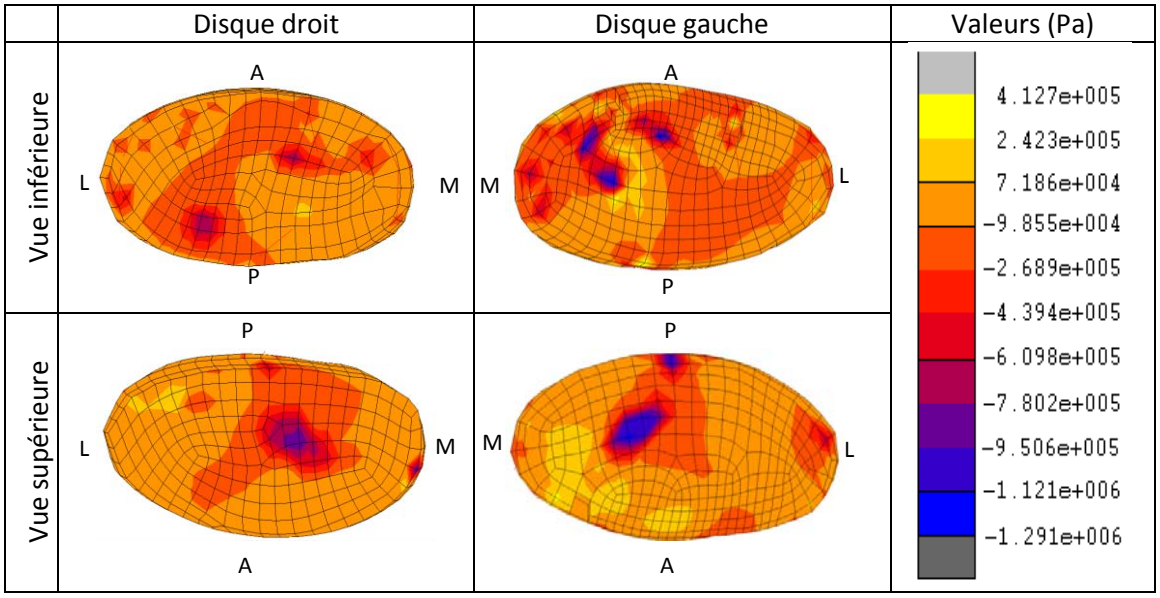


Figure V.14- Contrainte principale minimale sur les disques articulaires, cas pathologique en ouverture maximale. Les lettres indiquent la direction : A-Antérieure, P-Postérieure, M-Médiale et L-Latérale

Effectuer une comparaison directe de ces résultats avec d'autres études n'est pas évident. En effet les simulations de la littérature divergent de manière substantielle de celles que nous menons. Cependant quelques parallèles peuvent être effectués.

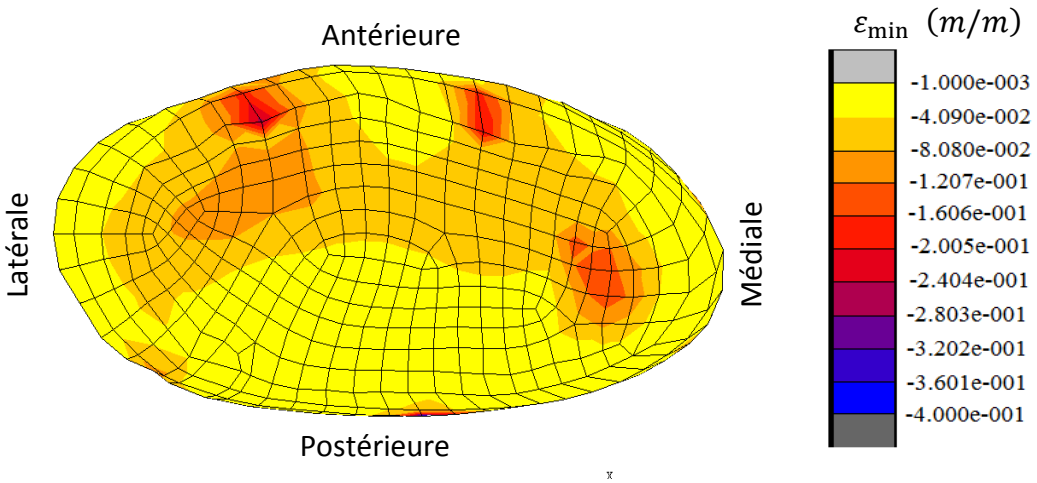


Figure V.15- Déformation principale minimale, cas asymptomatique (DE), vue inférieure du disque droit.

Beek et al. (2000) ont trouvé, pour le disque élastique et linéaire avec un module d'Young de 6MPa, une contrainte maximale de Von Mises de $2.7MPa$, localisée dans la zone intermédiaire du disque. Cette contrainte correspond à une déformation maximale de 0.44. La force résultante sur le condyle est de l'ordre de $35.5N$; dans notre travail, nous avons obtenu, pour le cas asymptomatique, des déformations de l'ordre de 0.1 (voir Figure V.15) pour des contraintes moyennes de ~0.7MPa correspondant au contact entre le disque et le condyle (voir Figure V.16). La force obtenue était de l'ordre de 7N sur l'articulation droite. Malgré les différences concernant le type de simulation, on retrouve des valeurs de contraintes tout à fait cohérentes par rapport au niveau de déformation.

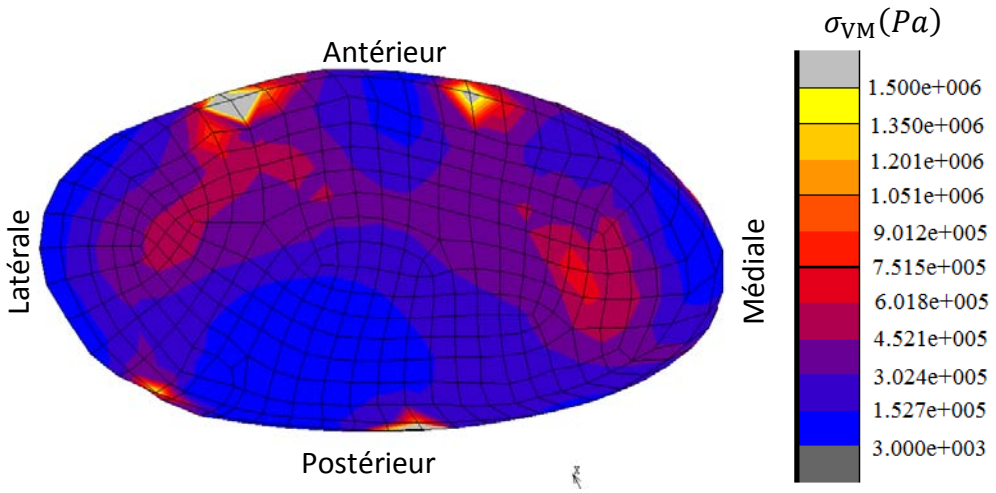


Figure V.16- Contrainte équivalente de Von Mises cas asymptomatique (DE), vue inférieure disque droit

4.5 Discussion du cas pathologique

La question à laquelle nous avons essayé de répondre était de savoir si, avec les éléments de la simulation, nous pouvons expliquer les phénomènes liés à la pathologie, autrement dit, essayer de donner une interprétation au trouble articulaire à partir des résultats de la simulation. Tel que nous l'avons annoncé dans le chapitre 3, le cas pathologique montre une résorption osseuse du condyle droit ainsi qu'une cinématique limitée, en comparaison avec son homologue gauche, suite à une chirurgie orthognatique.

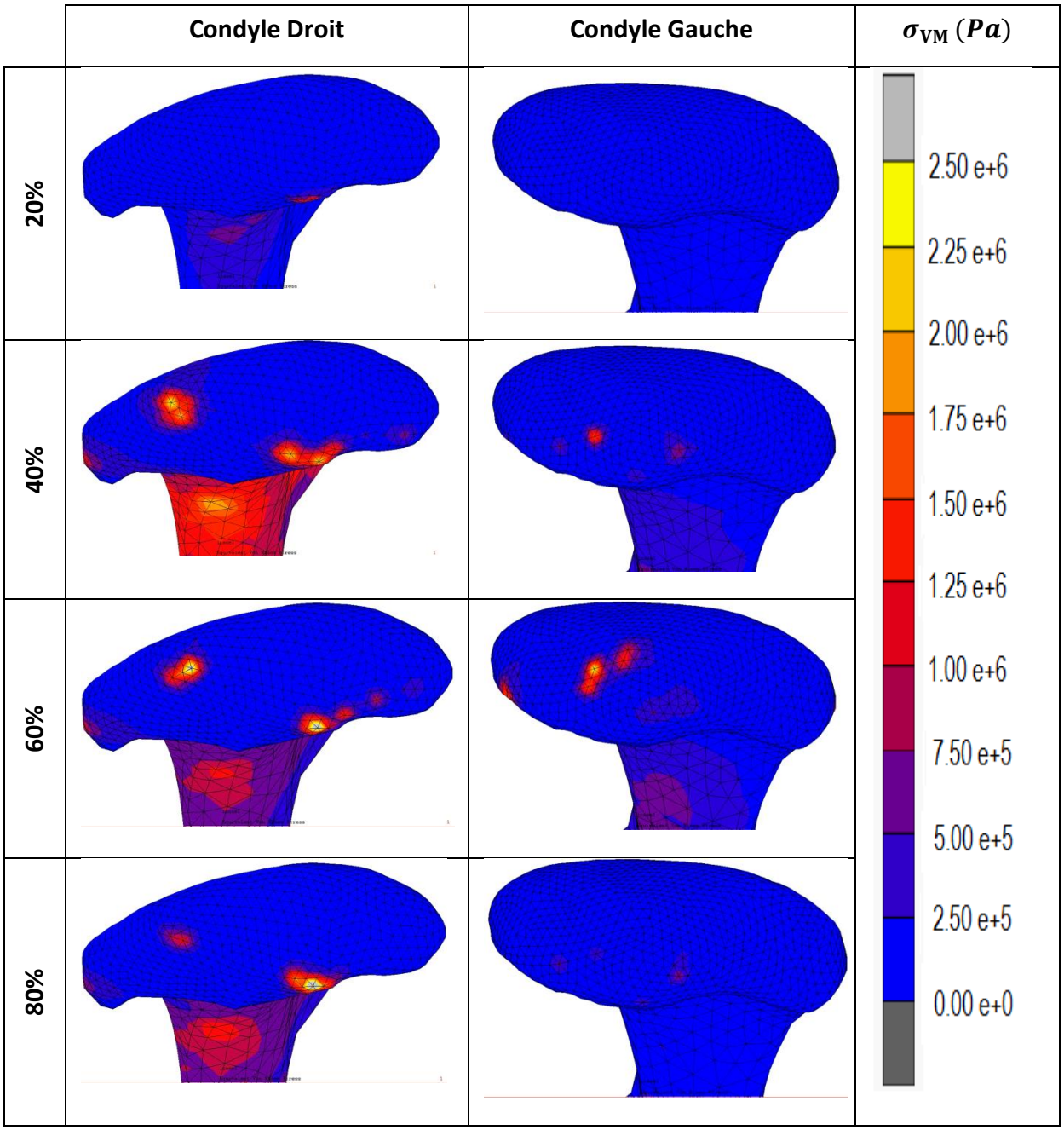


Figure V.17 - Evolution de la contrainte de Von Mises sur les condyles, cas pathologique, vue supérieure à quatre pourcentages du cycle d'ouverture-fermeture : 20%, 40%, 60% et 80%.

La première indication que nous avons suivie était d'examiner les contraintes pour le condyle articulaire. Nous recherchions une indication qui nous permet d'expliquer la raison de la

résorption osseuse au niveau droit. La Figure V.17 montre les contraintes sur les condyles articulaires à différents pourcentages du cycle d'ouverture fermeture.

Nous trouvons des contraintes ponctuelles semblables entre les deux condyles. Les contraintes sont réparties sur différentes zones de la surface du condyle au cours du mouvement. Nous ne trouvons donc pas d'indications qui suggèrent une sollicitation moins importante du condyle droit et par conséquence une résorption de ce condyle. Cependant, les valeurs de contraintes obtenues sont très faibles pour le mouvement d'ouverture-fermeture. La modélisation des configurations de serrage et/ou de mastication pourrait en revanche conduire à des différences significatives entre les deux condyles et ainsi justifier la résorption observée.

Une autre interprétation possible des résultats, pourra être que le condyle et le système manducateur se trouvent dans un état stabilisé, c'est-à-dire que l'appareil manducateur s'est adapté suite à l'intervention chirurgicale orthognatique et que la structure est dans un état où il n'y a ni réabsorption, ni densification osseuse. Pour vérifier cette hypothèse, il serait nécessaire d'avoir un historique de l'état des surfaces articulaires, via des examens radiographiques post-traitement, en observant particulièrement si le condyle articulaire a évolué par rapport à leur état avant la chirurgie.

La **deuxième indication** réside dans l'analyse du champ de contraintes sur la branche de la mandibule, notamment au niveau du col du processus condylaire. La figure suivante montre les contraintes de von Mises obtenues pour les cols aux niveaux droit et gauche :

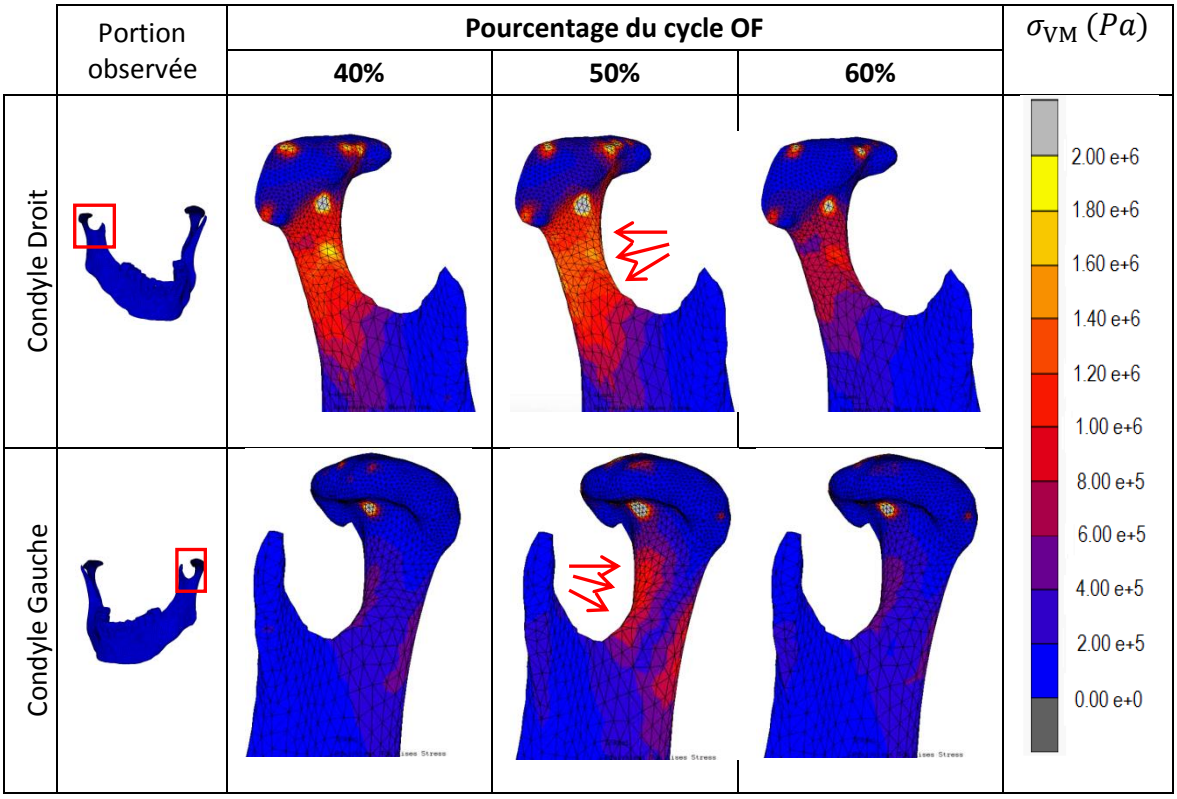


Figure V.18 – Vue isométrique, contrainte de Von Mises sur le col du processus condylaire, cas pathologique, contraintes correspondant à 3 états du cycle d'OF : 40%, 50% et 60%.

Nous avons trouvé que, sous l'action musculaire, les condyles réagissent comme des pivots bloqués sur les fosses articulaires, en produisant par conséquent, l'apparition d'un champ de

contraintes sur le col du processus condylaire (voir flèches Figure V.18). L'apparition de ces contraintes est visible sur les deux cols articulaires, mais le col droit reste le plus chargé au cours du cycle d'OF. Ce phénomène n'est pas observé que sur le cas pathologique. Pour le cas asymptomatique, on obtient aussi un champ de contrainte sur les cols, de l'ordre de $2.5MPa$, mais à la différence du cas pathologique, ce champs de contraintes reste symétrique entre les articulations droite et gauche.

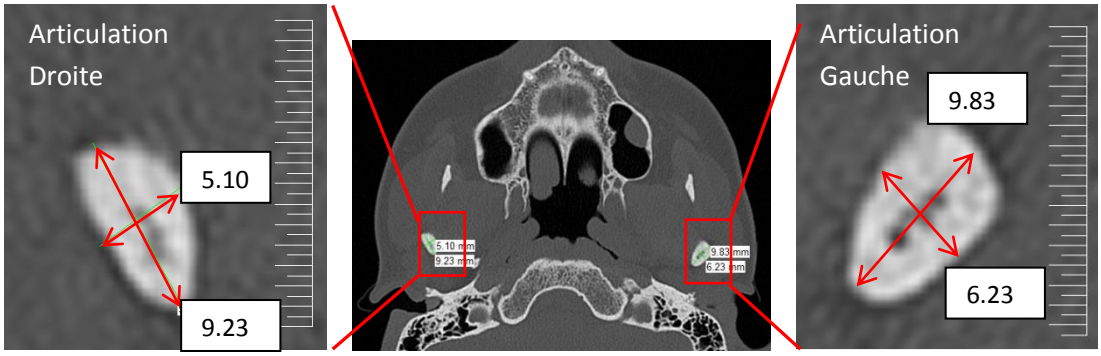


Figure V.19 - Estimation des longueurs du col mandibulaire pour le col mandibulaire gauche et droit, cas pathologique.

Nous avons comparé les dimensions du col des deux articulations ainsi que leur orientation. La Figure V.19 montre l'estimation des dimensions des cols pour le cas pathologique. Ces dimensions ont été estimées à une distance de 5mm en-dessous de l'axe majeur du condyle. Le col de l'articulation gauche est plus épais que celui de l'articulation droite, ce qui conduit à des contraintes plus faibles dans cette zone mandibulaire. Pour comparer l'orientation du processus condylaire, nous avons symétrisé le corps et le ramus gauche par rapport au plan sagittal.

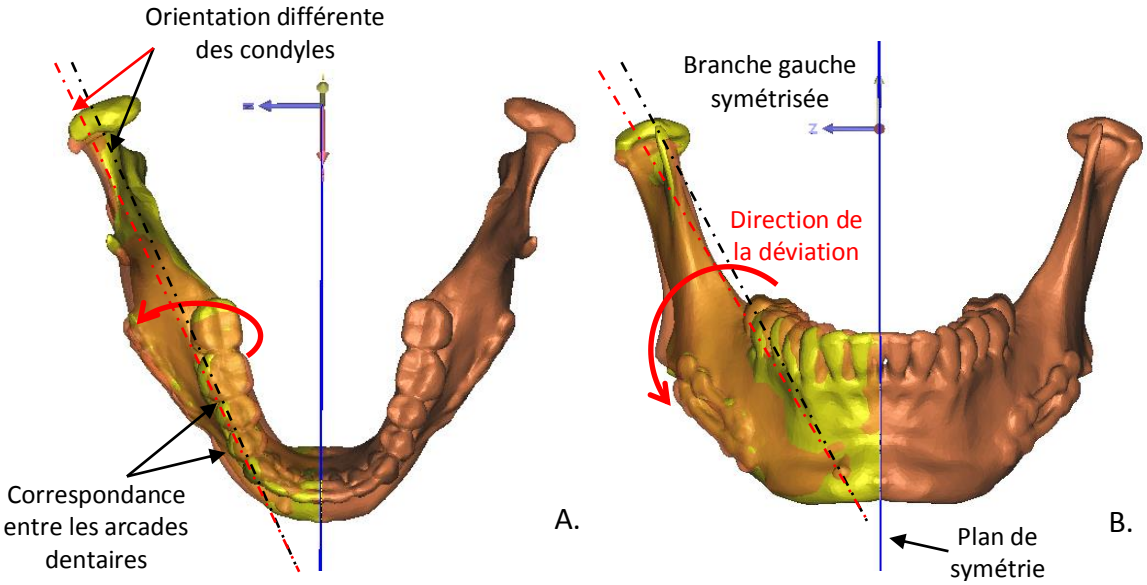


Figure V.20 - Comparaison de l'orientation du processus condylaire, cas pathologique. Le solide jaune est produit par l'effet miroir du corps et du ramus gauche par rapport au plan sagittal. A- Vue supérieure, B- Vue frontale

La Figure V.20 montre la superposition entre la mandibule (orange) et la branche gauche symétrisée (couleur jaune). On observe une bonne correspondance du corps de la mandibule, visualisé par la superposition des arcades dentaires. A mesure qu'on se rapproche du ramus, on constate une déviation par rapport au condyle droit.

Nous avons trouvé des efforts plus importants du côté droit, soit le côté dont la cinématique est limitée. Le blocage du condyle et les actions musculaires sur la mandibule produisent par conséquent des efforts importants sur le col du processus condylaire.

Le fait d'avoir une orientation différente du ramus mandibulaire peut conduire à des distributions des efforts différentes sur tout l'appareil manducateur. Dans le cas particulier étudié ici, des changements de forme et d'orientation des surfaces articulaires ont pour effet une distribution des efforts irrégulière entre les deux articulations, ainsi que des variations de l'activation musculaire et de la cinématique articulaire entre les côtés droit et gauche.

5. Conclusions partielles

Deux modèles numériques de l'ATM, prenant chacun en compte la mandibule, le maxillaire, les disques articulaires, les ligaments de la capsule et les principaux muscles actionnant le mouvement d'ouverture-fermeture ont été créés. La modélisation que nous avons proposée offre une véritable valeur ajoutée par rapport aux simulations de l'ATM existantes. D'une part nous tenons compte d'une grande partie de l'appareil manducateur et d'autre part, nous modélisons une cinématique réelle sur la géométrie correspondant au sujet.

Dans la simulation EF, nous avons constaté de nouveau l'importance des attaches disco-articulaires, avec une définition propre de leurs propriétés mécaniques. Le disque est guidé par le contact avec le condyle et avec la fosse articulaire et limité par les attaches articulaires. En termes de cinématique, l'effet d'avoir des éléments déformables permet de reproduire une meilleure interaction entre les solides et donc, d'obtenir des trajectoires plus proches de la réalité.

Ce type de simulation permet d'apporter des outils pour comprendre la mécanique articulaire liée à un trouble particulier. Pour le cas pathologique, nous avons trouvé une disparité morphologique entre les condyles, qui engendre à la fois une divergence dans la cinématique et une distinction dans la manière avec laquelle les muscles réalisent leur fonction.

La comparaison des résultats entre les deux sujets d'étude doit être effectuée de manière prudente, car le fait d'avoir deux cinématiques différentes avec des géométries articulaires différentes ne permettra pas de conclure à partir des différences observées, car les deux sujets d'étude sont différents. Le fait de prendre en compte les géométries réelles accroît la précision de la simulation, mais, de la même manière augmente la difficulté pour comparer les résultats.

Les contraintes trouvées au niveau des disques articulaires semblent très proches entre les deux sujets. Pour cette raison, il est très difficile d'associer un niveau de contrainte à une pathologie donnée, dans le cas de l'analyse d'un mouvement d'ouverture-fermeture. Il s'avèrera nécessaire, dans la suite de ce travail, de poursuivre et d'approfondir les développements réalisés en étudiant une configuration de chargement sollicitant l'ATM de façon importante, à savoir l'écrasement d'un aliment.

~~Conclusions et Perspectives~~

Ce travail a eu pour objectif de proposer une démarche de caractérisation du comportement de l'ATM, en vue de concevoir une prothèse de resurfaçage condylien. Un protocole de caractérisation a été mis en place, cela nous a permis d'étudier le fonctionnement de l'articulation ; l'ensemble des outils développés dans ce travail de thèse serviront par la suite à proposer des critères permettant une reconstruction articulaire.

Des essais d'usure entre le matériau prothétique et l'os porcin ont été réalisés afin d'étudier la viabilité de la prothèse de resurfaçage. Un protocole d'essai a permis l'identification de la vitesse comme paramètre prépondérant dans l'interaction de ce couple de matériaux. Nous avons remarqué l'existence de deux régimes d'usure : un régime transitoire ou de rodage et un régime d'usure linéaire en fonction de la distance de glissement. Le passage de la zone transitoire à la zone stabilisée se produit à une distance d'environ 2 Km. Grâce à nos essais, il est possible d'estimer l'usure de l'os cortical soumis à un contact avec la zircone, dans des conditions proches des conditions physiologiques. Pour donner une réponse définitive quant à la possibilité d'utilisation d'une prothèse de resurfaçage, il faudra réaliser, dans l'avenir, un essai *in-vivo* permettant d'apprécier le rôle du remodelage osseux au niveau de la zone de contact avec la prothèse.

La procédure que nous avons développée pour caractériser le comportement de l'ATM a permis d'étudier la cinématique et la dynamique de cette articulation. Cette procédure comporte deux étapes, une étape d'acquisition et une de simulation numérique. Nous avons mené l'ensemble du protocole sur deux sujets, l'un souffrant d'une résorption condylienne et un autre asymptomatique; nous avons effectué une comparaison des résultats entre les deux sujets. Tout d'abord nous avons constaté que l'ATM met en jeu un grand nombre de paramètres qui varient considérablement entre chaque sujet, ce qui justifie l'utilisation d'un modèle personnalisé pour chaque patient et le recours à une solution sur mesure dans le cadre d'un remplacement prothétique.

Nous avons trouvé des dissemblances notoires entre les deux sujets d'étude, malgré un âge, un genre, une taille et un poids semblables; en plus des différences morphologiques observées dans le cas pathologique, nous avons constaté une cinématique très différente entre les deux sujets.

En perspective de ce travail, une étude statistique de la cinématique de l'ATM pourra être menée sur un nombre important de personnes, afin de déterminer la relation entre les surfaces osseuses et la cinématique articulaire. Cette étude permettra également d'effectuer une classification des sujets par caractéristiques morphologiques et/ou d'établir des relations entre la cinématique et une pathologie donnée. Dans l'avenir, un système de mesure actif tel que le système Zebris pourra être un outil très important pour enrichir le diagnostic et l'analyse de l'état de l'ATM.

En observant chacun des sujets étudiés dans le cadre de notre travail, le cas asymptomatique montre un comportement semblable entre les deux côtés, en termes d'activation musculaire et force articulaire. A contrario, le cas pathologique exhibe une activité discordante entre les deux côtés. Ces résultats démontrent que les modifications de la forme des surfaces articulaires engendrent un déséquilibre de l'activité musculaire, de la force et de la cinématique articulaire.

Nous avons réalisé deux types de simulation (EF et CR) afin de reproduire les véritables mouvements enregistrés chez chaque sujet d'étude. Cette approche est innovante et riche par rapport aux simulations que l'on peut trouver dans la littérature. Un point clé de notre analyse est la manière de générer le mouvement par l'activation musculaire. Nous avons en effet utilisé un artifice numérique pour générer une contraction des muscles reproduisant de manière propre la cinématique articulaire. En perspective, cette activité musculaire pourra être affinée et/ou validée avec la comparaison de l'acquisition de l'activité électromyographique.

Des hypothèses majeures ont été faites au niveau de la simulation. Les plus discutables concernent les disques articulaires d'une part par la définition de leur géométrie et leur position initiale et d'autre part, par leurs propriétés mécaniques. Par la suite, il s'avérerait intéressant d'avoir recours à un examen de type IRM pour ajouter des indications par rapport à la forme et à la position de ces disques. Par rapport à leurs propriétés mécaniques, un comportement non linéaire pourra être introduit pour affiner les simulations. La prise en compte de la présence du cartilage articulaire pourrait aussi avoir une influence sur les résultats obtenus, conduisant à un amortissement des efforts sur la fosse et sur la face antérieure du condyle.

La cinématique reproduite correspond au mouvement d'ouverture-fermeture. En conséquence, les contraintes trouvées au niveau des articulations restent faibles, ce qui empêche d'effectuer un lien avec la résorption osseuse exposée du cas pathologique. Pour cette raison, il sera nécessaire, dans la suite, de reconduire l'ensemble de la procédure dans une configuration de chargement sollicitant l'ATM de façon plus importante.

Les outils développés dans ce travail de thèse permettront par la suite de proposer une prothèse condylienne sur mesure. Pour rétablir une cinématique fonctionnelle chez un sujet pathologique, nous introduirons une géométrie de prothèse dans la modélisation et nous observerons les différences obtenues sur la cinématique et les efforts articulaires. Pour l'évaluation de la performance de la prothèse, deux critères seront utilisés : l'un lié à la déformation et à la force de contact, l'autre portant sur les amplitudes de mouvement.

Il est important de remarquer que les méthodes d'évaluation proposées dans cette thèse pourront être utilisées pour la détermination d'un autre type de solution prothétique de l'ATM, tel qu'un remplacement total, ou inclus comme paramètres d'appréciation dans le cadre d'un traitement.

Bibliographie

Aerssens J., Boonen S., Lowet G., Dequeker J., Interspecies in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in vivo bone research. Endocrinology, Vol.139, N 2, pp. 663-670, 1998

Affatato S., Spinelli M., Zavalloni M., Mazzega-Fabbro C., Viceconti M., Tribology and total hip joint replacement: current concepts in mechanical simulation, review, Medical Engineering & Physics 30, 1305-1317, 2008

Affatato S., Testoni M., Cacciari G.L., Toni A., Mixed oxides prosthetic ceramic ball heads. Part1: effect of the ZrO2 fraction on the wear of ceramic on polyethylene joints. Biomaterials 20, pp. 917-975, 1999

Almarza AJ, Athanasiou KA. Desing characteristics fo the tissue engineering of cartilaginous tissues. Ann biomed Eng, Jan (32): 2-17, 2004

Aoun M., Elaboration et validation d'un modèle de l'Articulation Temporo-Mandibulaire par éléments finis. Thèse de Doctorat, Université de Bordeaux 1, 2010

ASTM-F1714. Standard Guide for Gravimetric Wear Assessment of Prosthetic Hip-Designs in Simulator Devices. West Conshohocken, PA: ASTM International, 2008

Athanasiou K. A., Almarza A. A., Detamore M. S., Kalpakci K. N., Tissue engeneering of temporomandibular joint cartilage. Morgan & Claypool, 2008

Bacheret R., Couches minces d'oxydes élaborées par voie sol-gel, épitaxiées et nanostructurées par traitements thermiques post-dépôt. Thèse de doctorat, Université de Limoges, 2006

Bardin T., Biologie du liquide synovial. Service de rhumatologie. Hôpital Lariboisière. Revue française des laboratoires, Nº300, Février, 1998

Beek M, Koolstra J K, van Eijden, Human temporomandibular joint disc cartilage as a poroelastic material. Clinical Biomechanics 18: 69-76, 2003

Beek M., Biomechanical modeling of the human jaw joint. Thesis; University of Amsterdam, 2001

Beek M., Koolstra J., van Ruijven, van Eijden T.M., Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. Clinical Biomechanics 33, pp. 307-316, 2000

Bhushan B. Modern Tribology Handbook, Two Volume Set. CRC 2000

BIOWEST SAS. Rue de la Caille, 49340 Nuaillé- France.

Bosetti M., Verne E., Ferraris M., Ravaglioli A., Cannas M., In vitro characterization of zirconia coated by bioactive glass, *Biomaterials 22*, 2001: 987-994, 2001

Brauckmann P., Makroskopischanatomische Form und Lageveranderungen des Discus articularisimmenschlichenKiefergelenk. Med Diss, Kiel 1995

Bronstein S.: Retained alloplastic temporomandibular joint disk implants: a retrospective study. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 64, 135–145,1987

Brooks S., Brand J., Gibbs S., Hollender L., Lurie A., Omnell K., Westesson P., White S., Imaging of the temporomandibular joint: a position paper of the American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 83:609–18. 1997

Brown S., Clarke I., A review of lubrication conditions for wear simulation in artificial hip replacements, Journal of tribology transactions, vol 49, N°1, pp. 72-78, 2006

Brown T., Shaw D., In vitro contact stress distribution in the natural hip, Journal of Biomechanics, 1983

Brown T., Shaw D., In vitro contact stress distribution on the femoral condyles. Journal of Orthopaedic Research Volume 2, Issue 2 Pages 105–199, 1984

Brunski J., Puleo D., Nanci A., Biomaterials and Biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants, Volume 15, Number 1, 2000

Bumann A., Lotzmann U., Mah J., Color atlas of Dental medicine, TMJ Disorders and Orofacial pain: The role of dentistry in a multidisciplinary diagnostic approach, Editors Klaus H. Rateitschak and Herbert F. Wolf, 2002

Caix P., l'articulation temporo-mandibulaire et son vrai-faux ménisque, Thèse de Doctorat, Université de Picardie, 1991

Carlier J., Laplanche O., Les trouves musculo-articulaires de l'appareil manducateur. L'information dentaire, n°33-29, pp. 41-47, septembre, 2010

Carnochan J., Mobilizing a patient's ankylosed jaw by placing a block of wood between the raw bony surfaces after resection. Archiv de Medicin 1860:284, 1860

Chassagne J., Chassagne S., Bussienne J., Gimel F., Simon E., Fyad J., Stricker C., Chirurgie et rééducation de l'articulation temporomandibulaire (en dehors de l'ankylose). Encyclopédie Médico-Chirurgicale (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris), Stomatologie, 22-056-T-15, 2001, 28p. 2001

Chen J., Akyuz U., Xu L., Pidaparti R., Stress analysis of the human temporomandibular joint. Med Eng Phys 20(8), pp. 565-572, 1998

Christensen R., The temporomandibular joint prosthesis eleven years later. Oral Implantol 2:125, 1971

Christensen R., The correction of mandibular ankylosis by arthroplasty and the insertion of a cast Vitalliumglenoid fossa, JS Calif S Dent Assoc 31:117, 1963

Christiansen E., Chan T., Thompson J., Hasso A., Hinshaw D., Kopp S., Computed tomography of the normal temporo-mandibular joint. Scand J Dent Res 95: 499-509, 1987

Clayton J., Kotowicz W., Zalher J., Pantographic tracings of mandibular movements and occlusion. J Prosthet Dent 25: 389-96, 1971

Conzen A., Eckstein F., Quantitative determination of articular pressure in the human shoulder joint, May-June 2000, Pages 196-204, 2000

Corporate Headquarters, Veeco NT1000 optical profiler. 1 Terminal Drive, Plainview, NY 11803

Coutant J., Détermination cinématique des déplacements de l'Articulation Temporo-Mandibulaire. Etude statistique, Thèse de doctorat, Université de Bordeaux 1, 2006.

Craddock M., Parker M., Cameron S., Artifacts in recording immediate mandibular translation: a laboratory investigation. J Prosthet Dent 78:172-8, 1997

Daas M., Dubois G., Bonnet A. S., Lipinski P., Rignon-Bret C., A complete finite element model of a mandibular implant-retained over denture with two implants : comparison between rigid and resilient attachement configurations. Medical Engineering & Physics (30): 218-225, 2008

Damiano J., Bardin T., Liquide synovial normal et pathologique. Fédération de rhumatologie. EMC-Podologie 1. Pp 65-79, 2005

Dargaud J., Vinkka-Puhakka H., Cotton F., Del Corso M., Bruy J., Vialle B., Kahl P., Rapports de dissection sur la connaissance de l'articulation temporomandibulaire. EMC (Elsevier Masson SAS, Paris), Odontologie, 23-446-C-15, 2007

Davim J., Marques N., Dynamical experimental study of friction and wear behaviour of bovine cancellous bone sliding against a metallic counterface in a water lubricated environment. Journal of Materials Processing Technology, 152 389:394, 2004

Denry I., Kelly J. R., State of the art of zirconia for dental applications, Dental Materials 24, pp: 199-307, 2008

Driemel O., Braun S., Muller-Richter U., Behr M., Reichert T., Kunkel M., Reich R., Historical development of alloplastic temporomandibular joint replacement after 1945 and state of the art. Int. J. Oral Maxillofac, 909–920, 2009

Eggers G., Arthroplasty of the temporomandibular joint in children with interpositional tantalum foil. J Bone Joint Surg 28:603, 1946

Eisenburger M., The human mandibular intercondylar angle measured by computed tomography, Archives of Oral Biology, Vol 44, Issue 11, Nov 1999, p 947–951. 1999

FDA News Release. FDA orders postmarket surveillance of certain TMJ implants. Feb. 7, 2011

Fricton J., Schellhas K., Braun B., Hoffman W., Bromaghim C., Joint disorders: derangements and degeneration. TMJ and Craniofacial Pain: Diagnosis and Management. St Louis, 1988:85-130, 1988

Gallo L., Modeling of temporomandibular joint function using MRI and jaw tracking technologies mechanics. Cell Tissues Organs, 180(1), pp. 54-68, 2005

Gallo L., Movement of the temporomandibular joint disk, Semi Orthod 18, 92-98, 2012

Gallo L., Nickel J., Iwasaki L., Palla S., Stress-field translation in the healthy human temporomandibular joint, Journal of Dental Research 2000, 79:1740, 2000

Gam A., Warming S., Larsen L., Jensen B., Hoydalsmo O., Allon I., Andersen B., Gotznische N., Petersen M., Mathiesen B., Treatment of myofascial trigger-points with ultrasound combined with massage and exercise-a randomized controlled trial. Pain 77: 73-79, 1998

GE Healthcare, Chalfont St.Giles, Buckinghamshire, UK, www.gehealthcare.com

GmbH. GAMMA Medizinisch- wissenschaftliche Fortbildungs-AG, Hundskehle 21 A-3400 Klosterneuburg, Austria

Goodsell J., Tantalum in temporomandibular joint arthroplasty: report of a case, J Oral Surg 5:41, 1947.

Gray R., Davies S., Quale A., Temporomandibular Disorders: a clinical approach. London: British Dental Association, 1995

Guarda- Nardini D., Manfredini D., Ferronato G., Temporomandibular joint total replacement prosthesis: current knowledge and considerations for the future. International J. Oral Maxillofacial Surgery. 37: 103-110. 2008

Hannam A., Stavness I., Lloyd J., Fles S., A dyamic model of jaw and hyoid biomechanics during chewing, Journal of biomechanics 41, pp. 1069-1076, 2008

HBM France SAS, 46 rue du Champoreux, BP 76 • F-91542 Mennecy Cedex

Helmer J., Driskell T., Research on bioceramics, Symposium on Use of Ceramics as Surgical Implants. South Carolina, USA: Clemson University, 1969

Hirose M., Tanaka E., Tanaka M., Fujita R., Kuroda Y., Yamano E., van Eijden M. G. J., Tanne K., Three dimensional finite element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching. J Oral Sci (114), pp. 441-448, 2006

Homsy C., Cain T., Kessler F., Porous implant systems for prosthesis stabilization. Clin Orthop 89:220, 1972

IBM Corporation. 1 New Orchard Road, Armonk, New York 10504-1722, United States

Institute of Health Economics. Total prosthetic replacement of the temporomandibular joint: a rapid evidence assessment and economic analysis. Edmonton AB: Institute of Health Economics; June 2012

Ivoclar vivadent SAS France. BP-118, 74410 Saint-Jorioz, France

Jaisson M., Lestriez P., Taiar R., Debray K., Modélisation par éléments finis du comportement du disque articulaire de l'ATM. International Orthodontics (10), pp. 66-84, 2012

Jee W., Tian X., Setterberg R., Cancellous bone minimodeling-base formation : a frost, takahashi legacy, J Musculoskelet Neuronal Interact 7(3) : 232-239, 2007

Kalender W., X-ray computed tomography. Physics in Medicine and Biology, 51(13):R29, 2006

Koolstra J., van Eijden T., The Jaw Open-Close Movements Predicted by Biomechanical Modelling, Journal of Biomechanics, Vol 30, pp. 943-950, 1997

Langenbach G., Hannam A., The role of passive muscletensions in a three-dimensional dynamic model of the human jaw, Archives of Oral Biology 44, 557–573, 1999

Loon J., Lambert G., Boering G., Evaluation of temporomandibular joint prostheses. Review of the literature from 1946 to 1994 and implications for future prosthesis designs, J. Oral Maxillofacial Surg. Sep;53(9):984-96, 1995

Ma L., Rainforth W., Sun D., Wharton J., Wood R., A "3-Body" abrasion wear study of bioceramics for total hip remplacement, J. of Wear 267: 2122-2131, 2009

Manicone P., Iommetti P., Raffaelli L., An overview of zirconia ceramics : Basic properties and clinical applications, Journal of Dentistry, 35, pp: 819-826, 2007

Maquet P., Van de Berg A, Simonet J., Femorotibial Weight-Bearing Areas. Experimental Determination, The Journal of Bone & Joint Surgery. 57:766-771, 1975

Marchadier A., Analyses d'images de tomographie X chez le petit animal : applications aux études de phénotypage ex vivo et in vivo. Thése de doctorat, Universitéd'Orleans, 2011

Materialise HQ, Technologielaan, 3000 Leuven, Belgium

MathWorks, Inc. 3 Apple Hill Drive Natick, Massachusetts 01760 USA

Mercuri L., The use of alloplastic prostheses for temporomandibular joint reconstruction. J Oral and Maxillofac Surg 58: 70-75, 2000

Mercuri L., Wolford L., Sanders B., White D., Hurder A., Henderson W., Custom CAD/CAM total temporomandibular joint reconstruction system. Preliminary multicenter report, J Oral MaxillofacSurg 53 : 106-115, 1995

Mesnard M., Elaboration et validation d'un protocole de caractérisation de l'Articulation Temporo-Mandibulaire. Thèse de doctorat, Université de Bordeaux 1, 2005

Minarelli A., Del Santo M., Liberti E., The Structure of the Human Temporomandibular Joint Disc: A Scanning Electron Microscopy Study. J Orofacial Pain (11):95-100, 1997

Miyanaga Y., Fukubayashi T., Kurosawa H., Contac study of the Hip Joint: load-deformation Pattern, contact area and contact pressure, Departement of Orthopaedic Surgery, Arch Orthop Trauma Surg, 103: 13-17, 1984

Mommers X., Wajszczjak L., Zwetyenga N., Functional results after temporomandibular joint reconstruction using a total joint prosthesis (part II). Rev Stomatol Chir Maxillofac Chir Orale. 2013 Sep 12, 2013

Morgan D., Dysfunction pain, tinnitus, vertigo corrected by mandibular joint surgery. JS Calif S Dent Assoc 39:505, 1971

Mori H., Horiuchi S., Nishimura S., Nikawa H., Murayama T, Ueda K., Ogawa D., Kuroda S., Kawano F., Naito H., Tanaka M., Koolstra H., Tanaka E., Three-dimensional finite element analysis of cartilaginous tissues in human temporomandibular joint during prolonged clenching, Archives of oral biology, vol. 55, 879-886, 2010

Morita J. Mfg. Corp, 680 Higashihama Minami-cho, Fushimi-ku, Kyoto, 612-8533 Japan, http://www.jmorita-mfg.com

Mosekilde L., Kragstrup J., Richards A., Compressive strength, ash weight, and volume of vertebral trabecular bone in experimental fluorosis in pigs. Calcif Tissue Int 40:318-22. 1987

Moulin G., Gavergeon J., Beranger G., Zircone : Céramique fonctionnelle. Techniques de l'ingénieur, Référence N3210, Oct. 2008

Moulin P., Arthrologie de l'articulation temporo-mandibulaire, Laboratoire d'anatomie de la faculté de Medecine de Nantes. 2009-2010

Nickel J., Iwasaki L., McLachlan K., Effect of the physical envi-ronment on growth of the temporomandibular joint. Science and Practice of Occlusion. Quintessence, Chicago 1997 (pp. 115-124), 1997

Nordin M., Frankel V. H., Biomechanics of the musculoskeletal system, Lippincott Williams & Wilkins, 2001

Odin G., Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale. Thèse de Doctorat. Ecole de Mines, Paritech, 2008

Okeson J., Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion, 5th edition. St Louis: V Mosby, 2003:153. 2003

Okeson J., Orofacial Pain: Guidelines for Assessment, Diagnosis and Management, American Academy of Orofacial Pain, ed. Chicago: Quintessence, 1996:116-7. 1996

Orthlieb J., Brocard D., Schittly J., Manière-Ezvan A, Occlusodontie pratique, Collection JPIO, Formation continue du chirurgien Dentiste, Editions CdP, Wolters Kluwer France, 2000

Palmer A., Werner F., Biomechanics of the distal radioulnar joint, Jul-Aug;(187):26-35. 1984

Peck C., Johnson C., Klineberg, The variability of condylar point pathways in open-close jaw movements, J Prosthet Dent; 77: pp. 394-404, 1997

Peck C., Langenbach G., Hannam A., Dynamic simulation of muscle and articular properties during human wide jaw opening. Archives of Oral Biology 45, pp. 963–982, 2000

Peck C., Murray G., Johnson C., Trajectories of condylar points during nonworking side and protrusive movements of the mandible, J Prosthet Dent; 82: pp. 322-331, 1999

Pérez del Palomar A., Doblaré M., Finite element analysis of the temporomandibular joint during lateral excursión of the mandibule, Journal of Biomechanics, Vol 39. 2153-2163, 2005

Pérez del Palomar A., Doblaré M., Influence of unilateral disc displacement on the stress response of the temporomandibular joint discs during opening and mastication. J. Anat 211, pp. 453-463, 2007

Pileicikiene G., Surna A., Barauskas R., Surna R., Basevicius A., Finite element analysis of stress in the maxillary and mandibular dental arches and TMJ articular discs during clenching into máximum intercuspation, anterior and unilateral posterior occlusion, Stomatologija Baltic Dental and Maxillofacial Journal (9), 121-128, 2007

Quinn P., Alloplastic reconstruction of the temporomandibular joint, Selected readings in Oral and Maxillofacial Surgery., Sep. 2002: 7(5): 2, 2002

Rahn B., Morphology of fracture healing and its relationship to biomechanics. Oral and Maxillofacial Traumatology, vol 1. In: Kruger E, Schilli W (eds) Chicago: Quintessence 134–145, 1982

Raveh J., Geering A.H., Sutter F., Stich H., Initial experiences with a new temporo mandibular joint prosthesis. Preliminary results. SSOSchweizMonatsschrZahnheilkd 1982;92: 681-689, 1982

Rehman T., Gibokote S., Ilango N., Thaj J., Sarawagi R., Gupta A., Mandibular condyle with associated Temporomandibular joint ankylosis: a computed tomography study of the patterns and morphological variation. Dentomaxillaire Radiology 38, pp. 239-244, 2009

Richter B., Ostermeier S., Turger A., Denkena B., Hurschler C., A rolling-gliding wear simulator for the investigation of tribological material pairings for application in total knee arthroplasty. BioMedical Engineering OnLine 9:24, 2010

Risdon F., Ankylosis of the temporomandibular joint, J Am Dent Assoc 21:1933, 1933

Ruehe B., Niehues S., Heberer S., Nelson K., Miniature pigs as an animal model for implant research: bone regeneration in critical-size defects. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology, Volume 108, Pages 699-706, 2009

Sangeorzan B., Tencer A., Contact characteristics of the subtalar joint: load distribution between the anterior and posterior facets, J Orthop Res. 1992 Jul; 10(4):535-43, 1992

Sapin De-Brosses E., Alvarez Areiza D., Bonnet A.S., Lipinski P., Subject-specific numerical estimation of the temporomandibular joint reaction force during mouth opening and closing movement, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol. 14, No.S1, August 2011, 125-127, 2011

Savoldelli C., Bouchard P., Laoudad R., Baque P., Tillier Y., Stress distribution in the temporo-mandibular joint disc during jaw closing : a high-resolution three-dimensional finite-element model analysis. Surg Radiol Anat (34), pp. 405-413, 2012

Scapino R., Canham B., Finlay H., Mills D., The behavior of collagen fibers in stress relaxation and stress distribution in the jaw-joint disc of rabbits, Artch Oral Biol, Vol 41, 1039-1052, 1996

Siegler S., Block J., Schneck C., The mechanical characteristics of the collateral ligaments of the human ankle joint, Foot and Ankle (8), 234–42, 1988

Siniawski M., Harris S., Wang Q., A universal wear for abrasion. Journal of wear, 262, 883-888, 2007

Solberg W., Woo M., Houston J., Prevalence of mandibular dysfunctions in young adults. J Am Dent Assoc 98 (1):25-34, 1979

Solberg, W., Hansson, T., Nordstrom B., The temporomandibular joint in young adults at autopsy: a morphologic classification and evaluation. J Oral Rehabilitation 12: 303-321, 1985

Struers Hardness Measurements System, software HMS32, 2003

Swindle M., Smith A., Swine in biomedical research. In Conn PM, ed. Sourcebook of Models for Biomedical Research. Humana Press Inc, Totowa, NJ. Pp: 233-9. 2007

Synthes, Inc. 1302 Wrights Lane East, West Chester, PA 19380, USA, 2013

Tanaka E., Sasaki A., Tahimina K., Yamaguchi K., Mori Y., Tanne K., Mechanical properties of human articular disk and its influence on TMJ loading studied with finite element method. J Oral Rehabil, Mar 28 (3): 273-279, 2001

Tanaka E., Shibaguchi T., Tanaka M., Tanne K., Viscoelastic properties of the human temporomandibular joint dis in patients with internal derangement. J Oral MaxillofacSurg, 58 (9), 997-1002, 2000

Tanaka E., delPozo R., Sugiyama M., Tanne K., Biomechanical response of retrodiscal tissue in the temporomandibular joint under compression, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 60, 546–551, 2002

Tanaka E., Kawai N., Tanaka M., Todoh M., van Eijden T., Hanaoka K., Dalla-Bona D, Tanaka T, TanneK., The frictional coefficient of the temporomandibular joint and its dependency on the magnitude and duration of joint loading. Journal of Dental Research 83: 404-407, 2004

Tanaka E., Rodrigo P., Tanaka M., Kawaguchi A., Shibazaki T., TanneK., Stress analysis in the TMJ during jaw opening by use of a three-dimensional finite element model based on magnetic resonance images, Journal of Oral Maxillofacial Surgery, Vol. (30) 421-430, 2001

Thorwarth M., Schultze-Mosgau S., Kessler P., Wiltfang J., Schlegel K., Bone regeneration in osseous defects using a resorbable nanoparticular hydroxyapatite. J Oral Maxillofac Surg 63, 1626-33, 2005

Tuijt M., Koolstra J., Lobbezzo F., Naeije M., Differences in loading of the temporomandibular joint during opening and closing of the jaw. Journal of Biomechanics 43, pp. 1048-1054, 2010

Turnhout M., Schipper H., Van Largen B., Zuilhof H., Kranenbarg S., Van Leeuwen J., Postnatal development of depth-dependent collagen density in ovine articular cartilage. BMC Development Biology 2010, 10-108, 2010

Vu M. B., Contribution à la caractérisation des milieux (visco-)élastiques anisotropes et hétérogènes : Application au tissu osseux. Thèse de doctorat, Université de Paris-Est, Oct. 2011

Wang Q., Ge S., Comparison of biotribology of swine compact bone against UHMWPE, J China Univ Mining and Technol, 17 (1): 0133-0137, 2007

Wang S., Liu Y., Smith A., The miniature pig: a useful model for dental and orofacial research, Oral Dis. 13:530-7, 2007

Wright E., Manual of Temporo Mandibular Disorders, 1st, Ed. Blackwell Munksgaard, 2005

Yang J., Chiou R., Ruprecht A., Vicario J., MacPhail L., Rams T., A new device for measuring density of jaw bones, Dentomaxillofacial Radiology (31), 313-316, 2002

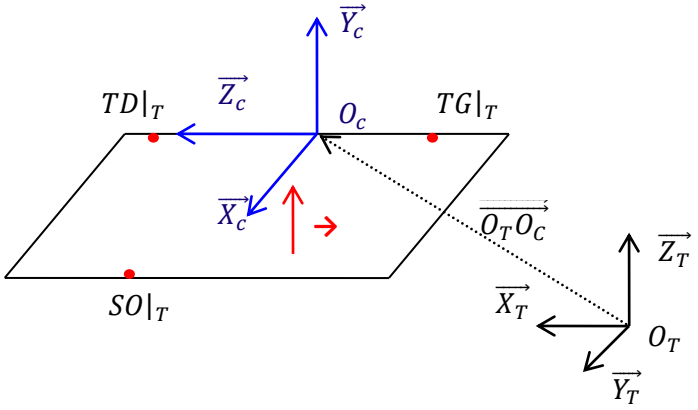
Zebris GmbH, Zebris Medical. Germany, Postfach 1143, D-88305

Annexe 1 : transformation de repère

Nous allons décrire la procédure suivie pour définir une matrice de passage pour le repère crâne (R_C), on rappelle que le repère crâne est un repère formé à partir des tragi $(TD_c\ et\ TG_c)$ et du point infra orbital (SO_c). Les modèles et résultats évoqués dans ce travail de thèse sont exprimés dans le repère crâne. Par la suite nous allons développer deux transformations :

Représentation des données tomographiques dans $\boldsymbol{R_C}$

Suite à l'acquisition tomographique, nous avons la géométrie du sujet inscrite dans un repère tomographique R_T, défini par le scanner. Nous avons alors les coordonnées des tragi $(TD|_T\ et\ TG|_T)$ et du point infra orbital $(SO|_T)$, définis dans R_T.



Nous allons maintenant définir le repère crâne à partir des points tragi $(TD|_T\ et\ TG|_T)$ et du point infra orbital $(SO|_T)$.

$$TD|_T\begin{pmatrix} x_{TD|_T} \\ y_{TD|_T} \\ z_{TD|_T} \end{pmatrix} \qquad TG|_T\begin{pmatrix} x_{TG|_T} \\ y_{TG|_T} \\ z_{TG|_T} \end{pmatrix} \qquad SO|_T\begin{pmatrix} x_{SO|_T} \\ y_{SO|_T} \\ z_{SO|_T} \end{pmatrix}$$

$$O_C\begin{pmatrix} \frac{x_{TD|_T}+x_{TD|_T}}{2} \\ \frac{y_{TD|_T}+y_{TD|_T}}{2} \\ \frac{z_{TD|_T}+z_{TD|_T}}{2} \end{pmatrix}, \text{ Donc} \qquad \overrightarrow{O_CTD|_T} = \begin{pmatrix} \frac{x_{TD|_T}-x_{TD|_T}}{2} \\ \frac{y_{TD|_T}-y_{TD|_T}}{2} \\ \frac{z_{TD|_T}-z_{TD|_T}}{2} \end{pmatrix}$$

Ensuite le vecteur $\overrightarrow{Z_C}$, $\quad \overrightarrow{Z_C} = \overrightarrow{O_CTD|_T} / \|O_CTD|_T\|$

Ensuite le vecteur $\overrightarrow{Y_C}$, $\quad \overrightarrow{Y_C} = \frac{\overrightarrow{O_C TD|_T} \wedge \overrightarrow{O_C SO|_T}}{\left\| \overrightarrow{O_C TD|_T} \wedge \overrightarrow{O_C SO|_T} \right\|}$

Ensuite le vecteur $\overrightarrow{X_C}$, $\quad \overrightarrow{X_C} = \overrightarrow{Y_C} \wedge \overrightarrow{Z_C}$

Nous pouvons exprimer une matrice de passage $[\,P_{R_T R_C}]$ du repère R_T au repère R_C :

$$[\,P_{R_T R_C}] = [\overrightarrow{X_C} \;\; \overrightarrow{Y_C} \;\; \overrightarrow{Z_C}]_{R_T}$$

Nous allons exprimer dans le repère crâne R_C un vecteur écrit dans le repère R_T. Donc pour un vecteur quelconque $\overline{O_T P_T}$, avec l'utilisation de la matrice de transformation $M_{R_T R_C}$

$$[\,M_{R_T R_C}] = \begin{bmatrix} P_{R_T R_C} & \overline{O_T O_C} \\ [0 \;\; 0 \;\; 0] & 1 \end{bmatrix}_{R_T} = \begin{bmatrix} \overrightarrow{X_C} & \overrightarrow{Y_C} & \overrightarrow{Z_C} & \overline{O_T O_C} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}_{R_T}$$

$$[\,M_{R_T R_C}]^{-1} = [\,M_{R_C R_T}], \qquad \text{Et} \qquad \overline{O_T P_T} = \begin{pmatrix} x_{P|_T} - x_{O|_T} \\ y_{P|_T} - y_{O|_T} \\ z_{P|_T} - z_{O|_T} \end{pmatrix}_{R_T}, \qquad \text{Donc}$$

$$\overline{O_C P_C} = \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{pmatrix}_{R_C} = [\,M_{R_C R_T}] \begin{pmatrix} x_{P|_T} - x_{O|_T} \\ y_{P|_T} - y_{O|_T} \\ z_{P|_T} - z_{O|_T} \\ 1 \end{pmatrix}_{R_T}$$

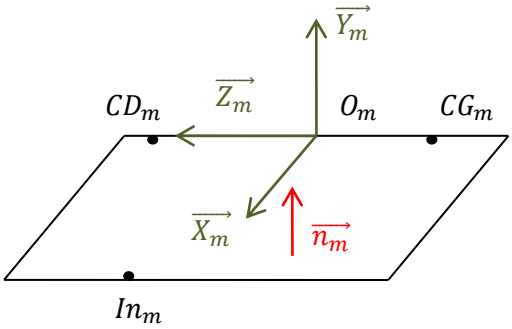
Nous pouvons donc, exprimer les données tomographiques dans le repère crâne, en utilisant la matrice de passage $[\,M_{R_C R_T}]$

Position de la mandibule dans R_C

Une fois l'enregistrement Zebris effectué, les données cinématiques sont écrites dans un repère Zebris (R_Z), défini à partir des centres des condyles et du point infra orbital. Nous cherchons à exprimer le mouvement de la mandibule dans le repère crâne (R_C).

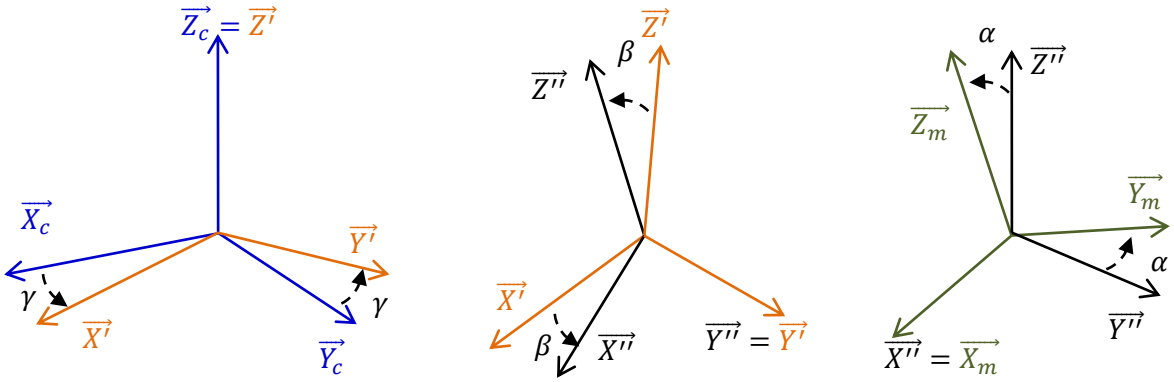
De la même façon que pour la transformation des données tomographiques, nous pouvons exprimer une matrice de passage $[\,M_{R_Z R_C}]$ du repère zebris au repère crâne. Avec l'utilisation de cette matrice de passage, nous exprimons les données dans le repère crâne.

Ensuite, nous cherchons à exprimer les n positions successives de la mandibule à chaque instant de temps t dans le repère crâne (R_C). Nous introduisons pour cela un repère lié à la mandibule, défini à partir des centres des condyles (CD_m *et* CG_m) et du point incisif (In_m).



On exprimera le mouvement sous forme d'une translation de vecteur $\overrightarrow{O_cO_m}$ et de trois rotations suivant une séquence d'axes mobiles.

La séquence d'axes sera la suivante : $Z_c \rightarrow Y' \rightarrow X_m$



$$\left[R_{R_c \rightarrow R_m}\right]_{R_c} = [C(\gamma)][B(\beta)][A(\alpha)]$$

$$\left[R_{R_c \rightarrow R_m}\right]_{R_c} = [P_{RcRm}] = [(X_m)(Y_m)(Z_m)]$$

γ correspond à la rotation sagittale de la mandibule par rapport au crâne, β correspond à la rotation dans le plan coronal et α à celle dans le plan frontal

$$[C(\gamma)] = \begin{bmatrix} cos\gamma & -sin\gamma & 0 \\ sin\gamma & cos\gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad [B(\beta)] = \begin{bmatrix} cos\beta & 0 & sin\beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -sin\beta & 0 & cos\beta \end{bmatrix} \quad [A(\alpha)] = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & cos\alpha & -sin\alpha \\ 0 & sin\alpha & cos\alpha \end{bmatrix}$$

$$\left[R_{R_c \rightarrow R_m}\right]_{R_c} = \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma c\beta s\alpha + c\gamma s\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} = \left[\begin{pmatrix} X_{m1} \\ X_{m2} \\ X_{m3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y_{m1} \\ Y_{m2} \\ Y_{m3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Z_{m1} \\ Z_{m2} \\ Z_{m3} \end{pmatrix}\right]$$

X_{m1}, X_{m2}, X_{m3} correspondent aux composantes du vecteur $\overrightarrow{X_m}$ dans R_c. Alors, pour chaque instant t :

$$CD_m \begin{pmatrix} x_{CD_m} \\ y_{CD_m} \\ z_{CD_m} \end{pmatrix} \qquad CG_m \begin{pmatrix} x_{CG_m} \\ y_{CG_m} \\ z_{CG_m} \end{pmatrix} \qquad In_m \begin{pmatrix} x_{In_m} \\ y_{In_m} \\ z_{In_m} \end{pmatrix}$$

Calcul point milieu $CD_m CG_m$ (O_m)

$$O_m \begin{pmatrix} \frac{x_{CD_m} + x_{CG_m}}{2} \\ \frac{y_{CD_m} + y_{CG_m}}{2} \\ \frac{z_{CD_m} + z_{CG_m}}{2} \end{pmatrix}$$

Calcul de $\overrightarrow{\mathrm{Z_m}}$ (pour chaque instant t)

$$\overrightarrow{O_m CD_m} = \begin{pmatrix} \frac{x_{CD_m} - x_{CG_m}}{2} \\ \frac{y_{CD_m} - y_{CG_m}}{2} \\ \frac{z_{CD_m} - z_{CG_m}}{2} \end{pmatrix} \qquad \overrightarrow{Z_m} = \frac{\overrightarrow{O_m CD_m}}{\|\overrightarrow{O_m CD_m}\|^2}$$

Calcul de $\overrightarrow{\mathrm{Y_m}}$

$$\begin{cases} a_m x_{CD_m} + b_m y_{CD_m} + c_m z_{CD_m} + d_m = 0 \\ a_m x_{CG_m} + b_m y_{CG_m} + c_m z_{CG_m} + d_m = 0 \\ a_m x_{In_m} + b_m y_{In_m} + c_m z_{In_m} + d_m = 0 \end{cases} \qquad \overrightarrow{n_m} \begin{pmatrix} a_m \\ b_m \\ c_m \end{pmatrix} \qquad \overrightarrow{Y_m} = \frac{\overrightarrow{n_m}}{\|\overrightarrow{n_m}\|^2}$$

Pour résoudre ce système, on fixe arbitrairement une inconnue ($\mathrm{d_m} = 1$ par exemple), ensuite,

$$\overrightarrow{X_m} = \overrightarrow{Y_m} \wedge \overrightarrow{Z_m}$$

Nous pouvons donc déterminer les valeurs α, β, γ

$$\left[R_{R_c \to R_m}\right]_{R_c} = \begin{bmatrix} c\gamma c\beta & c\gamma s\beta s\alpha - s\gamma c\alpha & c\gamma s\beta c\alpha + s\gamma s\alpha \\ s\gamma c\beta & s\gamma c\beta s\alpha + c\gamma s\alpha & s\gamma s\beta c\alpha - c\gamma s\alpha \\ -s\beta & c\beta s\alpha & c\beta c\alpha \end{bmatrix} = \left[\begin{pmatrix} X_{m1} \\ X_{m2} \\ X_{m3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Y_{m1} \\ Y_{m2} \\ Y_{m3} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Z_{m1} \\ Z_{m2} \\ Z_{m3} \end{pmatrix} \right]$$

$$\beta = -Sin^{-1}(X_{m3}) \quad \alpha = tan^{-1}\left(\frac{Y_{m3}}{Z_{m3}}\right) \quad \gamma = tan^{-1}\left(\frac{X_{m2}}{X_{m1}}\right)$$

Le mouvement de la mandibule pourra être exprimé par la translation du vecteur $\overrightarrow{O_c O_m}$ et de trois rotations $\mathrm{Z_c}(\gamma) \to \mathrm{Y'}(\beta) \to \mathrm{X_m}(\alpha)$

Titre

«Réflexions sur la reconstruction prothétique de l'articulation temporo-mandibulaire à travers une étude biomécanique comparative entre sujets asymptomatique et pathologique»

Résume

Cette thèse aborde une étude biomécanique de l'Articulation Temporo Mandibulaire (ATM), dont l'un des objectifs est la définition d'une approche complète, faisant appel à des outils modernes, permettant la conception d'une prothèse d'ATM personnalisée. Tout d'abord, nous avons conçu et réalisé un tribomètre reproduisant les conditions physiologiques de fonctionnement de l'ATM, afin d'étudier les interactions entre un matériau prothétique et de l'os porcin et de quantifier leurs usures respectives.

La conception prothétique personnalisée passe par la réalisation d'un « état des lieux ». Nous avons donc défini un protocole de caractérisation non invasif de l'ATM. Il correspond à l'acquisition de sa géométrie actuelle et des mouvements élémentaires de la mandibule. Dans un deuxième temps, des simulations numériques en dynamique des corps rigides et/ou en éléments finis ont été réalisées pour accéder à des grandeurs mécaniques, telles que contraintes et déformations, nécessaires à la conception d'une prothèse. La totalité du protocole a été menée sur deux sujets d'étude : un sujet présentant une résorption condylienne et un sujet asymptomatique. Des modèles numériques personnalisés ont été construits pour chaque cas. Ces modèles nous ont permis d'étudier le fonctionnement articulaire de chaque individu. Nous avons effectué des comparaisons entre ces deux sujets et nous avons pu constater des différences notables concernant le fonctionnement articulaire. Il s'est avéré que les changements morphologiques occasionnés par la résorption osseuse ont des conséquences sur l'activité musculaire, ainsi que sur les efforts articulaires.

Ce travail a permis d'enrichir les connaissances fondamentales par rapport au fonctionnement de l'ATM. Il a également permis de valider des outils d'évaluation de l'état fonctionnel de l'articulation. L'approche développée durant cette thèse est mise en pratique au sein de la société OBL, spécialisée dans la conception et la réalisation de prothèses maxillo-faciales sur mesure. Elle peut également être utilisée comme outil d'évaluation de solutions prothétiques existantes et à venir.

Mot-Clef

Articulation temporo-mandibulaire, remplacement articulaire, cinématique mandibulaire, modèle de corps rigides, modèles éléments finis, tribologie

Title

"Considerations about Temporo-Mandibular Joint prosthetic reconstruction through a biomechanical comparative study between asymptomatic and pathological subjects"

Abstract

This thesis deals with a biomechanical study of the Temporo-Mandibular Joint (TMJ); one of the objectives of this work is the definition of a complete approach, using modern tools, allowing the design of a personalized TMJ prosthesis. First of all, a tribometer reproducing the TMJ physiological conditions was designed and built, in order to study the interactions between porcine bone and a prosthetic material and to quantify their respective wears. Through this device, the relationships between the contact parameters and bone wear were determined.

Personalized prosthetic design needs first to carry out "a state-of-the-art". We defined a non invasive protocol for TMJ characterization. It corresponds to the acquisition of its current geometry and of the mandible elementary motions. In a second step, numerical simulations of rigid bodies and/or finite elements were achieved to obtain the mechanical quantities, such as stresses and strains, necessary for the prosthesis design. The entire protocol was conducted on two subjects: an asymptomatic one and a second one with condylar resorption. Personalized numerical models were built for each case. These models allowed us study the joint functioning of each subject. We made comparisons between these subjects and significant differences were found. It was proved that the changes produced by bone resorption have an impact on muscle activity, as well as contact forces in joints.

This work allowed enhancing the fundamental knowledge regarding TMJ operating conditions. It also enabled to validate evaluation tools of the functional state of the joint. The approach developed during this thesis is applied by OBL society, specialized in the design of customed maxillofacial prostheses. The approach proposed in this work can also be used as an evaluation tool of existing prosthetic solutions, as well as future solutions.

Keyword

Temporo mandibular joint, joint replacement, mandibular kinematics, rigid bodies modeling, finite elements simulations, tribology