



Rapport de recherche présenté en vue de l'obtention du
MASTER RECHERCHE SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

PARCOURS BIOMECHANIQUE

Laboratoire Efficience et Déficience Motrices

EA 2991 Montpellier

EVALUATION DES RISQUES FRACTURAIRES DE LA MANDIBULE
FRAGILISEE PAR L'UTILISATION DES TECHNIQUES DE MODELISATION PAR
ELEMENTS FINIS

Présenté par

DELAVAL Christophe

Sous la direction du Pr Patrick Goudot (chef de service de Chirurgie Maxillo-
faciale)

et de Jean-Paul Micallef (DR INSERM)

Juin 2005

A notre Maître, Monsieur le Professeur **Goudot**, pour nous avoir fait partager ses connaissances sur la manducation et la biomécanique mandibulaire. Vous êtes à l'origine de cet ouvrage ; acceptez de trouver dans celui-ci le témoignage de notre plus grand respect.

A Monsieur **Micallef**, pour avoir accepté de nous guider durant ce travail, pour nous avoir communiqué sa méthode et ses connaissances scientifiques et aussi pour son amicale disponibilité. Veuillez trouver dans cet ouvrage l'expression de notre respectueuse reconnaissance.

A Jacques **Yachouh**, pour ses conseils, son soutien dans tous les domaines et son amitié depuis 5 ans. Sois assuré de ma gratitude et de ma confiance.

A Monsieur **Subsol**, pour sa rigueur dans le traitement des images médicales et sa présence tout au long de ce travail.

A Messieurs **Maerten**, pour leur patience, leur humour et leur polyvalence. Soyez assurés de notre sincère considération.

Résumé

En chirurgie Maxillo-faciale, la biomécanique de la mandibule fragilisée (par une ostéorésorption secondaire à la perte dentaire ou par un geste chirurgical) reste mal connue. Nous nous sommes intéressés au comportement mécanique de la mandibule face aux contraintes masticatoires dans ces cas de résorption osseuse « naturelle » ou chirurgicale.

A partir d'images tomодensitométriques de mandibules, nous avons réalisé, grâce à la méthode des éléments finis, un modèle géométrique puis un modèle mécanique mandibulaire : les paramètres physiques étant introduits dans le modèle, ainsi que les forces musculaires et de mastication, il est possible d'observer et d'analyser le comportement du modèle mécanique grâce à l'étude des relations entre le système de forces qui lui sont appliquées et les déformations qu'il subit.

Les résultats de ce travail original montrent que la mastication sur une zone mandibulaire fragilisée s'accompagne de déformations du bord basilaire de l'os cortical en regard de la zone d'appui, plus importantes que lorsque la mandibule est intacte.

Plusieurs adaptations du protocole et du modèle méritent encore d'être apportées et devraient permettre la réalisation de nombreuses applications en chirurgie Maxillo-faciale.

Mots clés : Biomécanique ; Eléments finis ; Mandibule édentée

SOMMAIRE

1	INTRODUCTION.....	4
1.1	Rappels.....	5
1.1.1	Histologie	5
1.1.2	Embryologie mandibulaire	5
1.1.3	Anatomie	6
1.1.4	Biomécanique	9
1.1.5	La mastication.....	13
1.1.6	Conséquences structurales de l'édentation.....	16
1.1.7	Retentissement du vieillissement sur la biomécanique mandibulaire.....	17
1.1.8	Retentissement de l'édentation sur l'architecture fonctionnelle mandibulaire.....	17
1.1.9	Bénéfice de l'appareillage sur la biomécanique mandibulaire.....	18
1.1.10	Retentissement de la résection mandibulaire sur la biomécanique mandibulaire.....	19
1.2	Objectif de l'étude	19
2	METHODE	20
2.1	Réalisation d'un modèle géométrique (collaboration avec la Société INTRASENSE)	21
2.1.1	Récupération des images 3D	21
2.1.2	Visualisation et interaction 3D	21
2.1.3	Segmentation assistée 3 D	22
2.1.4	Extraction / maillage automatiques de la surface 3 D.....	22
2.2	Réalisation d'un modèle biomécanique (en collaboration avec la Société IGEOSS)	23
2.2.1	Récupération du modèle géométrique 3 D.....	23
2.2.2	Remaillage et maillage volumique automatique.....	23
2.2.3	Simulation de la chirurgie ou de l'évolution « naturelle » et modification du modèle géométrique.....	24
2.2.4	Introduction des paramètres physiques	25
2.2.5	Placement des forces et des contraintes	25
3	RESULTATS	27
3.1	Cas synthétique.....	27
3.2	Cas réel.....	28
4	DISCUSSION	30
5	CONCLUSION	32

EVALUATION DES RISQUES FRACTURAIRES DE LA MANDIBULE FRAGILISEE PAR L'UTILISATION DES TECHNIQUES DE MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS

INTRODUCTION

Dans un contexte de population vieillissante, la prise en charge de patients partiellement ou totalement édentés est une préoccupation quotidienne des services de Chirurgie Maxillo-faciale. Cette édentation s'accompagne d'une résorption du tissu de soutien de la dent ou os alvéolaire. Elle entraîne une perte de hauteur osseuse de la mandibule qui la fragilise ce qui augmente les risques de fracture lors de la mastication et complique alors le geste de réparation.

Dans un autre registre, lors d'interventions chirurgicales pour tumeurs ou kystes, les chirurgiens maxillo-faciaux sont fréquemment conduits à pratiquer une résection partielle ou totale de l'os mandibulaire.

Comment se comporte mécaniquement la mandibule face aux contraintes masticatoires dans ces cas de résorption osseuse « naturelle », secondaire à l'édentation, ou chirurgicale ? Dans quelle proportion cette mandibule modifiée (restante) est-elle véritablement fragilisée ?

Comment pallier la fragilisation qui accompagne la résection en chirurgie tumorale?
Comment procéder à la reconstruction mandibulaire ?

Dans le cas de fracture de ces mandibules fragilisées, comment les ostéosynthéser au mieux ?

Malgré l'absence de données biomécaniques sur le comportement de la mandibule édentée, peut-on proposer et tester en simulation mécanique des solutions transférables sur le patient ?

Les techniques de simulation informatiques peuvent-elles répondre à ces questions ?

1.1 Rappels

1.1.1 Histologie

Le tissu osseux est un tissu conjonctif spécialisé dont la matrice, rigide, est formée essentiellement de fibres de collagène de type I et de sels de calcium (d'où son opacité aux rayons X). Contrairement au tissu cartilagineux, le tissu osseux est richement vascularisé et innervé. Par ailleurs, il reste soumis à un renouvellement constant, ce qui n'est pas le cas du tissu cartilagineux. Cette particularité du tissu osseux se traduit par la présence de 2 types de cellules :

- des cellules ostéoformatrices : les ostéoblastes. Ces cellules, dans leur forme mature, sont nommées ostéocytes et résident dans les ostéoplastes ;
- des cellules ostéorésorbantes : les ostéoclastes.

1.1.2 Embryologie mandibulaire

La mandibule est un os d'origine membraneuse puisque née, chez l'embryon, d'une ébauche conjonctive dépendant du premier arc branchial qui se forme autour ou le long du cartilage de Meckel, suivant les endroits.

Sa croissance antéro-postérieure et transversale dépend d'un double mécanisme chez le fœtus et le jeune enfant:

- fertilité du cartilage condylien,
- apposition au niveau du bord postérieur de la branche montante, résorption au niveau de son bord antérieur.

Selon la théorie des « matrices fonctionnelles » de Moss, la matrice constituée par les muscles, les vaisseaux et les nerfs organise le modelage des os et cartilages ; ainsi, l'activité des muscles (déglutition, respiration et surtout mastication) participe à l'apparition d'un profil rectangulaire et à la diminution de l'étage inférieur de la face. Le nerf alvéolaire inférieur joue un rôle trophique et fonctionnel primordial au cours de la morphogénèse et, par la suite, dans le maintien de la structure mandibulaire. (Goudot P 1986) (Moss ML 1960)

Puis, la croissance en longueur de la mandibule est assujettie à la position du maxillaire afin de maintenir un articulé dentaire fonctionnel durant la période d'éruption des dents. Enfin, il est nécessaire de prendre également en compte le « schéma facial »

génétiqumment programmé qui permet de maintenir une certaine constance dans les caractéristiques ethnologiques. (Couly 2002)

1.1.3 Anatomie

1.1.3.1 La mandibule

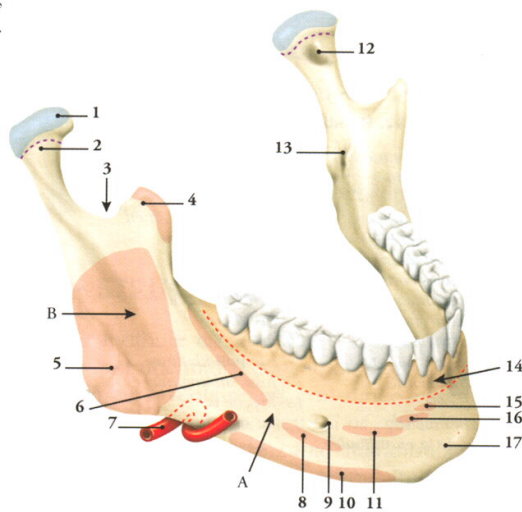
La mandibule est le seul os mobile de la face, articulé sous la base du crâne. Elle est impaire, médiane et symétrique. Elle présente à décrire un corpus et deux ramus (branches montantes) unis par les angles mandibulaires. Cet angle mesure 140° à la naissance, puis se ferme progressivement pour atteindre 120° environ à l'âge adulte.

Le corpus est incurvé en fer à cheval ouvert en arrière. Il présente 2 faces, (antérieure ou vestibulaire et postérieure ou linguale) et 2 bords (inférieur ou basilaire et supérieur ou alvéolo-dentaire). Chez l'adulte, lorsque la mandibule est totalement dentée, le bord supérieur porte seize dents insérées dans un os spongieux alvéolaire par l'intermédiaire d'une interface comportant le cément et le ligament alvéolaire. La portion médiane du corpus est dénommée symphyse.

Le ramus est rectangulaire, à grand axe vertical, et présente 2 faces et 2 bords. Sur le bord supérieur, on décrit deux saillies, le processus coronoïde en avant, sur lequel s'insère le muscle temporal, et le processus condylien, en arrière, constitué d'un col et d'une tête (ou condyle articulaire), oblongue, à grand axe transversal. Recouvert de cartilage et de tissu fibreux, le condyle s'articule avec la fossette mandibulaire (glène) du temporal par l'intermédiaire du disque temporo-mandibulaire.

Le nerf alvéolaire inférieur, qui prend en charge la sensibilité des dents de l'arcade inférieure et la sensibilité cutanéomuqueuse de la lèvre inférieure, passe dans le canal mandibulaire. Ce dernier chemine au sein de l'os spongieux mandibulaire ; son origine se situe au niveau du foramen mandibulaire, au milieu de la face interne du ramus et sa terminaison se fait par le foramen mentonnier, face vestibulaire de la mandibule, généralement entre la première et la deuxième prémolaire, comme décrit sur le schéma 1.

Schéma 1 :



- A. *Corpus mandibulaire*
 B. *Ramus mandibulaire*
1. tête
 2. col
 3. incisure
 4. processus coronoïde (muscle temporal)
 5. tubérosité massétérienne (muscle masséter)
 6. ligne oblique externe
 7. artère faciale
 8. muscle abaisseur de l'angle de la bouche
 9. foramen mentonnier
 10. muscle platysma
 11. muscle abaisseur de la lèvre inférieure
 12. fossette ptérygoïdienne
 13. foramen mandibulaire
 14. insertion de la muqueuse orale
 15. muscle incisif inférieur
 16. muscle du menton
 17. protubérance mentonnière

Une coupe perpendiculaire au grand axe du corps mandibulaire montre un os spongieux, ou trabéculaire, entouré d'une corticale, beaucoup plus dense. On y distingue 3 travées osseuses, zones de force de l'étui cortical: la ligne oblique externe, la ligne oblique interne et le bord basilaire.

L'épaisseur de la corticale et la consistance du spongieux varient de façon importante tout au long de l'arc mandibulaire. La corticale mandibulaire est la plus épaisse au niveau des prémolaires et surtout des molaires. Il est impossible de déterminer la frontière entre os cortical et os spongieux.

Dans le secteur molaire, les racines dentaires se situent dans une position linguale, alors que dans le secteur incisivo-canin, elles sont plus vestibulaires. En secteur prémolaire, elles ont une situation médiane dans la largeur du corpus.

1.1.3.2 Les muscles masticateurs

Les muscles éleveurs propulseurs

Le masséter est le muscle masticateur le plus superficiel. Il est puissant et épais et s'allonge de la face externe du ramus (branche mandibulaire) à l'arcade zygomatique. Il est composé d'un chef superficiel et d'un chef profond.

Symétrique au masséter par rapport au ramus (face interne), le muscle ptérygoïdien médial est épais et quadrangulaire. En s'étendant de la face interne de

l'angle mandibulaire à l'apophyse ptérygoïde, il constitue avec le masséter une sangle musculaire qui enveloppe le ramus de la mandibule.

Le muscle élévateur rétropulseur

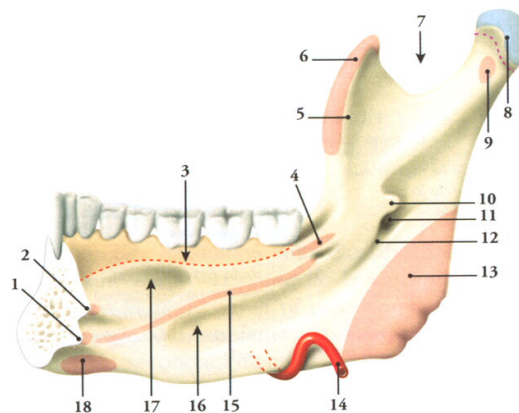
Seul le temporal assure cette fonction. C'est un muscle large et plat, en forme d'éventail recouvrant la partie latérale du crâne. Il s'insère dans sa partie supérieure sur la fosse temporale, ainsi que sur l'aponévrose temporale et, dans sa partie inférieure, sur l'apophyse coronoïde de la mandibule jusqu'au trigone rétromolaire.

Il est composé de 3 faisceaux :

- un chef antérieur vertical ;
- un chef moyen oblique ;
- un chef postérieur horizontal.

Schéma 2 :

1. épine mentonnière inférieure (muscle génio-hyoïdien)
2. épine mentonnière supérieure (muscle génio-glosse)
3. insertion de la muqueuse orale
4. muscle constricteur supérieur du pharynx
5. crête médiale
6. processus coronoïde (muscle temporal)
7. incisure mandibulaire
8. condyle mandibulaire
9. fossette ptérygoïdienne
10. lingula mandibulaire
11. foramen mandibulaire
12. sillon mylo-hyoïdien
13. muscle ptérygoïdien latéral
14. artère faciale
15. ligne et muscle mylo-hyoïdiens
16. fosse sub-mandibulaire
17. fosse sublinguale



Le muscle propulseur

Il s'agit du muscle ptérygoïdien latéral. Celui-ci est très court et épais, aplati transversalement. Il comprend deux faisceaux (le chef sphénoïdal et le chef ptérygoïdien) qui vont converger en arrière et en dehors pour s'unir et s'insérer sur le bord antérieur du fibrocartilage interarticulaire et sur la fossette antéro-interne du col du condyle. Il maintient la stabilité de l'articulation et permet la propulsion et l'initiation de l'ouverture buccale.

Les muscles abaisseurs rétropulseurs

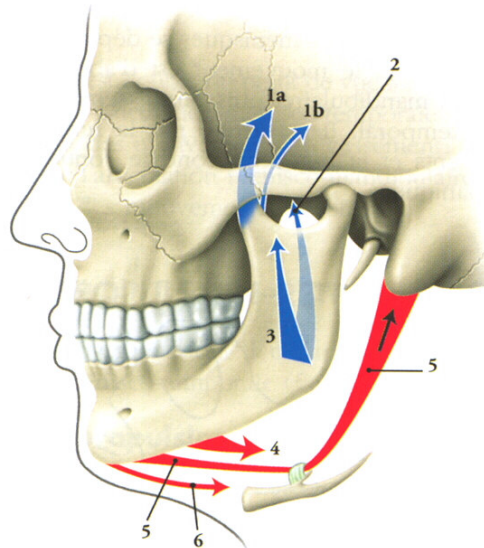
Ce sont les muscles sus-hyoïdiens :

Le muscle digastrique est composé d'un ventre antérieur et d'un ventre postérieur réunis par un tendon intermédiaire qui coulisse dans une poulie située sur la petite corne de l'os hyoïde. Le ventre antérieur est dirigé en haut, en avant et en dedans et s'attache à la fossette digastrique au bord inférieur de la mandibule, comme le montre le schéma 3.

Le muscle génio-hyoïdien, court et épais, s'étend de la face interne de la symphyse mandibulaire (épines mentonnières) à l'os hyoïde.

Le muscle mylo-hyoïdien s'étend transversalement de la face interne de la mandibule (ligne oblique interne) à l'os hyoïde. C'est un muscle large et mince.

Schéma 3 :



1. *Muscle temporal (fibres antérieures a, fibres postérieures b)*
2. *Muscle ptérygoïdien médial*
3. *Muscle masséter*
4. *Muscle mylo-hyoïdien*
5. *Muscle digastrique*
6. *Muscle génio-hyoïdien*

1.1.4 Biomécanique

1.1.4.1 *Le tissu osseux*

L'os est une substance visco-élastique et, comme le cartilage, présente des phénomènes de fluage si la contrainte est maintenue très longtemps, comme dans le cadre de l'orthopédie dento-maxillo-faciale. C'est un matériau anisotrope, c'est-à-dire que les résistances varient selon l'axe de la sollicitation.

L'os est une combinaison d'organique et de minéral, de dur et de mou, de solide et de liquide. Il est malléable et suffisamment rigide pour constituer la charpente du squelette.

Il peut subir des sollicitations en compression, flexion, torsion.

Selon l'intensité et la durée des sollicitations, les déformations engendrées sont :

- * élastique (reprise de la forme après arrêt de la sollicitation)
- * plastique (avec une déformation permanente)
- * rupture.

Le tableau 1 exprime les valeurs du module d'élasticité observées dans une revue de la littérature.

Tableau 1 :

Référence	Module d'élasticité de l'os cortical (GPa)	Module d'élasticité de l'os spongieux (GPa)
Augereau D 1997	.	1,40
De Vocht JW 1996	15,0	0,456
Erkmen E 2005	14,8	1,85
Kober C 2004	13,3	1,33
Menicucci G 2002	13,7	1,37
O'Mahony AM 2001	14,4	0,480
Pierrisnard L 1994	13,7	.
Teixeira ER 1998	13,7	1,40
VanRietbergen B 1995	.	1,00
Moyenne	14,1	1,16

Limites élastiques de l'os cortical :

Traction : 0,1 GPa à 0,2 GPa (10 à 20 Kg/mm²)

Torsion : 0,02 GPa (2 Kg/mm²)

Elongation maximale : 2 %

Coefficient de Poisson (élongation transverse/élong. longitudinale) de l'os cortical: - 0,3

On observe une fracture de l'os cortical, en compression longitudinale, pour des déformations de -14 000 à - 21 000 microdéformations (1 microdéformation = 1 micron par mètre) ; mais il existe un risque de rupture dès - 6 000 à - 8000 microdéformations.

Dans l'organisme, l'os est en perpétuelle évolution pour adapter sa configuration aux contraintes fonctionnelles. Cette dépendance vis-à-vis de son environnement mécanique est telle qu'il s'adapte aux contraintes locales (en direction et intensité) de façon à assurer son intégrité. Cette adaptation se fait par l'intermédiaire des travées osseuses et, pour peu

que les contraintes soient durables et importantes, on observe une modification même de sa morphologie.

Ainsi, le tissu osseux s'adapte aux contraintes mécaniques qui lui sont imposées, créées par des stimuli externes (impacts, mise en charge ou en décharge) et/ou internes (contraction musculaire).

Cette adaptation est spécifique du site osseux mis en charge. La théorie de Frost précise qu'un "mécanostat" ajusterait en permanence la densité osseuse et son architecture en fonction des contraintes subies. (Frost HM 1964)

Les contraintes développées au cours de ces sollicitations mécaniques peuvent avoir des conséquences diamétralement opposées :

- une résorption osseuse des sollicitations mécaniques très faibles ou nulles.
- une augmentation de la densité osseuse, à condition que les contraintes demeurent comprises entre certaines limites: seuil minimal (*MES minimal effective strain*) et seuil supérieur (*MESp minimal effective strain pathological*).
- une résorption osseuse si les sollicitations mécaniques dépassent ce MESp.

Les sollicitations statiques sont sans effet sur le remodelage osseux, alors que les sollicitations dynamiques y participent. De plus, les facteurs nutritionnels et hormonaux peuvent favoriser ou diminuer la réponse osseuse à la contrainte. (Layron LE 1992). Enfin, en fonction de l'âge, la densité osseuse peut varier.

1.1.4.2 La mandibule

D'un point de vue biomécanique, la mandibule est une structure constituée de matériaux composites à revêtement travaillant. L'enveloppe externe est dense et la partie interne est alvéolée. Cette agencement contribue à donner à l'ensemble un excellent rapport résistance mécanique / poids.

La structure alvéolée du spongieux dite « en nid d'abeille » prise dans l'épaisseur de l'étui cortical confère à la mandibule la structure d'une poutre composite, tout en conservant un poids modéré, à la manière d'une aile d'avion. Selon Gaspard, l'observation des coupes des lamelles osseuses du spongieux montre qu'elles se distribuent suivant certaines directions préférentielles et qu'elles tendent à s'aligner assez rigoureusement. Le rôle de l'os spongieux dans la mandibule est, outre le soutien dentaire, de maintenir constants la forme et l'écartement de l'étui cortical quelles que soient les contraintes subies par celui-ci. (Gaspard M 1978)

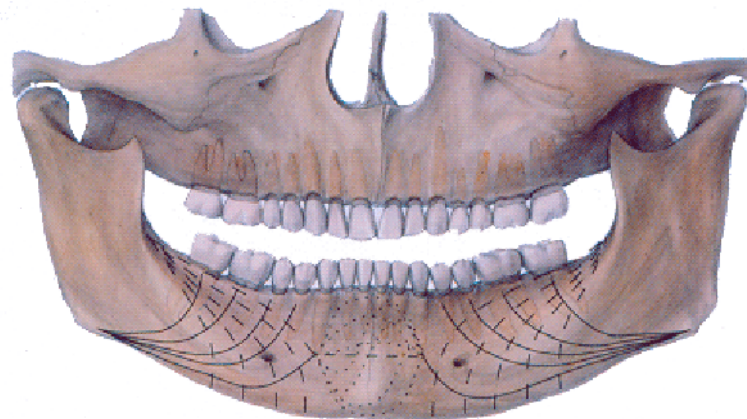
L'utilité biomécanique de l'os spongieux mandibulaire est nuancé par Ferre : l'agencement des travées du spongieux se fait au hasard et ce dernier ne joue pas le rôle sus-décrié dans la résistance mandibulaire. (Ferre JC 1983)

Le bord alvéolaire de la mandibule subit principalement des contraintes en traction ; alors que le bord basilaire, qui se prolonge par le bord postérieur du ramus, est soumis à des contraintes en compression, comme le décrit le schéma 4. La résistance mandibulaire à la compression est supérieure à sa résistance à la traction. Une étude sur échantillons d'os fémoral a cependant montré que les fractures de fatigue surviennent en général plus rapidement dans les zones de contrainte en compression que dans celles subissant des tractions. (Carter DR 1981)

Entre les deux zones de contrainte mandibulaires, et parallèlement à celles-ci, se trouve une zone neutre, indemne de toute contrainte et englobant le trajet du nerf alvéolaire inférieur. La mandibule est élaborée autour de son axe vasculo-nerveux et positionnée par lui. Les travaux sur les lignes de force (méthode des lignes de fissuration colorée) nous confirment que l'axe mécanique de résistance corticale maximale se situe sur une ligne passant par le bord basilaire et le bord postérieur du ramus.

Schéma 4 :

— : *compression*
 --- : *tension*
 ... : *torsion*



Les forces exercées au niveau des dents au cours de la mastication augmentent des incisives à la 3^{ème} molaire (l'incision chez l'homme est une fonction qui demande moins de force que le broyage des aliments par les molaires) et sont une fois et demie à deux fois supérieures dans le secteur postérieur par rapport au secteur antérieur. Comme nous l'avons vu précédemment, c'est au niveau prémolo-molaire que la corticale mandibulaire

est la plus épaisse. Ces particularités contribuent à mieux adapter la mandibule au moment fléchissant et au moment de torsion qui apparaissent au cours de la mastication. La corticale se trouve renforcée partout où elle est soumise à des sollicitations mécaniques importantes, telles les zones d'insertion musculaire et les lignes obliques interne et externe. Celles-ci entrent dans la constitution d'un dispositif mécanique en triangulation au niveau molaire, avec le bord postérieur du ramus et le bord inférieur du corpus.

Sur le plan de la résistance mécanique, on définit l'inertie de la structure qui est sa capacité à résister aux moments de flexion. Elle est en rapport avec la répartition de la matière par rapport à la fibre neutre de la structure. (Gaspard M 1978)

1.1.5 La mastication

La mastication est l'une des fonctions constituant la manducation.

On entend par manducation l'ensemble des actes qui concourent au boire et au manger. La manducation regroupe ainsi la succion, la contention, la mastication et enfin la déglutition des aliments ; elle met en œuvre la sécrétion salivaire, la somesthésie bucco-faciale, la gustation (et dans une certaine mesure l'olfaction). Cet ensemble complexe de fonctions sensorimotrices et de fonctions effectrices (motrices ou sécrétoires) est supervisé par des fonctions neuromusculaires de coordination et de contrôle. (Gaspard 1993)

La mastication utilise non seulement les dents mais aussi les muscles (élevateurs, abaisseurs, langue, muscles des joues et des lèvres) et les bases osseuses maxillaire et mandibulaire. (Schneider 1992)

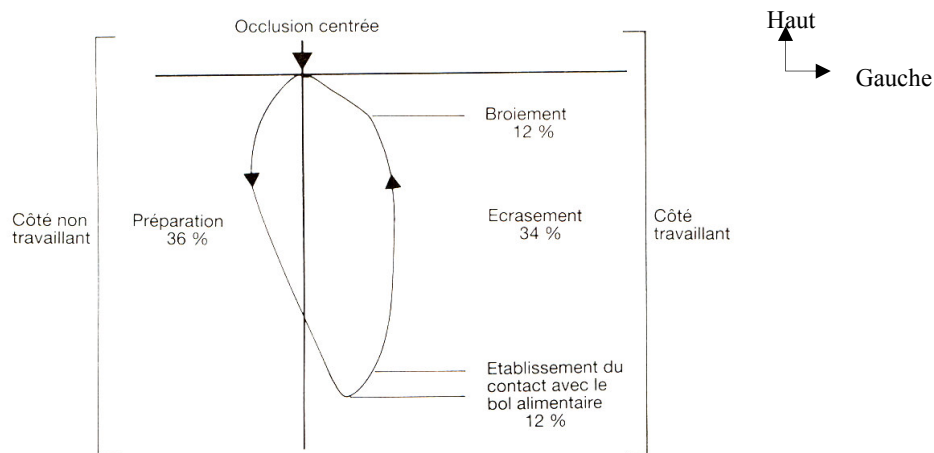
C'est un phénomène rythmique, à la fois stéréotypé et éminemment adaptable, composé de mouvements dans les 3 plans de l'espace à l'intérieur de positions limites. Chaque fois que le point inter-incisif inférieur revient à sa position de départ (occlusion centrée), la mandibule a effectué un cycle masticatoire. Les cycles se succèdent jusqu'à préparation complète du bol alimentaire. Cependant, selon le mode de mastication, l'aliment peut être écrasé :

- d'un seul côté, avec alternance régulière de gauche à droite du côté travaillant (mastication unilatérale alternée), cas le plus fréquent ;
- toujours du même côté (mastication unilatérale);

- simultanément des 2 côtés (mastication bilatérale).

La forme des cycles masticatoires est variable d'un individu à l'autre et, chez un même sujet, d'un cycle à l'autre. Toutefois, on décrit un cycle idéal représenté par une trajectoire assimilable à une ellipse dans le plan frontal, souvent comparée à une goutte d'eau. Le schéma 5 montre une vue du cycle masticatoire dans le plan frontal ; la durée des différentes étapes de la mastication est représentée en pourcentage de durée de ce cycle. (Boileau MJ 1993)

Schéma 5 :



Une étude portant sur des sujets présentant des dentures variées (denture normale, prothèse sur barre implanto-portée, prothèse totale amovible) a montré l'existence d'une corrélation significative entre la force de serrage maximale d'un patient et son efficacité masticatoire, définie comme l'aptitude à réduire un aliment en particules de plus petite taille, propres à être dégluties. La moitié des variations de l'efficacité masticatoire des sujets était expliquée par la variation de la force de serrage. (Fontijn-Tekamp FA 2000)

La texture du bol alimentaire régule la force développée pour la mastication. Ainsi, la pression exercée au cours de la mastication est supérieure pour un aliment dur à celle qui est développée pour un aliment mou ; la pression décroît progressivement jusqu'à la déglutition mais reste supérieure pour l'aliment dur. (Mioche L 2003)

Comme le fait remarquer Gaspard, il est délicat de réaliser une synthèse de l'efficacité masticatoire car les différents tests d'évaluation réalisés figurant dans la littérature sont tantôt mécaniques (faisant alors appel à un aliment test), tantôt optiques, quelquefois les deux ; de plus, certains évaluent les forces développées durant la mastication, d'autres

celles du serrage isométrique ; enfin, les différents auteurs ayant tous réalisé une mise au point personnelle de ces tests, les comparaisons sont difficiles. (Gaspard M 1993)

En annexe 1, nous avons cependant réalisé une moyenne des forces maximales de serrage figurant dans la littérature.

De grandes réserves sont émises quant aux résultats de la littérature apportés par tomo-échographie car l'activité des muscles ptérygoïdiens échappe à cette dernière et « interdit d'interpréter complètement le fonctionnement de la denture et des mâchoires » (Gaspard M 1993). De même, l'électromyographie ne résout pas parfaitement le problème car « les électrodes ne parviennent pas à atteindre, avec exactitude, certains faisceaux ptérygoïdiens importants et sont fréquemment génératrices de douleurs ou de gênes ». (Gaspard M 1993)

Les différences constatées dans les résultats des articles de la littérature peuvent s'expliquer par le fait que les proportions d'activité des différents muscles élévateurs diffèrent statistiquement en fonction de la tâche réalisée, mastication ou serrage isométrique, et en fonction du côté, travaillant (masticateur = côté du condyle pivotant) ou balançant (non travaillant ou orbitant). (Proschel PA 2001)

Des différences significatives ont été constatées entre les forces masticatrices mesurées par un capteur de force et celles évaluées par électromyogramme. L'électromyogramme ne serait donc pas adapté à l'évaluation des forces masticatrices. (Proschel PA 2002)

Contrairement aux mécanorécepteurs, fuseaux neuromusculaires et corpuscules de Golgi, assez grossiers, le propriocepteur desmodontal (situé dans le ligament alvéolo-dentaire) est sensible à l'interposition d'une feuille de 0,01 millimètre d'épaisseur entre les dents antagonistes. L'existence de ces récepteurs desmodontaux accompagnée de la co-contraction des abaisseurs durant la mastication est destinée à protéger l'appareil manducateur en cas d'épisode occlusal inattendu. La contraction des abaisseurs durant la fermeture a aussi pour fonction de stabiliser et guider les mouvements de mastication vers une position d'intercuspidation stable.

L'activité du digastrique durant la mastication reste faible par rapport la force maximale qu'il est capable de développer lors de l'ouverture buccale. (Proschel PA 2003)

Enfin, une étude menée sur 16 jeunes sujets sains a démontré que le nombre de contacts dentaires occlusaux, la force occlusale et la surface de contact occlusale augmentent de

façon linéaire avec la force de serrage. De plus, la force occlusale prédomine dans la région molaire, d'autant plus que la force de serrage augmente. (Kumagai H 1999)

1.1.6 Conséquences structurales de l'édentation

Au niveau mandibulaire, il est classique de dire de l'os alvéolaire qu'il « naît, vit et meurt avec la dent ». L'os alvéolaire est érodé si les dents disparaissent et peut même se résorber complètement en l'absence de contrainte. Cette résorption, liée aux pertes dentaires, est inéluctable, chronique et variable selon l'individu (âge, sexe, état hormonal...), le temps (maximale la première année faisant suite à la perte dentaire), les conditions d'édentation, la topographie et l'étendue de l'édentation.

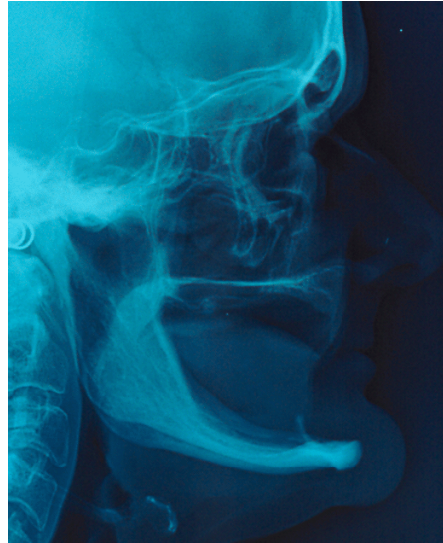
Tandis qu'à l'étage maxillaire, la résorption secondaire à l'édentation se fait de façon centripète diminuant d'autant les dimensions sagittale et transversale du maxillaire, au niveau mandibulaire la résorption est centrifuge. La photo 1 compare une mandibule normale et une mandibule édentée. On observe sur celle-ci une diminution de la hauteur et de l'épaisseur du corpus avec diminution de la hauteur de la symphyse. Il existe aussi une diminution de la largeur et de l'épaisseur du ramus. On note une persistance de l'os basilaire compact avec un aspect d'élargissement de l'arc mandibulaire et une persistance des épines mentonnières car ces dernières restent soumises aux contraintes des abaisseurs. Quelle que soit la région mandibulaire, la perte de volume osseux peut dépasser 65% du volume initial avant édentation. (Vacher C 2004)

Photo 1 :



Photo 2 :

La promandibulie et la rétromaxillie obtenues après ces résorptions aboutissent à une modification des rapports maxillo-mandibulaires : diminution de la hauteur de l'étage inférieur de la face par autorotation mandibulaire avec profil concave dit « de sorcière ».



1.1.7 Retentissement du vieillissement sur la biomécanique mandibulaire

Une récente étude de l'Institut National de Recherche Agronomique a montré que les sujets âgés portant une denture naturelle parviennent moins bien que les sujets plus jeunes à adapter l'activité des muscles masticateurs à la texture du bol alimentaire, malgré un allongement de la durée du cycle masticatoire. (Mioche L 2004)

1.1.8 Retentissement de l'édentation sur l'architecture fonctionnelle mandibulaire

Selon la méthode des lignes de fissuration colorée, on constate sur la mandibule édentée totale du vieillard :

- une disparition de la travée du bord alvéolaire, qui participe à la formation du « système de soutènement des dents ». Cette travée est remplacée par de l'os amorphe, sans ligne de force systématisable,

- que la ligne de force correspondant au « système musculaire », siégeant au niveau de l'angle, tend à s'estomper car les forces de mastication sont moindres. (Jourde J 1971)

Les mandibules édentées et fortement ostéoporotiques ont la particularité d'être exposées aux fractures multiples avec déplacement. (Laudenbach P 1991)

1.1.9 Bénéfice de l'appareillage sur la biomécanique mandibulaire

Les patients édentés peuvent bénéficier de la réalisation d'une prothèse. On distingue les prothèses partielles ou totales, en fonction du nombre de dents à remplacer, ces prothèses pouvant être adjointes (amovibles) ou conjointes (fixes).

On assigne classiquement une quadruple mission aux prothèses dentaires totales amovibles : rétablir l'esthétique, améliorer la phonation, rétablir une image de soi permettant des relations normales et enfin redonner une fonction masticatrice efficace au patient totalement édenté. A l'inverse des trois premières fonctions, la restauration de la fonction masticatoire est très difficile à quantifier.

Une étude menée sur un groupe de 9 sujets édentés et sur un groupe témoin de 9 sujets normalement dentés a montré, après enregistrement électromyographique, analyse sensorielle (échelles visuelles analogiques EVA) et mesures de compression, que les patients édentés totaux appareillés restent performants dans la perception de la tendreté des aliments malgré la perte de leur proprioception desmodontale.

Les patients porteurs d'une prothèse totale amovible souffrent en revanche, d'une perte d'efficacité de la mastication ; plusieurs hypothèses expliquent cette déficience :

- l'efficacité des prothèses amovibles est faible ; le sujet doit adapter son activité musculaire à la présence de ses prothèses afin de les stabiliser et d'éviter les blessures ou les manifestations douloureuses que pourraient engendrer de trop fortes pressions.
- une partie du potentiel musculaire a été perdue à cause de l'atrophie des muscles masticateurs liée au manque d'entraînement, à la manière d'un sportif cessant son activité.

De plus, il faut noter que les variations dans les rapports intermaxillaires, en particulier celles de la dimension verticale, ont une incidence sur la qualité de la contraction musculaire. La dimension verticale d'occlusion (DVO) d'un patient totalement édenté est un paramètre qui évolue au cours du temps en fonction de la résorption osseuse et de l'usure des matériaux constituant les dents prothétiques. Or, c'est au voisinage de la DVO physiologique que la contraction musculaire est optimale. (Veyrune JL 2000)

Les prothèses mandibulaires sur implants, très stables, permettent des forces de serrage maximales supérieures à celles qu'autorisent les prothèses totales amovibles. (Fontijn-Tekamp FA 1998) (Eckert SE 2004)

La durée de l'édentation a une très grande influence sur les capacités masticatoires

avec des possibilités de récupération fonctionnelle du sujet mesurées de 1 à 3 mois après l'insertion d'une prothèse mandibulaire sur implants :

-Si la durée de l'édentation est inférieure ou égale à 15 ans, la valeur moyenne des mesures est d'environ 100N.

-Si la durée de l'édentation est supérieure à 15 ans, la valeur moyenne des mesures est d'environ 25N. (Eckert SE 2004)

1.1.10 Retentissement de la résection mandibulaire sur la biomécanique mandibulaire

Une résection mandibulaire non interruptrice est responsable d'une diminution de la force occlusale maximale qui retentit directement sur l'efficacité masticatrice. (Marunick M 1992) (Fontijn-Tekamp FA 2000)

1.2 Objectif de l'étude

Le but de cette recherche est de proposer un outil permettant au praticien, en routine clinique :

Soit de prédire le seuil du risque fracturaire de patients édentés, de planifier les traitements chirurgicaux et guider cette réparation si elle est indispensable,

Soit de définir la hauteur minimale de la mandibule tolérable en cas de chirurgie tumorale pour se passer de réparation ou bien guider cette réparation (type de plaque, nombre, orientation...) en cas de nécessité.

Une solution informatique sera proposée à partir d'une étude biomécanique de la mandibule et de l'observation des cas cliniques de fracture du service de Chirurgie Maxillo-faciale de Montpellier. Elle comprendra l'analyse à partir de scanners des zones qui doivent être éventuellement réséquées, la simulation de ces résections en tenant compte des contraintes chirurgicales, l'analyse des contraintes subies par l'os restant lors de la mastication et éventuellement des propositions de solutions chirurgicales.

Le moyen choisi pour parvenir à ces applications est la méthode des éléments finis, méthode numérique informatisée d'analyse des contraintes dans les solides de forme complexe.

METHODE

L'étude de mandibule de cadavre a été écartée car il est difficile de comparer deux échantillons d'os conservés de manière différente. Or, tout mode de conservation autre que la congélation ou la méthode de Ringer perturbe les conditions d'expérience. La dessiccation des pièces conservées provoque, en effet, une augmentation du module de Young ainsi que de la résistance à la traction. Il en est de même pour la température : entre 37 et 8 °C, le module de Young et la contrainte à la rupture diminuent. (Ferre JC 1995)

L'analyse biomécanique mandibulaire que nous nous proposons de réaliser pour chaque individu passe par la conception et l'utilisation d'un modèle mandibulaire sur lequel il sera possible de simuler la perte osseuse programmée du patient. Cette analyse met en œuvre une méthode de calcul des contraintes mécaniques basée sur la méthode des éléments finis.

Pour réaliser le modèle mandibulaire, des fichiers tomodynamométriques de mandibule sont récupérés au format Dicom et installés sur une plate-forme informatique (Myrian) permettant d'exploiter ces images. Les images peuvent être visualisées et la cohérence des données vérifiée. Nous réalisons une segmentation 3D assistée pour supprimer les données inutiles (parties molles par exemple), afin de définir les contours mandibulaires. Nous intervenons dans l'édition, la modification et la vérification de la segmentation. Un maillage automatique des surfaces 3D est ensuite réalisé et fournit un modèle géométrique avec un maillage serré.

Le modèle géométrique 3D est ensuite transféré vers un logiciel de résistance des matériaux. Un remaillage volumique automatique est alors nécessaire. En effet, la méthode des éléments finis consiste à réaliser une fragmentation (discrétisation) de la structure réelle en un nombre fini d'éléments de formes géométriques simples (triangles). Les paramètres physiques peuvent alors être introduits dans le modèle, ainsi que les forces musculaires et de mastication afin d'observer et d'analyser le comportement du modèle mécanique grâce à l'étude des relations entre le système de forces qui lui sont appliquées et les déformations qu'il subit.

Nous réalisons l'étude d'un cas réel et d'un cas synthétique (modèle informatique théorique, symétrique et plein).

1.3 Réalisation d'un modèle géométrique (collaboration avec la Société INTRASENSE)

Le partenaire est la société montpelliéraine Intrasense, spécialisée dans le traitement d'images médicales .

1.3.1 Récupération des images 3D

L'imagerie est obtenue à partir d'examen tomodensitométriques (scanners) de mandibules humaines de patients dentés, partiellement édentés et totalement édentés.

L'âge, le sexe, les antécédents, l'indication, le côté travaillant, la présence d'une prothèse et son ancienneté sont relevés.

Les données tomodensitométriques (General Electric, type Light Speed 16) proviennent du service de Radiologie de l'Hôpital Lapeyronie de Montpellier.

L'acquisition est hélicoïdale. Les coupes ont 1.25 mm d'épaisseur et se chevauchent de 0.6 mm pour améliorer la résolution. Les paramètres radiologiques sont 120 kV et 120 mA, l'intensité de rayonnement est de 72 MAS (milli Ampère seconde). La vitesse de rotation est de 0.6 tour/seconde .

Les données sont filtrées par le filtre « bone » adapté à la visualisation du tissu osseux.

La dose totale délivrée à la peau est de 360 mGy/cm².

Lors de l'acquisition des images, le patient doit maintenir sa bouche entrouverte et immobile afin d'éloigner l'arcade dentaire inférieure de l'arcade dentaire supérieure et ainsi éviter les superpositions difficiles à traiter par la suite. Pour ce faire, le patient mord une compresse. On vérifie que l'image des condyles mandibulaires n'est pas tronquée.

Il est souhaitable que le sujet ne porte aucun amalgame d'obturation dentaire, car ce matériau engendre d'importants artefacts.

Cette étape a été réalisée pour exploiter le cas réel : récupération des fichiers tomodensitométriques d'une mandibule au format Dicom d'un patient (32 ans) présentant une édentation des secteurs prémolo-molaires mandibulaires bilatéraux.

Nous réalisons une série de manipulations et transformations manuelles des images tomodensitométriques.

1.3.2 Visualisation et interaction 3D

Les données tomodensitométriques sont transférées la plate-forme informatique Myrian. On vérifie ainsi leur cohérence et l'on s'assure qu'aucune zone anatomique n'est tronquée sur les images.

1.3.3 Segmentation assistée 3 D

Nous définissons les contours des parties osseuses en extrayant la mandibule du reste de l'image afin d'obtenir « tout l'os et rien que l'os » et supprimons les tissus mous, l'os temporal et les dents délabrées, à l'état de racine, mais sans remplir les alvéoles car celles-ci représentent des points de faiblesses qu'il convient de prendre en compte.

Dans un premier temps, un seuillage automatique est appliqué. Il consiste à ne conserver que les parties ayant une densité de gris définie dans une fenêtre (en unités Hounsfield) et à exclure celles qui sont en dehors.

Sur certaines coupes tomодensitométriques, les condyles mandibulaires se confondent avec la surface articulaire adjacente (temporale). Un détournage des limites mandibulaires est donc nécessaire afin de séparer la mandibule du reste du squelette cranio-facial. Cette opération est réalisée manuellement, sur chaque coupe.

Cette étape doit être effectuée par un médecin expert en anatomie maxillo-faciale.

1.3.4 Extraction / maillage automatiques de la surface 3 D

Un maillage automatique des surfaces 3D fournit un modèle géométrique avec un maillage serré. Sur ce modèle, il est possible d'effectuer une simulation de l'évolution naturelle ou de l'acte chirurgical à effectuer.

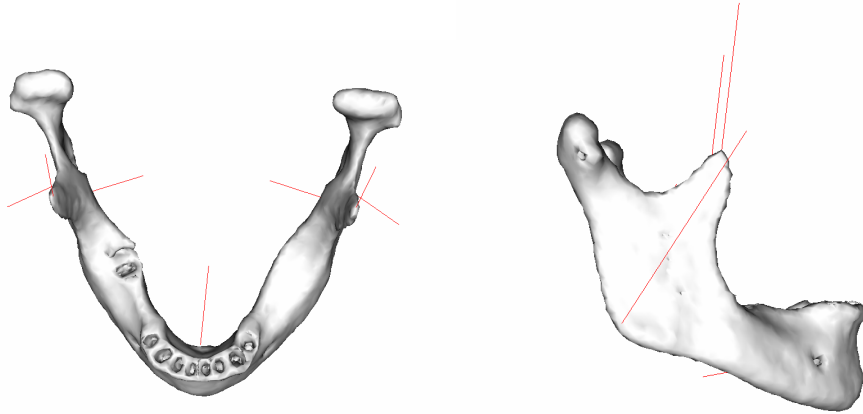
Nous définissons les zones d'insertion des différents muscles (coordonnées 3D) ainsi que l'orientation de leur action. Les muscles, représentés par des lignes sur le schéma 6, sont :

-les élévateurs :

- temporaux : direction verticale partant du processus coronoïde,
- masséters : de la face latérale de l'angle mandibulaire (gonion) à la suture temporo-zygomatique,
- ptérygoïdiens médiaux, de la face médiale de l'angle mandibulaire (gonion) au milieu du processus ptérygoïde,

-les abaisseurs : des épines mentonnières au point le plus antérieur de l'os hyoïde.

Schéma 6 :



1.4 Réalisation d'un modèle biomécanique (en collaboration avec la Société IGEOSS)

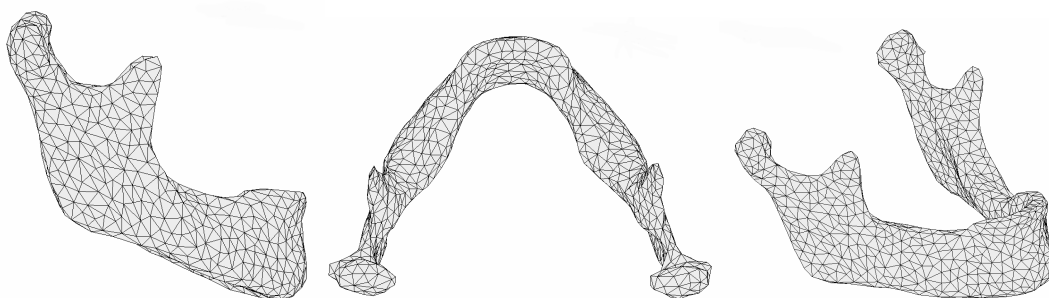
1.4.1 Récupération du modèle géométrique 3 D

Le modèle géométrique 3 D ainsi obtenu est alors transféré sur un autre logiciel d'analyse des contraintes mécaniques développé par notre second partenaire, la société montpelliéraine IGEOSS, spécialisée dans l'étude et la modélisation en géo-mécanique.

1.4.2 Remaillage et maillage volumique automatique

Le système d'exploitation du modèle mécanique étant différent de celui qui est utilisé pour le modèle géométrique par la Société Intrasense, le cas réel subit un remaillage automatique. On obtient un modèle de 2500 triangles figurant sur le schéma 7.

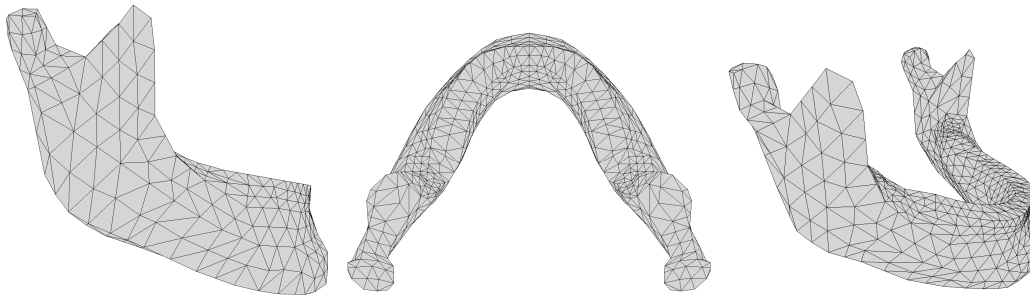
Schéma 7 :



Dans un premier temps, pour tester la faisabilité du protocole de calcul des contraintes mécaniques, nous utilisons un cas synthétique de mandibule, plein, simplifié, symétrique, composé de seulement 1438 triangles.

Les vues latérale droite, supérieure et antéro-supérieure droite du schéma 8 nous décrivent le cas synthétique.

Schéma 8 :



1.4.3 Simulation de la chirurgie ou de l'évolution « naturelle » et modification du modèle géométrique

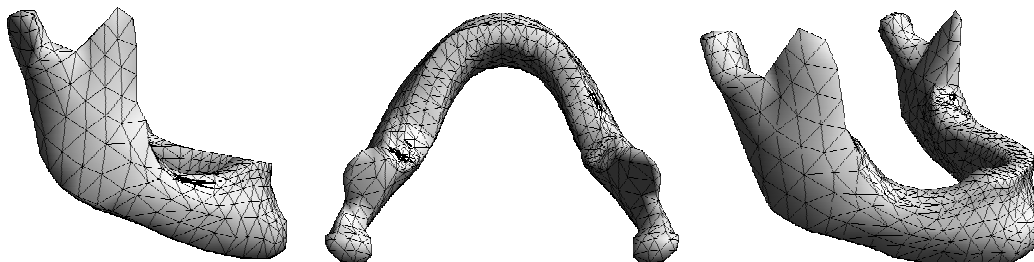
Les dents du cas synthétique sont conservées et on leur attribue les constantes de l'os cortical.

Le plan d'occlusion est parfaitement plan, comme après un « meulage » des couronnes dentaires.

Nous réalisons une simulation de l'évolution « naturelle » (ou de la chirurgie) :

Le schéma 9 montre le résultat de la résorption manuelle du secteur alvéolaire molaire droit, en hauteur et en épaisseur, avec régularisation des extrémités de la zone « amputée », tout comme le ferait le phénomène naturel, afin d'éviter toute zone de sur- ou sous-contrainte non désirée ; en effet, une dépression à angle vif sur une surface, notamment osseuse, représenterait une amorce de rupture.

Schéma 9 :



1.4.4 Introduction des paramètres physiques

Paramètres de la loi de comportement :

La modélisation par la méthode des éléments finis nécessite des simplifications et des approximations : le modèle est censé avoir un comportement élastique, homogène et isotrope (Menicucci G 2002).

Le module d'élasticité de l'os cortical est de 14 GPa.

Le coefficient de Poisson (capacité à s'aplatir à l'étirement) est fixé à - 0,3.

Choix de l'axe de rotation de la mandibule :

L'axe de rotation passe par une unité triangulaire située entre l'échancrure coronoïde et la lingula (Jaquinet AR 1995) (Orthlieb JD 1997).

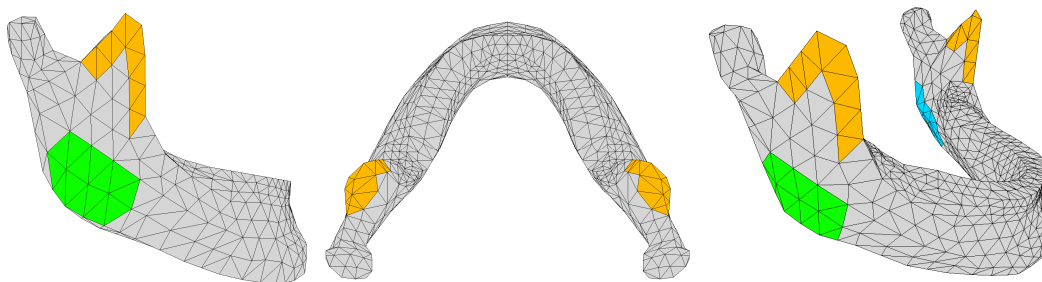
Nous choisissons de simplifier le mécanisme de mastication pour garder le déplacement principal : mouvement d'élévation-abaissement, dans le plan sagittal.

1.4.5 Placement des forces et des contraintes

Pour respecter la biomécanique mandibulaire, nous décidons d'appliquer des forces musculaires sur des surfaces et non sur des points.

Le repérage des insertions musculaires est manuel et se fait à nouveau triangle après triangle, avec numérotation de chacun d'entre eux, comme sur le schéma 10. Le masséter figure en vert, le temporal en orange et le ptérygoïdien médial en bleu.

Schéma 10 :



De même, pour les secteurs de mastication, nous appliquons des pressions et non des forces, afin de simuler une répartition harmonieuse du bol alimentaire sur les dents et éviter des appuis trop localisés qui ne correspondraient pas à la mécanique physiologique. Pour définir des secteurs de mastication, nous divisons l'arcade dentaire mandibulaire en 3 secteurs. Nous décrivons un secteur molaire gauche, un secteur molaire droit et un

secteur antérieur incisivo-canin. La frontière entre le secteur antérieur et les secteurs postérieurs passe entre la première et la deuxième prémolaire et siège en regard du foramen mentonnier, qui réalise un repère utile en cas d'édentation totale ou partielle.

Le repérage des zones de mastication est manuel, c'est-à-dire que l'on définit les zones d'appui du bol alimentaire à l'aide d'une numérotation, triangle après triangle.

Le modèle biomécanique à proprement parler est alors défini.

L'intensité des forces masticatrices appliquées sur les dents est très variable en fonction des individus, de l'aliment mastiqué et des méthodes de mesure. La plupart des articles traitent des forces de serrage maximales et non des forces de mastication.

Les données de la littérature nous conduisent cependant à appliquer des forces :

- de 10 kg sur le secteur molaire

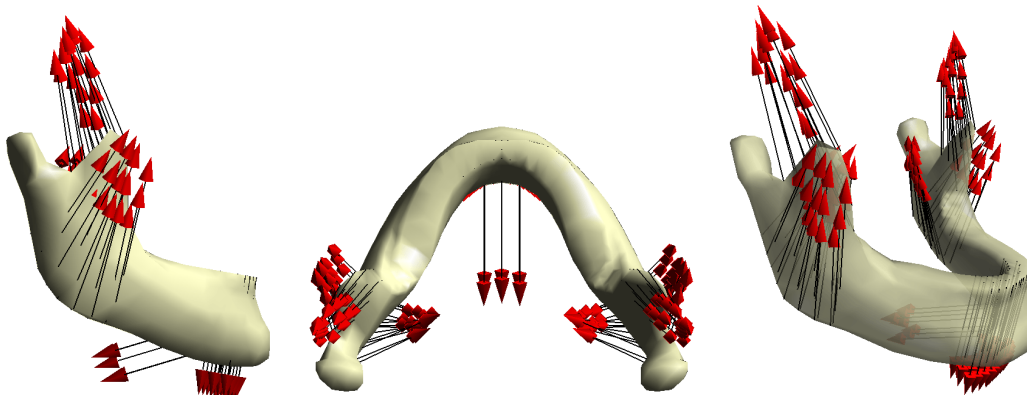
- de 5 kg sur le secteur incisivocanin, (Boileau MJ 1993) (Proschel PA 2002)

On définit le scénario « Adam » (croquer la pomme) et le scénario « Hollywood » (mastiquer).

- Scénario Adam, représenté sur le schéma 11 : nous appliquons des forces verticales de 5 kilos vers le bas, dans le secteur antérieur et les forces musculaires nécessaires et suffisantes pour conserver un état d'équilibre du système : somme des forces nulle et somme des moments nulle.

- Scénario Hollywood : nous appliquons des forces de 10 kilos, verticales vers le bas, dans le secteur molaire droit ou gauche et les forces musculaires nécessaires et suffisantes pour conserver un état d'équilibre du système.

Schéma 11 :



RESULTATS

Après une résolution numérique, les résultats sont visualisés selon le critère de Von Misses :

Le critère de Von Misses, calculé en combinant les contraintes dans deux ou trois dimensions, est employé pour estimer le seuil de déformation des matériaux ductiles mais aussi pour calculer l'effort de fatigue.

Le critère de Von Misses en trois dimensions répond à l'équation suivante :

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}{2}}$$

où $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ sont les contraintes principales.

1.5 Cas synthétique

Sur les schémas 12 à 16, différents cas de figure sont représentés, en fonction de l'état mandibulaire et du protocole de mastication. La flèche rouge symbolise la zone d'application de la pression de mastication.

Le degré de déformation mandibulaire est illustré par des variations de couleurs légendées sur le schéma 17, exprimées en Pa.

Schéma 12 :

Protocole Adam sur une mandibule non fragilisée

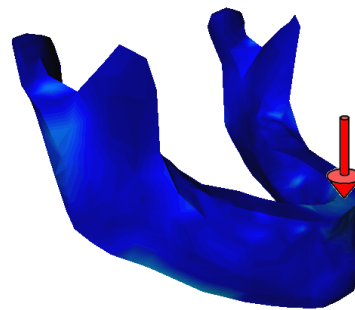


Schéma 13 :

Protocole Adam sur une mandibule fragilisée

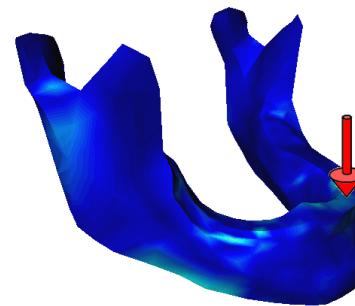


Schéma 14 :

Protocole Hollywood sur une mandibule non fragilisée

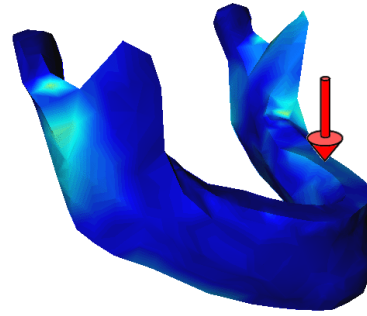


Schéma 15 :

Protocole Hollywood sur une mandibule fragilisée, avec mastication côté sain

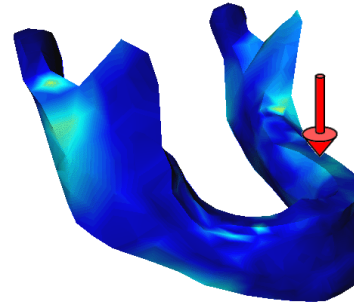


Schéma 16 :

Protocole Hollywood sur une mandibule fragilisée, avec mastication du côté de la résorption

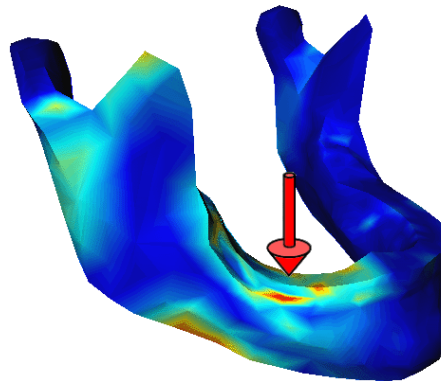
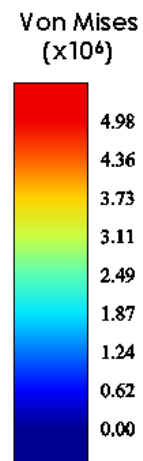


Schéma 17 :



1.6 Cas réel

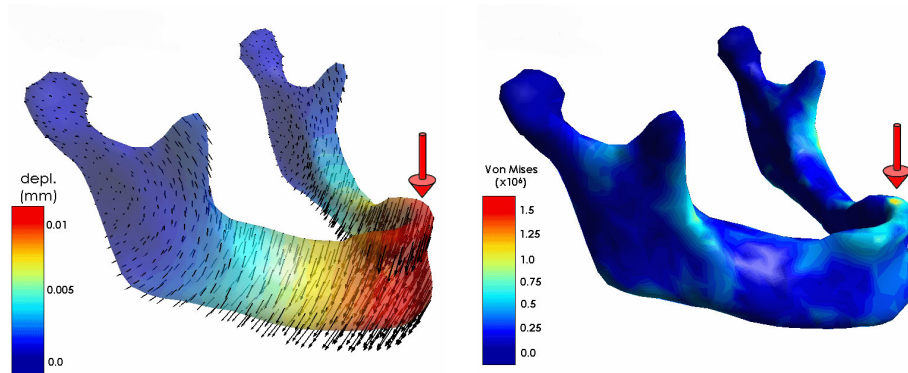
Nous réalisons les protocoles Adam (schémas 18) et Hollywood (schémas 19) sur le modèle réel.

-Les figures de gauche représentent les vecteurs liés au déplacement imposé à la mandibule. L'échelle colorée symbolise la norme des vecteurs, exprimée en millimètres.

-Les figures de droite représentent la déformation liée à la contrainte, selon le critère de Von Misses, en Pa.

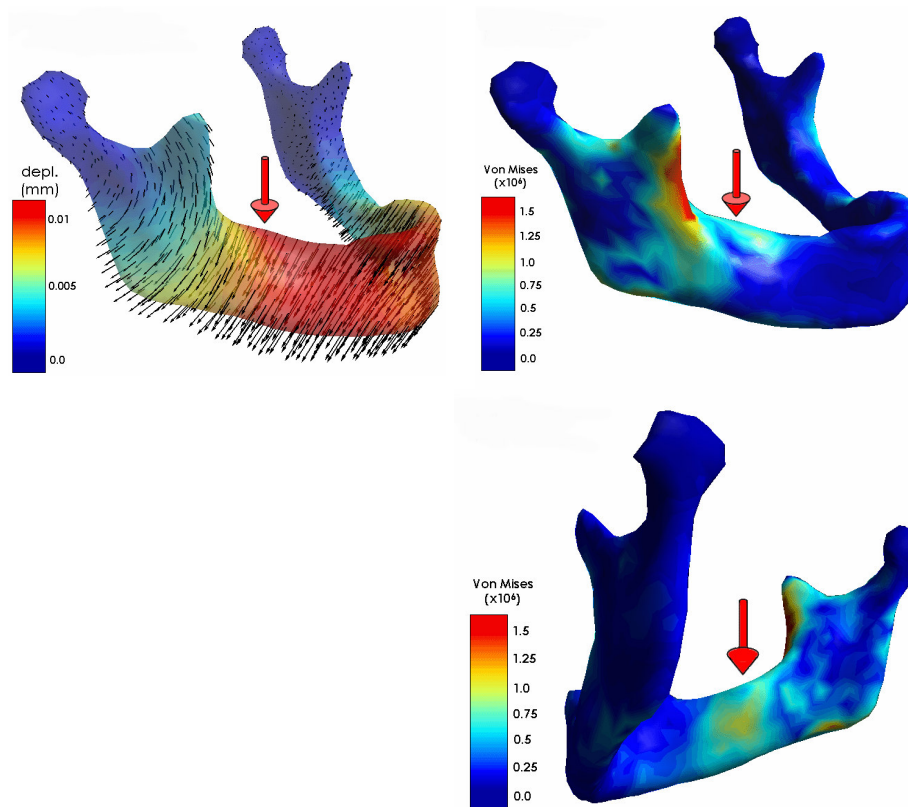
Schémas 18 :

*Protocole
Adam sur le
cas réel*



Schémas 19 :

*Protocole
Hollywood
sur le cas réel*



DISCUSSION

Dans les résultats sus-décrits, concernant le cas synthétique, nous constatons que l'action de croquer (protocole Adam) avec une mandibule non fragilisée n'entraîne aucune déformation majeure, alors que la même action sur une mandibule fragilisée s'accompagne des déformations localisées au secteur affaibli.

La mastication (protocole Hollywood) avec le secteur sain d'une mandibule fragilisée s'accompagne de déformations plus importantes que la même mastication avec une mandibule non fragilisée. Ces déformations prédominent au niveau du secteur affaibli (secteur prémolo-molaire droit) ainsi que sur les 2 ramus, au niveau des zones correspondant à l'axe de rotation.

Les plus importantes déformations sont retrouvées lors d'une mastication (protocole Hollywood) directement sur la zone affaiblie (bord basilaire droit). Ces constatations concordent tout à fait avec nos attentes.

Pour le modèle réel, sur les figures montrant les vecteurs liés au déplacement, on devine aisément l'axe de rotation, dans la zone dépourvue de déplacement.

Le protocole Adam (figure de droite du schéma 18) est à l'origine d'une zone de sur-déformation du secteur incisivo-canin car ce dernier est irrégulier (contrairement au plan d'occlusion horizontal présenté par le modèle synthétique), à l'origine d'une répartition dysharmonieuse des pressions.

Le protocole Hollywood sur le cas réel montre un déplacement du corpus plus important à droite qu'à gauche car la pression est appliquée du côté droit. On observe de plus une déformation en regard du secteur d'application des pressions (corpus droit). Des déformations sont aussi observées au niveau des insertions musculaires (angle mandibulaire droit pour la sangle ptérygo-massétérine, et bord antérieur de ramus droit pour le temporal) car ce modèle possède une géométrie moins résistante que l'autre.

Les différences de déformation constatées entre les 2 modèles sont liées à leur différence de géométrie ; le cas synthétique possède en effet une plus grande épaisseur et une géométrie moins complexe que le cas réel.

Il n'existe pas de relation directe entre déplacement et déformation car tous les déplacements ne s'accompagnent pas de contrainte et réciproquement.

Ainsi, le modèle s'avère adapté à l'analyse des déformations engendrées par les contraintes masticatoires ; il est aussi possible de simuler une ostéorésorption ou un geste chirurgical.

Cependant, plusieurs adaptations du protocole et du modèle méritent d'être apportées.

En effet, d'autres réglages peuvent être testés :

- axe de rotation différent,
- points cranio-faciaux d'insertion musculaire différents,
- autres forces masticatrices.

Une automatisation intégrale de la segmentation (condyles...) permettrait une utilisation plus simple et rapide du système par les praticiens. Un affinement du seuillage pourrait être le point de départ de cette automatisation.

La poursuite des travaux sur des cas réels, en respectant l'anatomie du patient et en évitant les approximations est envisagée ; nous désirons ainsi :

- tester l'utilité de la prise en compte de l'os spongieux. En effet, les travaux de Ferre montrent que cette prise en compte n'est pas indispensable ; aussi dans la littérature, nous constatons que le module d'élasticité de l'os cortical a des valeurs 15 fois supérieures à celles de l'os spongieux, comme cela est résumé au tableau 1. (Ferre JC 1983) (Hansson S 2004),

- mettre au point un système permettant de « gommer » les artéfacts liés à la présence quasi-constante d'amalgames dentaires,
- extraire les caractéristiques des composants biomécaniques (module d'élasticité en fonction des gris des images) et des forces en présence à partir des scanners.

De plus, l'acquisition d'images tomodensitométriques pré-opératoires et post-opératoires de mandibules de patients ayant subi une résection chirurgicale doit permettre d'étudier l'évolution réelle de la résistance mandibulaire. Cette acquisition devrait permettre la validation du logiciel en comparant les résultats obtenus lors de l'étude du comportement biomécanique du modèle mandibulaire amputé virtuellement (grâce au logiciel) avec ceux qui sont obtenus avec ce même logiciel, directement à partir d'images de mandibules réellement amputées.

Une autre méthode de validation du modèle serait d'appliquer à celui-ci des traumatismes dont les effets sont parfaitement connus (formes anatomo-cliniques de fractures mandibulaires) et de vérifier l'apparition de ces effets sur le modèle. (Ferre JC 1982)

CONCLUSION

La fragilisation de la mandibule liée à l'ostéorésorption ou à un geste chirurgical pour une pathologie kystique ou tumorale est une préoccupation fréquente en chirurgie maxillo-faciale.

La modélisation par la méthode des éléments finis a déjà montré son utilité dans l'étude des contraintes osseuses, notamment dans le cas des implants mandibulaires. La nouveauté de notre travail réside dans l'étude du comportement biomécanique de mandibules fragilisées et dans la possibilité de modifier artificiellement leur anatomie, grâce à la réalisation d'un modèle mandibulaire géométrique puis mécanique. Cette étude de faisabilité nous permet de conclure que la modélisation mandibulaire par la méthode des éléments finis est une technique appropriée à l'analyse du comportement biomécanique de la mandibule fragilisée.

Notre modèle mandibulaire mérite d'être affiné, afin de régler certains paramètres.

A terme, ce modèle pourra être utilisé dans de nombreux autres cas de chirurgie maxillo-faciale (mise en place de matériel d'ostéosynthèse, prévision des effets des traitements orthodontiques...). L'étape finale sera d'associer ce logiciel à un dispositif chirurgical robotisé d'assistance au guidage d'instruments de fraisage, perçage ou découpe de tissus osseux en chirurgie maxillo-faciale, comme on commence à en trouver en orthopédie.

REFERENCES

- Augereau D. Contraintes et déplacements dentaires en prothèse adjointe partielle. Analyse par la méthode des éléments finis. Cah Prothèse 1997 ; 98 : 89-100
- Boileau MJ. Physiologie et physiopathologie de la mastication. Encycl Med Chir, Stomatologie 1993 ; 22-008-A-15 : 6p
- Carter DR. Fatigue behavior of adult cortical bone : the influence of mean strain and strain range. Acta Orthop Scand 1981 ; 52 (5) : 481-90
- Compagnon D. Efficacité masticatoire. Intérêt des matériaux polymères souples dans l'élaboration d'un bol alimentaire synthétique. Cah Prothèse 1996 ; 94 : 65-72
- Couly G. Croissance craniofaciale du fœtus et du jeune enfant. Encycl Med Chir, Stomatologie 2002 ; 22-001-A-30 : 10p
- DeVocht J.W. A study of the control of disc movement within the temporomandibular joint using the finite element technique. J Oral Maxillofac Surg 1996 ; 54 : 1431-7
- Eckert SE. Implant-retained maxillary overdentures. Dent Clin North Am 2004 ; 48(3) : 585-601
- Erkmén E. Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy : setback surgery-posterior loading. Br J Oral Maxillofac Surg 2005 ; 43 (2) : 97-104
- Ferre JC. Application d'un modèle tridimensionnel par informatique à l'étude de la structure de la mandibule. Rev Stomatol Chir maxillofac 1982 ; 83 (4) : 201-5
- Ferre JC. La mandibule, une structure suspendue à matériaux composites, à revêtement travaillant ? (Approche à l'étude de la structure de la mandibule à l'aide des méthodes modernes utilisées en ingénierie) [Mémoire pour le DERBH]. Amiens. 1983
- Ferre JC. Biomécanique osseuse cranio-maxillo-faciale. Encycl Med Chir, Stomatologie 1995 ; 22-001-D-15 : 10p
- Fontijn-Tekamp FA. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res 1998 ; 77 (10) : 1832-9
- Fontijn-Tekamp FA. Biting and chewing in over dentures, full dentures, and natural dentition. J Dent Res 2000 ; 79 (7) : 1519-24
- Frost HM. The law of bone structure. Charles C Thomas, Springfield, 1964
- Gaspard M. L'appareil manducateur et la manducation. Première et deuxième parties. Julien Prélat, Paris, 1978
- Gaspard M. Exploration structurale et fonctionnelle du complexe musculaire temporo-massétérin par la tomoéchographie. Cah Prothèse 1993 ; 81 : 37-73
- Goudot P. Le canal mandibulaire. Etude tomométrique et "panoramique". Application à quelques modèles d'Hominidés fossiles et Pongidés [Mémoire pour le DEA Préhistoire Ethnologie Anthropologie]. Paris. 1986
- Hansson S. Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. Clin Oral Impl Res 2004 ; 15: 450-8
- Jaquinet AR. Application de la technique de mesure des champs magnétiques alternatifs à l'étude de la cinématique de l'articulation temporo-mandibulaires. Thèse médecine, Genève, 1995

- Kober C. Adaptative finite element simulation of the human mandible using a new physiological model of the masticatory muscles. *Proc Appl Math Mech* 2004 ; 4 : 332-3
- Kumagai H. Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999 ; 26 : 932-5
- Laudenbach P. Stomatologie gériatrique. *Encycl Med Chir, Stomatologie* 1991; 22-052-A-10 : 9p
- Layron LE. The success and failure of the adaptative response to functional load-bearing in averting bone fracture. *Bone* 1992 ; 13 Suppl 2 : 17-21
- Marunick M. Occlusal force after partial mandibular resection. *J Prosthet Dent* 1992 ; 67 (6) : 835-8
- Menicucci G. Tooth-implant connection : some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002 ; 13 : 334-41
- Meyer C. Méthodologie proposée pour la détermination des forces externes s'appliquant sur la mandibule au cours de la mastication. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* 1998 ; 99 (1) : 79-85
- Mioche L. Chewing behaviour and bolus formation during mastication of meat with different textures. *Arch Oral Biol* 2003 ; 48 (3) : 193-200
- Mioche L. Changes in jaw muscles activity with age : effects on food bolus properties. *Physiol Behav* 2004 ; 82 (4) : 621-7
- O'Mahony A.M. Anisotropic elasticity of cortical bone in the posterior mandible increases peri-implant stress and strain under oblique loading. *Clin Oral Impl Res* 2001 ; 12 : 648-57
- Orthlieb JD. Cinématique mandibulaire. *Encycl Med Chir, Stomatologie* 1997 ; 22-009-A-08 : 10p
- Pierrisnard L. Comportement mécanique des structures dentaires et osseuses. Analyse par la méthode des éléments finis. *Cah Prothèse* 1994 ; 88 : 7-13
- Proschel PA. Preconditions for estimation of masticatory forces from dynamic EMG and isometric bite force-activity relations of elevator muscles. *Int J Prosthodont* 2001 ; 14 (6) : 563-9
- Proschel PA. Task-dependance of activity/bite-force relations and its impact on estimation of chewing force from EMG. *J Dent Res* 2002 ; 81 (7) : 464-8
- Proschel PA. Task-dependance of jaw elevator and depressor co-activation. *J Dent Res* 2003 ; 82 (8) : 617-20
- Schneider G. Evaluation de l'efficacité masticatrice. Une revue de la littérature. *Cah Prothèse* 1992 ; 79 : 39-42
- Teixeira E.R. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation* 1998 ; 25 : 299-303
- Vacher C. Anatomie du vieillissement cranio-facial. *Encycl Med Chir, Stomatologie* 2004 ; 22-052-A-05 : 9p
- Veyrone JL. Evaluation de la fonction masticatoire chez les sujets totalement édentés appareillés. *Cah Prothèse* 2000 ; 110 : 47-55
- Vollmer D. Experimental and finite element study of human mandible. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2000 ; 28 : 91-6
- Wagner A. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2002 ; 94 : 678-86
- Winnberg A. Suprahyoid biomechanics and head posture. An electromyographic, videofluorographic and dynamographic study of hyo-mandibular function in man. *Swed Dent J Suppl* 1987 ; 46 : 1-173