



AIX-MARSEILLE UNIVERSITÉ

ECOLE DOCTORALE 463 SCIENCES DU MOUVEMENT HUMAIN

UMRT24 IFSTAR-LBA

LABORATOIRE DE BIOMÉCANIQUE APPLIQUÉE

---

Thèse présentée pour obtenir le grade universitaire de

**DOCTEUR**

Discipline : Sciences du Mouvement Humain

Spécialité : Biomécanique

**Sonia Victoria GUEVARA PEREZ**

**DÉVELOPPEMENT PAR ÉLÉMENTS FINIS D'UN MODÈLE VIRTUELLE  
PERSONNALISABLE DE LA MANDIBULE HUMAINE, COMME UN OUTIL DE  
SIMULATION BIOMÉCANIQUE EN SCIENCES DENTAIRES**

---

Soutenue le 20/11/2019 devant le jury :

L. LUPI	Université de Nice Sophia Antipolis	Rapporteur
S. LAPORTE	Arts et Métiers ParisTech, Institut de Biomécanique Humaine Georges CHARPAK	Rapporteur
P. ADALIAN	Aix-Marseille Université, UMR ADES	Examineur
D.J. MARIN	Universidad Nacional de Colombia-Fac. Dentaire	Examineur
M. BEHR	UMRT24 IFSTAR/Aix-Marseille Université	Directeur de thèse
L. THOLLON	UMRT24 IFSTAR/Aix-Marseille Université	Directeur de thèse

Numéro national de thèse/suffixe local :

2019AIXM0576

*A Sara : Il n'y a rien d'impossible,  
merci de ta patience.*

*A ma petite et grande famille, pour votre soutien et accompagnement. Je vous aime.*

# RÉSUMÉ

---

Les facteurs déterminants des caractéristiques biomécaniques chez la mandibule humaine sont les propriétés des tissus et sa géométrie externe et interne. Des procédures non-invasives pour prédire de façon précise, les contraintes des mandibules soumis aux stress mécaniques sont importantes dans des diverses situations en Odontologie. Les modèles éléments finis (EF), montrent une bonne capacité d'évaluer les relations géométriques, mécaniques et fonctionnelles sur la mandibule. Malgré les progrès récents dans le développement de modèles d'éléments finis appliqués au complexe crano-facial, la conception de modèles numériques présente encore des limites, liées au manque de connaissances des propriétés mécaniques de tous les tissus, à la conception intégrale du modèles et la possibilité de personnalisation de ceux-ci en tenant compte de la variabilité anatomique, morphologique, physiologique et biologique des individus. Le présent travail vise à définir un modèle d'éléments finis de la mâchoire pouvant être modélisé en fonction des conditions anatomiques et morphologiques particulières d'un individu, de manière à prédire avec précision les réponses mécaniques et biologiques de la mandibule contre des charges ou des stimuli mécaniques qui impactent sur celle-ci. La définition des paramètres pertinents à l'obtention des modèles de simulation appropriés permettra une évaluation in silico des éventuelles réponses spécifiques chez les patients aux traitements pratiqués dans le domaine dentaire, en particulier, en implantologie dentaire ; en tenant compte de la variabilité morphologique de la mandibule associée aux pertes dentaires. L'objectif donc de cette recherche consiste à la parameterisation géométrique et mécanique d'un modèle EF d'une mandibule, intégrant les particularités anatomiques d'un individu et permettant ainsi de prédire, avec précision, les réponses mécaniques vis-à-vis des traitements dentaires.

Mots clés : Biomécanique, Analyse par éléments finis, Mandibule, Edentulation, Modélisation patient spécifique.

## ABSTRACT

---

The determining factors of biomechanical characteristics in the human mandible are the properties of the tissues and its external and internal geometry. Non-invasive procedures to predict accurately the mandible stress and strains under mechanical loads are important in a variety of dental situations. The finite element models shows a good ability to evaluate the geometric, mechanical and functional relations on the mandible. Despite recent advances in the development of finite element models applied to the cranio-facial complex, the design of numerical models still has limitations: the lack of knowledge of the mechanical properties of all tissues, the integral design of the models and the possibility of personalization of these, taking into account the anatomical, morphological, physiological and biological variability of individuals. The present work aims to define a model of finite elements of the jaw that can be modeled according to the particular anatomical and morphological conditions of an individual, in order to accurately predict the mechanical and biological responses of the mandible against loads or mechanical stimuli that affect them. The definition of the parameters relevant to obtaining the appropriate simulation models will enable an *in silico* assessment of any specific patient responses to dental treatments, in particular in dental implantology, taking into account the morphological variability of the mandible with dental losses. . The objective of this research is the geometrical and mechanical parametrization of an EF model of a mandible, integrating the anatomical particularities of an individual and allowing predicting with precision, the mechanical responses to dental treatments.

Keywords: Biomechanics, Finite Element Analysis, Mandible, Edentulous, Patient-specific Modeling

## REMERCIEMENTS

---

# TABLE DE MATIERES

---

RÉSUMÉ.....	3
Abstract .....	4
Remerciements .....	5
Table de matières.....	6
Introduction .....	9
1 LA MANDIBULE.....	12
1.1 PHYLOGÉNIE, ONTOGENIE ET ANATOMIE .....	12
1.1.1 Phylogénie de la mandibule .....	12
1.1.2 Ontogénie de la mandibule.....	13
1.1.3 Anatomie.....	14
1.1.4 Croissance .....	16
1.2 VARIATIONS MORPHOLOGIQUES FONCTIONNELLES ET PATHOLOGIQUES.....	18
1.2.1 Variabilité fonctionnelle.....	18
1.2.2 Edentulation .....	20
2 CONCEPTS GENERAUX DE LA BIOMECAIQUE DE L'OS MANDIBULAIRE .....	22
2.1 BIOMECAIQUE DE LA MANDIBULE .....	22
2.1.1 Concepts généraux.....	22
2.1.2 Biologie de l'os .....	23
2.1.2.1 Le remodelage osseux.....	26
2.1.3 Biomécanique de l'os .....	27
2.1.3.1 Loi de Wolff et Théorie du Mechanostat de Frost .....	28
2.1.3.2 Propriétés mécaniques de l'os .....	29
2.2 FONCTION MANDIBULAIRE ET BIOMECAIQUE.....	33
2.3 MODELES BIOMECAIQUES EXPERIMENTAUX DE LA MANDIBULE.....	38
2.3.1 Bio modèles physiques.....	38
2.3.2 Bio Modèles Eléments Finis (EF) .....	41
2.3.2.1 Applications en Sciences dentaires .....	42
2.4 FEM APPLIQUES AUX IMPLANTES DENTAIRES .....	44
2.4.1 Indications des implants dentaires .....	45
2.4.2 Facteurs de succès ou d'échecs .....	45
2.4.3 Considérations biomécaniques des implants dentaires .....	47
3 PARAMETERISATION GEOMETRIQUE.....	49
3.1 ASPECTS ANATOMIQUES DE LA PERTE DENTAIRE. ....	49

3.1.1	Variabilité morphologique .....	49
3.1.2	Description des changements morphologiques des mandibules édentées .....	50
3.2	VARIATION MORPHOLOGIQUE MANDIBULAIRE A DIFFERENTS STADES D'EDENTITION – ETUDE EXPERIMENTALE PAR MORPHOMETRIE GEOMETRIQUE .....	55
3.2.1	Dissections des mandibules .....	55
3.2.2	Morphométrie traditionnelle (2D) sur les mandibules .....	56
3.2.3	Morphométrie géométrique sur les mandibules .....	60
3.2.3.1	Acquisition des images CTScan .....	60
3.2.3.2	Segmentation des images .....	60
3.2.3.3	Analyse par Morphométrie géométrique .....	62
3.2.3.4	Détermination de l'erreur intra observateur .....	64
3.2.3.5	Analyse par morphométrie géométrique de la variation morphologique des mandibules.....	69
3.2.3.6	Conclusion .....	78
4	PARAMETERISATION BIOMECHANIQUE .....	79
4.1	RELATION MORPHOLOGIE ET PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES.....	79
4.1.1	QUALITE DE L'OS ET BIOMECHANIQUE .....	81
4.1.2	PROPRIÉTÉS ELASTIQUES DE L'OS MANDIBULAIRE.....	83
4.2	EFFORTS ET CONDITIONS DE CHARGEMENT .....	89
4.3	MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS.....	90
4.4	PREDICTION PAR MODELE NUMERIQUE DU COMPORTEMENT STRUCTURALE DE LA MANDIBULE.....	91
4.4.1	Objectif .....	93
4.4.2	Matériaux .....	93
4.4.3	Protocole expérimental.....	94
4.4.4	Résultats des essais expérimentaux.....	99
4.4.5	Création des modèles d'éléments finis (FEM).....	103
4.4.5.1	Obtention de géométries .....	103
4.4.5.2	Etude préliminaire pour définition des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire .....	103
4.4.5.3	Définition des propriétés mécaniques du modèle de base .....	104
4.4.5.4	Analyse par éléments finis (FEA) .....	106
4.4.5.5	Sensibilité aux paramètres mécaniques des modèles .....	107
4.4.5.6	Analyses des données .....	110
4.5	Discussion.....	114
4.6	CONCLUSION .....	116
5	VERS LA CONSTRUCTION D'UN MODELE MANDIBULAIRE PERSONNALISÉ .....	118

5.1	Modèles ef patient-spécifiques.....	118
5.2	Objectif.....	120
5.3	Méthodes.....	120
5.3.1	Morphing.....	123
5.3.2	Morphing mandibulaire par « morph volumen » .....	125
5.3.3	Définition des propriétés mécaniques .....	126
5.4	RESULTATS.....	126
5.5	DISCUSSION.....	127
5.6	CONCLUSIONS .....	132
	Conclusion et perspectives.....	133
	BIBLIOGRAPHIE.....	135
	LISTE DES FIGURES .....	143
	LISTE DES TABLEAUX .....	146
	annexes .....	147

## INTRODUCTION

---

L'étude du comportement biomécanique du complexe cranio-facial a été un sujet d'intérêt constant dans des divers domaines, tels que les sciences médicales, l'anthropologie, la physiologie et l'ergonomie, entre autres. L'intérêt pour l'évaluation des caractéristiques physiques et mécaniques des mâchoires et les tissus adjacents soumis aux divers stimuli mécaniques a augmenté au cours de ces dernières années, grâce au développement de nouvelles technologies d'imagerie et des méthodes d'évaluation biomécanique et mécano biologique.

La plupart des thérapies en dentaire sont liées à l'application des forces sur les dents ou sur les tissus osseux des mâchoires. Malgré l'importance de connaître de façon détaillée l'action des forces physiologiques ou thérapeutiques sur les os, leur étude à des différentes échelles n'est pas encore exhaustive, et donc les conséquences dérivées de ces forces, ne sont pas complètement élucidées.

Dans la physiologie moderne, la compréhension des phénomènes de réponse du tissu osseux est important de définir par les lois biologiques qui régissent de telles réactions à des différentes échelles. Les processus de modélisation et de remodelage osseux sont régies par le niveau de charge et de déformation agissant sur l'os, donc la connaissance de de ces valeurs au niveau physiologique, pathologique et thérapeutique devient indispensable pour la compréhension des processus physiologiques au sein des os maxillaires et permettrait d'améliorer le diagnostic et le pronostic clinique. Les facteurs déterminants des caractéristiques biomécaniques des os sont les propriétés des tissus et sa géométrie externe et interne. La mandibule est l'os qui présente l'un de plus grand degré de variabilité anatomique chez les humains.

L'évaluation in vivo des caractéristiques biomécaniques du complexe cranio-faciale pose des inconvénients méthodologiques et éthiques, c'est ainsi que des méthodes pour l'étude in vitro et in silico ont été mises au point, dont la plus utilisée actuellement est la méthode des éléments finis, qui permet, à partir de la modélisation numérique virtuel des différents composants tissulaires du complexe cranio-facial, de simuler leur comportement biomécanique vis-à-vis des différents stimuli physiques. Les premiers modèles développés ont été des modèles à deux dimensions, et grâce au développement de l'imagerie tridimensionnelle et logiciel de

modélisation numérique, ils sont devenus des modèles en trois dimensions, lesquels ont amélioré la bio-fidélité en termes d'un plus grand détail anatomique, morphologique et géométrique des organismes étudiés.

Les modèles virtuels de simulation mécanique de la mandibule ont de diverses applications, telles que l'analyse des processus de croissance biologique, l'étude des processus de la maladie, l'évaluation du comportement biomécanique des appareils thérapeutiques et des implants, des éléments prothétiques, des appareils orthodontiques et orthopédiques, l'évaluation du comportement du crâne et de la face vis-à-vis des diverses conditions, telles que le choc mécanique ou de blessure.

Malgré les progrès récents en ce qui concerne le développement de modèles éléments finis de la mandibule, il y a encore des carences dans la conception des modèles numériques liées à la méconnaissance des propriétés mécaniques de tous les tissus, à la création intégrale des modèles et à la possibilité de personnalisation de ceux-ci, compte tenu de la variabilité morphologique, physiologique, biologique et anatomique chez les individus. Il est nécessaire de créer des modèles virtuels qui peuvent être adaptés à une morphologie particulière et aux conditions anatomiques de chaque individu, afin de réaliser une simulation aussi proche que possible de la réponse biomécanique des tissus et à l'action des différents dispositifs ou des stimulations mécaniques.

Dans le processus de développement et de fabrication des implants dentaires et des autres dispositifs implantables dans les mâchoires, un modèle personnalisable selon les particularités anatomiques de chaque individu pourra favoriser et individualiser l'évaluation biomécanique, en tant qu'un outil pour que les cliniciens peuvent prédire le plus proche possible les comportements biomécaniques liés à l'anatomie propre de chaque individu et prendre des décisions cliniques sur son usage.

L'objectif de cette recherche est la paramétrisation géométrique et mécanique d'un modèle éléments finis (EF) d'une mandibule, intégrant les particularités anatomiques d'un individu et permettant de prédire avec précision, les réponses mécaniques vis-à-vis des traitements en odontologie. Des groupes morphologiques sont établis à partir de la littérature. Des mandibules ayant des morphologies variables, ont été prélevées sur des corps donnés à la science pour les caractériser au niveau géométrique et mécanique. Une géométrie mandibulaire de base a été construite, suivant une morphologie dite moyenne, pour la définition d'un modèle numérique EF paramétrée selon les caractéristiques précédemment évaluées. Différents niveaux de personnalisation, permettront d'optimiser les paramètres pour une définition géométrique et

mécanique fiable, et en conséquence d'obtenir un modèle bio-fidèle aux conditions morphologiques particulières de chaque individu. Des essais expérimentaux ont été réalisés pour la validation des modèles EF patient-spécifiques, à partir des données individuelles.

Dans les deux premiers chapitres, une révision des concepts sur l'anatomie et variabilité morphologique de la mandibule et sa biomécanique, sont abordées.

Dans le troisième chapitre une caractérisation morphologique des mandibules avec différents types d'edentulation est décrite par des méthodes de morphométrie traditionnelle et par morphométrie géométrique tridimensionnelle, compte tenu que l'edentulation est la cause des principales variations morphologiques chez la mandibule.

Dans le quatrième chapitre, une caractérisation mécanique des mandibules est développé à travers de l'expérimentation in vitro par des test de résistance à la rupture en compression et par l'expérimentation in silico avec des modèles EF mandibulaires soumis aux mêmes sollicitations, pour évaluer la sensibilité des modèles numériques aux diverse variables de construction et sa bio fidélité.

Dans le cinquième chapitre, les résultats des chapitres précédents sont utilisés pour la construction d'un modèle EF avec différents niveaux de personnalisation géométrique et/ou mécanique pour évaluer la bio fidélité des modèles.

Le projet est liée à des travaux réalisées parallèlement par Guillermo de la Rosa Castolo, dans le cadre de son travail doctoral, avec le but d'une perspective dans l'application des modèles personnalisées dans l'évaluation de comportement biomécanique des implants dentaires et dispositifs de fixation des implants dentaires vis-à-vis des situations cliniques courants ou la morphologie et propriétés mécaniques de l'os mandibulaires devient un facteur importante dans le pronostique de réussite des traitements. Le Project sera lié à l'évaluation biomécanique des nouveaux implantes dentaires développés par la Société GLAD Médicale, partenariat du Project.

# CHAPITRE 1

## 1 LA MANDIBULE

---

### 1.1 PHYLOGÉNIE, ONTOGENIE ET ANATOMIE

Le mot mandibulaire vient du latin "*mandibulum*", formé par la racine "*Mandere*" qui signifie écraser ou presser, et "*bulum*" qui signifie instrument. La mâchoire est l'os le plus gros, le plus fort et le plus bas du visage. La mandibule est le seul os mobile du massif cranio-faciale et est liée au crâne à travers l'articulation temporo-mandibulaire et au visage par occlusion dentaire.

#### 1.1.1 Phylogénie de la mandibule

Il y a 400 000 ans, lorsque les vertébrés faisaient face à leur première évolution, ils ressemblaient à ce que sont aujourd'hui les cyclostomes, ils n'avaient pas de mâchoires, comme la lamproie. Au lieu de cela, ils avaient des bouches circulaires avec beaucoup de dents de la même forme et de la même taille. Leur squelette était complètement cartilagineux et le crâne ne différait pas de celui des vertébrés. Puis, l'évolution se produit chez les vertébrés *gnátostomos* avec la formation de mâchoires, pour eux les cellules de la crête neurale sont entrées dans les arcs pharyngiens et migrées dans le premier arc pour former la mandibule et le maxillaire supérieur.[1] Les *gnátostomos* avaient déjà des articulations immatures entre la mâchoire supérieure et l'inférieure, entourée d'organes sensoriels tels que l'oreille, avec des osselets primitifs.[2] La mâchoire inférieure des vertébrés non-mammifères est formée de plusieurs os dermiques dont le dentaire, l'os ou les dents sont développées. Dans les vertébrés plus avancées, il y a eu une tendance à la réduction ou fusion des os dermiques, jusqu' au des mammifères modernes où la mâchoire inférieure est composée seulement par l'os dentaire. Enfin, l'établissement d'une articulation entre l'os dentaire et l'os temporal permet l'établissement de la fonction de la mandibule.[3]

### 1.1.2 Ontogénie de la mandibule

Le développement embryonnaire de la mandibule chez l'humain commence environ dans la 5ème semaine de vie intra-utérine avec la formation de la proéminence mandibulaire provenant du premier arc pharyngien, contenant le cartilage de Meckel.[4]

Les deux cartilages de Meckel, un de chaque côté de la ligne médiane, sont formés entre la quatrième et cinquième semaine de vie intra-utérine, ils sont presque unis dans la ligne médiane, de là ils divergent dorsalement à la cavité tympanique de chaque oreille moyenne, laquelle est dérivée de la première poche pharyngienne et est entourée par la partie pétreuse de l'os temporal. La mandibule se développe comme un os intra membraneux qui apparaît bilatéralement sous forme d'une fine plaque osseuse située près du cartilage de Meckel. Le cartilage de Meckel est un foyer d'ossification enchondrale, néanmoins il ne participe pas à la formation mandibulaire. L'ossification de la mandibule se produira à partir d'un centre d'ossification à l'endroit où le germe canine se développera plus tard et progresse vers la ligne médiane, linguale et buccale pour former un canal autour du cartilage et de retour le long de l'aspect latéral du cartilage de Meckel, formant l'os autour du nerf dentaire inférieur. [3-5]

Bien que la mandibule soit d'ossification intra membraneuse, au cours de son ontogenèse, sa croissance est modifiée par le développement des cartilages secondaires puisqu'ils apparaissent dans un os où l'ossification a déjà commencée et ne font pas partie des cartilages primaires. Ces cartilages ont des caractéristiques qui sont intermédiaires entre les cartilages et l'os; apparemment, parce qu'ils proviennent de la transformation des ostéoblastes en un phénotype chondroblastique; en réponse à des stimuli tels que des mouvements ou des forces induits mécaniquement.[3] Le cartilage secondaire a des particularités histologiques telles que la présence de squelettoblastes, cellules situées en dessous de la couche la plus superficielle (capsule fibreuse) qui, avec les pré-chondroblastes, constituent la zone de croissance et qui ne sont pas susceptibles de produire une matrice cartilagineuse, ce qui les rendent sensibles aux forces mécaniques. [6]

Le condyle mandibulaire est un cartilage secondaire développé indépendamment du cartilage de Meckel, il apparaît à la 12ème semaine de vie intra-utérine, son développement est fondamental dans la morphogenèse de l'articulation définitive. Celui se développe et augmente en taille, jusqu'à ce que l'individu cesse de croître. Ensuite il demeure en tant que cartilage articulaire ou fibrocartilage.[3]

De façon ventrale au processus condyloïde et un peu plus tard le cartilage coronoïde est formé, considéré par certains auteurs comme cartilage secondaire, il disparaît rapidement et forme le

processus coronoïde. La présence du faisceau neuro-vasculaire assure la formation du canal et du trou mandibulaire ainsi que le foramen mental. Toutes les ouvertures des branches nerveuses de la mâchoire sont formées par des enceintes osseuses au cours des vaisseaux et des nerfs. [3]

Le processus alvéolaire se forme au fur et à mesure que les dents se développent. Le tissu osseux est déposé par apposition autour du germe avant qu'il ne soit minéralisé, et la croissance de la dent provoque l'augmentation de la hauteur du processus.

Pendant la période foetale, la forme de la mandibule et les proportions des structures dont elle est composée présentent des changements remarquables. Ces changements sont le produit des processus de formation, de modelage et de dégradation de la structure osseuse. Le développement des mouvements de succion, de mastication et de déglutition jouent un rôle important dans la forme finale de la mandibule. [5]

Les deux héli-mandibules ne sont pas encore fusionnées au moment de la naissance, mais elles sont connectées par la symphyse mentonnière. La jonction osseuse ne se fait qu'à l'âge de 1 à 2 ans.

### 1.1.3 Anatomie

La forme mandibulaire humaine actuelle est le produit de l'évolution. Après la deuxième année de vie, elle est considérée comme un os unique en forme de fer à cheval, vu du plan horizontal, et en forme de L dans le plan sagittal. Elle est conformée par un corps et deux branches avec des apophyses condylaires et coronoïdes (Figure 1-1).

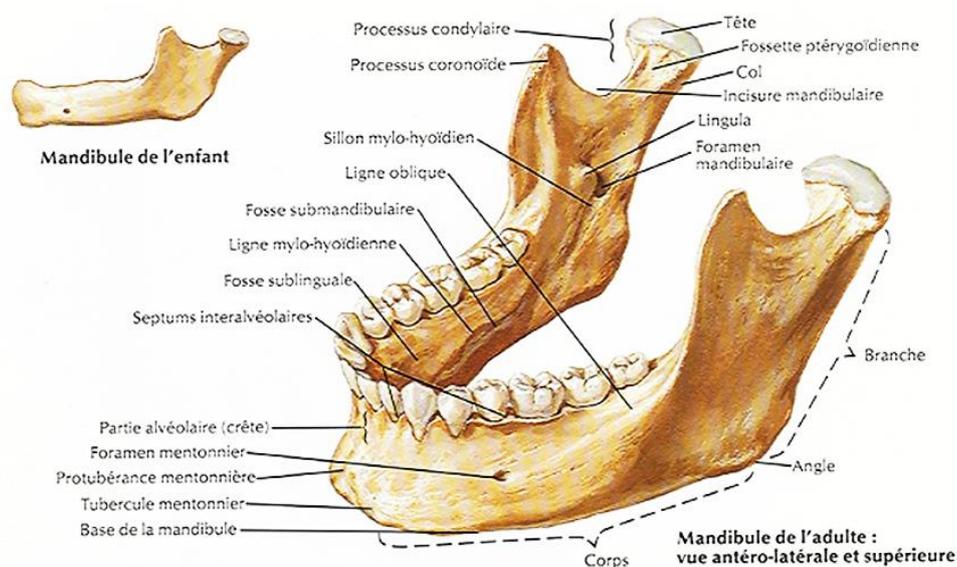


Figure 1-1. Anatomie Mandibulaire (<https://www.chu-besancon.fr/smfc/201012PDF/10-12-06.pdf>)

La mâchoire du nouveau-né est plus petite que celle de l'adulte et présente une forme différente : elle est allongée avec un angle gonial très ouvert et la limite entre le corps et la branche n'est pas visible. La branche ascendante chez le nouveau-né est basse et large ; le processus coronoïde est relativement important et projette plus haut que le condyle, le corps est légèrement ouvert, l'os alvéolaire est à peine différencié et contient les bourgeons et quelques couronnes partiellement formées des dents caduques. Le canal mandibulaire passe dans la partie inférieure de la mâchoire. La mâchoire est divisée en deux parties au niveau de la symphyse mandibulaire. [3]

Déjà en 1778 John Hunter [3, 7] avait proposé que la croissance mandibulaire n'était pas seulement due à l'apposition d'os sur les surfaces externes, il a indiqué également que le processus de résorption est essentiel pour la croissance normale et la morphologie mandibulaire. Des années plus tard, en 1941 avec l'aide des radiographies, Brodie a analysé la croissance mandibulaire, et plus tard Enlow en 1966 [8] a rapporté des études histologiques de coupes de mâchoires humaines, dans lesquelles il a montré les zones spécifiques de résorption et d'apposition osseuse. Puis, Bjork en 1963 [9] avec l'utilisation d'implants métalliques et en superposant des images radiographiques sur les implants, a décrit le patron de croissance des différentes parties mandibulaires. [3]

Du point de vue fonctionnel, la mâchoire peut être divisée en unités qui expliquent le changement de forme et de taille. L'os basal du corps forme une unité couplée à l'os alvéolaire, aux processus coronoïde, condylien et mentonnier (Figure 1-1). Chacune de ces unités est influencée dans sa croissance par une matrice fonctionnelle qui agit sur l'os ; par exemple : Les dents agissent comme une matrice fonctionnelle pour l'unité alvéolaire, les muscles temporaux influencent le processus coronoïde, les muscles masséter et ptérygoïdien moyen agissent sur l'angle et la branche de la mâchoire et le ptérygoïdien latéral et le tissu ligamentaire rétro condylien ont une influence sur le processus condylien. Le fonctionnement et la croissance de la langue et la fonction des muscles péri-buccaux, ainsi que l'expansion des cavités buccales et pharyngiennes, stimulent la croissance mandibulaire pour atteindre son potentiel maximal.

Les principaux sites de croissance mandibulaire postnatale sont le cartilage condylien, les bords postérieurs des branches et les crêtes alvéolaires. Dans ces sites il y a des appositions osseuses et grâce à eux, il y a une croissance en hauteur, en largeur et en longueur mandibulaire.

Les mécanismes de la croissance mandibulaire peuvent être structurés en deux types :

- Croissance cartilagineuse : dans le condyle et la symphyse mandibulaire.

- Modelage périoste - endostique : fondamentale dans la croissance mandibulaire puisque, grâce à ce mécanisme, la taille et la forme du corps et des branches mandibulaires sont modifiées

John Hunter a été le premier à se rendre compte qu'une jeune mandibule pousse réellement dans une direction prédominante postérieure, vers la base du crâne, plutôt que par un allongement au menton. Dans études pionnières, Hunter a pu montrer que les branches se développent en arrière en ajoutant de nouveaux dépôts osseux sur sa bordure postérieure ensemble avec un certain retrait de son côté antérieur. [7]

#### 1.1.4 Croissance

La mandibule se développe dans plusieurs directions principales simultanément. Comme la croissance de toutes les zones locales se poursuit dans leurs directions particulières, les différentes parties de la mandibule sont nécessairement relocalisées dans différentes positions relatives. Ainsi, deux types d'os sont produits pendant la croissance et le remodelage : périoste et endostique ; dans des directions spécifiques de la croissance vers l'extérieur ou vers l'intérieur respectivement.

Des os du visage, la mandibule a la plus grande variation morphologique. Il y a trois principes de base du remodelage structurel impliqués dans la croissance de la mandibule humaine : la relocation, l'activité de surface qui détermine la direction locale de croissance, et le principe de V[3]. Le remodelage structurel est un processus complémentaire entre la croissance et la fonction pour maintenir une forme constante de la mandibule.

La croissance transversale postnatale est réalisée initialement dans la séparation du corps droit et gauche de la mandibule dans la symphyse, mais elle est progressivement éliminée entre les 4ème et 12ème mois de la vie, quand l'ossification convertit la syndesmose en synostose, en unissant les deux moitiés de la zone alvéolaire vers le bord de la mâchoire, ne laissant que la possibilité d'apposition des surfaces osseuses. Chez l'enfant, les condyles mandibulaires sont presque horizontaux, et lorsqu'ils grandissent, ils donnent de la longueur à la mâchoire. En raison de la divergence postérieure, les deux moitiés du corps mandibulaire forment un «V». La croissance des têtes condyliennes augmente la divergence et se traduit par un élargissement du corps mandibulaire, qui par des processus de modélisation peut accompagner l'élargissement de la base crânienne.

La croissance sagittale postnatale a l'un de ses sites importants au niveau du menton. Le menton est très mal développé chez les enfants. Cela se développe presque comme une unité indépendante influencée par des facteurs génétiques et de genre. Les différences dans la région

de la symphyse ne sont significatives qu'au moment où les caractères sexuels secondaires se développent. Le menton masculin est généralement plus gros. La protubérance du menton est formée par apposition osseuse pendant l'enfance et est accentuée par la résorption osseuse dans la région alvéolaire, la création de la concavité supra mentonnaire. La croissance du corps mandibulaire est moins active que les branches, mais aussi participe au modelage total de la mâchoire. La croissance de la zone basale postérieure présente réabsorption dans les côtés linguaux et apposition sur les côtes vestibulaires. La croissance sagittale du corps est donnée par la résorption du bord d'avant de la branche, qui offre un espace pour que les molaires entrent en éruption. (Figure 1-2) [3, 7-9] La croissance et le maintien des proportions des branches se produisent par apposition osseuse sur le bord arrière de la branche et de la résorption sur le bord antérieure de sorte qu'il se déplace vers l'arrière par rapport au corps de la mandibule. Cette réabsorption-apposition s'étend au processus coronoïde, impliquant l'entaille sigmoïde, et donc progressivement au changement de position postérieure du foramen mandibulaire. L'ancrage des muscles de la mastication sur les côtés de la branche à l'angle mandibulaire et aux processus coronoïdes influence la taille et la proportion de ces éléments mandibulaires. Le déplacement ultérieur de la branche, convertit le corps mandibulaire osseux initial en branche, allongeant ainsi le corps de la mandibule, les régions molaires arrière repositionne la prémolaire et la position canine. Le cartilage condylien assume deux fonctions : l'une comme le cartilage articulaire de sorte que sa surface est caractérisée par la présence de fibrocartilage et autre plaque de croissance analogue, située à l'extrémité de la tête du condyle. Contrairement au disque des épiphyses d'un os long qui se trouvent entre deux centres d'ossification ; le condylien est caractérisé par la présence d'une couche de cartilage profond qui est constitué comme un site actif de croissance qui fonctionne jusqu'à la deuxième décennie de la vie. La croissance du cartilage peut agir comme une matrice fonctionnelle qui stresse le périoste et l'amène à s'allonger et par conséquent à réduire la formation osseuse intra membraneuse. La formation osseuse à l'intérieur de la tête condylienne entraîne la croissance, déplaçant l'ensemble de la mandibule dans une direction opposée, vers l'avant et vers le bas. La résorption osseuse sous-jacente à la tête condylienne entraîne un rétrécissement du col condylien.[3]

Le cartilage condylien est le tissu optimal pour le condyle articulaire en pleine expansion. Il est en mesure de répondre aux besoins fonctionnels et est capable de satisfaire au dynamique masticatoire étant structurellement stable aux pressions extérieures. Sa croissance contribue à maintenir l'intégrité de l'appareil masticateur, soutenir les muscles et les dents sans perdre le contact avec la base du crâne. Il faut aussi mentionner que la croissance latérale du condyle cesse tôt puisque la base du crâne achève tôt son développement transversal.

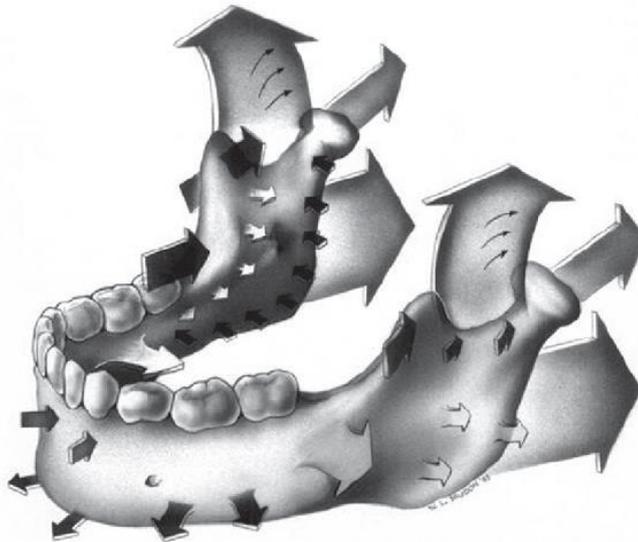


Figure 1-2. Directions de la croissance mandibulaire et modelage osseuse, les flèches noires indiquent résorption du périoste et les flèches claires indiquent apposition du périoste. [8]

Le processus coronoïde se développe et est remodelé par l'apposition et la résorption différentielle. Dans sa partie inférieure, en dessous de la ligne mylo-hyoïdienne, il y a apposition sur son côté interne et réabsorption du côté externe. Cela conditionne une augmentation verticale de la coronoïde avec un mouvement incurvé vers le haut et vers l'extérieur.

La croissance verticale de la mâchoire est due principalement à l'apposition osseuse du processus alvéolaire et du bord marginal du corps mandibulaire. [5] Il y a une apposition de tissu osseux autour des germes dentaires et leur croissance induit la croissance en hauteur du processus alvéolaire. L'os alvéolaire ne se développe pas si les dents sont absentes et est réabsorbé en réponse à l'extraction dentaire.

## 1.2 VARIATIONS MORPHOLOGIQUES FONCTIONNELLES ET PATHOLOGIQUES

La morphologie de la mandibule humaine varie considérablement entre les individus. Les mâchoires et particulièrement la mandibule présentent une grande variabilité dans sa morphologie externe aussi bien que sa structure interne. [10-13]

### 1.2.1 Variabilité fonctionnelle

Déjà en 1936, il a été proposé que les caractères mandibulaires étaient plus variables que les caractères crâniens. [14] Cette variabilité est liée à des facteurs génétiques et fonctionnels, l'âge et le sexe, et a été étudiée dans différentes populations modernes et anciennes et dans divers morphotypes faciaux. [10, 15, 16]

Une des variations le plus évaluées est le dimorphisme morphologique dans la mandibule. Evaluer les caractéristiques dimorphes de la mandibule humaine juvénile et adulte est particulièrement pertinent en anthropologie médico-légale et en bio archéologie.

À la naissance, les hommes ont en moyenne des formes spécifiques plus développées que les femmes. Cependant, les différences liées au sexe vont diminuer rapidement car les femmes se rattrapent via une association différente entre la forme et la taille, qui conduit à une réduction presque complète du dimorphisme sexuel entre les âges de 4 et 14 ans. De la puberté à l'âge adulte, les mâles sont caractérisés par des changements allo-métriques de forme tandis que la forme de la mandibule des femmes continue à changer même après que la taille a cessé d'augmenter. Le dimorphisme sexuel, est concentré dans les branches et la région mentale au cours des premières étapes ontogénétiques et encore à l'âge adulte.[17]

Certains auteurs considèrent la variation mandibulaire humaine comme le résultat de processus ontogénétiques ou fonctionnels.[18] Le développement postnatal de la mandibule est influencé par l'éruption dentaire, le développement du crâne et les forces masticatoires ; une fois que la croissance cesse, la perte des dents génère un processus de résorption osseuse continue, tandis que la présence ou l'absence de dents est le facteur clé déterminant la morphologie de l'os mandibulaire.[7, 19-21]

Une étude récente a démontré une forte association entre la force musculaire mandibulaire et la forme mandibulaire.[22] Aussi bien qu'il existe une variabilité au niveau de la morphologie mandibulaire externe, il y a une grande variabilité dans la structure interne osseuse. La grosseur des corticales dans les mâchoires est assez variable. Swasty et al, [12] ont pris des mesure sur 111 tomodensitométries a faisceau conique (cone beam computed tomographie – CBTC), de patients avec différents morphotypes « face longue », « face courte » et « face moyenne » la morphologie mandibulaire et le grosseur des os cortical et trabéculaire.

Ils ont observé que les corticales osseuses ne sont pas statistiquement différents sur les trois groupes, mais les dimensions sont assez variables dans les différents zones de la mandibule. L'étude a montré une différence de hauteur et de largeur mandibulaire dans les trois groupes. (Figure 1-3) Ils n'ont pas trouvé des différences lies au genre. Les valeurs pour les corticales osseuses pour le groupe de face longue étaient entre 1.8 mm et 4.7 mm, pour la face moyenne entre 1.7 mm et 4.1 mm et pour la face courte entre 1.6 mm et 4.4 mm.

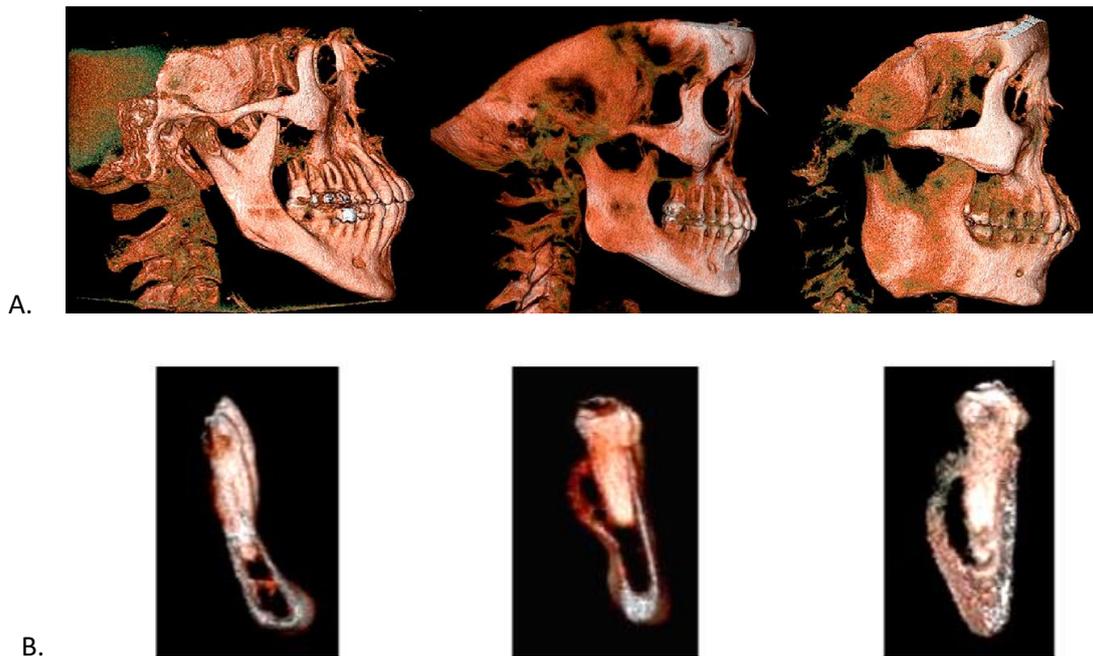


Figure 1-3. A. Reconstruction volumétrique de trois sujets avec différents type faciales : face longue, face moyenne et face court. B. Coupe de section transversal qui montre la variabilité morphologique de corticales osseuses dans ces sujets d'après Swasty et al. 2011. [12]

### 1.2.2 Edentulation

L'edentulation se dit du processus de la perte des dents. Cela peut être dans une région localisée ou dans l'arcade complète. La forme de la mandibule est en corrélation avec la condition occlusale et les fonctions des muscles masticateurs. Ainsi, chez les adultes, la mandibule subit divers changements morphologiques qui sont influencés par le statut occlusal et l'âge des sujets. Diverses études ont montré qu'un important remodelage de mandibule se produit avec l'âge et la perte de dentition (Figure 1-4) [7, 19, 23-26] La perte de dents produit un changement dans les relations fonctionnelles et structurales de la mandibule humaine, résultant en réponses spécifiques de modelage osseux. Les relations fonctionnelles qui peuvent être altérées sont la relation occlusale, les rotations mandibulaires, le changement dans la morphologie du corps mandibulaire, les changements dans les insertions musculaires ou la diminution des aires d'insertions musculaires. [7]

La perte de dents a des effets physiologiques qu'il faut comprendre pour fournir un traitement approprié. Le plus important d'entre eux est la perte osseuse et l'atrophie. L'extraction de dents est le facteur le plus important qui sous-tend la perte de l'os alvéolaire qui est plus prononcée au cours de la première année après la perte de la dent. L'os alvéolaire n'est plus présent en l'absence de dents. [27]

Après une extraction, l'os dans lequel le faisceau des fibres parodontales était autrefois attaché est absorbé rapidement, entraînant des changements dimensionnels à la fois dans les tissus durs et les tissus mous.[27]

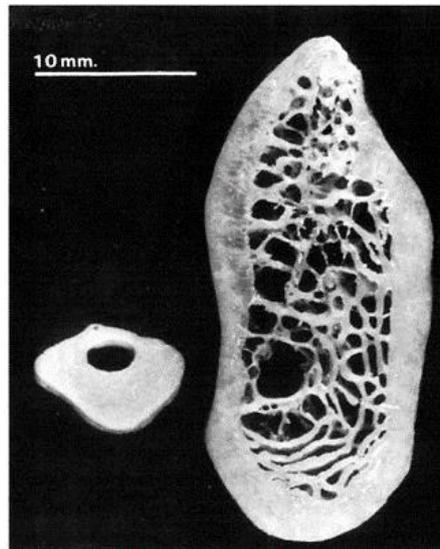


Figure 1-4. Variabilité dans les changements morphologiques après la perte des dents. [19]

Alors que la hauteur de l'os continue à réduire, la très fine plaque buccale disparaît plus rapidement. Il y a une subdivision entre l'os alvéolaire et l'os basal déterminé par une ligne, qui délimite la mesure la plus inférieure où la réduction alvéolaire est susceptible de progresser. Cette limite coïncide avec la ligne reliant les forams mental et mandibulaire[20].

Schwartz et Dechow [13] ont comparés morphométriquement dix mandibules dentées et dix mandibules édentées, ils ont trouvé une hauteur mandibulaire chez les dentées en moyenne entre 25 mm au niveau de la symphyse et 33 mm au niveau de la région molaire. Cette hauteur c'est avérée environ le double de la hauteur de la crête résiduelle dans l'échantillon édenté. La hauteur de la crête résiduelle a été significativement réduite dans toutes les mandibules édentées, avec une moyenne de 14 à 15 mm d'hauteur au long du corpus. Chez les édentées, l'os cortical est plus épais dans le corpus, et plus mince dans le Ramus. Sur la face linguale, le corpus édenté a montré une tendance à être plus épaisse que celui denté, alors qu'une grande partie du Ramus chez les édentés étaient plus minces, à l'exception de l'angle et le col du condyle. Les auteurs proposent qu'un os cortical plus gros sur le corpus chez les édentés soit une réponse biologique face à des charges plus grandes, qui sont produites suite à la perte de volume de l'os alvéolaire par une réduction de la hauteur et section transversale.

# CHAPITRE 2

## 2 CONCEPTS GENERAUX DE LA BIOMECHANIQUE DE L'OS MANDIBULAIRE

---

### 2.1 BIOMECHANIQUE DE LA MANDIBULE

#### 2.1.1 Concepts généraux

En général, la biomécanique est concernée par l'application de la mécanique classique à diverses questions d'ordre biologique. La biomécanique combine le domaine de l'ingénierie mécanique avec les domaines de la biologie et de la physiologie. En biomécanique, les principes de la mécanique sont appliqués à la conception, développement et analyse d'équipements et de systèmes en biologie et en médecine. En substance, la biomécanique est une science multidisciplinaire concernée par l'application de principes mécaniques pour le corps humain en mouvement et au repos. [28] Le développement du domaine de la biomécanique a amélioré notre compréhension de nombreux concepts biologiques, y compris les situations normales et pathologiques.

La mécanique est l'étude des forces et des mouvements. Il est possible de distinguer deux types de mouvements : mouvement global (la position du corps dans son ensemble va changer au fil du temps) et la déformation (changements locaux de forme dans un corps).

Si un corps est soumis à une application externe de forces et moments mais reste en équilibre statique, il est le plus probable qu'il y ait un changement de forme locale dans le corps (déformation). L'amplitude de la déformation peut dépendre de l'amplitude, la direction et la durée des forces appliquées, mais aussi des propriétés matérielles du corps et des conditions de l'environnement telles que la chaleur et humidité.

La méthode générale de résolution de problèmes en biomécanique peut être décrite comme suit [28] :

1. Sélectionner le système d'intérêt.
2. Définir les caractéristiques du système.
3. Simplifier le système en faisant des approximations appropriées.
4. Former une analogie entre les parties du corps humain et des éléments mécaniques de base

5. Construire un modèle mécanique du système.
6. Appliquer les principes de la mécanique pour formuler le problème.
7. Résoudre le problème pour les inconnues.
8. Comparer les résultats avec le comportement du système réel. Cela peut impliquer des tests et des expériences.
9. Si un accord satisfaisant n'est pas atteint, les étapes 3 à 7 doivent être répétées en considérant différentes hypothèses et un nouveau modèle du système.

Le modèle complet est celui qui inclut les effets de toutes les parties constituant un système. Cependant, plus le modèle est détaillé, plus difficile est la formulation et la solution du problème. En général, il est toujours préférable de commencer par un modèle simple de base qui représente le système. Peu à peu, le modèle peut être élargi sur la base de l'expérience acquise et des résultats.

### 2.1.2 Biologie de l'os

L'os est un tissu complexe et vivant multifonctionnel qui sert de support structurel, de protection des organes, de stockage des cellules, et fournit une source facile d'ions calcium pour maintenir les niveaux du calcium sérique appropriés et faciliter la fonction musculaire ; l'os doit constamment s'adapter aux demandes métaboliques et structurelles. [29-31]

L'os est constitué de l'os cortical (compact) formant une coque externe et l'os trabéculaire (spongieux) remplissant un espace intérieur. Une telle géométrie est optimale car elle minimise le poids, réduisant les contraintes exercées sur les articulations et permettant aussi au corps de supporter des charges fonctionnelles élevées. En tant que matériau structurel, l'os a une combinaison idéale de propriétés pour cette application : rigidité et résistance à la rupture élevées, et un poids léger. Les excellentes propriétés mécaniques de l'os sont attribuées à sa structure hiérarchique complexe s'étendant de l'échelle nanométrique au niveau de l'os entier. Cependant, comment cette hiérarchie affecte le comportement mécanique global de l'os est encore mal compris. Nous distinguons cinq niveaux d'organisation hiérarchique dans l'os[30], voir *Figure 2-1* :

1. Niveau nanostructural-nanoscopique : Allant de quelques nanomètres à plusieurs centaines de nanomètres (inférieur à 1  $\mu\text{m}$ ). L'os, à ce niveau peut être considéré comme un matériau nano composite à phases multiples constitué d'une phase organique (32-44% volume osseux), une phase inorganique (33-43% du volume osseux) et de l'eau (15-25% du volume osseux). L'élément principal de la phase organique est le

collagène de type I et la phase inorganique est composée de cristaux du minéral semblable à l'hydroxyapatite (HA).

2. Niveau sous-microstructural, également appelé niveau de lamelle (1-10  $\mu\text{m}$ ). Les fibrilles de collagène minéralisées sont orientées dans une direction préférentielle pour former une seule lamelle d'épaisseur de 3-7  $\mu\text{m}$ . Chaque lamelle contient des cavités ellipsoïdales, typiquement de 5-15  $\mu\text{m}$  en section transversale et de 25  $\mu\text{m}$  en longueur, appelée lacune.
3. Niveau microstructural ou microscopique (10 à 500  $\mu\text{m}$ ) ou un seul ostéon et une lamelle interstitielle dans l'os cortical. L'ostéon est un cylindre long et étroit constitué de couches concentriques (anneaux) de lamelles orienté dans différentes directions, entourant un long canal creux haversien.
4. Niveau méso structural (plusieurs centaines de microns à plusieurs millimètres), ou niveau de l'os cortical, qui contient des ostéons disposés de manière aléatoire, incorporés dans la lamelle interstitielle, avec quelques cavités de résorption. Dans l'os trabéculaire, ce niveau représente un réseau poreux des travées.
5. Niveau macrostructural (de quelques millimètres à plusieurs centimètres, selon les espèces), ou entier au niveau osseux, constitué de types d'os corticaux et trabéculaires.

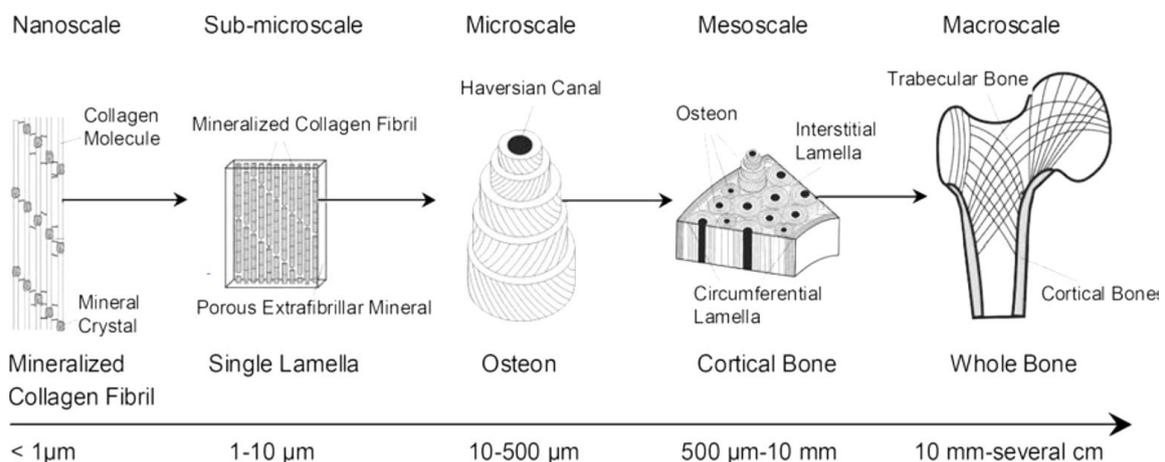


Figure 2-1. Organisation des structures osseuses. [30]

Les mécanismes de l'os niveau du tissu ont été décrits seulement après 1963, et comment ces mécanismes soutiennent la plupart des fonctions des os au niveau des organes est connu depuis le milieu des années 1990. [32]

L'os cortical aussi appelé os compact, dur et dense, constitue la surface externe de l'os. Son unité structurelle est l'ostéon, également appelé système d'Havers qui est constitué d'un ensemble de cylindres imbriqués les uns dans les autres. Ces cylindres sont composés de fibres de collagène et de cellules osseuses, les ostéocytes. Chaque cylindre possède une orientation uniforme de fibre de collagène, mais d'un cylindre à un autre, l'orientation est différente. Cette caractéristique permet à l'os d'être résistant à différentes sollicitations mécaniques, voir Figure 2-2.

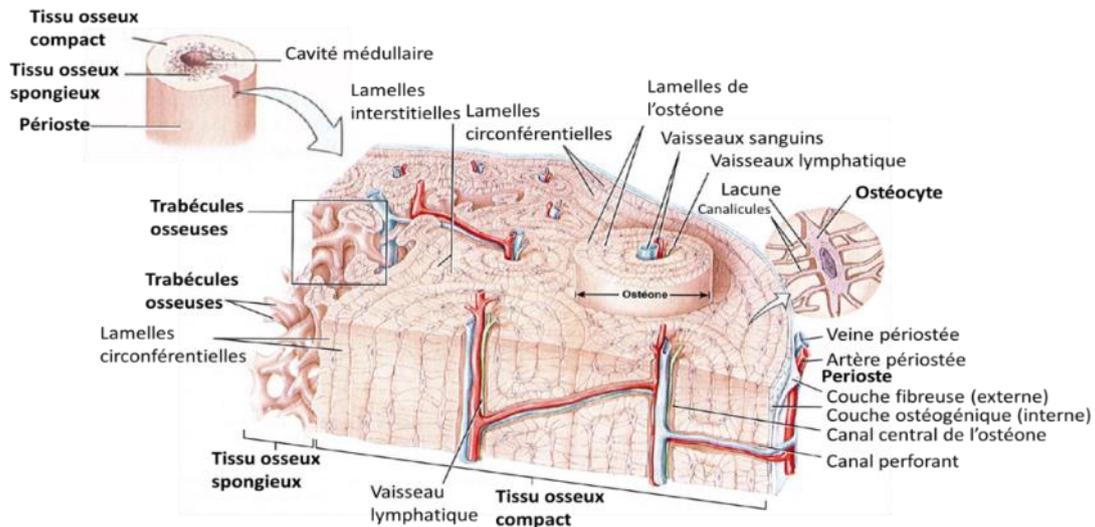


Figure 2-2. La structure de l'os cortical [33]

L'os spongieux aussi appelé os trabéculaire est situé au cœur de la structure osseuse. L'os spongieux est composé de travées dont les parois se dégradent avec l'âge. Elles correspondent aux lignes de force de traction ou de compression qui s'exercent sur l'os. Etant donné que les sollicitations mécaniques s'effectuent dans de nombreuses directions, la structure du réseau est asymétrique, voir Figure 2-3.

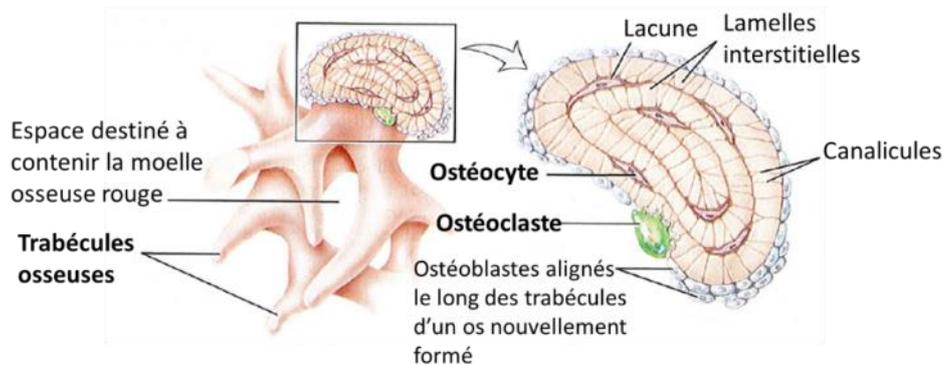


Figure 2-3. Structure de l'os spongieux [33]

### 2.1.2.1 *Le remodelage osseux*

Parce que c'est un tissu minéralisé, les changements dans la forme osseuse se produisent le long des surfaces de périostes vascularisées, par un couplage des événements de modelage anabolique et catabolique. Le modelage modifie la forme, la taille et / ou la position des os, en réponse à une charge mécanique. D'autre part, le remodelage est le renouvellement de l'os qui est lié à la maturation de l'os, l'entretien du squelette et le métabolisme des minéraux.[31]

La structure osseuse est en permanence, en train de se régénérer par apposition et résorption d'os. Cette modification est le remodelage osseux. Un sujet sain adulte renouvelle chaque année en moyenne 25% de son os spongieux et 4% de son os cortical. Le modelage osseux est un mécanisme physiologique biomécaniquement contrôlé pour l'adaptation squelettique aux charges fonctionnelles. Le modelage tout au long de la vie maintient la masse squelettique au minimum nécessaire pour soutenir la fonction métabolique et structurelle.[34]

Le remodelage osseux fait intervenir deux types de cellules : les ostéoblastes qui remettent de l'os aux endroits en manque de renfort, et les ostéoclastes qui permettent la résorption de l'os dans les zones ne nécessitant pas de résistance mécanique. Ce phénomène s'autorégule selon deux boucles. Une première qui a la fonction de sélectionner le moment où il est nécessaire d'effectuer un remodelage. Une seconde qui choisit l'endroit de remaniement afin de préserver au mieux les propriétés mécaniques de l'os. Cette boucle est dépendante des contraintes mécaniques subies par l'os.

Le remodelage osseux se déroule en quatre phases voir

Figure 2-4 : (1) Phase d'activation : apparition de précurseurs mononuclées des ostéoclastes au niveau des surfaces osseuses inactives ; (2) Phase de résorption : résorption de l'os ancien par les ostéoclastes. (3) Phase d'inversion : remplacement des ostéoclastes par des précurseurs mononuclés d'ostéoblastes ; (4) Phase de reconstruction : Colonisation de la lacune par les ostéoblastes et comblement et formant une nouvelle matrice osseuse.

L'os a un processus d'adaptation (apposition et résorption) aux conditions de chargement auxquelles il est soumis, voir Figure 2-5. Une personne avec une edentition totale ou partielle suit une résorption osseuse car l'absence de la dent entraîne une diminution des stimulations mécaniques et ne permet pas d'activer le cycle du remodelage osseux.[35]

Les charges sur les os causent des déformations osseuses qui génèrent des signaux que certaines cellules peuvent détecter et auxquelles elles ou d'autres cellules peuvent répondre. [32]

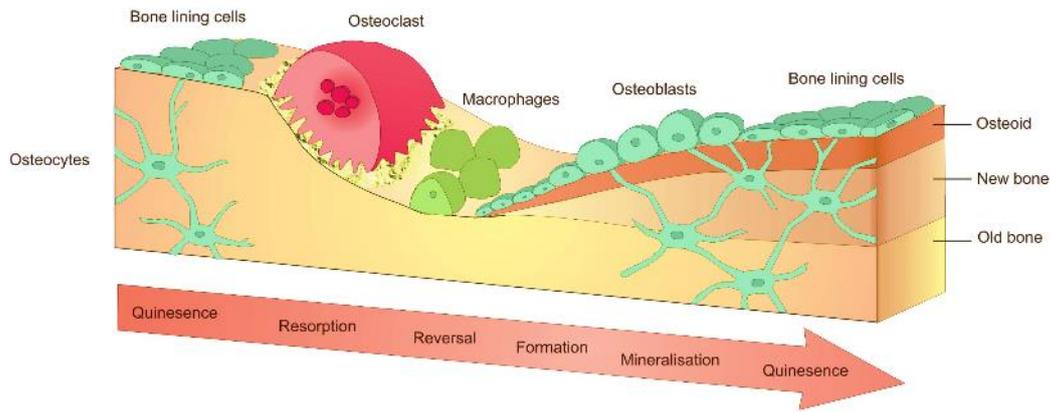


Figure 2-4. Biomedical Tissue Research, University of York. "the bone remodeling process"

<https://www.york.ac.uk/res/bonefromblood/background/Bone%20remodelling%20best.jpg>

Dans des conditions de charge physiologique, le modelage catabolique (résorption) est un processus atrophique pour enlever l'os qui n'est pas adéquatement sollicité. Le modelage anabolique (apposition) est une réponse hypertrophique, qui ajoute du tissu osseux sous-périostique lorsqu'un os est surchargé. Le terme «surcharge» fait référence aux pics répétitifs de déformation qui dépassent la gamme physiologique normale.[31]

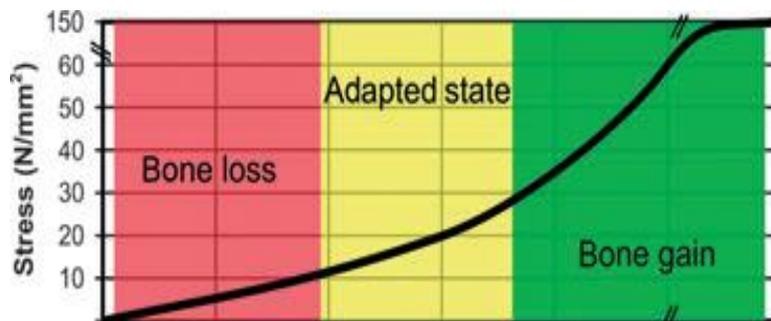


Figure 2-5. Zones d'adaptation de l'o pour des implants dentaires [35]

L'adaptation squelettique aux sollicitations mécaniques est au moins en partie génétiquement contrôlée. [31] L'activité physique résulte en un modelage de l'os dans un site spécifique. Ainsi, la masse et l'architecture de la plupart des os sont contrôlés par son historique de chargement.

### 2.1.3 Biomécanique de l'os

L'os est un matériel multi phase composé d'une matrice de collagène résistante, entremêlée de cristaux minéraux rigides. Le minéral donne à l'os sa rigidité. Sans suffisamment de minéralisation, les os se déforment plastiquement sous la charge. Le collagène fournit rigidité à l'os le rendant moins cassant pour mieux résister aux fractures. La composition de l'os varie selon l'espèce, l'âge, le sexe, le type d'os, et la présence d'une maladie osseuse.[28, 29]

L'os s'adapte aux contraintes mécaniques principalement en changeant sa taille et sa forme, qui sont des déterminants majeurs de sa résistance à la fracture. Le tissu est ajouté dans les régions de haute contrainte mécanique fournissant un moyen efficace pour améliorer la résistance de l'os. Des expériences ont montré que des petits ajouts de densité minérale osseuse (5-8%) causés par des contraintes, peut améliorer la résistance de l'os de plus de 60% et prolonger la résistance à la fatigue osseuse par 100.[29]

#### 2.1.3.1 *Loi de Wolff et Théorie du Mechanostat de Frost*

Déjà en 1892 Wolff propose: « Every change in the form and function of bone or of their function alone is followed by certain definite changes in their internal architecture and equally definite alteration in their external conformation, in accordance with mathematical laws ». Depuis, beaucoup de recherches essaient de définir les lois mathématiques pour prédire au plus juste les effets des changements mécaniques sur l'architecture osseuse.[36]

Différents modèles analytiques ont été proposés pour prédire les propriétés mécaniques de l'os à ces différentes échelles structurelles.

L'os dépend plus des déformations que des contraintes pour générer les signaux qui contrôlent les réactions biologiques en réponse aux sollicitations mécaniques. Des seuils en déformation d'un os déterminent le déclenchement ou l'extinction des mécanismes biologiques qui augmentent ou diminuent sa résistance. La «machinerie» biologique qui détermine la résistance de l'os entier forme un système de rétroaction négative au niveau du tissu, appelé le mechanostat.[32, 36]

Le mechanostat de Frost est un outil pratique pour expliquer les concepts complexes de la biomécanique de l'os. L'activité de modelage osseux est contrôlée par la déformation maximale en chargement dynamique (voir Figure 2-6). La déformation ( $\epsilon$ ) est définie comme la déformation par unité de longueur. C'est un paramètre sans dimension qui est exprimé en pourcentage de déformation ( $10^{-2}$ ) ou microdéformation ( $10^{-6}$ ). Par exemple, quand un os de 100 mm de longueur est allongé de 2 mm, la déformation associée est exprimée en tant que 2%, 0,02  $\epsilon$ , ou 20.000 microdéformations ( $\mu\epsilon$ ). La limite élastique de l'os est de  $\sim 25.000 \mu\epsilon$  et la gamme physiologique normale de la charge osseuse est de  $\sim 200$  à  $2500 \mu\epsilon$ . Ainsi, sous conditions physiologiques, la charge osseuse dynamique est inférieure à 10% de sa contrainte maximale. Quand le pic de déformation dépasse  $2500 \mu\epsilon$ , une hypertrophie sous-périostique stimule la croissance osseuse pour réduire la déformation de surface. Si l'os est chargé de façon répétée au-delà de  $4000 \mu\epsilon$ , l'endommagement par fatigue s'accumule, et l'os est à risque de fracture par contrainte. Cependant, lorsque l'os est chargé de façon répétée dans la gamme

physiologique ( $\sim 200-2500 \mu\epsilon$ ), la masse osseuse reste constante et son intégrité structurelle est maintenue par le remodelage qui répare le dommage accumulé. En bref, le modelage est responsable des changements dans la structure externe de l'os. D'autre part, le remodelage maintient l'intégrité du soutien osseux, tout en en fournissant simultanément un flux continu du calcium métabolique.[32, 34, 36]

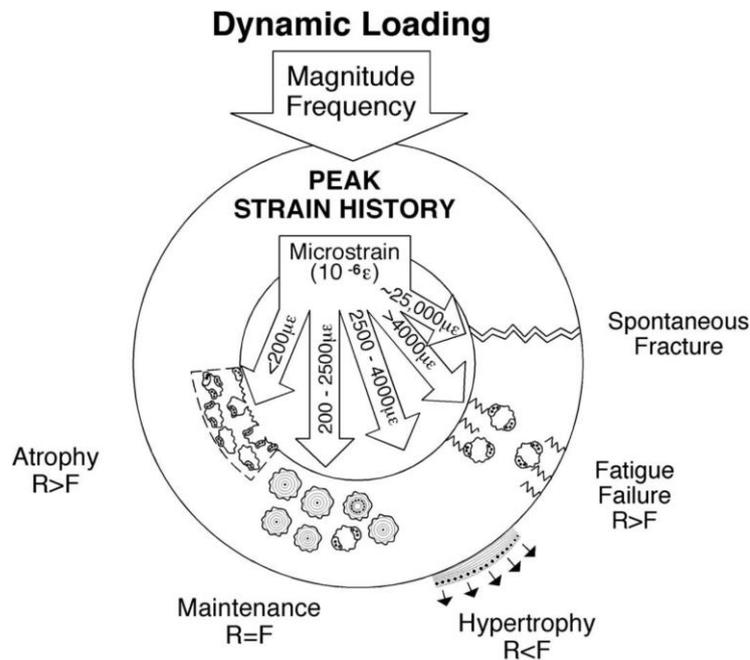


Figure 2-6. Le mechanostat de Frost montre la relation entre le chargement dynamique et l'historique des déformations de pointe : atrophie, maintien physiologique, hypertrophie, échec de fatigue et fracture spontanée. R = résorption; F = formation.[34]

La taille et la forme des os sont pilotées par la déformation en surface. C'est le mécanisme de maintien de la forme d'un os au fur et à mesure qu'il augmente en taille. L'activité de modelage de l'os est pilotée par des charges dynamiques au-dessus et au-dessous de la gamme physiologique normale.

### 2.1.3.2 Propriétés mécaniques de l'os

La réponse mécanique d'un os peut être étudiée en le soumettant à une traction, compression, flexion et torsion. Divers tests à mettre en œuvre dans ces conditions sont décrits dans la littérature. Ces tests peuvent être effectués en utilisant des spécimens d'os uniformes ou des os entiers.

L'os est un matériau anisotrope car ses propriétés mécaniques sont différentes dans différentes directions. Autrement dit, la réponse mécanique de l'os dépend de la direction ainsi que l'amplitude de la charge appliquée. Par exemple, la résistance à la compression de l'os est plus grande que sa résistance à la traction. Comme tous les tissus biologiques, l'os possède des

propriétés viscoélastiques (dépendant du temps). La réponse mécanique de l'os dépend donc de la vitesse à laquelle les charges sont appliquées.

Il y a un certain nombre de paramètres biomécaniques qui peuvent être utilisés pour caractériser l'intégrité de l'os. La courbe force-déplacement montre la relation entre la charge appliquée sur une structure et son déplacement en réponse (Figure 2-7). La pente de la région élastique représente la rigidité extrinsèque ou la rigidité de la structure (S). En plus de la rigidité, plusieurs autres propriétés biomécaniques peuvent être dérivées, y compris la force maximale à la rupture ( $F_u$ ), le travail jusqu'à la rupture (zone sous la courbe charge-déplacement, U), et le déplacement maximum ( $d_u$ ). Chacun de ces paramètres mesurés reflète une propriété différente de l'os : la force à la rupture reflète l'intégrité générale de la structure osseuse ; la rigidité est étroitement liée à la minéralisation de l'os ; le travail à la rupture est la quantité d'énergie nécessaire pour briser l'os ; et le déplacement maximal est inversement lié à la fragilité de l'os.

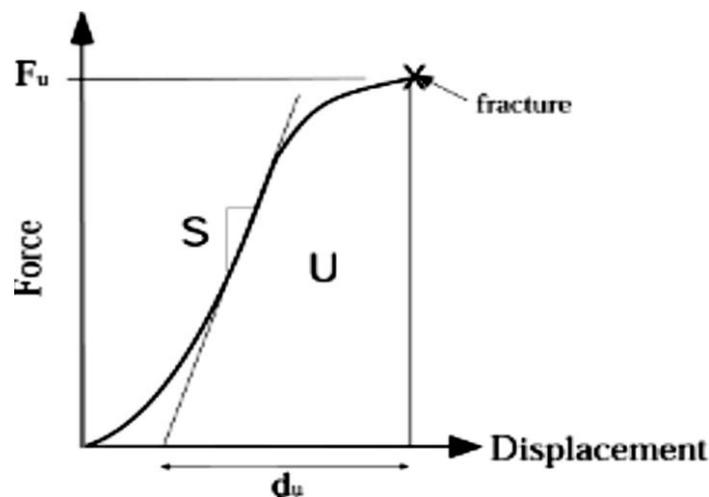


Figure 2-7. Courbe de déplacement de charge pour le tissu osseux. La pente de la région linéaire de la courbe représente la rigidité extrinsèque ou la rigidité de la structure (S); la hauteur de la courbe désignait la force ultime ( $F_u$ ); l'aire sous la courbe est le travail à l'échec (U); et total le déplacement en fracture est le déplacement ultime ( $D_u$ ).[29]

L'état biomécanique de l'os peut être mal décrit par une seule de ces propriétés. Par exemple, un os d'une personne ostéoporotique aura tendance à être très rigide, mais aussi très fragile, entraînant une réduction du travail à la fracture et un risque accru de fracture, mais d'un autre côté, l'os d'un enfant aura une tendance à être peu minéralisé et faible, mais très ductile, avec une augmentation du travail à la fracture (Figure 2-8). [29]

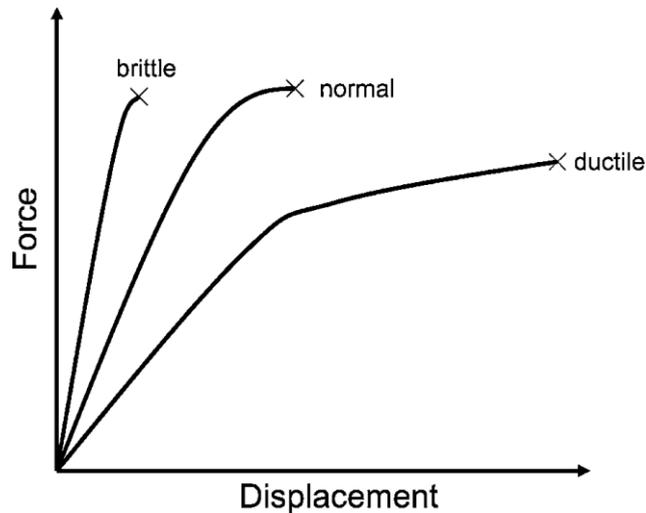


Figure 2-8. Courbes de charge-déplacement pour différentes conditions osseuses. L'os Ostéoporotique est cassant et affiche donc un travail à la faille réduit. Par contre, un os de un jeune enfant est ductile avec un déplacement ultime plus important, ce qui entraîne une augmentation du travail à la faille.[29]

Lorsque la force est convertie en contrainte et que le déplacement est converti en déformation (transformation de la déformation par unité de surface (strain  $\epsilon$ ) et de force par unité d'aire (Pa  $N/m^2$ )). La relation entre la déformation et la contrainte dans l'os suit une courbe appelée courbe contrainte-déformation. La pente de cette courbe au sein de la région élastique (linéaire) est appelée module élastique ou module de Young ( $E$ ). Le module de Young est une mesure de la rigidité intrinsèque du matériau, il est indépendant de la taille et forme de l'os.[28, 29]. La zone sous la courbe contrainte-déformation est, comme discuté précédemment, une mesure de la quantité d'énergie nécessaire pour provoquer la rupture du matériau. Cette propriété d'un matériau est appelée absorption d'énergie ou module de ténacité ou simplement ténacité. La contrainte et la déformation maximale que l'os peut soutenir sont appelés contrainte et déformation maximales, respectivement.

Les modules d'élasticité et les valeurs seuils de contraintes et déformations pour l'os dépendent de nombreux facteurs y compris les conditions d'essai tels que le taux auquel les charges sont appliquées (nature viscoélastique du tissu osseux comme précédemment évoqué). Les courbes contrainte-déformation (Figure 2-9) pour différents taux de déformation indiquent qu'un échantillon de tissu osseux qui est soumis à un chargement rapide (haute  $\dot{\epsilon}$ ) a un plus grand module élastique et une contrainte maximale qu'un échantillon chargé plus lentement (faible  $\dot{\epsilon}$ ). L'os peut mieux résister aux charges appliquées rapidement que les charges appliquées lentement. En d'autres termes, l'os est plus rigide et plus résistant à des taux de déformation plus élevés.[28]

L'énergie absorbée (qui est proportionnelle à la surface sous la courbe  $\sigma$ - $\epsilon$ ) par le tissu osseux augmente avec la vitesse de déformation. Pendant les activités quotidiennes normales, les os sont soumis à une vitesse de déformation d'environ  $0,01s^{-1}$ . [28]

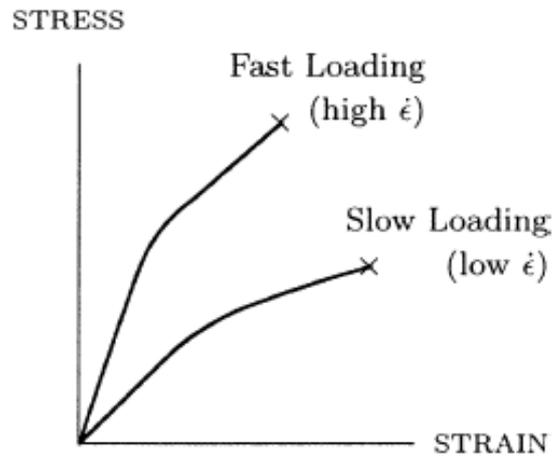


Figure 2-9. Les courbes contrainte-déformation dépendant du taux de déformation pour le tissu osseux cortical [28]

La zone de déformation élastique et la zone de déformation plastique de la courbe contrainte-déformation sont séparées par la limite élastique (Figure 2-10). La limite élastique représente une transition progressive, au-dessus de laquelle les contraintes commencent à causer des dommages irréversibles à la structure osseuse. Les déformations plastiques (les déformations au-delà de la limite élastique) représentent les déformations permanentes de la structure osseuse causées par un glissement sur les travées, micro fractures trabéculaires, croissances de fissures ou des combinaisons de celles-ci. [29]

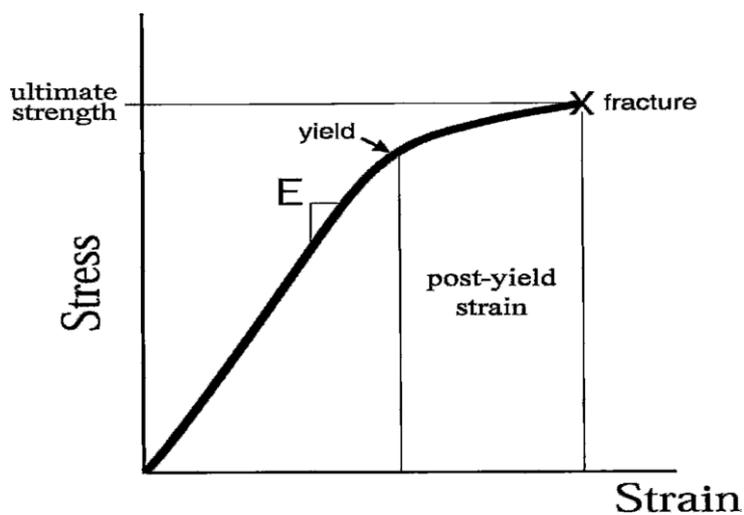


Figure 2-10. Courbe contrainte-déformation pour l'os. [29]

Si le but est d'enquêter sur la réponse mécanique d'un tissu osseux spécifique (cortical ou spongieux), les tests sont effectués à l'aide d'échantillons d'os. Tester un os entier, d'un autre côté, permet de déterminer les propriétés «en masse» de cet os. L'os « entier » distingue les os comme des organes de l'os comme matériau ou tissu.

L'objectif de prédire la mécanique des os entiers d'après les informations sur le matériel osseux et la composition structurale est motivé par sa pertinence clinique dans la prédiction des fractures. Il est intuitif qu'une relation existe entre l'apparente réponse mécanique à l'échelle macro et les propriétés structurales du matériau à l'échelle micro. Cependant, le défi consiste à définir la relation sur les variables microscopiques qui sont mesurables non destructivement, ou sont «universels» (non spécifique à un spécimen) dans la nature. [37]

## 2.2 FONCTION MANDIBULAIRE ET BIOMECHANIQUE

La mandibule est soumise aux forces produites par les muscles de la mastication et par des forces de réaction appliquées sur l'articulation temporo-mandibulaire et les dents. Pendant la mastication, la mandibule est en flexion dans le plan sagittal. Cette flexion est le résultat des forces musculaires verticales et des forces de réaction aux condyles et aux forces de mastication. L'amplitude des moments de flexion sagittale et des forces de cisaillement dépend des points d'application, et par conséquent sur les longueurs des bras de levier des forces. Au cours de la morsure ou mastication unilatérale, la déformation et l'équilibre des forces appliquées à la mandibule est différente. La torsion qui se produit pendant le choc de la mastication a été décrite comme une rotation (torsion) du corpus mandibulaire autour de son grand axe ou comme une combinaison de rotation du corpus mandibulaire et flexion transversale latérale (Figure 2-11) [38]

Dans beaucoup d'études, la mandibule a été traitée comme un corps rigide non déformable. Cependant, à cause du chargement externe, les contraintes et les déformations sont produites dans la mandibule. La gamme et la distribution de ces contraintes et déformations dépend de la nature du chargement externe et des propriétés de l'os, et de la géométrie de la mandibule, y compris la distribution de densité osseuse.

La torsion entraîne une éversion de la bordure inférieure de la mandibule et une inversion dans la région alvéolaire. Cela entraîne un rétrécissement de l'arcade dentaire. Une torsion similaire se produit lors d'activités de morsures statiques telles que les serrements inter-cuspides et la morsure sur les incisives. La flexion transversale latérale est provoquée par la composante de la force dirigée latéralement des muscles élévateurs (masséter et temporel) sur les côtés du travail et balance et le composant latérale de la force de mastication. [38]

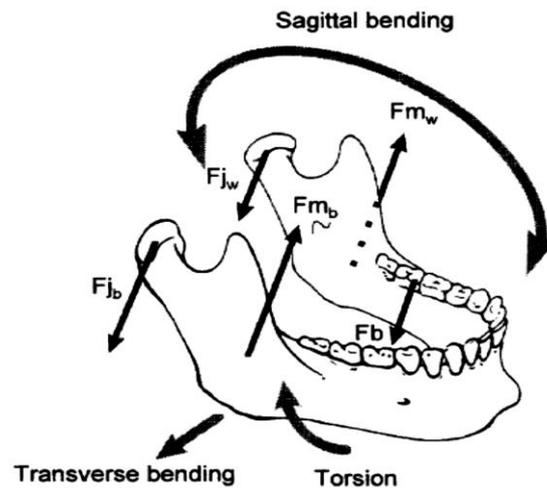


Figure 2-11. Chargement de la mandibule lors de la mastication unilatérale.  $F_b$  est la force de morsure,  $F_{m_b}$ ,  $F_{m_w}$ ,  $F_{j_b}$  et  $F_{j_w}$  sont les forces musculaires et articulaires sur les côtés de balance et de travail. [38]

La flexion latérale produit une contrainte de compression au niveau de la zone corticale buccale de la mandibule et une contrainte de traction dans la zone linguale. Pour analyser ces contraintes, la théorie des poutres peut être appliquée. Ainsi, lorsqu'une charge est appliquée, la quantité de contrainte de flexion le long des surfaces internes (concaves) et extérieures (convexe) de la mandibule diffère. La contrainte à la surface interne de l'os est plus grande qu'à la surface externe. Contrairement aux os droits, l'axe neutre ne passe pas par le centre de masse, et les contraintes de flexion sont distribuées de façon non linéaire. La différence des contraintes entre l'extérieur et les surfaces intérieures sont inversement proportionnelles au rayon de courbure ( $R$ ) (Figure 2-12). [38] [39]

Une compréhension de la biomécanique de la mandibule est importante en cela qu'elle peut donner un aperçu des facteurs qui déterminent la structure de l'os mandibulaire, car les conditions du chargement sont censées jouer un rôle important dans le modelage et remodelage de l'os.

Les propriétés mécaniques des matériaux et des structures osseuses doivent être déterminées qu'avec les essais mécaniques. Pour simuler avec succès le comportement mécanique de l'os des mâchoires humaines, qui sont exposées à des charges mécaniques permanentes par le biais des dents, prothèses ou implants dentaires ; il est important de connaître les propriétés mécaniques des os. [40]

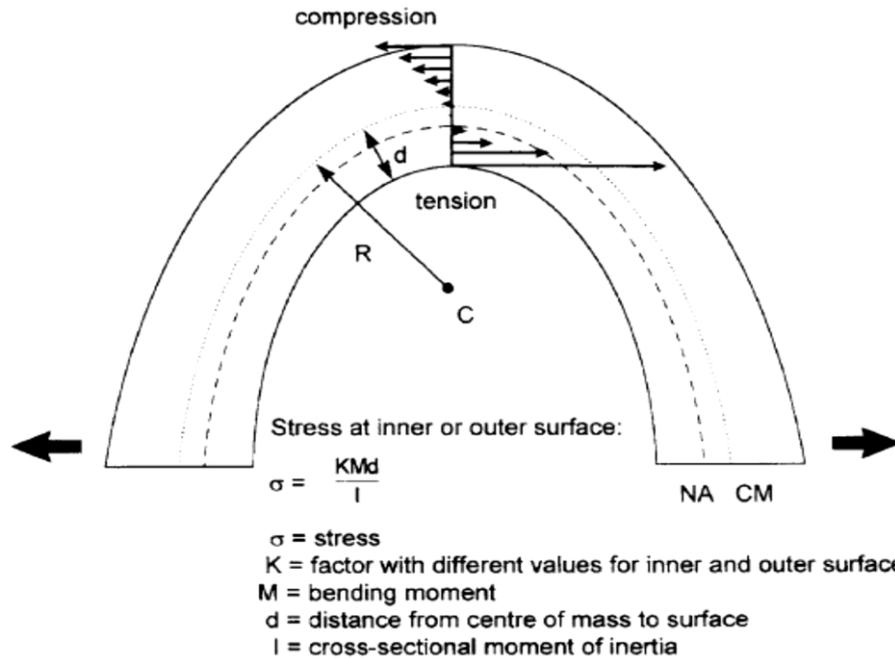


Figure 2-12. Contraintes dans une poutre courbée, dans une charge latérale transversale. C : centre de la courbature ; R, Radio de la courbature ; NA, fibre neutre ; CM, centre du masse.[38]

Les propriétés mécaniques des os maxillaire et mandibulaire ont été déterminées par diverses études. Les propriétés mécaniques des matériaux de synthèse sont assez faciles à déterminer et sont généralement modélisées à l'aide de modèles de comportement élastiques linéaires. Toutefois, les propriétés mécaniques des matériaux biologiques sont plus complexes à évaluer et modéliser. Afin de déterminer les propriétés mécaniques des tissus humains vivants, les tests devraient être effectués sur les tissus vivants (in vivo) qui est, pour des raisons pratiques évidentes, généralement impossibles.

La plupart des données sur les propriétés matérielles de l'os cortical mandibulaire ont été déterminées sur petit échantillons obtenus à partir des mandibules des cadavres au moyen de techniques ultrasoniques.

Cependant, on connaît mal l'impact de l'édentition et de la résorption résiduelle de la crête sur les changements dans la structure corticale mandibulaire, les propriétés des matériaux et sa biomécanique [13]

Les matériaux orthotropes comme l'os sont caractérisés par des propriétés différentes dans les trois directions ; pour de tels matériaux le tenseur d'élasticité comprend 9 paramètres de rigidité élastique indépendants.

Malgré le fait qu'il est largement admis que le tissu osseux peut être caractérisé comme un matériau orthotrope inhomogène, quelques études utilisent une assumption d'isotropie transversale avec l'intention de simplifier les modèles de simulation.[41]

Une des références la plus utilisée dans la littérature pour l'os mandibulaire, est l'étude publiée par Misch et Bide [42]. Ils ont déterminé différentes propriétés mécaniques chez l'os mandibulaire. Ils ont divisé la mandibule en régions : Région 1, zone des incisives et canine, région 2, zone des prémolaires et région 3, zone des molaires. La densité des échantillons trabéculaires mandibulaires avec la moelle osseuse in situ variait de 0,85 à 1,53 g / cm<sup>3</sup>, avec une valeur moyenne de 1,14 g / cm<sup>3</sup> (SD = 0,15). Avec les plaques corticales présente, le module d'élasticité variait de 24,9 à 240,0 MPa (MPa), avec une valeur moyenne de 96,2 MPa (SD= 40,6). Sans les plaques corticales présente, le module d'élasticité variait de 3,5 à 125,6 MPa, avec une valeur moyenne de 56,0 MPa (SD = 29,6). La résistance à la compression maximale de l'os trabéculaire variait de 0,22 à 10,44 MPa, avec une valeur moyenne de 3,9 MPa (SD= 2,7).

Ces résultats ont montré aussi que les charges occlusales peuvent ne pas être le principal médiateur de l'architecture interne de l'os trabéculaire de la mâchoire. Ils ont observé que la zone antérieure de la mandibule avait une plus grande densité osseuse ainsi qu'une plus grande résistance à la compression et module d'élasticité que les autres régions mandibulaires, malgré le fait que les forces de morsure les plus hautes sont produites dans la zone postérieure mandibulaire, deux à trois fois plus élevés que ceux présentes dans la région antérieure. Néanmoins, les charges mécaniques dans la mandibule sont différentes de celles observées dans les os longs. Les os longs comme le fémur et le tibia ont principalement des charges axiales. En revanche, les charges musculaires dans la mandibule sont des forces de cisaillement dorso-ventrales, de torsion autour de l'axe longitudinal de la mandibule, et de flexion transversale, qui augmentent son amplitude d'arrière en avant. Avec des attaches musculaires situées en arrière sur la mandibule, la mandibule antérieure est soumise à un grand moment de charge, même en l'absence de charges occlusales, en raison de la flexion transversale. [42].

Lio et col. et Natalie et col, ont proposées des modèles de l'os mandibulaire humain avec des propriétés mécaniques isotropes espace-dépendant et propriétés mécaniques orthotropes. [43, 44] Les propriétés mécaniques de ces modèles sont seulement une fonction des coordonnées spatiales et ne dépendent pas de la densité osseuse. En 2012, Liao et al. [40] ont proposé un modèle de l'os mandibulaire avec des propriétés isotropes et orthotropes dépendants de la spatialité et la densité osseuse. Toutefois, ils ont utilisé dans leur étude de calcul de propriétés du matériau dépendant de la densité osseuse : les lois de comportement ne sont valables que

pour la région proximale du fémur humain. Gacnik et al. [40] ont proposé un model isotrope et orthotrope de la mandibule humaine, dépendant de la densité osseuse et de la spatialité, ou la variation de la densité osseuse est déterminée directement sur le CT scan des mâchoires.

L'os trabéculaire n'est pas aussi compact que l'os cortical, ce qui se reflète dans ses propriétés mécaniques plus pauvres. La modélisation élastique isotrope de l'os trabéculaire, c'est vraiment une approximation très grossière de son comportement réel en raison de sa grande hétérogénéité. Il est plus difficile pour l'os trabéculaire que pour l'os cortical de mesurer des constantes élastiques. Dans la littérature disponible, les valeurs pour le module d'élasticité et coefficient de Poisson existent principalement pour le modèle de l'os trabéculaire isotrope, qui est la raison pour laquelle l'os trabéculaire est souvent modélisé comme un matériau isotrope [40]. Le fait de modéliser l'os en tant que matériel isotropique est aussi principalement dû à trois causes. La première est la difficulté de déterminer les directions de l'os ; la deuxième est le fait que dans les travaux qui ont été effectués avec des modèles isotropes et orthotropes, seulement des petites différences ont été observées sur les résultats ; et la troisième est la relation existante entre le module de Young et la densité apparente, celle-ci étant principalement établie pour des cas de matériaux isotropes.

D'une manière générale, l'os cortical et trabéculaire possèdent un comportement élastique linéaire suivi d'une phase d'endommagement plastique. Néanmoins, dans la littérature ils sont majoritairement représentés comme des matériaux élastiques du fait que la partie de déformation plastique est très réduite. En outre, les valeurs de la limite élastique ainsi que la contrainte maximale ne sont que très peu documentées du fait de la spécificité de chaque individu. La zone de plastification étant très faible pour l'os, ces valeurs sont très variables.

Une approche plus récente, vu la spécificité individuelle, est celle de développer des modèles mathématiques selon les conditions spécifiques de densité ou des divisions des zones dans la mandibule. Liao et al, ont proposé des modules d'élasticité orthotrope pour le développement d'une méthode pour construire des modèles patients-spécifiques de la mandibule humaine (Tableau 2-1. Coefficients élastiques de l'os corticale (Cort) et l'os spongieux (CAN.) de mandibule humaine ) [43]

Tableau 2-1. Coefficients élastiques de l'os corticale (Cort) et l'os spongieux (CAN.) de mandibule humaine

	$E_1$	$E_2$	$E_3$	$G_{12}$	$G_{13}$	$G_{23}$	$\nu_{12}$	$\nu_{13}$	$\nu_{23}$
Cort. <sup>b</sup>	12.5	17.9	26.6	4.5	5.3	7.1	0.18	0.31	0.28
Can. <sup>c</sup>	0.21	1.148	1.148	0.068	0.068	0.434	0.055	0.055	0.322

<sup>a</sup>  $E_i$  represents Young's modulus (GPa);  $G_{ij}$  represents shear modulus (GPa);  $\nu_{ij}$  represents Poisson's ratio.

## 2.3 MODELES BIOMECHANIQUES EXPERIMENTAUX DE LA MANDIBULE

Les mécanismes par lesquels les conditions de chargement vont affecter le modelage et le remodelage de la mandibule sont mal décrits. Dans les dernières années, plusieurs théories de remodelage adaptatif ont été proposées. En combinaison avec des méthodes mathématiques de prédiction ou de simulation, ces théories pourraient offrir la possibilité de prédire l'évolution de la morphologie de l'os mandibulaire et son comportement mécanique face à diverses situations cliniques. Ces analyses sont un enjeu majeur pour améliorer la prise en charge thérapeutique. Elles pourraient aussi être appliquées à l'étude de l'influence de la croissance et le développement ainsi que des interventions cliniques sur la morphologie osseuse mandibulaire.

La prédiction de la performance biomécanique en ce qui concerne la distribution des forces, la fatigue et les déformations d'une structure biologique requiert un modèle numérique et un modèle physique pour le valider. Une combinaison de bios modèles physiques et numériques peut servir à réduire les restrictions imposées par chacun de ces modèles.[45]. Des 1992, Hart et al, ont affirmé qu'il y avait à l'époque encore une grande quantité de questions fondamentales sans réponses : Quelles sont les gammes et les distributions de contraintes et déformations de ces structures ? Comment les déformations et les contraintes dans l'os changent-ils en réponse à la perte de dents, reconstruction mandibulaire, implants dentaires et la reconstruction temporo-mandibulaire ? Comment les mâchoires changent de géométrie et de propriétés du matériau osseux suite à des changements dans les charges, la perte des dents, le changement de l'articulation temporo mandibulaire ou l'implantation de prothèses ? [41]

Les bio modèles numériques peuvent être subdivisée en : bio modèles virtuels utilisés pour la visualisation des structures biologiques (ex. Reconstruction 3D à partir de tomographies) ; et bio modèles mathématiques utilisés pour effectuer des analyses biomécaniques, (ex. modèles d'éléments finis). Les Bio modèles physiques peuvent être classés en tant que : modèles de prototypage rapide, modèles d'os provenant de cadavres, modèle d'os d'animaux, et modèle de substituts de l'os; selon le matériau utilisé [45]. Les modèles biomécaniques qui reproduisent la forme et la fonction de la mandibule, que ce soit physiquement ou par ordinateur, a réduit le besoin d'expérimentation sur des animaux. [45]

### 2.3.1 Bio modèles physiques

Des modèles physiques ont été conçus pour faire face au problème essentiel que les contraintes et déformations ne sont pas directement mesurables in vivo dans la mandibule humaine. Différents approches sont décrites dans la littérature. La plus part des études mesurent la distribution des contraintes en torsion, compression ou tension dans les mâchoires pendant la

fonction de mastication ou par des charges non fonctionnelles associées au traumatisme. Daegling et Hylander [46, 47] ont évalué les contraintes et déformations dans un échantillon de mâchoires humaines sollicitées en torsion et avec des chargements de type occlusal sur les dents. Ils ont défini un modèle expérimental avec les spécimens encastrés dans un bloc de résine dans lequel le ramus était incorporé. Cette condition de chargement a été conçue pour assurer qu'un régime de chargement de torsion ou occlusal était principalement responsable pour les contraintes observées. Des jauges de contrainte ont été placées sur le côté du corpus (Figure 2-13).

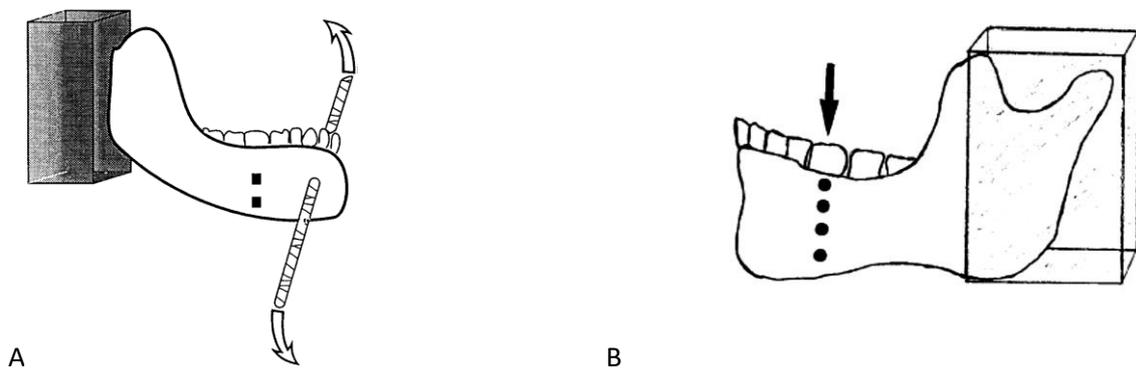


Figure 2-13 Modèle expérimental propose pour mesurer les contraintes dans la mandibule en torsion (A) ou de charge occlusal (B). [46, 47]

Al-Sukhun et al [48] ont mesuré la déformation de la surface mandibulaire, en utilisant des jauges de contrainte à la convergence médiane sur une mâchoire humaine séchée. La mandibule a été traitée avec deux implants endo-osseux, placés bilatéralement dans la zone des prémolaires, et monté sur une plate-forme qui simulait la fonction naturelle de la mâchoire (Figure 2-14).

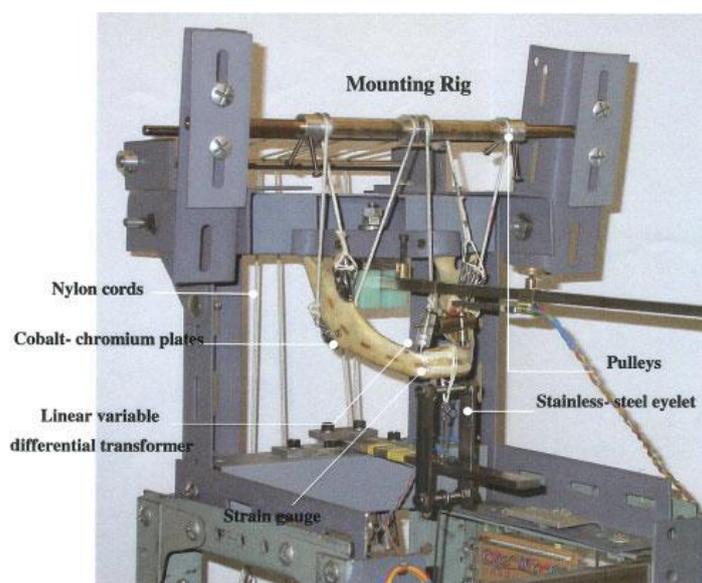


Figure 2-14 Modèle expérimental proposé par Al-Sukhun.[48]

Gröning et al. [49] ont utilisé un modèle expérimental pour mesurer les contraintes de surface d'une mandibule sèche sous chargement simple, avec un équipe optique de mesure de contraintes sans contact. Dans ce cas les charges étaient appliquées dans la zone du gonion et la mandibule encadrée au niveau des incisives (Figure 2-15).

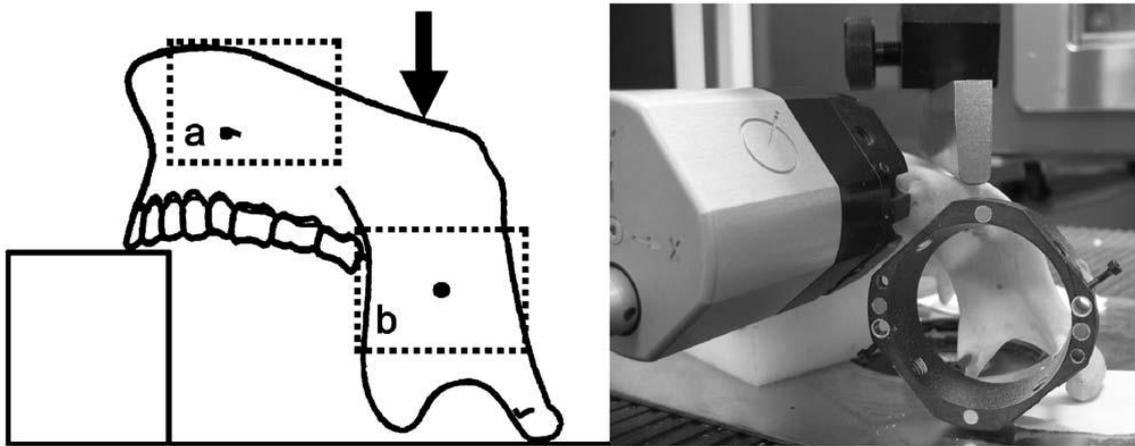


Figure 2-15 modèle expérimental proposé par Gröning et al.[49]

D'autres études ont utilisé des répliques d'une mandibule humaine faites de polymère, grâce à l'acquisition 3D de sa géométrie. Ils ont mesuré les contraintes avec jauges de contraintes sur la surface du modèle sous chargement représentatif des forces musculaires avec différentes directions et magnitudes (Figure 2-16).[50]

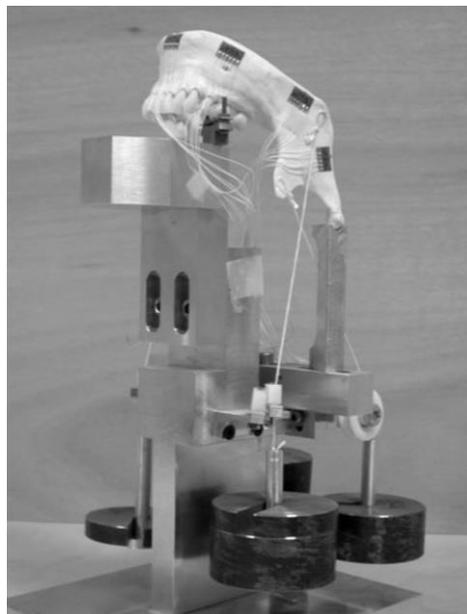


Figure 2-16 modèle expérimental des mesures de contraintes proposé par Ramos et al.[50]

Plus récemment, un modèle expérimental pour mesurer in vitro les contraintes de surface sur la symphyse mandibulaire a été proposé par Pampush et Daegling [51]; avec des mandibules

fraîches ou les ramus ont été encastrés dans une matrice de résine époxy pour former des blocs. Les blocs ont été fixés dans les supports en forme de U et chaque support a été fixé à la machine d'essais pour l'application de chargements de torsion (Figure 2-17).

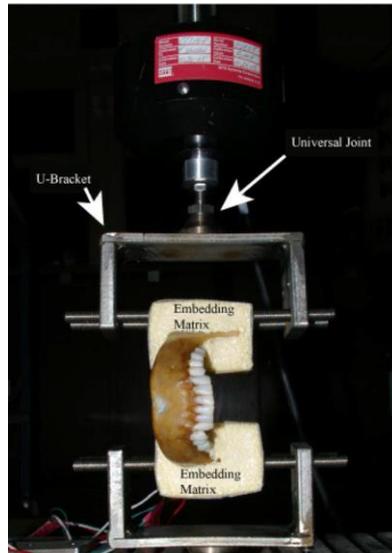


Figure 2-17 modèle expérimental de la mandibule proposée par Pampush et Daegling pour mesurer les contraintes sur la symphyse en torsion mandibulaire avec des jauges de contraintes et sur une machine Universal d'essais. [51].

Dans la plupart des cas, les résultats obtenus sur les modèles physiques sont comparés avec des modèles numériques, où les conditions de simulation tentent de copier les conditions de chargement réel.

### 2.3.2 Bio Modèles Éléments Finis (EF)

La méthode des éléments finis (MEF) est une méthode de calcul numérique permettant de résoudre des problèmes dans de nombreux domaines tels que la physique, la mécanique, la thermique. Cette méthode permet de résoudre des systèmes complexes d'équations différentielles en déterminant une solution approchée. La méthode consiste à discrétiser un domaine ou système en éléments géométriques élémentaires et à rechercher une formulation simplifiée du problème sur chacun d'eux, c'est-à-dire transformer le système d'équations quelconque en un système d'équations linéaires. Les contraintes et les déformations dans une structure peuvent être résolues exactement avec des moyens analytiques pour les formes géométriques simples avec des matériaux de propriétés homogènes. Néanmoins les formes plus complexes deviennent difficiles à résoudre et la MEF fournit une solution approximative à ces problèmes en subdivisant les géométries complexes en un nombre fini mais élevé de petits éléments plus simples de la géométrie [45].

Lorsque l'on cherche à obtenir une solution optimisée, le calcul numérique est indispensable pour réduire les coûts puisque cela permet d'éviter de multiplier les prototypes et les essais. Néanmoins, ces derniers restent indispensables car le modèle élément fini, aussi précis soit-il, n'est qu'une approximation de la réalité et demande à être systématiquement validé.

Les MEF ont été utilisées avec succès pour l'étude biomécanique de nombreuses structures biologiques, grâce à la capacité de ces méthodes d'évaluer des aspects mécaniques de biomatériaux et tissus biologiques, qui ne sont pas évaluables in vivo. [52]

Les composants essentiels pour le design d'un MEF sont la géométrie de la structure biologique, les propriétés mécaniques et les conditions aux limites. Le processus de création d'un modèle éléments finis peut être décrit comme ceci : pour créer un modèle géométrique réaliste, la géométrie de la structure doit être segmentée, à partir de coupes sériées le plus souvent (CT scans par exemple). La géométrie est subdivisée en un grand nombre des domaines géométriquement simples (éléments), connectés à leurs sommets (nœuds). La maille (élément unitaire du maillage) est le résultat de la collection contigüe de formes élémentaires simples. Cela peut être encore affiné dans les régions d'intérêts. Les propriétés des matériaux de chaque éléments (par exemple le module d'élasticité et coefficient de Poisson s'il s'agit d'un comportement élastique linéaire) doivent être définies. Les conditions aux limites sont nécessaires pour décrire les interactions du système avec l'environnement, en particulier les conditions de mobilité, d'encastrement, et de chargement. Le modèle complet est ensuite traité par un solveur qui va déterminer pas à pas (de façon itérative au cours du temps) les déformations qui résultent du chargement des chaque élément du modèle [45]

Il y a traditionnellement deux approches pour la construction des MEF : les modèles génériques et les modèles spécimen - spécifiques. [53] Les modèles génériques sont utilisés pour déterminer un comportement biomécanique sur une structure biologique « moyenne », néanmoins dans la plupart des cas les modèles générique ne peuvent pas représenter certains détails de l'architecture et caractéristiques des structures biologiques et ne peuvent donc pas prédire avec certitude le comportement biomécanique d'un spécimen particulier. Les modèles personnalisés peuvent représenter plus précisément les caractéristiques anatomiques, physiologiques, fonctionnelles et mécaniques d'un sujet particulier et donc prédire avec plus d'exactitude son comportement biomécanique. [53]

#### 2.3.2.1 *Applications en Sciences dentaires*

Comme dans d'autres domaines de l'odontologie, un diagnostic adéquat et une planification du traitement sont des conditions préalables au traitement implantaire approprié. Chaque patient

présente un ensemble unique de problèmes et de besoins de traitement. C'est seulement en tenant compte de toutes les circonstances particulières, notamment anatomiques, fonctionnelles, et les exigences esthétiques, que l'on peut espérer parvenir à un résultat réaliste, prévisible et satisfaisant. [27] L'une des règles cardinales en implantologie est que le placement de l'implant devrait être prévu avant la thérapeutique prothétique. Cela signifie que la restauration finale souhaitée devrait être le premier élément prévu et utilisé comme un guide pour le positionnement 3D des d'implants dentaires. La planification du traitement devrait inclure une discussion non seulement sur le traitement recommandé, mais aussi sur toutes les alternatives raisonnables, telles que les options conventionnelles, leurs avantages relatifs, inconvénients et limitations. [27, 54]

Il y a eu depuis les années 70 le développement d'études basées sur les MEF des mâchoires, avec parfois des simplifications importantes dans la description du modèle (géométrie ou matériau), ou avec l'utilisation des représentations simplifiées bidimensionnelles des mâchoires. [41].

Bien que la nécessité des modèles précis d'EF de la structure complète de la mandibule dans une simulation réaliste soit maintenant de plus en plus reconnue, la modélisation de la mâchoire inférieure complète n'est pas simple, en raison de la géométrie 3D et des conditions aux limites complexes, mais aussi la présence de pièces prothétiques et propriétés des matériaux différentes. Il serait utile de développer des modèles de EF patient-spécifiques, à partir des données de sources individuelles, telles que les données de CT, qui offrent un moyen efficace et réaliste de capture in vivo de la géométrie complexe de l'anatomie humaine à la clinique [43].

Pour conclure, il y a trois facteurs qui définissent la validité des résultats du MEF. Le premier facteur est la similarité du MEF à la structure réelle de l'objet à analyser. Des simplifications excessives en géométrie seront traduites inévitablement par une inexactitude importante dans l'analyse. Le deuxième facteur est associé à la modélisation des propriétés matérielles de la structure étudiée. La mauvaise définition du matériau conduira à des résultats erronés. Le troisième facteur pour l'efficacité de la modélisation est les conditions aux limites [43]

### **2.3.2.2 Cas de l'implantologie**

Le développement des modèles qui peuvent prédire des comportements mécaniques des tissus biologiques sont très importants pour permettre les choix thérapeutiques liés aux comportements biomécaniques des structures biologiques, tels que dans les implants dentaires. Les principes biomécaniques sont pertinents dans la conception de l'implant dentaire parce que tous les implants ont un but commun biomécanique : la restauration de la fonction masticatoire.

Les principaux problèmes auxquels sont confrontés les concepteurs d'implants sont : Quelles sont les charges in vivo que les implants dentaires doivent soutenir ? Quels facteurs gouvernent le transfert de contraintes des interfaces ? Comment les facteurs biomécaniques influencent les réactions tissulaires à l'interface ? [55]

La définition de modèles numériques pour l'analyse biomécanique des systèmes os-implant est confrontée à la nécessité de prévoir une procédure efficace pour spécifier morphométriquement la distribution réelle des propriétés mécaniques des corticales, de l'os trabéculaire et des régions péri-implantaires. Ainsi, il devient possible d'obtenir une évaluation juste du comportement biomécanique du système en fonction d'un vaste ensemble de conditions [44]

## 2.4 FEM APPLIQUES AUX IMPLANTES DENTAIRES

Au cours de la dernière décennie, l'implantologie est devenue une partie indispensable de l'odontologie habituelle, pour aider les dentistes à améliorer la qualité de vie de grandes populations de patients. Alors que le traitement implantaire peut souvent être une pratique alternative aux options de traitement conventionnelles, dans certains cas, c'est le traitement choisi pour la réhabilitation de problèmes fonctionnels, anatomiques ou esthétiques graves découlant de la perte des dents. Le traitement avec des implants dentaires représente une thérapie prédictible et d'usage commun pour la réhabilitation d'une dentition incomplète. [56]

Dans ses premières années, l'implantologie était réservée aux patients édentés avec des atrophies sévères des maxillaires. Pourtant, dans les années 90, les indications de poses d'implants ont commencé à augmenter et ont commencé à concerner tous les patients (ceux complètement édentés jusqu' à la perte d'une seule dent). Avec cette augmentation de la demande a eu lieu un processus de recherche sans précédent et de développement en implantologie, avec des progrès technologiques et les changements de paradigmes dans la conception de l'implant, des matériaux et des composants, ainsi que la facilité relative de la prestation de traitement dans toutes ses étapes : l'évaluation et la planification du traitement , le placement de l'implant, la phase d'intégration, le traitement de restauration et les phases de maintenance.[27]

Le pilier du traitement avec des implants dentaires, c'est l'ostéointégration. Le phénomène de l'ostéointégration d'implants de titane a été découvert par un chirurgien orthopédiste suédois, PI Brånemark , en 1952, qui a défini l'ostéointégration comme " une connexion structurelle et fonctionnelle directe entre l'os vivant et la surface de l'implant ". [27]

#### 2.4.1 Indications des implants dentaires

Dans une étude réalisée auprès d'un échantillon de 4000 implants placés dans l'Academy of Oral implantologie à Vienne [56], il a été observé que 46,3 % d'entre eux ont été placés chez des patients édentés partiellement, présentant des espaces intermédiaires ou bornes édentés ; Alors que 36,5 % des cas ont été placés dans la mâchoire totalement édentée et les 17,2 % restant correspondant au remplacement d'une dent unique avec l'implant.

Les principales indications des implants dentaires sont

- Restaurer l'esthétique dentaire
- Restauration de la fonction perdue : Mastication et Phonation
- L'entretien de l'espace et de la stabilité occlusale
- Préservation de l'os après la perte de la dent

#### 2.4.2 Facteurs de succès ou d'échecs

Le succès signifie que l'implant est présent au moment de l'examen et qu'il remplit certains critères qualitatifs préétablis tels que l'absence de douleur, de perte osseuse, le changement de densité radiographique de l'os, l'absence de poche péri-implantaire, etc. La survie d'un implant signifie également qu'au moment de l'examen, l'implant est simplement présent in situ, mais l'état de l'implant n'est pas pris en considération. Autrement dit, les taux de survie ne prennent pas en compte les problèmes liés à l'implant tels que la perte de crête osseuse ou la présence de poches profondes. Malheureusement, il y a pas de consensus sur ce qui constitue les critères de réussite ; ainsi les différentes études utilisant différents critères d'évaluation, rendent impossible des comparaisons directes en termes de succès des implants.

Un taux de survie d'implants dentaires de plus de 90% après 15 ans a été signalé dans la littérature (28). Les examens systématiques n'ont pas montré une différence significative dans les taux de survie entre différents systèmes d'implants. Toutefois, il convient de rappeler que la survie n'est pas strictement équivalente au succès. Les problèmes à long terme peuvent se produire avec les implants dentaires, au niveau biologique (par exemple une récession gingivale ou l'inflammation) et au niveau mécanique (par exemple fractures des vis et de la restauration), qui ne sont pas dans le taux de survie des implants.[27]

Tableau 2-2. Taux de réussite des implants dentaire places entre 2014 et 2012 a l'Academy for Oral Implantology, Vienne.

Classes of indication	Number of implants	Implant success rate (%)
Free-end gaps in the maxilla	1,816	97.9
Intermediate gaps in the mandible	1,174	97.8
Single-tooth gaps in posterior regions	1,418	97.1
Intermediate gaps in the maxilla	1,774	97.0
Completely edentulous mandible	1,734	97.0
Free-end gaps in the mandible	1,733	96.8
Completely edentulous maxilla	2,845	96.2
Single-tooth gaps in the esthetic region	653	95.8
Total	13,147	97.0

Actuellement la taux d'échec des implants dentaires est assez faible; certains études ont rapporté des taux de réussite des implants à court terme (entre un mois et six mois après le placement) de 97.8% [57]. La survie estimée des implants en maxillaire est de 92.6% et 94.8% dans la mandibule. [56]

Les échecs en implantologie dentaire peuvent être divisés en échecs prématurés (early) : ces qui sont présentés avant la mise en place des charges fonctionnelles et les échecs tardifs (late) qui sont présents après la mise en place de l'aboutement et des charges sur l'implant dentaire. [57]. L'origine des échecs est aussi diverse ; les échecs prématurés sont présentés souvent comme résultants de problèmes dans l'obtention d'un contact intime entre l'os et l'implant dentaire, conduisant l'os autour de l'implant à ne pas se former adéquatement pour permettre une augmentation progressive dans la mobilité de l'implant et sa perte de rétention à long terme. Au contraire, les échecs tardifs sont souvent associés à la perimplantitis et surcharge occlusale. Beaucoup d'études ont lié aussi des facteurs individuels locaux et systémiques à la survie et la maintenance de l'intégration osseuse au long terme. Néanmoins peu d'études sont concluantes sur des facteurs locaux qui déterminent la formation osseuse initiale autour des implants. [57]. La possibilité d'une évaluation individualisée permet d'établir ou prévoir le pronostic et le taux de succès implantaire d'un patient spécifique et le comparer au taux de succès d'un traitement prosthétique sans l'usage des implants comme outil des décisions thérapeutiques. [57]

Les facteurs de risque potentiels et ses respectifs taux de survie des implants est évalué dans l'étude de Busenlechner et al (2014) a huit ans (Tableau 2-2). [56]

Les facteurs de risque peuvent être déclinés en :

- Facteurs liés aux Patients : Généraux (Age, condition de santé, habits) et locaux (Quantité et qualité d'os, anatomie individuelle)
- Facteurs liés à l'implant : longueur, diamètre, design
- Facteurs de placement des implants : nombre d'implants, région de placement, angulation
- Facteurs Liés au type de Réhabilitation prosthétique : Conditions de charge et design prosthétique.

#### 2.4.3 Considérations biomécaniques des implants dentaires

Lorsque l'implant ostéo-intégré est chargé verticalement ou horizontalement, des contraintes et des déformations se produisent au sein de l'os entourant l'implant à l'interface os-implant. Une surcharge (concentration excessive de stress), pourrait conduire à la perte ou fracture de l'implant ou ses composants. La surcharge pourrait également entraîner une perte osseuse à l'interface implant/os, en donnant lieu à des échecs des implants. Le succès de l'implantation dépend donc de la réduction et la distribution des forces occlusales transmises à travers l'implant dans le tissu osseux entourant l'implant, car ces forces influent directement sur le comportement et la réponse des tissus autour de l'implant.

Les objectifs fondamentaux pour la conception optimale biomécanique d'un implant dentaire sont :

- 1) Réduire la concentration de contraintes au niveau de l'interface os/implant
- 2) Améliorer la stabilité primaire et secondaire de l'implant dans l'os
- 3) Réduire et répartir les forces occlusales transmises à l'interface os/implant à travers l'optimisation des caractéristiques géométriques et de surface des implants.

Certaines études ont observé que les implants placés sur des mâchoires édentées complètement ont montré des taux d'échec plus élevés que les implants placés dans les mâchoires partiellement édentées. Kourtis et al. [58] ont observé dans leur étude que les implants de dent unique ont montré un taux d'échec statistiquement plus faible et une meilleure probabilité de taux de survie par rapport aux implants utilisés chez les patients partiellement ou complètement édentés.

L'observation que les implants placés sur des mâchoires complètement édentées ont montré des taux d'échec plus élevés que les implants placés dans les mâchoires partiellement édentés dans certaines études peut être liée au fait que la condition dentaire a une grande influence sur l'anatomie de la mâchoire. Quand le volume osseux est insuffisant et des procédures de greffage ne sont pas envisageables, les implants courts sont probablement la seule option ; ces implants ont généralement des taux d'échec plus élevés que les implants plus longs. [58]

Les études disponibles sur l'évaluation d'échec des implants au long terme évaluent dans la plupart des implants dits « non modernes ». Néanmoins certaines études publiées récemment suggèrent que les implants modernes avec des surface rugueuses peuvent présenter des résultats similaires indépendamment qu'ils soient placés dans le maxillaire , chez les fumeurs ou en utilisant des implants courts.[58]

# CHAPITRE 3

## 3 PARAMETERISATION GEOMETRIQUE

---

D'après Al-Sukhun [59], les facteurs déterminant les caractéristiques biomécaniques de la mandibule humaine sont les propriétés du matériau (os trabéculaire et cortical), la morphologie mandibulaire et la géométrie de la section transversale de l'os.

Des changements dans la morphologie attribués à la perte de dents seront traités dans le présent chapitre. Dans une première partie, une revue de la littérature est exposée. Elle est suivie d'une partie expérimentale mise en place pour quantifier les variations morphologiques des mandibules à divers états d'édentement. La méthode utilisée est la morphométrie géométrique tridimensionnelle, qui permet l'obtention de morphologies moyennes par groupes et la définition des géométries de base, utiles pour la personnalisation des modèles Eléments Finis.

### 3.1 ASPECTS ANATOMIQUES DE LA PERTE DENTAIRE.

#### 3.1.1 Variabilité morphologique

La mandibule humaine adulte est un os qui présente le plus grand degré de variabilité anatomique ; cette variation n'est pas seulement observée entre les sujets ou par la suite du vieillissement, mais aussi entre les côtés droit et gauche chez l'individu. Déjà en 1936, les caractères mandibulaires étaient rapportés comme plus variables que les caractères crâniens.[14] Cette variabilité a été liée à des facteurs génétiques et fonctionnels, à l'âge et au sexe, et a été étudiée dans différentes populations modernes et anciennes et dans divers morphotypes du visage. [10, 12, 15, 16, 18] Certains auteurs ont considéré que la variation de géométrie mandibulaire est un résultat des processus ontogéniques et fonctionnels et non un reflet de l'histoire de la population [16], mais d'autres ont trouvé que la forme mandibulaire pouvait même révéler des adaptations climatiques et fonctionnelles.[18]

Comme déjà indiqué plus tôt dans ce mémoire, lorsque la croissance a cessé, le principal facteur régissant la morphologie de l'os est lié à la présence ou l'absence des dents. [7, 19, 23]. La perte de dents produit un changement dans les relations fonctionnelles et structurales de la mandibule humaine, résultant en des réponses spécifiques du remodelage osseuse. Les raisons pour lesquelles certains individus perdent plus d'os alvéolaire résiduel que d'autres restent mal documentées.

De nombreux facteurs, locaux et systémiques, ont été proposés comme ayant une influence sur la résorption post-extraction dans la mandibule. Parmi les facteurs locaux on trouve des facteurs fonctionnels comme la présence ou absence des prothèses et ses particularités d'usage, l'absence de stress mécanique et la force musculaires ; des facteurs anatomiques tels que la forme du visage, la morphologie mandibulaire, la qualité osseuse, les attaches musculaires, et des facteurs inflammatoires locaux, tels que maladie parodontale, infections préexistante, médiateurs inflammatoires locaux. Les facteurs systémiques principalement associés sont l'âge et le genre, la qualité osseuse, les niveaux des hormones régulatrices du métabolisme osseux et le niveau du calcium (Tableau 3-1)[19]

Tableau 3-1. Facteurs, locales et systémiques, ont été proposés comme ayant une influence sur la résorption de la post extraction. [19]

**Local and Systemic Factors Which Have Been Suggested as Influencing Residual Ridge Resorption**

<b>Functional</b>	lack of mechanical stress absence of dentures presence of dentures nature and magnitude of applied force period of daily denture wear number of years of denture use number of sets of dentures denture tooth selection soft linings muscle tone	Manson, 1976; von Wöwern <i>et al.</i> , 1979; Elovic <i>et al.</i> , 1995 Mauley and Stuart, 1937 Atwood, 1979; Devlin and Ferguson, 1991  Applegate, 1958; Sobolik, 1960, Ortman, 1962; Winter <i>et al.</i> , 1974 Bergman <i>et al.</i> , 1971; Harrison, 1972 Harrison, 1972 Harrison, 1972 de Van, 1935; Winter <i>et al.</i> , 1974 Wright, 1994 Watt and MacGregor, 1986; Klemetti <i>et al.</i> , 1994d
<b>Anatomical</b>	facial form original size of mandible original depth of tooth sockets local bone quality proportion of extrinsic fibers age/availability of bone cells quality of the soft tissues blood supply muscle attachments	Tallgren, 1972; Mercier and Lafontant, 1979 Atwood, 1963; Carlsson and Persson, 1967 Atwood, 1963 de Van, 1935; Baxter, 1987 Landini, 1991 Tonna, 1976; Atwood, 1979 Atwood, 1979 Ortman, 1962 Watt and MacGregor, 1986
<b>Inflammatory</b>	trauma inflicted at extraction pre-existing/residual infection periodontal disease mucosal inflammation local inflammatory mediators denture hygiene	Sobolik, 1960 Humble, 1936; Sobolik, 1960 Atwood, 1979 Pudwill and Wentz, 1975; Penhall, 1980 Atwood, 1979; Mundy, 1993; Klemetti, 1996 Penhall, 1980
<b>Systemic</b>	age and gender skeletal status  bone regulatory hormones and dietary calcium	Bergman <i>et al.</i> , 1971; Harrison, 1972 Henrikson and Wallenius, 1974; von Wöwern & Stoltze, 1979; Ortman <i>et al.</i> , 1989; Mohajery and Brooks, 1992; von Wöwern and Kollerup, 1992 Ortman, 1962; Atwood, 1979; Kribbs, 1992; Hsieh <i>et al.</i> , 1995; Wical and Swoope, 1974b; Wical and Brussee, 1979

### 3.1.2 Description des changements morphologiques des mandibules édentées

Tout d'abord, le processus de remodelage qui se produit avec la perte de dents a été étudié par l'observation de la distribution et des patrons de champs de résorption et d'apposition d'os dans les mandibules, avec différents états d'édentement. [7] Plus récemment, des modèles prédictifs des changements de la forme alvéolaire après la perte de la dent ont été proposés.[20]

Le processus alvéolaire de l'os mandibulaire change invariablement après la perte de la dent. Cette atrophie est cumulative et irréversible et dépend de nombreux facteurs anatomiques, biologiques et mécaniques qui vont générer une variation interindividuelle dans le remodelage post-extraction. [15, 19]

Certaines études récentes ont indiqué que l'état dentaire joue un rôle plus important dans les changements morphologiques mandibulaires que l'âge ou le sexe des individus.[21, 60, 61] La perte des dents affecte négativement la performance masticatoire car elle modifie les schémas biomécaniques du stress et des déformations, liée à la variation de la morphologie mandibulaire.[21] De nombreuses études ont évalué les changements morphologiques mandibulaires associés à l'édentition par des mesures linéaires et angulaires traditionnelles.[7, 15, 19-21, 23, 24, 60, 62]

Chrcanovic et al. [60] ont étudié 80 mandibules avec et sans dents bilatéralement, et ils ont trouvé que l'édentition mandibulaire peut être associée à des changements de forme spécifiques dans la mandibule et ont confirmé que l'état dentaire a une plus grande influence sur l'anatomie mandibulaire que la différence liée au genre. Quelques mesures pris avec les valeurs *P* sont montrées dans le Tableau 3-2.

Tableau 3-2 Variabilité de deux variables morphologiques de la mandibule d'après Chrcanovic. Comparaison entre hommes et femmes et entre dentés et édentés. Distances en mm et angles en degrés.[60]

Measurements	Dentate (n = 128)			Edentulous (n = 32)			Dentate × edentulous (n = 160) P value
	Mean (±SD)		P value	Mean (±SD)		P value	
	F (n = 92)	M (n = 36)		F (n = 18)	M (n = 14)		
29 Gonial angle	127.08 (±7.90)	127.44 (±9.27)	0.834 <sup>Δ</sup>	131.56 (±10.61)	130.36 (±8.08)	0.719 <sup>Δ</sup>	0.005 <sup>Δ</sup>
30 Intercondilar distance	77.26 (±5.87)	80.42 (±4.36)	0.001 <sup>Δ</sup>	80.65 (±4.97)	82.50 (±4.27)	0.267 <sup>Δ</sup>	0.056 <sup>Δ</sup>

† Mann-Whitney *U* test

Δ Student *t* test

Puisoru et al. ont [10] trouvé sur 45 mandibules une variabilité morphologique inter et intra individuelle, cette dernière étant principalement due au genre et à la présence ou l'absence des dents. L'analyse menée sur des mandibules disséquées provenant d'individus jeunes et âgées, dentés et édentés, a montré que la longueur mandibulaire (valeurs entre 77 mm et 127 mm) est plus grandes chez les hommes que les femmes et dans les édentés totales que dans les édentés partielles ou dentés. Pour la hauteur du corps, ils ont trouvé des valeurs comprises entre 11 mm et 22 mm pour les individus complètement édentés et des valeurs entre 15 mm et 30 mm pour les individus non édentés. Les angles goniales ont été mesurés entre 110° et 136° avec une apparente tendance à l'augmentation avec la perte de dents. Quelques variables mesurés sont présentées dans le Tableau 3-3.

Tableau 3-3. Variabilité morphologique de la mandibule, d'après Puisoru.[10]

Me-Go distance (mm) Gender	Completely edentulous F	Completely edentulous M	Partially edentulous F	Partially edentulous M	Non-edentulous F	Non-edentulous M
Mean	95	119	89	110	91	114
SD	±1.66	±29.94	±1.84	±3.62	±3.55	±38.9

Body height (mm) Gender	Completely edentulous F	Completely edentulous M	Partially edentulous F	Partially edentulous M	Non-edentulous F	Non-edentulous M
Mean	18	19	20	22	21	22
SD	±6.25	±9.99	±10.35	±10.35	±10.35	±9.56

Gonial angle (deg) Gender	Completely edentulous F	Completely edentulous M	Partially edentulous F	Partially edentulous M	Non-edentulous F	Non-edentulous M
Mean	131	127	131	130	125	119
SD	±0.95	±0.83	±1.70	±0.89	±1.19	±1.11

Schwartz et Dechow [13] ont comparé morphométriquement dix mandibules dentées et dix mandibules édentées. Ils ont trouvé une hauteur mandibulaire chez les dentées (de la bordure inférieure à la crête alvéolaire) en moyenne de 25 mm au niveau de la symphyse et 33 mm au niveau de la région molaire. Cette hauteur c'est avérée environ le double de la hauteur de la crête résiduelle dans l'échantillon édenté. La hauteur de la crête résiduelle a été significativement réduite dans tous les mandibules édentées, avec une moyenne de 14 à 15 mm de hauteur le long du corpus.

Cawood et Howell [20] ont décrit avec plus de détail le patron de changement morphologique des mâchoires édentées. Ils ont développé une classification sur la base d'une étude transversale randomisée d'un échantillon de 300 crânes secs. Pour l'évaluation morphologique dans la mandibule, ils ont pris trois points de référence : S, M et K. Douze variables ont été analysées, à savoir la hauteur et la largeur des processus alvéolaires et basaux aux points S, M et K, respectivement (*Figure 3-1*).

Ils ont montré que les changements de forme du processus alvéolaire mandibulaire suivent un modèle prévisible. Ils ont montré également que l'os basal ne change pas de manière significative, sauf en cas d'effets locaux tels que la surcharge de prothèses dentaires mal ajustées, mais que l'os alvéolaire change de forme de manière significative dans les deux axes horizontaux et verticaux. Son schéma de la perte osseuse varie en fonction des sites, ainsi dans

la mandibule antérieure la perte osseuse est verticale et horizontale alors que dans la mandibule postérieure la perte osseuse est principalement verticale (Figure 3-2).

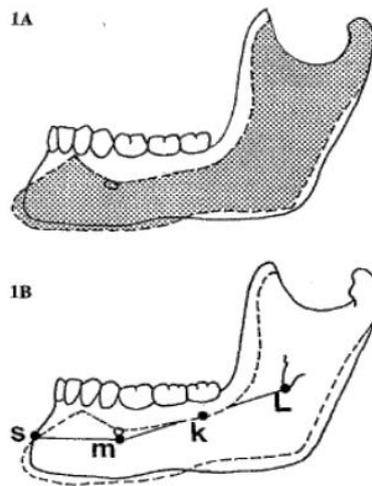


Figure 3-1. Changements morphologiques dans la mandibule suite à la perte de dents d'après Cawood et Howell, 1988.[20]

Selon ce modèle et en accord avec d'autres études, les changements morphologiques apparaissent principalement dans la région labiale vers la région antérieure et de la région linguale vers la région postérieure [7, 19, 23].

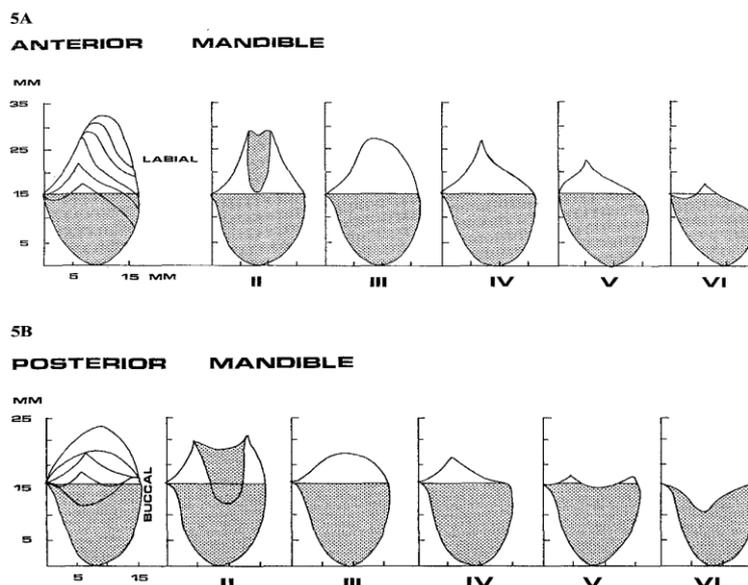


Figure 3-2. Classification de la perte osseuse dans la mandibule antérieur et postérieur, d'après Cawood et Howell [20]

La distribution des champs de remodelage sur les zones édentées de la mandibule suit un patron plus ou moins constant : la surface de l'os basal sur les deux côtés médians et latéraux du corpus mandibulaire est une zone d'apposition osseuse. Contrairement, les régions alvéolaires

montrent une résorption osseuse aussi bien sur la face linguale que sur les faces buccales. La zone latérale de la branche mandibulaire, à l'exception de sa partie inférieure, sont des zones de résorption osseuse. La moitié postérieure de la branche, sur son côté lingual, tend également à être une zone de résorption.[7] La dimension sagittale de la branche se réduit mais la dimension du corpus devient plus longue, c'est à dire que par cette remodelage, la dimension antéropostérieure de la mandibule ne change pas, à moins qu'il n'existe une réduction morphologique sur le condyle. En fait, la dimension sagittale peut augmenter, dû à une ouverture de l'angle entre le corps et le Ramus mandibulaire, dans la zone ante-gonial [7, 10]

Huumont et al. [24] ont mesuré les différences entre les mandibules dentées et édentées, en particulier l'angle gonial de la mandibule et la hauteur mandibulaire et condylienne, à l'aide de radiographies panoramiques sur un total de 1036 sujets dont 667 dentés et 389 édentés. Ils ont trouvé chez les sujets édentés, que l'angle gonial était significativement plus grand, tandis que la hauteur de la branche et la hauteur condylienne était significativement plus faible sur les deux côtés comparées aux sujets dentés. Ils ont conclu que la morphologie de la mandibule a des changements qui font suite à la perte des dents, qui peut être exprimé comme un élargissement de l'angle gonial et un raccourcissement du Ramus et de la hauteur condylienne.

Néanmoins, Oksayan et al. [62] n'ont pas trouvé des différences significatives entre les groupes par rapport à ces variables radiographiques, excepté pour la hauteur de la branche, avec une diminution de cette dimension dans le groupe édenté total. Ils ont fait une étude morphologique des mandibules édentées comparées à des mandibules dentées de patientes jeunes et âgées. Les mesures ont concerné : angle gonial, hauteur du condyle, hauteur de la branche, profondeur de l'incisure de la branche, et profondeur de l'incisure antegoniale ; sur des radiographies panoramiques.

Il existe une variabilité au niveau de la morphologie mandibulaire externe mais aussi une grande variabilité dans la structure interne osseuse. La grosseur des corticales dans les mâchoires est assez variable. Schwarts et Dechow [13] ont trouvé que l'épaisseur corticale dans les mandibules édentées n'était pas significativement différente entre les faces vestibulaires et linguales, mais était significativement différente entre les zones dans chaque face. Chez les édentés, l'os cortical est plus épais dans le corpus, et plus mince dans la branche. Sur la face linguale, le corpus édenté a montré une tendance à être plus épaisse que celles dentés, alors qu'une grande partie de la branche chez les édentés étaient plus mince, à l'exception de l'angle et le col du condyle. Les auteurs proposent qu'un cortical plus gros sur le corps chez les édentés

est une réponse biologique face à des charges plus grandes, qui sont produits suite à la perte de volume de l'os alvéolaire par une réduction de son hauteur et de l'aire de la section transversale.

### 3.2 VARIATION MORPHOLOGIQUE MANDIBULAIRE A DIFFERENTS STADES D'EDENTITION – ETUDE EXPERIMENTALE PAR MORPHOMETRIE GEOMETRIQUE

Toutes les études qui décrivent la variation morphologique mandibulaire à différents stades d'édentition sont limitées à la mesure des distances projetées en 2D. Néanmoins ces dernières années, l'utilisation généralisée de la tomодensitométrie a fourni une description anatomique plus précise des structures qui devraient maintenant bénéficier des outils morphométriques 3D les plus avancés.

La morphométrie géométrique est une approche statistique multivariée qui analyse la variation morphologique en termes de localisation relative des repères anatomiques dans l'espace euclidien. Différentes méthodes ont été proposées pour analyser cette configuration de référence, la plus utilisée étant l'analyse de superposition Procruste [63, 64] qui consiste à collecter différentes coordonnées de marqueurs (points d'intérêt) dans un même référentiel par trois transformations géométriques simples : translation, mise à l'échelle et rotation. Une fois que la variation autre que la forme est éliminée, les variables deviennent des variables de forme et peuvent être utilisées pour comparer des échantillons statistiquement. Cette méthode permet ainsi d'analyser les variations de forme d'une structure anatomique, indépendamment des variations de taille ; et cette variation peut être visualisée dans leur contexte anatomique immédiat, fournissant un large éventail d'applications dans les zones morphologiques.[65, 66]

Dans ce contexte, le but de cette étude a été d'explorer les variations morphologiques dans un échantillon de mandibules à divers états d'édentition en utilisant une connaissance a priori de la morphométrie traditionnelle et de la morphométrie géométrique tridimensionnelle, en tant qu'approche originale du contexte clinique. Cette exploration permet d'identifier les paramètres les plus variables dans la géométrie mandibulaire pour déterminer les paramètres minimum suffisants pour une personnalisation géométrique de cette structure osseuse.

#### 3.2.1 Dissections des mandibules

Un total de 24 héli-mandibules humaines disséquées dans 12 cadavres humains (8 hommes et 4 femmes) du département de Thanatopraxie de la faculté de médecine de l'université d'Aix-Marseille ont été sélectionnées pour l'étude. Le protocole répondait aux normes éthiques de l'université. Les critères d'inclusion étaient les suivants : adultes âgés de plus de 50 ans,

présentant différents états édentés, sans aucune pathologie osseuse évidente ou traumatisme osseux, et sans aucun implant dentaire. Seul le tissu osseux a été conservé (Figure 3-3). Les mandibules ont été mises dans un moyen de conservation liquide (sérum de conservation).



Figure 3-3. Mandibules disséquées pour l'étude, présentant différents stades d'edentulation.

Les spécimens ont ensuite été classés en trois groupes :

**Groupe 1** : Denté, dentition complète ou absence d'une seule dent (N=8)

**Groupe 2** : Partialement édenté, absence des dents prémolaires et molaires (N=6)

**Groupe 3** : Totalement édenté, absence de toutes les dents (N=10)

### 3.2.2 Morphométrie traditionnelle (2D) sur les mandibules

Des mesures de distances et angulaires ont été prises sur les mandibules pour établir des différences entre les groupes ainsi définis. Vingt mesures ont été prises, dont six de façon bilatérale. Le protocole de mesures est illustré Figure 3-4 et défini dans le

Tableau 3-4.

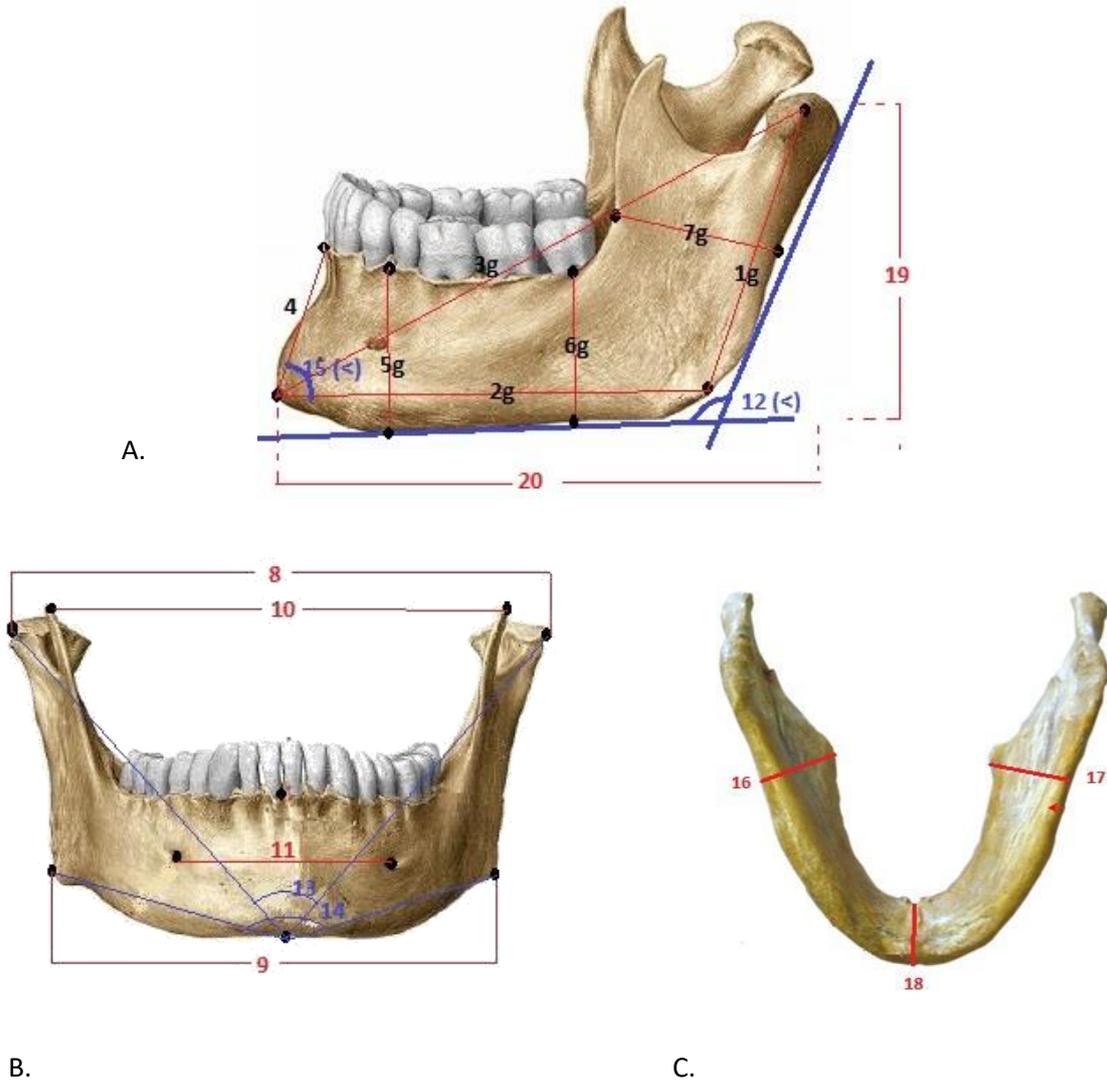


Figure 3-4. Mesures linéales et angulaires pris en 2D avec morphométrie traditionnelle. A. vue latérale, B. Vue frontal, C. Vue basal.

Tableau 3-4. Protocole de mesures 2D pris par morphométrie traditionnelle.

PROTOCOLE DE MESURES MANDIBULE	
1 a.	Distance Condylion –Gonion Gauche
1 b.	Distance Condylion –Gonion Droite
2 a.	Distance Gonion-Symphyse Gauche
2 b.	Distance Gonion-Symphyse Droite
3 a.	Distance Condylion-Symphyse Gauche

<b>3 b.</b>	Distance Condylion-Symphyse Droite
<b>4</b>	Hauteur Symphyse
<b>5 a.</b>	Hauteur corps au niveau du trou Ment. Gauche
<b>5 b.</b>	Hauteur corps au niveau du trou Ment. Droite
<b>6 a.</b>	Hauteur corps au niveau retromolar Gauche
<b>6 b.</b>	Hauteur corps au niveau retromolar Droite
<b>7 a.</b>	Largueur Ramus Gauche
<b>7 b.</b>	Largueur Ramus Droite
<b>8</b>	Distance intercondyalaire (Condylion Gauche-Condylion Droite)
<b>9</b>	Distance interGoniaque (Gonion Gauche-Gonion Droite)
<b>10</b>	Distance Inter Coronoïde (Coronoïde Gauche – Coronoïde Droite)
<b>11</b>	Distance Inter trous mentonniers (Trou Gauche-Trou Droite)
<b>12</b>	Angle Gonial
<b>13</b>	Angle Condylion Gauche-Symphyse- Condylion Droite
<b>14</b>	Angle Gonion Gauche – Symphyse – Gonion Droite
<b>15</b>	Angle de la Symphyse
<b>16</b>	Largueur Corps zone postérieur Gauche
<b>17</b>	Largueur Corps zone postérieur Droite
<b>18</b>	Largueur zone Symphyse
<b>19</b>	Hauteur du Ramus Projetée
<b>20</b>	Longueur du Corps projetée
<b>21</b>	Longueur Total projetée

Une analyse descriptive par morphométrie traditionnelle a été effectuée. Les box plots obtenus pour les mesures prises sont illustrés dans la *Figure 3-5*.

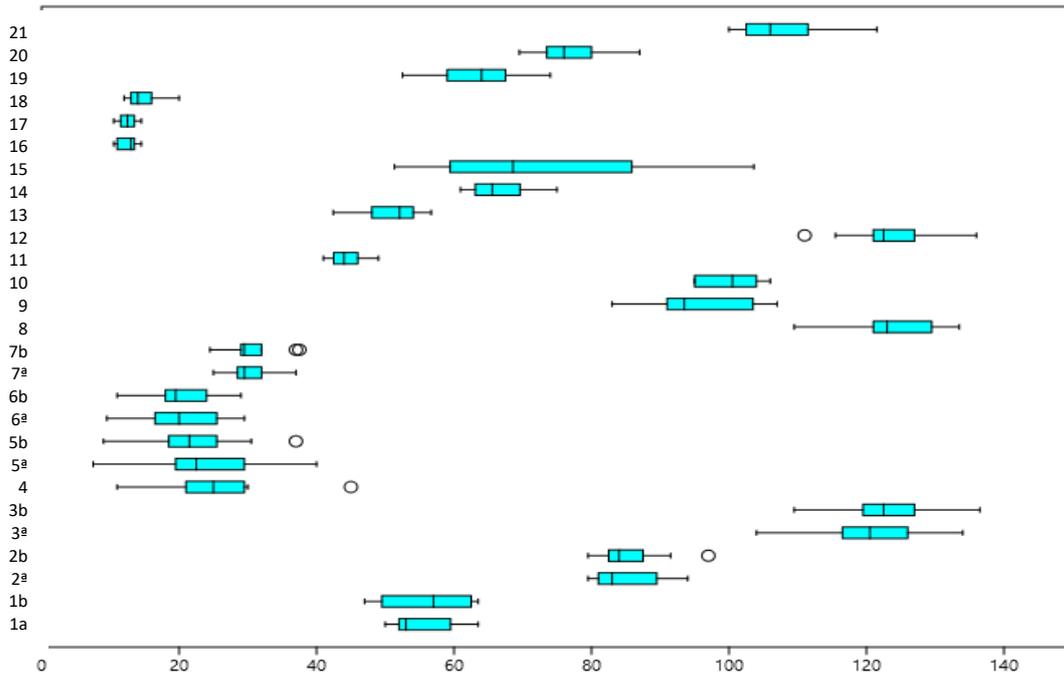


Figure 3-5. Box plot des variables mesures par morphométrie traditionnelle sur les mandibules. Distance en mm, angles en grades.

La valeur moyenne des variables mesurés pour chaque groupe sont montrées dans le Figure 3-6 et Figure 3-7.

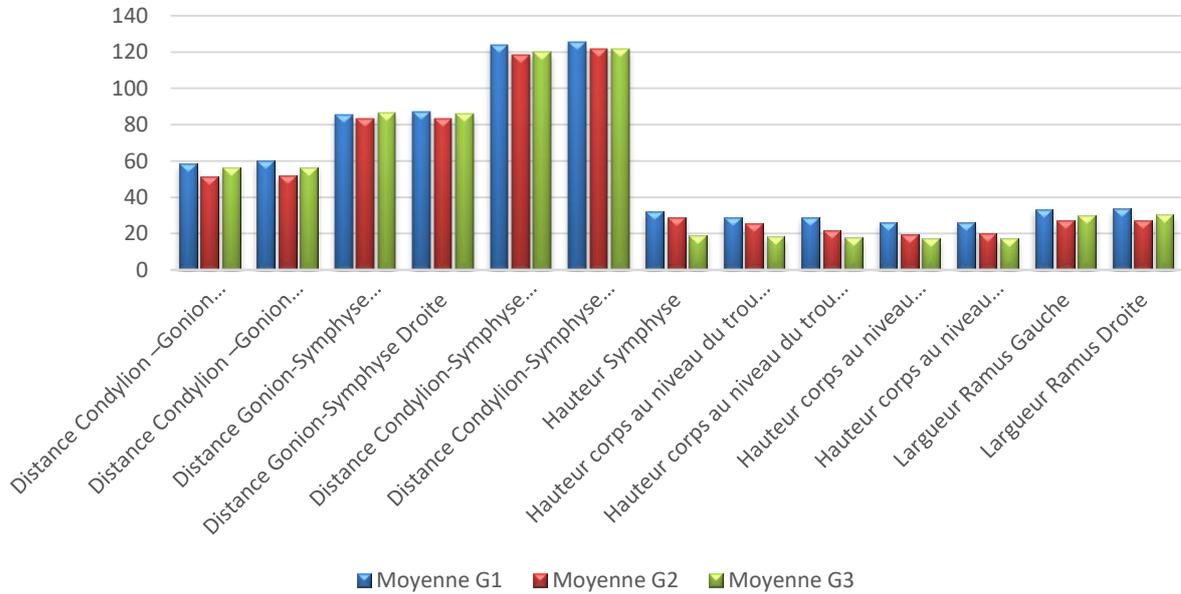


Figure 3-6. Moyenne des variables mesurés sur les mandibules, pour chaque groupe. Distance en mm, angles en grades.

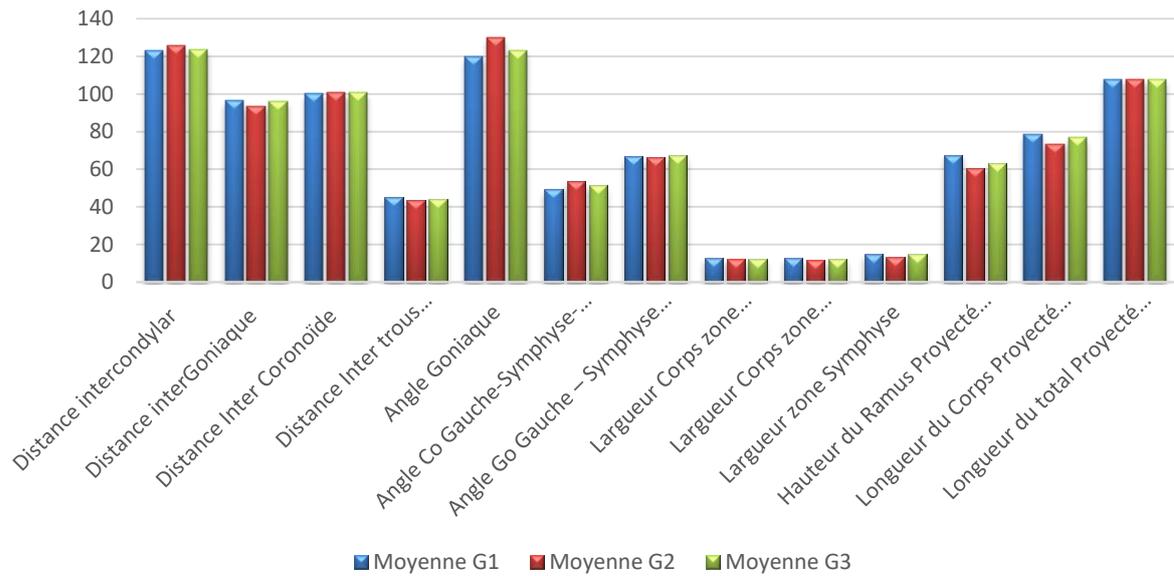


Figure 3-7 .Moyenne des variables mesurés sur les mandibules, pour chaque groupe. Distance en mm, angles en grades.

### 3.2.3 Morphométrie géométrique sur les mandibules

#### 3.2.3.1 Acquisition des images CTScan

Une tomodensitométrie (CTScan) a été réalisée sur chaque échantillon au CHU Marseille Hôpital Nord à l'aide d'un scanner SIEMENS Somatom Sensation Cardiac 64® (SIEMENS Munich, Allemagne) (orientation RAI, diamètre de collecte 500 mm, diamètre de reconstruction 132 mm, 512x512x455 pixels, épaisseur de tranche 0,6 mm tous les 0.3 mm, KVP 120, 304 mA, 1000 msec). Les images ont été enregistrées pour chaque mandibule individuellement en série d'images au format DICOM.

#### 3.2.3.2 Segmentation des images

Pour obtenir des modèles numériques 3D, les fichiers DICOM ont été segmentés avec MIMICS (Materialise, Louvain, Belgique). Les images ont été importées et les plans d'orientation définis (A-P, L-R)(Figure 3-8).

Le processus de segmentation consiste à isoler un tissu ou une région cible sur la base de ses seuils de densité osseuse corticale et trabéculaire. Pour déterminer le seuil (Thresholding), une ligne de profil de HU (unités Hounsfield) a été tracée sur les images pour définir les valeurs maximale et minimale correspondant à l'os cortical et spongieux (Figure 3-9).

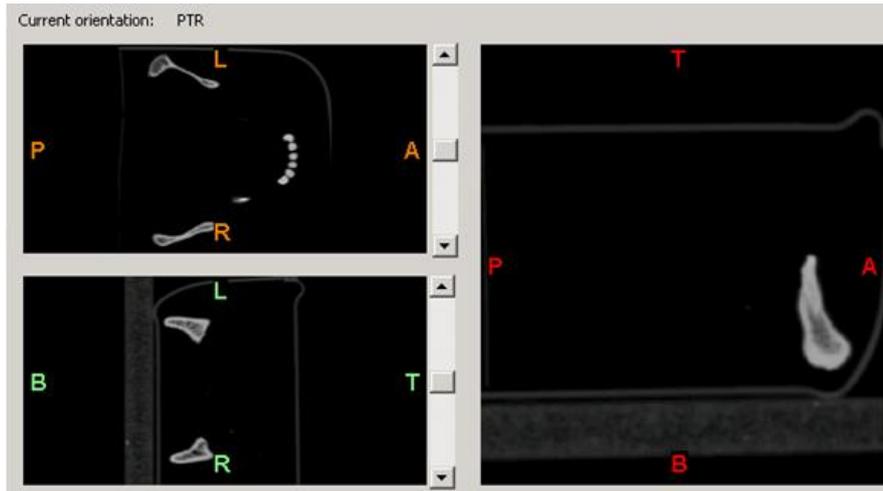


Figure 3-8. Planes d'orientation des images DICOM dans le software MIMICS.

Une série de masques bidimensionnels a été calculée à partir des seuils définis pour l'os trabéculaire et l'os cortical. Les structures hors mandibule ont été supprimés par l'outil « crop » sur les images 2D. L'obtention des images 3D à partir de la compilation des images 2D a été faite avec l'outil reconstruction 3D, (Figure 3-10) avec une qualité « optimal », par « polylines » et « customisé ». Un facteur de lissage de 0.5 a été appliqué, ainsi qu'une interpolation par contour et réduction de triangles (tolérance 0.1 et edge angle 30°). Le résultat est illustré sur la figure 11. Les cavités dans l'os spongieux ont été remplies par l'outil « growing region » pour obtenir un seul volume sans espace vide à l'intérieur. L'image a été éditée en 3D sans retoucher la structure osseuse. Pour les mandibules dentées, les dents ont été éliminées du processus de reconstruction en modifiant le masque bidimensionnel par une soustraction booléenne des tissus des couronnes dentaires (Figure 3-11). Pour chaque segmentation 3D on a obtenu un archive .stl du volume surfacique.

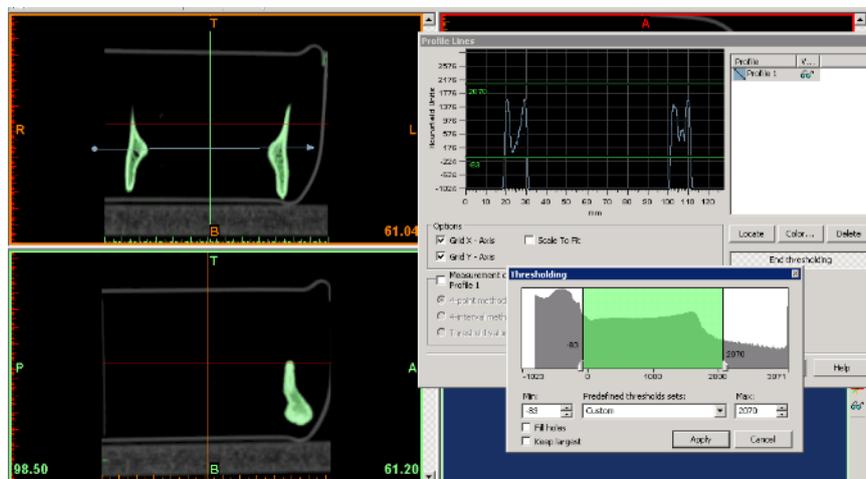


Figure 3-9. Détermination du seuil (thresholding) à partir d'une ligne de profil pour définir les valeurs minimal et maximal de Unités Hounsfield (HU) pour la segmentation de l'os cortical et trabéculaire.

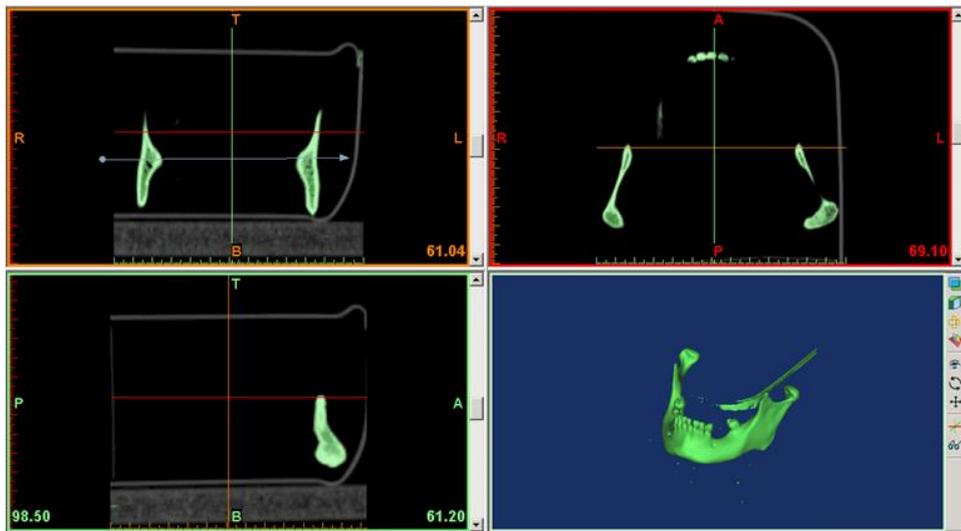


Figure 3-10. Obtention des images 3D à partir de la compilation des images 2D.

Chaque mandibule a été orientée suivant les axes X, Y et Z, et le centre géométrique des coordonnées mis à 0 pour les trois axes. Chaque mandibule a été coupée en deux demi-mandibules. Les moitiés droites ont été reflétées pour enregistrer toutes les demi-mandibules dans l'orientation du côté gauches. Elles ont été enregistrées en format de fichier polygonal (.ply) avec un éditeur 3D (Microsoft Corp. Washington, UE) avec la codification suivante : « M01G1M-hemidroite » où M01= Spécimen, G1= Groupe, M= genre, hemidroite : coté (side).

a.

b.

c.

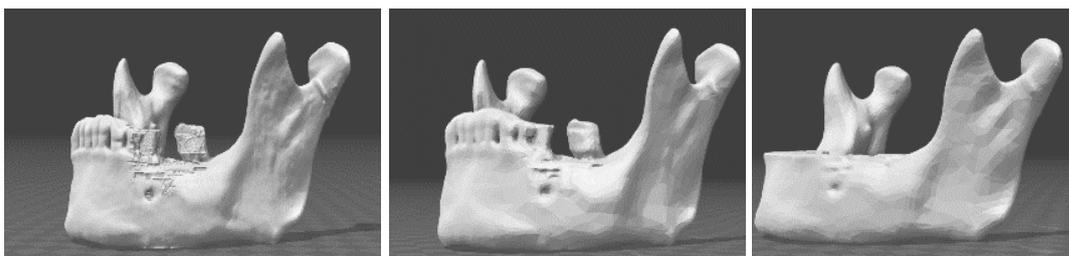


Figure 3-11. Segmentation a. optimale, b. customisé, c. par polylines sans dents.

### 3.2.3.3 Analyse par Morphométrie géométrique

A l'aide du software LANDMARK EDITOR IDAV V 3.0 [66] 18 points d'intérêt (landmark) ont été placés pour chaque demi-mandibule tel qu'illustré dans la Figure 3-12. Les points d'intérêt ont été sélectionnés pour mieux couvrir la forme générale du corps mandibulaire et du ramus. Les coordonnées brutes des points d'intérêt (coordonnées x,y,z) pour chaque demi mandibule ont été enregistrées.

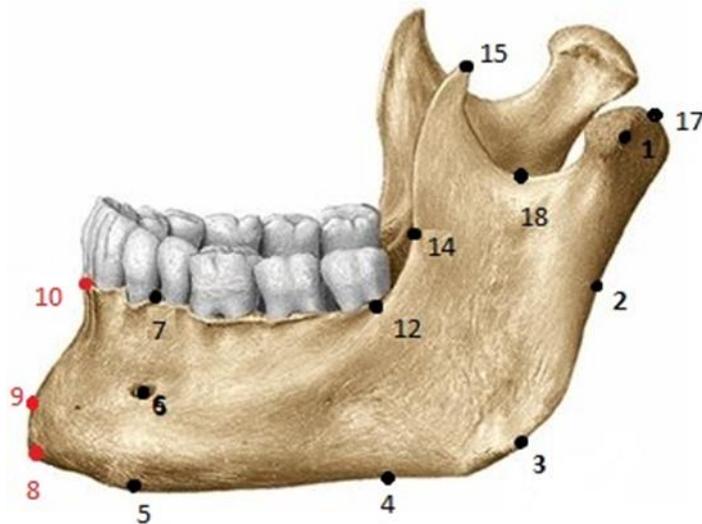


Figure 3-12. Landmarks (points de repère) placées sur les mandibules pour l'analyse de morphométrie géométrique.

Tableau 3-5. Définition de landmarks (points de repère) sur la mandibule.

PROTOCOLE DE LANDMARKS SUR LES MANDIBULES	
1.	Condylion Lateral (CoL) : point le plus latéral sur la tête du condyle
2.	Ramus Posterior (Rpos): Le point le plus antérieur de la marge postérieure de la branche coïncide avec le plan occlusal.
3.	Gonion (Go): Le point sur la courbure de la gonion construite avec une bissectrice entre le plan de la branche et le plan mandibulaire.
4.	Antegonial (AntGo) : Le point le plus postérieur de l'encoche ante-gonial et le point le plus antérieur de la courbure du gonion.
5.	Infra-Menton(InfM) : Point d'intersection du plan mandibulaire avec une tangente au foramen mental, situé sur la crête mandibulaire inférieure
6.	Trou Mentonnière (M): centre du Trou Mentonnière
7.	Supra-Mentonnière : intersection du perpendiculaire au plan mandibulaire sur la crête mandibulaire supérieure.
8.	Symphyse (Sy) : Point bas du contour du menton
9	Menton (Me) : Point le plus antérieur du contour du menton
10.	Infra dental (InDe) : Point médial entre les incisives sur la surface de l'os alvéolaire. S'il n'y a pas de dents au milieu de la surface du bord supérieur de l'os.
11.	Épine mentale (EpMe) : point le plus proéminent de l'épine mentale sur la surface linguale de la symphyse mandibulaire.

<b>12.</b>	Retro-molaire Externe (RetMoExt) : union de la ligne oblique externe avec le corps mandibulaire
<b>13.</b>	Retro-molaire interne (RetMoInt) : union de la ligne oblique interne avec le corps mandibulaire
<b>14.</b>	Ramus Antérieur (Rant): Le point le plus postérieur sur le contour antérieure de la branche
<b>15.</b>	Coronoïde (Cor) : point le plus supérieur de l'apophyse coronoïde
<b>16.</b>	Condyle Interne (CoInt) : Le point le plus latéral sur la partie interne de la tête condylienne
<b>17.</b>	Condyle supérieur (CoSup) : Point le plus postérieur et supérieur de la tête condylienne
<b>18.</b>	Sigmoïde encoche(Sg): Point le plus bas de l'encoche sigmoïde

Les deux hemi-mandibules de chaque échantillon n'ont pas été considérées indépendamment, pour ne pas augmenter artificiellement la taille de la population, mais comme simple facteur de variation, bien qu'il n'y avait pas dans tous les cas de symétrie bilatérale dans l'état des dents observées, ni dans la morphologie osseuse. Cette démarche est en accord avec les méthodes jugées pertinentes pour la morphométrie géométrique.[67].

#### **3.2.3.4 Détermination de l'erreur intra observateur**

Toutes les landmarks ont été digitalisés deux fois sur toutes les demi-mandibules à deux moments différents (Répétition 1 et 2). Une détection des possibles « outliers » et sa correction a été réalisée. Avec le software Morpho J, nous avons ensuite comparé la Répétition 1 et la Répétition 2 : Une aliénation Procruste sur les axes principaux et une transformation de coordonnées brutes en coordonnées Procruste a été effectuée, avec la génération d'une matrice de covariance suivie par une analyse par composantes principales (PCA) avec les coordonnées Procruste de sorte à observer de manière graphique les possibles différences entre les mesures (Figure 3-13).

Finalement pour mesurer la correspondance globale entre les mesures, une analyse de variance ANOVA Procrustes avec le facteur « répétition » a été effectuée. Une quantité importante de variation entre les répliques pourrait être attribuée aux répétitions, si le carré moyen de la valeur de répétition des erreurs était supérieur de 10% au carré moyen du terme « individuel », voir résultats dans le Tableau 3-6.

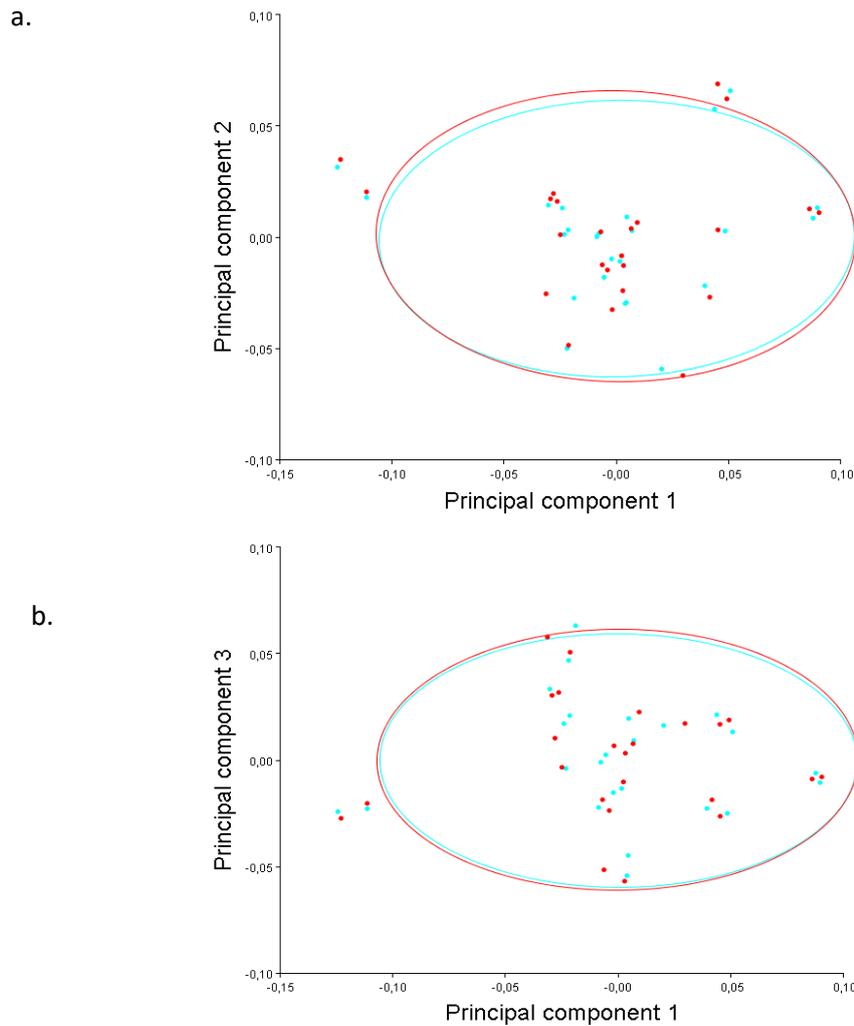


Figure 3-13. a. Plots de PCA1 Vs PCA2 et b. PCA1 Vs PCA3 des deux répétitions des mesures. Vert : mesure 1, rouge : mesure 2.

L'erreur de répétabilité a été trouvée inférieure à 1% ( $p < 0,0001$ ). Les différences absolues des coordonnées brutes entre chaque répétition pour chaque landmark, ont été analysées avec le software PAST [68]. Nous avons calculé les moyennes des erreurs, minimum, maximum, DS, SE. Les résultats sont résumés dans le Tableau 3-7 et la Figure 3-14. Les coefficients de corrélation intraclass ICC et les distances morphologiques par clustering ont été aussi calculées. (Tableau 3-7, Figure 3-15)

Tableau 3-6. ANOVA Procruste de l'erreur de mesure pour le facteur "répétition", (SS) Sum of squares, (MS) mean squares, (dF) degrees of freedom.

Effect	SS	MS	dF	F	P
Individual	0.3086	0.000285	1081	32.62	<.0001
Error (répétition)	0.0098	0.000008	1128		

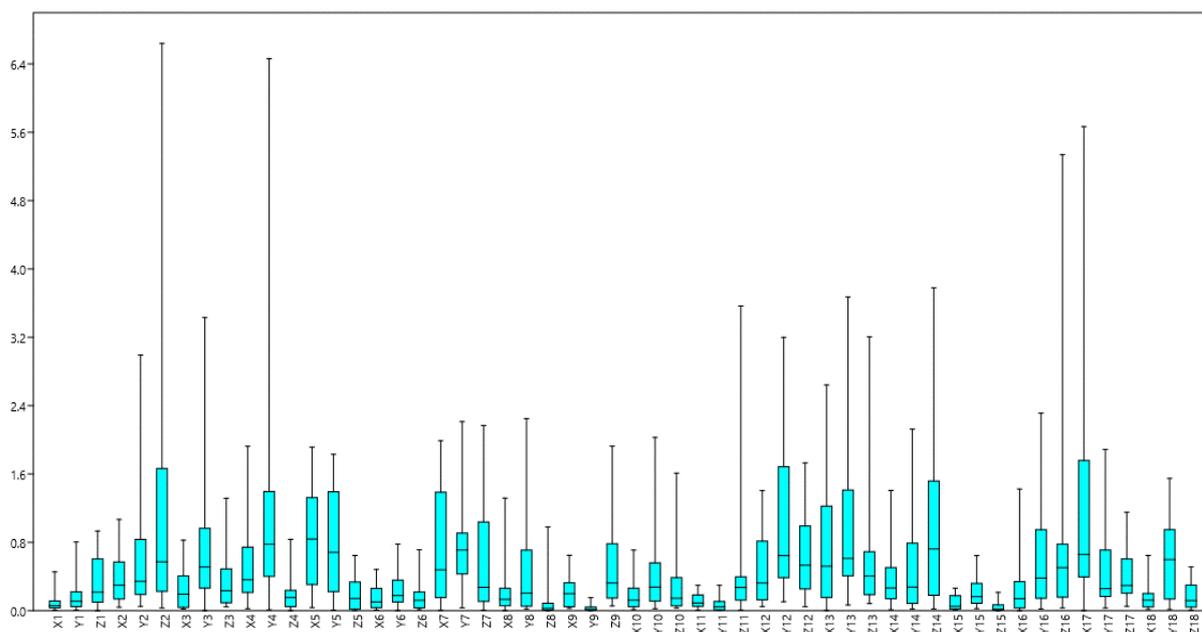


Figure 3-14. Box plots des différences entre la répétition 1 et répétition 2 des landmarks dans les coordonnées X, Y, Z.

Après l'analyse des erreurs de mesure, les landmarks 2, 4, 13, 14 et 17 (Rpost, AntGo, RetMollnt, Rant et CoSup) ont été exclues en raison d'un ICC inférieur à 0,85 et / ou d'une différence moyenne entre les répétitions supérieures à 1 mm sur au moins un axe. Tous les autres landmarks ayant un ICC supérieur à 0,9 et des différences moyennes inférieures à 0,9 mm ont été incluses.

Tableau 3-7. Différences absolues (mm) entre les répétitions pour la mesure des données de coordonnées brutes du repère pour les axes X, Y et Z, et les coefficients des intraclass

Landmark dans chaque axe	Moyenne	Min	Max	ICC
X1	0,095	0,006	0,454	0,997
Y1	0,183	0,007	0,804	0,998
Z1	0,313	0,000	0,932	0,996
X2	0,343	0,041	1,068	0,985
Y2	0,591	0,050	2,991	0,964
Z2 *	1,185	0,031	6,639	0,884
X3	0,255	0,019	0,825	0,994

Y3	0,683	0,001	3,431	0,951
Z3	0,361	0,045	1,315	0,975
X4	0,527	0,023	1,924	0,954
Y4 *	1,246	0,010	6,462	0,731
Z4	0,177	0,001	0,835	0,995
X5	0,816	0,037	1,915	0,904
Y5	0,792	0,006	1,830	0,953
Z5	0,201	0,003	0,646	0,994
X6	0,150	0,007	0,482	0,996
Y6	0,251	0,002	0,779	0,993
Z6	0,156	0,012	0,713	0,996
X7	0,765	0,004	1,989	0,944
Y7	0,814	0,033	2,213	0,935
Z7	0,571	0,006	2,167	0,989
X8	0,234	0,002	1,317	0,982
Y8	0,472	0,017	2,248	0,975
Z8	0,095	0,001	0,980	0,998
X9	0,231	0,028	0,648	0,990
Y9	0,026	0,001	0,153	1,000
Z9	0,512	0,055	1,926	1,000
X10	0,165	0,012	0,709	0,993
Y10	0,425	0,023	2,028	0,989
Z10	0,266	0,030	1,609	0,998
X11	0,119	0,006	0,297	0,997

Y11	0,064	0,004	0,297	1,000
Z11	0,430	0,007	3,566	0,979
X12	0,435	0,048	1,405	0,949
Y12*	1,062	0,105	3,198	0,870
Z12	0,649	0,046	1,730	0,976
X13*	0,801	0,003	2,642	0,854
Y13*	0,943	0,066	3,670	0,890
Z13	0,647	0,083	3,205	0,979
X14	0,369	0,011	1,407	0,969
Y14	0,544	0,019	2,124	0,969
Z14*	1,073	0,019	3,778	0,800
X15	0,101	0,006	0,263	0,999
Y15	0,208	0,024	0,644	0,999
Z15	0,040	0,000	0,214	1,000
X16	0,229	0,000	1,424	0,988
Y16	0,608	0,019	2,312	0,976
Z16	0,901	0,031	5,337	0,947
X17*	1,157	0,001	5,666	0,765
Y17	0,464	0,030	1,887	0,988
Z17	0,424	0,051	1,152	0,996
X18	0,161	0,013	0,646	0,988
Y18	0,580	0,013	1,548	0,984
Z18	0,182	0,005	0,512	0,997

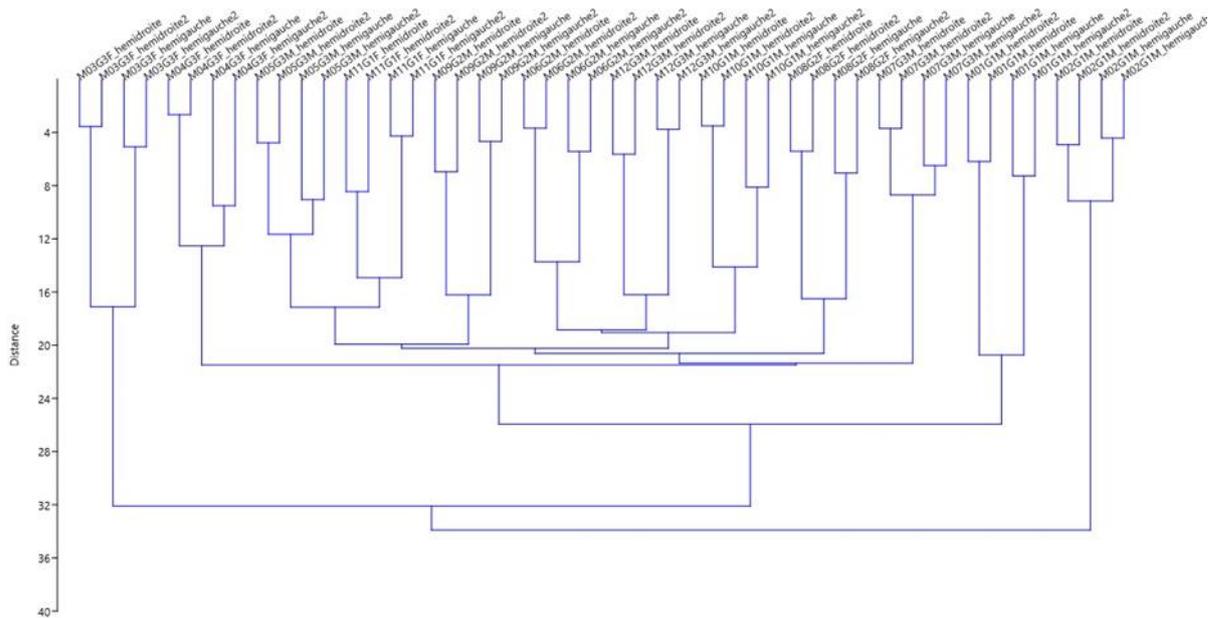


Figure 3-15. Distances Morphologique par clustering entre la répétition 1 et répétition 2 pour chaque spécimen.

### 3.2.3.5 Analyse par morphométrie géométrique de la variation morphologique des mandibules

La détermination de différences morphologiques entre groupes et l'obtention des moyennes géométriques pour chaque groupe avec les 13 landmarks choisis pour chaque spécimen a été réalisée avec le software Morpho J. Une analyse PCA des coordonnées des landmarks Procruste a également été réalisée.

Les coordonnées des landmarks ont été superposées à l'aide de la méthode de l'analyse généralisée de Procruste (GPA) et ont été projetées dans l'espace tangent de la forme. Cette méthode repose sur la superposition de configurations de points de repère à l'aide d'estimations par moindres carrés pour les paramètres de rotation et de translation, avec des configurations échelonnées dans une taille d'unité commune (taille du centroïde). Le processus est itéré pour calculer la forme moyenne générale et la forme moyenne de chaque groupe, ce qui est inestimable avant la superposition [65, 66], de sorte que la taille et la forme peuvent être analysées séparément.

Le test de Kruskal-Wallis a été utilisé sur des données de taille de centroïde pour tester les différences de taille significatives entre les groupes. Le test de Kruskal-Wallis pour les médianes égales sur les données de taille du centroïde n'a pas révélé de différence significative entre les trois groupes ( $p = 0,76$ ).

Les coordonnées ajustées après GPA ont été analysées par une analyse de composantes principales (PCA) de l'ANOVA Procruste, en utilisant chaque côté (droite et gauche) en tant que

classificateur dans l'analyse. De cette manière, seule la composante symétrique de calcul des composantes de Procruste et de covariance due aux individus a été montrée. La PCA expliquerait progressivement des quantités plus faibles de la variance morphologique totale. La visualisation de la variation de forme de l'ensemble des données et de la morphologie moyenne de chaque groupe a été réalisée en déformant un modèle de surface 3D de la mandibule à l'aide du logiciel Landmark Editor IDAV V3.0 [69, 70] et en quantifiant les variations entre les morphologies moyennes. La validation croisée a été omise en raison du nombre restreint de l'échantillon.

Les dix premières valeurs propres du PC (principal component) des coordonnées ajustées après PCA sont présentées dans le tableau 3-8. Les cinq premiers PC représentent 87,2% de la variation de forme totale ; tandis que les trois premiers PC représentent chacun plus de 10% et fournissent une bonne approximation de la variation totale (72,5%).

Tableau 3-8. Eigenvalues des Principales composantes (PC) pour les dix premiers PC des mandibules.

<b>PC</b>	<b>Eigenvalues</b>	<b>% Variance</b>	<b>Cumulative %</b>
<b>1</b>	0.00268749	46.984	46.984
<b>2</b>	0.00082253	14.380	61.363
<b>3</b>	0.00063975	11.184	72.548
<b>4</b>	0.00049552	8.663	81.211
<b>5</b>	0.00034635	6.055	87.266
<b>6</b>	0.00022149	3.872	91.138
<b>7</b>	0.00016735	2.926	94.064
<b>8</b>	0.00012719	2.224	96.287
<b>9</b>	0.00010193	1.782	98.069
<b>10</b>	0.00008003	1.399	99.468

Les graphiques des scores PC sont représentés sur la Figure 3-16. Les graphiques des silhouettes des deux premiers PCs par rapport à la moyenne sont montrés dans la Figure 3-17.

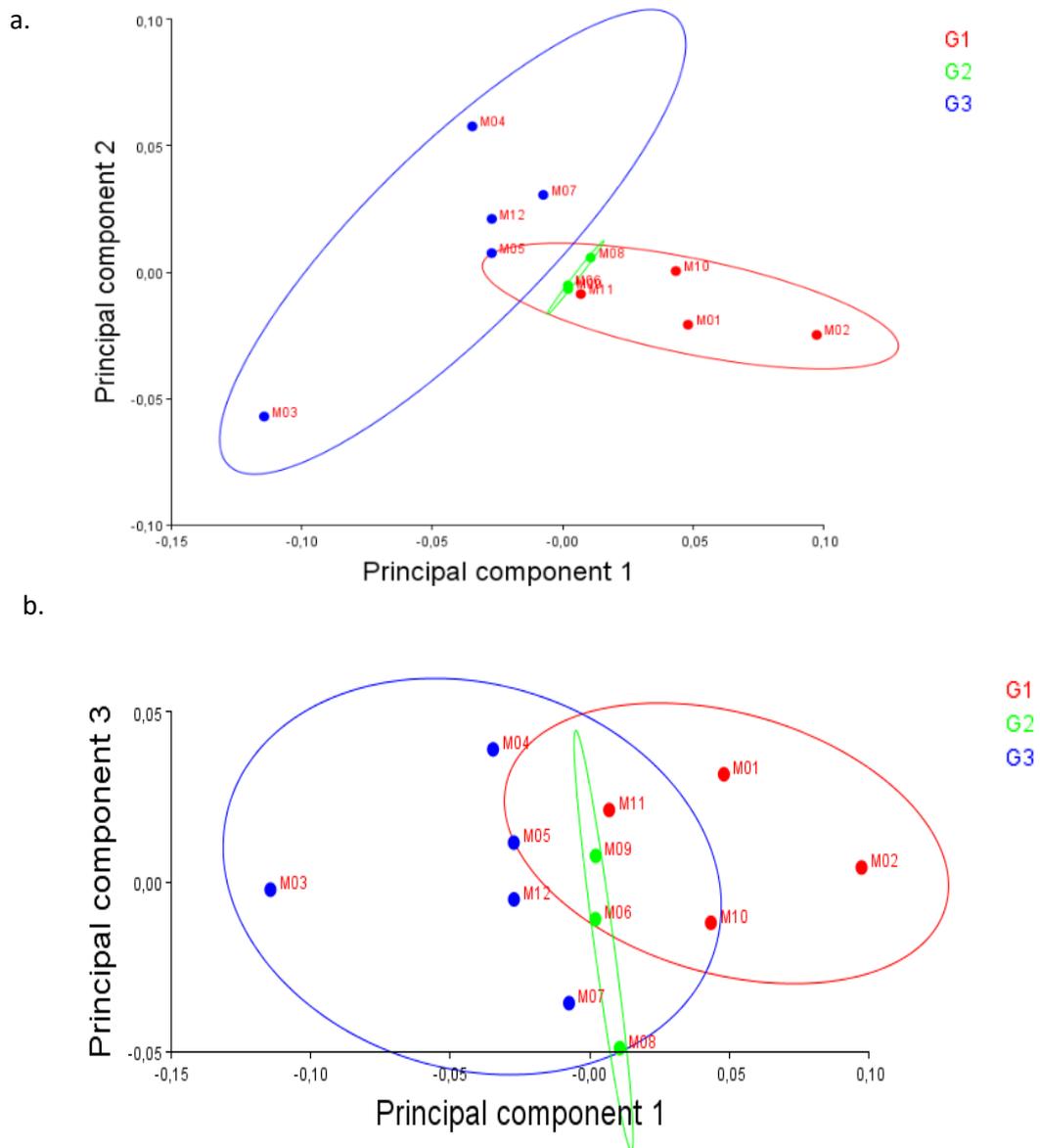


Figure 3-16. Analyse de composantes Principales (PCA) de la forme mandibulaire du trois groups. a. plot du PC1 Vs PC2. b. plot du PC1 Vs PC3.

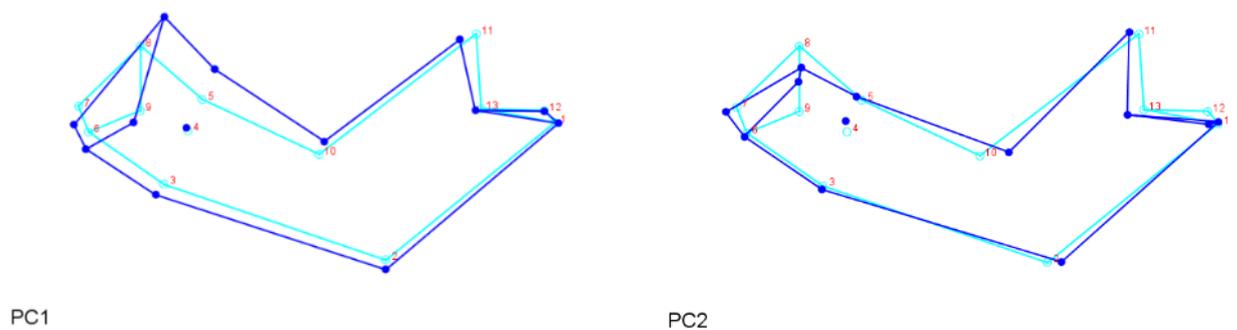


Figure 3-17. Déformations de forme correspondant aux deux premiers PCs.

La variation de forme dans des vues 3D associées aux trois premiers PCs sont illustrés sur la Figure 3-18. Le PC1 représente 46,98% de la variation de la forme et indique principalement la modification de la hauteur du corps mandibulaire sur les régions antérieure et postérieure, la morphologie de la section transversale de la symphyse et la projection verticale du processus coronoïde. Les landmarks avec les coefficients les plus élevés pour le PC1 étaient dans cet ordre : 5,8,6 et 11. Les graphiques montrent que le PC1 discrimine bien les trois groupes ; G3 étant placé dans la zone négative, G1 dans la zone positive et G2 entre les deux.

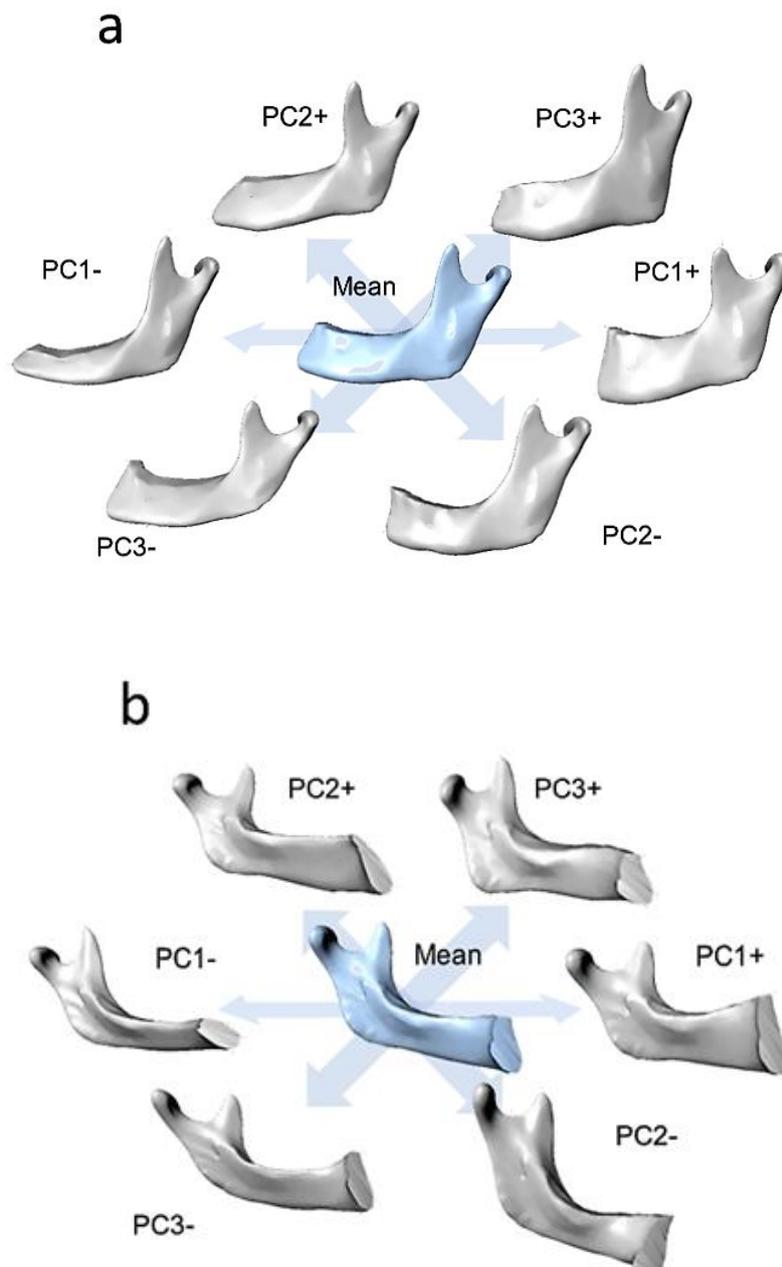


Figure 3-18. Changements de forme 3D sur une vue buccal(a) et linguale (b) associés à trois premiers PC en transformant le modèle de surface mandibulaire moyenne.

Une plus grande dispersion est observée dans G3 et G1 par rapport à G2 pour le PC1. Le PC2 révèle des changements dans la protrusion mentale, la morphologie de la branche, la longueur de l'entaille sigmoïde et l'angle gonial. Les landmarks ayant les coefficients les plus élevés pour PC2 étaient les 9, 10 et 8. Les graphiques montrent G1 dans une zone plutôt négative, G3 dans la zone positive tandis que G2 reste proche de la moyenne. Le PC3 montre les variations de la largeur du ramus, de la longueur de l'entaille sigmoïde et de l'angle gonial. Les points de repère ayant un coefficient plus élevé pour PC3 étaient les 12,2 et 5.

Finalement, la configuration moyenne de chaque groupe a été obtenue à partir de coordonnées Procruste, et superposées entre groupes pour observer graphiquement les différences morphologiques. Ensuite, elles ont été définies en 3D au moyen du morphing du modèle surfacique avec les coordonnées moyennes pour chaque landmark. Les principales variations morphologiques de chaque groupe associées à l'absence des dents sont reprises dans le [Tableau 3-9](#). Les principales variations de forme entre G2 et G3 par rapport à G1 ont été les suivantes: diminution de la hauteur du corps mandibulaire de 24% et 41% en G3, diminution de la hauteur de symphyse de 16% en G2 et de 37% en G3, diminution de la hauteur mandibulaire postérieure de 30% et une échancrure sigmoïde plus profonde dans les deux groupes, élargissement (7,7%) de la section transversale morphologie sur la symphyse en G3.

La [Figure 3-19](#) montre les différences de forme entre les moyennes des groupes. La superposition entre G1 et G3 révèle une différence significative entre les configurations moyennes, principalement dans la hauteur du corps mandibulaire, avec un ramus plus étroit mais plus haut et une échancrure sigmoïde plus profonde, et une symphyse plus large dans G3. Entre G1-G2, les différences de hauteur sont plus importantes dans les régions postérieures que dans les régions antérieures, avec un angle gonial plus aigu dans G1. Il y a aussi un ramus plus étroit dans G2, une position plus élevée du processus coronoïde et une échancrure sigmoïde plus profonde dans G3. Entre G2-G3, les différences verticales sont plus importantes dans la région antérieure et il existe une différence d'angle gonial, avec un angle plus aigu dans G3. Aucune différence claire n'est observée dans le ramus.

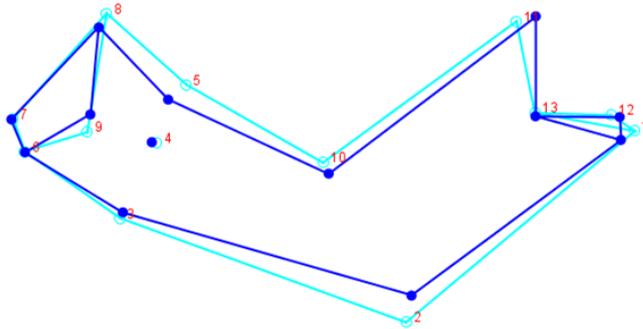
Enfin, la configuration 3D de chaque groupe a été obtenue par morphing d'un modèle moyen de surface et chaque géométrie a été transformée en maillage surfacique par le logiciel LANDMARKS IDAV pour obtenir une géométrie moyenne de référence pour chaque groupe ([Figure 3-20](#)).

Tableau 3-9. Variables métriques de la configuration moyenne de chaque groupe : mandibules dentées G1. Mandibules G2 partiellement édentées et mandibules édentées G3. Les distances sont indiquées en mm. Les variations relatives montrent en pourcentage de la mesure G1

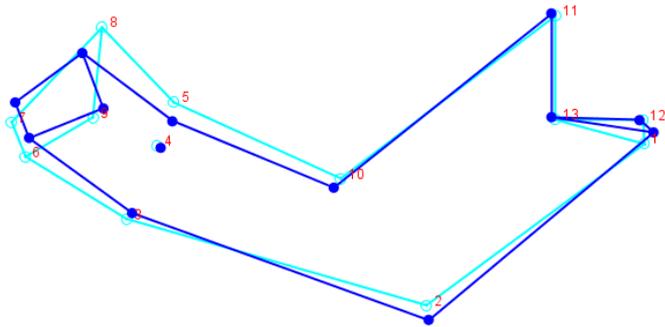
	<b>G1</b>	<b>G2</b>	<b>G3</b>	<b>Variation morphologique</b>
<b>Hauteur Symphyse (distance de Sy-InfDe)</b>	32.27	27.09 (-16.05%)	20.18 (-37.46%)	Diminution de la hauteur de la symphyse
<b>Corpus mandibulaire hauteur (Sup M-InfM distance)</b>	29.51	22.40 (-24.09%)	17.24 (-41.57%)	Diminution de hauteur du corpus
<b>Hauteur du Corpus mandibulaire postérieure (RetMolExt-AntGo distance)</b>	26.14	18.11 (-30.71%)	18.12 (-30.68%)	Diminution de hauteur du corpus postérieure
<b>Largueur de Symphysis (Me-MeSp distance)</b>	16.45	15.49 (-5.8%)	17.72 (+7.72%)	Plus large symphyse dans totalement édentées
<b>Largueur du Ramus (Rant-Rpost distance)</b>	33.77	26.01 (-22.97%)	30.01 (-11.13%)	Ramus plus étroites chez les partiellement et totalement édentées
<b>Angle Goniale (°)</b>	118.48	124.60 (+5.16%)	117.69 (-0.66%)	Angle plus large pour G2
<b>Longueur du corpus Mandibulaire (Me-Go distance)</b>	88.46	78.60 (-11.14%)	83.64 (-5.44%)	Corpus plus court pour G2 et G3
<b>Longueur total du Corpus Mandibulaire (Me-Colsup distance)</b>	128.04	119.20 (-6.90%)	120.94 (-5.54%)	Diminution de la longueur mandibulaire

Les variations de la morphologie mandibulaire édentée ont déjà été évaluées à l'aide de radiographies panoramiques ou latérales [15, 23-25] et de mesures directes sur des crânes secs [20, 21, 60, 61], mais limitées aux distances projetées en 2D. La morphométrie géométrique 3D offre aux cliniciens un outil plus précis et adapté [18, 21] dans le cadre de leur pratique pour la représentation et la visualisation des variations de forme de l'os mandibulaire, compte tenu de l'utilisation de plus en plus fréquente des outils de visualisation 3D dans les cabinets de cliniciens.

G1-G2



G2-G3



G1-G3

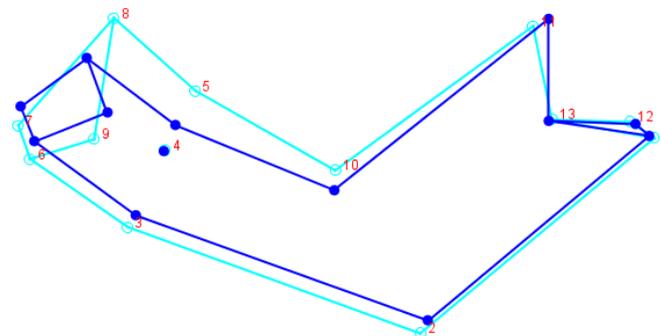


Figure 3-19. Différences de forme entre les moyennes des groupes.

Dans notre étude, l'état d'édentition s'est avéré être associé à des variations morphologiques 3D identifiées dans l'os mandibulaire. Les principaux changements ont été observés dans la hauteur du corpus, avec un corpus plus haut dans le groupe denté (G1) et une perte significative de l'os alvéolaire dans le groupe partiellement édenté (G2) et du groupe totalement édenté (G3). Cette variation morphologique était attendue comme précédemment rapporté [7, 15, 20], généralement expliquée par une involution alvéolaire dans les directions inférieure et postérieure, où le processus alvéolaire est progressivement réduit à une crête résiduelle.

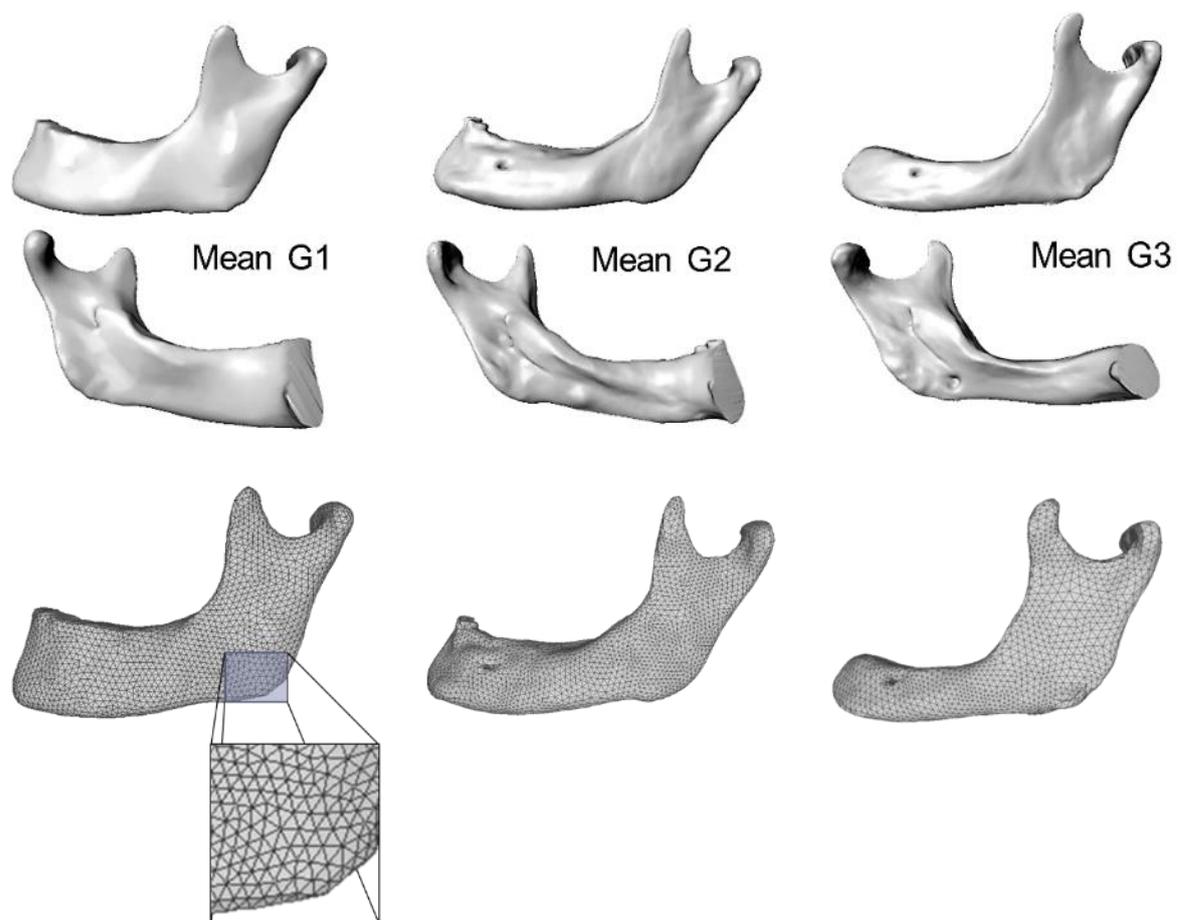


Figure 3-20. Différence de forme entre les configurations moyennes du groupe. Modèles de surface 3D de la moyenne de chaque groupe et maillage surfacique de chaque géométrie moyenne.

Une différence entre les groupes de la morphologie transversale de la symphyse a été révélée (Figure 3-19) avec non seulement une diminution de la taille mais aussi un élargissement dans les groupes présentant une edentition partielle ou totale. En accord avec ces observations, Enlow [7] a défini des zones d'apposition osseuse sur les côtés buccal et lingual du corps basilaire mandibulaire, avec une augmentation de la largeur du corpus. Cependant, Cawood et Howell [20] ont déterminé que la forme du processus basilaire de la mandibule reste relativement stable malgré des changements significatifs du processus alvéolaire dans les axes vertical et horizontal. Bien que les auteurs aient décrit un modèle de perte osseuse dans la région antérieure de la mandibule, ils n'ont pas décrit le changement dans la zone mentale, car ils n'ont pas considéré des points de référence dans le menton.

La distribution des groupes dans cette étude, effectuée par les deux premiers PC, indique non seulement les changements verticaux de la morphologie mandibulaire associée à l'édentition, mais également à des altérations de la protrusion mentale, de la morphologie de la branche et de l'échancrure sigmoïde. Les changements de la protubérance mentale décrits précédemment comme des zones de remodelage osseux [7] ont également été observés ici dans la région du menton (Figure 3-18).

Nos résultats ont révélé un ramus plus étroit et plus court dans les groupes partiellement et totalement édentés, conformément aux rapports précédents.[23, 60] De plus, ces groupes ont également révélé une localisation plus haute du processus coronoïde, avec une échancrure sigmoïde plus profonde contrairement à ce qui avait été rapporté[21] où aucune différence entre les échancrures mandibulaires n'a été trouvée.

Des changements relatifs à une rotation vers l'avant et à une angulation vers le bas du corpus mandibulaire associés à l'édentition ont été observés sur le PC3; néanmoins, seul le groupe partiellement édenté présentait un angle gonial plus large que les groupes totalement ou non édentés. Enlow [7] a déclaré que les changements dans la région gonial n'étaient pas toujours liés à un changement de l'angle gonial. De plus, certaines études ont rapporté un angle gonial plus large dans les mandibules édentées [23, 24] avec des différences observées de seulement 2° à 4° entre les groupes dentés et édentés. D'autres études avec une méthodologie similaire n'ont pas signalé de différence significative.[61, 71] Dans la présente étude, l'une des raisons pour ne pas observer clairement l'ouverture de l'angle gonial décrite dans des travaux antérieurs pourrait être que le point de référence utilisé a été le condyle latéral et non le condyle postérieur, masquant peut être des changements subtils au niveau du cou ou de la tête condylienne qui influencent l'angle gonial.

Dans cette étude, les dimensions du centroïde entre les trois groupes n'étaient pas significativement différentes, même si des études antérieures[21] ont trouvé les dimensions linéaires globales des mandibules édentées significativement plus petites que celles des mandibules dentées. Enlow a observé que le tissu osseux résorbé dans les processus ramus et alvéolaires des mandibules édentées est ajouté à la dimension du corpus qui devient plus long et plus large que dans les mandibules dentées. La non-différence de taille entre les groupes dans notre étude peut s'expliquer par le fait que la morphologie de la mandibule est représentée par un petit nombre de points de repère et peut ne pas bien représenter le volume global des mandibules. Cependant, une différence de base dans la taille mandibulaire est associée à plusieurs facteurs, à savoir le sexe, la population, la fonction musculaire et le port de

prothèses.[12, 19, 61, 72] De plus, Tallgren [25] dans un étude longitudinale de 25 ans a rapporté une grande variation individuelle de l'amplitude de la résorption alvéolaire chez les patients édentés. Des variables de taille, de surface ou de volume supplémentaires doivent être évaluées afin d'analyser les différences entre les groupes et de corrélérer ces variables avec des facteurs qui ont été rapportés comme déterminants sur l'os mandibulaire. Récemment, Sella-Tunis et al. [22] ont trouvé une forte corrélation entre le volume musculaire et la forme mandibulaire chez les jeunes adultes, ce qui n'était pas démontré par la morphométrie traditionnelle. Les changements décrits dans leurs résultats coïncident avec certains changements observés dans le présent travail en relation avec la forme mandibulaire chez les individus édentés. Probablement liée à l'association de l'édentition avec la perte de la fonction occlusale et donc la diminution de la taille des muscles de la mastication.

Le petit nombre d'échantillons a rendu difficile l'observation statistique de résultats significatifs et la corrélation des résultats avec d'autres variables telles que le sexe ou la fonction. Néanmoins, les modèles généraux des variations morphologiques associées à l'édentition, qui ont été rapportés dans la littérature, pourraient être visualisés avec une méthodologie qui n'a pas à notre connaissance été utilisée auparavant, permettant une compréhension claire des modèles détectés et permettant la construction d'atlas morphologiques des structures osseuses. Il est nécessaire d'augmenter la taille de l'échantillon pour établir des analyses statistiques plus puissantes.

### *3.2.3.6 Conclusion*

Les méthodes morphométriques 3D-géométriques présentées ici, combinées à des outils logiciels dédiés aux modèles de surface morphing, ont permis d'évaluer et de visualiser les variations morphologiques associées aux différents états d'édentition de la mandibule en 3D. Comme on pouvait s'y attendre, la perte de dents a un effet sur la morphologie mandibulaire prévisible. Les principales variations de forme entre G2 et G3 par rapport à G1 peuvent être résumées comme suit: (1) diminution de la hauteur mandibulaire en moyenne de 24% dans G2 et de 41% dans G3, (2) diminution de 16% de la hauteur de symphyse dans G2 et 37% en G3, (3) une diminution de la hauteur mandibulaire postérieure de 30% à la fois dans G1 et G2, (4) une échancrure sigmoïde plus profonde également dans les deux groupes et enfin (5,7%) morphologie en coupe transversale de la symphyse en G3.

Dans les Annexes A et B, sont montrées les publications issues de ce chapitre.

# CHAPITRE 4

## 4 PARAMETERISATION BIOMECHANIQUE

---

La rigidité et la résistance d'un os ne sont pas seulement dépendent des propriétés du tissu osseuse mais de la taille et la forme de l'os et de la quantité et distribution de tissu.[38] Toutefois, les propriétés mécaniques des matériaux biologiques sont très difficiles à évaluer et modéliser. Les propriétés mécaniques des matériaux doivent être déterminées qu'avec les essais mécaniques. Afin de déterminer les propriétés mécaniques des tissus humains vivants, les tests devraient être effectués sur les tissus vivants (*in vivo*) qui est, pour des raisons évidentes, généralement impossible. Pour simuler avec succès le comportement mécanique de l'os des mâchoires humaines, qui sont exposés à des charges mécaniques permanentes par le biais de dents, des appareils de prothèses ou des implants dentaires ; il est important de connaître les propriétés mécaniques des os. [40]

Les modèles biomécaniques qui reproduisent la forme et la fonction de la mandibule, que ce soit physiquement ou sur un ordinateur, ont réduit la nécessité d'expérimentation sur des animaux. La modélisation biologique décrit la capacité de reproduire la morphologie d'une structure biologique. La modélisation informatique a permis de faire un travail dans un environnement virtuel, où les modèles numériques complexes peuvent être traités avec une relative facilité. Ces méthodes permettent la simulation des forces agissant sur la mandibule et des calculs approximatifs de ces forces à différents moments tout au long de la mandibule.[45]

Cependant des études développes, on connaît mal l'impact de la edentulation et la résorption des alvéoles de l'os mandibulaire, sur les changements dans la structure mandibulaire, propriétés des matériaux et sa biomécanique [13]. L'influence des facteurs géométriques liés à la morphologie faciale, sur la déformation mandibulaire n'est pas encore définie. [48, 73]

### 4.1 RELATION MORPHOLOGIE ET PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES

Misch et Bidez (1999) ont déterminé différents propriétés mécaniques chez l'os mandibulaire.[42] Les résultats proposent que les charges occlusales puissent ne pas être le principal médiateur de l'architecture interne de l'os trabéculaire de la mâchoire. Ils ont trouvé que la zone antérieur de la mandibule avait une plus grande densité osseuse aussi bien qu'une plus grande résistance à la compression et module d'élasticité que les autres régions

mandibulaires, malgré le fait que les forces de morsure les plus hautes sont produites dans la zone postérieure de la mandibule ; deux à trois fois plus élevées que celles présentes dans la région antérieure de la mandibule.

Les charges musculaires dans la mandibule sont des forces de cisaillement dorso-ventral, de torsion vers l'axe longitudinal de la mandibule, et de flexion transversale, qui augmentent d'amplitude d'arrière en avant. Avec des attaches musculaires situées en arrière sur la mandibule, la mandibule antérieure, éprouve un grand moment de charge, même dans l'absence de charges occlusales, en raison de la flexion linguale buccale. Al-Sukhun et al, ont trouvé des différences dans les magnitudes des déformations principales quand il y a une petite augmentation (1mm) dans les dimensions du corps mandibulaire (i.e.16%) et une augmentation du diamètre de l'os cortical sur le corps (i.e.14%) mandibulaire, également ils ont trouvé un grand changement de l'absence d'os trabéculaire (i.e.34%)[59]. La présence des plaques corticales augmente le module d'élasticité de l'os trabéculaire dans toutes les régions, avec les valeurs les plus élevées dans la mandibule antérieure.[42] [40].

Schwartz et Dechow (2002) n'ont pas trouvé des différences significatives entre les densités des corticales osseuses, les modules élastiques, les modules de cisaillement, sur les faces vestibulaire ou linguales des mandibules édentées, mais ils ont trouvé des différences significatives dans différentes zones de la même face, avec une densité plus faible sur la face linguale du Ramus, et sur les zones vestibulaires masseterines et condyliques. Ils n'ont pas trouvé de différences entre les propriétés mécaniques du matériel osseux des mandibules dentées et édentées. [13]

Les différences régionales de rigidité maximale sont également d'un grand intérêt. Dans une grande partie de la mandibule, l'os cortical peut compenser en partie un cortex plus mince avec une rigidité plus grande. Néanmoins, une plus grande rigidité peut aboutir à une plus grande fragilité du cortical, car sa limite de déformation devient moins importante. [13].

Groning et al. ont évalué l'effet de certaines variables mécaniques sur les déformations de l'os mandibulaire, dans une étude par éléments finis. Ils ont évalué les variations dans le module d'élasticité de l'os, la direction de mouvement de mastication et de l'articulation temporo-mandibulaire (ATM), la direction des forces musculaires sur le modèle et la présence de ligament parodontal dans le modèle d'éléments finis. Les variables qui produisent la plus grande variabilité dans le modèle, est la présence du ligament parodontal et la direction du mouvement de la ATM.

#### 4.1.1 QUALITE DE L'OS ET BIOMECHANIQUE

La qualité de l'os est difficile à quantifier en raison de sa structure complexe. C'est un terme utilisé pour décrire l'architecture de l'os en tant que l'épaisseur de son corticale et l'os trabéculaire aussi bien que sa densité. Néanmoins, le terme qualité osseuse est couramment utilisé en dentaire.

Lindh et al. (2004) ont souligné que la densité osseuse (densité minérale osseuse-DMO) et la qualité de l'os ne sont pas synonymes. La qualité des os englobe des facteurs autres que la densité osseuse telle que la taille du squelette, l'architecture et l'orientation tridimensionnelle trabéculaire, et les propriétés de la matrice. La qualité des os n'est pas seulement une question de contenu minéral, mais aussi de structure. [74]

Ainsi, les changements morphologiques liés aux changements fonctionnels chez les individus édentés impliquent des changements au niveau de la microstructure et de la composition osseuse.

La classification de Lekholm et Zarb (1985) basée sur l'épaisseur corticale et trabéculaire,[75] bien que non validé, est couramment utilisée à des fins diagnostiques et chirurgicales en Odontologie. Ils ont proposé une classification de l'os de Type 1 au Type IV, le Type 1 et Type 2 sont relativement denses, car ils se composent principalement de l'épaisseur corticale. L'os Type 3 est plus doux et plus trabéculaire tandis que les os de Type 4 est très doux, consistant en une très fine couche de cortex externe avec noyau très clairsemée de l'os trabéculaire (Figure 4-1) [57], [27]

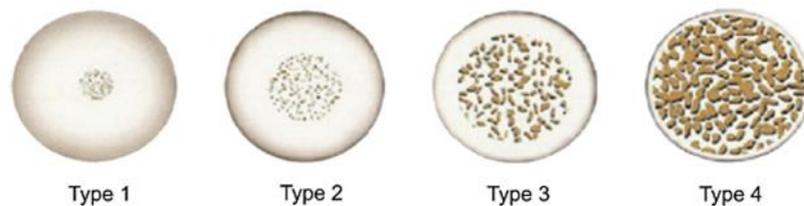


Figure 4-1. Classification de Lekholm et Zarb (1985) basée sur l'épaisseur corticale et trabéculaire d'après Drysdale et al. 2012 (12)

Le maxillaire a principalement d'os type 3 dans la partie antérieure et la région prémolaire et Type 4 dans les zones molaires. La mandibule peut avoir d'os type 1 sur la zone antérieure et Types 2 et 3 ailleurs.[27]

Misch et al. ont proposé quatre groupes de densité osseuse[76] : D1-D5, fondées sur des caractéristiques macroscopiques de l'os corticale et trabéculaire et la densité de l'os en se basant sur les unités d'Hounsfield (HU). Cette unité est utilisé dans les CT scans en calculant le

coefficient linéaire d'atténuation  $\mu$  de chaque tissu et en prenant en compte ce même coefficient pour l'eau. Sachant que  $\mu(\text{eau})= 0 \text{ HU}$  et  $\mu(\text{air}) =1000 \text{ HU}$ . Ainsi pour un matériau X, :

$$HU = \frac{\mu_x - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}} - \mu_{\text{air}}} * 1000$$

Dans cette classification, D1 correspond à des valeurs supérieures à 1250 HU, D2 à des valeurs entre 850 et 1250 HU, D3 entre 350 et 850 HU, D4 entre 150 et 350 HU et D5 à moins de 150 HU.

Les classifications de la densité osseuse sont largement utilisées dans la pratique clinique, puisqu'ils sont utilisés pour estimer les risques de réussite de l'implant [40, 42], Néanmoins il n'y a pas une homogénéité dans la définition de densité osseuse ou qualité osseuse, souvent mesures de façon subjective et visuel.

La densité osseuse effective peut être déterminé soit directement sur des échantillons pris sur des mandibules disséquées [42] ou soit sur des images à partir de la densité apparente[40] selon les approches des études réalisés. La densité osseuse effective est définie comme la masse de l'os avec la moelle divisé par le volume occupé par l'os, peut être calculé en divisant le volume de la structure de l'échantillon par le poids de l'échantillon humide [40, 42]. La densité apparente de l'os est la masse de l'os sans moelle divisé par le volume occupé par l'os et est exprimée en g/cm<sup>3</sup> et le module de compression élastique « E » en N/m<sup>2</sup> (GPa). Cela signifie que le volume des pores dans l'os contribue au volume de l'os. Se découle que la densité apparente d'un os ou tout autre matériau diminue avec une augmentation de sa porosité. Chaque os a une valeur de densité différente et pourtant des valeurs de l'élasticité différente, dans les mâchoires. La densité osseuse ne change pas seulement entre individus, mais aussi entre zones de l'os, en plus le tissu osseux est en constant renouvellement, et le gradient de minéralisation est plus bas dans l'os plus jeune que dans les tissus plus matures [40, 73]. Alvarez et al ont trouvé que la densité minérale osseuse a une relation inverse avec la flexion mandibulaire en fonction. [73]

La densité osseuse apparente ( $\rho_a$ ) peut être calculé aussi par une équation proposée par Rho et al., qui rapporte la densité aux HU (unités Housfield) sur des images médicales [40]. Ainsi :

$$\rho_a = \left(\frac{2000}{2050}\right) x HU$$

Lee et al. ont comparé la mesure subjective de qualité de l'os pendant une ostéotomie proposé par Misch, la classification visuelle proposé par Lekholm et Zarb et le torque d'insertion de l'implant, avec la mesure des unités HU par CT et CBCT(conebeam CT). Ils ont trouvé que

seulement la mesure du torque d'insertion était modestement corrélée avec les mesures objectives de la densité osseuse CT et CBCT, et que les mesure subjectives proposées par Misch et Lekholm et Zarb ont montré de corrélations plus faibles avec les mesures obtenues par HU. [77]

Normalement la densité osseuse pourrait être estimé grâce à l'utilisation d'unités Hounsfield dérivés de multi détecteur tomодensitométrique (MDCT) qui peuvent être traduits a unités BMD (Bone mineral density) ; cependant, il existe des différences cruciales entre le MDCT et le CBCT (cone beam CT) utilisé en dentaire, qui complique l'utilisation des valeurs de gris quantitatives pour le second. Par des recherches expérimentales ainsi que cliniques, on peut voir une grande variabilité des valeurs de gris qui existent sur les images CBCT pour diverses raisons qui sont intrinsèquement associés à cette technique, pourtant on peut supposer que l'utilisation quantitative de valeurs de gris dans CBCT doit être évitée au moment actuel. [78] Cependant autres études ont montré une forte corrélation entre les valeurs de gris du CBCT et l'indice de volume osseuse (BV / TV) mesure par microCT et considéré comme gold standard pour la mesure de densité osseuse, suggérant le potentiel de cette modalité dans l'évaluation de la qualité de l'os.[79]

#### 4.1.2 PROPRIÉTÉS ELASTIQUES DE L'OS MANDIBULAIRE

La déformation et comportement mécanique de la mandibule en fonction, c'est un phénomène multifactoriel comprenant une structure irrégulière avec une anatomie externe et interne complexes. Plusieurs techniques ont été proposées pour l'étude de la déformation de l'os mandibulaire, mais elles sont limités à son champ d'application et ne sont pas indiquées pour prévoir le comportement clinique de la mandibule chargé en fonction. La déformation mandibulaires et les efforts résultants peuvent être de paramètres biomécaniques importants dans la prédiction des thérapeutiques dans différents champs cliniques tels que l'implantologie. [48].

L'étude de la déformation mandibulaire a été menée par différents méthodes les quelles peuvent être divisées en intraorales et extraorales. Les méthodes intraorales utilisent des traducteurs placées dans la bouche des patients pour mesurer les valeurs de déformation mandibulaire. Les méthodes extraorales utilisent l'imagerie médical pour créer modelés photo élastiques ou modèles computationnels à l'aide des outils CAD (Computer aide designer) et MEF (modèles d'éléments finis). [73]

La déformation mandibulaire peut être définie comme le change dimensionnel qui expérimente la mandibule quand des forces fonctionnelles sont appliquées. Il existe une relation entre la flexion mandibulaire, la dynamique mandibulaire et la densité osseuse [73]. La déformation osseuse mandibulaire et ces efforts associés ont été mesurés sur les trois plans de l'espace. La flexion mandibulaire médiale (MMF) c'est la déformation mandibulaire exprimée par une diminution de la largeur de l'arc pendant les mouvements d'ouverture et protrusion mandibulaires ; due à la contraction des muscles ptérygoïdes latérales sur la région de la symphyse. Le cisaillement Dorso-ventral (DV) est le mouvement relatif des deux côtés de la mandibule par rapport à l'autre dans le plan vertical ; approximation Corporelle (CA) est la variation de la largeur mandibulaire pendant la fonction et finalement la Rotation corporelle (CR) est la mesure qui détermine la rotation relative du corps mandibulaire dans le plan transversal, mesurée à travers du changement dans l'angulation des implants insérés dans l'os.[73] (Figure 4-2)

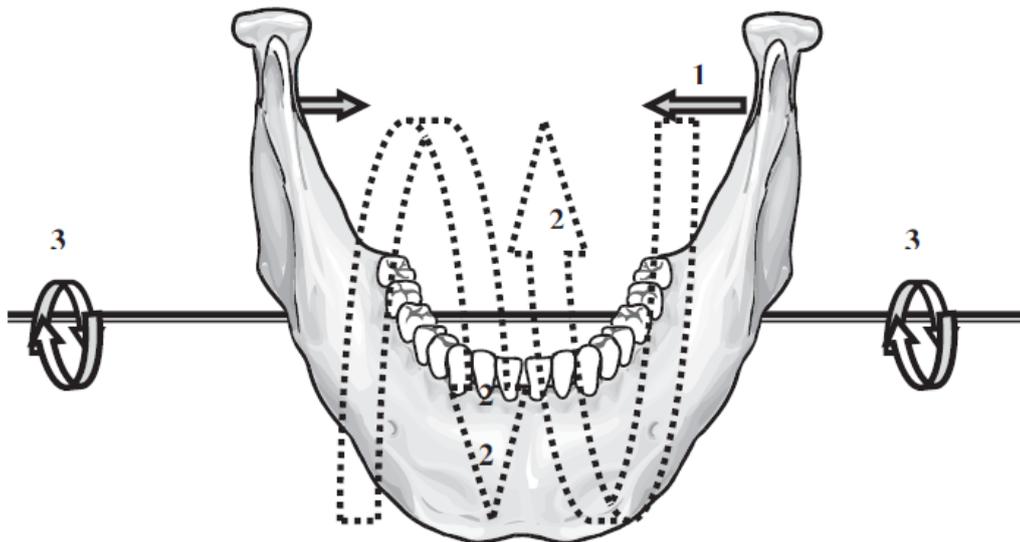


Figure 4-2 Déformation de la mandibule en fonction : 1. Approximation du corps, 2. Rotation du corps, 3. forces du cisaillement dorso-ventral. [48]

Al-Sukhun et col ont développé une méthode « in vivo » pour mesurer des efforts et déformations mandibulaires à travers des capteurs à jauges montés sur 2 implants dentaires. Le but de son étude était de mesurer l'approximation et rotation corporelles et le cisaillement dorso-ventral de la mandibule chez les sujets édentés au cours des mouvements mandibulaires normaux.[48].

Les propriétés élastiques du tissu osseux (module d'élasticité, module de cisaillement, ratio de Poisson) décrivent la relation entre les charges appliquées sur l'os avec la déformation résultant dans le range élastique. Si les propriétés ont la même valeur dans tous les axes, l'os est dit comme isotropique. Néanmoins, les propriétés sont généralement différentes dans

chaque direction, cette dépendance directionnelle est nommée comme anisotropie. Si les propriétés sont différents pour chaque axe, l'os est orthotrope, mais si elles sont le mêmes dans deux des trois axes, l'os est dit comme isotropique transversal. [38] Les matériaux isotropes peuvent être facilement décrits ; le tenseur d'élasticité est défini pour des matériaux élastiques linéaires isotropes par deux constantes matérielles indépendantes qui sont E : Module de Young ou module d'élasticité et le coefficient de Poisson[40]. Les matériaux orthotropes sont caractérisés par des propriétés différentes dans trois directions perpendiculaires ; pour tels matériaux le tenseur d'élasticité contient 9 paramètres de rigidité élastique indépendants. Malgré le fait qu'il est largement admis que le tissu osseux doit être caractérisé comme un matériau orthotrope inhomogène, quelques études utilisent une assumption de isotropie transversale pour simplifier les modèles.[41]. Néanmoins les charges mécaniques dans la mandibule sont différents de celles typiquement celles vécues par les os longs. À l'os long comme le fémur et le tibia, sont principalement des charges axiales. Sur la mandibule, la direction des axes de rigidité maximale varient significativement entre zones anatomiques, les zones avec plus de variation sont les processus coronoïdes et condyalaire. [13]

L'os est un matériau anisotrope mais dans la majorité des simulations utilisant la méthode des éléments finis, on lui approprie un comportement isotrope. Ce fait est principalement dû à trois causes. La première est la difficulté de déterminer les directions de l'os. Le deuxième est le fait que des travaux ont été effectués avec des cas isotrope et orthotrope et que seulement des petites différences ont été observées sur les résultats. [80] La troisième raison est la relation existante entre le module de Young et la densité apparente. Celle-ci est principalement établie pour des cas de matériaux isotropes.

Des études ont proposées des modèles matériaux de l'os mandibulaire humaine avec des propriétés mécaniques isotropique espace-dépendant aussi bien que des propriétés mécaniques orthotropes [43, 44]

En 2012, Liao et al ont proposé un modèle de l'os mandibulaire avec des propriétés isotropes et orthotropes dépendants de l'spatialité et la densité osseuse. Toutefois, ils ont utilisé dans leur étude de calcul de propriétés du matériau dépendant de la densité osseuse, les équations, qui ne sont valables que pour la région proximal du fémur humain [40]

Gacnik et al. ont proposé des modèles avec matériel isotrope et orthotrope de la mandibule humain, dépendant de la densité osseuse et la spatialité, ou la variation de la densité osseuse est déterminé directement sur le CT scans des mâchoires [40]. Pour son modèle ils ont sélectionnées les propriétés des mandibules humaines proposées pour divers auteurs. Pour le

cortical des modules de Young allant de  $10.000 \text{ N/mm}^2$  jusqu'au  $14.700 \text{ N/mm}^2$ , et pour l'os trabéculaire de  $250 \text{ N/mm}^2$  jusqu'au  $1470 \text{ N/mm}^2$ .

Les matériaux orthotropes se caractérisent par des propriétés différentes dans trois directions perpendiculaires. Par de tels matériaux le tenseur d'élasticité contient 9 paramètres élastiques indépendants, ainsi les paramètres constitutifs peuvent être calculés par rapport aux relations des trois modules d'élasticité ( $E_x, E_y, E_z$ ), trois module de cisaillement ( $G_{xy}, G_{xz}, M_{\xi\eta}$ ) et trois à six des ratios de Poisson ( $\nu_{xy}, \nu_{xz}, \nu_{yz}, \nu_{yx}, \nu_{zx}, \nu_{zy}$ ). Les données pour les modules élastiques dans les différents axes, sont liés aux directions des forces appliquées ou l'axe x représente la direction de la grosseur de la cortical (direction radial), l'axe y représente la direction tangentiel et l'axe z la direction longitudinal ou la direction de la plus grande longueur de l'os. (Figure 4-3)

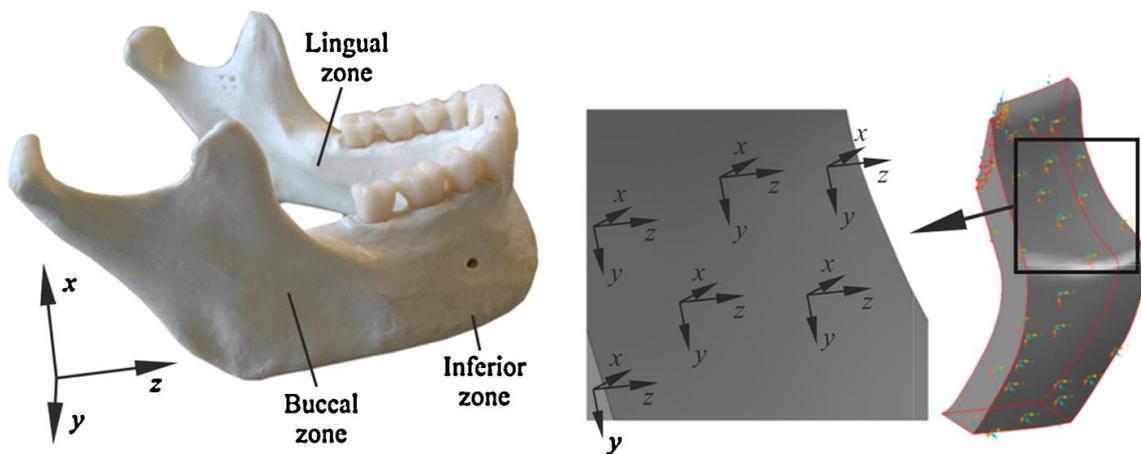


Figure 4-3 Les zones de l'os cortical mandibulaire et ses directions de charge mécanique.[40]

Une grande tranche de variation est reportée dans la littérature entre les valeurs des propriétés élastiques de l'os mandibulaire que pourrait être attribuée aux divers facteurs, tels que l'âge et conditions de santé de donneurs, aussi que les différences entre zones osseuses et traitement des spécimens lors des essais.[40] Le *Tableau 4-1* montre une révision des valeurs trouvées dans la littérature pour l'os mandibulaire.

Tableau 4-1. Propriétés mécaniques de l'os mandibulaire reportés dans la littérature. E : module de Young,  $\rho$  : densité,  $\nu$  : coefficient de Poisson.

Références	E (GPa)		$\rho$ (g/cm <sup>3</sup> )		$\nu$	
	Os cortical	Os spongieux	Os cortical	Os spongieux	Os cortical	Os spongieux
[81]	14	14	-	-	0,3	0,3
[82]	13,7	0,3	2	1	0,3	0,3
[83]	15	-	0,731	-	0,3	-
[84]	13,7	0,08 et 7,93	1,5347 et 0,064	1,279	0,3	0,3
[85]	13,7	0,5 et 1	-	-	0,3	0,3
[86]	13,7	0,5	-	-	0,3	0,3
[87]	13,7	2,3	-	-	0,3	0,3
[88]	14,7	1,47 et 0,231	-	-	0,3	0,3
[13]	12,5 et 26,6	-	1,751 et 2,003	-	0,1 et 0,5	-
[89]	-	0,114 et 0,907	-	0,550	-	-
[42]	-	0,056 et 0,0962	-	1,140	-	-
[40]	13,7	1,37	-	-	0,3	0,3
[90]	12,5 et 26,6	0,48 et 0,9	-	-	0,1 et 0,5	0,22 et 0,24

Peu des études expérimentales sur la caractérisation des propriétés élastiques des mandibules édentées se trouvent dans la littérature. Les études disponibles ont mesuré les propriétés sur des échantillons pris dans des mandibules édentées dans différents régions.

Misch et al.[42] reportent des propriétés mécaniques de l'os spongieux sur différents zones de la mandibule. La densité des échantillons trabéculaires mandibulaires avec la moelle osseuse in situ variait de 0,85 à 1,53 g/cm<sup>3</sup>, avec une valeur moyenne de 1,14 g/cm<sup>3</sup> (SD = 0,15). Avec les plaques corticales présent, le module d'élasticité variait de 24,9 à 240,0 MPa, avec une valeur moyenne de 96,2 MPa (SD= 40,6). Sans les plaques corticales, le module d'élasticité variait de 3,5 à 125,6 MPa, avec une valeur moyenne de 56,0 MPa (SD = 29,6). La résistance à la

compression ultime de l'os trabéculaire variait de 0,22 à 10,44 MPa, avec une valeur moyenne de 3,9 MPa (SD= 2,7). [42]

L'os trabéculaire n'est pas aussi compact que l'os cortical, ce qui se reflète dans ses propriétés mécaniques plus pauvres. La modélisation élastique isotrope de l'os trabéculaire, est une approximation de son comportement réel en raison de la grande hétérogénéité. Il est plus difficile pour l'os trabéculaire que pour l'os cortical de mesurer des constantes élastiques. Dans la littérature disponible, les valeurs pour le module d'élasticité et coefficient de Poisson existent principalement pour le modèle de l'os trabéculaire isotrope [40].

Alvarez et al. ont calculé le module d'élasticité de l'os trabéculaire à partir de la densité osseuse dans chaque zone mesuré, para la formule :

$$E_i = c \cdot \left( \frac{BMD_i}{BMD} \right)^3$$

Ou  $E_i$  c'est le module d'élasticité pour chaque  $BMD_i$  (bone mineral density);  $c$ , c'est une constante de 10GPa. Et  $BMD$  c'est le moyen des densités osseuses mesurées dans toute la structure en évaluation. Egalement pour le calcul du module d'élasticité osseuse de l'os cortical ils ont augmenté en un 20% le BMD pour faire le calcul à partir de la même formule. [73]

Autres études proposent de calculer le Module de Young  $E$ , para l'équation :

$$E = C \cdot (\rho_a)^3$$

Ou  $C$  c'est une constante du matériel, équivalent à 1250 pour l'os cortical et 250 pour l'os spongieux. [73], et  $\rho_a$  c'est la densité apparent en  $g/cm^3$ . Aussi bien que de remplacer la densité apparente dans l'équation pour son calcul selon les HU, ainsi: [73]

$$E = 1250 \cdot 10^{-9} \cdot \left( \left( \frac{2000}{2050} \right) \cdot HU \right)^3$$

Autres auteurs ont proposé des propriétés orthotropiques dans l'os mandibulaire. [13, 59, 89]

Pour Schwartz et al. dans son modèle orthotropique, ont trouvé des modules d'élasticité pour l'os cortical dans des mandibules édentées de 12,5 GPa (SD = 2.3) pour  $E_1$ , 17,9 GPa (SD = 3,3) pour  $E_2$  et 26,6 GPa (SD = 5,9) pour l' $E_3$ . Les grand moyens pour modules de cisaillement édentés étaient 7.1 GPa (SD = 1.1) pour  $G_{23}$ , 5.3 GPa (SD = 1,0) pour  $G_{31}$  et 4,5 GPa (SD = 0,9) pour  $G_{12}$ . [13]

Liao et al, ont proposée des modules d'élasticité orthotrope pris dans la littérature pour le développement d'une méthode pour construire des modèles patients –spécifique de la mandibule humain. [43]

## 4.2 EFFORTS ET CONDITIONS DE CHARGEMENT

Simuler les forces musculaires qui agissent sur la mandibule est le défi le plus difficile dans la modélisation ; la magnitude des forces est souvent calculé par la taille de la section transversal des muscles ou à partir des données électromyographiques, les emplacements des forces peuvent être obtenues à partir de dissections, CT, IRM et connectant les origines et insertions des muscles sur de crans secs. [91] De nombreuses études FEA utilisent des orientations de vecteurs musculaires qu'ont été obtenus à partir de sources autres que des mesures du même individu. Cependant, à cause de la variation interindividuelle de la morphologie crânienne, les lignes de l'action diffèrent entre les individus. [91]

Les forces appliquées sur la mandibule pour simuler sont mouvement, doivent être déterminés par l'addition des forces des différents muscles qu'y participent. Les muscles les plus grandes produisent une plus grande contraction isométrique que les plus petits. Les modèles biomécaniques assument que la tension de chaque muscle est proportionnelle à la section transversal physiologique du muscle. [59, 73, 92]. Cette ainsi que pour déterminer un vecteur de force musculaire, dans une contraction isométrique, quelques auteurs ont utilisé l'équation :

$$[X_{mi} \cdot K] \times EMG_{mi} = M_{ir}$$

Ou  $X_{mi}$ , est la section transversale en  $cm^2$  du muscle  $mi$ ,  $K$  est une constante en  $N/cm^2$ , et  $EMG_{mi}$ , est le factor d'échelle. Les modèles de la mandibule sont chargés avec des vectoriels qui simulent les huit paires de muscles masticatoires qui sont attachées directement à l'os : Le masséter superficiel et profond, le temporal antérieur, moyen et postérieur, et le ptérygoïde latéral

Les modèles de mandibules entières sont généralement contraintes à trois points lorsque la fonction masticatoire doit être modélisée : au point de morsure et sur les deux articulations. Les forces de morsure ainsi que les forces se produisant aux articulations sont ensuite calculées comme forces de réaction après que les équations FEA sont résolues. Cependant, bien que la plupart des études FEA de la mandibule appliquent des contraintes à ces trois points, ils diffèrent significativement dans la direction de ces contraintes.[91]

### 4.3 MODELISATION PAR ELEMENTS FINIS

Les stress et les tenseurs dans une structure peuvent être résolus exactement avec des moyens analytiques pour les formes géométriques simples avec des matériaux de propriétés homogènes. Néanmoins les formes plus complexes deviennent difficiles à résoudre et la méthode des éléments finis (MEF) fournit une solution approximative à ces problèmes en subdivisant les géométries complexes en un nombre fini mais élevé de petits éléments plus simples de la géométrie [45].

Les méthodes d'éléments Finies (MEF), sont des méthodes qui regroupent une série des procédures computationnel pour évaluer les effets de charges et contraintes mécaniques sur des structures. Les MEF ont été utilisées avec réussite pour l'étude biomécanique des plusieurs structures biologiques, du a la capacité de ces méthodes de évaluer des aspects mécaniques de biomatériaux et tissus biologiques, que ne sont pas évaluables in vivo. [52]

Les composants essentielles pour le design du MEF sont la géométrie de l'structure biologique, les propriétés mécaniques et les conditions des charges et contraintes.

Il y a traditionnellement deux approches pour la construction des MEF : les modèles génériques et les modèles spécimen - spécifiques.[53] Les modèles génériques sont construites pour établir un comportement biomécanique sur une structure biologique « moyenne » ; néanmoins dans la plus parte des cases les modèles générique ne peuvent pas représenter certain détails de l'architecture et caractéristiques des structures biologiques et pourtant ne peuvent pas prédire certainement le comportement biomécanique d'un spécimen particulier. Compte tenant que les changements dans la géométrie et les propriétés des tissus peuvent induire a des changements dans les contraintes observés sur les structure osseuses tels que la mandibule. [59] Les modèles personnalisés pour MEF peuvent représenter plus approchement les caractéristiques anatomiques, physiologiques, fonctionnelles et mécaniques d'un sujet particulière et pourtant prédire avec plus exactitude son comportement biomécanique. [53, 59]

La performance biomécanique en ce qui concerne la distribution de force, fatigue et déformation d'une structure biologique nécessiterait un modèle mathématique et un modèle physique pour le tester. Une combinaison de bio modèles physique et informatique servirait à réduire les restrictions imposées par chaque un de ces modèles.[45]. Des 1992 Hart et al, ont déjà affirmée que il y avait à l'époque encore une grande quantité des questions fondamentales non répondues ; quant à la biomécanique des maxillaires qui était principalement les suivantes : vis à vis des ensembles des muscles et des forces de mâchement quelles sont les ranges et les distributions de contraintes et déformations des structures ? Comment les déformations et les

charges dans l'os changent-ils en réponse à la perte de dents, reconstruction mandibulaire, implants dentaires endo-osseux et reconstruction temporo-mandibulaire ? et comment les mâchoires changent sa géométrie et propriétés du matériel par suite de changements dans les charges, la perte des dents, changement de l'articulation temporo mandibulaire ou l'implantation de prothèses ? [41]

Des procédures non-invasives pour prédire de façon précis, les réactions biomécaniques des mandibules soumis aux stress mécaniques, seraient de grande importance dans divers situations cliniques.[73]

La conception et réalisation des expériences patients spécifiques « in vivo » sur la biomécanique mandibulaire sont des processus minutieuses et très complexe.[48]

L'analyse par éléments finis (FEA) est maintenant largement acceptée comme méthode non invasive fournissant des résultats appréciables pour estimer différents paramètres du comportement biomécanique des os et pouvant faire des prédictions pertinentes sur les charges et l'échec osseux mandibulaire, permettant d'évaluer les contraintes et déformations [45, 93, 94]

Cependant, la bio-fidélité ou la capacité des modèles numériques à simuler la réalité en termes biologiques est controversée. Simuler la complexité du tissu osseux est un défi et les modèles les plus complexes nécessitent un temps de prétraitement et de résolution élevé pour obtenir des résultats. La question de la complexité des MEF ou des variables à inclure pour une bonne approche est récurrente.[93, 95]

#### 4.4 PREDICTION PAR MODELE NUMERIQUE DU COMPORTEMENT STRUCTURALE DE LA MANDIBULE

Les modifications morphologiques osseuses qui ont lieu dans la mandibule après la perte des dents ont été décrites dans le Chapitre 3; en outre que des propriétés mécaniques du matériau osseux et des adaptations aux changements de fonction de la mâchoire décrits dans cet chapitre. Toutes les études indiquent une diminution continue de la hauteur alvéolaire après la perte des dents, avec une grande variabilité de l'ampleur de l'atrophie, associée à différents facteurs fonctionnels, systémiques et prothétiques.

L'atrophie de la mandibule entraîne une diminution de la masse osseuse, rendant l'os plus vulnérable aux fractures.[96] Les fractures mandibulaires dans la population âgée arrivent 1,5 fois plus souvent chez la personne édentée que chez la personne dentée.[97] Les principales causes de fracture des mandibules édentées ont été les accidents de voiture, les altercations et

les chutes ; mais ils sont rares pendant le fonctionnement normal. [96, 98] Sur le plan clinique, des fractures de mandibules édentées surviennent chez des personnes âgées présentant une ostéogénèse réduite, un os cortical dense et des facteurs locaux liés à une atrophie. Récemment, on a signalé l'insertion d'implants dentaires comme autre cause de fracture de la mandibule, mais les données sont limitées. [94, 99]

Idéalement, les MEF doivent être validés dans des études expérimentales *in vitro* ou *in vivo*, avec les mêmes propriétés matérielles et les mêmes conditions aux limites. Certaines études ont décrit des MEF spécifiques à chaque patient pour l'os mandibulaire avec le but d'améliorer la bio-fidélité. [93, 100]

Les essais expérimentaux offrent une caractérisation précise, mais limitée, du comportement biomécanique, tandis que les approches mathématiques comme FEA offrent une précision inégalée dans la représentation des amplitudes, des directions et des gradients des contraintes dans la mandibule. [47]

Il convient de noter que la résistance, telle que définie par la courbe contrainte-déformation, est une propriété intrinsèque de l'os. C'est-à-dire que ces valeurs de résistance sont indépendantes de la taille et de la forme de l'os. «L'os entier» différencie les os en tant qu'organes, des os en tant que matériau ou tissu. [32] La force nécessaire pour casser l'os entier est différente de la résistance intrinsèque, car la charge ultime varie avec la taille de l'os. Le matériau ne cassera que si la contrainte statique appliquée est supérieure à la résistance à la rupture du matériau. [45]

Dans la nouvelle physiologie osseuse, la résistance de l'os entier serait plus importante que les paramètres physiques qui y contribuent, à savoir les propriétés du matériau osseux ; par conséquent, la résistance de l'os entier devient une évaluation importante dans les études portant sur les fractures de stress. [32] Seules quelques études ont décrit expérimentalement la performance biomécanique de l'os entier dans les mandibules édentées. [73, 99]

Certains paramètres biomécaniques peuvent être utilisés pour caractériser l'intégrité de l'os entier : la relation entre la charge appliquée à une structure et un déplacement et la pente de la zone élastique de la courbe charge-déplacement qui représente la rigidité ou la rigidité extrinsèque. Outre la rigidité, plusieurs propriétés biomécaniques peuvent être obtenues, notamment la force ultime ( $F_u$ ), le travail à la rupture (surface sous la courbe de déplacement de la charge,  $U$ ) et le déplacement final ( $D_u$ ). [29] L'évaluation biomécanique de l'os entier pourrait être une meilleure approche pour évaluer les variables pouvant affecter la bio-fidélité

des modèles numériques de simulation et la sensibilité des modèles aux différentes variables de la construction du modèle.

#### 4.4.1 Objectif

Le but de cette partie de l'étude était la construction de modèles d'éléments finis de la mandibule humaine avec différents états d'edentation pour évaluer l'intégrité structurelle, en évaluant leur sensibilité aux variables biomécaniques et la bio fidélité des résultats, en les comparant aux résultats expérimentaux *ex vivo*.

#### 4.4.2 Matériaux

Trois mandibules humaines disséquées à partir des corps donnes à la science du département Thanatopraxy de la faculté de médecine d'Aix-Marseille ont été sélectionnées pour l'étude. Le protocole a suivi les normes éthiques de l'institution (Voir chapitre 3). Les critères d'inclusion étaient les suivants : adultes de plus de 50 ans, avec différents états d'édentement, aucune pathologie osseuse évidente ou traumatisme osseux, et aucun implant dentaire. Les échantillons ont été classés par état dentaire (type d'edentulism) et par la quantité d'os selon la classification de Misch et Judy [101] (Figure 4-4). Une tomодensitométrie a été réalisée sur chaque mandibule à l'aide d'un tomographe SIEMENS Somatom Sensation Cardiac 64 (orientation RAI, diamètre de collecte de données 500 mm, diamètre de reconstruction 132 mm, 512 x 512 x 455 pixels, épaisseur de tranche 0,6 mm, KVP 120, 304 mA, 1000 ms). La série d'images a été enregistrée au format DICOM. Les spécimens ont été conservés dans une solution à faible teneur en formol (5% -7,5%) jusqu'au moment des essais expérimentales.

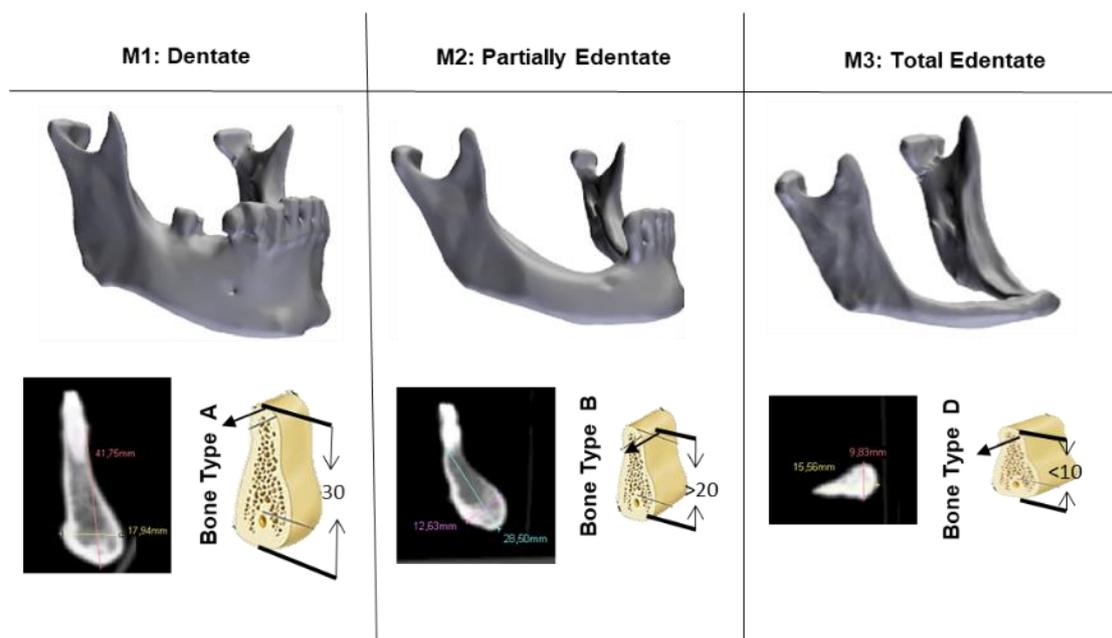


Figure 4-4. Classification des mandibules choisies, selon type d'edentation et quantité d'os.

Le Tableau 4-2 montre les caractéristiques morphologiques des mandibules choisis, les mesures de distances et angles ont été prises directement et celles d'épaisseur ont été obtenues par distances entre les volumes surfaciques de l'os cortical et trabéculaire par l'outil « mesh distance » du logiciel Meshlab [102] (Figure 4-5)

Tableau 4-2. Caractéristiques morphologiques des mandibules pris pour les essais mécaniques.

	<b>M1</b>	<b>M2</b>	<b>M3</b>
Hauteur de la symphyse (mm)	45	30	11
Hauteur du corps (au trou mentonnier)(mm)	40	22,5	7,5
Hauteur retro molaire (mm)	29,5	16,5	9,5
Largueur de symphyse (mm)	16	13,5	20
Hauteur de la branche (mm)	59,5	52	63,5
Distance Co-Sy (mm)	134	120,5	126
Angle Gonial (°)	124,5	136	126,5
Angle inter condyle (°)	42,43	53,69	48,04
Épaisseur moyenne de l'os cortical (mm)	2,16	1,66	1,76
Épaisseur minimum de l'os cortical (mm)	0,23	0,3	0,17
Épaisseur maximal de l'os cortical (mm)	5,14	4,77	4,17
Zone d'épaisseur maximal de l'os cortical	symphyse lingual	symphyse lingual	Zone canine lingual

#### 4.4.3 Protocole expérimental

Pour chaque mandibule, la moitié gauche a été submergée dans un cube de résine «FASTCAST POLYURETHANE» Axon F180 (Axon-Sika France) jusqu'à la ligne médiane de la symphyse le jour précédent aux essais (Figure 4-6). Une plateforme spécialement conçue a été utilisée pour immobiliser le cube de résine. Le cube a été monté sur une machine d'essai hydraulique universelle MTS (MTS System Corp. MN, États-Unis) voir Figure 4-8. Un régime de charge simple non physiologique a été appliqué au cours de l'étude expérimentale, de manière à pouvoir être facilement reproduit dans les modèles de simulation numérique. Une force de compression verticale avec un impacteur cylindrique de 25 mm de diamètre a été appliquée au point "Xi" du Ramus, un point construit au centre de la surface latérale de Ramus au niveau de la lingula. Le

déplacement du cylindre impacteur a été établi à une vitesse de 0,1 mm / sec (quasistatique) jusqu'à ce que les mandibules faillissent en raison d'une fracture (Figure 4-9, Figure 4-10). La machine MTS a enregistré la force de réaction pour chaque déplacement, la force nécessaire pour casser l'os : Force ultime ou force à la fracture osseuse ( $F_u$ ) et le déplacement ultime : déplacement axial maximal avant la fracture ( $D_u$ ).

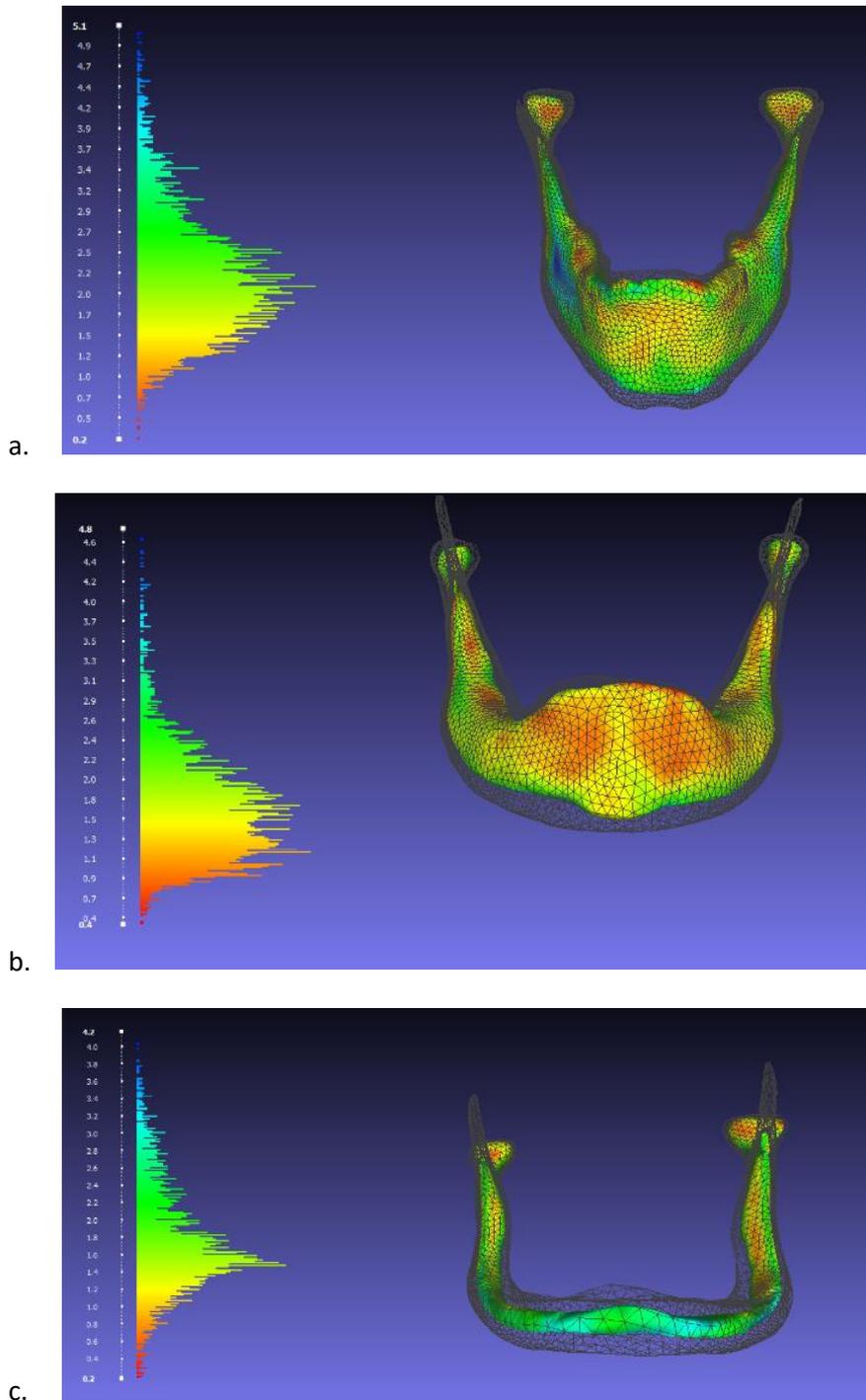


Figure 4-5. Epaisseur des corticales, obtenues sur Meshlab par les distances entre les surfaces de l'os cortical et l'os trabéculaire. Les histogrammes montrent la magnitude des épaisseurs. a : M1, b : M2, c : M3.



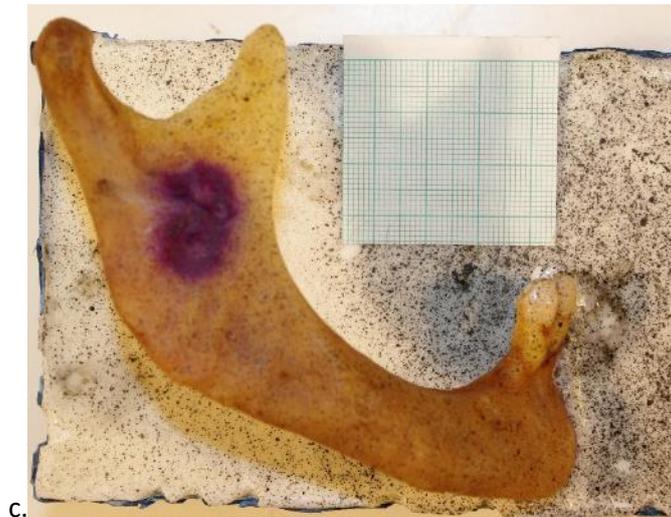
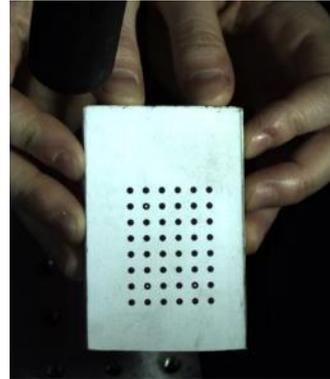
*Figure 4-6. Mis en place des mandibules dans l'encastrement de résine FAST CAST F180.*

Une caméra à grande vitesse Vic-3D (Correlated Solutions Inc. Irmo SC, États-Unis) a été utilisée pour enregistrer les déformations dans le corps mandibulaire tout au long des expériences (Figure 4-10). Le système Vic-3D est une solution pour mesurer et visualiser tridimensionnellement paramètres de forme, de déplacement et de déformation basée sur le principe de la corrélation d'image numérique. En utilisant cette méthode, des déplacements et des déformations 3D sont disponibles à chaque point de la surface de l'échantillon sous la forme d'une chart de couleurs. Il est nécessaire d'effectuer un étalonnage avant les essais, au moyen d'une tablette d'étalonnage à 6x8 points avec une distance de 5 mm entre les points, afin de déterminer préalablement les références spatiales de la déformation tridimensionnelle. Les mâchoires doivent être saupoudrées de peinture en aérosol pour enregistrer sur la surface un motif de points qui fera référence au déplacement et à la déformation à l'échelle du micron.(Figure 4-7).

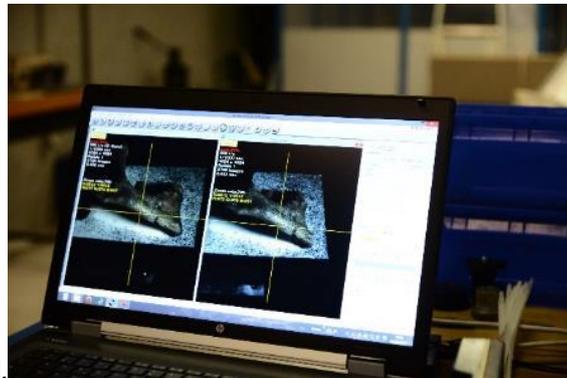
a.



b.



c.



d.

Figure 4-7. Configuration expérimentale du système Vic 3D. a. Principe du système de mesure de déformation et de déplacement à double chambre. b. Tablette d'étalonnage utilisée. c. Motif de points sur les surfaces à évaluer (mâchoires). d. Analyse des données relatives au logiciel associé au système, basée sur le calibrage précédent.



Figure 4-8. Machine d'essai hydraulique universelle MTS (MTS System Corp. MN, États-Unis)

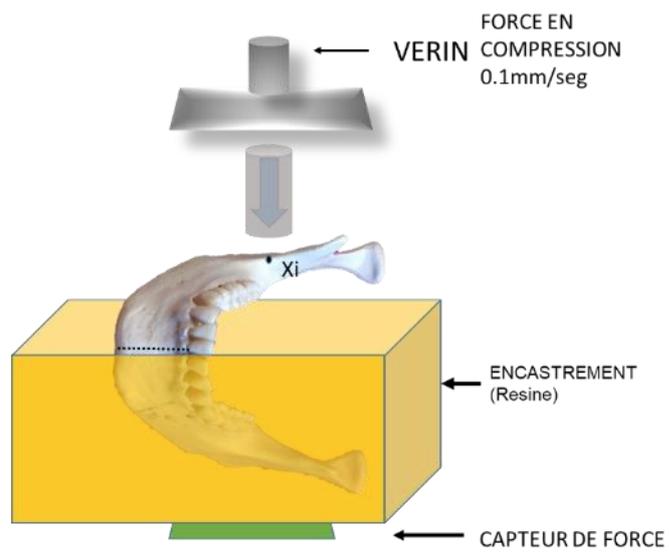


Figure 4-9. Mis en place des essais expérimentaux

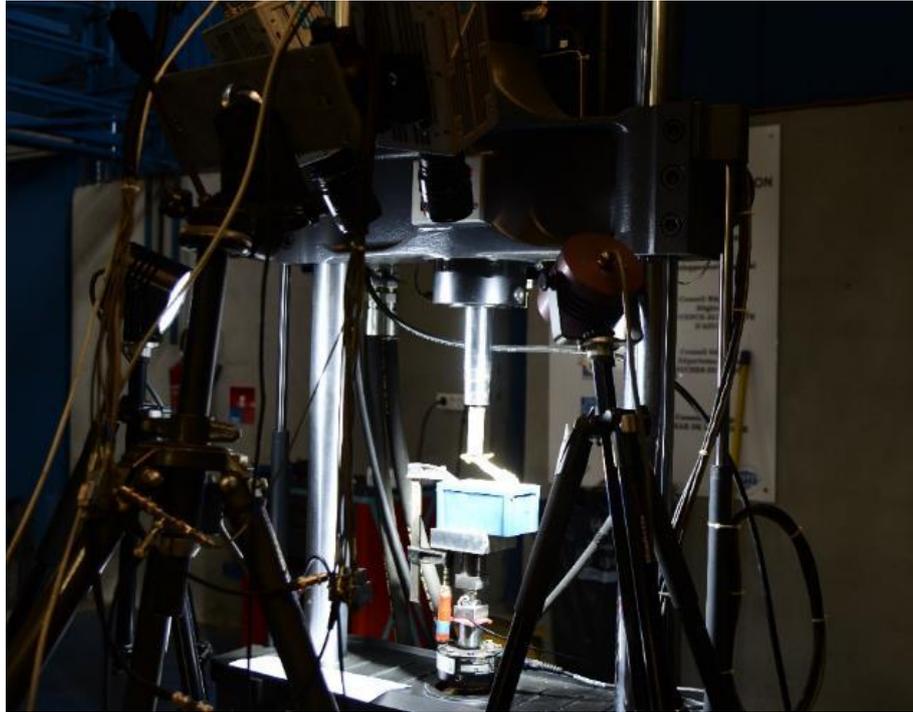


Figure 4-10. Mise en place final des essais avec des mandibules.

#### 4.4.4 Résultats des essais expérimentaux

Les données enregistrées dans l'essai expérimental sur chaque mandibule :  $F_u$  (Force ultime),  $D_u$  (déplacement ultime) et la rigidité calculée par la pente de la courbe de charge-déplacement sont présentées dans la Figure 4-11 et Figure 4-12.

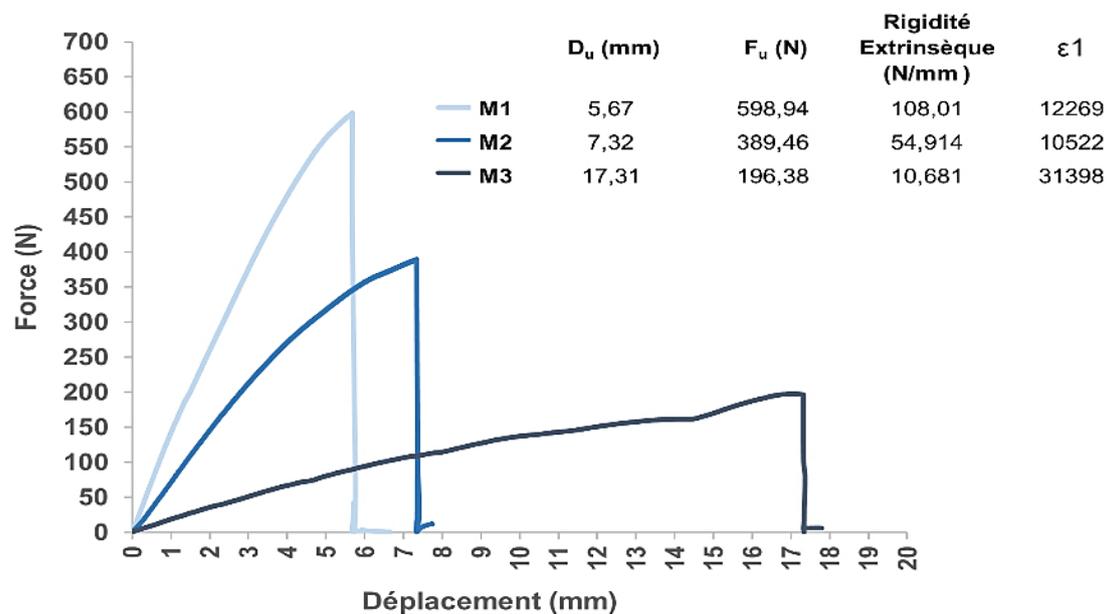


Figure 4-11. Données enregistrées pour la charge de compression expérimentale sur chaque mandibule :  $D_u$ : déplacement final (déplacement axial maximal atteint),  $F_u$ : force ultime (force pour la fracture osseuse) et rigidité extrinsèque calculée par la pente de la charge-déplacement de la courbe.  $\epsilon_1$ : contrainte maximal avant la fracture.

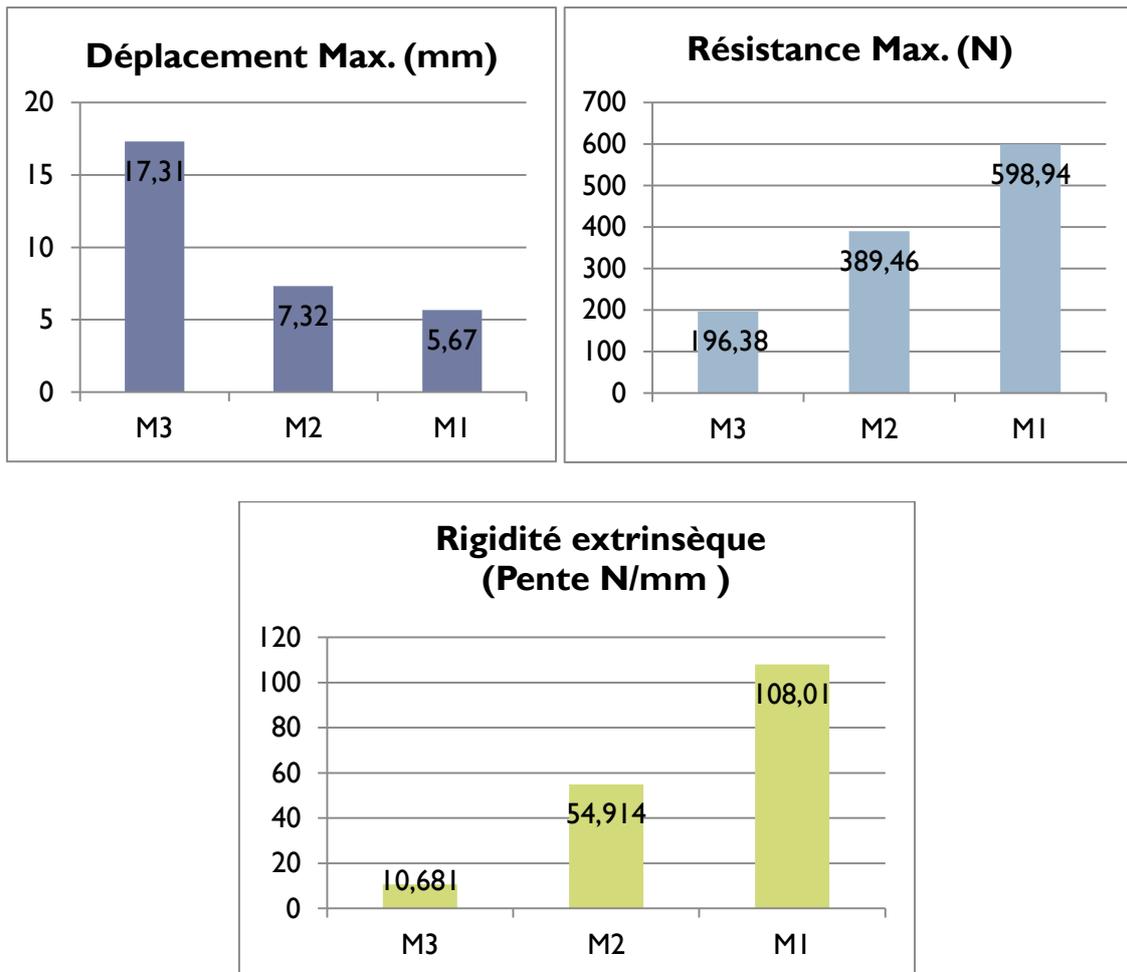


Figure 4-12. Graphiques comparative de barres de données registre dans les essais expérimentaux des mandibules.

La rigidité extrinsèque la plus élevée a été observée dans la mandibule dentée M1 et la plus faible rigidité extrinsèque dans la mandibule atrophique totalement édentée M3. La rigidité a été écartée en 90,1% et le  $F_u$  en 67,2% entre ces deux spécimens. Le M3 montre un  $D_u$  de 305% de plus que M1.

La déformation maximale ( $\epsilon_1$ ) calculé par le système Vic-3D a été enregistré sur un point proche de la zone de fracture, juste avant la fracture de l'os. Le pic de déformation le plus important a été enregistré pour M3 (31398  $\mu$ strain) suivi par M1 et M2, où des valeurs similaires ont été observées (10520  $\mu$ strain et 12269  $\mu$ strain respectivement). (Figure 4-13)

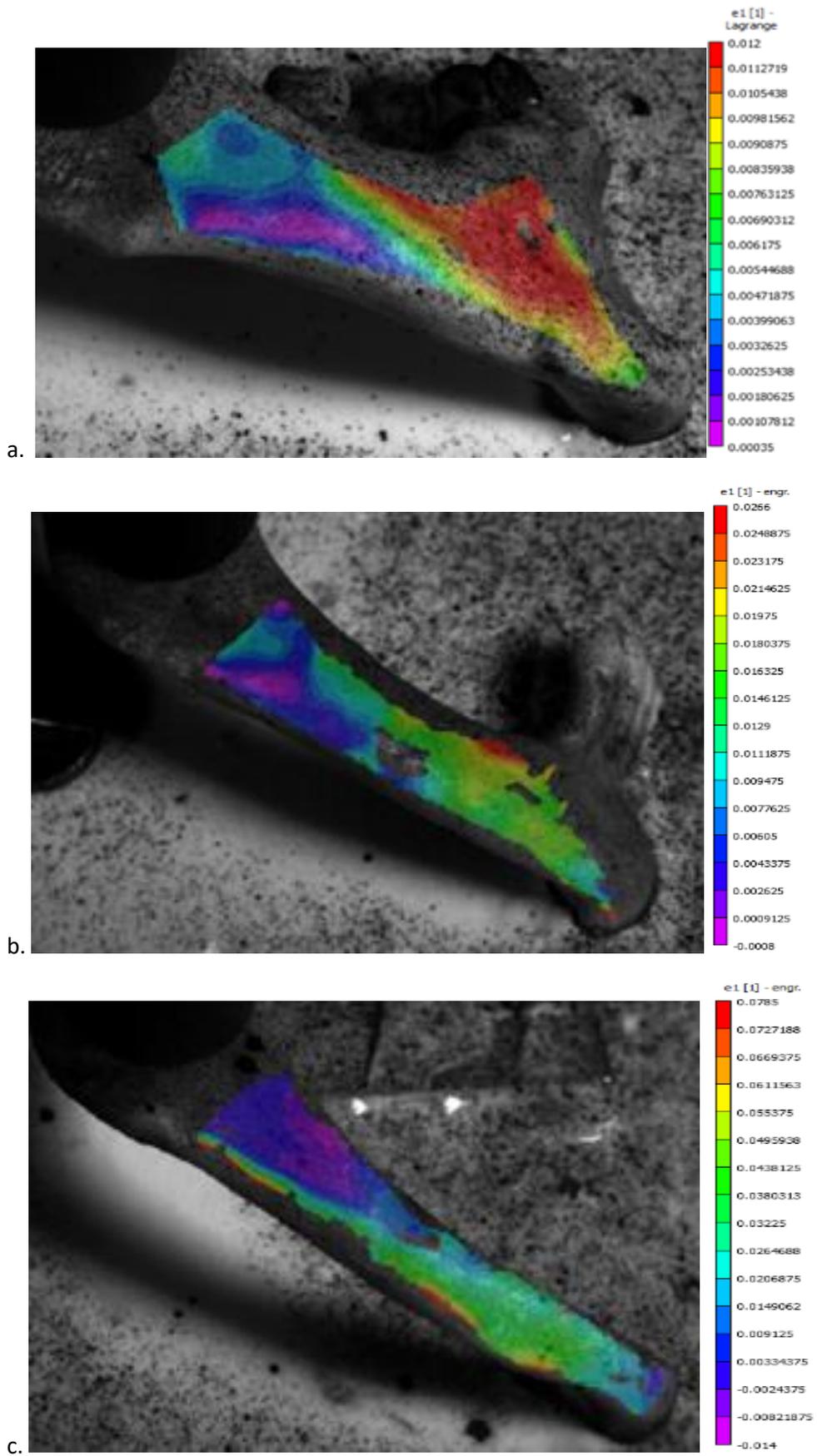


Figure 4-13. Déformations maximal  $\epsilon_1$ , registrées par le système Vic3D. A.: M1, B.: M2, C.: M3

Il a été mis en évidence que les fractures des mandibules dentées ou partiellement édentées ont été produites au niveau de la symphyse ou para-symphyse, et que la fracture de la mandibule édentée est produite au niveau du corps mandibulaire, près du trou mentonnier. En outre, un motif de rupture transversale a été observé en M1 et M2 et une fracture oblique a été observée dans M3.



Figure 4-14. Zones de fracture expérimentale des mandibules.

Nos résultats corroborent les résultats cliniques où le site le plus fréquente de fracture chez les patients dentés est le condyle mandibulaire (42%), suivie des fractures de la symphyse et parasymphyse (21%) et des fractures dans l'angle gonial (20%)[103]. Mais chez les patients édentés, le corps mandibulaire était le site de fracture le plus fréquent, principalement dans les sites où la hauteur était inférieure à 20 mm.[96] De plus, la vitesse de chargement définissant le taux de déformation, a un effet sur le mécanisme de fracture et la fracture osseuse, les patrons observés pour M1 et M2 correspondent aux patrons observés chez des os d'agneaux lors d'essais expérimentaux à vitesse lente.[104]

Dans une étude avec des mandibules artificielle atrophiques, Torsiglieri et al. ont constaté qu'elles résistaient, en moyenne,  $729,5 \text{ N} \pm 59,9 \text{ N}$  de charge sur les incisives jusqu'à l'échec dû à une fracture, principalement au niveau du condyle et de la zone autour du foramen.[99] L'amplitude et la distribution des contraintes et des déformations et l'échec osseux subséquent, dépendent de la nature de la charge externe et des propriétés des matériaux et de la géométrie de la mandibule, y compris la quantité et la répartition du tissu osseux. Hylander, dans une étude de mandibules humaines soumises à des charges de torsion isolées, a révélé que l'amincissement localisé du cortical est associé à des déformations superficielles élevées.[47] Nos résultats montrent un niveau de contrainte et de déformations plus élevé au niveau du foramen mental pour toutes les mâchoires, dans les zones où la corticale est généralement plus mince.[11] En outre, Schwartz et al. ont trouvé la région la plus rigide du corpus mandibulaire dans la bordure inférieure dans la zone canine; et indiquent que l'os cortical est plus rigide à la

limite inférieure du corpus qu'à l'alvéole; le module élastique longitudinal augmente en passant de la région molaire à la symphyse et le cortex lingual est plus rigide que le cortex buccal dans les régions de la symphyse et de la prémolaire.[13] Le plus grand module d'élasticité longitudinal au niveau de la symphyse peut compenser les plus grandes contraintes de torsion ou de flexion trouvés dans la symphyse par rapport au corps de la mandibule dans la région molaire.

Récemment, une étude réalisée avec FEA a évalué l'influence des variations géométriques au niveau du fémur sur le risque de fractures atypiques (non associées à un traumatisme) ; ils ont trouvé une forte association entre certains traits morphologiques comme le diamètre de la diaphyse en coupe transversale avec l'augmentation des pics de déformation et un risque de fracture dans la région.[105] Plus la surface de la section transversale est grande, plus la contrainte induite est faible et plus la déformation est faible[38] ce qui peut expliquer les niveaux plus élevés de contraintes dans les mandibules atrophiques. De la forme de la mandibule, on peut observer comme signalé précédemment que la distribution de l'os cortical le long du corpus, combinée à une mandibule verticalement profonde, est efficace pour supporter des forces et des efforts de flexion relativement importants dans le plan sagittal.

#### 4.4.5 Création des modèles d'éléments finis (FEM)

##### 4.4.5.1 *Obtention de géométries*

Pour obtenir des modèles numériques 3D des mandibules, les fichiers DICOM ont été segmentés avec MIMICS (Materialise, Louvain, Belgique). Le processus de segmentation consiste à isoler un tissu ou une région cible en fonction de ses seuils de densité osseuse corticale ou trabéculaire sur le masque bidimensionnel. La reconstruction des surfaces 3D a ensuite été obtenue. Pour les mandibules dentées, les dents ont été éliminées du processus de reconstruction en éditant le masque bidimensionnel avec une soustraction Booléenne des tissus de la couronne dentaire.

Les modèles de surface ont été importés dans HyperMesh 11.0 (Altair Engineering Inc., États-Unis) et recomposés avec des éléments triangulaires de taille  $> 0,23$  mm et des angles de sommets  $> 15^\circ$ . Pour l'os cortical et l'os trabéculaire (spongieux), des composants de surface et de volume ont été créés avec les nœuds connectés. Un maillage tétraédrique en surface a été réalisé pour des volumes 3D d'os cortical et trabéculaire (éléments de type C3D4). Le nombre d'éléments des modèles se situait entre 44716 et 84653. L'os trabéculaire et l'os cortical ont été modélisés en tant que matériaux solides.

##### 4.4.5.2 *Etude préliminaire pour définition des propriétés mécaniques de l'os trabéculaire*

Un étude a démontré que la structure de l'os trabéculaire mandibulaire peut être adéquatement modélisé sous forme de solide lorsqu'on en attribue une valeur de module de Young

appropriée, dans ce cas comprise entre 1 et 2 GPa [106]. Néanmoins, dans la littérature, on trouve une grande variabilité par rapport aux propriétés mécaniques de l'os trabéculaire.

Pour définir la valeur pertinent de module d'élasticité de l'os trabéculaire et l'influence de son changement sur le model, on a fait une étude préliminaire avec un modèle FEA de la mandibule sur une charge latérale entre allant de 0 a 700N en 30 msec. Les propriétés de l'os ont été définies comme isotropique homogènes (Figure 4-15), avec une loi élastique. Trois valeurs de référence selon la littérature ont été choisis : un module de Young faible (56 MPa), un module de Young moyen (488 MPa) et un module de Young élevé (1840 MPa) et un test de sensibilité du modèle au changement de ce paramètre à a été exécuté.

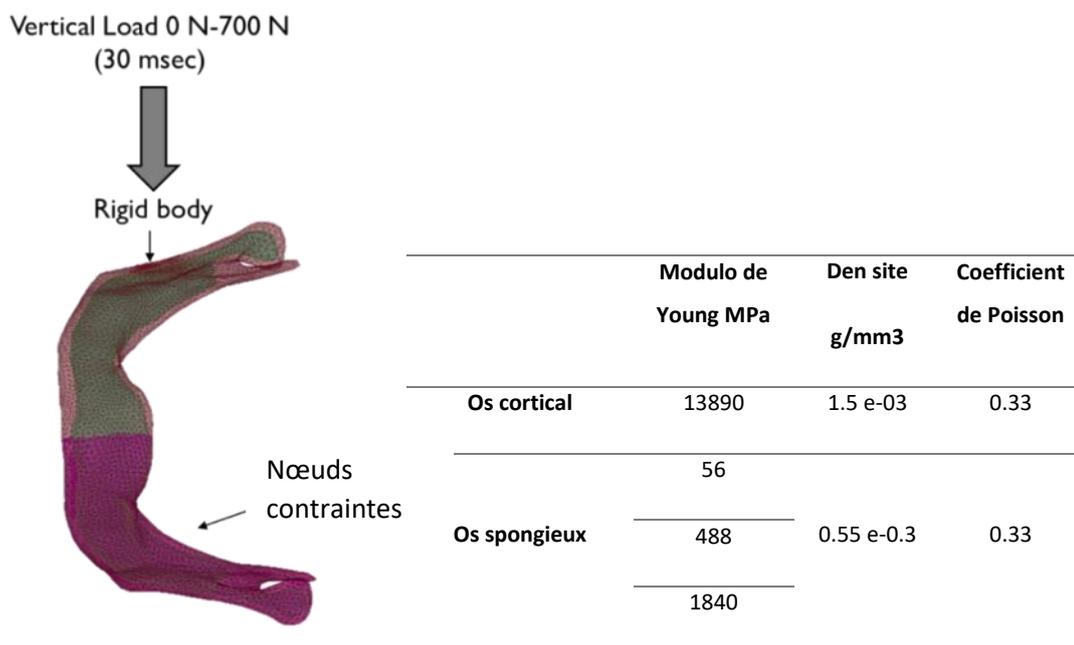


Figure 4-15. Modèle FEA préliminaire.

La variation du module de Young a présenté une différence moyenne <10% dans la flexibilité structurelle (Tableau 4-3) et une différence moyenne <1% dans les déformations et les niveaux de stress ont été trouvées, correspondant aux autres rapports indiquant un effet mineur sur le module d'os trabéculaire chez les jeunes[91]; ainsi un valeur de 56MPa a été utilisé dans les FEM ultérieures tel que rapporté par Misch.[42]

#### 4.4.5.3 Définition des propriétés mécaniques du modèle de base

Des propriétés des matériaux isotropes homogènes ont été assignées. Une loi de matériau élasto-plastique Johnson-Cook a été appliquée à l'os cortical et à l'os trabéculaire ; l'échec se produit par suppression d'éléments une fois le niveau de déformation ultime atteint. Les propriétés des matériaux ont été attribuées selon les données expérimentales précédentes sur les mandibules dentées et édentées. [13, 40, 42, 89, 90, 95, 107]

Tableau 4-3. Sensibilité du modèle préliminaire au changement du module de Young de l'os trabéculaire

	Module Young "E" Os Trabéculaire (MPa)	Déplacement Max (700N)	Principal déformations sur l'os cortical		stress Max (MPa)	Stress VonMises (MPa)	Principal déformations sur l'os trabéculaire	
			$\epsilon_1$ (strain Max.)	$\epsilon_3$ (strain Min.)			$\epsilon_1$ (strain Max.)	$\epsilon_3$ (strain Min.)
<b>M3</b>	1840	16,593	0,0176	-0,0292	241,015	410,25	0,011	-0,0086
	488	16,996	0,0179	-0,0295	245,09	414,279	0,0112	-0,0092
	56	17,2	0,0181	-0,0296	246,662	416,031	0,0113	-0,0094
<b>M2</b>	1840	7,538	0,01	-0,016	136,282	208,996	0,007	-0,001
	488	8,189	0,01	-0,016	153,974	223,908	0,009	-0,008
	56	8,701	0,011	-0,017	170,24	237,694	0,009	-0,008
<b>M1</b>	1840	3,726	0,006	-0,007	96,228	89,187	0,003	-0,003
	488	4,142	0,007	-0,007	108,715	97,916	0,003	-0,004
	56	4,9	0,009	-0,008	133,444	119,915	0,004	-0,005

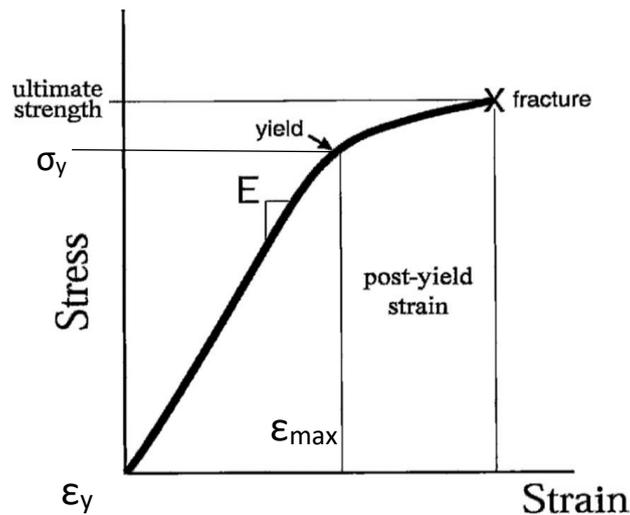


Figure 4-16. Loi elasto-plastique et paramètres nécessaires : E: module de Young,  $\sigma_y$ : Yield stress,  $\epsilon_{max}$ : Contrainte Maximal

Les propriétés de base des FEMs sont affichées dans le Tableau 4-4

Tableau 4-4. Propriétés des matériaux affectées à la FEM de base sur la base des données expérimentales précédentes sur les mandibules dentées et édentées.  $E$ : Young's modulus,  $\rho$ : Density,  $\nu$ : Poisson's coefficient,  $\sigma_y$ : Yield Stress,  $\epsilon_{max}$ : Maximal plastic strain.

	$E$ (MPa)	$\rho$ (g/mm <sup>3</sup> )	$\nu$	$\sigma_y$ (MPa)	$\epsilon_{max}$ (strains)
Cortical Bone	17900	1.5 e-03	0.33	100	0.02
Trabecular Bone	56	0.55 e-0.3	0.33	10	0.02

#### 4.4.5.4 Analyse par éléments finis (FEA)

Les FEA ont été résolus dans RADIOSS V11.0 sur un ordinateur de bureau à quatre processeurs supermicro (64 cœurs) (Windows Server 2012 R2, processeur Intel®Xeon® E5-2640 v4 à 2,40 GHz, 32 Go de RAM) et les résultats visualisés dans Hyperview V11. 0 (Altair Engineering Inc., USA). Afin de valider les FEM, tous les modèles ont été chargés pour reproduire les conditions du modèle expérimental ex vivo. (Figure 4-17) Tous les nœuds de l'hémi-mandibule gauche étaient contraints dans les trois axes pour simuler les conditions expérimentales. Un déplacement de compression sur l'axe Z de 0 mm à 20 mm en 50 ms a été appliqué sur un corps rigide de surface construite de 25 mm de diamètre, en pointe Xi du ramus (conditions expérimentales). L'énergie cinétique a été minimisée pour simuler une charge quasi-statique.

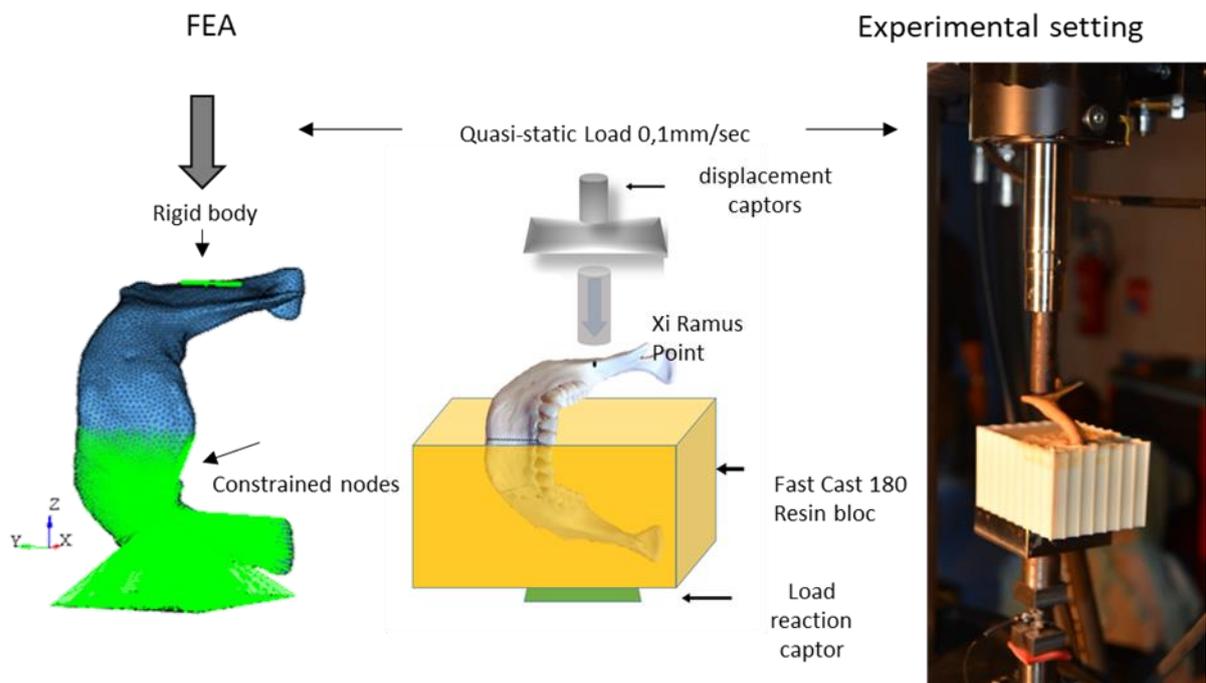


Figure 4-17. Montage expérimental et modèle d'éléments finis pour la simulation, chargé de reproduire les conditions du modèle expérimental ex vivo.

Pour toutes les simulations, les courbes force-déplacement, le stress maximal ( $\sigma_{max}$ ), les principales contraintes ( $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_3$ ) et le stress de Von Mises ( $\sigma_{VM}$ ) ont été évaluées et enregistrées.

Les données obtenues pour  $F_u$ ,  $D_u$ , Pente (rigidité extrinsèque) et l'erreur par rapport aux données expérimentales, pour chaque mandibule, sont montrées dans le Tableau 4-5.

Tableau 4-5. Données obtenues par FEA du  $F_u$ ,  $D_u$ , Rigidité extrinsèque (pente), comparées avec les données expérimentales pour la pente de la courbe force - déplacement.

	Force ( $F_u$ )	Displacement ( $D_u$ )	Pente FEA	Pente experimental	Erreur FEA vs Expérimentale	Strain Max a la fracture
M1	1220,76	7,78	162,70	108,01	+50,63%	(11500)
M2	588,83	7,94	76,01	54,90	+38,45%	(13000)
M3	343,26	7,52	47	10,68	+340,07%%	(4000)

Les courbes charge-déplacement observées expérimentalement et comparées aux courbes calculées sur base FEA sont représentées sur la Figure 4-18. Pour les trois mandibules, une dissemblance a été trouvée, avec des différences de rigidité extrinsèque allant de 38% pour M2 à 340% pour M3. Tous les FEA ont montré une surestimation de la rigidité extrinsèque et du  $F_u$ . Une surestimation de  $D_u$  pour M1 et une sous-estimation de  $D_u$  pour M3 ont été trouvées. Les courbes expérimentales et celles calculées par FEA montrent une longue trajectoire initiale linéaire avec une aire finale avant la fracture où l'augmentation de la charge n'est pas proportionnelle au déplacement. La Figure 4-19 montre pour chaque mandibule les déformations et contraintes maximales ainsi que ses correspondances avec les sites expérimentaux des fractures.

#### 4.4.5.5 Sensibilité aux paramètres mécaniques des modèles

Afin de réaliser les tests de sensibilité et d'améliorer la bio-fidélité des modèles, on a évalué les effets de (1) le module de Young de la corticale osseuse ( $E$ ) et (2) la déformation maximale après rendement ( $\epsilon_{ps_{max}}$ ).

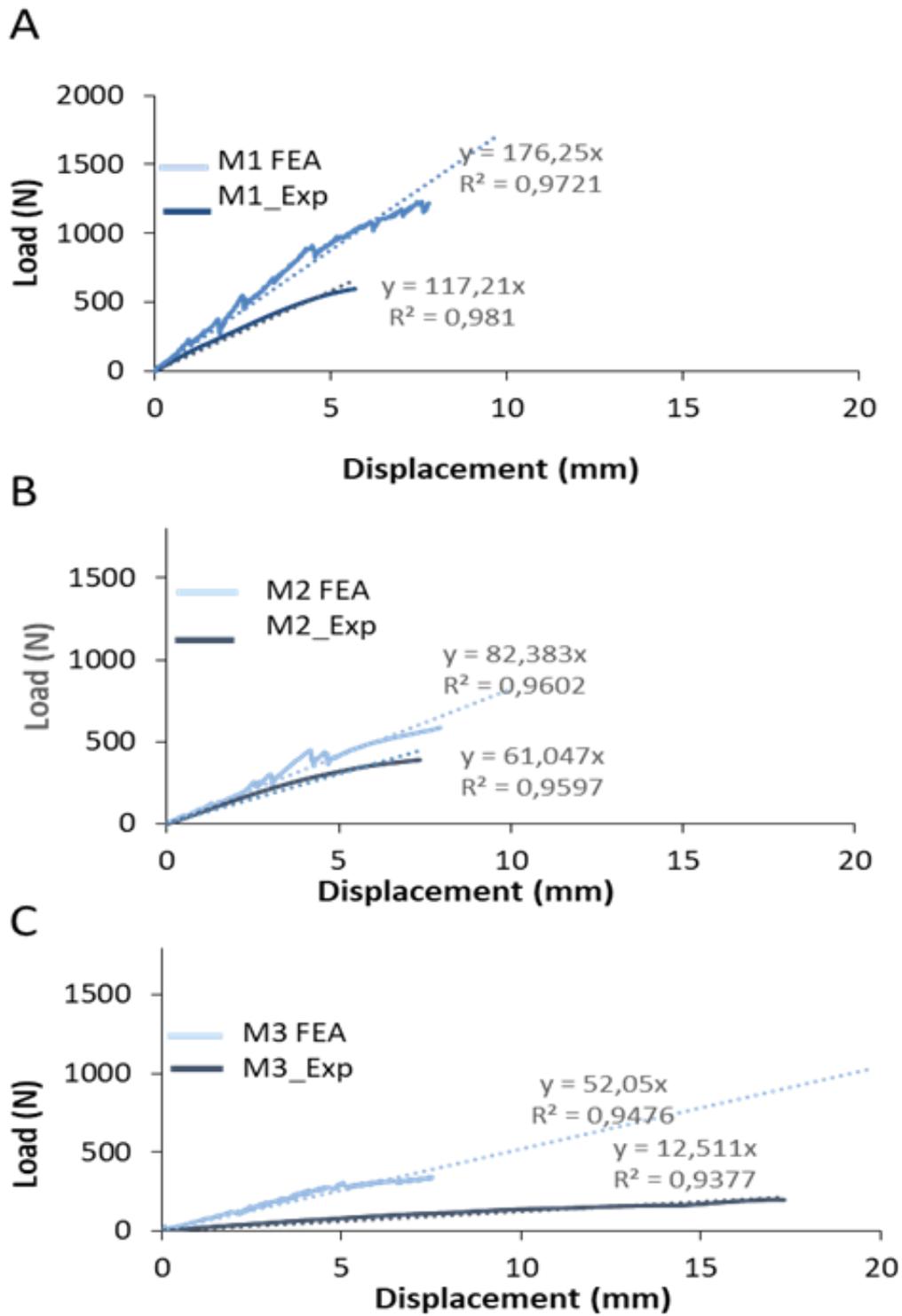
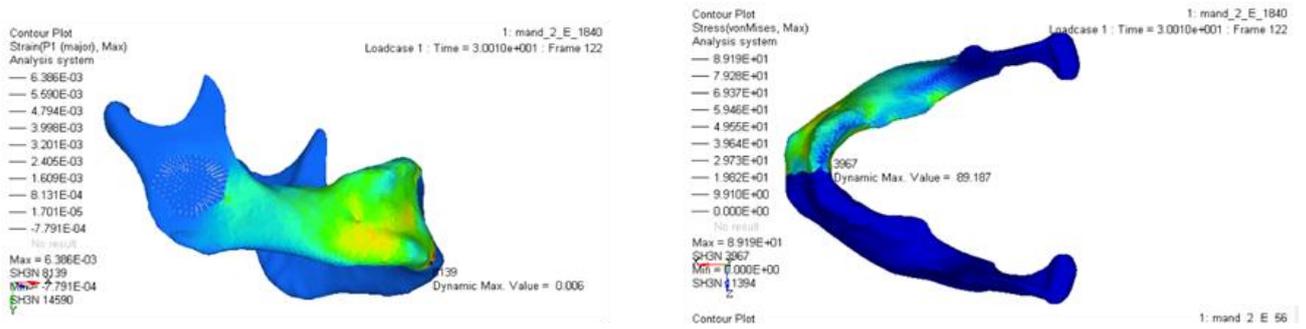
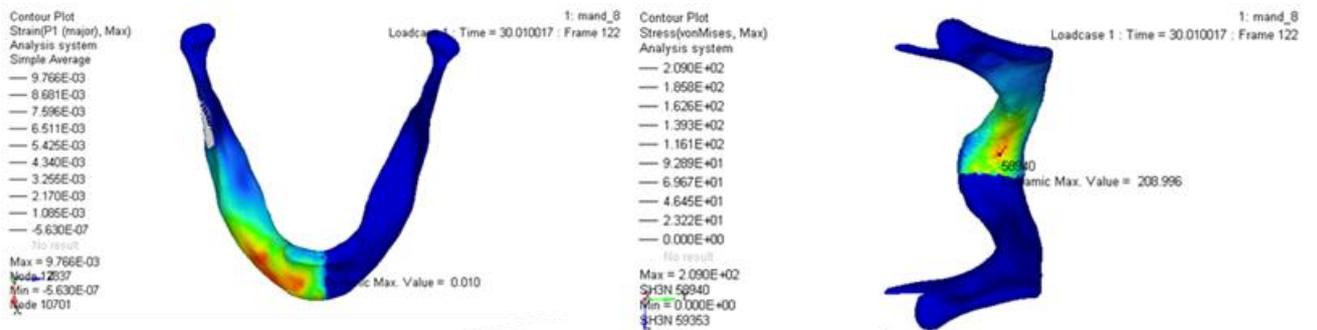


Figure 4-18. Courbes charge-déplacement obtenues expérimentalement et par FEA comparées. A: M1, B: M2, C: M3. y: équation de régression, R<sup>2</sup> coefficient de corrélation.

# M1



# M2



### M3

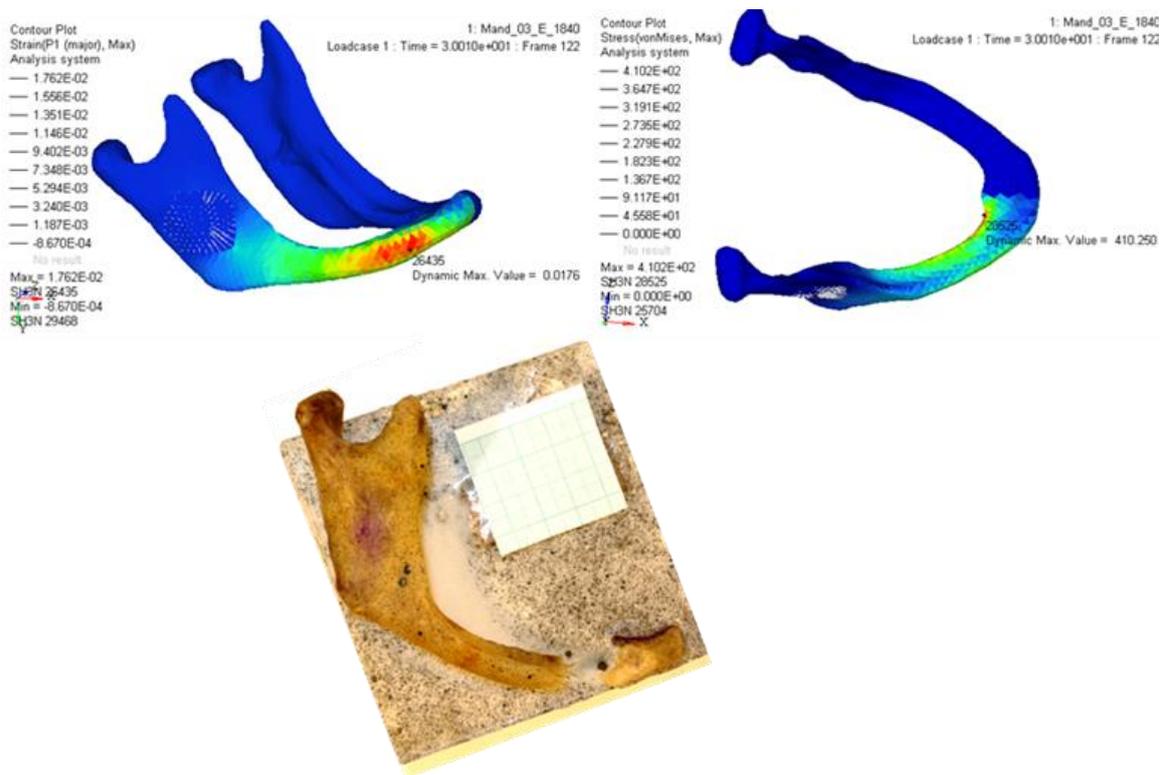


Figure 4-19 Déformations et contraintes maximales et sa correspondance avec les sites de fracture pour chaque mandibule.

#### 4.4.5.5.1 Sensibilité au changement du module de Young E

Pour les différents E, les changements ont été évalués au niveau de la flexibilité structurelle au moyen de l'évaluation des courbes de pente force-déplacement. Pour chaque mâchoire, E a été changé consécutivement jusqu'à ce que l'on se rapproche de la courbe force-déplacement obtenue expérimentalement.

#### 4.4.5.5.2 Sensibilité aux changements de Contraintes maximal

Pour les changements de  $\epsilon_{s_{max}}$ , la contrainte maximale (FU), le déplacement ultime (DU) et la zone de fracture ont été évalués.

#### 4.4.5.6 Analyses des données

Une ANOVA à deux facteurs ( $p < 0,05$ ) a été réalisée pour déterminer la sensibilité des FEM mandibulaires aux variations de la corticale E et  $\epsilon_{s_{max}}$  par leur effet sur la pente des courbes force-déplacement et des déformations principales.

Tableau 4-6. Données enregistrées sur les FEA avec des variations consécutives de la corticale E et du post rendement max. souche ( $\epsilon_{psmax}$ ) pour chaque mandibule. La rigidité extrinsèque,  $D_u$  et  $F_u$  est exprimée également en pourcentage des valeurs expérimentales observées. Sym : Symphyse, Sym-p : Para symphyse, Bod : Corps, MH : mental trou.

	$E$ Cortical Bone	Strain <sub>post</sub> yield (ustrain)	slope (Extrinsic stiffness)	Ultimate Displacement	Ultimate Force	Strain max	Strain min	VonMis es Stress	Fractur e zone
M1	17900	20000	162,70(+50%)	7,78	1220,76	23000	-23000	100	Sym-p
	13000	20000	139,77(+29%)	9,02	1257,67	25000	-26000	100	Sym-p
	11000	20000	131,12(+21%)	9,38	1234	27000	-27000	100	Sym
	10000	20000	121,33(+12%)	-	-	-	-	-	-
	4000	20000	56,08(-48%)	-	-	-	-	-	-
	10000	15000	121,33	8,88(+56%)	1105,62(+103%)	22000	-23000	100	Sym
	10000	11000	121,33	7,94(+40%)	966,1 (+61%)	20000	-19000	100	Sym
	10000	7000	121,33	7,42(+30%)	896,57 (+49%)	17000	-16000	100	Sym
	10000	3000	121,33	6,06(+6%)	684,63 (+14%)	13000	-13000	100	Sym
M2	17900	20000	76,01(+38%)	7,94	588,83	18000	-25000	100	BodMH
	13000	20000	66,42(+20%)	8,76	546,7	17000	-24000	100	Sy-p
	11000	20000	59,33(+9%)	-	-	-	-	-	-
	4000	20000	24,56(-55%)	-	-	-	-	-	-
	11000	15000	59,33	8,16(+11%)	524,6 (+34%)	16000	-21000	100	Sy-p
	11000	11000	59,33	7,28(-0,5%)	461,6 (+18%)	13000	-18000	100	Sy-p
	11000	7000	59,33	6,38(-12%)	379,45 (-2%)	11000	-14000	100	pSy
	11000	3000	59,33	5,42(+25%)	315,10 (-19%)	8000	-10000	100	pSy
M3	17900	20000	47(+340%)	7,52	343,26	16000	-25000	100	BodMH
	13000	20000	37,58(+251%)	9,08	342,13	17000	-27000	100	BodMH
	11000	20000	33,62(+214%)	10	332,39	19000	-28000	100	BodMH
	4000	20000	20,42(+91%)	15,2	367	31000	-42000	100	MH
	2000	20000	14,49(+35%)	-	-	-	-	-	-
	2000	15000	14,49	20	315,18	42000	-61000	100	MH
	2000	11000	14,49	19,32(+11%)	309,04 (+57%)	37000	-54000	100	MH
	2000	7000	11,49	19,68(+13%)	284,8 (45%)	37000	-54000	100	MH
	2000	3000	14,49	17,7(+2%)	246,8 (+25%)	36000	-37000	100	MH
	2000	1000	14,49	18,0(+3%)	241,5 (+22%)	35000	-32000	100	MH
	2000	0	14,49	16,7(-3%)	252,95 (+28%)	29000	-34000	100	MH

Le Tableau 4-6 montre les données enregistrées sur les FEA avec des variations consécutives de la corticale E et de contrainte maximale après rendement ( $\epsilon_{psmax}$ ) pour chaque mandibule. Les valeurs de E avec lesquelles les FEA ont été approchées des données expérimentales ont été pour M1: 10 GPa, pour M2: 11 GPa et pour M3: 2GPa. Les valeurs  $\epsilon_{psmax}$  pour qui ont approché  $D_u$  et  $F_u$  aux données expérimentales se situaient entre 1000  $\mu$ strain (M3) et 7000  $\mu$ strain (M2).

Les  $\epsilon_1$  et  $\epsilon_3$  observés sur le site de fracture avant rupture étaient différents entre les mâchoires, à moins de 10 000  $\mu\text{strain}$  et 15 000  $\mu\text{strain}$  pour M1 et M2, et 30000  $\mu\text{strain}$  et 35 000  $\mu\text{strain}$  pour M3; ces données observées correspondaient à celles expérimentalement enregistrées avec le système Vic3D.

L'ANOVA de deux facteurs montre un effet statistique significatif ( $p < 0,05$ ) de l'atrophie mandibulaire et de la corticale E sur la rigidité extrinsèque ; et un effet statistique significatif ( $p < 0,05$ ) de l'atrophie et de  $\epsilon_{s_{\max}}$  sur les pics des principales souches. (Tableau 4-7)

Tous les FEA présentent une similarité adéquate avec les données expérimentales, dans le site de la zone de fracture. Il a été démontré que les fractures des mâchoires dentées ou partiellement édentées étaient produites au niveau de la symphyse ou de la para-symphyse et que la fracture de la mandibule édentée était produite au niveau du corps mandibulaire, près du foramen mental. De plus, un schéma de fracture transversale a été observé chez M1 et M2 et un schéma de fracture oblique a été observé chez M3.

Tableau 4-7. Résultats du test ANOVA à deux facteurs ( $p > 0,05$ ) pour évaluer l'effet de l'atrophie mandibulaire et de la corticale E sur la rigidité extrinsèque ; et effet de l'atrophie et  $\epsilon_{s_{\max}}$  sur les pics des principales contraintes.

Dependent variable	Factor	SS	df	MS	F	P-value	F crit.
<b>Extrinsic stiffness</b>	Type edentulation-atrophy	16690,05	2	8345,02	25,32	0,0011	5,14
	E Cortical bone	6294,98	3	2098,32	6,36	0,0270	4,75
<b><math>\epsilon_3</math></b>	Type edentulation-atrophy	3228166667	2	1614083333	117,38	1,54 E-05	5,14
	$\epsilon_{s_{\max}}$	354000000	3	118000000	8,58	0,0136	4,75
<b><math>\epsilon_1</math></b>	Type edentulation-atrophy	1482666667	2	741333333,3	476,57	2,44E-07	5,14
	Eps max	92666666,6	3	30888888,89	19,85	0,0016	4,75

Finalement, la Figure 4-20 montre, au moyen d'une approche comparative, les courbes de niveau pour  $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_3$ , la contrainte de VonMises et le site de fracture pour la FEM des mâchoires étaient les enregistrements correspondant aux données expérimentales. Il montre également le tracé de  $\epsilon_1$  enregistré expérimentalement et du site de fracture.

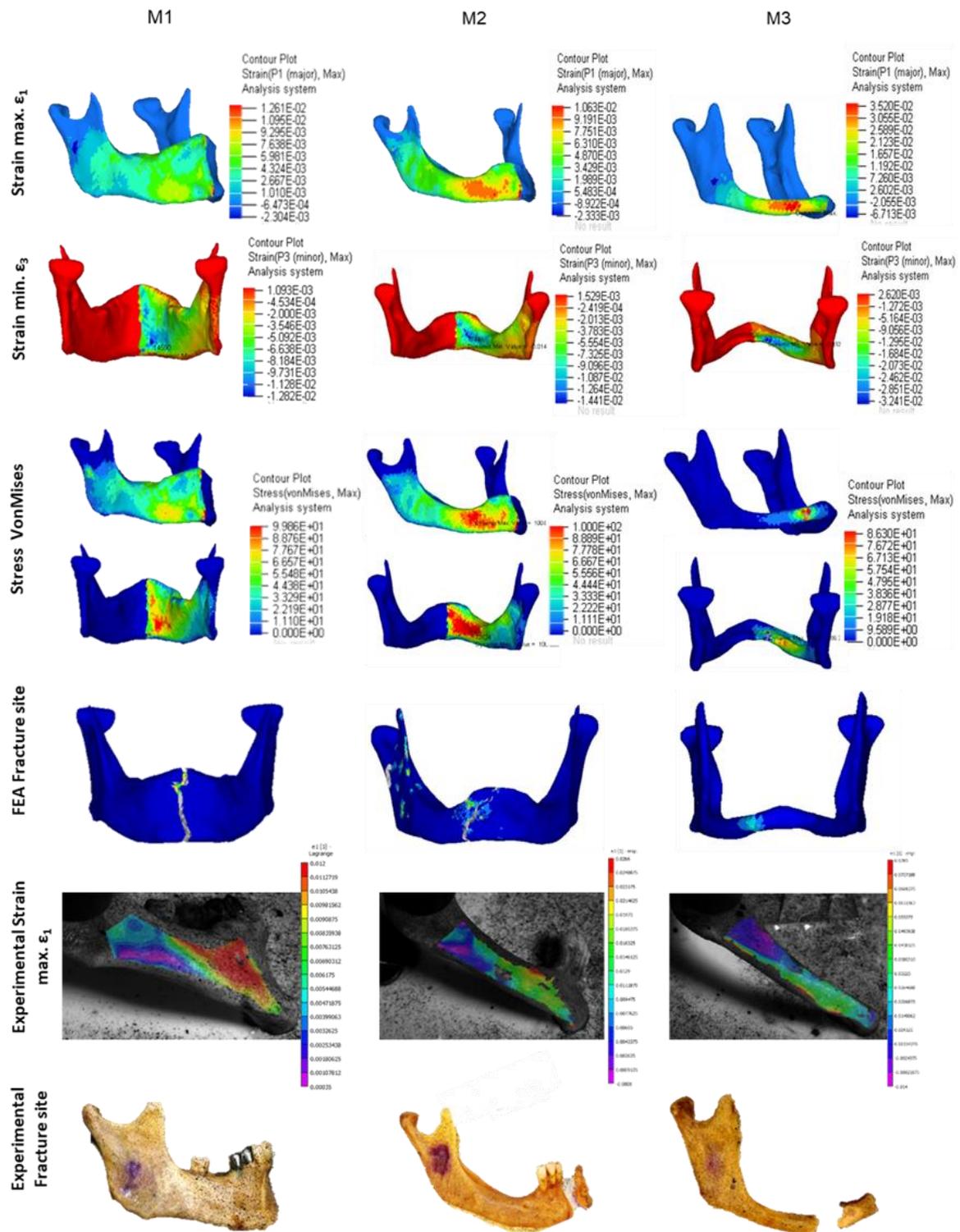


Figure 4-20. Les courbes de niveau pour  $\epsilon_1$ ,  $\epsilon_3$ , la contrainte VonMises et le site de fracture pour la FEM étaient les enregistrements correspondant aux données expérimentales pour chaque mandibule. Il montre également le tracé de  $\epsilon_1$  enregistré expérimentalement et du site de fracture.

Les résultats de la FEA montrent une concentration de stress et de déformations pour le M1 dans la région située à la base de la symphyse, tandis que pour M3, ils se concentrent dans le

corps mandibulaire au niveau du foramen mental ; en M2, la concentration de contrainte et de contrainte est divisée en deux zones. On observe également que les amplitudes et la distribution de  $\epsilon_1$  enregistrées sur la simulation et les données expérimentales sont proches.

#### 4.5 DISCUSSION

Nos résultats montrent la pertinence des tests de sensibilité dans les études FEA sur les mandibules humaines, compte tenu des différences constatées par rapport aux données obtenues avec le FEM construit avec des propriétés mécaniques osseuses typiquement utilisées et les données observées expérimentalement. L'influence des variations dans les données du module de Young de l'os cortical et de la déformation maximale après le rendement pour les mâchoires évaluées dans cette étude a été mise en évidence.

Nos courbes force-déplacements obtenues lors de simulations sur base FEA montrent une correspondance entre les différences présentées dans les trois mandibules et leur schéma général de défaillance structurelle, mais les magnitudes exactes de  $F_u$  et  $D_u$  ne correspondent pas aux résultats expérimentaux. De plus, la rigidité prévue de FE était supérieure à la rigidité mesurée dans les trois mandibules, et les différences étaient plus évidentes dans la mandibule atrophique. Keyak dans une étude de prédiction des fractures du fémur, en utilisant des modèles spécifiques au patient de la FEA non linéaires ; ont également constaté des différences dans les courbes force-déplacement estimées et observées, mais avec une concordance plus élevée dans les niveaux de charge maximum. [108]

Dans notre étude, il a été nécessaire de varier les données des propriétés osseuses biomécaniques pour chaque mâchoire, afin d'approcher les courbes de prédiction de FE aux mesures achevées dans les expérimentes. L'utilisation de modèles qui caractérisent les propriétés de l'os cortical et trabéculaire de manière hétérogène et non homogène pourrait améliorer la capacité prédictive du FEM.

Certaines études expérimentales sur les mâchoires ont signalé le comportement anisotrope de l'os cortical mandibulaire, avec un module de Young compris entre 6,9 et 23 MPa.[13, 107] Dans cette étude, nous avons simplifié la modélisation de l'os cortical avec un modèle isotropique non-linéaire; où une prédiction adéquate du comportement structural a été trouvée à l'aide de valeurs corticales E comprises entre 10 et 13 GPa pour les mandibules non atrophiques et entre 2 et 4 GPa pour les mandibules présentant une atrophie sévère.

Bien que les mâchoires aient été sélectionnées avec des densités apparentes similaires ; les modifications du comportement de la défaillance qui sont plus importantes que prévu par la

densité osseuse, pourraient être attribuées à une «qualité osseuse» altérée ; ainsi, la capacité d'un os entier à résister à une défaillance mécanique est une combinaison de densité osseuse, de morphologie osseuse et de propriétés mécaniques du tissu osseux. [109]

Frost a indiqué les points de valeur de la résistance à la fracture de l'os ou résistance ultime à environ 25 000  $\mu$ strain;  $\sim$  120 MPa ou  $\sim$  12 kg / mm<sup>2</sup> pour le tissu osseux cortical chez les jeunes mammifères en bonne santé[32]. Sur les trois mandibules utilisées dans cette étude, le pic des contraintes maximales observées expérimentalement se situait entre 10.000 et 30.000  $\mu$ strain; avec une grande valeur pour la mandibule atrophique. Malgré les difficultés à mesurer avec précision les niveaux de contrainte au site exact de la fracture en raison du système de montage utilisé dans cette étude, les valeurs observées dans les FEA indiquent une similarité avec les valeurs de déformation enregistrées expérimentalement. Currey a conclu après un essai expérimental avec divers types d'os que la résistance à la flexion est presque linéairement proportionnelle au module de Young, mais également déterminée par la déformation élastique.[110] Nos résultats montrent que pour toutes les mandibules, le module de Young doit être réduit, afin de voir les résultats observés expérimentalement pour la rigidité de l'os entier. Néanmoins, les différences entre les mandibules sont coïncidentes avec Currey, quand l'on indique que si l'os a un faible module, il produira une contrainte plutôt faible, et même la grande déformation après la limite élastique, caractéristique des échantillons à faible module n'augmentera pas résistance à la flexion.[110] Ebacher a confirmé sur des os entiers que la réponse de base aux efforts de flexion et le processus de déformation intervenant avant l'échec final sont essentiellement les mêmes, même si l'architecture de l'os entier peut affecter l'ampleur de la réponse.[111]

Le choix d'un modèle numérique biomécanique pour les études comparatives dépend de l'accord entre deux facteurs : la commodité et la précision. Les modèles les plus précis nécessitent un investissement plus important dans la mesure et le calcul des échantillons pour dériver des variables pertinentes.(2) Le choix plus précis du modèle est influencé par une grande source de biais, lorsque les propriétés des tissus ne sont certainement pas connues. Nos résultats montrent une sensibilité importante du modèle aux propriétés mécaniques de l'os cortical et une importante variabilité du comportement mécanique de l'os entier associé aux variations morphologiques liées à l'état d'édentulation.

Les conditions standardisées sont une exigence cruciale pour les expériences biomécaniques in vitro, mais une différence inter-individuelle élevée dans l'atrophie, la qualité de l'os et la morphologie des mandibules humaines rendrait difficile l'utilisation des échantillons de

cadavres pour les tests. Certaines études utilisant des mandibules synthétiques ont prouvé que les modèles FE de la mandibule pouvaient reproduire des contraintes expérimentales à un niveau global de 10%.[50] Néanmoins, les études biomécaniques utilisant des mandibules de cadavres sont nécessaires pour confirmer les résultats avec des modèles *in silico*, mais présentent l'inconvénient que chaque corps n'est accessible qu'une seule fois [99], lors des tests de résistance à la fracture. Dans cette étude, nous essayons de standardiser les caractéristiques du tissu osseux par une moyenne de HU similaire et les mêmes conditions de test. Pour éviter les biais dans ces paramètres, une évaluation des propriétés mécaniques des tissus conviendra aux études futures. De plus, une fracture est non seulement causée par une résistance insuffisante et une condition peut modifier considérablement la ténacité ou la résistance à la fatigue, d'autres études sur les constituants du tissu osseux ou les conditions cliniques de résistance à la fracture et de fatigue sont nécessaires.[109]

Reina et al. ont évalué un modèle numérique de prédiction de la distribution de la densité osseuse et des constantes élastiques chez la mandibule humaine, en se basant sur le niveau de contrainte produit par les charges de mastication, en utilisant un modèle mathématique de remodelage osseux. Les résultats de la distribution de la densité osseuse et du niveau d'anisotropie dans différentes parties de la mandibule ont été comparés à diverses études cliniques, avec un niveau d'accord raisonnable. [112]

Pour obtenir des prévisions de contraintes plus précises, des techniques d'imagerie numérique avancées peuvent être appliquées pour modéliser la géométrie de l'os de manière plus réaliste ; la nature anisotrope et non homogène du matériau doit être prise en compte ; et les conditions aux limites doivent être soigneusement traitées à l'aide de techniques de modélisation informatique à l'avenir. La création de modèles FEA pour des patients individuels, basés sur des techniques numériques avancées, deviendra possible et peut-être même courante. Les progrès des techniques d'imagerie et de reconstruction géométrique ont ouvert la possibilité de révolutionner la façon dont les cliniciens diagnostiquent et traitent certaines pathologies.

## 4.6 CONCLUSION

L'influence des variations du module de Young et de la contrainte maximale après élasticité de l'os cortical pour les MEF des mandibules évaluées dans cette étude a été mise en évidence et montre la pertinence des tests de sensibilité dans les études EF sur les mandibules humaines. Les courbes force-déplacements obtenues dans les simulations EF montrent une concordance entre les différences présentées dans les trois mandibules et leur schéma général de défaillance structurelle et de déformations maximales, mais les amplitudes exactes de la force ultime ( $F_u$ )

et du déplacement ultime ( $D_u$ ) ne sont pas en correspondance avec les résultats expérimentaux. Les résultats expérimentaux ont montré une plus grande rigidité extrinsèque des mandibules dentées par rapport à la mandibule atrophique édentée, avec des différences significatives entre les valeurs pour  $D_u$ ,  $F_u$  et la déformation à la rupture. Le développement des MEF patient-spécifique semble être important pour aborder les simulations dans le diagnostic clinique et le traitement de certaines pathologies et l'utilisation de certains dispositifs.

# CHAPITRE 5

## 5 VERS LA CONSTRUCTION D'UN MODELE MANDIBULAIRE PERSONNALISÉ

---

L'utilisation des modèles élément finis personnalisés s'avère utile pour l'évaluation plus adéquate des propriétés mécaniques et réponses des tissus faces aux différentes situations dans le cadre clinique. Il serait utile produire des modèles de EF patient-spécifiques, à partir des données de sources individuelles, telles que les données de CT, qui offre un moyen efficace et réaliste de capture in vivo de la géométrie complexe de l'anatomie humaine à la clinique.[43] Néanmoins le procès de personnalisation et design d'un modèle personnalisé, comporte des temps de conception importante.[113, 114] La pris des images, le procès de segmentation et le procès de construction du modèle avec des propriétés anatomiques et mécaniques spécifiques pourrait prendre plusieurs jours et le besoin d'un entraînement important pour le générer, ce qui fait improuvable son utilisation courant dans un cadre de travail clinique.[115]

Le besoin des modèles précis d' EF de la structure complète de la mandibule dans une simulation réaliste est maintenant de plus en plus reconnu, néanmoins la modélisation de la fonction mandibulaire d'une manière réelle et cliniquement applicable, est une tâche difficile, en raison de leur géométrie 3D complexe et conditions aux limites et propriétés des matériaux. [91]

Un plus efficace méthode pour générer des modèles EF spécimen spécifiques, peut contribuer à des analyses traitant de nombreux sujets aussi bien que a la possibilité de son usage plus courant dans des prédictions en traitements dentaires où il est importante d'évaluer les réponse biomécaniques des tissus et diapositives. Dans le cas d'implantologie la définition de modèles numériques pour l'analyse biomécanique des systèmes os-implant est confrontée à la nécessité de prévoir une procédure efficace pour spécifier la distribution réelle de morphométrie et propriétés mécaniques des corticales, l'os trabéculaire et régions péri-implantaires. De cette façon, il est possible d'obtenir une évaluation raffinée du comportement biomécanique du système en fonction d'un vaste ensemble de conditions [44]

### 5.1 MODELES EF PATIENT-SPECIFIQUES

Il y a trois facteurs qui définissent la validité des résultats du MEF. Le premier facteur est la similarité du MEF à la structure réelle de l'objet à analyser. Des simplifications excessives en géométrie seront traduites inévitablement par une inexactitude importante dans l'analyse. Le

deuxième facteur est associé à la modélisation des propriétés matérielles de la structure étudiée. La mauvaise définition du matériau conduira à des résultats erronés. Le troisième facteur pour l'efficacité de la modélisation est les conditions aux limites [43]

Il y a traditionnellement deux approches pour la construction des MEF: les modèles génériques et les modèles spécimen - spécifiques. Les modèles génériques représentent des géométries et propriétés généraux d'une population et les modèles peuvent être paramétrés, néanmoins souvent les modèles génériques n'arrivent pas à représenter l'architecture 3D des structures biologiques et pourtant ils sont limités pour faire des prédictions mécaniques sur un spécimen particulière. Mais dans les modèles spécimen-spécifiques, n'est pas possible de contrôler les variations paramétriques comme dans les modèles génériques. [53]

Des modèles de forme statistique ont été introduits dans la mécanique des os pour étudier la géométrie et les propriétés mécaniques des os dans les études de population, l'établissement de correspondances anatomiques précises est un aspect essentiel pour la construction de modèles fiables. Le principe statistique des modèles de forme est l'analyse en composantes principales (ACP), qui est calculée sur les repères correspondants dérivés des objets d'une base de données ;les sorties des paramètres et des modes de variation de modèle, qui peuvent être utilisées pour étudier la variabilité autour de la moyenne dans une population et pour créer de nouvelles instances plausibles.[114-116]

Des combinaisons des modèles génériques et spécimen spécifiques sont souvent faites à partir des géométries spécimen spécifiques avec une parameterisation des propriétés mécaniques et des conditions aux limites ou en utilisant le morphing d'une géométrie moyenne.[53, 117] Certaines études montrent qu'il est possible de produire des géométries de modèles EF spécimen spécifiques adaptées pour la modélisation biomécanique en adaptant un modèle préexistant en utilisant techniques de morphing.[117] Différents procédés et algorithmes ont été proposés pour transformer une géométrie source en une géométrie cible. Des méthodes manuelles et automatiques sont utilisées pour effectuer le processus de morphing ;dans les méthodes automatiques que nous trouvons le mappage automatique (automatique wrapping AW)[117], la méthode de « mesh-matching (M-M)[113] et déformations basées sur la mise à l'échelle (SB)[53] entre autres. L'idée de base de la méthode AW est qu'au lieu de trouver un mappage entre les surfaces complexes de la source et de la cible, il est plus simple de trouver mappages de chacun d'eux à une surface «auxiliaire», le AW est réalisé par un processus de minimisation d'énergie.[117] La méthode M-M présente un algorithme basé sur une méthode d'enregistrement proposé à l'origine pour des applications en informatique chirurgie intégrée,

la méthode est utilisée pour remodeler un objet afin faire correspondre un autre objet en utilisant une grille de déplacement 3D hiérarchique et adaptatif, appelée octree-spline pour représenter la transformation 3D entre deux objets. [113]

Dans les méthodes manuelles on trouve l'usage de point de repère (Landmarks) homologues dans les surfaces source et cible, un mappage est ensuite produit pour faire correspondre entre les landmarks de la cible et la source ou directement le changement de position des landmarks.

## 5.2 OBJECTIF

L'objectif de ce chapitre est d'évaluer la bio fidélité de modèles d'éléments finis spécifiques au patient, obtenus en transformant une structure de milieu à partir de la parameterisation géométrique et des propriétés mécaniques des tissus, réalisée dans les chapitres précédents.

## 5.3 METHODES

À partir des observations précédents dans les simulations numériques avec les modèles des mandibules et les données expérimentaux sur les mandibules réelles, nous avons eu l'intention d'évaluer la bio fidélité des simulations avec des bio modèles moyens (morphologie moyenne du groupe selon le type d'édentition ) et sur les modèles moyennes exerçant du morphing en fonction de variables morphologiques particulières d'un individu spécifique. Pour une personnalisation du modèle, nous avons paramétré les modèles avec les valeurs des propriétés mécaniques du tissus les plus proches, trouvées par les essais de sensibilité précédents.

Une mandibule totalement édenté et avec une atrophie évident (Fig 1) a été choisi en tant que spécimen d'évaluation, compte tenu du fait que le morphotype des mâchoires édentées montre les différences les plus importantes avec les valeurs rapportées dans la littérature pour les propriétés mécaniques et les valeurs de résistance (Chapitre 4).

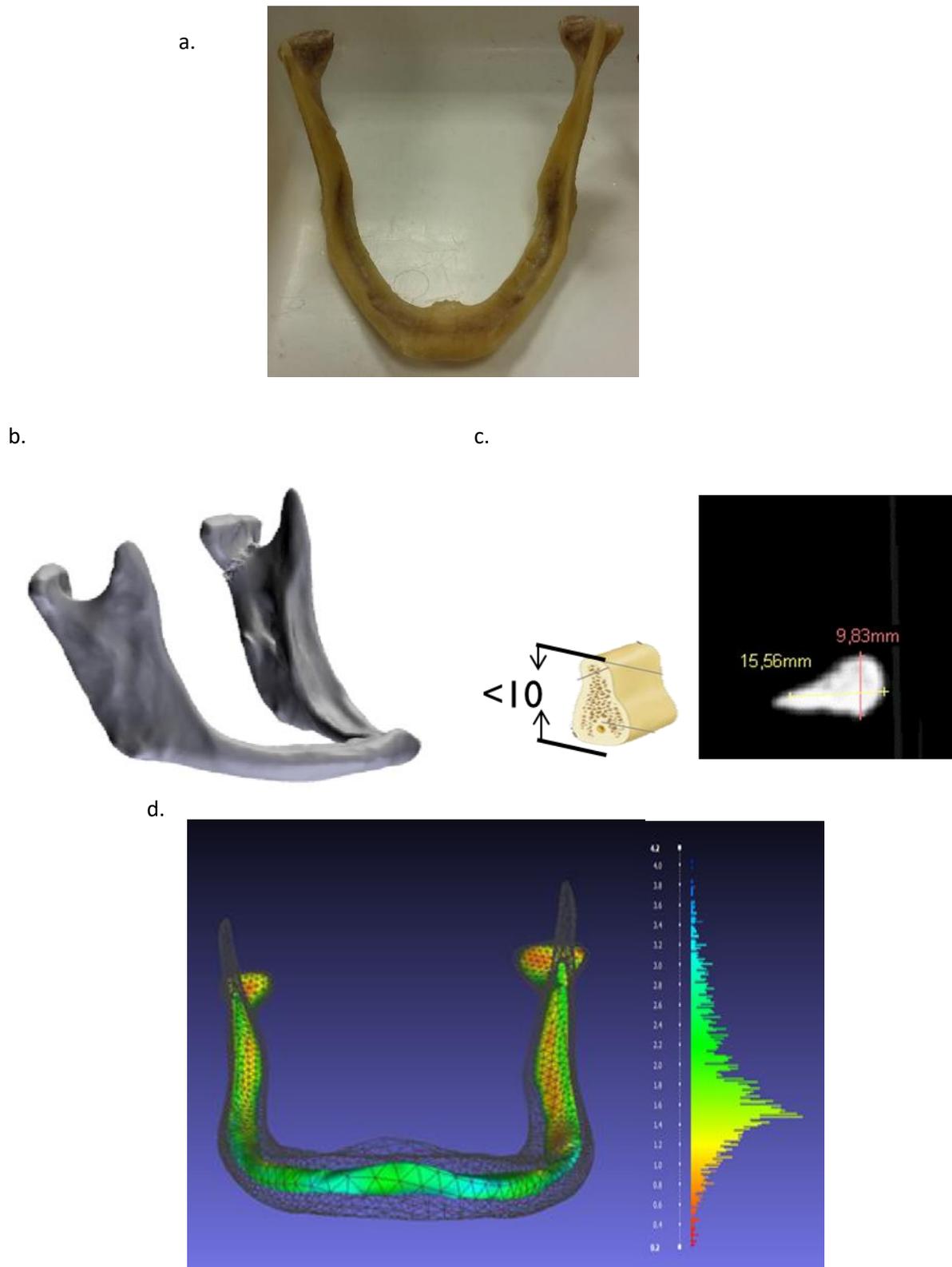


Figure 5-1 Mandibule sélectionné, avec edentulation total et atrophie du corps mandibulaire.  
 a. mandibule disséqué b. reconstruction après segmentation c. dimensions sur la symphyse d.  
 épaisseur du cortical, mesuré par distance entre surface de l'os cortical et l'os trabéculaire.

Six modèles éléments finis (MEF) ont été construites :

**M3** : Mandibule de référence édentée, modelé à partir d'un procès de segmentation de l'os cortical et l'os trabéculaire. Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir de la littérature. (Tableau 5-1) [13, 40, 42, 89, 90, 95, 107]

**M3P** : Mandibule de référence édentée, modelé à partir d'un procès de segmentation de l'os cortical et l'os trabéculaire. Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir des essais de sensibilité (

*Tableau 5-2).*

**MG3** : Modèle morphologique de mandibule, correspondant à la moyenne morphologique du groupe 3 (edentation total), obtenue par des méthodes de morphométrie géométrique 3D (chapitre 3). Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir de la littérature

**MG3P** : Modèle morphologique de mandibule, correspondant à la moyenne morphologique du groupe 3 (edentation total), obtenue par des méthodes de morphométrie géométrique 3D. Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir des essais de sensibilité

**MG3+Morph** : Modèle morphologique de mandibule, correspondant au moyenne morphologique du groupe 3 (edentation total), obtenue par des méthodes de morphométrie géométrique 3D et déformé par méthodes de morphing pour s'approcher a la morphologie de surface de la mandibule de référence. Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir de la littérature.

**MG3+MorphP** : Modèle morphologique de mandibule, correspondant au moyenne morphologique du groupe 3 (edentation total), obtenue par des méthodes de morphométrie géométrique 3D et déformé par méthodes de morphing pour s'approcher a la morphologie de surface de la mandibule de référence. Les valeurs pour définition de propriétés mécaniques des tissus ont été établis à partir des essais de sensibilité.

Tableau 5-1 Valeurs des propriétés mécaniques reportés dans la littérature pour l'os cortical et l'os trabéculaire. [13, 40, 42, 89, 90, 95, 107]

	$E$ (MPa)	$P$ (g/mm <sup>3</sup> )	$V$	$\sigma_y$ (MPa)	$\epsilon_{max}$ (strains)
<b>Cortical Bone</b>	17900	1.5 e-03	0.33	100	0.02
<b>Trabecular Bone</b>	56	0.55 e-0.3	0.33	10	0.02

Tableau 5-2 Valeurs des propriétés mécaniques personnalisées établis à partir des essais de sensibilité précédent.

	$E$ (MPa)	$P$ (g/mm <sup>3</sup> )	$V$	$\sigma_y$ (MPa)	$\epsilon_{max}$ (strains)
<b>Cortical Bone</b>	2000	1.5 e-03	0.33	100	0.003
<b>Trabecular Bone</b>	56	0.55 e-0.3	0.33	10	0.003

### 5.3.1 Morphing

Le morphing du modèle générique du groupe édenté total, définie par morphométrie géométrique (Chapitre 3) vers la géométrie de la mandibule de référence a été réalisé avec les outils Hypemorph du logiciel Hypermesh V12 (Altair Engineering Inc., États-Unis). Différents méthodes pour morphing sont proposées par le logiciel :

-Morphing par main libre : méthode pour transformer un maillage sans avoir besoin de domaines, de poignées ou de volumes de morphe. Des options distinctes existent pour déplacer directement les nœuds sélectionnés.

-Morphing contrôlé : méthode qu'utilise des domaines et des poignées, consiste à diviser le maillage en régions appelées domaines avec des poignées associées.

Les domaines sont constitués de nœuds et d'éléments sélectionnés. Les domaines et les descripteurs sont divisés en deux groupes, globaux et locaux. Le groupe global est constitué de domaines globaux, chacun étant associé à un certain nombre de descripteurs globaux. Les descripteurs globaux n'influencent que les nœuds du domaine global auxquels ils sont associés. (Figure 5-2) Les poignées globales et les domaines sont les meilleurs pour apporter des modifications de forme à grande échelle au modèle.

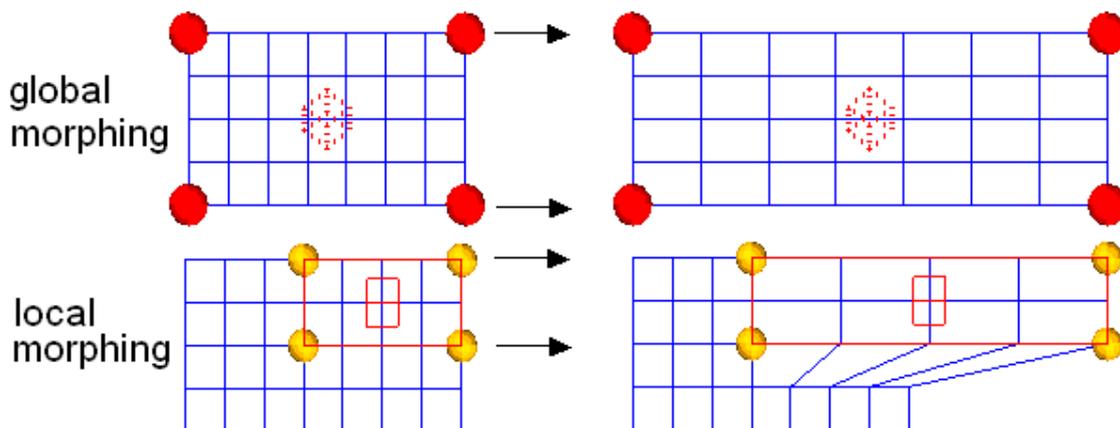


Figure 5-2 domaines limités par des poignets localisés sur des nœuds ou points: global en rouge et local en jaune.

Des domaines globaux et les descripteurs peuvent être générés automatiquement ou créés avec l'option de création de descripteurs activée, HyperMorph génère huit descripteurs globaux, un à chacun des huit coins d'un cadre disposé le long des axes globaux entourant le modèle. Ces descripteurs globaux sont nommés «corner» suivi d'un nombre compris entre un et huit.

Les poignées peuvent en outre être classées comme indépendantes ou dépendantes. Une poignée indépendante crée des déplacements sur le modèle uniquement lorsqu'il est déplacé. Une poignée dépendante crée des déplacements influencés par ses propres mouvements et par celle d'autres poignées auxquelles elle est liée.

Le morphing contrôlé se fait principalement par : déplacement de poignées, modification des dimensions (Figure 5-3) et morpho surface.

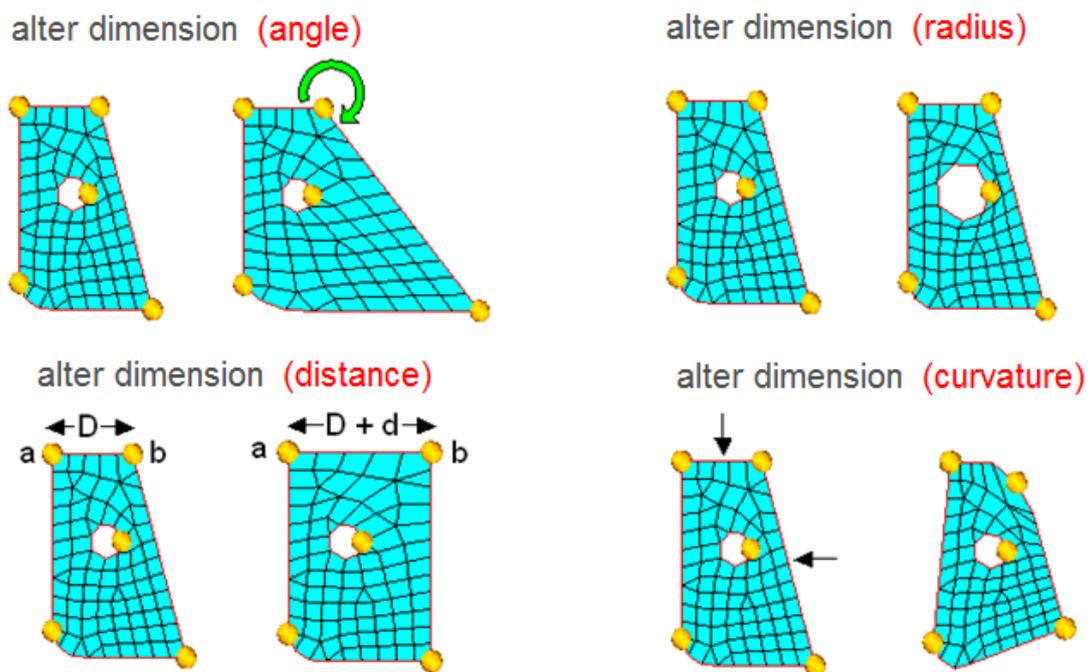


Figure 5-3 Morphing contrôlé par altérations des dimensions

Pour le morphing de volumes, l'outil « morph volumes » que définit un prisme à six côtés qui peut être utilisé pour manipuler un maillage en manipulant la forme du volume de morphing, tout en maintenant la tangence, la méthode de morph volumen présente un moyen simple, puissant et intuitif de morphing.(Figure 5-4)

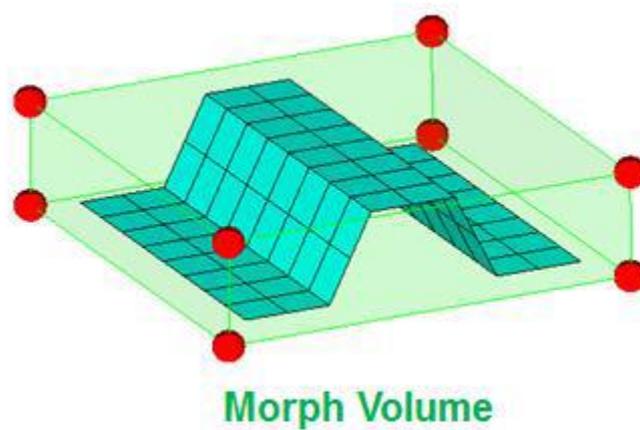


Figure 5-4 Outil morph volume, définie un volume à partir de huit poignées avec les quels le volume peut être modifié par le déplacement des coins.

### 5.3.2 Morphing mandibulaire par « morph volumen »

Le maillage surfacique de la mandibule générique (MmG3) en format .stl a été importé et recomposés avec des éléments triangulaires de taille > 0,23 mm et des angles de sommets > 15°. Un morpho volume global a été généré à partir de tous les éléments de la géométrie, Les coins du morpho volume ont été définis en tant que poignées globales. Considérant que la principale composante de la déformation de la structure mandibulaire des mandibules édentées se trouvait dans les hauteurs au niveau de la symphyse et au niveau rétro molaire (Chapitre 3); des poignées ont été situés au niveau des limites supérieure et inférieure de la symphyse et de la région rétro molaire, définis comme des domaines locales, pour effectuer un morphing plus précis dans ces zones avec le changement des dimensions entre ces poignées. (Figure 5-5, Figure 5-6)

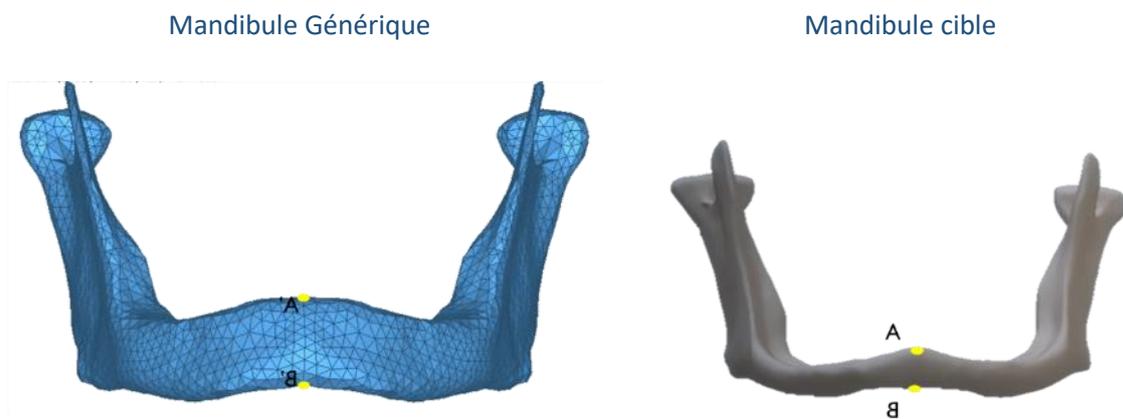


Figure 5-5 Altération distance poignées globaux=  $Dist (A'-B') - Dist (A-B)$

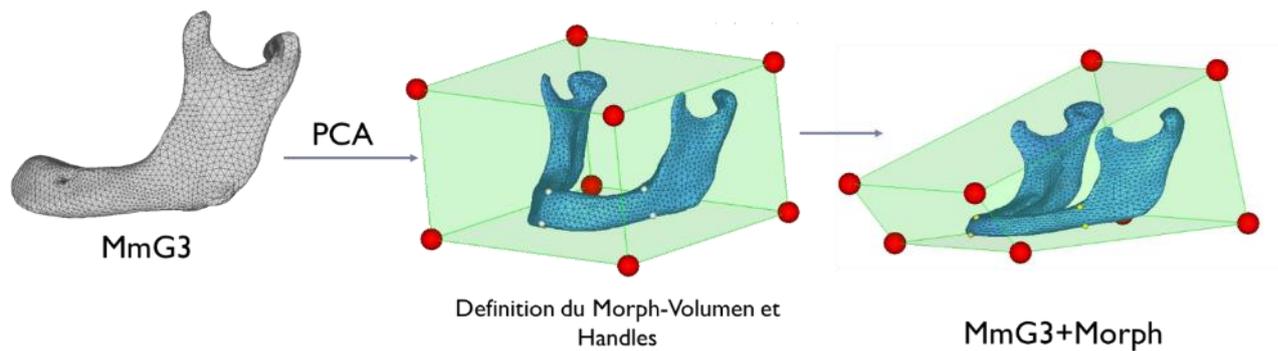


Figure 5-6 Procès du morphing de la mandibule générique vers une géométrie cible par morph volumen.

Le maillage après morphing a été évalué pour éviter éléments non adéquats. Un maillage tétraédrique en surface a été réalisé pour des volumes 3D d'os cortical (éléments de type C3D4) avec une épaisseur homogène de 2 mm. Le volume interne de l'os cortical a été suivi aussi un maillage tétraédrique en volume pour l'os trabéculaire. L'os trabéculaire et l'os cortical ont été modélisés en tant que matériaux solides.

Tous les modèles ont suivi les mêmes paramètres de taille et forme des éléments de surface et volumétriques.

### 5.3.3 Définition des propriétés mécaniques

Des propriétés des matériaux isotropes homogènes ont été assignées. Une loi de matériau élasto-plastique Johnson-Cook a été appliquée à l'os cortical et à l'os trabéculaire ; l'échec se produit par suppression d'éléments une fois le niveau de déformation ultime atteint.

Les propriétés des matériaux pour les modèles de base (non personnalisés) ont été attribuées selon les données expérimentales précédentes sur les mandibules dentées et édentées. [13, 40, 42, 89, 90, 95, 107] Les propriétés des matériaux pour les modèles personnalisés ont été attribuées selon les données obtenues pour l'évaluation de sensibilité montré dans le Chapitre 4 sur les mandibules édentées. (Tableau 5-1 et

Tableau 5-2)

## 5.4 RESULTATS

Le Tableau 5-3 montrent les valeurs obtenues pour chaque un des modèles construits, et les écarts par rapport aux données obtenues expérimentalement pour la rigidité extrinsèque, déplacement maxime et Résistance Maxime. La Figure 5-7 montre les courbes charge-Déplacement pour chaque niveau de personnalisation morphologique et mécanique.

Tableau 5-3 valeurs obtenues par les FEA de chaque modèle construit. M3: Mandibule de référence, MG3 : Mandibule générique avec morphologie moyenne édenté, MG3morp : Mandibule générique moyenne modifié par morphing. P : modèles personnalisés dans les valeurs des propriétés mécaniques des tissus. M3 exp : données obtenues par l'essai expérimental de la mandibule de référence. Pour les valeurs de la pente (slope), Du, Fu ; les écarts en pourcentage par rapport aux données expérimentaux sont montrés.

	E Cortical Bone (MPa)	Strain <sub>post</sub> yield (ustrain)	slope (Extrinsic stiffness)	Ultimate Displacement (mm)	Ultimate Force (N)	Strain max (ustrain)	Strain min (ustrain)	VonMises Stress (MPa)	Fracture zone
<b>M3 exp.</b>	-	-	<b>10,68</b>	<b>17,31</b>	<b>196,38</b>	<b>31398</b>	-	-	<b>MH</b>
<b>M3</b>	17900	20000	47 (+340%)	7,52 (+56%)	343,26 (+74%)	16000 (-49%)	-25000	100	BodMH
<b>MG3</b>	17900	20000	42,11 (+294%)	7,39 (+57%)	252,18 (+28%)	20000 (-36%)	-24000	100	MH
<b>MG3morp</b>	17900	20000	24,48 (+129%)	7,6 (+56%)	166,7 (-15%)	23000 (-26%)	-25000	100	MH
<b>M3P</b>	2000	3000	14,49 (+35%)	17,7 (+2%)	246,8 (+25%)	36000 (+14%)	-37000	100	MH
<b>MG3P</b>	2000	3000	9,00 (-15%)	17,2 (-0,63%)	230,9 (+17%)	35000 (+11%)	-50000	92,2	MH
<b>MG3morpP</b>	2000	3000	5,78 (-45%)	18,08 (+4%)	127,5 (-35%)	43000 (+36%)	-51000	92,3	MH-ParaSy

Les Figure 5-8 et Figure 5-9 montrent les écarts de chaque FEM construit par rapport aux données expérimentales pour les variables mesurées lors des essais ex vivo.

## 5.5 DISCUSSION

Les résultats des simulations avec différents niveaux des personnalisations morphologique et mécanique ont montré des différences variables entre les valeurs observées sur les simulations par rapport au modèle expérimental ex vivo, dans le comportement mécanique de la mandibule édentée et atrophique en compression latérale. La personnalisation morphologique permet de s'approcher aux valeurs de résistance et déplacement maximales et de rigidité extrinsèque, néanmoins une personnalisation mécanique semble être plus importante pour arriver à une bio

fidélité plus proche du comportement réel de la mandibule atrophique édentée en sollicitation de compression latérale axiale.

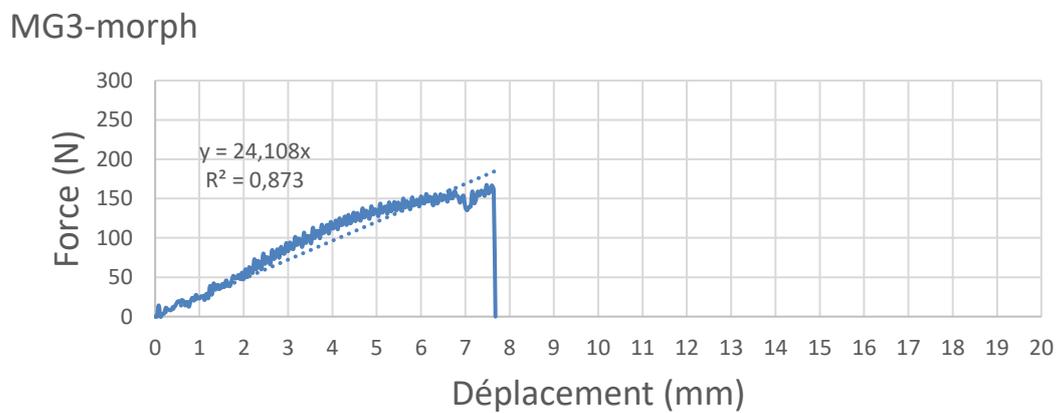
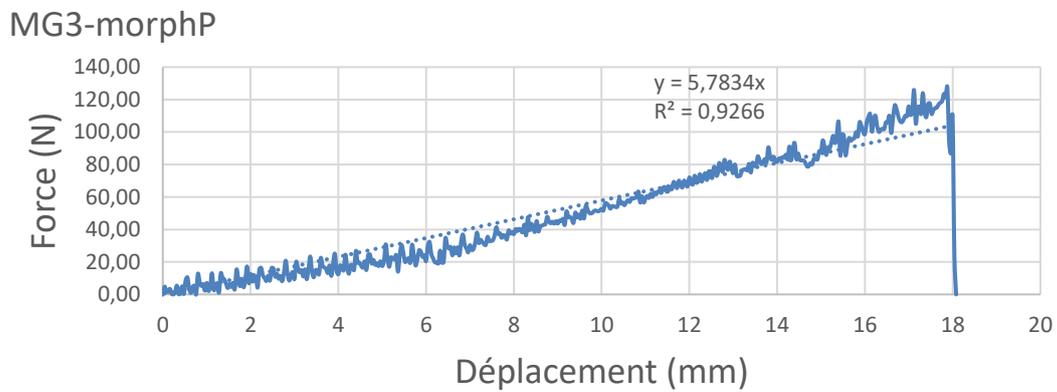
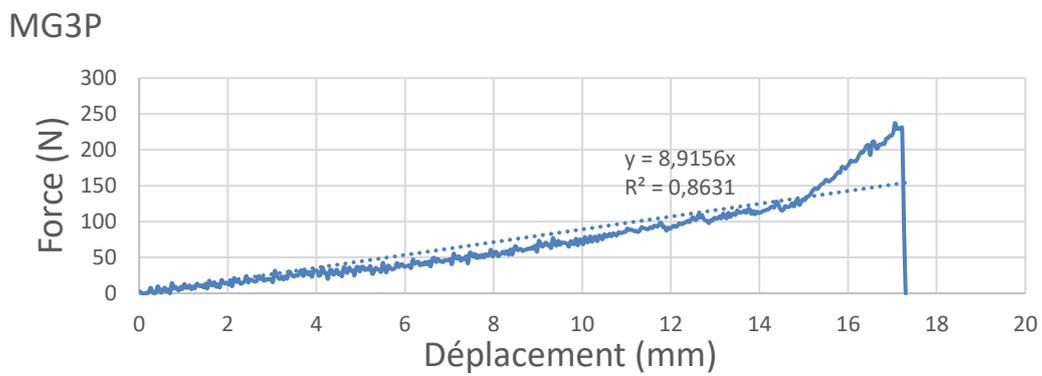
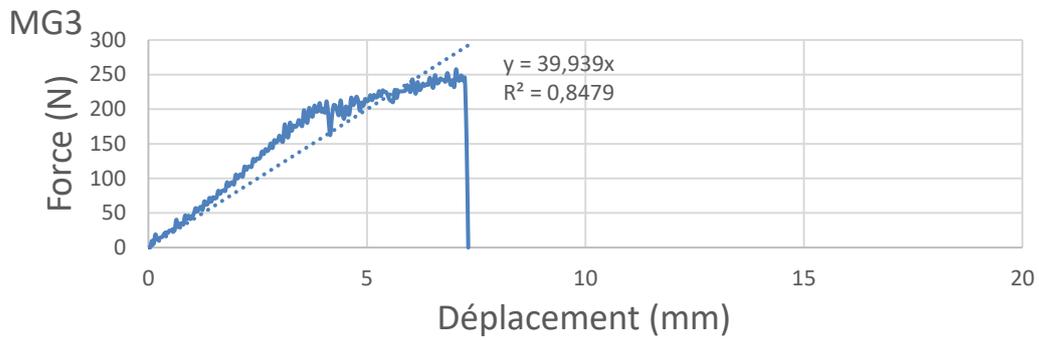


Figure 5-7 Courbes Force-Déplacement de différents niveaux de personnalisation de la mandibule édentée.

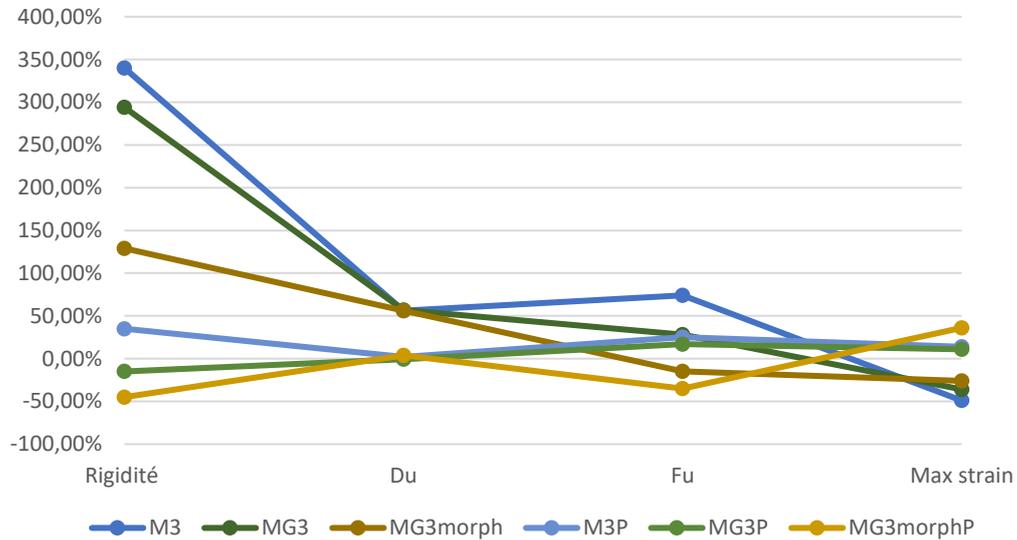


Figure 5-8 Ecart en pourcentage des variables mesures sur les MEF personnalisées de mandibules, par rapport aux données expérimentales obtenues ex vivo.

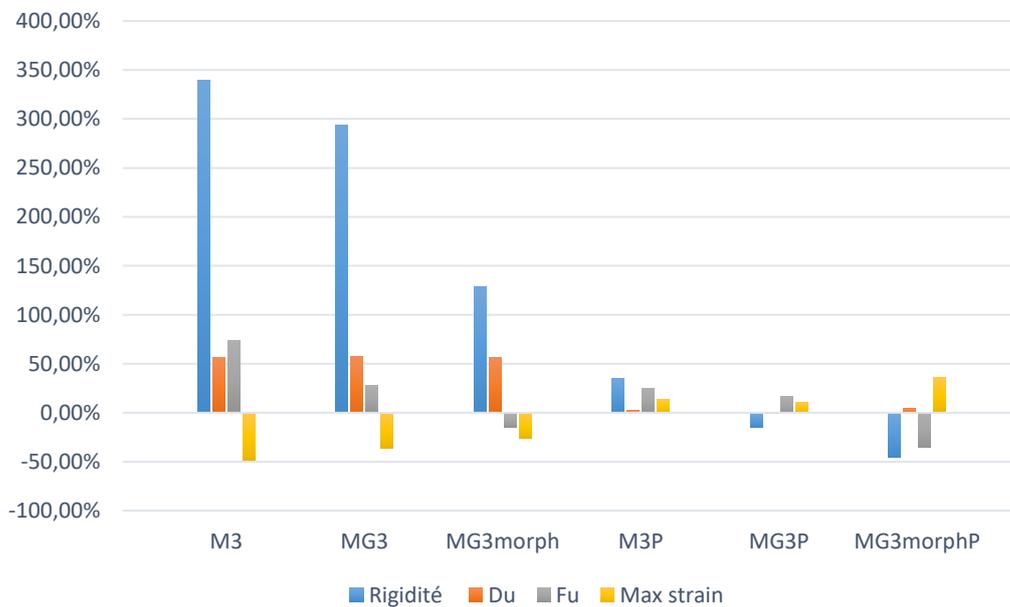


Figure 5-9 Ecart observés pour chaque MEF personnalisée de mandibule pour la rigidité, Du, Fu et Max strain, par rapport aux données observés expérimentalement.

La Figure 5-10 montre les zones de déformations maximales observées au moment de la fracture sur les MEF avec différent degré de personnalisation et les zones de déformation maximale et région de fracture observé sur la M3 dans l'expérimentation ex vivo.

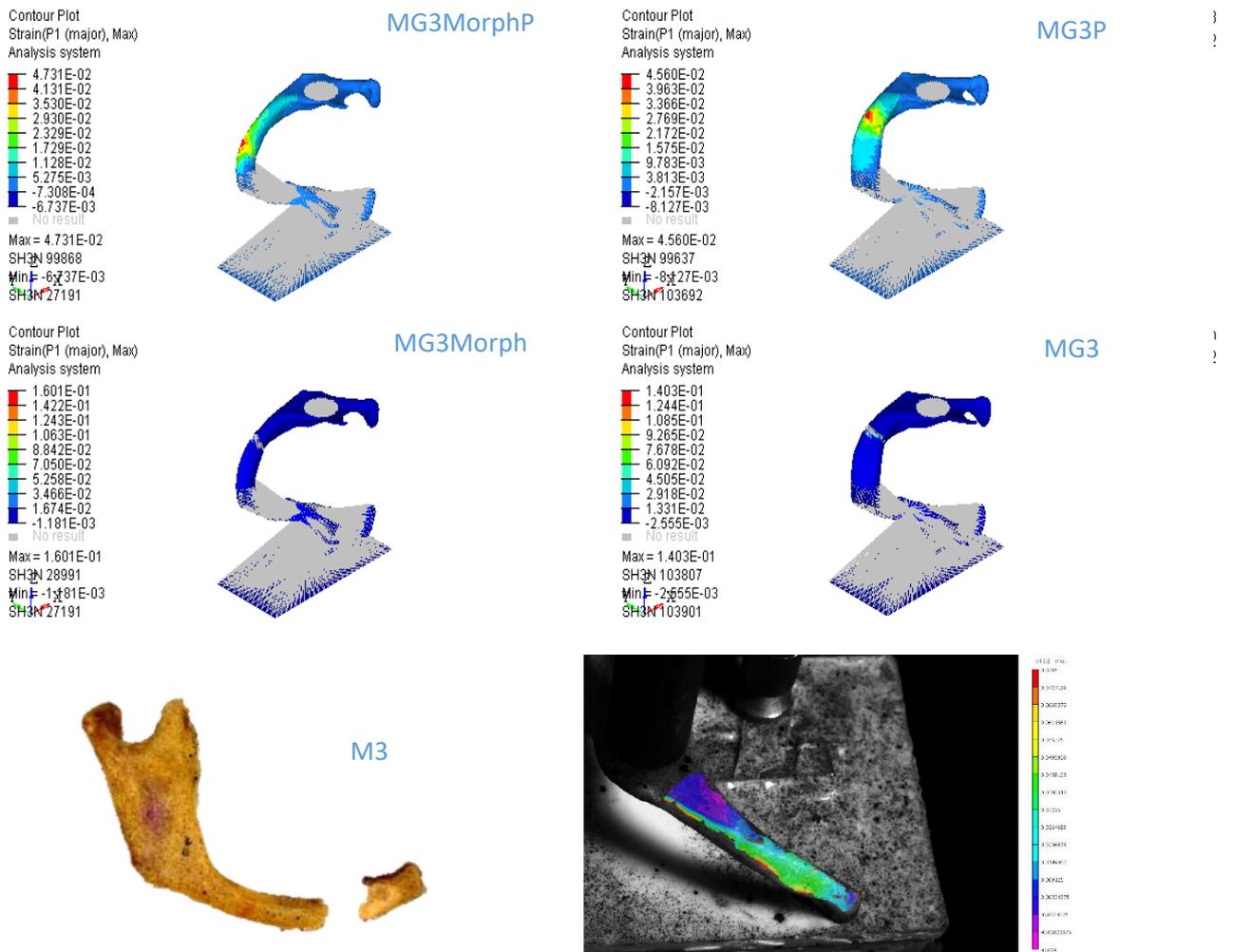


Figure 5-10 Régions de déformations maximales et fracture sur les différents MEF personnalisées de la mandibule édenté et zones de déformation et fracture observé sur la mandibule édenté lors de l'essai expérimental ex vivo.

L'utilisation de la géométrie d'une mandibule générique édenté (moyenne morphologique obtenue para morphométrie géométrique), et des valeurs de propriétés mécaniques de l'os cortical personnalisées pour la construction du MEF, ont permis d'avoir des comportement mécaniques sur les simulations plus proches aux comportement observé sur le modèle expérimental ex vivo M3 (Figure 5-9).

Les moyens plus communs pour l'obtention de modèles patient-spécifiques des os sont les images médicales telles que le CT ou RMI par segmentation o par génération automatiques des

maillage [43], avec les inconvénients des couts, temps et l'exposition a plus de radiation pour les patients, une alternative est la construction à partir des modèles statistiques déformables.[116] Les modèles statistiques sont adaptées à l'anatomie du patient par différents méthodes : extrapolation par PCA, correspondance entre points anatomiques par algorithmes et par le couplage entre PCA et morphing, entre autres méthodes décrits dans la littérature. [116, 118] La plus part des méthodes basées sur des modèles statistiques ont besoin d'une grande nombre d'échantillons pour la construction des diverses morphologies et la génération des algorithmes ou fonctions mathématiques complexes ; des méthodes plus simples sont décrits pour construire des modèles personnalisées, à partir des modèles génériques adaptées par algorithmes simples à l'aide des images radiologiques conventionnelles sur différents axes (frontal et latéral) sur les quelles des points anatomiques ou «landmarks» sont prises. [119]

Dans notre étude, nous avons abordée une personnalisation des paramètres morphologiques avec une méthode simple de morphing, à partir d'un modèle générique correspondant au moyenne morphologiques des mandibules édentés et des variables morphologiques sur des points de référence anatomiques établies par une méthode de PCA sur un groupe des mandibules avec des géométries variables (Chapitre 3). Néanmoins sur nos résultats la seule personnalisation morphologique, ne semble pas être suffisante pour arriver à une bio fidélité des MEF (*Tableau 5-3*). La définition de sensibilité des MEF aux variations des paramètres biomécaniques de l'os cortical et la comparaison des MEF avec le comportement mécanique des mandibules des morphologies variables dans les essais ex vivo (Chapitre 4), ont permis de personnaliser des paramètres mécaniques pour une simulation plus approchée aux résultats expérimentales ex vivo. Nos résultats on montre une bio fidélité similaire entre les modèles générique du groupe des mandibules édentés avec le modèle générique personnalisée géométriquement par morphing. (Figure 5-8,Figure 5-9)

En sciences dentaires, la possibilité d'évaluer biomécaniquement avec une bio fidélité précise, les contraintes et charges qui agissent sur l'os mandibulaire ; serai un outil très important pour prévoir des niveaux optimale des charges ou des régions sollicités dans différents traitements thérapeutiques, ou des charges sont appliquées aux tissus osseux. Des méthodes simples de personnalisation des modèles de simulations permet son application a différents conditions cliniques particulières, plus précisément dans les traitements avec des dispositifs médicaux telles que les implants dentaires ou des plaques ou vis de fixation.

Les modèles génériques obtenues selon le degré d'édentulation permettent de s'approcher aux caractéristiques morphologiques trouvés cliniquement. Les modèles définies dans cette étude ont été la base pour autres travaux menés au sein du LBA dans la conception des dispositifs d'usage dans l'implantologie dentaire. (ANNEXE C)

## 5.6 CONCLUSIONS

Nos résultats ont montré qu'une personnalisation morphologique de la mandibule permet de s'approcher aux valeurs de résistance et déplacement maximales et de rigidité extrinsèque par rapport à un modèle générique, néanmoins une personnalisation mécanique des propriétés de l'os cortical semble être plus importante pour arriver à une prédiction plus proche du comportement réel de la mandibule atrophique édentée en sollicitation de compression latérale axiale. Malheureusement, des données primaires des propriétés mécaniques pour l'os cortical et l'os trabéculaire dans les mandibules édentés sont limitées. L'usage des valeurs reportés souvent para la littérature n'ont pas montré une vraie approche aux résultats expérimentales ex vivo. Cela montre l'importance des essaies de sensibilité des MEF au changement de ces valeurs, pour avoir une évaluation des possibilités des comportements mécaniques in vivo de l'os mandibulaire dans différents sollicitations mécaniques liées aux traitements odontologiques.

## CONCLUSION ET PERSPECTIVES

---

Les travaux menés dans le cadre de cette recherche avaient pour objectif la parameterisation géométrique et mécanique d'un modèle éléments finis (EF) de la mandibule, intégrant les particularités anatomiques d'un individu et permettant de prédire avec précision, les réponses mécaniques vis-à-vis des forces appliquées. Les modèles EF permettent d'évaluer les contraintes et déformations des structures anatomiques soumis aux diverses sollicitations mécaniques. Les modèles biomécaniques personnalisés sont de plus en plus importantes pour des applications médicales telles que analyses du remodelage osseux, comportement mécanique des os avec ou sans implantés et la compression des processus de fracture. Une caractérisation morphologique et mécanique a été effectuée pour évaluer les paramètres nécessaires pour la personnalisation de la mandibule humaine.

Les méthodes nous ont amené à intégrer l'utilisation des outils de morphométrie géométrique tridimensionnelle pour caractériser tridimensionnellement les variations morphologiques dues au procès d'edentulation de la mandibule dans un échantillon des mandibules prélevés sur des corps donnés à la science.

A partir de résultats de caractérisation géométrique, nous avons pu conclure que les méthodes morphométriques géométriques 3D combinées à des outils de morphing, ont permis d'évaluer et de visualiser les variations morphologiques associées aux différents états d'edentition de la mandibule. En plus, la perte de dents a un effet sur la morphologie mandibulaire prévisible, principalement sur les dimensions verticales et de section transversal. Les zones anatomiques les plus variables morphologiquement ont été déterminées, et des géométries moyennes de chaque type d'edentulation et niveau d'atrophie mandibulaire ont été définies.

La méthode de morphométrie géométrique a permis d'établir des variations morphologiques et l'obtention rapide des modèles surfaciques dans les limites normaux de l'échantillon évaluée, ainsi que la possibilité d'obtenir géométries mandibulaires liés aux différents composants de la variabilité morphologique.

Une révision des travaux précédents nous a permis de reconnaître des manques des données primaires des références sur les propriétés mécaniques des tissus osseux des mâchoires, avec une grande dispersion des valeurs dans les modèles EF publiés sur l'os mandibulaire.

A partir de la caractérisation mécanique des mandibules représentatives de chaque groupe morphologique, nous avons observé la pertinence des tests de sensibilité dans les études FEA sur les mandibules humaines, et nous avons mis en évidence de l'influence de la géométrie,  $E$  (os cortical) et  $\epsilon_{\max} - \epsilon_y$  sur les modèles de mandibule. Nos résultats montrent le besoin d'une meilleure caractérisation mécanique de l'os mandibulaire à partir d'essais expérimentales pour définir les seuils des propriétés mécaniques et sa variation par rapport aux conditions anatomiques individuelles, étant donné que l'utilisation de valeurs mécaniques moyennes reportés dans la littérature ne sont pas applicables dans tous les cas pour la modélisation de l'os mandibulaire. Les évidences expérimentales précédentes, montrent une variabilité importante dans les valeurs du module de Young d l'os cortical et de l'os trabéculaire mandibulaire, ainsi que une variation de ces valeurs avec l'edentulation, probablement associé aux adaptations fonctionnelles de son structure á différents échelles dans le cas d'edentulation. Cette variabilité a été évidente dans la présente étude par les différences trouvées dans la bio fidélité des modèles numériques évaluées.

L'utilisation de modèles qui caractérisent les propriétés de l'os cortical et trabéculaire de manière hétérogène et non homogène pourrait améliorer la capacité prédictive du FEM, et la création de modèles FEA pour des patients individuels, basés sur des techniques numériques avancées, deviendra possible et peut-être même courante.

Les progrès des techniques d'imagerie et de reconstruction géométrique ont ouvert la possibilité de révolutionner la façon dont les cliniciens diagnostiquent et traitent certaines pathologies.

## BIBLIOGRAPHIE

---

- [1] S. F. a. U. o. H. F. Gilbert and S. F. a. Gilbert, *Developmental Biology eBook*, 10th ed.
- [2] R. Cerny, P. Lwigale, R. Ericsson, D. Meulemans, H. H. Epperlein, and M. Bronner-Fraser, "Developmental origins and evolution of jaws: new interpretation of "maxillary" and "mandibular"," (in eng), *Dev Biol*, vol. 276, no. 1, pp. 225-36, Dec 2004, doi: 10.1016/j.ydbio.2004.08.046.
- [3] M. C. Meikle, *Craniofacial development, growth and evolution*. Bressingham: Bateson, 2002.
- [4] J. Langman and T. W. Sadler, *Langman's medical embryology*, 8th ed. / T.W. Sadler, original illustrations by Jill Leland / computer illustrations by Susan L. Sadler-Redmond / scanning electron micrographs by Kathleen K. Sulik and Jennifer Burgoon / ultrasound images by Nancy Chescheir. ed. Philadelphia ; London: Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [5] S. K. Lee, Y. S. Kim, H. S. Oh, K. H. Yang, E. C. Kim, and J. G. Chi, "Prenatal development of the human mandible," (in eng), *Anat Rec*, vol. 263, no. 3, pp. 314-25, Jul 2001.
- [6] J. P. Charlier and A. Petrovic, "[Studies on the rat mandible in organ culture: does the condylar cartilage have an independent growth potential?]," (in fre), *Orthod Fr*, vol. 38, pp. 165-75, 1967.
- [7] D. H. Enlow, H. J. Bianco, and S. Eklund, "REMODELING OF EDENTULOUS MANDIBLE," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 36, no. 6, pp. 685-693, 1976 1976, doi: 10.1016/0022-3913(76)90035-4.
- [8] D. H. Enlow, "A morphogenetic analysis of facial growth," (in eng), *Am J Orthod*, vol. 52, no. 4, pp. 283-99, Apr 1966.
- [9] A. BJORK, "Variations in the growth pattern of the human mandible: longitudinal radiographic study by the implant method," (in eng), *J Dent Res*, vol. 42(1)Pt 2, pp. 400-11, 1963 Jan-Feb 1963, doi: 10.1177/00220345630420014701.
- [10] M. Puisoru, N. Fornia, A. M. Fatu, R. Fatu, and C. Fatu, "Analysis of mandibular variability in humans of different geographic areas," *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, vol. 188, no. 6, pp. 547-554, Nov 2006, doi: 10.1016/j.aanat.2006.05.015.
- [11] D. Swasty *et al.*, "Anthropometric Analysis of the Human Mandibular Cortical Bone as Assessed by Cone-Beam Computed Tomography," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 67, no. 3, pp. 491-500, 3// 2009, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2008.06.089>.
- [12] D. Swasty *et al.*, "Cross-sectional human mandibular morphology as assessed in vivo by cone-beam computed tomography in patients with different vertical facial dimensions," *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, vol. 139, no. 4, Supplement, pp. e377-e389, 4// 2011, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2009.10.039>.
- [13] C. L. Schwartz-Dabney and P. C. Dechow, "Edentulation alters material properties of cortical bone in the human mandible," *Journal of Dental Research*, vol. 81, no. 9, pp. 613-617, Sep 2002.
- [14] G. M. Morant and N. K. Adyanthaya, "A BIOMETRIC STUDY OF THE HUMAN MANDIBLE.," *Biometrika*, vol. 28, no. 1-2, pp. 84-122, 1936.
- [15] P. Mercier and R. Lafontant, "Residual alveolar ridge atrophy: classification and influence of facial morphology," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 41, no. 1, pp. 90-100, Jan 1979.
- [16] L. T. Humphrey, M. C. Dean, and C. B. Stringer, "Morphological variation in great ape and modern human mandibles," (in eng), *J Anat*, vol. 195 ( Pt 4), pp. 491-513, Nov 1999.
- [17] M. Coquerelle, F. L. Bookstein, J. Braga, D. J. Halazonetis, G. W. Weber, and P. Mitteroecker, "Sexual dimorphism of the human mandible and its association with

- dental development," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 145, no. 2, pp. 192-202, Jun 2011, doi: 10.1002/ajpa.21485.
- [18] E. Nicholson and K. Harvati, "Quantitative analysis of human mandibular shape using three-dimensional geometric morphometrics," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 131, no. 3, pp. 368-83, Nov 2006, doi: 10.1002/ajpa.20425.
- [19] V. J. Kingsmill, "Post-extraction remodeling of the adult mandible," *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, vol. 10, no. 3, pp. 384-404, Aug 1999.
- [20] J. I. Cawood and R. A. Howell, "A classification of the edentulous jaws," *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 17, no. 4, pp. 232-236, 8// 1988, doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0901-5027\(88\)80047-X](http://dx.doi.org/10.1016/S0901-5027(88)80047-X).
- [21] E. F. Hutchinson, M. Farella, and B. Kramer, "Importance of teeth in maintaining the morphology of the adult mandible in humans," (in eng), *Eur J Oral Sci*, vol. 123, no. 5, pp. 341-349, Aug 2015, doi: 10.1111/eos.12203.
- [22] T. Sella-Tunis, A. Pokhojaev, R. Sarig, P. O'Higgins, and H. May, "Human mandibular shape is associated with masticatory muscle force," (in eng), *Sci Rep*, vol. 8, no. 1, p. 6042, Apr 2018, doi: 10.1038/s41598-018-24293-3.
- [23] M. Uma, R. Shetty, and K. K. Shenoy, "Cephalometric: evaluation of influence of edentulousness on mandibular morphology: a comparative study," (in eng), *J Indian Prosthodont Soc*, vol. 13, no. 3, pp. 269-73, Sep 2013, doi: 10.1007/s13191-012-0213-y.
- [24] S. Huuonen *et al.*, "Influence of edentulousness on gonial angle, ramus and condylar height," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 37, no. 1, pp. 34-38, Jan 2010, doi: 10.1111/j.1365-2842.2009.02022.x.
- [25] A. Tallgren, "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years (Reprinted from *J Prosthet Dent* vol 27, pg 120-32, 1972)," *Journal of Prosthetic Dentistry*, vol. 89, no. 5, pp. 427-435, May 2003, doi: 10.1016/s0022-3913(03)00158-6.
- [26] A. Tallgren, "The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 27, no. 2, pp. 120-32, Feb 1972.
- [27] C. Drysdale *et al.*, "A Dentist's Guide to Implantology ADI," in *Association of Dental Implantology UK*, K. Slade, Ed., ed. 98 South Worple Way, London, SW14 8ND: ADI Association of Dental Implantology UK, 2012.
- [28] N. O'zıkaya and M. Nordin, *Fundamentals of biomechanics : equilibrium, motion, and deformation*, 2nd ed. ed. New York: Springer, 1998.
- [29] C. H. Turner, "Bone Strength: Current Concepts," *Ann. N.Y. Acad. Sci.*, no. 1068, pp. 429-446, 2006, doi: 10.1196/annals.1346.039.
- [30] E. Hamed, Y. Lee, and I. Jasiuk, "Multiscale modeling of elastic properties of cortical bone," *Acta Mechanica*, journal article vol. 213, no. 1, pp. 131-154, August 01 2010, doi: 10.1007/s00707-010-0326-5.
- [31] W. E. Roberts, S. Huja, and J. A. Roberts, "Bone modeling: biomechanics, molecular mechanisms, and clinical perspectives," *Seminars in Orthodontics*, vol. 10, no. 2, pp. 123-161, 6// 2004, doi: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sodo.2004.01.003>.
- [32] H. M. Frost, "A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians," (in eng), *Angle Orthod*, vol. 74, no. 1, pp. 3-15, Feb 2004, doi: 10.1043/0003-3219(2004)0742.0.CO;2.
- [33] G. J. Tortora *et al.*, "Principes d'anatomie et de physiologie."
- [34] W. E. Roberts, J. A. Roberts, B. N. Epker, D. B. Burr, and J. K. Hartsfield Jr, "Remodeling of Mineralized Tissues, Part I: The Frost Legacy," *Seminars in Orthodontics*, vol. 12, no. 4, pp. 216-237, 12// 2006, doi: <http://dx.doi.org/10.1053/j.sodo.2006.08.002>.
- [35] J. P. Kan, R. B. Judge, and J. E. Palamara, "In vitro bone strain analysis of implant following occlusal overload," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 25, no. 2, pp. e73-82, Feb 2014, doi: 10.1111/clr.12059.

- [36] H. M. Frost, "Wolff's Law and bone's structural adaptations to mechanical usage: an overview for clinicians," (in eng), *Angle Orthod*, vol. 64, no. 3, pp. 175-88, 1994, doi: 10.1043/0003-3219(1994)064<0175:wlab>2.0.co;2.
- [37] P. Bhattacharya and M. Viceconti, "Multiscale modeling methods in biomechanics," (in eng), *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med*, vol. 9, no. 3, 05 2017, doi: 10.1002/wsbm.1375.
- [38] T. M. van Eijden, "Biomechanics of the mandible," (in eng), *Crit Rev Oral Biol Med*, vol. 11, no. 1, pp. 123-36, 2000.
- [39] W. L. Hylander and A. W. Crompton, "Jaw movements and patterns of mandibular bone strain during mastication in the monkey *Macaca fascicularis*," (in eng), *Arch Oral Biol*, vol. 31, no. 12, pp. 841-8, 1986.
- [40] F. Gacnik, Z. R. Ren, and N. I. Hren, "Modified bone density-dependent orthotropic material model of human mandibular bone," *Medical Engineering & Physics*, vol. 36, no. 12, pp. 1684-1692, Dec 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.09.013.
- [41] R. T. Hart, V. V. Hennebel, N. Thongpreda, W. C. Vanbuskirk, and R. C. Anderson, "MODELING THE BIOMECHANICS OF THE MANDIBLE - A 3-DIMENSIONAL FINITE-ELEMENT STUDY," *Journal of Biomechanics*, vol. 25, no. 3, pp. 261-286, Mar 1992, doi: 10.1016/0021-9290(92)90025-v.
- [42] C. E. Misch, Z. Qu, and M. W. Bidez, "Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: Implications for dental implant treatment planning and surgical placement," *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 57, no. 6, pp. 700-706, 6// 1999, doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0278-2391\(99\)90437-8](http://dx.doi.org/10.1016/S0278-2391(99)90437-8).
- [43] S. H. Liao, R. F. Tong, and J. X. Dong, "Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible," (in English), *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, Article vol. 88, no. 3, pp. 197-209, Dec 2007, doi: 10.1016/j.cmpb.2007.09.009.
- [44] A. N. Natali, E. L. Carniel, and P. G. Pavan, "Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, vol. 100, no. 2, pp. 158-165, Nov 2010, doi: 10.1016/j.cmpb.2010.03.006.
- [45] R. C. W. Wong, H. Tideman, M. A. W. Merckx, J. Jansen, S. M. Goh, and K. Liao, "Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of reconstructed mandibles," *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, vol. 40, no. 4, pp. 393-400, 4// 2011, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijom.2010.11.023>.
- [46] D. J. Daegling and W. L. Hylander, "Biomechanics of torsion in the human mandible," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 105, no. 1, pp. 73-87, Jan 1998, doi: 10.1002/(SICI)1096-8644(199801)105:1<73::AID-AJPA7>3.0.CO;2-E.
- [47] D. J. Daegling and W. L. Hylander, "Experimental observation, theoretical models, and biomechanical inference in the study of mandibular form," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 112, no. 4, pp. 541-51, Aug 2000, doi: 10.1002/1096-8644(200008)112:4<541::aid-ajpa8>3.0.co;2-z.
- [48] J. Al-Sukhun, M. Helenius, C. Lindqvist, and J. Kelleway, "Biomechanics of the mandible part I: measurement of mandibular functional deformation using custom-fabricated displacement transducers," (in eng), *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 64, no. 7, pp. 1015-22, Jul 2006, doi: 10.1016/j.joms.2006.03.009.
- [49] F. Gröning, J. Liu, M. J. Fagan, and P. O'Higgins, "Validating a voxel-based finite element model of a human mandible using digital speckle pattern interferometry," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 9, pp. 1224-1229, 6/19/ 2009, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.03.025>.
- [50] A. Ramos, A. Ballu, M. Mesnard, P. Talaia, and J. A. Simões, "Numerical and Experimental Models of the Mandible," *Exp Mech*, vol. 51, no. 7 pp. 1053-1059, 2011, doi: <https://doi.org/10.1007/s11340-010-9403-x>.
- [51] J. D. Pampush and D. J. Daegling, "Symphyseal surface strain during in vitro human mandibular wishboning," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 159, no. 2, pp. 256-66, Feb 2016, doi: 10.1002/ajpa.22863.

- [52] N. Wakabayashi, M. Ona, T. Suzuki, and Y. Igarashi, "Nonlinear finite element analyses: Advances and challenges in dental applications," *Journal of Dentistry*, vol. 36, no. 7, pp. 463-471, 7// 2008, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2008.03.010>.
- [53] I. A. Sigal, H. Yang, M. D. Roberts, and J. C. Downs, "Morphing methods to parameterize specimen-specific finite element model geometries," (in eng), *J Biomech*, vol. 43, no. 2, pp. 254-62, Jan 19 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.036.
- [54] L. S. de Souza Nunes, M. M. Bornstein, P. Sendi, and D. Buser, "Anatomical Characteristics and Dimensions of Edentulous Sites in the Posterior Maxillae of Patients Referred for Implant Therapy," *International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry*, Article vol. 33, no. 3, pp. 336-345, 05// 2013, doi: 10.11607/prd.1475.
- [55] J. B. Brunski, "Biomechanics of oral implants: future research directions," *Journal of dental education*, vol. 52, no. 12, pp. 775-87, 1988-Dec 1988.
- [56] D. Busenlechner, R. Furhauser, R. Haas, G. Watzek, G. Mailath, and B. Pommer, "Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis," (in eng), *J Periodontal Implant Sci*, vol. 44, no. 3, pp. 102-8, Jun 2014, doi: 10.5051/jpis.2014.44.3.102.
- [57] D. a. J. R. a. D. M. a. M. G. a. Q. M. Van Steenberghe, "The relative impact of local and endogenous patient-related factors on implant failure up to the abutment stage," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 13, no. 6, pp. 617--622, 2002, doi: 10.1034/j.1600-0501.2002.130607.x.
- [58] B. R. Chrcanovic, T. Albrektsson, and A. Wennerberg, "Reasons for failures of oral implants," (in eng), *J Oral Rehabil*, vol. 41, no. 6, pp. 443-76, Jun 2014, doi: 10.1111/joor.12157.
- [59] J. Al-Sukhun and J. Kelleway, "Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 22, no. 3, pp. 455-466, May-Jun 2007.
- [60] B. R. Chrcanovic, M. H. Abreu, and A. L. Custódio, "Morphological variation in dentate and edentulous human mandibles," (in eng), *Surg Radiol Anat*, vol. 33, no. 3, pp. 203-13, Apr 2011, doi: 10.1007/s00276-010-0731-4.
- [61] C. N. Ozturk, C. Ozturk, M. Bozkurt, H. S. Uygur, F. A. Papay, and J. E. Zins, "Dentition, bone loss, and the aging of the mandible," (in eng), *Aesthet Surg J*, vol. 33, no. 7, pp. 967-74, Sep 2013, doi: 10.1177/1090820X13503473.
- [62] R. Okşayan, B. Asarkaya, N. Palta, İ. Şimşek, O. Sökücü, and E. İşman, "Effects of edentulism on mandibular morphology: evaluation of panoramic radiographs," (in eng), *ScientificWorldJournal*, vol. 2014, p. 254932, 2014, doi: 10.1155/2014/254932.
- [63] S. Mantini and M. Ripani, "Modern morphometry: new perspectives in physical anthropology," (in eng), *N Biotechnol*, vol. 25, no. 5, pp. 325-30, Jun 2009, doi: 10.1016/j.nbt.2009.03.009.
- [64] M. V. Toro Ibacache, G. Manriquez Soto, and I. Suazo Galdames, "Morfometría Geométrica y el Estudio de las Formas Biológicas: De la Morfología Descriptiva a la Morfología Cuantitativa," *International Journal of Morphology*, vol. 28, pp. 977-990, 2010.
- [65] D. C. Adams, F. J. Rohlf, and D. E. Slice, "Geometric morphometrics: Ten years of progress following the 'revolution'," *Italian Journal of Zoology*, vol. 71, no. 1, pp. 5-16, 2004/01/01 2004, doi: 10.1080/11250000409356545.
- [66] C. P. Klingenberg, "Visualizations in geometric morphometrics: how to read and how to make graphs showing shape changes," *Italian Journal of Mammalogy*, Geometric morphometrics; landmarks; Procrustes superimposition; thin-plate spline; transformation grids; warping vol. 24, no. 1, pp. 15-24, 2013-05-15 2013, doi: 10.4404/hystrix-24.1-7691.

- [67] C. P. Klingenberg, M. Barluenga, and A. Meyer, "Shape analysis of symmetric structures: quantifying variation among individuals and asymmetry," (in eng), *Evolution*, vol. 56, no. 10, pp. 1909-20, Oct 2002.
- [68] Ø. Hammer, D. A. T. Harper, and P. D. Ryan, "PAST: Paleontological statistics software package for education and data analysis.," *Palaeontologia Electronica*, vol. 4, no. 1, p. 9, 2001.
- [69] D. F. Wiley, N. Amenta, D. A. Alcantara, D. Ghosh, Y. J. Kil, E. and W. H.-S. Delson, F. J. Rohlf, K. St. John, and B. Hamann, " Evolutionary Morphing," in *Proceedings of IEEE Visualization 2005 VIS '05*, Minneapolis, 2005, pp. 431-438.
- [70] A. G. Drake and C. P. Klingenberg, "Large-scale diversification of skull shape in domestic dogs: disparity and modularity," (in eng), *Am Nat*, vol. 175, no. 3, pp. 289-301, Mar 2010, doi: 10.1086/650372.
- [71] G. Ceylan, N. Yanıkoglu, A. B. Yılmaz, and Y. Ceylan, "Changes in the mandibular angle in the dentulous and edentulous states," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 80, no. 6, pp. 680-4, Dec 1998.
- [72] S. Tsuchiya *et al.*, "MORPHOLOGIC STUDY OF MANDIBLES IN JAPANESE PATIENTS FOR MANDIBULAR RECONSTRUCTION WITH FIBULA FREE FLAPS," *Head and Neck-Journal for the Sciences and Specialties of the Head and Neck*, vol. 33, no. 3, pp. 383-388, Mar 2011, doi: 10.1002/hed.21460.
- [73] A. Alvarez-Arenal, F. S. Lasheras, E. M. Fernández, and I. González, "A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone," *Mathematical and Computer Modelling*, vol. 50, no. 5-6, pp. 695-704, 9// 2009, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.mcm.2008.12.029>.
- [74] C. Lindh, K. Obrant, and A. Petersson, "Maxillary bone mineral density and its relationship to the bone mineral density of the lumbar spine and hip," (in eng), *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, vol. 98, no. 1, pp. 102-9, Jul 2004, doi: 10.1016/S1079210403004608.
- [75] I. Herrmann, U. Lekholm, S. Holm, and C. Kultje, "Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures," (in eng), *Int J Oral Maxillofac Implants*, vol. 20, no. 2, pp. 220-30, 2005 Mar-Apr 2005.
- [76] C. E. Misch, J. Hoar, G. Beck, R. Hazen, and C. M. Misch, "A bone quality-based implant system: a preliminary report of stage I & stage II," (in eng), *Implant Dent*, vol. 7, no. 1, pp. 35-42, 1998.
- [77] S. Lee, B. Gantes, M. Riggs, and M. Crigger, "Bone density assessments of dental implant sites: 3. Bone quality evaluation during osteotomy and implant placement," *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, vol. 22, no. 2, pp. 208-212, Mar-Apr 2007.
- [78] R. Pauwels, R. Jacobs, S. R. Singer, and M. Mupparapu, "CBCT-based bone quality assessment: are Hounsfield units applicable?," *Dentomaxillofacial Radiology*, vol. 44, no. 1, Jan 2015, Art no. 20140238, doi: 10.1259/dmfr.20140238.
- [79] A. Parsa, N. Ibrahim, B. Hassan, P. van der Stelt, and D. Wismeijer, "Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT," *Clinical Oral Implants Research*, vol. 26, no. 1, pp. E1-E7, Jan 2015, doi: 10.1111/clr.12315.
- [80] L. Peng, J. Bai, X. Zeng, and Y. Zhou, "Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions," (in eng), *Med Eng Phys*, vol. 28, no. 3, pp. 227-33, Apr 2006, doi: 10.1016/j.medengphy.2005.06.003.
- [81] J. F. Bowley, I. P. Ichim, J. A. Kieser, and M. V. Swain, "FEA evaluation of the resistance form of a premolar crown," (in eng), *J Prosthodont*, vol. 22, no. 4, pp. 304-12, Jun 2013, doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00949.x.

- [82] L. Capek, A. Simunek, R. Slezak, and L. Dzan, "Influence of the orientation of the Osstell transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: a numerical approach," (in eng), *Med Eng Phys*, vol. 31, no. 7, pp. 764-9, Sep 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2009.02.003.
- [83] G. Frisardi *et al.*, "Biomechanics of the press-fit phenomenon in dental implantology: an image-based finite element analysis," (in eng), *Head Face Med*, vol. 8, p. 18, May 2012, doi: 10.1186/1746-160X-8-18.
- [84] Z. Lian, H. Guan, S. Ivanovski, Y. C. Loo, N. W. Johnson, and H. Zhang, "Effect of bone to implant contact percentage on bone remodelling surrounding a dental implant," (in eng), *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 39, no. 7, pp. 690-8, Jul 2010, doi: 10.1016/j.ijom.2010.03.020.
- [85] L. Baggi, I. Cappelloni, M. Di Girolamo, F. Maceri, and G. Vairo, "The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis," (in eng), *J Prosthet Dent*, vol. 100, no. 6, pp. 422-31, Dec 2008, doi: 10.1016/S0022-3913(08)60259-0.
- [86] N. Okumura, R. Stegaroiu, E. Kitamura, K. Kurokawa, and S. Nomura, "Influence of maxillary cortical bone thickness, implant design and implant diameter on stress around implants: a three-dimensional finite element analysis," (in eng), *J Prosthodont Res*, vol. 54, no. 3, pp. 133-42, Jul 2010, doi: 10.1016/j.jpor.2009.12.004.
- [87] F. Lofaj, J. Kučera, D. Németh, and L. Kvetková, "Finite element analysis of stress distributions in mono- and bi-cortical dental implants," (in eng), *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*, vol. 50, pp. 85-96, May 2015, doi: 10.1016/j.msec.2015.01.095.
- [88] S. H. Chang, C. L. Lin, S. S. Hsue, Y. S. Lin, and S. R. Huang, "Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla," (in eng), *Med Eng Phys*, vol. 34, no. 2, pp. 153-60, Mar 2012, doi: 10.1016/j.medengphy.2011.07.005.
- [89] A. M. O'Mahony, J. L. Williams, J. O. Katz, and P. Spencer, "Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible," (in eng), *Clin Oral Implants Res*, vol. 11, no. 5, pp. 415-21, Oct 2000.
- [90] A. N. Natali, E. L. Carniel, and P. G. Pavan, "Modelling of mandible bone properties in the numerical analysis of oral implant biomechanics," (in eng), *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 100, no. 2, pp. 158-65, Nov 2010, doi: 10.1016/j.cmpb.2010.03.006.
- [91] F. Gröning, M. Fagan, and P. O'Higgins, "Modeling the human mandible under masticatory loads: which input variables are important?," (in eng), *Anat Rec (Hoboken)*, vol. 295, no. 5, pp. 853-63, May 2012, doi: 10.1002/ar.22455.
- [92] T. W. Koriath, D. P. Romilly, and A. G. Hannam, "Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible," (in eng), *Am J Phys Anthropol*, vol. 88, no. 1, pp. 69-96, May 1992, doi: 10.1002/ajpa.1330880107.
- [93] P. Bujtár, G. K. Sándor, A. Bojtos, A. Szucs, and J. Barabás, "Finite element analysis of the human mandible at 3 different stages of life," (in eng), *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, vol. 110, no. 3, pp. 301-9, Sep 2010, doi: 10.1016/j.tripleo.2010.01.025.
- [94] A. Ayali and K. Bilginaylar, "Evaluating the biomechanical effects of implant diameter in case of facial trauma to an edentulous atrophic mandible: a 3D finite element analysis," (in eng), *Head Face Med*, vol. 13, no. 1, p. 5, May 2017, doi: 10.1186/s13005-017-0139-z.
- [95] F. Gröning, J. A. Bright, M. J. Fagan, and P. O'Higgins, "Improving the validation of finite element models with quantitative full-field strain comparisons," (in eng), *J Biomech*, vol. 45, no. 8, pp. 1498-506, May 2012, doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.02.009.
- [96] E. Ellis and C. Price, "Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible," (in eng), *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 66, no. 3, pp. 421-35, Mar 2008, doi: 10.1016/j.joms.2007.08.042.

- [97] H. A. Emam, H. W. Ferguson, and C. A. Jatana, "Management of atrophic mandible fractures: an updated comprehensive review."
- [98] R. A. Bruce and E. Ellis, "The second Chalmers J. Lyons Academy study of fractures of the edentulous mandible," (in eng), *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 51, no. 8, pp. 904-11, Aug 1993.
- [99] T. Torsiglieri, S. Raith, A. Rau, H. Deppe, F. Hölzle, and T. Steiner, "Stability of edentulous, atrophic mandibles after insertion of different dental implants. A biomechanical study," (in eng), *J Craniomaxillofac Surg*, vol. 43, no. 5, pp. 616-23, Jun 2015, doi: 10.1016/j.jcms.2015.03.001.
- [100] S. A. Maas, B. J. Ellis, G. A. Ateshian, and J. A. Weiss, "FEBio: finite elements for biomechanics," (in eng), *J Biomech Eng*, vol. 134, no. 1, p. 011005, Jan 2012, doi: 10.1115/1.4005694.
- [101] C. E. Misch and K. W. Judy, "Classification of partially edentulous arches for implant dentistry," (in eng), *Int J Oral Implantol*, vol. 4, no. 2, pp. 7-13, 1987.
- [102] P. Cignoni, M. Callieri, M. Corsini, M. Dellepiane, F. Ganovelli, and G. Ranzuglia, "MeshLab: an Open-Source Mesh Processing Tool," presented at the Eurographics Italian Chapter Conference, 2008. [Online]. Available: <http://dblp.uni-trier.de/db/conf/egltaly/egltaly2008.html#CignoniCCDGR08>.
- [103] K. H. Bormann *et al.*, "Five-year retrospective study of mandibular fractures in Freiburg, Germany: incidence, etiology, treatment, and complications," (in eng), *J Oral Maxillofac Surg*, vol. 67, no. 6, pp. 1251-5, Jun 2009, doi: 10.1016/j.joms.2008.09.022.
- [104] V. S. Cheong, A. Karunaratne, A. A. Amis, and A. M. J. Bull, "Strain rate dependency of fractures of immature bone," (in eng), *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 66, pp. 68-76, 02 2017, doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.10.023.
- [105] I. T. Haider, P. Schneider, A. Michalski, and W. B. Edwards, "Influence of geometry on proximal femoral shaft strains: Implications for atypical femoral fracture," (in eng), *Bone*, vol. 110, pp. 295-303, May 2018, doi: 10.1016/j.bone.2018.02.015.
- [106] O. Panagiotopoulou, N. Curtis, P. O' Higgins, and S. N. Cobb, "Modelling subcortical bone in finite element analyses: A validation and sensitivity study in the macaque mandible," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 8, pp. 1603-1611, 5/28/ 2010, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.12.027>.
- [107] F. J. Arendts and C. Sigolotto, "[Standard measurements, elasticity values and tensile strength behavior of the human mandible, a contribution to the biomechanics of the mandible--I]," (in ger), *Biomed Tech (Berl)*, vol. 34, no. 10, pp. 248-55, Oct 1989.
- [108] J. H. Keyak, "Improved prediction of proximal femoral fracture load using nonlinear finite element models," (in eng), *Med Eng Phys*, vol. 23, no. 3, pp. 165-73, Apr 2001.
- [109] C. J. Hernandez and M. C. van der Meulen, "Understanding Bone Strength Is Not Enough," (in eng), *J Bone Miner Res*, vol. 32, no. 6, pp. 1157-1162, Jun 2017, doi: 10.1002/jbmr.3078.
- [110] J. D. Currey, "What determines the bending strength of compact bone?," (in eng), *J Exp Biol*, vol. 202, no. Pt 18, pp. 2495-503, Sep 1999.
- [111] V. Ebacher, C. Tang, H. McKay, T. R. Oxland, P. Guy, and R. Wang, "Strain redistribution and cracking behavior of human bone during bending," (in eng), *Bone*, vol. 40, no. 5, pp. 1265-75, May 2007, doi: 10.1016/j.bone.2006.12.065.
- [112] J. M. Reina, J. M. García-Aznar, J. Domínguez, and M. Doblaré, "Numerical estimation of bone density and elastic constants distribution in a human mandible," (in eng), *J Biomech*, vol. 40, no. 4, pp. 828-36, 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.03.007.
- [113] B. Couteau, Y. Payan, and S. Lavallée, "The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures," *Journal of Biomechanics*, vol. 33, no. 8, pp. 1005-1009, 8// 2000, doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00055-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00055-5).
- [114] S. Bonaretti, C. Seiler, C. Boichon, M. Reyes, and P. Büchler, "Image-based vs. mesh-based statistical appearance models of the human femur: implications for finite element

- simulations," (in eng), *Med Eng Phys*, vol. 36, no. 12, pp. 1626-35, Dec 2014, doi: 10.1016/j.medengphy.2014.09.006.
- [115] M. A. Baldwin, J. E. Langenderfer, P. J. Rullkoetter, and P. J. Laz, "Development of subject-specific and statistical shape models of the knee using an efficient segmentation and mesh-morphing approach," (in eng), *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 97, no. 3, pp. 232-40, Mar 2010, doi: 10.1016/j.cmpb.2009.07.005.
- [116] K. T. Rajamani, M. A. Styner, H. Talib, G. Zheng, L. P. Nolte, and M. A. G. Ballester, "Statistical deformable bone models for robust 3D surface extrapolation from sparse data," *Medical Image Analysis*, vol. 11, no. 2, pp. 99-109, 4// 2007, doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.media.2006.05.001>.
- [117] I. A. Sigal, M. R. Hardisty, and C. M. Whyne, "Mesh-morphing algorithms for specimen-specific finite element modeling," (in eng), *J Biomech*, vol. 41, no. 7, pp. 1381-9, 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.02.019.
- [118] N. Hraiech, C. Boichon, M. Rochette, T. Marchal, and M. Horner, "Statistical Shape Modeling of Femurs Using Morphing and Principal Component Analysis," *Journal of Medical Devices*, vol. 4, no. 2, 2010, doi: 10.1115/1.3443744.
- [119] M. K. Ün, E. Avşar, and İ. D. Akçalı, "An analytical method to create patient-specific deformed bone models using X-ray images and a healthy bone model," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 104, pp. 43-51, 2019/01/01/ 2019, doi: <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2018.11.003>.

## LISTE DES FIGURES

---

Figure 1-1. Anatomie Mandibulaire ( <a href="https://www.chu-besancon.fr/smf/201012PDF/10-12-06.pdf">https://www.chu-besancon.fr/smf/201012PDF/10-12-06.pdf</a> )	14
Figure 1-2. Directions de la croissance mandibulaire et modelage osseuse, les flèches noires indiquent résorption du périoste et les flèches claires indiquent apposition du périoste. [8]	18
Figure 1-3. A. Reconstruction volumétrique de trois sujets avec différents type faciales : face longue, face moyenne et face court. B. Coupe de section transversal qui montre la variabilité morphologique de corticales osseuses dans ces sujets d'après Swasty et al. 2011. [12]	20
Figure 1-4. Variabilité dans les changements morphologiques après la perte des dents. [19]	21
Figure 2-1. Organisation des structures osseuses. [30]	24
Figure 2-2. La structure de l'os cortical [33]	25
Figure 2-3. Structure de l'os spongieux [33]	25
Figure 2-4. Biomedical Tissue Research, University of York. "the bone remodeling process" <a href="https://www.york.ac.uk/res/bonefromblood/background/Bone%20remodelling%20best.jpg">https://www.york.ac.uk/res/bonefromblood/background/Bone%20remodelling%20best.jpg</a>	27
Figure 2-5. Zones d'adaptation de l'o pour des implants dentaires [35]	27
Figure 2-6. Le mechanostat de Frost montre la relation entre le chargement dynamique et l'historique des déformations de pointe : atrophie, maintien physiologique, hypertrophie, échec de fatigue et fracture spontanée. R_ résorption; F formation.[34]	29
Figure 2-7. Courbe de déplacement de charge pour le tissu osseux. La pente de la région linéaire de la courbe représente la rigidité extrinsèque ou la rigidité de la structure (S); la hauteur de la courbe désignait la force ultime (Fu); l'aire sous la courbe est le travail à l'échec (U); et total le déplacement en fracture est le déplacement ultime (Du).[29]	30
Figure 2-8. Courbes de charge-déplacement pour différentes conditions osseuses. L'os Ostéoporotique est cassant et affiche donc un travail à la faille réduit. Par contre, un os de un jeune enfant est ductile avec un déplacement ultime plus important, ce qui entraîne une augmentation du travail à la faille.[29]	31
Figure 2-9. Les courbes contrainte-déformation dépendant du taux de déformation pour le tissu osseux cortical [28]	32
Figure 2-10. Courbe contrainte-déformation pour l'os. [29]	32
Figure 2-11. Chargement de la mandibule lors de la mastication unilatérale. Fb est la force de morsure, Fmb, Fmw, Fib et Fjw sont les forces musculaires et articulaires sur les côtés de balance et de travail. [38]	34
Figure 2-12. Contraintes dans une poutre courbée, dans une charge latérale transversale. C : centre de la courbature ; R, Radio de la courbature ; NA, fibre neutre ; CM, centre du masse.[38]	35
Figure 2-13 Modèle expérimental propose pour mésuser les contraintes dans la mandibule en torsion (A) ou de charge occlusal (B). [46, 47]	39
Figure 2-14 Modèle expérimental proposé par Al-Sukhun.[48]	39
Figure 2-15 modèle expérimental proposé par Gröning et al.[49]	40
Figure 2-16 modèle expérimental des mesures de contraintes proposé par Ramos et al.[50]	40
Figure 2-17 modèle expérimental de la mandibule proposée par Pampush et Daegling pour mesurer les contraintes sur la symphyse en torsion mandibulaire avec des jauges de contraintes et sur une machine Universal d'essaies. [51].	41
Figure 3-1. Changements morphologiques dans la mandibule suite à la perte de dents d'après Cawood et Howell, 1988.[20]	53
Figure 3-2. Classification de la perte osseuse dans la mandibule antérieur et postérieur, d'après Cawood et Howell [20]	53
Figure 3-3. Mandibules disséqués pour l'étude, présentant différents stades d'edentulation.	56
Figure 3-4. Mesures linéales et angulaires pris en 2D avec morphométrie traditionnelle. A. vue latérale, B. Vue frontal, C. Vue basal.	57
Figure 3-5. Box plot des variables mesures par morphométrie traditionnelle sur les mandibules. Distance en mm, angles en grades.	59

<i>Figure 3-6. Moyenne des variables mesurés sur les mandibules, pour chaque groupe. Distance en mm, angles en grades.</i>	59
<i>Figure 3-7 .Moyenne des variables mesurés sur les mandibules, pour chaque groupe. Distance en mm, angles en grades.</i>	60
<i>Figure 3-8. Planes d'orientation des images DICOM dans le software MIMICS.</i>	61
<i>Figure 3-9. Détermination du seuil (thresholding) a partir d'une ligne de profil pour définir les valeurs minimal et maximal de Unités Hounsfield (HU) pour la segmentation de l'os cortical et trabéculaire.</i>	61
<i>Figure 3-10. Obtention des images 3D à partir de la compilation des images 2D.</i>	62
<i>Figure 3-11. Segmentation a. optimale, b. personnalisé, c. par polygones sans dents.</i>	62
<i>Figure 3-12. Landmarks (points de repère) placées sur les mandibules pour l'analyse de morphométrie géométrique.</i>	63
<i>Figure 3-13. a. Plots de PCA1 Vs PCA2 et b. PCA1 Vs PCA3 des deux répétitions des mesures. Vert : mesure 1, rouge : mesure 2.</i>	65
<i>Figure 3-14. Box plots des différences entre la répétition 1 et répétition 2 des landmarks dans les coordonnées X, Y, Z.</i>	66
<i>Figure 3-15. Distances Morphologique par clustering entre la répétition 1 et répétition 2 pour chaque spécimen.</i>	69
<i>Figure 3-16. Analyse de composantes Principales (PCA) de la forme mandibulaire du trois groups. a. plot du PC1 Vs PC2. b. plot du PC1 Vs PC3.</i>	71
<i>Figure 3-17. Déformations de forme correspondant aux deux premiers PCs.</i>	71
<i>Figure 3-18. Changements de forme 3D sur une vue buccal(a) et linguale (b) associés à trois premiers PC en transformant le modèle de surface mandibulaire moyenne.</i>	72
<i>Figure 3-19. Différences de forme entre les moyennes des groupes.</i>	75
<i>Figure 3-20. Différence de forme entre les configurations moyennes du groupe. Modèles de surface 3D de la moyenne de chaque groupe et maillage surfacique de chaque géométrie moyenne.</i>	76
<i>Figure 4-1. Classification de Lekholm et Zarb (1985) basée sur l'épaisseur corticale et trabéculaire d'après Drysdale et al. 2012 (12)</i>	81
<i>Figure 4-2 Déformation de la mandibule en fonction : 1. Approximation du corps, 2. Rotation du corps, 3. forces du cisaillement dorso-ventral. [48]</i>	84
<i>Figure 4-3 Les zones de l'os cortical mandibulaire et ses directions de charge mécanique.[40]</i>	86
<i>Figure 4-4. Classification des mandibules choisis, selon type d'edentulation et quantité d'os.</i>	93
<i>Figure 4-5. Epaisseur des corticales, obtenues sur Meshlab par les distances entre les surfaces de l'os cortical et l'os trabéculaire. Les histogrammes montrent la magnitude des épaisseurs. a : M1, b : M2 , c : M3.</i>	95
<i>Figure 4-6. Mis en place des mandibules dans l'encastrement de résine FAST CAST F180.</i>	96
<i>Figure 4-7. Configuration expérimentale du système Vic 3D. a. Principe du système de mesure de déformation et de déplacement à double chambre. b. Tablette d'étalonnage utilisée. c. Motif de points sur les surfaces à évaluer (mâchoires). d. Analyse des données relatives au logiciel associé au système, basée sur le calibrage précédent.</i>	97
<i>Figure 4-8. Machine d'essai hydraulique universelle MTS (MTS System Corp. MN, États-Unis)</i>	98
<i>Figure 4-9. Mis en place des essais expérimentaux</i>	98
<i>Figure 4-10. Mise en place final des essais avec des mandibules.</i>	99
<i>Figure 4-11. Données enregistrées pour la charge de compression expérimentale sur chaque mandibule : Du: déplacement final (déplacement axial maximal atteint), Fu: force ultime (force pour la fracture osseuse) et rigidité extrinsèque calculée par la pente de la charge-déplacement de la courbe. <math>\epsilon_1</math> : contrainte maximal avant la fracture.</i>	99
<i>Figure 4-12. Graphiques comparative de barres de données registre dans les essais expérimentaux des mandibules.</i>	100
<i>Figure 4-13. Déformations maximal <math>\epsilon_1</math>, registrées par le système Vic3D. A.: M1, B.: M2, C.: M3</i>	101
<i>Figure 4-14. Zones de fracture expérimentale des mandibules.</i>	102
<i>Figure 4-15. Modèle FEA préliminaire.</i>	104

Figure 4-16. Loi elasto-plastique et paramètres nécessaires : E: module de Young, $\sigma_y$ : Yield stress , $\epsilon_{max}$ :Contrainte Maximal	105
Figure 4-17. Montage expérimental et modèle d'éléments finis pour la simulation, chargé de reproduire les conditions du modèle expérimental ex vivo.	106
Figure 4-18. Courbes charge-déplacement obtenues expérimentalement et par FEA comparées. A: M1, B:M2, C: M3. $y$ : équation de régression, $R^2$ coefficient de corrélation.	108
Figure 4-19 Déformations et contraintes maximales et sa correspondance avec les sites de fracture pour chaque mandibule.	110
Figure 4-20. Les courbes de niveau pour $\epsilon_1$ , $\epsilon_3$ , la contrainte VonMises et le site de fracture pour la FEM étaient les enregistrements correspondant aux données expérimentales pour chaque mandibule. Il montre également le tracé de $\epsilon_1$ enregistré expérimentalement et du site de fracture.	113
Figure 5-1 Mandibule sélectionné, avec edentulation total et atrophie du corps mandibulaire. a. mandibule disséqué b. reconstruction après segmentation c. dimensions sur la symphyse d. épaisseur du cortical, mesuré par distance entre surface de l'os cortical et l'os trabéculaire.	121
Figure 5-2 domaines limités par des poignets localises sur des nœuds ou points: global en rouge et local en jaune.	123
Figure 5-3 Morphing contrôlé par altérations des dimensions	124
Figure 5-4 Outil morph volume, définie un volume à partir de huit poignées avec les quels le volume peut être modifié par le déplacement des coins.	125
Figure 5-5 Altération distance poignés globaux= Dist (A'-B') – Dist (A-B)	125
Figure 5-6 Procès du morphing de la mandibule générique vers une géométrie cible par morph volumen.	126
Figure 5-7 Courbes Force-Déplacement de différents niveaux de personnalisation de la mandibule édentée.	129
Figure 5-8 Ecart en pourcentage des variables mesures sur les MEF personnalisés de mandibules, par rapport aux données expérimentales obtenues ex vivo.	129
Figure 5-9 Ecart observés pour chaque MEF personnalisée de mandibule pour la rigidité, Du, Fu et Max strain, par rapport aux données observés expérimentalement.	129
Figure 5-10 Régions de déformations maximales et fracture sur les différents MEF personnalisés de la mandibule édenté et zones de déformation et fracture observé sur la mandibule édenté lors de l'essai expérimental ex vivo.	130

## LISTE DES TABLEAUX

Tableau 2-1. Coefficients élastiques de l'os corticale (Cort) et l'os spongieux (CAN.) de mandibule humaine	37
Tableau 2-2. Taux de réussite des implants dentaire places entre 2014 et 2012 a l'Academy for Oral Implantology, Vienne.	46
Tableau 3-1. Facteurs, locales et systémiques, ont été proposés comme ayant une influence sur la résorption de la post extraction. (Kingsmill, 1999)	50
Tableau 3-2 Variabilité de deux variables morphologiques de la mandibule d'après Chrcanovic. Comparaison entre hommes et femmes et entre dentés et édentés. Distances en mm et angles en degrés.[60]	51
Tableau 3-3. Variabilité morphologique de la mandibule, d'après Puisoru.[10]	52
Tableau 3-4. Protocole de mesures 2D pris par morphométrie traditionnelle.	57
Tableau 3-5. Définition de landmarks (points de repère) sur la mandibule.	63
Tableau 3-6. ANOVA Procruste de l'erreur de mesure pour le facteur "répétition", (SS) Sum of squares, (MS) mean squares, (dF) degrees of freedom.	65
Tableau 3-7. Différences absolues (mm) entre les répétitions pour la mesure des données de coordonnées brutes du repère pour les axes X, Y et Z, et les coefficients des intraclass	66
Tableau 3-8. Eigenvalues des Principales composantes (PC) pour les dix premiers PC des mandibules.	70
Tableau 3-9. Variables métriques de la configuration moyenne de chaque groupe : mandibules dentées G1. Mandibules G2 partiellement édentées et mandibules édentées G3. Les distances sont indiquées en mm. Les variations relatives montrent en pourcentage de la mesure G1	74
Tableau 4-1. Propriétés mécaniques de l'os mandibulaire reporté s dans la littérature. E : module de Young, $\rho$ : densité, $\nu$ : coefficient de Poisson.	87
Tableau 4-2. Caractéristiques morphologiques des mandibules pris pour les essais mécaniques.	94
Tableau 4-3. Sensibilité du modèle préliminaire au changement du module de Young de l'os trabéculaire	105
Tableau 4-4. Propriétés des matériaux affectées à la FEM de base sur la base des données expérimentales précédentes sur les mandibules dentées et édentées. E: Young's modulus, $\rho$ : Density, $\nu$ : Poisson's coefficient, $\sigma_y$ : Yield Stress, $\epsilon_{max}$ : Maximal plastic strain.	106
Tableau 4-5. Données obtenues par FEA du $F_u$ , $D_u$ , Rigidité extrinsèque (pente), comparées avec les données expérimentaux pour la pente de la courbe force - déplacement.	107
Tableau 4-6. Données enregistrées sur les FEA avec des variations consécutives de la corticale E et du post rendement max. souche ( $\epsilon_{psmax}$ ) pour chaque mandibule. La rigidité extrinsèque, $D_u$ et $F_u$ est exprimée également en pourcentage des valeurs expérimentales observées. Sym : Symphyse, Sym-p : Para symphyse, Bod : Corps, MH : mental trou.	111
Tableau 4-7. Résultats du test ANOVA à deux facteurs ( $p > 0,05$ ) pour évaluer l'effet de l'atrophie mandibulaire et de la corticale E sur la rigidité extrinsèque ; et effet de l'atrophie et $\epsilon_{psmax}$ sur les pics des principales contraintes.	112
Tableau 5-1 Valeurs des propriétés mécaniques reportés dans la littérature pour l'os cortical et l'os trabéculaire. [13, 40, 42, 89, 90, 95, 107]	122
Tableau 5-2 Valeurs des propriétés mécaniques personnalisées établis à partir des essais de sensibilité précèdent.	123
Tableau 5-3 valeurs obtenues par les FEA de chaque modèle construit. M3: Mandibule de référence, MG3 : Mandibule générique avec morphologie moyenne édenté, MG3morp : Mandibule générique moyenne modifié par morphing. P : modèles personnalisés dans les valeurs des propriétés mécaniques des tissus. M3 exp : données obtenues par l'essai expérimental de la mandibule de référence. Pour les valeurs de la pente (slope), $D_u$ , $F_u$ ; les écarts en pourcentage par rapport aux données expérimentaux sont montrés.	127

## ANNEXES

### ANNEXE A

Morphologie (2018) 102, 255–262



Disponible en ligne sur  
**ScienceDirect**  
www.sciencedirect.com

Elsevier Masson France  
**EM|consulte**  
www.em-consulte.com



ORIGINAL ARTICLE

## A 3D characterization method of geometric variation in edentulous mandibles



*Une méthode de caractérisation 3D de la variation géométrique des mandibules édentées*

S.V. Guevara Perez<sup>a,b,\*</sup>, G. de la Rosa Castolo<sup>b</sup>, L. Thollon<sup>b</sup>, M. Behr<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Oral Health Department, Universidad Nacional de Colombia, 111321 Bogota, Colombia

<sup>b</sup> Aix-Marseille Université, IFSTTAR, LBA UMR T24, 13385 Marseille cedex 5, France

Available online 7 September 2018

### ANNEXE B

Journal of Stomatology oral and Maxillofacial Surgery xxx (xxxx) xxx-xxx



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Stomatology oral and Maxillofacial Surgery

journal homepage: www.elsevier.com



Original Article

Exploratory study of the three-dimensional morphological variation of the jaw associated to teeth loss

S.V. Guevara Perez<sup>a,b,\*</sup>, M. Behr<sup>b</sup>, L. Thollon<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Universidad Nacional de Colombia, Department of Oral Health, 11001 Bogota-Colombia

<sup>b</sup> IFSTTAR-laboratory of applied biomechanics UMR T24, Aix-Marseille Université, 13916 Marseille, France

## ANNEXE C



### RESEARCH AND EDUCATION

## Implant-supported overdentures with different clinical configurations: Mechanical resistance using a numerical approach



Guillermo de la Rosa Castolo, MS,<sup>a</sup> Sonia V. Guevara Perez, DDS,<sup>b</sup> Pierre-Jean Arnoux, PhD,<sup>c</sup>  
Laurent Badih, MS,<sup>d</sup> Franck Bonnet, DDS,<sup>e</sup> and Michel Behr, PhD<sup>f</sup>