Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale

Guillaume Odin

▶ **To cite this version:**

Guillaume Odin. Modélisation numérique de l'os mandibulaire appliquée à l'implantologie dentaire et maxillo-faciale. Modélisation et simulation. École Nationale Supérieure des Mines de Paris, 2008. Français. NNT : 2008ENMP1570 . tel-00357542

HAL Id: tel-00357542

https://pastel.hal.science/tel-00357542

Submitted on 30 Jan 2009

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

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

Ecole Doctorale 364 : Sciences Fondamentales et Appliquées

N° attribué par la bibliothèque

|__|__|__|__|__|__|__|__|__|__|

T H E S E

pour obtenir le grade de

Docteur de l'Ecole Nationale Supérieure des Mines de Paris

Spécialité «Sciences et Génie des Matériaux»

présentée et soutenue publiquement par

M. Guillaume ODIN

Soutenue le 25 juin 2008

MODELISATION NUMERIQUE DE L'OS MANDIBULAIRE APPLIQUEE A L'IMPLANTOLOGIE DENTAIRE ET MAXILLO-FACIALE

Directeur de thèse : Jean-Marc HAUDIN

Jury :

M. Pierre-Jean ARNOUX	Rapporteur
M. Patrick BAQUE	Rapporteur
M.Marc BOLLA	Examinateur
M. Pierre-Olivier BOUCHARD	Examinateur
M. Paul HOFMAN	Examinateur
M. Yannick TILLIER	Examinateur

TABLE DES MATIERES

I – INTRODUCTION *1*

II – TISSUS OSSEUX ET IMPLANTS DENTAIRES *3*

1 – Implants dentaires *3*
1 – 1 – Les implants axiaux
1 – 2 – Les Diskimplants®

2 – Structure de l'os humain *6*
2 – 1 – Introduction *6*
2 – 2 – Le tissu osseux *7*
2 – 2 – 1 – Les différentes cellules du tissus osseux *8*
2 – 2 – 2 – La matrice extra cellulaire *8*
2 – 2 – 3 – Le remodelage osseux *10*

3 – L'os mandibulaire *13*
3 – 1 – Anatomie *13*
3 – 2 – La résorption mandibulaire corporéale *14*

4 – Bases mécaniques de l'os *15*
4 – 1 – L'effort – déplacement *15*
4 – 2 – La contrainte – déformation *16*
4 – 3 – L'anisotropie *20*
4 – 4 – Viscoélasticité *20*

5 – Caractérisation mécanique de l'os *21*
5 – 1 – Essai en compression *21*
5 – 2 – Essai en traction *21*
5 – 3 – Essai en cisaillement *22*
5 – 4 – Essai en flexion *23*
5 – 5 – Caractérisation ultra sonore *24*
5 – 6 – Nano indentation *26*
5 – 7 – Essai de fatigue *28*
5 – 8 – Interprétation des résultats en fonction de l'essai mécanique *29*

6 – Module d'Young de l'os cortical mandibulaire *30*
7 – Limites des méthodes d'identification classiques *31*
8 – Modélisation par éléments finis: Principes *32*
9 – Bilan sur les propriétés mécaniques de l'os *38*

III – IDENTIFICATION DES PROPRIETES MECANIQUES DE L'OS MANDIBULAIRE

1 – Introduction *39*
2 – Identification des paramètres rhéologiques par analyse inverse *40*
3 – Approche expérimentale *42*
3 – 1 – Technique de prélèvement *42*
3 – 2 – Imagerie et génération du maillage *44*
3 – 3 – Les essais expérimentaux *46*
4 – Approche numérique *46*
5 – Méthode d'analyse des résultats *48*
5 – 1 – Analyse mathématique *48*
5 – 2 – Analyse numérique *49*

IV – RESULTATS DE LA CARACTERISATION MECANIQUE

1 – Observations générales *52*
2 – Première série d'essais : machine Zwick® *52*
3 – Seconde série d'essai : machine Instron® *57*
4 - Comparaison des logiciels FORGE 2005® et ABAQUS® *61*
5 – Analyse par le post processeur *61*
6 – Conclusion *66*

V – DISCUSSION

1 – Validation méthodologique *67*
2 – Interprétation des résultats *67*
3 – Facteurs pouvant influer la détermination du module d'Young *68*
3 – 1 – Le site de prélèvement
3 – 2 – L'essai mécanique
3 – 3 – L'âge des cadavres et leur statut dentaire
3 – 4 – La porosité de l'os
3 – 5 – L'état d'hydratation
3 – 6 – La température de l'essai
3 – 7 – Le mode de conservation
3 – 8 – Evaluation de l'anisotropie

4 – Conclusion *76*

VI – APPLICATION : MODELISATION NUMERIQUE DE L'OS MANDIBULAIRE

1 – Introduction *77*

2 – La phase expérimentale *78*

2 – 1 – Objectifs des tests expérimentaux *78*

2 – 2 – Le matériel osseux *78*

2 – 3 – Le matériel implantaire *79*

2 – 3 – 1 – Choix du matériel

2 – 3 – 2 – Mise en place de l'implant

2 – 4 – Tests expérimentaux *80*

2 – 4 – 1 – La machine d'essai

2 – 4 – 2 – Protocole d'essai

2 – 5 – Résultats des tests expérimentaux *82*

2 – 5 – 1 – Observations durant l'essai

2 – 5 – 2 – Analyse des résultats

3- Développement du modèle numérique *83*

3 – 1 – Objectifs de la modélisation numérique *83*

3 – 2 – L'acquisition des données *83*

3 – 2 – 1 – Imagerie osseuse

3 – 2 – 2 – CAO de l'implant

3 – 3 – Génération du modèle 3D et maillage volumique *84*

3 – 4 – Simulation numérique *84*

3- 4 – 1 – Le logiciel FORGE 2005®

3 – 4 – 2 – La pièce osseuse

3 – 4 – 3 – L'implant

3 – 4 – 4 – Conditions aux limites

3 – 4 – 5 – La simulation numérique

4 – Résultats de la phase numérique *87*

4 – 1 – Analyse numérique *87*

4 – 1 – 1 – Analyse des contraintes dans l'os

4 – 1 – 2 – Analyse de contraintes sur l'implant

4 – 2 – Analyse comparée de l'essai et de la simulation numérique *95*

4 – 2 – 1 – Analyse des courbes obtenues

4 – 2 – 2 – Analyse des déformations de l'implant

VII – CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES *99*

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES *101*

I- INTRODUCTION

La réparation de pertes dentaires, partielles ou totales, est à l'origine du développement de nombreuses techniques. Des pertes dentaires peuvent être la conséquence du vieillissement parodontal, de traumatismes maxillo-faciaux, ou de gestes chirurgicaux curateurs de cancers.
Elle concerne en France 5 millions de personnes, et représente un problème majeur de santé publique.
L'objectif actuel de la recherche clinique doit être de simplifier ce type de réhabilitation en limitant les gestes chirurgicaux associés, pour un résultat durable. C'est dans cette voie que nous tenterons d'établir un modèle numérique représentatif des propriétés mécaniques de l'os mandibulaire qui serait utilisable dans des situations complexes de réhabilitation dentaire. La création d'un modèle numérique de la biomécanique mandibulaire représenterait une aide en chirurgie dentaire et maxillo-faciale dans les domaines de l'implantologie, la traumatologie faciale, la chirurgie orthognatique et réparatrice.
L'élaboration de ce modèle passe par une connaissance précise des propriétés biomécaniques mandibulaires.
Dans la perspective de l'élaboration d'un modèle biomécanique numérique de l'os mandibulaire utilisable à terme en santé publique, nous avons retenu comme préalable l'estimation du module d'élasticité E (module d'Young). La détermination précise du module d'Young permettra la création d'un modèle numérique évaluant la répartition des propriétés biomécaniques de l'os mandibulaire cortical.
In vivo une approche des lois biomécaniques osseuses mandibulaires est possible par une évaluation de la quantité d'os par la mesure de la densité minérale osseuse (BMD) par absorptiométrie biphotonique à rayons X, qui est une densité surfacique moyenne, et ne donne d'informations ni sur la microarchitecture, ni sur l'hétérogénéité de la minéralisation et encore moins sur la texture. Il s'en suit des modèles analytiques pour la détermination du module d'Young peu fiables et inexploitables pour notre application.
In vitro les difficultés méthodologiques ont imposé aux travaux déjà réalisés une utilisation d'échantillons standardisés, les lois biomécaniques en découlant s'appliquant à une échelle microstructurale peu utilisable sur un modèle numérique global.
Dans le but de réaliser et d'évaluer un modèle par éléments finis permettant à terme d'optimiser le positionnement d'implants dentaires, nous proposons d'utiliser d'une part des

techniques d'imagerie pour acquérir des données représentatives de la structure globale de l'os et, d'autre part, des tests biomécaniques à partir d'échantillons non standardisés, représentatifs de l'échelle que l'on souhaite modéliser.

Pour la modélisation par éléments finis de la structure corticale de l'os mandibulaire, nous tenterons de retenir un module d'élasticité de l'os cortical estimé indirectement (méthode d'analyse inverse), en confrontant le Module d'Young global obtenu par le modèle numérique aux valeurs expérimentales déterminées *in vitro*.

Notre méthode d'analyse a été récemment validée dans l'étude de Bosisio [BOS 07] sur la détermination du module d'Young de l'os cortical de la partie distale du radius, celui-ci permettant la création d'un modèle numérique évaluant le risque fracturaire ostéoporotique du sujet âgé.

Nous présenterons ainsi dans une première partie, (chapitre II), l'état de l'art de la recherche sur l'os cortical tant pour sa caractérisation tissulaire structurale et architecturale, que pour sa caractérisation mécanique et sa modélisation par éléments finis et en s'orientant spécifiquement vers l'os mandibulaire. Par ailleurs nous rappellerons les bases de l'implantologie dentaire moderne.

La deuxième partie de notre travail (chapitre III) sera consacrée à l'identification des propriétés mécaniques de l'os mandibulaire, et particulièrement de la détermination précise de son module d'Young. Pour cela, nous nous servirons de la méthode d'analyse inverse.

Les résultats de notre identification seront présentés et discutés dans la troisième partie (chapitre IV).

La quatrième partie (chapitre V) aura pour but la modélisation numérique de l'os mandibulaire, grâce au logiciel Forge 2005® ainsi que la validation de notre modèle après mise en place d'un implant Basal (Diskimplant®).

La conclusion dégagera les principaux acquis de notre étude en situant les résultats significatifs par rapport au contexte clinique actuel et en soulignant les aspects restant à développer.

II – TISSUS OSSEUX ET IMPLANTS DENTAIRES

Dans une première partie, nous allons définir la structure générale de l'os humain, ainsi que les différentes étapes de son remodelage fonctionnel, communs à l'ensemble du tissu osseux de l'organisme.
Puis nous mettrons en place l'anatomie propre de la mandibule ainsi que ses particularités et notamment les conséquences osseuses de l'édentation.
Enfin, nous nous intéresserons aux qualités mécaniques du tissu osseux.

En préambule, nous résumerons la problématique actuelle de l'implantologie dentaire.

1 - Implants dentaires

L'implantologie dentaire a pour but de remplacer une ou plusieurs dents absentes par une racine artificielle (implant), sur laquelle sera fixée une couronne dentaire (prothèse).
Cette technique de restauration dentaire fait suite aux travaux de Branemarck, et à la connaissance de l'ostéo intégration du titane [BRA 69].
Depuis 40 ans, un grand nombre de techniques implantaires ont vu le jour, pour permettre actuellement des restaurations de plus en plus complexes dans des cas toujours plus difficiles.

Grâce à ces années de travail et de progrès, les implants actuellement sur le marché, bien que très nombreux, respectent le cahier des charges *in vitro*.
Toutefois, en pratique clinique, le choix du matériel utilisé et des modalités précises de mise en place est souvent aléatoire.

La stabilité dans le temps et la durée de fonction d'un implant dentaire dépendent de nombreux facteurs individuels, et notamment des conditions osseuses locales et générales.
Afin de répondre à ces conditions osseuses variées, différents types d'implants dentaires ont été, et sont encore actuellement en cours de développement.
Quelles que soient leur forme, leur taille, ou leur état de surface, tous sont en titane, et font l'objet de contrôles rigoureux.

Deux types d'implants dentaires sont utilisés en routine :

1– 1 Les implants axiaux (Fig II 1,2,3)

Ce type d'implant, le plus répandu, prend appui dans l'os cortical et spongieux.
Sur le plan de la forme, il s'apparente à une vis, macro ou microfiletée.
Sa mise en place nécessite une quantité d'os suffisante, en hauteur et en largeur, afin d'obtenir une bonne stabilité primaire, condition essentielle à l'ostéo intégration du titane.
Il est généralement mis en place par vissage après un ou plusieurs forages osseux successifs.

1-2 Les implants à plateau d'assise ou Diskimplant® (Fig II 4,5,6)

Le développement de ce type d'implant fait suite aux travaux initiaux du Dr Jean Marc Juillet, puis du Dr Gérard Scortecci [JUI 74, SCO 01].
Cet implant est constitué d'un ou plusieurs disques superposés autour d'un axe.
Cet implant autorise un appui multi-cortical, et est ainsi particulièrement adapté aux conditions osseuses difficiles, quantitativement ou qualitativement.
Sa mise en place, par insertion latérale, est possible même en présence d'une faible hauteur d'os. Sa stabilité primaire est obtenue par impaction.

En pratique clinique, le choix du nombre et du type d'implant mis en place dans une situation donnée dépend de l'expérience de l'opérateur et est soumis à une grande variabilité.

Une meilleure connaissance de la répartition des contraintes au sein de l'os après mise en charge des implants dentaires, pourrait permettre d'en optimiser la forme, le nombre et le positionnement.

Figure II.1

Figure II.4

Figure II.2

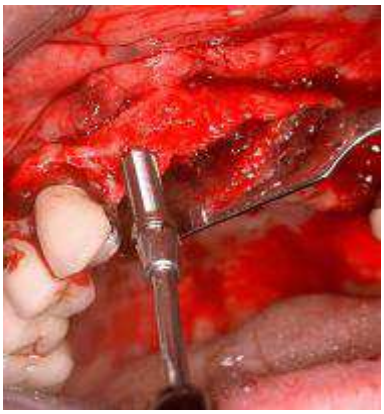


Figure II.5

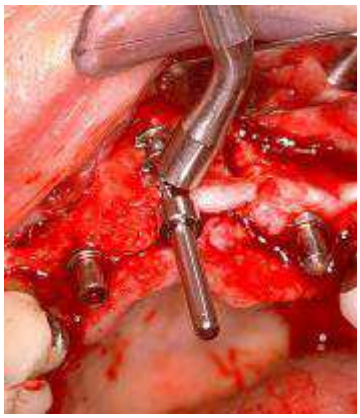


Figure II.3

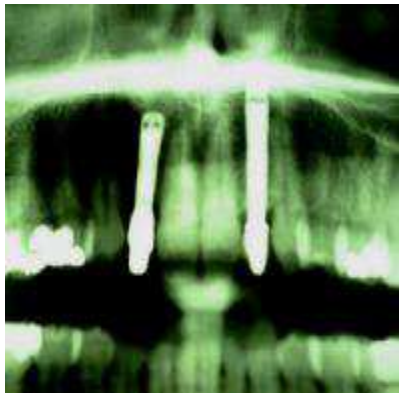


Figure II.6

Figure II : Implants axiaux (1,2,3) et Diskimplants® (4,5,6): Schéma, mise en place chirurgicale, et aspect radiologique.

2 - Structure de l'os humain

2 – 1 Introduction

Les os, éléments durs et/ou résistants, constituent la charpente du corps humain en servant de soutien aux parties molles.

Ces os (au nombre de 206) remplissent différentes fonctions dans le corps humain. Sur le plan statique, ils donnent au corps sa forme extérieure, soutiennent et protègent les parties molles, et renferment la moelle hématopoïétique.

Le tissu osseux, comme le tissu cartilagineux, est un « tissu squelettique », tissu conjonctif spécialisé, caractérisé par la nature solide de la matrice extra cellulaire (MEC). La matrice osseuse a la particularité de se calcifier, ce qui la rend opaque aux rayons X et permet l'étude des os par radiographie.

Le squelette a 3 fonctions :

- Fonction mécanique : le tissu osseux est un des tissus les plus résistants de l'organisme, capable de supporter des contraintes mécaniques, donnant à l'os son rôle de soutien du corps et de protection des organes.
- Fonction métabolique : le tissu osseux est un tissu dynamique, constamment remodelé sous l'effet des pressions mécaniques, entraînant la libération ou le stockage de sels minéraux, et assurant ainsi dans une large mesure (conjointement avec l'intestin et les reins) le contrôle du métabolisme phosphocalcique.
- Fonction hématopoiétique : les os renferment dans leurs espaces médullaires, la moelle hématopoïétique, dont les cellules souches, à l'origine des 3 lignées de globules du sang, se trouvent au voisinage des cellules osseuses. Les cellules stromales de la moelle osseuse fournissent un support structural et fonctionnel aux cellules hématopoiétiques. Certaines d'entre elles sont des cellules souches multipotentes susceptibles de se différencier dans de multiples lignages différents (fibroblastes, chondrocytes, ostéoblastes, adipocytes).

En outre les os détoxifient le corps en éliminant les métaux lourds, tels que le plomb et l'arsenic, ainsi que d'autres toxines véhiculées par la circulation générale.

Le tissu osseux est constitué d'eau (environ 1/4 du poids de l'os), de matières organiques (environ 1/3 du poids de l'os, dont la majeure partie est représentée par une protéine,

l'osséine) et de sels inorganiques (le calcium, le phosphore, et le magnésium prédominent, bien que l'on trouve également du fer, du sodium, du potassium, du chlore et du fluor en petites quantités). Deux méthodes de classification servent à différencier les os du corps. Le premier système de classification est basé sur l'emplacement anatomique de l'os (axial ou appendiculaire), le second sur sa forme (long, court, plat, ou irrégulier).
La mandibule fait partie des quatre-vingt os axiaux qui se répartissent le long de l'axe central, vertical du corps.

2 – 2 Le tissu osseux

A la coupe, l'os frais présente, de la superficie vers la profondeur (figure II.7)
- le périoste ;
- l'os cortical ou compact ;
- et l'os spongieux .

a) Structure de l'os cortical (compact)

L'os cortical, dur et dense, constitue la coque externe des os et comprend des ostéons (unité histo-physiologique constituée par un canalicule vasculaire et les lamelles osseuses concentriques qui l'entourent) et des lamelles arciformes s'interposant entre les ostéons. L'os cortical est formé par une association dense d'unités structurales élémentaires (USE) cylindriques appelés ostéons. L'ostéon est constitué de lamelles concentriques au canal de Havers. Les ostéons, de structure cylindrique, sont reliés entre eux par des lamelles interstitielles formées par les restes d'ostéons antérieurs, l'ensemble donnant une structure compacte, hétérogène, anisotrope et viscoélastique.

b) Structure de l'os spongieux (trabéculaire)

L'os spongieux ou trabéculaire, situé surtout dans les épiphyses des os longs, dans les os courts et les os plats, joue un rôle d'amortisseur grâce à la moelle emprisonnée dans les alvéoles. Il est friable et constitué également d'unités structurales élémentaires (USE) figurant des arches ou des plaques, sortes d'ostéons déroulés à texture lamellaire qui s'accolent les uns aux autres au niveau des lignes cémentantes pour former une travée (ou trabécule osseuse). Celles-ci, épaisses de 0,1 à 0,5 mm et de directions variées, délimitent de petites cavités et

forment une structure alvéolaire. Les parois de celles-ci sont continues sur le sujet jeune mais se dégradent avec l'âge, se perforant et se réduisant à une structure filaire au stade ultime.

2 – 2 - 1 Les différentes cellules du tissu osseux

L'os contient différents types de cellules : ostéoblastes, ostéoclastes, ostéocytes et les cellules bordantes. Les cellules ostéogènes sont des cellules non spécialisées qui proviennent du mésenchyme.

Les ostéoblastes sont des cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose.

Les ostéocytes sont des cellules matures qui proviennent des ostéoblastes et sont les cellules principales du tissu osseux. Comme les ostéoblastes, ils ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os mais deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice. Ces derniers ne sécrètent plus de matrice. Alors que les ostéoblastes produisent d'abord le tissu osseux, les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes de celui-ci, notamment l'échange des nutriments et des déchets dans le sang.

Les ostéoclastes sont issus des monocytes en circulation. Ils se posent à la surface de l'os et assurent la résorption osseuse (destruction de la matrice) essentiellement dans le développement, la croissance, le maintien et la réparation de l'os.

Les cellules bordantes sont des ostéoblastes au repos, susceptibles, s'ils sont sollicités, de redevenir des ostéoblastes actifs. Elles revêtent les surfaces osseuses qui, à un moment donné, ne sont soumises ni à formation ni à résorption osseuse. Ce sont des cellules aplaties et allongées, possédant peu d'organites et reliées entre elles et avec les ostéocytes voisins par des jonctions communicantes.

2 – 2 – 2 La matrice extracellulaire (MEC)

- La matrice organique

La MEC organique est composée de microfibrilles de collagène I, de protéoglycanes, d'ostéopontine (reliant l'hydroxy-apatite aux cellules osseuses), d'ostéonectine (intervenant dans la minéralisation par son affinité pour le collagène I et le calcium), d'ostéocalcine (marqueur des ostéoblastes matures, intervenant dans la minéralisation), de sialoprotéine

osseuse et de thrombospondine (permettant l'attache des cellules osseuses à la MEC via un récepteur membranaire de la famille des intégrines). La MEC osseuse contient des cytokines et facteurs de croissance sécrétés par les ostéoblastes et jouant un rôle fondamental dans la régulation du remodelage du tissu osseux et de la minéralisation de la MEC osseuse.

- La phase minérale

Elle est constituée de cristaux d'hydroxy-apatite (phosphate de calcium cristallisé) et de carbonate de calcium. Ces cristaux sont visibles en microscopie électronique entre les fibres de collagène et/ou à l'intérieur de celles-ci, sous la forme de petites aiguilles hexagonales, denses aux électrons. Les ions Ca^{++} et PO_4^{3-} situés en surface des cristaux participent à des échanges rapides avec le liquide interstitiel et donc avec le courant sanguin. L'os, qui contient 98 % du calcium de l'organisme, représente un réservoir de calcium et joue un rôle primordial dans le métabolisme phosphocalcique. La minéralisation de la MEC osseuse rend compte de la dureté de l'os.

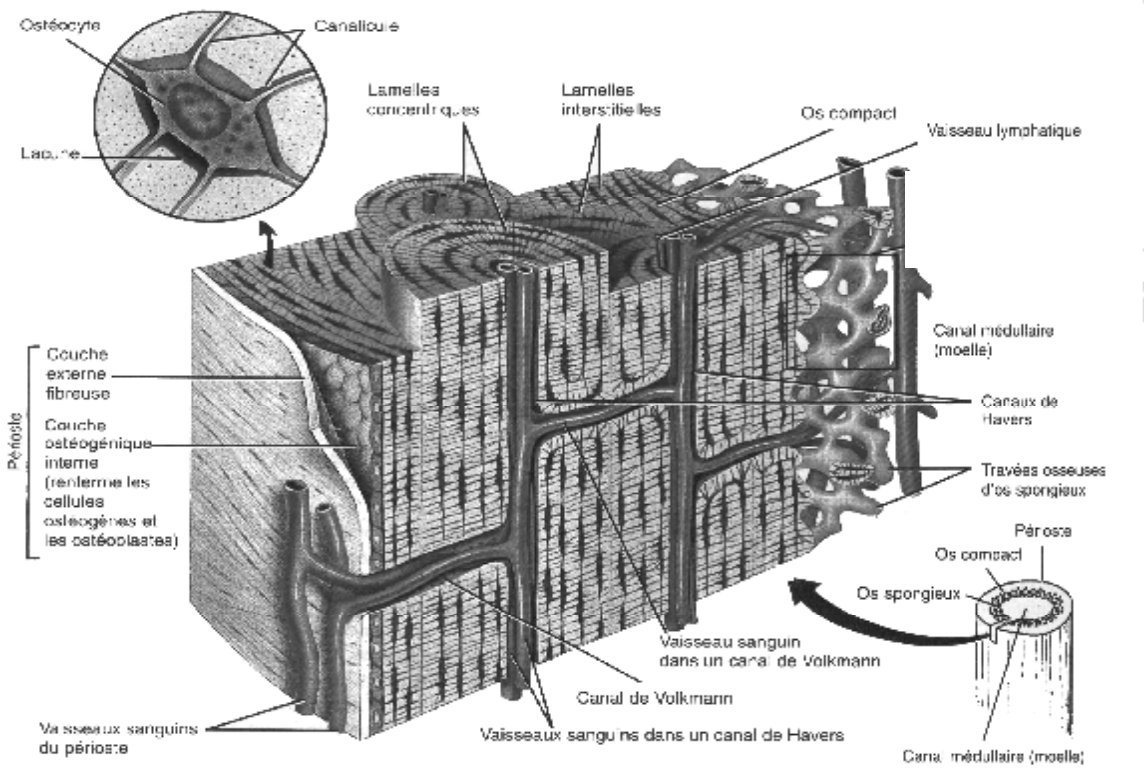


Figure II.7: Représentation du tissu osseux : périoste, os compact et spongieux d'après Grabowski [GRA 94]

2 – 2 – 3 Le remodelage osseux

En tant que structure adaptée, adaptable et optimisée, l'architecture osseuse est continuellement régénérée par apposition et résorption locale d'os : c'est le remodelage osseux. L'os cortical et l'os spongieux sont composés d'unités morphologiques élémentaires ou BSU (« Basic Structural Units ») qui sont visibles en lumière polarisée. Ces processus de formation et de résorption d'os sont couplés et synchronisés par l'intermédiaire de paquets d'ostéoblastes et d'ostéoclastes couramment appelés unités de remodelage. Chez un adulte en bonne santé, l'ensemble des taux de résorption et de formation reste constant, permettant la conservation de la masse osseuse, mais le processus de remaniement n'est pas uniforme. Chaque année un homme adulte renouvelle 25% de son os trabéculaire et 4% de son os cortical.

Le remodelage osseux est soumis à deux boucles de régulation :

- Un processus de régulation hormonale ayant pour but de maintenir la concentration de calcium dans le sang. Elle a pour fonction de choisir à quel moment, et, s'il est nécessaire de démarrer le remodelage.
- Le second processus dépend des efforts mécaniques agissant sur le squelette. Il vise à préserver les propriétés mécaniques de l'os afin qu'il puisse remplir sa fonction de soutien des tissus mous, et pour cela, choisit l'endroit du remaniement.

Le remodelage osseux est un mécanisme physiologique complexe, qui fait donc intervenir des cellules, une matrice extracellulaire calcifiée et des facteurs systémiques et locaux de régulation. Ce mécanisme de remaniement permet le renouvellement perpétuel de ce tissu vivant tout au long de la vie de l'individu. Cette capacité de renouvellement permet aussi à l'os de se réparer et de s'adapter aux contraintes auxquelles il est continuellement soumis. Au plan cellulaire, les principaux acteurs de ce remodelage sont les cellules osseuses (ostéoblastes, ostéocytes et ostéoclastes). Ces cellules subissent l'influence de facteurs mécaniques, ioniques (Ca, P), systémiques (hormones) et locaux (cytokines, facteurs de croissance, protéines de la matrice extracellulaire). L'analyse mathématique quantitative des activités de surface de l'os cortical et trabéculaire, menée par Frost [FRO 69] a permis de connaître les différentes phases du cycle de remodelage osseux (Figure II.8) :

I) Phase d'Activation : à partir d'une surface osseuse "à l'état de veille" ou quiescente, cette phase conduit au recrutement d'ostéoclastes, qui vont "reconnaître" une surface destinée à être résorbée.

II) Phase de résorption : les ostéoclastes multinucléés adhérent à la surface, forment des micro-chambres de résorption sous lesquelles la phase minérale est dissoute par acidification, et la phase organique est mise à nu, puis dégradée par des enzymes spécifiques.

III) Phase intermédiaire ou d'inversion : cette phase, aboutit par le biais de cellules macrophagiques, au "lissage" de la surface résorbée, à la formation de la ligne cémentante. C'est au cours de cette phase que s'effectue le couplage entre la résorption et la formation, par transmission du signal inducteur de la formation osseuse.

IV) Phase de Formation : les ostéoblastes sont attirés vers la surface résorbée, ils adhérent, synthétisent une matrice collagénique qui se minéralise.

V) Phase de quiescence : le tissu osseux revient à "l'état de veille", jusqu'à la nouvelle phase de remodelage, dont le déclenchement peut être d'origine mécanique, systémique ou local.

La résorption précède toujours la formation osseuse, ces deux processus sont couplés,
et leur régulation est complexe. La balance osseuse qui est à l'équilibre chez l'adulte a tendance à devenir négative (résorption>apposition), après la ménopause chez la femme, et plus tard au cours du vieillissement chez l'homme (ostéoporose).

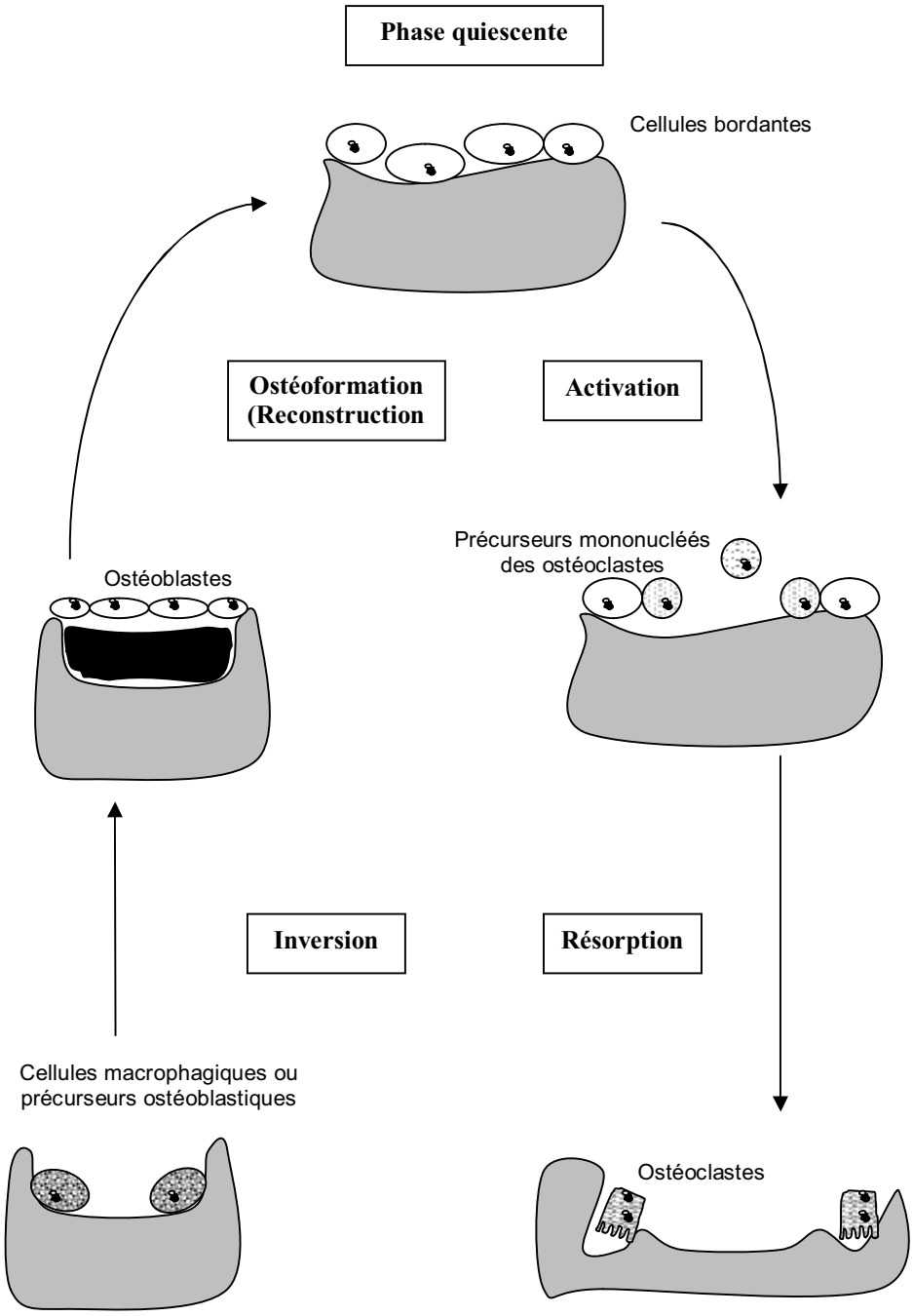


Figure II.8 : Phases de remodelage osseux [COW 88]

Après avoir mis en place la structure générale de l'os humain, nous allons étudier l'anatomie de l'os mandibulaire ainsi que ses spécificités architecturales et fonctionnelles.

3 - L'os mandibulaire

3 – 1 Anatomie

L'os mandibulaire est un os dont le mode de croissance permet de distinguer différentes sous unités (Figue II.9).

- L'unité corporéale ou corps de la mandibule constituée de la symphyse et des branches horizontales droite et gauche, c'est la partie dentée qui permet l'activité masticatoire.
- L'unité angulaire ou angle de la mandibule.
- L'unité coronoïdienne ou apophyse coronoïde.
- L'unité condylienne qui participe à l'articulation temporo-mandibulaire

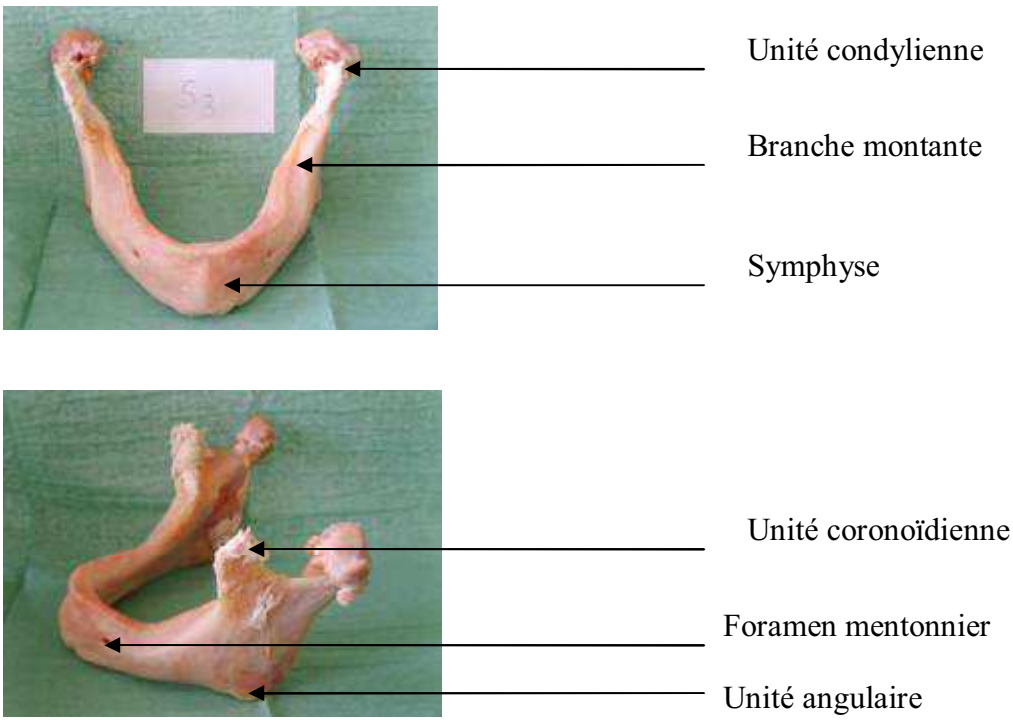


Figure II.9: Mandibule édentée

L'unité corporéale est constituée d'un os spongieux en position centrale parcourue par le canal du nerf alvéolaire inférieur et d'un os cortical en périphérie (faisant l'objet de notre étude).

3 – 2 Résorption mandibulaire corporéale

Le tissu osseux est un tissu vivant, réactif, à la fois sur le plan biologique (homéostasie minérale), mais aussi sur le plan biomécanique. Au plan physiologique, le tissu osseux mandibulaire alvéolaire (situé sur l'unité corporéale dentée: branches horizontales et symphyse) est soumis aux mêmes lois ou principes généraux de remaniement ou du remodelage que les autres tissus osseux du squelette. Il y a déjà plus d'un siècle, Wolff [WOL 92] avait montré la relation existant entre la fonction d'un os et son organisation architecturale. Selon les lois de Wolff , réactualisées par Frost [FRO 04], les pressions d'une intensité moyenne sur le tissu osseux, permettent une bonne conservation de celui-ci, tandis que des pressions trop intenses ou trop faibles, engendrent une ostéolyse. Il faut également que les pressions soient non seulement intermittentes, mais que leurs interruptions soient suffisantes. Enfin, une modification de la vascularisation, par excès ou par défaut, est susceptible d'engendrer une ostéolyse et donc également une résorption.

Lors d'une diminution de forces masticatoires liée à la perte dentaire, les pressions exercées sur l'os mandibulaire deviennent alors trop faibles pour assurer ce remodelage, il s'en suit une résorption dans le secteur de l'édentation.

4 - Bases mécaniques de l'os (cortical et spongieux)

4 – 1 La relation effort/déplacement

Il existe un grand nombre de paramètres biomécaniques permettant de caractériser le comportement mécanique de l'os. Le concept central de tous ces paramètres est représenté par la relation entre une charge (Effort) appliquée à la section d'une structure osseuse et le déplacement induit en réponse à cette charge (Figure II.10).

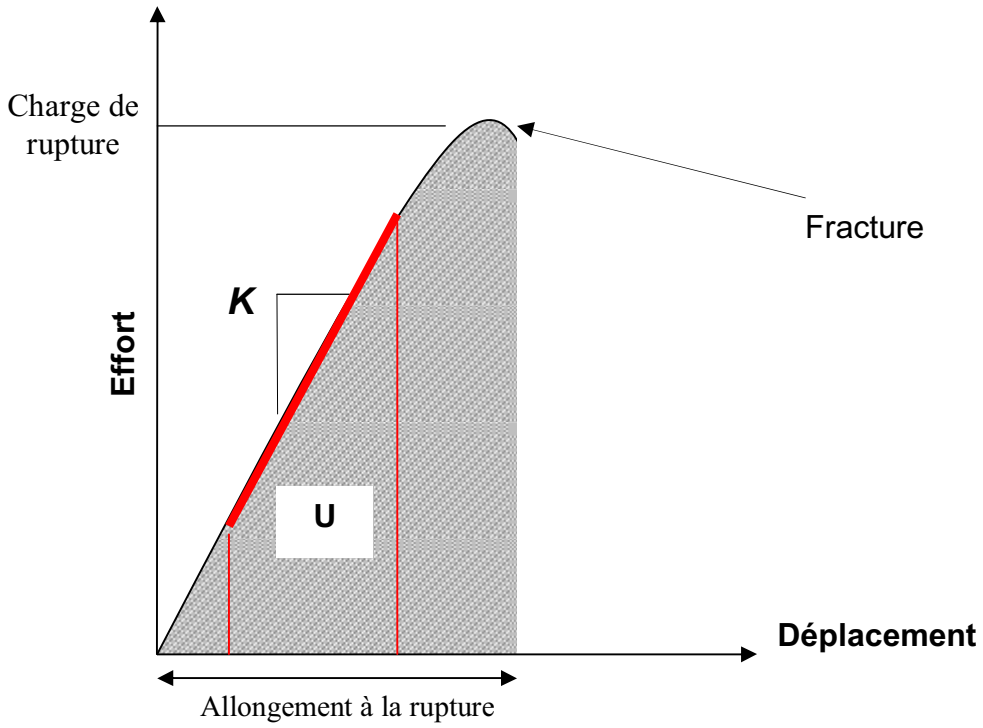


Figure II.10: Courbe d'effort/déplacement

La pente du domaine élastique de la courbe Effort/Déplacement représente la « raideur extrinsèque » de la structure osseuse (*K*) ou « raideur expérimentale ». D'autres propriétés biomécaniques peuvent dériver de cette courbe : la charge de rupture (ou effort à la rupture), l'énergie à la rupture (U) (représentée par l'aire sous la courbe effort/déplacement) et l'allongement à la rupture qui représente le déplacement maximum jusqu'à la rupture.

Chacun de ces paramètres de mesure reflète une propriété de l'os [COW 88] :

- la raideur extrinsèque est fonction de la minéralisation de l'os ;
- la charge de rupture reflète l'intégrité de la structure osseuse ;

- l'énergie à la rupture (U) représente une partie de l'énergie nécessaire à endommager irréversiblement la structure osseuse.
- Cependant, la courbe effort – déplacement dépend également d'autres paramètres tels que la géométrie ou la taille de l'échantillon, ou encore le type d'essai mécanique. C'est pourquoi il est préférable, lorsque l'on étudie le comportement d'un matériau, de se ramener à une mesure intrinsèque telle que la courbe contrainte/ déformation.

4 – 2 La contrainte/déformation

Quand un corps est soumis à l'action de forces extérieures, des contraintes s'établissent, par réaction, à l'intérieur du corps. Aux contraintes sont associées des déformations. Tant que le comportement du corps se situe dans le domaine élastique (Figure II.11), les relations existant entre les contraintes et les déformations sont définies par la théorie de l'élasticité linéaire des milieux continus.

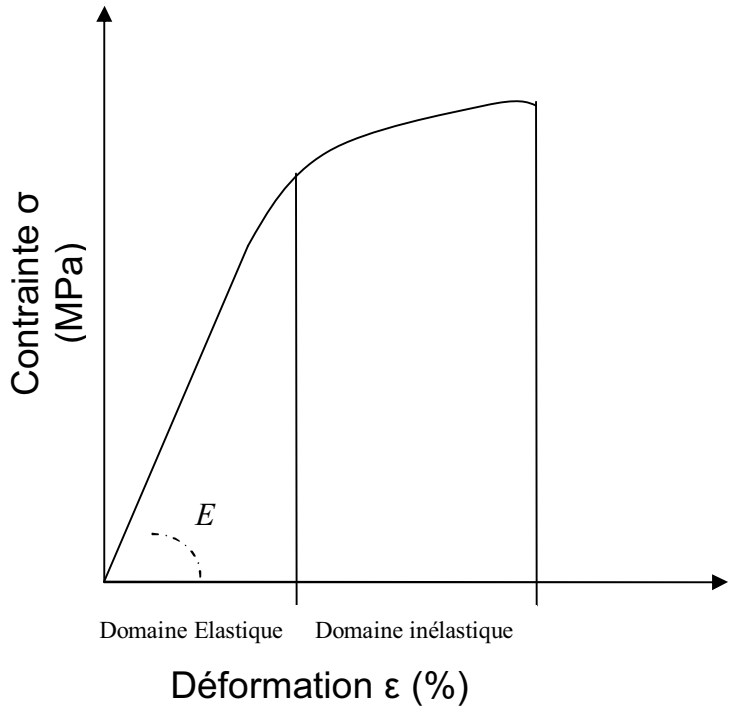


Figure II.11: Courbe de contrainte/ déformation.

Les deux principales hypothèses de cette théorie sont :

- que les propriétés du corps sont homogènes et ne varient pas d'un point à l'autre ;
- qu'elles sont les mêmes dans toutes les directions. Cette seconde hypothèse implique que le milieu est isotrope .

Dans le domaine élastique (Figure II.11), les déformations sont entièrement réversibles : quand les forces sont appliquées sur le corps, celui-ci se déforme, mais retrouve sa forme initiale quand les sollicitations extérieures sont retirées.

Un corps soumis à deux forces F1 et F2 de valeurs égales mais de signes contraires $\left(F = |F_1| = |F_2|\right)$ et dont la ligne d'action passe par l'axe du corps (Figure II.12) est en compression. Si le corps est coupé (Figure II.12a) par un plan *m* perpendiculaire à la ligne d'action de forces, il faut pour le maintenir en équilibre, exercer sur la surface de coupe *S* une série de forces *dF* dont la somme est égale à *F* (Figure II.12b). Dans ces conditions, la section *S* délimitée par le plan *m* est soumise à une contrainte de compression σ définie par la relation :

$$\sigma = \frac{dF}{dS}$$

d'où :

$$F = \int \sigma \, dS$$

Dans le cas d'une compression simple, la valeur de la contrainte σ est la même sur toute la surface S et l'équation devient alors :

$$\sigma = \frac{F}{S}$$

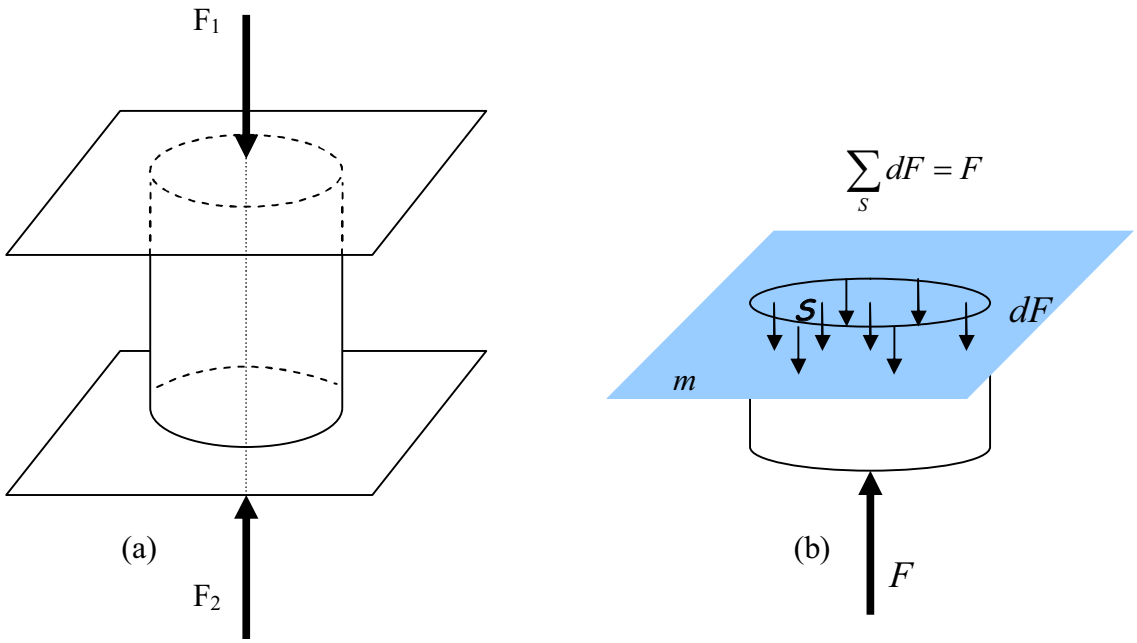


Figure II.12 a) Corps soumis à une compression simple b) forces s'exerçant sur la surface *S* coupé selon le plan *m* perpendiculaire à la ligne d'action des forces F (axe de compression)

Sous l'effet d'une compression simple, l'os (ou tout autre (bio) matériau) se déforme dans le sens de la compression. Considérons un échantillon d'os de géométrie parallélépipédique de côtés *u, v* et *w* (Figure II.13) avec un axe O_z parallèle à l'axe de sollicitation. Après la mise en compression de l'échantillon, celui-ci est déformé dans les 3 directions (Figure II. 13) dans le sens O_z, il y a un déplacement (raccourcissement) *dw* et, dans les directions O_x et O_y, des déplacements (allongement) *du* et *dv*.

On appelle déformation ε des déplacements relatifs à la longueur initiale. Ainsi :

$$\varepsilon_x = \frac{du}{u} \qquad \varepsilon_z = \frac{dw}{w} \qquad \varepsilon_y = \frac{dv}{v}$$

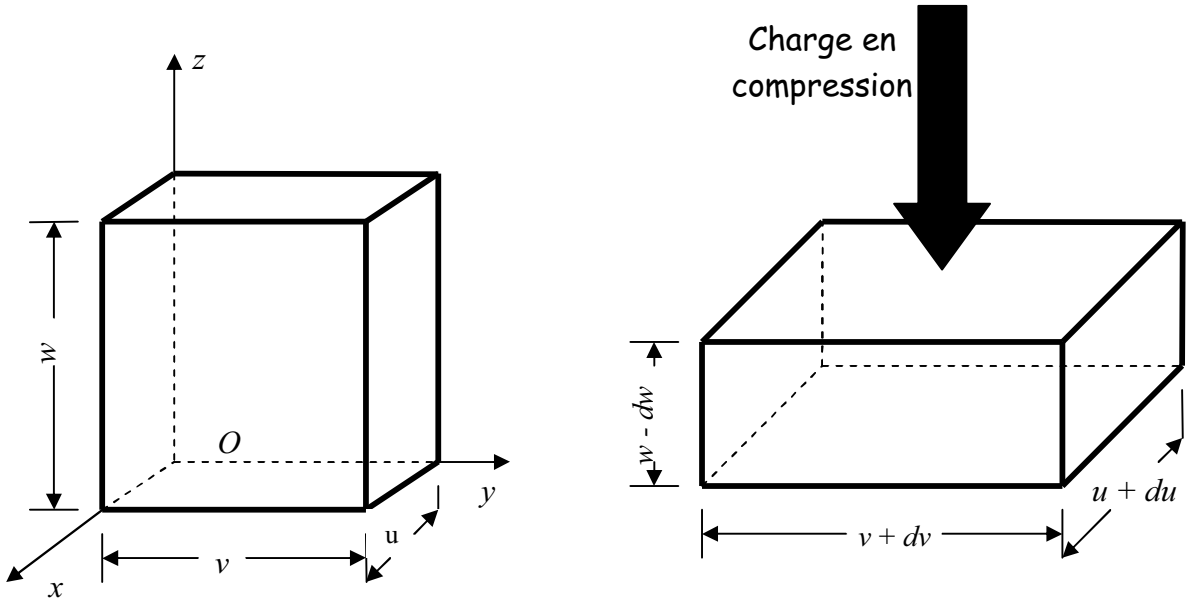


Figure II.13 : schématisation de la déformation d'un corps soumis à une charge

En compression simple, même si les contraintes σ_x et σ_y (contraintes parallèles à O_x et à O_y) sont nulles, les déformations ε_x et ε_y ne le sont pas ; dans ce cas, les trois déformations sont liées entre elles par le coefficient de Poisson ν :

$$\varepsilon_z = -\frac{\varepsilon_x}{\nu} = -\frac{\varepsilon_y}{\nu}$$

Si sous l'effet de la contrainte σ_z les déformations de l'élément *uvw* n'entraînent pas de changement de volume, le coefficient de Poisson *v* est égal à 0,5. Par contre pour l'os (spongieux ou cortical), le coefficient de Poisson *v* est inférieur à cette valeur : il est voisin de 0,3, ce qui signifie qu'en compression, ces matériaux diminuent légèrement de volume c'est-à-dire qu'ils sont partiellement compressibles.

La contrainte σ_y est proportionnelle à la déformation ε_y (loi de Hooke), et la constante de proportionnalité *E* est le module d'Young (appelé aussi module d'élasticité) :

$$\boxed{E = \frac{\sigma_z}{\varepsilon_z}}$$

La pente de la courbe de contrainte/déformation d'un corps (dans son domaine élastique) représente donc le module d'Young (Figure II.11).
Ce module d'Young *E* sera l'objet central de notre recherche pour l'os cortical mandibulaire. Son unité s'exprime en Pascal (1 Pa= 1N/m²) ou, plus généralement, en mégaPascal (1 MPa= 10^6 Pa= 1N/mm²).
Le module d'Young représente en fait la rigidité du matériau, qui est fonction de l'intensité des liaisons qui existent entre les atomes ou les molécules constitutifs d'un matériau.

4 – 3 Anisotropie

L'anisotropie caractérise un corps dont toutes ou une partie des propriétés (mécaniques, thermiques, ...) sont dépendantes de la direction considérée.
En raison de son hétérogénéité, l'os est un biomatériau anisotrope, ceci explique que lors d'essais mécaniques (en compression par exemple), en fonction de la direction de charge imposée à un échantillon d'os, les courbes contrainte/déformation sont différentes et en conséquence le module d'Young également. C'est pourquoi il sera particulièrement important lors de nos essais expérimentaux de solliciter l'os mandibulaire selon la direction correspondant à l'axe masticatoire.

4 – 4 Viscoélasticité

L'os est un matériau viscoélastique ; c'est-à-dire qu'il existe une déformation *instantanée* d'un échantillon d'os lorsqu'on lui applique une contrainte mais également une déformation différée dans le temps. Les propriétés biomécaniques de l'os sont ainsi dépendantes du temps. Ce facteur « temps » aura une importance dans la caractérisation mécanique de l'os, en particulier pour les essais mécaniques de fatigue, que nous n'aborderons pas dans le cadre de ce travail.

5 - Caractérisation mécanique de l'os

Pour caractériser le comportement mécanique de l'os et en particulier son module d'Young, nous devons recourir à des essais mécaniques, les paramètres ainsi identifiés seront utilisables dans le calcul des résistances du matériau ou permettront d'en apprécier le comportement après mise en charge.

5 – 1 Essai de compression

L'essai de compression est un essai très courant de caractérisation mécanique de l'os cortical à l'échelle globale. Il peut être non destructif, se limitant au seul domaine élastique et permettant ainsi de déterminer le module d'élasticité dans différentes directions si la forme de l'échantillon s'y prête (échantillon cubique difficile à usiner pour l'os cortical mandibulaire), ou destructif, et permet ainsi d'obtenir le module d'élasticité et la résistance mécanique pour une direction de sollicitation. C'est cette méthode expérimentale qui a été choisie pour notre étude et elle sera détaillée dans le troisiéme chapitre.
Notons que le module d'élasticité déterminé par un essai mécanique non destructif et celui mesuré par un essai destructif (à rupture) sont bien corrélés [TUR 93].

5 – 2 Essai de traction

L'essai de traction est l'essai mécanique (Figure II.14) qui consiste à soumettre une éprouvette osseuse à une traction et à mesurer la force résultante, correspondant à l'allongement Δl imposé. Ce type d'essai couramment utilisé pour caractériser le comportement des matériaux métalliques ou polymères est paradoxalement très peu utilisé pour l'étude du comportement biomécanique de l'os.
En effet cet essai exige des conditions relativement strictes quant à la géométrie des échantillons et la réalisation des liaisons os/machine. Le comportement global de l'os en traction est différent de celui en compression : la rupture en traction se traduisant par la séparation progressive de l'échantillon en deux parties, peu d'énergie est dissipée et l'os ne supporte pas en traction de grandes déformations permettant de dégager les lois de comportement.

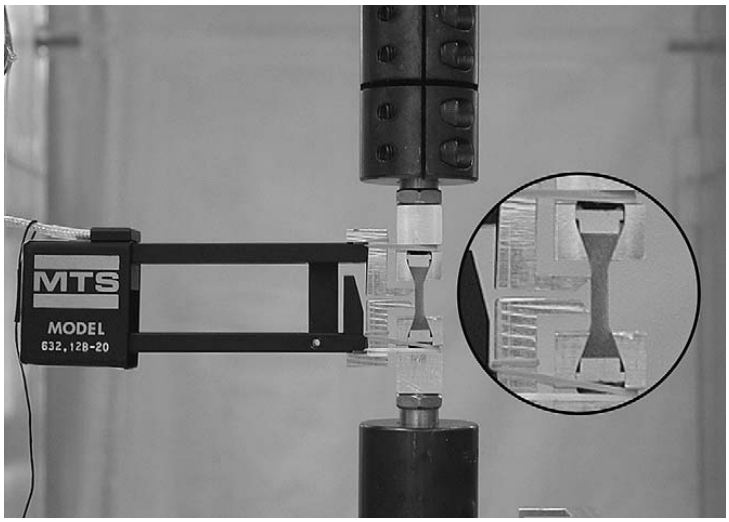


Figure II.14 : Essai de traction sur un échantillon osseux d'après Kaneko [KAN 03]

5 – 3 Essai de cisaillement

La réalisation d'essais de cisaillement simple nécessite un usinage spécifique de l'échantillon : une forme cylindrique présentant une encoche centrale (Figure II.15). Cet usinage est très difficile à obtenir pour de l'os cortical mandibulaire et n'a été réalisé dans ces conditions que pour de l'os spongieux [TUR 93]. Les autres études sur l'humain ont été réalisées sur de l'os spongieux avec une géométrie simple (parallélépipédique et cylindrique).

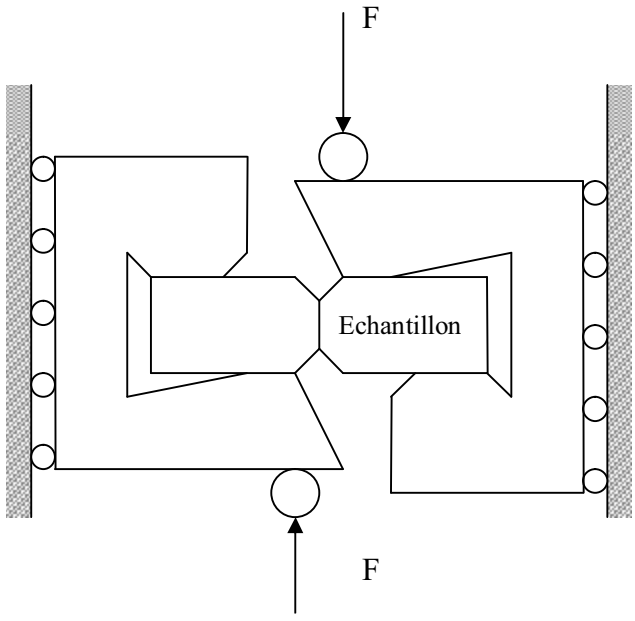


Figure II.15 : Essai de cisaillement (Test Iosipescu) d'après Tuner [TUR 93]

5 – 4 Essai de flexion

Il existe plusieurs types d'essai de flexion. Les deux essais les plus utilisés sont la flexion 3 points et la flexion 4 points (Figure II.16a et b). La flexion « 3 points » est un des essais les plus couramment utilisés pour la caractérisation du tissu trabéculaire et cortical des os longs car sa mise en œuvre est moins délicate que pour les autres méthodes.

La flexion 4 points est moins utilisée car plus difficile à mettre en œuvre.

Ces essais ont été largement utilisés pour comparer le module d'élasticité de l'os cortical et celui du tissu trabéculaire sur des échantillons de crête iliaque.

Notons que des auteurs ont montré [TUR 99] pour l'os cortical un effet d'échelle sur les résultats obtenus lors de l'essai de flexion, indiquant des résultats constants à partir d'une longueur d'échantillon égale à 500 μm.

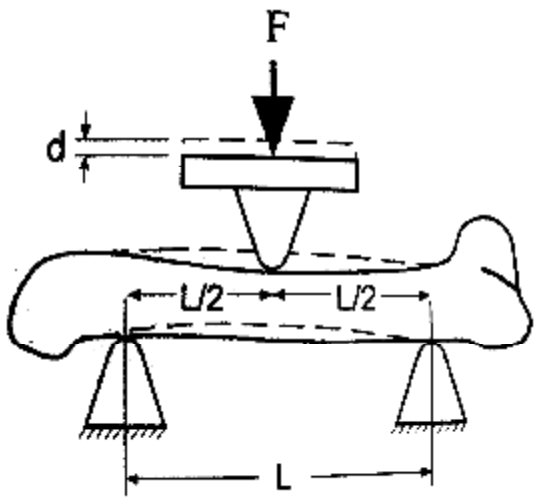


Figure II.16a: Flexion 3 points

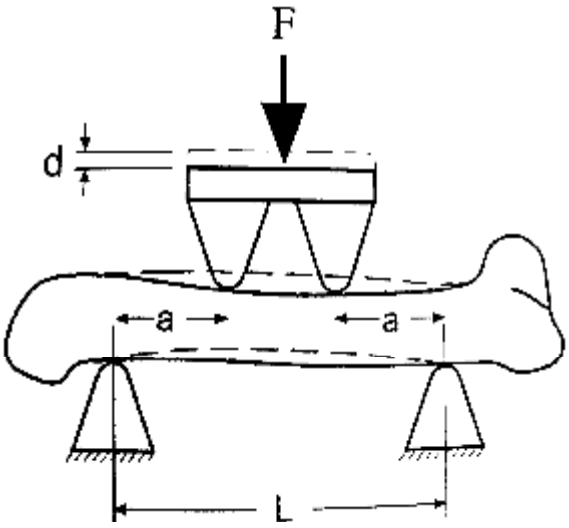


Figure II.16b : Flexion 4 points

D'après Turner [TUR 93]

5 – 5 Caractérisation ultra-sonore - Microscopie acoustique

Les méthodes ultrasonores appliquées à l'étude de l'os apportent différentes informations. Les ondes ultrasonores en transmission permettent d'évaluer les caractéristiques mécaniques élastiques d'un matériau et des mesures d'atténuation et de célérité sont utilisées cliniquement pour la caractérisation de l'os cortical et spongieux [TUR 99]. Dans cette voie, la microscopie acoustique, basée sur la réflexion des ondes ultrasonores pour un matériau, permet aussi de caractériser l'os cortical.

La transmission repose sur le principe que les modes purs de propagation des ultrasons dans les solides correspondent à la propagation d'ondes longitudinales (Figure II.17a) pures (caractérisées par un mouvement des particules solides parallèle à la direction de propagation de l'onde), et à la propagation d'ondes transversales pures (Figure II.17b) (caractérisées par un mouvement des particules perpendiculaire à la direction de propagation de l'onde).

a) b)

Figure II.17 : Propagation d'onde ultrasonore dans un échantillon osseux d'après Turner [TUR 99].
a) Propagation d'onde longitudinale, b) Propagation d'onde transversale

La microscopie acoustique est une technique qui utilise des ondes ultrasonores en réflexion. Le signal réfléchi dépendant de la densité et des propriétés élastiques du matériau, son analyse permet de déterminer le module d'Young du matériau (Figure II.18).

Katz et Meunier ont développé une technique de microscopie acoustique appliquée à l'os afin de déterminer les propriétés élastiques de l'os cortical et du tissu trabéculaire à l'échelle microscopique [KAT 93]. Un signal acoustique haute fréquence se propage à travers une lentille cristalline dont la surface concave focalise le signal à travers un liquide couplant (eau par exemple) sur la surface du matériau analysé. L'onde acoustique réfléchie est convertie en signal électrique.

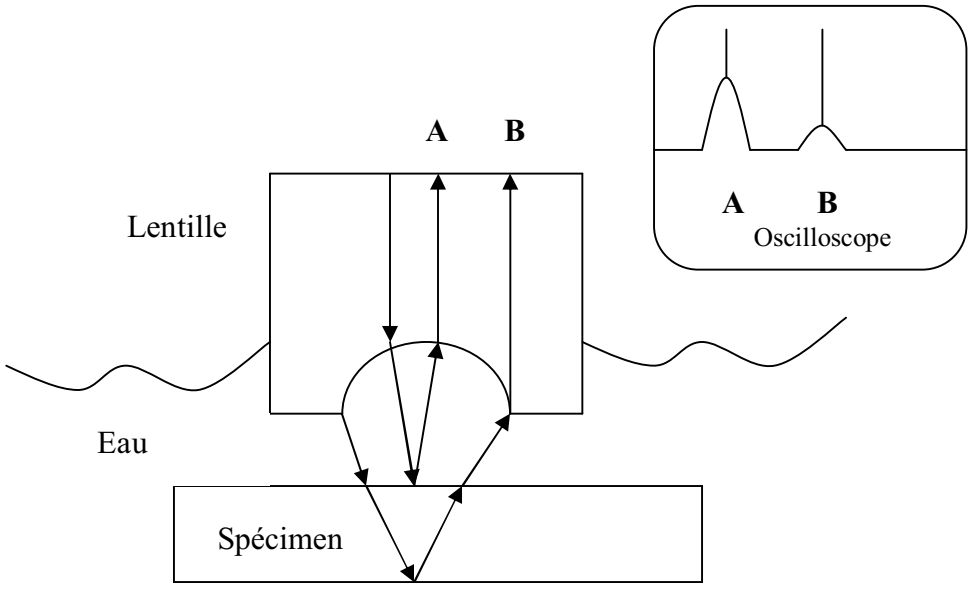


Figure II.18 : Mesure de vitesse acoustique utilisant un microscope acoustique d'après Katz et Meunier [KAT 93].

Le coefficient de réflexion R du matériau mesuré est donné par :

$$R = \left(\frac{Z_{mat} - Z_{liq}}{Z_{mat} + Z_{liq}} \right)^2$$

Avec :

Z_{mat} : Impédance du matériau analysé en Ohms (Ω)

Z_{liq} : Impédance du liquide couplant en Ohms (Ω)

Un balayage de la surface du matériau permet d'obtenir une répartition de Z_{mat} qui dépend des propriétés élastiques dans la direction perpendiculaire à la surface d'analyse et de la densité du matériau analysé.

Deux modes d'émission ultrasonore sont employés : le mode « impulsionnel » ou le mode en « trains d'ondes ». Un transducteur opérant entre 10 et 200 MHz en « impulsionnel » permet d'obtenir des images acoustiques de résolution comprise entre 30 et 150 µm et un transducteur de 400 MHz utilisé en mode « train d'onde » permet d'obtenir des images de résolution de 2,5 µm.

L'os cortical a été caractérisé et imagé en mode «impulsionnel » et le spongieux en mode « trains d'ondes ».

5 – 6 Nano Indentation

Cette méthode consiste à faire une série d'essais de dureté (Vickers) sur une travée osseuse. Cette technique apporte une mesure très locale du module élastique avec une résolution de l'ordre du micron [HOF 06].

L'échantillon testé est déshydraté puis enrobé dans une résine et la surface destinée à l'indentation est polie. L'indenteur est une pyramide à trois faces et la profondeur d'indentation est de 1 µm environ (Figure II.19).

En faisant l'hypothèse d'un matériau homogène et isotrope, le module d'élasticité est lié à la raideur de contact mesurée lors du déchargement *S* et à la surface de contact *A* évaluée à partir de la géométrie de l'indenteur, suivant la relation :

$$S = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \beta \left(\frac{1-\nu_b^2}{E_b} + \frac{1-\nu_i^2}{E_i} \right)^{-1} \sqrt{A}$$

Avec E_b et ν_b le module d'Young et le coefficient de Poisson de l'os

E_i et ν_i les mêmes quantités pour l'indenteur

β est un coefficient dépendant de l'indenteur

A est la surface de contact

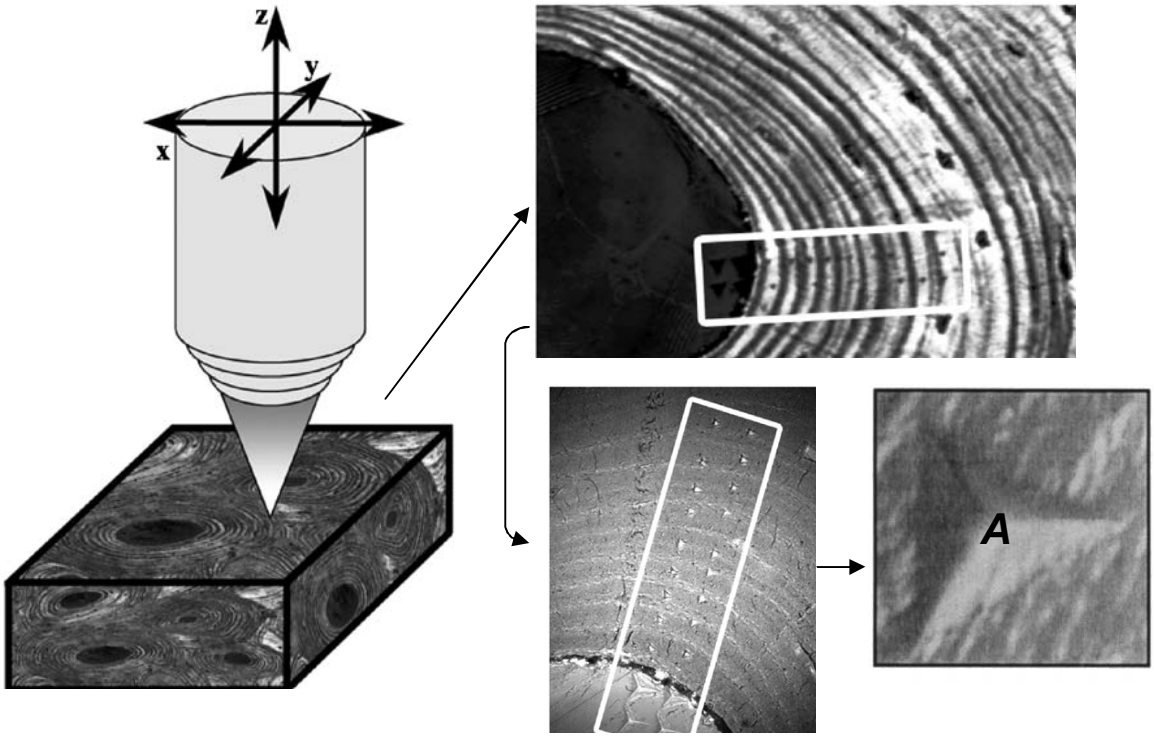


Figure II.19 : Mesure du module d'Young de l'os cortical à l'échelle de l'ostéon par nanoindentation (***A*** : surface de contact), d'après Hofmann [HOF 06].

Cette relation reste valable pour un matériau anisotrope dont on connaît les directions d'orthotropie et si l'essai est réalisé suivant ces directions.

La Figure II. 20 représente une courbe typique obtenue par indentation et à partir de laquelle le module d'Young de l'os peut être évalué.

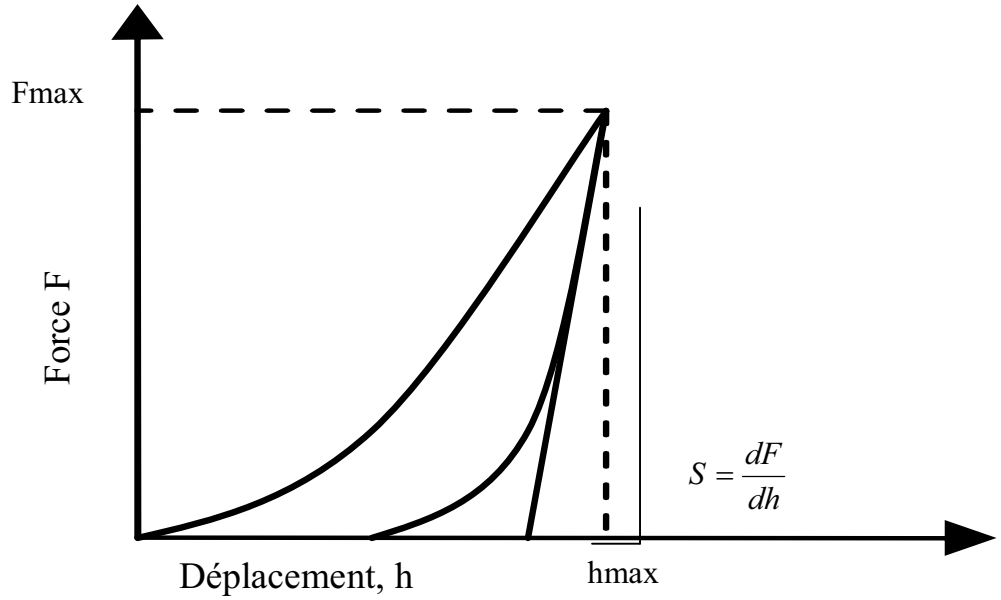


Figure II.20 : Schéma d'une courbe typique d'indentation d'après Rho [RHO 91] et Turner [TUR 99]

5 – 7 Essai de fatigue

Cet essai consiste à imposer à une éprouvette une force ou un déplacement périodique : en général, on soumet l'échantillon à une force ou à un déplacement sinusoïdal. D'une façon plus générale, un essai de fatigue consiste à faire subir au matériau des sollicitations variables dans le temps de façon périodique ou aléatoire.

En plus de la mesure du module d'Young en statique, la caractérisation en fatigue des propriétés mécaniques de l'os cortical, ou spongieux, est importante pour mieux comprendre les comportements mécaniques et physiologiques normaux en réponse, par exemple, à la mise en place d'implants dentaires ou orthopédiques. Choi [CHO 90] a ainsi montré en flexion 4 points, que l'os spongieux avait une résistance en fatigue significativement supérieure à celle de l'os cortical.

Des essais de fatigue dynamique existent également, le but de ces essais est de définir quantitativement la limite d'endurance de l'os soumis à une sollicitation périodique, c'est-à-dire l'amplitude maximale qu'il peut supporter indéfiniment, sans rupture apparente.

Des essais de cyclage en contrainte ou déformation, à différentes vitesses, permettent de déterminer plus rapidement que les essais précédents, les caractéristiques viscoélastiques des tissus étudiés (modules d'Young et de Coulomb complexes, et le déphasage).

5 -8 - Interprétation des résultats en fonction de l'essai mécanique

Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon osseux, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'os (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même.
Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les modes de conservation et de tests des échantillons (température, fluide…), les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique) et évidemment la précision des moyens de mesures. Compte tenu d'une plus grande facilité de mise en œuvre, l'essai de compression statique est le plus souvent utilisé pour la caractérisation mécanique de l'os cortical (spongieux également) et l'influence de ces différents facteurs expérimentaux sur les propriétés mécaniques a largement été étudiée.
Le tableau II.1 résume les résultats de plusieurs séries d'études réalisées sur l'os cortical ; on peut observer qu'en fonction du type de test réalisé, des écarts du module d'Young peuvent atteindre 20 GPa pour les extrêmes. Il est donc essentiel de définir parfaitement l'essai mécanique utilisé dans une étude et d'en connaître les marges d'erreurs pour permettre une interprétation fiable des résultats.

Références	Méthode d'essai	E (GPa)
Reilly & al. (1974)	Compression	17.1
Keller (1994)	Compression	8-20
Turner & al. (1999)	NanoIndentation/ Microscopie Acoustique	23.4/20.5
Zyss& & al. (1999)	NanoIndentation	20.1
Kaneko & al. (2003)	Compression	23
Bayraktar & al. (2004)	Traction	17.8
Dong & Guo (2004)	Traction	16.6
Raum & al. (2005)	Microscopie Acoustique	27.9

Tableau II.1 : Variabilité des modules d'Young de l'os cortical en fonction du type d'essai mécanique d'après Bosisio [BOS 07].

Les différences retrouvées dans ces études sont certainement liées à plusieurs facteurs. En effet, le type d'os prélevé, l'âge du sujet, le mode de conservation et la taille des éprouvettes sont autant de facteurs pouvant modifier les résultats et que l'on doit prendre en compte, ainsi que la précision de mesure des capteurs.

6 - Module d'Young de l'os cortical mandibulaire

Le tableau II.2 résume les résultats des principales études relevées dans la littérature et réalisées sur l'os mandibulaire. Les études ont été réalisées selon 3 types d'essai mécanique (compression, flexion 3 points et méthode acoustique) sur des échantillons d'os mandibulaire standardisés . En fonction des études l'anisotropie était prise en compte ou non.

Références	Méthode d'essai	Usinage/Site/ statut dentaire	Os	N échantillons/ N cadavres	Ec (GPa) Min-Max	Es(MPa) Min-Max
Nakajima & al (1984)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule/ édenté	C	_	1,5-15	_
Tamatsu & al (1996)	Flexion (3-points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	-/4	12,6-21	_
Hara & al (1998)	Flexion (3-points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	-/20	5,4-17,8	_
Misch & al (1999)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule/ denté and édenté	S	76/9	_	3,5-240
Scwartz-Dabney & Dechow (2003)	Acoustique Anisotropique	Standard/ mandibule/ denté	C	31/10	10- 29,9	_
Lettry & al (2003)	Flexion (3-points) Anisotropique	Standard/ mandibule/ édenté	C	140/28	4,7-16	_
Stoppie & al (2006)	Compression Isotropique	Standard/ mandibule et maxillaire/ édenté	C/S	24/8	_	22-950

Tableau II.2 : Répartition des modules d'Young de l'os mandibulaire selon les études.
C: Cortical
C/S : Cortical et spongieux (trabéculaire)
E_c : Module d'Young de l'os cortical
E_s : Module d'Young de l'os spongieux (trabéculaire)

Les résultats des modules d'Young obtenus à partir de ces études sont très divergents avec des extrêmes de 1,5 à 29,8 GPa.
C'est la variabilité des résultats de ces études de référence qui nous ont incité à proposer une nouvelle étude du module d'Young de l'os cortical mandibulaire selon une méthodologie distincte.

7 – Limites des méthodes d'identification classiques

Comme nous l'avons vu dans les pages précédentes, la plupart des méthodes présentées requièrent le recours à des échantillons normalisés (forme, taille).
En effet, les essais mécaniques présentés permettent tous d'obtenir une courbe effort – déplacement. Or, pour évaluer le module d'Young, il est nécessaire de se ramener à une courbe contrainte – déformation. Le passage de la mesure de l'effort à une contrainte et du déplacement à une déformation ne peut se faire par formule analytique que pour des géométries d'échantillon simples et parfaitement définies.
Par conséquent les échantillons ainsi testés nécessitent un « usinage » standard pour obtenir cette géométrie. Ceci impose une difficulté méthodologique car pour obtenir des échantillons d'os « standardisés » (en particulier mandibulaire), leur taille doit être réduite et ne permet pas l'étude d'un module d'Young à l'échelle d'un modèle numérique applicable en implantologie dentaire.
Comme nous le verrons dans le chapitre III, la méthode d'analyse inverse est une méthode d'identification du comportement biomécanique applicable même à des échantillons non standardisés et basée sur la comparaison de courbes résultant d'un essai mécanique et de celles obtenues par simulation numérique de ce même essai à l'aide d'un logiciel éléments finis. L'intérêt principal est donc de se soustraire de tout usinage standard et de permettre ainsi une analyse des lois de comportement biomécanique de l'os à partir d'échantillons de géométries et de tailles variables.

8 - Modélisation par éléments finis : principes

La méthode des éléments finis (M.E.F) , utilisée depuis une trentaine d'années, est appliquée à la modélisation des propriétés mécaniques des biomatériaux à partir de leur structure depuis quinze ans environ.

En utilisant essentiellement les résultats de l'analyse d'images 2D (histomorphométrie) ou 3D (par tomographie, micro tomographie ou imagerie par résonance magnétique) et les essais de caractérisation *in vitro* de l'os cortical, la modélisation par éléments finis permet indirectement d'estimer les propriétés mécaniques du tissu osseux, en particulier cortical.

La méthode des éléments finis permet d'obtenir une approximation des solutions d'équations d'équilibre de corps solides déformables soumis à des sollicitations d'origines diverses.

Les quantités mécaniques (déplacements, déformations, contraintes) liées à l'équilibre des solides et satisfaisant aux lois de la physique sont ainsi calculées en certains points du solide modélisé.

L'échantillon d'étude devient alors une structure découpée en un nombre fini de sous-ensembles appelés éléments. Ces éléments sont constitués d'un nombre finis de points appelés « nœuds ». Les éléments sont interconnectés par les nœuds, généralement situés au milieu ou aux sommets des arches constituant les éléments. (Figure II.21), formant ainsi « le maillage » de la structure initiale.

Les calculs mathématiques sont effectués uniquement aux nœuds. Après avoir calculé l'équilibre de chaque élément, l'équilibre global du solide, sous un chargement donné, est approché en sommant les contributions de chaque élément et en tenant compte des conditions aux limites qui lui sont imposées.

Dans le domaine médical, pour l'étude par éléments finis de biomatériaux, ce maillage est réalisé à partir d'images radiologiques (Scanner, IRM) à l'aide d'un logiciel de segmentation manuelle ou automatique en 3D, puis exporté vers le logiciel éléments finis ; le maillage peut être constitué d'une grande quantité d'éléments, ce qui augmente la précision de la simulation mais allonge considérablement la durée de calcul (Figure II.22 a et b, II.23, II .24).

Les principaux logiciels d'analyse par éléments finis de biomatériaux relevés dans la littérature sont ABAQUS®, ANSYS®, et COSMOS®. Ce sont des logiciels éléments finis généralistes qui traitent d'un très grand nombre d'applications en mécanique des solides, et qui ont été utilisés par plusieurs auteurs pour la modélisation biomécanique.

Il existe plusieurs types d'éléments pour les systèmes de modélisation en 3D : l'élément hexaédrique (brique) à 8 nœuds et l'élément tétraédrique à 4 nœuds par exemple.

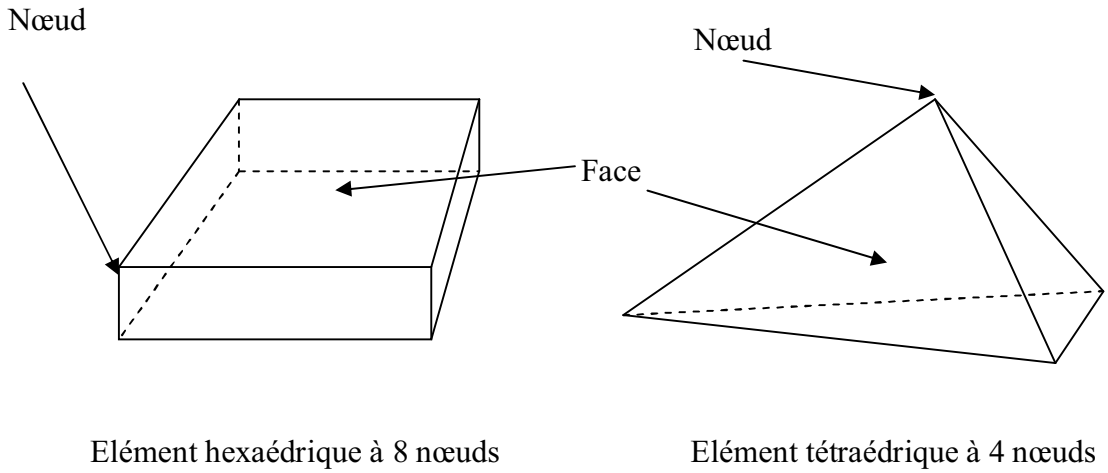


Figure II.21: Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis

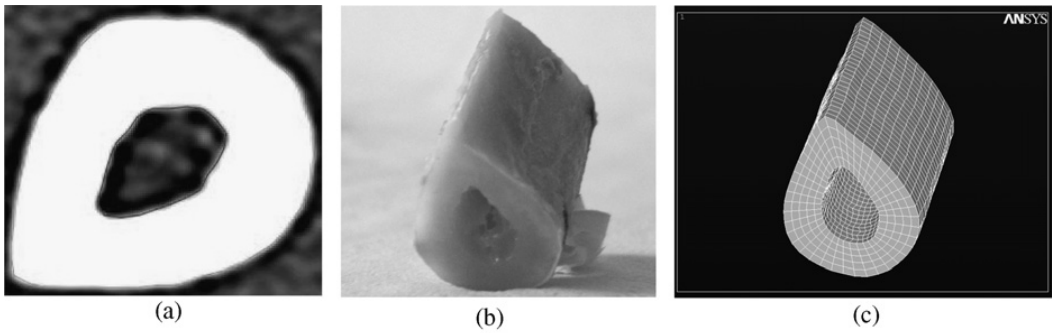


Figure II.22 : Modélisation 3D par éléments finis de l'os cortical du Radius (d'après Bosisio [BOS 07]).
a) Imagerie : coupe tomodensitométrique de l'échantillon
b) échantillon
c) modèle en éléments finis hexaédriques (logiciel ANSYS®)

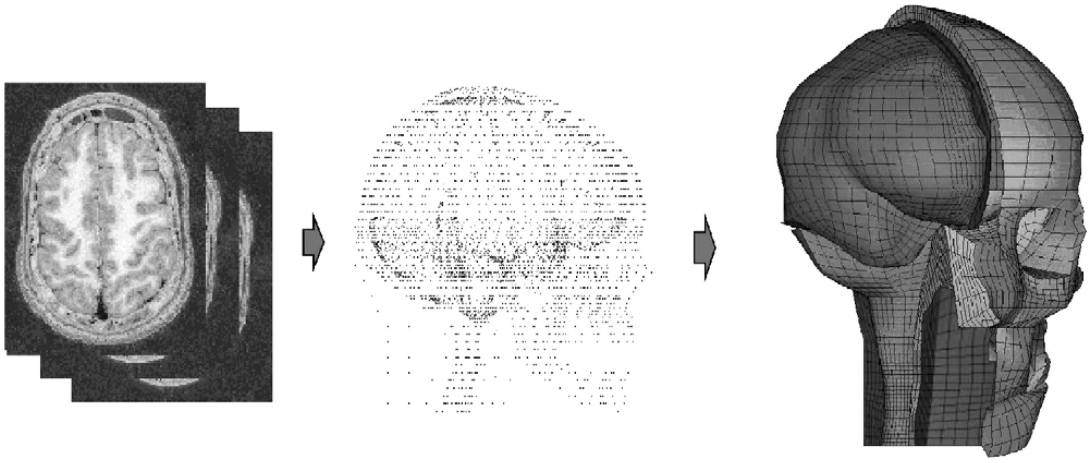


Figure II.23 : Maillage obtenu à partir de l'imagerie médicale (d'après S. Kleiven [KLE 02])

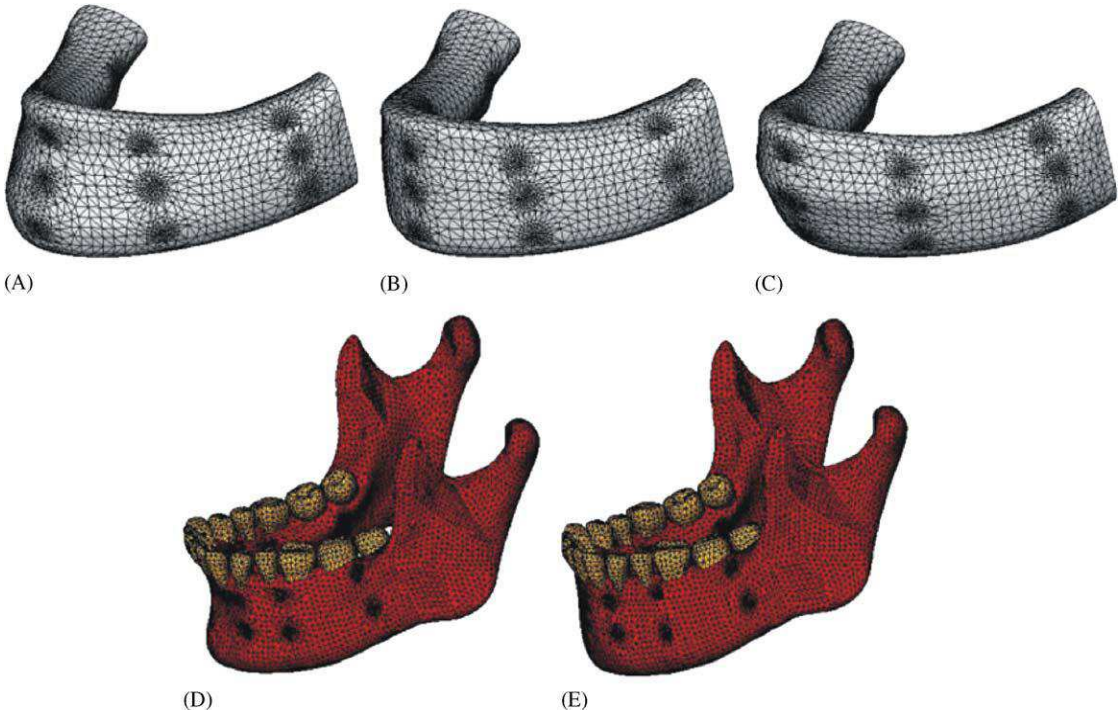
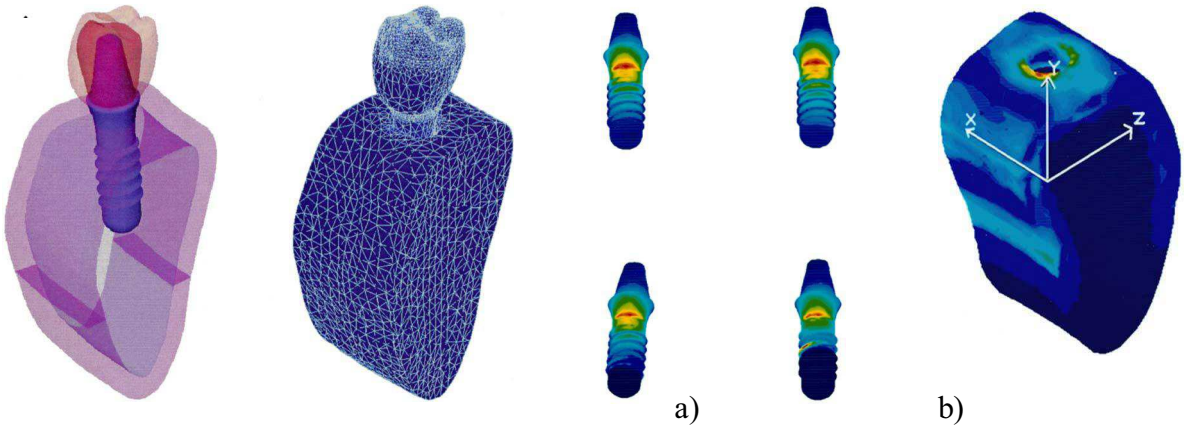


Figure II.24 : Exemple de maillage de mandibule permettant l'étude d'un modèle éléments finis avec le logiciel Cosmos DesignStar [ICH 06]

La simulation 3D par éléments finis d'un matériau nécessite notamment de connaître la loi de comportement biomécanique propre au matériau que l'on cherche à modéliser. Ainsi pour une analyse numérique de l'os, le module d'Young et le coefficient de Poisson sont des paramètres « à renseigner » avant chaque simulation.

Après la résolution numérique effectuée par le solveur du logiciel, les résultats sont exploités de façon qualitative et quantitative sous forme d'isovaleurs (champs de couleurs) variant en fonction de la variable observée (contraintes, déformations, vecteurs de déplacement etc.) (Figures II.25 et II.26). Les résultats sont exploités également de façon quantitative à partir de données chiffrées (par exemple l'évolution de l'effort en fonction du déplacement), elles mêmes exploitables sous forme de courbes.



a) b)

Figure II.25 : Simulation numérique de la mise en charge d'un implant dentaire par un logiciel éléments finis (COSMOS®). Répartition des contraintes sur l'implant (a) et sur l'os mandibulaire (b) d'après Sevimay [SEV 05]

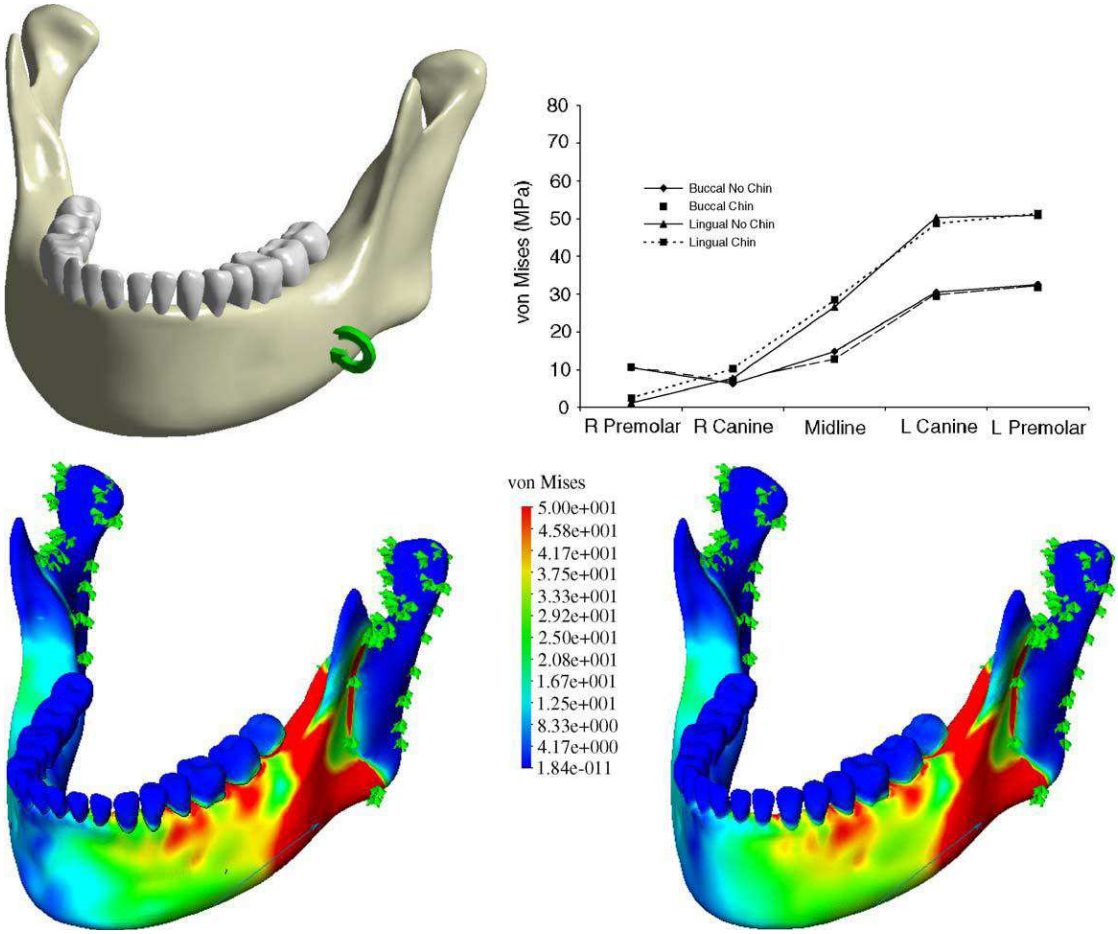


Figure II.26: Analyse qualitative (champs de couleurs) et quantitative (courbe) des résultats (champs de von Mises) obtenus à partir du calcul d'un logiciel éléments finis (d'après I. Ichim et al.) évaluant la répartition des contraintes mandibulaires lors de la mastication [ICH 06]

Le tableau II.3 montre l'écart des valeurs de module d'Young de l'os cortical mandibulaire définie dans les logiciels d'analyse par éléments finis en fonction des auteurs et de leurs références. Encore une fois la valeur du module d'Young n'est pas consensuelle et a motivé en conséquence la première étape de notre travail, qui consiste à déterminer une valeur du module d'Young représentative des échantillons étudiés.

Auteurs	$E_{cortical}$ (GPa)	$E_{spongieux}$ (GPa)	ν	Logiciel	Référence
Holmgren EP et al. (1998)	15	1,5	0,3	ANSYS® (2D)	Cowin SC [COW 89]
Lin CL et al. (2003)	3,43	-	0,3	ANSYS® (2D)	Carter et al. [CAR 77]
Lang LA et al. (2003)	9,5	6	0,3	ABAQUS®	Rho et al. [RHO 93]
Nagasao T (2002)	15	1,5	0,33 (C) 0,3 (S)	ANSYS®	Nakajima K et al. (1984) Tamatsu et al. (1994)
Mellal A et al. (2004)	15	1	0,3	-	-
Eskitascioglu G etal. (2004)	13,7	1,37	0,3	COSMOS®	Meijer et al. (1992)
Sütpideler M et al. (2004)	15	1,5	0,3	ABAQUS®	-
Sevimay M et al. (2005)	13,7	1,37	0,3	COSMOS®	Meijer et al. (1992)
Tie Y et al. (2006)	15	1,5	0,33 (C) 0,3 (S)	ANSYS®	Nagasao T et al. [NAG 02]
I. Ichim et al. (2006)	14,7	0,49	0,3	COSMOS®	O'Brien (1997)
Yang J et al. (2007)	14	3	0,3	ANSYS®	Rho et al. (1993)

Tableau II.3 : Valeur du module d'Young de l'os mandibulaire (cortical et spongieux) renseignée dans les logiciels éléments finis selon les auteurs (et leur référence)

$E_{cortical}$: Module d'Young de l'os cortical
$E_{spongieux}$: Module d'Young de l'os spongieux
ν : coefficient de Poisson

C : Cortical
S : Spongieux

9 - Bilan sur les propriétés mécaniques de l'os mandibulaire

La rigidité est une propriété biomécanique fondamentale de l'os. Cette rigidité est représentée sur le plan mathématique et mécanique par le module d'élasticité ou module d'Young qui permet de relier les contraintes aux déformations.

Comme nous avons pu le voir au travers de cette étude bibliographique, il existe de nombreux essais mécaniques permettant de caractériser le module d'Young d'un matériau. Cependant, de par son hétérogénéité, sa microstructure, et son anisotropie, ces essais sont souvent bien plus délicats à réaliser sur l'os. Suivant l'échelle à laquelle on se place, les résultats obtenus peuvent être bien différents.

Pour réaliser des simulations numériques prédictives en implantologie dentaire, il nous semble important de nous placer à une échelle plus macroscopique. Nous nous intéresserons plus particulièrement à l'os cortical, tout en étant conscients qu'à une échelle plus microscopique, cet os cortical est constitué de microporosités pouvant contenir de l'os spongieux. C'est bien le comportement mécanique homogénéisé de cet os cortical à l'échelle macroscopique qui nous sera utile pour la modélisation d'implants dans l'os mandibulaire.

La méthode d'identification des propriétés mécaniques par analyse inverse représente la technique idéale pour atteindre cet objectif, notamment parce qu'elle permet de travailler sur des échantillons non standardisés.

III- IDENTIFICATION DES PROPRIETES MECANIQUES DE L'OS MANDIBULAIRE

1 - Introduction

L'objectif essentiel de ce travail est d'optimiser le positionnement des implants dentaires par une meilleure connaissance des contraintes, notamment en fonction, à l'aide d'un modèle numérique mandibulaire permettant d'en évaluer, en pré opératoire, le nombre et la position idéale.

Pour cela, il est dans un premier temps nécessaire de connaître précisément les propriétés mécaniques de l'os mandibulaire.

En effet, une grande disparité ressort des résultats de la littérature, comme nous avons pu le voir dans le chapitre précédent.

Dans le but de déterminer ces propriétés, indispensables à la modélisation numérique, nous pratiquerons des essais mécaniques sur de l'os mandibulaire humain et nous utiliserons la méthode d'analyse inverse.

Deux axes principaux de recherche ont été explorés dans cette première partie du travail portant sur la caractérisation architecturale et mécanique d'échantillons d'os cortical mandibulaire :

- L'exploitation d'images de tomodensitométrie d'os mandibulaire qui rend compte de l'architecture en 3D propre à chaque pièce et permet de modéliser par éléments finis les échantillons traités.
- La caractérisation mécanique d'échantillons d'os cortical à l'aide d'essais mécaniques (compression).

Dans un premier temps est présenté le matériel utilisé. Puis nous décrirons les méthodes mathématiques et numériques d'analyse des résultats.

2 - Identification des paramètres rhéologiques par analyse inverse de l'essai mécanique

L'analyse inverse consiste à modéliser l'essai mécanique expérimental et à modifier itérativement les données d'entrée de la simulation numérique (module d'Young dans notre cas) jusqu'à ce que les observables numériques et expérimentales (courbes force – déplacement dans notre cas) soient superposées (Figure III.1).

Pour cela, les conditions opératoires doivent être strictement superposables, notamment dans le positionnement de l'éprouvette.

Dans le but de pouvoir comparer et optimiser l'ensemble de ces éléments, chaque étape a fait l'objet de photos et de films, permettant une comparaison à tout instant de l'essai mécanique et de la simulation numérique.

Une fois les conditions opératoires établies et reproduites sur le plan numérique, les paramètres rhéologiques doivent être définis.

Une fois ces paramètres définis, la simulation était lancée à l'aide d'un gestionnaire de calculs du logiciel FORGE 2005®. La simulation de chaque échantillon s'effectuait en modifiant le module d'Young jusqu'à obtenir la superposition des domaines élastiques des courbes numérique et expérimentale. Le dernier module d'Young minimisant l'écart entre les courbes expérimentales et calculées, était celui retenu pour l'échantillon.

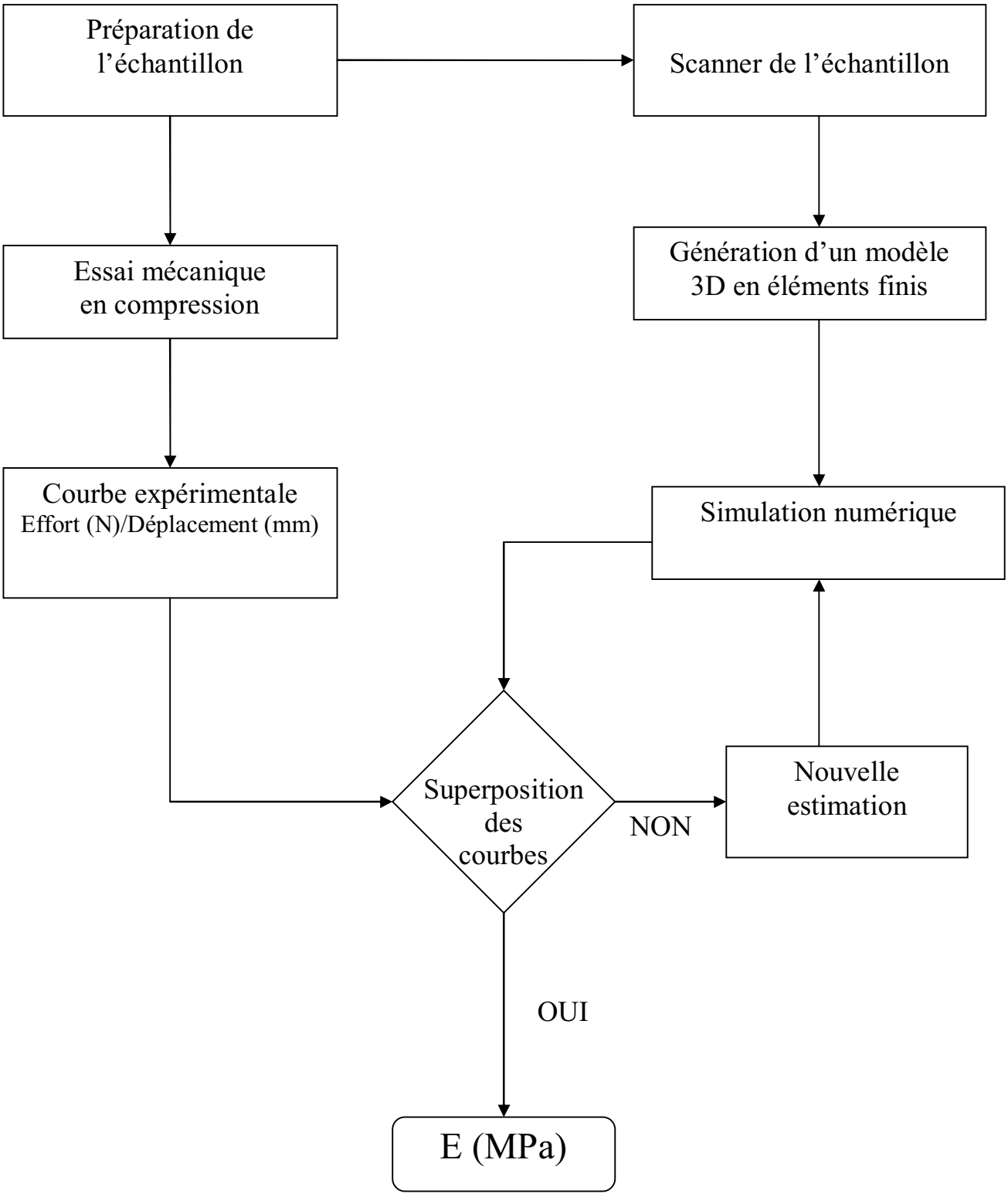


Figure III. 1 : Méthodologie de l'étude : Les essais mécaniques sont menés parallèlement. Le module d'Young est modifié jusqu'à l'obtention de la superposition des courbes.

3 - Approche expérimentale

3 - 1 Technique de prélèvement

Les échantillons d'os mandibulaire ont été prélevés sur des cadavres frais (conservés à -20°C) à l'institut d'Anatomie Normale de la faculté de Médecine de Nice (Université de Nice Sophia-Antipolis, France). Chaque mandibule a été prélevée sans les tissus mous ; des échantillons d'os cortico-spongieux d'environ 20 mm ont été obtenus par des sections à l'aide d'une fraise Lindemann montée sur un moteur, sous un sérum salé (9‰) afin de limiter au maximum l'endommagement par échauffement, chaque mandibule prélevée était ainsi divisée en 4 à 6 échantillons (figure III.2).

Chaque pièce était évidée (suppression de son os spongieux) à l'aide d'une fraise à pan toujours sous un sérum salé (9‰). Ainsi, nous obtenons des pièces d'os cortical mandibulaire. Puisque notre but à terme est de créer un modèle numérique simulant la répartition des contraintes de l'os par la charge d'implants dentaires, nous avons choisi l'étude de la portion dentée de la mandibule et donc de la symphyse et des branches horizontales.

Ces échantillons d'os étaient conservés dans une glacière durant leur transfert, avant leur passage au scanner et avant leur test mécanique.

Au total, 15 mandibules ont été prélevées donnant 72 échantillons. Chaque échantillon était identifié par deux lettres : « **S** » pour le n° de la mandibule prélevé et « **P** » pour le n° de la pièce. Deux radius ont été également prélevés sur deux cadavres distincts, afin de comparer les modules d'Young identifiés à l'aide de notre méthodologie à ceux publiés par Bosisio [BOS 07] sur l'os cortical de radius et ainsi de valider notre approche.

Le laboratoire d'Anatomie Normale de la Faculté de médecine de Nice est conforme aux lois bioéthiques du 29 juillet 1994 relatives au respect du corps humain. Les prélèvements d'échantillons d'os sont effectués dans le respect des règles éthiques et de sécurité et ont fait l'objet d'un accord préalable du responsable du laboratoire (Professeur P. Baqué) après l'examen du projet.

a)

b)

c)

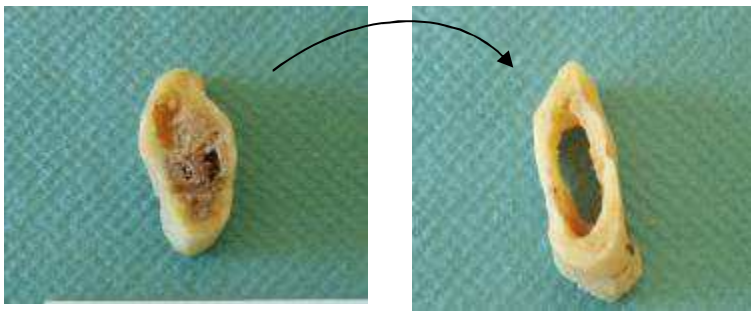


Figure III.2 : a) Dissection sous périostée stricte de la mandibule
b) Division de la symphyse et des branches horizontales
c) Chaque échantillon est dépourvu de l'os spongieux

3 – 2 Imagerie et génération du maillage

Des coupes tomodensitométriques ont été réalisées (Scanner General Electric® LightSpeed VCT, France) pour chaque échantillon (Figure III.3). Les images au format numérique DICOM de chaque série ont été réalisées selon un axe perpendiculaire à l'os avec une épaisseur de 600 µm et un espacement de 300 µm (voltage : 120kV ; ampérage : 80mAs).
L'acquisition scannographique était effectuée dans le service de radiologie centrale du Professeur Padovani situé à l'Hôpital Pasteur du CHU de Nice. Un protocole d'acquisition numérique a été spécifiquement mis en place pour l'os mandibulaire par le Dr Charles Raffaelli (Radiologue et Praticien Hospitalier au CHU de Nice).

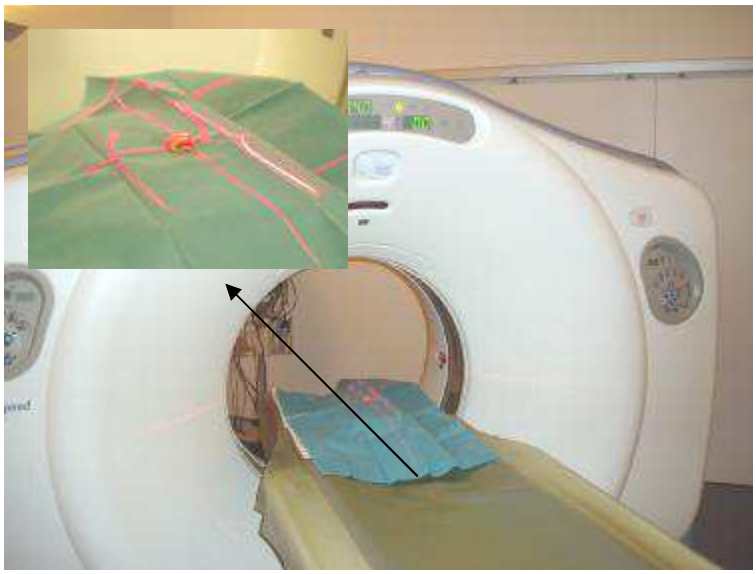
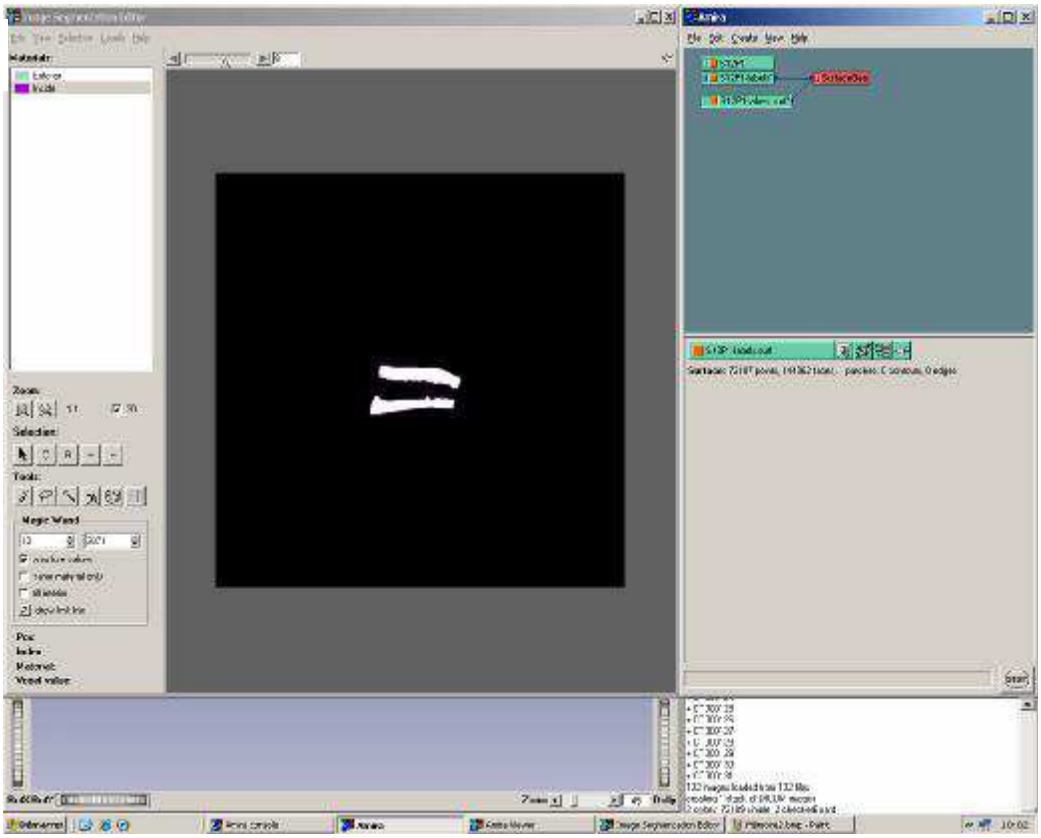


Figure III. 3 : Tomodensitométrie de l'échantillon

Les séries d'images scannographiques ont été exportées vers un logiciel de segmentation automatique 3D (Amira 3D®) compatible avec le format DICOM de l'imagerie médicale pour créer une géométrie de chaque spécimen en trois dimensions. Une opération numérique de triangulation permet d'obtenir un maillage surfacique dans un premier temps, puis une seconde opération permet de réaliser le maillage volumique avec des éléments tétraédriques (Figure. III.4). Le modèle 3D maillé était enregistré dans un format « *.unv* » compatible avec le logiciel de simulation par éléments finis Forge 2005®.
La taille « numérique » de chaque échantillon était comparée à sa taille réelle afin d'éliminer toute erreur susceptible d'apparaître au cours des processus d'importation/exportation.

a)



b)

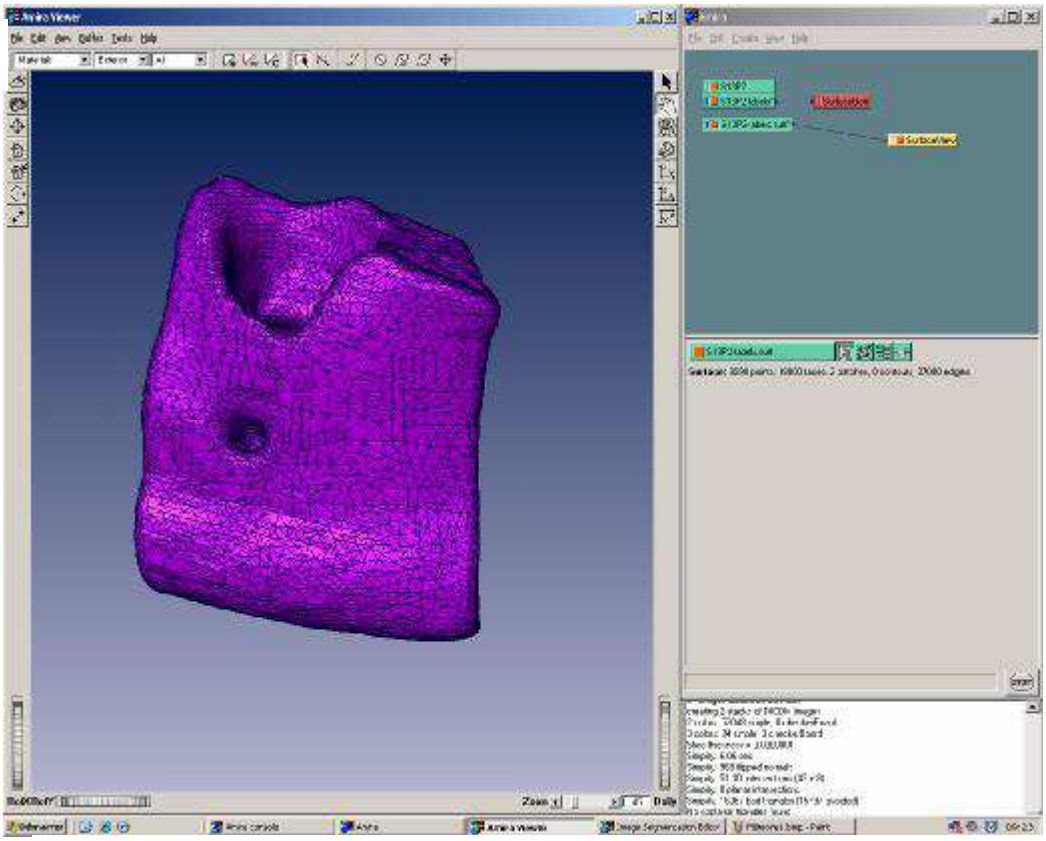


Figure III.4 a) : Importation des coupes scanner dans le logiciel AMIRA 3D®
Figure III.4 b): Maillage surfacique puis volumique de l'échantillon

3 – 3 Les essais expérimentaux

Conformément à l'étude bibliographique précédente, notre choix s'est porté sur des essais de compression. Les machines et protocoles expérimentaux utilisés sont discutés dans le chapitre suivant.

Les essais expérimentaux ont été réalisés dans une salle dédiée aux essais mécaniques du CEMEF. La température ambiante était de 20°C.

4 Approche numérique

Le logiciel de simulation numérique d'essai en compression utilisé a été FORGE 2005® développé au CEMEF et commercialisé par Transvalor®.

Ce logiciel est un logiciel éléments finis permettant de modéliser la déformation des matériaux en 2 ou 3 dimensions. Les éléments utilisés sont de type triangulaire (2D) ou tétraédriques (3D). Le logiciel est basé sur une formulation vitesse-pression. La vitesse et la pression sont linéaires par élément, et un terme bulle relatif à la vitesse est ajouté au centre des éléments (éléments de type P1+/P1).

Le logiciel Forge 2005® possède également un remailleur automatique lui permettant de générer un nouveau maillage de bonne qualité lorsque les éléments du précédent maillage ont dégénéré.

Enfin, Forge 2005® permet la gestion du contact multidomaine et multimatériaux. Cette caractéristique est particulièrement importante pour modéliser les problèmes que nous souhaitons aborder en implantologie dentaire.

Le pré processeur (GL Pre) du logiciel permet l'entrée de tous les paramètres nécessaires à la simulation (Figure III.9 a&b).

Deux outils non déformables supposés représenter les mors de la machine ont été prédéfinis : le support de l'échantillon (outil inférieur) et la presse (outil supérieur) pour reproduire l'essai de compression. La géométrie des deux objets était identique et définie de façon à être plus large que les échantillons testés : il s'agissait d'un parallélépipède avec un maillage surfacique simple d'environ 4000 éléments. Nous avons choisi un frottement fort pour l'outil supérieur et inférieur. Ce paramètre doit être défini au plus proche de la réalité car il risque de modifier considérablement la courbe numérique d'effort/déplacement ; en effet, un contact glissant aura tendance à diminuer la pente de la courbe et à l'inverse un contact collant l'augmente.

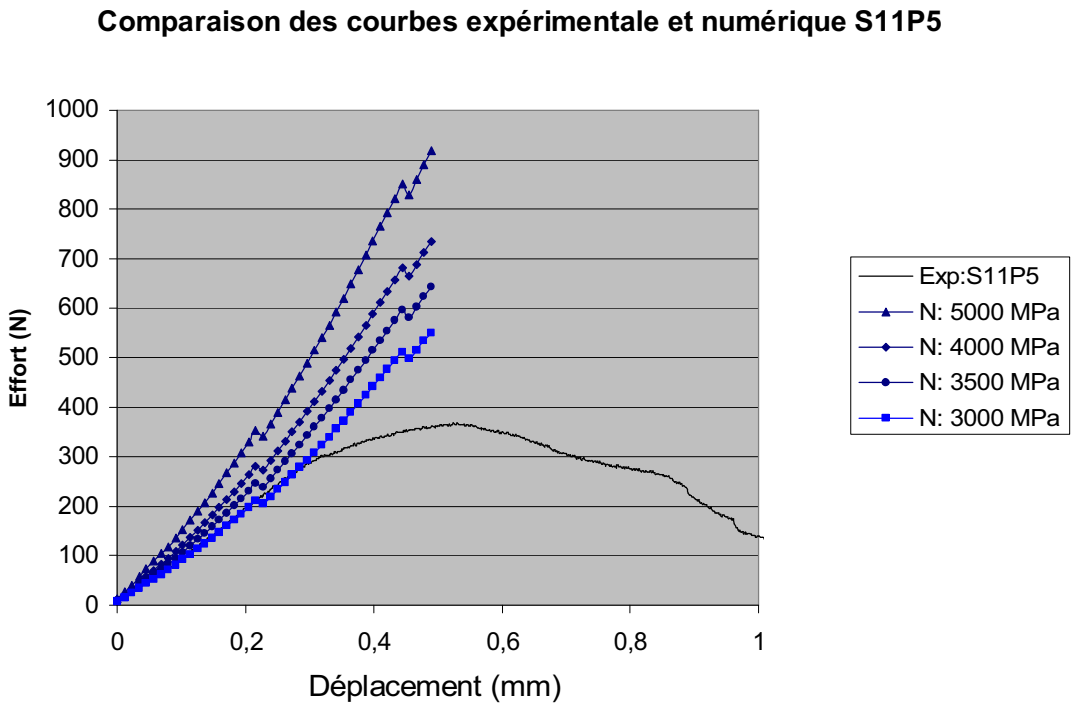
Une analyse de sensibilité a été effectuée entre des valeurs du coefficient de Coulomb de 0,2 et 0,4. Aucune différence significative n'a été observée sur les courbes force – déplacement. Pour la suite de notre étude, nous avons choisi un coefficient de 0,4, qui correspond le mieux à l'interface os – outil que nous avons utilisé.

Le frottement fort choisi correspond à un coefficient de Coulomb de 0,4.

La propriété de l'outil supérieur était une presse de type hydraulique.

Chaque échantillon a été importé dans un format de maillage au format «.*unv* », un nouveau maillage fin surfacique et volumique était réalisé à l'aide de Forge 2005®, on obtenait alors un format «.*may*» adapté à la simulation.

Nous avons choisi un comportement biomécanique des matériaux de type « isotrope homogène et élastique pur » avec un coefficient de Poisson (ν) constant et égal à 0,3 conformément à l'unique valeur trouvée dans la littérature. Le module d'Young était arbitrairement de 5000 MPa et modifié à chaque nouvelle simulation afin d'obtenir une courbe force-déplacement superposable à celle obtenue expérimentalement.



Exp : Courbe expérimentale
N : Courbes numériques obtenues pour différentes valeurs du module d'Young

Figure III.10 : Superposition du domaine élastique des courbes expérimentale et numériques pour un module d'Young de 3000 MPa (Echantillon S11P5).

Le fichier d'échange thermique était défini comme adiabatique de façon à ce qu'aucune quantité de chaleur ne soit échangée avec le milieu extérieur en simulation.
La simulation était définie par différents paramètres, le but étant de modéliser au plus près les essais mécaniques effectués en laboratoire :

- La hauteur d'incrément de stockage était de 0,01 mm.
- La température ambiante était de 20,00°C (égale aux conditions expérimentales).
- La course de la presse était initialement de 1 mm puis réduite à 0,8 mm car l'endommagement expérimental apparaissait pour des allongements inférieurs à cette distance ; ceci permet d'écourter significativement le temps de calcul.

Chaque échantillon était positionné sur l'outil inférieur par gravité et l'outil supérieur était appliqué à l'échantillon testé par un calage simple. La position de l'échantillon lors de la simulation était identique à celle de l'essai expérimental grâce aux photos prises lors de l'essai de compression (Figure III.11 a et b).

5 Méthodes d'analyse des résultats

5 – 1 Analyse mathématique

La comparaison des courbes a été limitée aux domaines élastiques communs des courbes numérique et expérimentale d'un échantillon. A l'analyse qualitative des courbes (Figure III.10) qui permet de les comparer les unes aux autres et ainsi d'estimer une valeur optimale du module d'Young, s'ajoute une analyse quantitative nécessaire pour évaluer précisément l'écart entre les deux courbes.
Une formule mathématique calculant « l'écart au sens des moindres carrés » évalue cette erreur. Le résultat s'exprimant en « % » d'erreur. Pour chaque échantillon la superposition des courbes s'effectuait jusqu'à obtenir un pourcentage d'erreur suffisamment faible, en moyenne inférieur à 0,5%.

$$\%_{erreur} = \frac{\sum (F^{sim} - F^{exp})^2}{\sum F_{exp}^2}$$

F^{sim} = Force simulée

F^{exp} = Force expérimentale

5 – 2 Analyse numérique

Le post processeur du logiciel Forge 2005 (GL ViewInova) permet une visualisation de la modélisation de l'essai. Plusieurs variables peuvent être observées :

- le contact entre les différents objets modélisés (os et outils) ;
- la répartition des contraintes au sein l'échantillon ;
- les champs de contraintes de von Mises (Figure III.12a) ;
- les champs de déplacement (Figures III.13 & 14).

Cette analyse numérique a permis de comparer la répartition des contraintes au sein de l'échantillon lors de la simulation et l'apparition de la zone d'endommagement lors de l'essai mécanique (Figure III.12b).

Pour un même déplacement, nous avons comparé l'apparition des contraintes maximales sur le post processeur et l'endommagement expérimental de l'échantillon. Leur apparition simultanée valide la loi de comportement de l'échantillon, et ainsi la modélisation d'un point de vue global (positionnement, répartition des déformations et des contraintes dans l'échantillon au cours de l'essai).

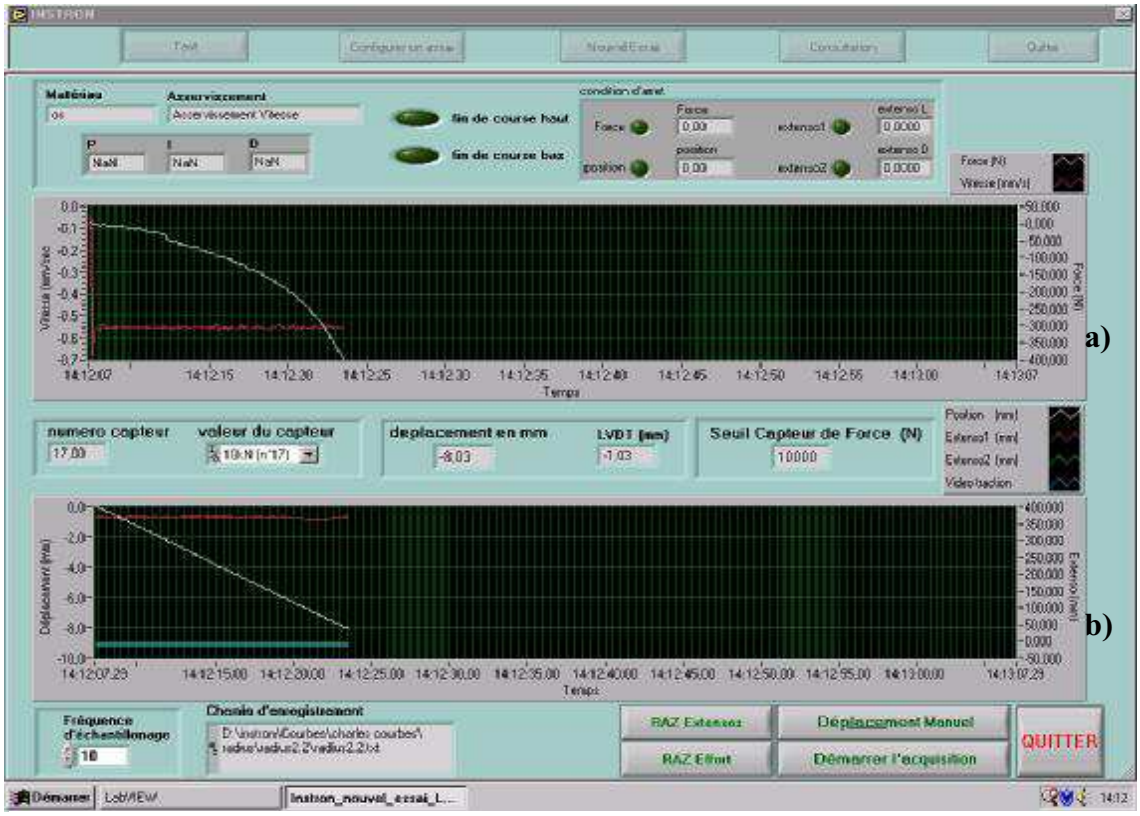
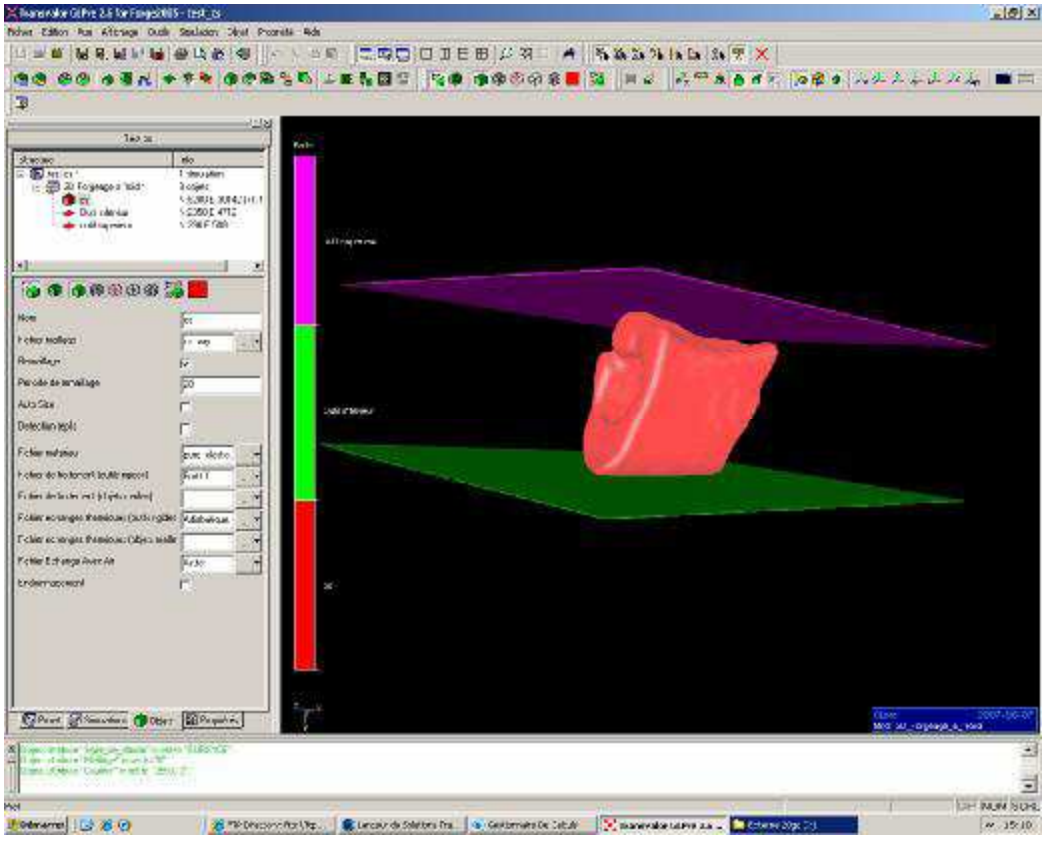


Figure III.8 : Interface du logiciel ViewLab®

a) Enregistrement de la Force en (N) en fonction du temps
b) Enregistrement du déplacement (mm) en fonction du temps

a)



b)

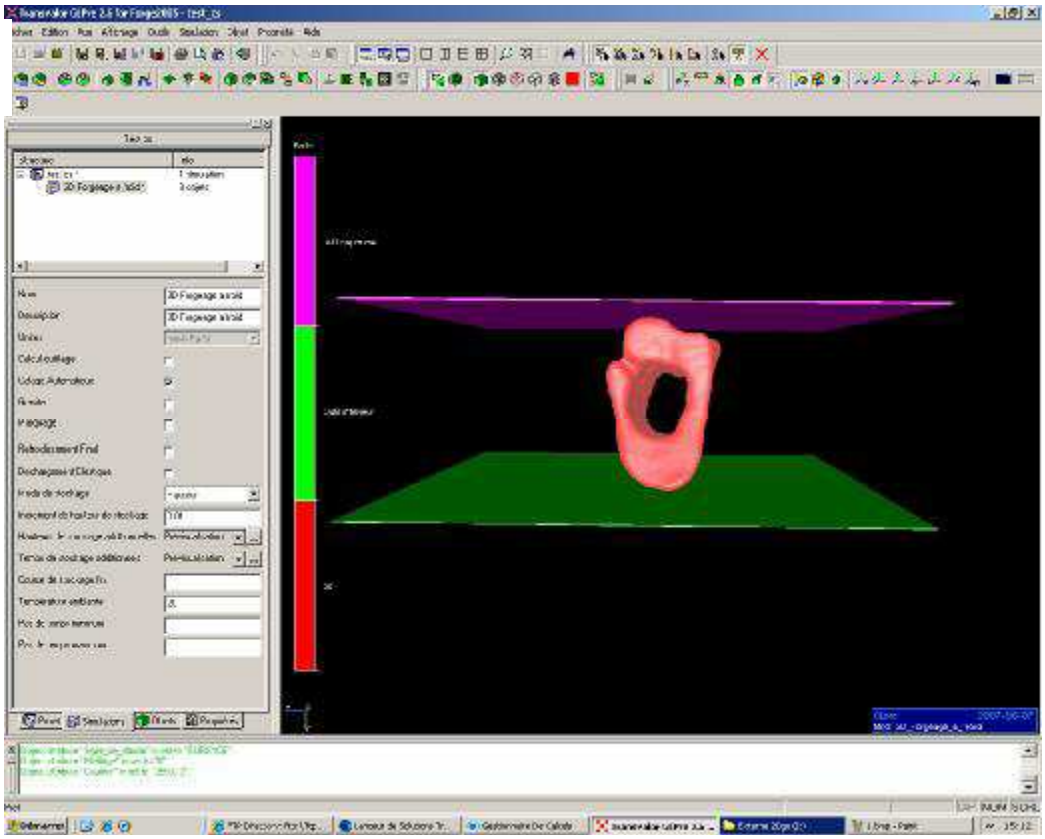
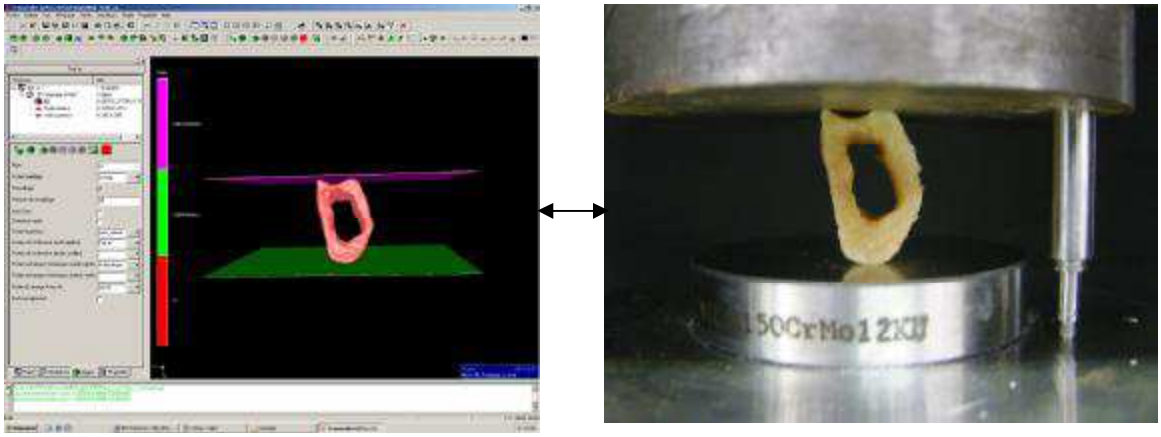
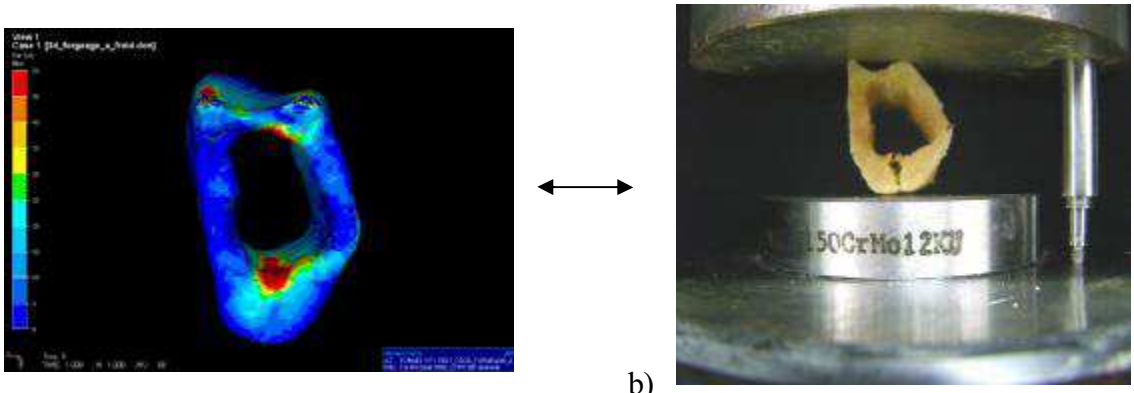


Figure III.9 a & b : Interface du pré processeur de Forge 3 (GL Pre) ; mise en données des calculs.



a) b)

Figure III.11 : Respect des conditions opératoires lors de la simulation :
Positionnement identique dans le pré-processeur numérique (a) et expérimental (b)



a) b)

Figure III.12 : a) Endommagement expérimental
b) Répartition des contraintes fournies par le post processeur GL ViewInova.

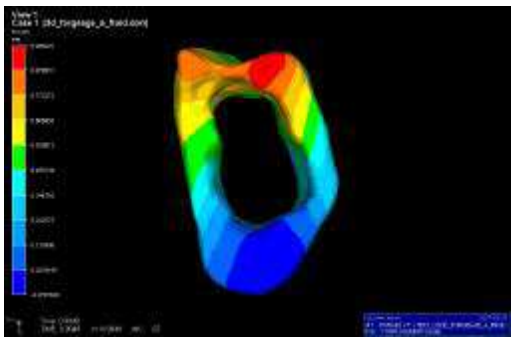


Figure III.13 : Visualisation des champs de déplacement par le post processeur GL ViewInova

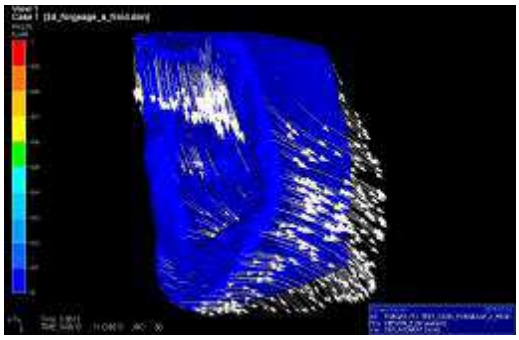


Figure III.14 : Visualisation des vecteurs de déplacement par le post processeur GL ViewInova

IV RESULTATS DE LA CARACTERISATION MECANIQUE

1 Observations générales

Quinze mandibules ont été prélevées au cours des 2 étapes successives de nos recherches, les échantillons issus des six premières ont été testés sur la machine Zwick® et par conséquent ont été exclus de l'étude du fait des raisons évoquées précédemment. Neuf mandibules prélevées sur 5 femmes et 4 hommes (âge moyen de 79,55 ans) ont été fractionnées en 47 échantillons, qui ont été testés avec la seconde machine d'essai Instron®. Des erreurs de manipulation expérimentale sur 4 échantillons (S7P2, S7P4, S8P1, S8P3) ont rendu les courbes expérimentales inexploitables pour l'analyse inverse et un défaut d'acquisition tomodensitométrique sur 2 échantillons (S9P5, S10P3) n'a pas permis le maillage numérique rendant impossible la simulation par éléments finis. Au total 41 échantillons ont fait l'objet d'une analyse inverse dont les résultats sont interprétables (Tableau IV.1).
Deux radius, prélevés sur deux cadavres distincts (75 et 96 ans) ont été testés pour valider notre seconde machine d'essai en comparant nos résultats à ceux issus de la littérature.

	n mandibules	*n* Sexe	Age (moyenne ± écart type)	*n* échantillons
Total	15	9F, 6H	82 ± 6,3	76
Retenus	9	5F, 4H	79,55 ± 6,5	41

Tableau IV 1 : Nombre d'échantillons prélevés/ retenus pour l'analyse des résultats.

2 Première série d'essais : machine Zwick®.

La machine pour les essais expérimentaux était initialement une machine de traction (Zwick®) dont les mors ont été adaptés pour réaliser des tests en compression mais choisie également pour ses possibilités d'adaptation à d'autres types d'essais tels que les essais de flexion. La machine était composée d'un support métallique avec un repère pour la mise en place de l'échantillon et une presse métallique reliée à un capteur de force de deux kN (Figure IV.2).

L'acquisition des données s'est faite à l'aide du logiciel TestXpert®, la force standard (N) et la course (mm) de la presse ont été les entrées retenues pour cette acquisition. Au début du test une pré-charge de 2 N a été appliquée afin d'obtenir un calage initial de l'échantillon.
Arbitrairement, nous avons choisi de tester les échantillons de chaque mandibule dans une direction donnée Y ou X d'un référentiel cartésien orthonormé (Figure IV.3).
Ces deux directions de sollicitation ont été choisies car celles-ci se rapprochent au mieux des contraintes physiologiques de l'occlusion et de la force soumise par les muscles masticateurs.
Chaque échantillon était alors sollicité en compression jusqu'à l'endommagement. Des photos de l'échantillon étaient prises avant l'essai pour que celui-ci puisse être positionné exactement de la même façon lors de la modélisation numérique de l'essai.
Après une analyse des résultats des modules d'Young (E) des 29 premiers échantillons prélevés sur six mandibules, ceux-ci sont apparus incohérents.
Les valeurs retrouvées étaient très éloignées des valeurs de l'os cortical publiées. Elles s'approchent plus des valeurs de matériaux comme les polymères (plastiques inertes, caoutchoucs etc.) dont la rigidité est normalement largement inférieure à celle de l'os cortical.
En fait, pour chaque échantillon testé, la pente du domaine élastique de chaque courbe expérimentale était très basse, les modules d'Young résultant de la superposition des courbes expérimentales et numériques, étaient alors en moyenne proche de 500 MPa (Tableau IV.2).
Ultérieurement, plusieurs tests de la machine Zwick® ont permis de révéler une source d'erreur. Il existait en effet une déformation importante du bâti de la machine lors du test (démontrée par des tests à vide). Malgré la grande différence de rigidité entre l'échantillon d'os et la machine en acier, il s'est avéré que le déplacement enregistré était non seulement celui lié à la déformation de la pièce osseuse mais également celui lié à la déformation de la machine.
Le déplacement enregistré était ainsi surestimé pour un effort donné ce qui avait pour effet de diminuer la pente du domaine élastique de la courbe expérimentale (Figure IV.1).
Cette méthode de mesure de la déformation axiale est appelée « **méthode globale** ». Cette méthode généralement réalisée indirectement par le capteur de déplacement de la machine d'essai, enregistre la déformation de l'échantillon mais aussi celle des différentes pièces constitutives du montage utilisé (le bâti), induisant une raideur parasite. Suivant la raideur du montage et des échantillons testés, l'erreur réalisée sur la mesure de la déformation est plus ou moins importante. Linde et al [LIN 93] ont mis en évidence une erreur de 30% sur le calcul de la déformation de compression de l'échantillon sur une machine de type Instron® 4302.

Cette erreur de mesure nous a ainsi conduit non seulement au changement de la machine d'essai Zwick® mais également à ajouter à notre nouveau montage un capteur LVDT. Cette nouvelle méthode de mesure est appelée « **méthode directe** » ; cette solution consiste à placer un extensomètre sur les colonnes du montage, le plus près possible de l'échantillon. Ce capteur ne mesure alors que le déplacement des mors entre lesquels l'échantillon est placé (*in extenso* la déformation de l'échantillon) lors de la compression. D'après la même étude, Linde et al. [LIN 93] ont démontré que l'erreur dans les mêmes conditions d'essai, serait alors réduite à 3%.

Par conséquent, nous avons décidé d'exclure de notre étude les résultats issus de cette première étape.

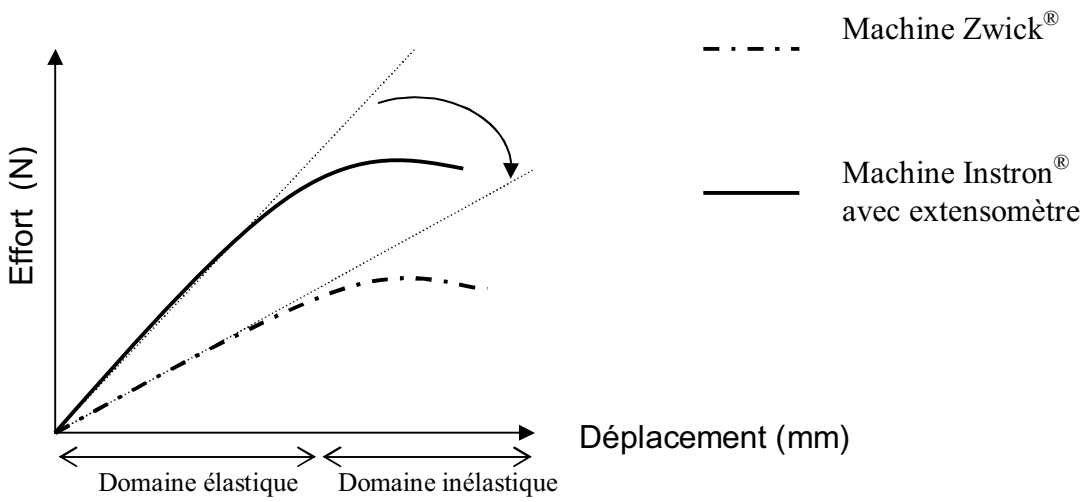


Figure IV.1 : Mise en évidence de la diminution de la pente du domaine élastique de la courbe expérimentale liée à la surestimation du déplacement par la machine Zwick®

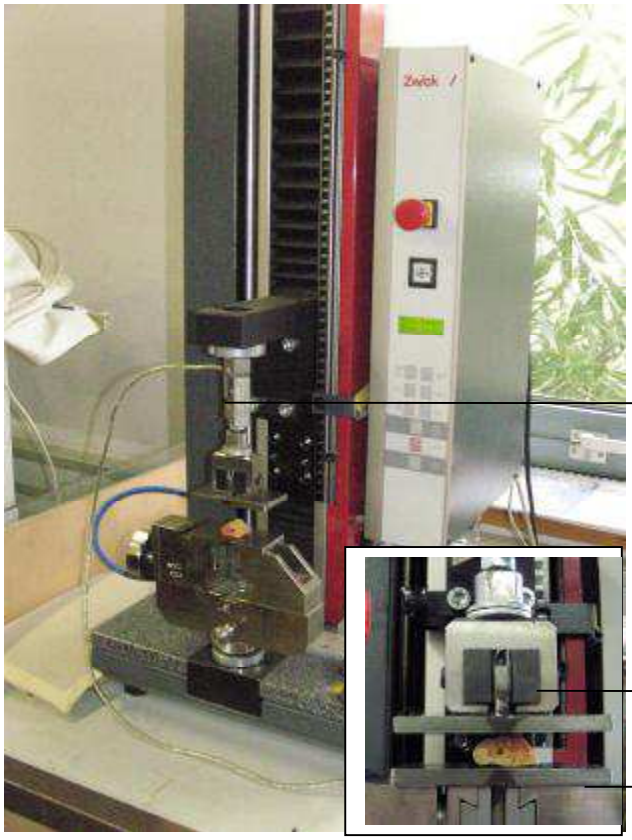
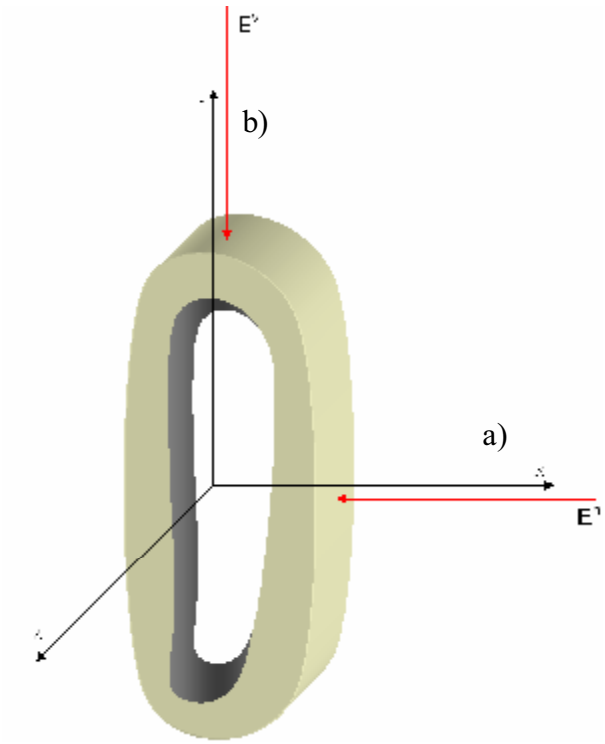


Figure IV.2 : Machine d'essai Zwick®



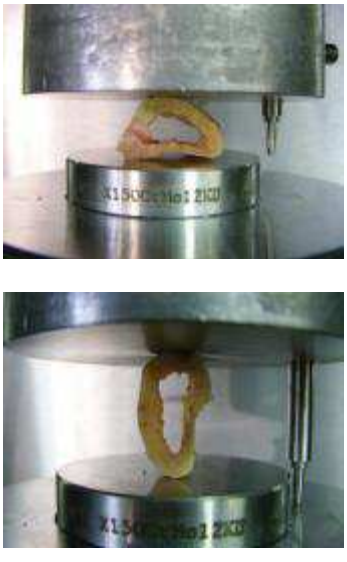


Figure IV.3 : Directions des forces appliquées selon *x* (a) et *y* (b)

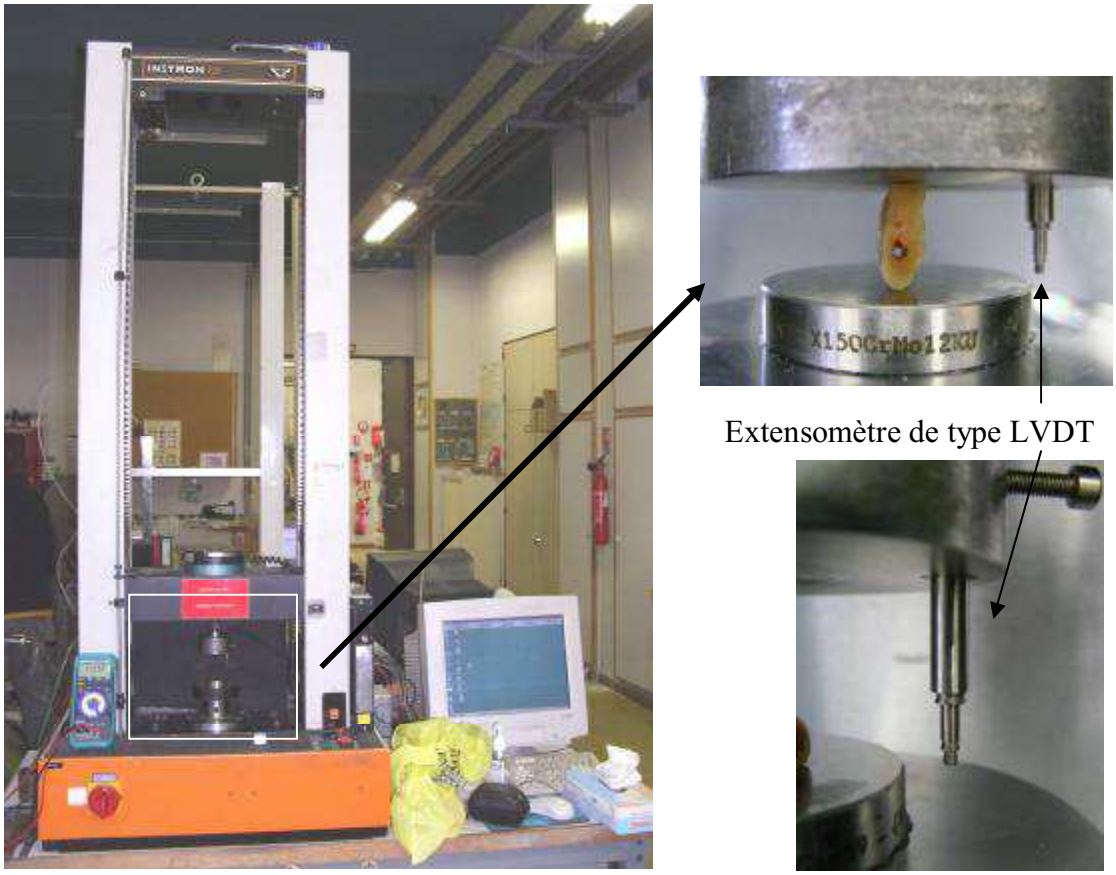


Figure IV.4 : Machine d'essai 'Instron® 1121 avec extensomètre de type LVDT

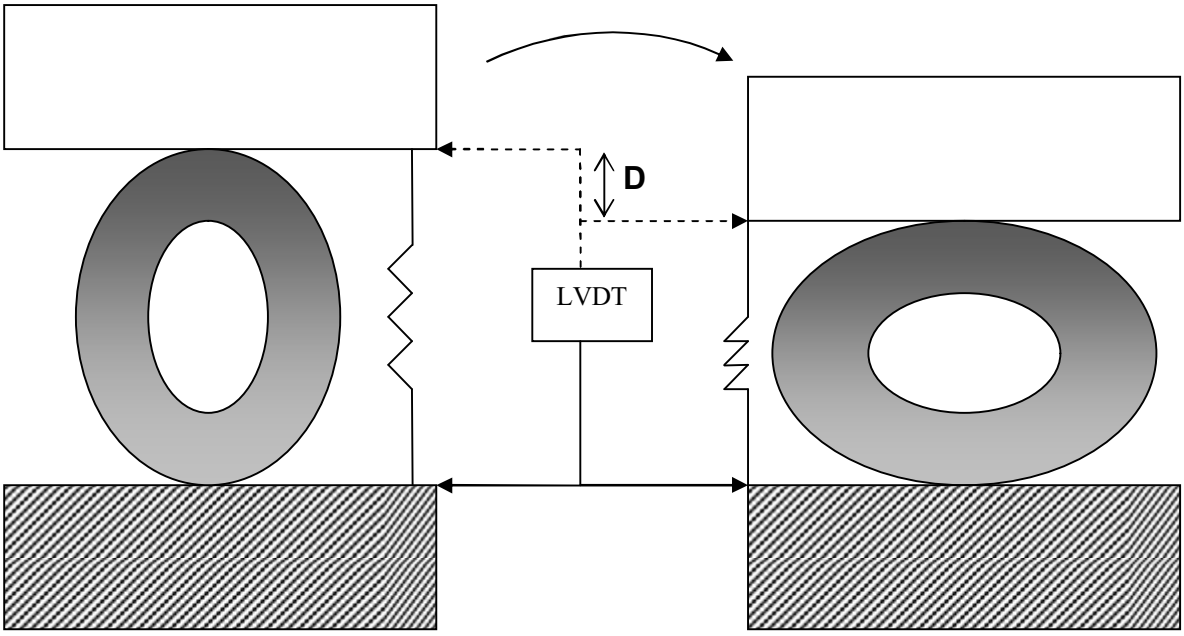


Figure IV.5 : Principe de fonctionnement du capteur LVDT
D= Déplacement enregistré par le LVDT correspondant à la déformation de l'échantillon

	E_{S1}	E_{S2}	E_{S3}	E_{S4}	E_{S5}	E_{S6}
P_1	700	-	1100	300	700	700
P_2	500	700	-	500	1000	400
P_3	300	400	900	300	500	900
P_4	-	400	900	300	500	900
P_5		500	900	300	400	400
E_{moy}	500	500	950	340	620	660
$E_{moy} \pm SD$	595	±206				

Tableau IV.2 : Valeurs du module d'Young *E* (MPa) d'os mandibulaire identifiées lors de la première série d'essais.(machine Zwick®).

- : erreur de manipulation expérimentale

S : Sujet
P : Echantillon

3 Seconde série d'essais : machine Instron®

La nouvelle machine de test choisie est l'Instron® 1121 ; c'est une machine de compression pneumatique fonctionnant sur les mêmes principes que la Zwick® ; le capteur de force était de 10 kN. Nous y avons adjoint un extensomètre de type LVDT (Linear Variable Differential Transformer). Cet appareil est un capteur électrique actif (inductif) de déplacements linéaires et permet ainsi la mesure du déplacement créé par la seule déformation de la pièce (Figures IV.4 & IV.5) sans prendre en compte la déformation du bâti de la machine. L'utilisation de cet appareil, astucieusement placé entre les deux mors de la machine, permet d'accroître considérablement la précision de la mesure du déplacement, qui est de l'ordre du micron.

Avant chaque test, un calage de l'échantillon s'effectuait par l'application d'une pré charge d'environ 10 N.

L'acquisition des données s'effectuait à l'aide du logiciel ViewLab®. L'interface de ce logiciel permet de visualiser à la fois le déplacement du LVDT et l'effort enregistré par le capteur de force.

L'utilisation d'un tableur (Excel®) a permis l'exploitation des données (Effort/Déplacement du LVDT) et ainsi l'obtention des courbes expérimentales.

Au total, au cours de cette deuxième étape 46 pièces issues de 9 mandibules ont été testées.

Le tableau IV.2 transcrit les valeurs des modules d'Young déterminées par l'analyse inverse de chaque échantillon de chaque sujet. Les valeurs moyennes oscillent entre 2000 MPa (S7) et 4333,3 MPa (S8) (Figure IV 6).

L'écart final au sens des moindres carrés entre les courbes expérimentales et les courbes simulées à l'aide du module d'Young identifié est en moyenne inférieur à 0,5% à l'exception des échantillons S11 et S14 pour lesquels il est légèrement plus élevé (respectivement 0,7% et 1,18%). La marge d'erreur ainsi calculée est suffisamment faible pour conclure à une détermination fiable du module d'Young par méthode inverse.

	E_{S7}	E_{S8}	E_{S9}	E_{S10}	E_{S11}	E_{S12}	E_{S13}	E_{S14}	E_{S15}
P_1	2000 (x)	-	3500 (x)	2000 (x)	4000 (x)	4500 (x)	2000 (x)	4000 (y)	3000 (y)
P_2	-	5000 (x)	3000 (x)	2000 (x)	4000 (x)	3000 (x)	2000 (x)	3500 (y)	2000 (y)
P_3	2000 (x)	-	3000 (y)	-	4500 (x)	3000 (x)	2500 (x)	3000 (x)	3000 (y)
P_4	-	4000 (y)	3000 (x)	2000 (x)	4000 (x)	3000 (x)	2000 (x)	2500 (x)	3000 (x)
P_5	2000 (x)	4000 (x)	-	3000 (x)	3000 (x)	2500 (x)	2500 (x)	3000 (x)	2000 (x)
P_6	2000 (x)								
Max	2000	5000	3500	3000	4500	4500	2500	4000	3000
Min	2000	4000	3000	2000	3000	2500	2000	2500	2000
E_{moy} (±SD)	2000 (0)	4333,3 (577,3)	3125 (250)	2250 (500)	3900 (547,7)	3200 (758,2)	2200 (273,8)	3200 (570,08)	2600 (547,7)
E_{moy}^{total} (±SD)	2980 (794)								
E_{moy}^{h} (±SD)	2893,9 (684,9)								
E_{moy}^{v} (±SD)	3214,2 (698,6)								

Tableau IV.3 : Valeurs du module d'Young E (MPa) d'os mandibulaire identifiées lors de la seconde série d'essais .(machine Instron®)

E_{moy} : Valeur moyenne de E pour chaque sujet

S : Sujet
P : Echantillon

E_{moy}^{total} : Valeur moyenne total de E

E_{moy}^{v} : Moyenne pour les essais suivant l'axe vertical y

(x) : compression suivant l'axe x, (y) : compression suivant l'axe y

E_{moy}^{h} : Moyenne pour les essais suivant l'axe horizontale x

± SD: Ecart type

- : erreur de manipulation expérimentale

	S7	**S8**	**S9**	**S10**	**S11**	**S12**	**S13**	**S14**	**S15**
P1	*0,06*	*-*	*0,10*	*0,07*	*0,05*	*0,06*	*0,13*	*0,09*	*0,24*
P2	*-*	*0,50*	*0,04*	*0,07*	*1,38*	*0,01*	*0,13*	*4,12*	*0,05*
P3	*0,29*	*-*	*0,03*	*-*	*0,15*	*0,05*	*2,11*	*0,53*	*0,42*
P4	*-*	*0,23*	*0,24*	*0,34*	*1,75*	*0,15*	*0,05*	*0,77*	*0,37*
P5	*0,04*	*0,08*	*-*	*0,04*	*0,14*	*0,32*	*0,22*	*0,41*	*0,48*
P6	*0.14*								
Moy	*0,13*	*0,27*	*0,10*	*0,13*	*0,70*	*0,11*	*0,53*	*1,18*	*0,312*

Tableau IV.4 : Calcul de l'écart final au sens des moindres carrés (%) pour les valeurs du module d'Young d'os mandibulaire identifiées.
S : Sujet
P : Echantillon

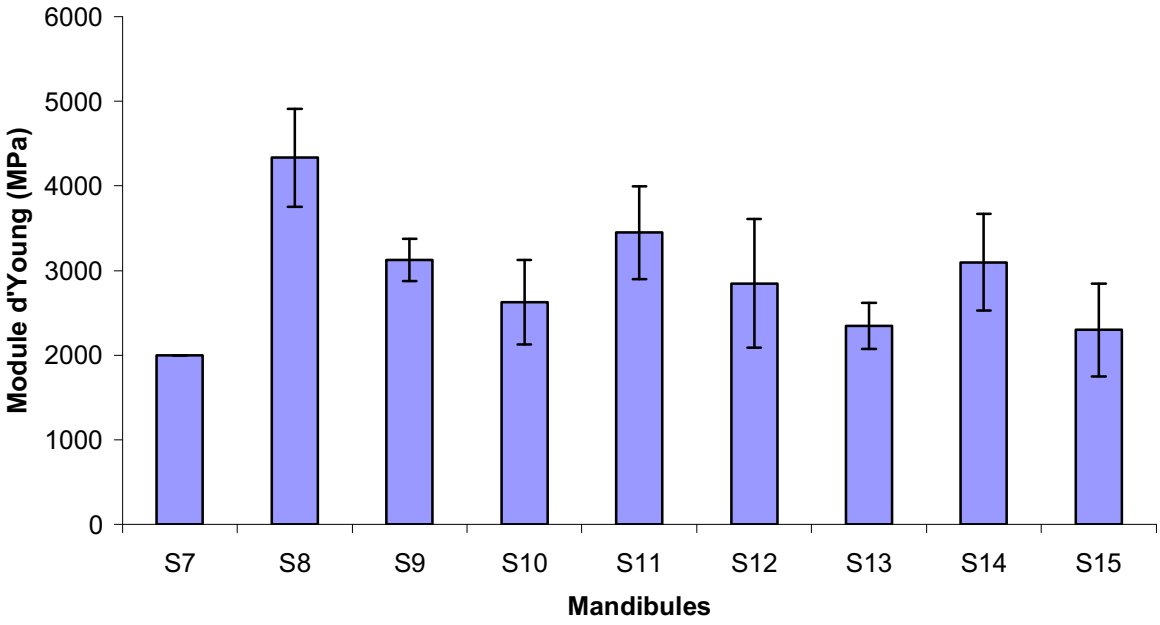


Figure IV.6 : Répartition des valeurs moyennes de module d'Young d'os mandibulaire

Tests sur les radius

Les résultats du module d'Young des radius *1* et *2* sont respectivement de 15000 et 10000 MPa, le premier module (Radius *1*) est semblable aux moyennes retrouvées par Bosisio [BOS 07], alors que le second (Radius *2*) est sous estimé (Tableau IV.5). Cependant, l'âge particulièrement élevé du sujet (96 ans), peut expliquer en partie ce résultat. Quoi qu'il en soit, l'évaluation de l'erreur par le calcul de l'écart au sens des moindres carrés est respectivement de 0,33 % et 0,16 %, comme pour l'os cortical mandibulaire . Ces pourcentages d'erreur sont suffisamment faibles pour valider les résultats.

	Radius *1 (75 ans)*	**Radius** *2 (96 ans)*
E (MPa)	*15000*	*10000*
% erreur	*0.33*	*0.16*

Tableau IV.5 : Module d'Young des radius *1&2*

4 Comparaison des logiciels d'analyse par éléments finis : FORGE® /ABAQUS®

De manière à valider le modèle numérique obtenu avec FORGE 2005®, une modélisation a également été réalisée à l'aide du logiciel ABAQUS® sur l'échantillon S7P1. En effet, l'analyse inverse n'a d'intérêt que si le modèle direct (le logiciel qui simule l'essai mécanique) est validé et robuste. La figure IV.7 montre une bonne correspondance entre les courbes obtenues par ABAQUS® et FORGE 2005®, ce qui nous conforte sur la validité du modèle.

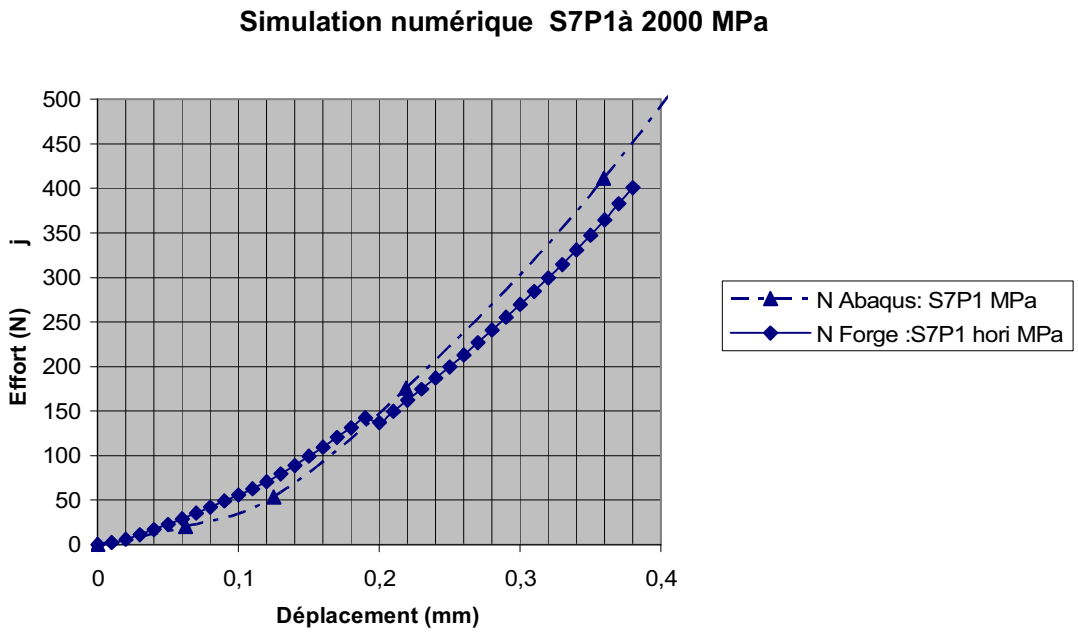


Figure IV.7 : Comparaison des courbes numériques de S7P1 (module d'Young égal à 2000 MPa) issues des simulations par les logiciels ABAQUS® et FORGE®.

5 Analyse par le post-processeur

Trois cas d'analyse des résultats du calcul par le post processeur de FORGE 2005® (GLviewInova) sont exposés ci-dessous et montrent une simulation numérique fidèle de l'essai expérimental. Ce post processeur permet une visualisation de la bonne corrélation entre la répartition des champs de contrainte maximum sur la simulation numérique et la zone d'apparition de l'endommagement observée expérimentalement (Cas n°1 figure IV. 8 et IV. 9, cas n°2 figure. IV. 10-11-12, cas n°3 figure. IV. 13-14-15). On notera également une bonne corrélation numérique et expérimentale du mouvement de l'échantillon (Cas n°3 figure. IV.14). Ce mouvement correspond en fait, au calage de l'échantillon avant la charge en compression. Cependant ces résultats difficilement quantifiables doivent être interprétés avec certaines précautions.

Les zones de contraintes maximales correspondent aux zones de l'échantillon qui sont les plus fortement sollicitées. C'est dans ces zones qu'apparaîtront les premiers mécanismes d'endommagement et de microfissuration. Une analyse et une modélisation de ces phénomènes seraient trop complexes et n'ont donc pas été abordées dans ce travail. Cette modélisation nous permet malgré tout d'identifier correctement les zones probables de rupture, et de valider la méthodologie utilisée.

Cas n° 1 : $S_{11}P_2$

a) b)

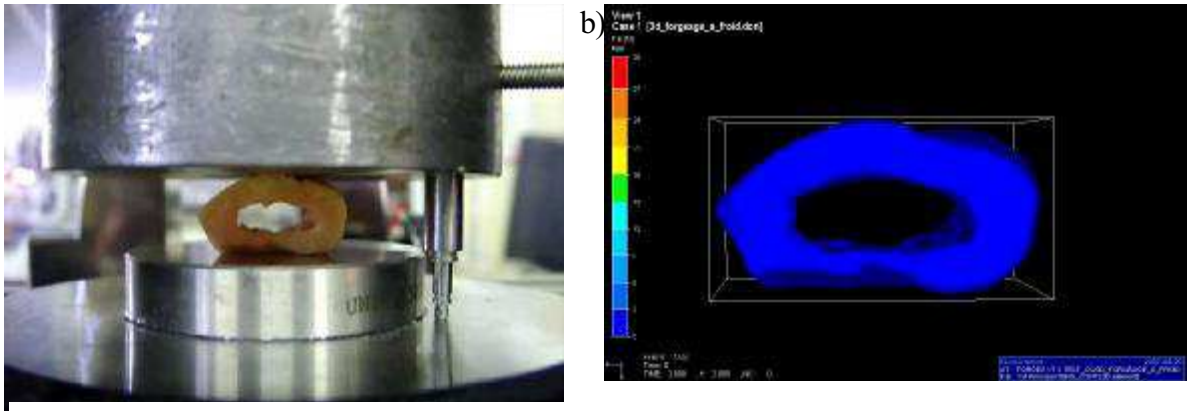
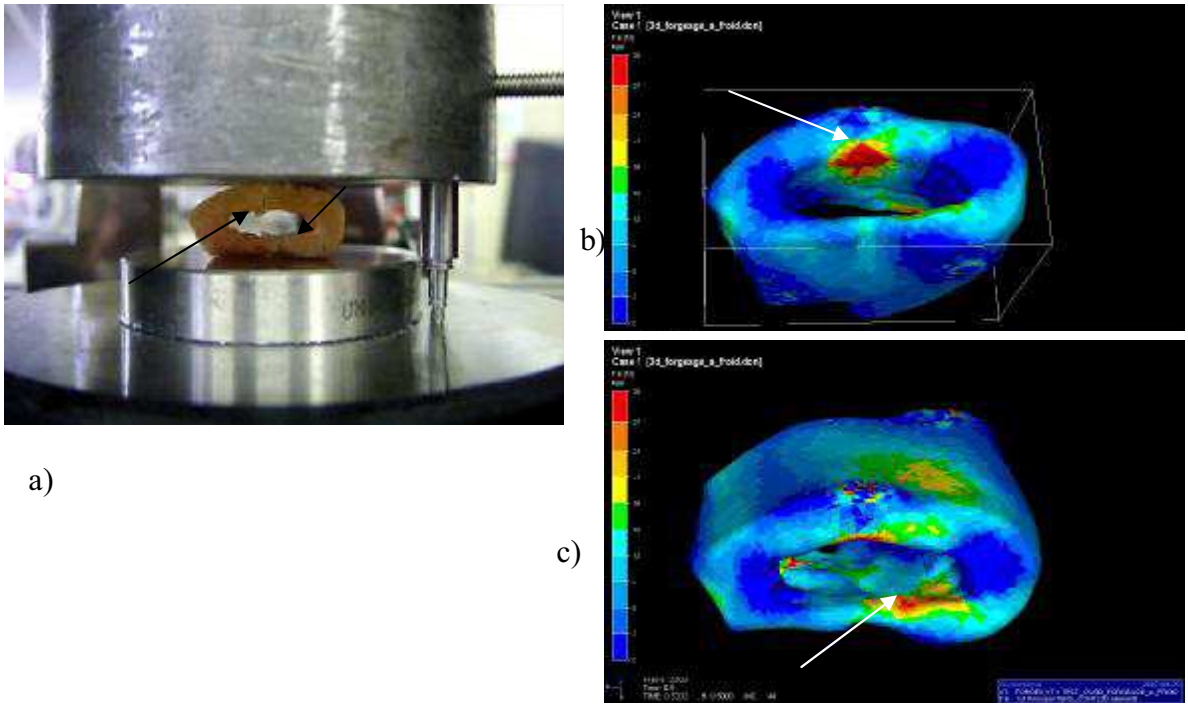


Figure IV.8 : Position initiale de $S_{11}P_2$ expérimental (a) et numérique (b), absence de de contraintes (σ = 0 MPa)



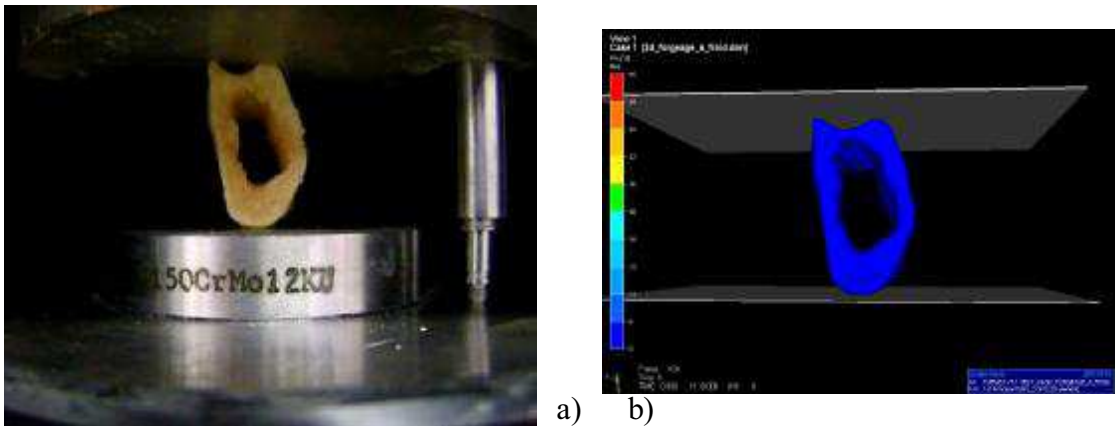
a)

b)

c)

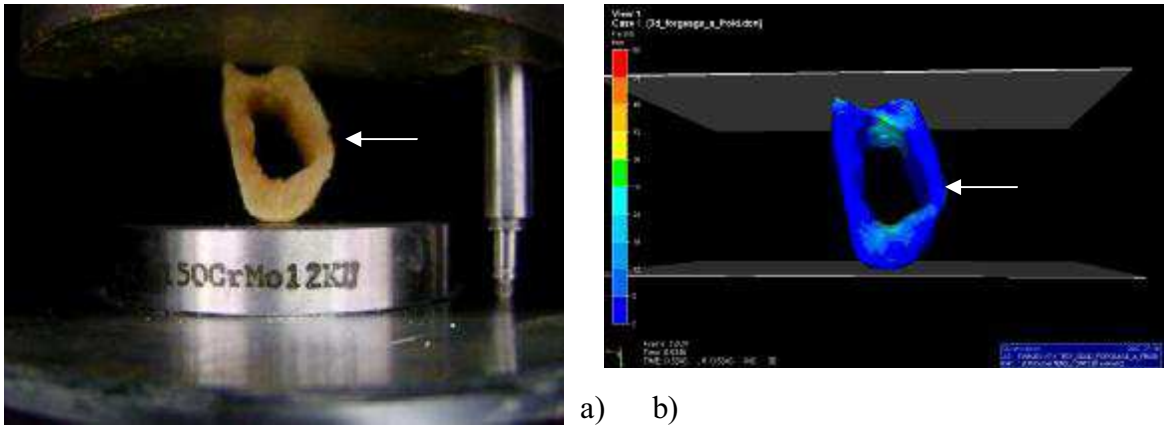
Figure IV.9 : Compression et corrélation entre les zones d'endommagement expérimental de $S_{11}P_2$ (a) et des zones d'apparition des champs de contraintes maximales (b, c) avec σ_{max} = 30 MPa.

Cas n° 2 : $S_{15}P_2$



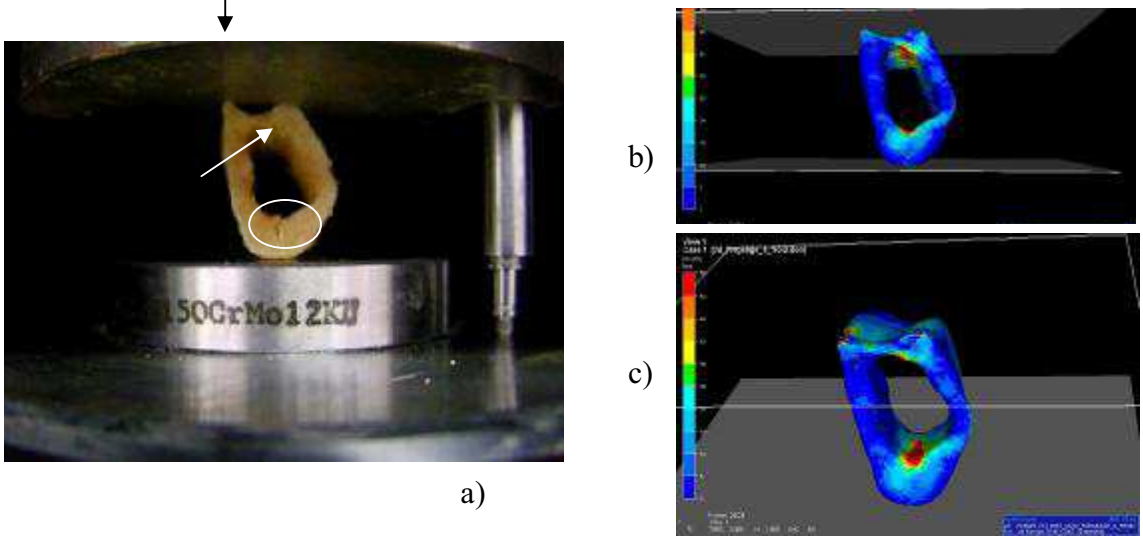
a) b)

Figure IV.10 : Position initiale de $S_{15}P_2$ expérimentale (a) et numérique (b), absence de contraintes (σ = 0 MPa)



a) b)

Figure IV.11 : Début de compression, apparition de la déformation expérimentale de l'échantillon (flèche) sans endommagement visible (a), champ de déformation numérique identique ; apparition de champs de contraintes initialement faibles σ_{max} = 36MPa (b)



a) b) c)

Figure IV.12 : Fin de compression, apparition simultanée de l'endommagement expérimental (a) et des champs de contraintes maximum (b, c) avec σ_{max} = 60 MPa

Cas n° 3 : Radius *1*

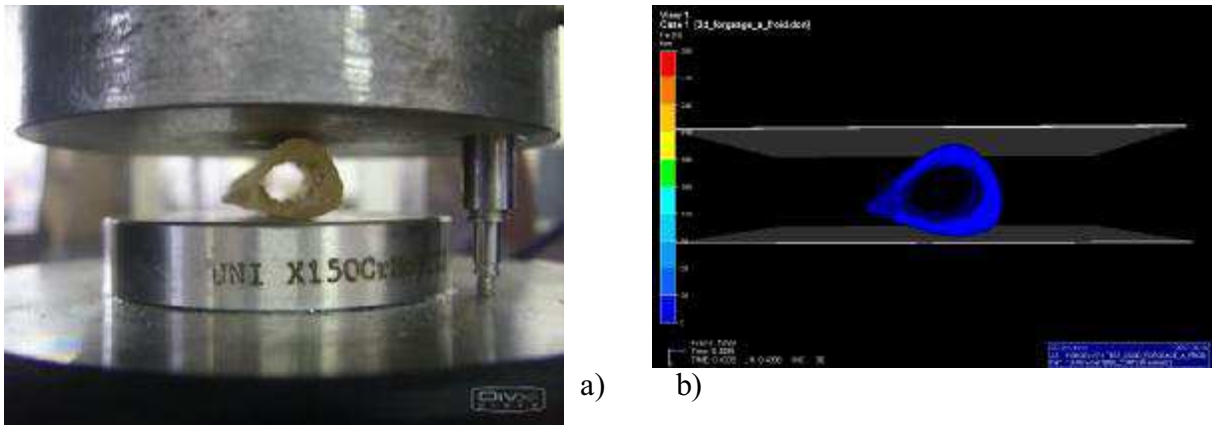


Figure IV.13 : Position initiale du radius *1* expérimentale (a) et numérique (b)

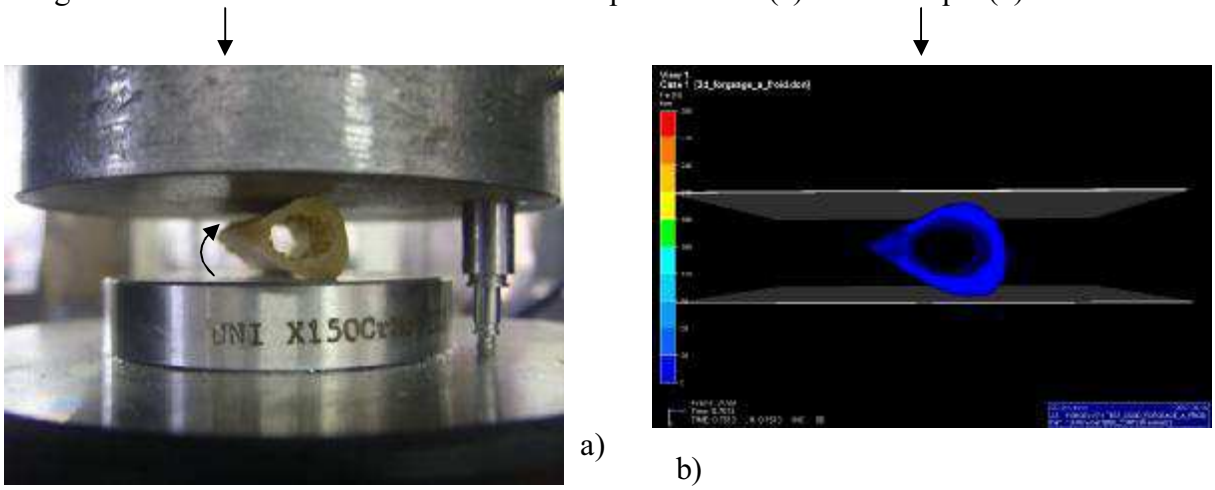


Figure IV.14 : Bonne corrélation expérimentale (a) et numérique (b) du mouvement de rotation horaire de l'échantillon.

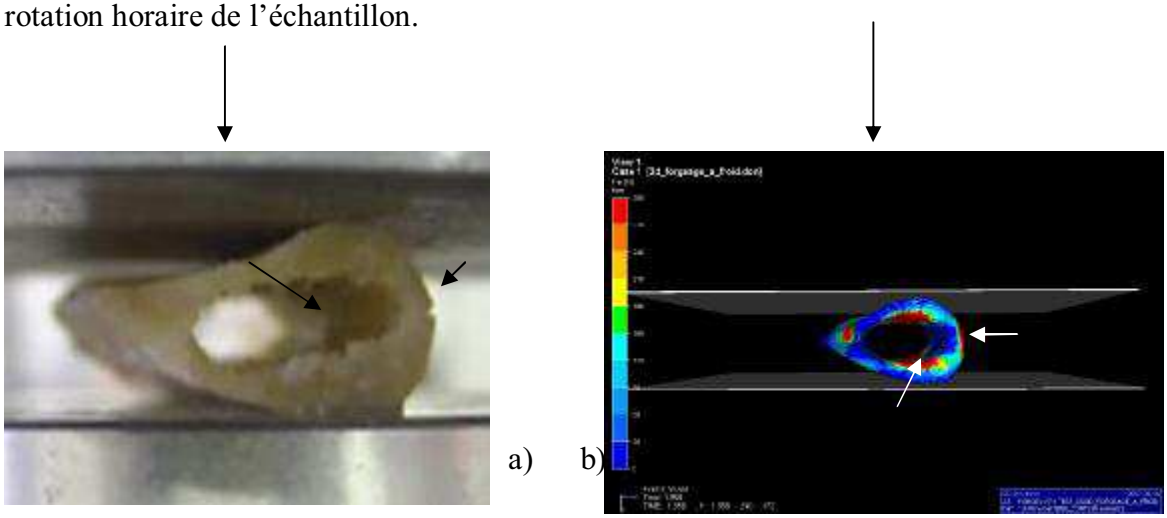


Figure IV.15 : Compression et apparition simultanée de l'endommagement expérimental (a) et des champs de contraintes maximum (b) avec σ_{max} = 300 MPa

6 Conclusion

Le but de cette première partie du travail était d'identifier les propriétés mécaniques de l'os majoritairement cortical mandibulaire par une méthode originale de caractérisation mécanique des biomatériaux : « l'analyse inverse ». Cette méthode, utilisée depuis plus de vingt ans pour la caractérisation mécanique des matériaux, a été plus récemment appliquée aux biomatériaux. Aucune étude dans la littérature n'a été relevée sur l'identification des lois de comportement de l'os mandibulaire par une méthode inverse et seule l'étude de Bosisio [BOS 07] utilise cette méthode pour l'identification du module d'Young de l'os cortical du radius. William et al. [WIL 82] ont tenté d'introduire ce concept pour l'identification de l'os trabéculaire de tibia humain, mais la modélisation était plane et les modules d'élasticité retrouvés par cette méthode étaient sous estimés par rapport aux données de la littérature. L'évolution des moyens numériques permet aujourd'hui de réaliser des modèles représentant fidèlement la géométrie réelle . Van Reitbergen et al. [RIE 95] ont ainsi construit des modèles d'échantillons de tissu spongieux de tibia humain et identifié le comportement mécanique de l'os spongieux par méthode inverse avec des valeurs superposables à celles de la littérature. Récemment, ces mêmes auteurs ont montré que cette méthode inverse, associée aux nouvelles techniques d'imagerie telles que l'IRM sur calcanéum, pouvait contrôler les changements (*in vivo*) des propriétés mécaniques de l'os pendant des tests cliniques à long terme pour évaluer l'efficacité de traitements contre l'ostéoporose.

Dans ce qui suit, nous tentons d'interpréter les résultats issus de la seconde série d'essais ; nous comparons d'abord les modules d'Young de l'os cortical des radius retrouvés dans notre étude à l'étude de référence de Bosisio et al. Puis nous comparons nos résultats de module d'élasticité de l'os cortical mandibulaire aux données actuelles de la littérature et analysons enfin les principaux facteurs pouvant influencer la détermination du module d'Young.

V - DISCUSSION

1 Validation méthodologique

Les résultats des tests réalisés avec la machine Instron®, sur les deux radius issus de sujets différents, retrouvent des modules d'Young respectivement de 15 GPa et 10 GPa. Ces résultats sont inférieurs aux résultats moyens de l'étude de Bosisio [BOS 07] qui étaient de 16 GPa. Il est difficile de conclure car seulement deux radius ont été testés. Cependant une différence liée au protocole expérimental peut expliquer cette sous estimation ; en effet les essais de compression étaient réalisés dans l'étude de Bosisio sur des échantillons positionnés en milieu confiné, c'est-à-dire que les parois latérales de chaque échantillon étaient maintenues par des supports métalliques, la force exercée pour obtenir le même niveau de déformation était par conséquent largement supérieure. Linde et al. [LIN 93] ont démontré que dans ce type d'essai en compression confinée, le module d'Young de l'os était surestimé en moyenne de 22% par rapport à un essai de compression « classique ».

En tout cas, les tests réalisés sur les radius avec la machine d'essai de la seconde étape de notre étude ne remettent pas en cause l'interprétation de nos résultats ; en effet la valeur des modules d'Young des radius déterminés lors de la seconde étape s'approche des valeurs validées par Bosisio et al. en tenant compte de la différence méthodologique.

Par ailleurs, rappelons que la superposition des deux courbes numériques résultantes de la simulation de S_7P_1 avec deux logiciels éléments finis différents (ABAQUS®/FORGE®) selon les mêmes conditions aux limites aboutissent aux mêmes résultats. Cela valide également notre approche numérique ainsi que la méthodologie d'analyse inverse que nous avons mise en place.

2 Interprétation des résultats analysés par le post processeur (GLviewInova)

L'analyse décrite précédemment de différentes variables résultant de la simulation à l'aide du post processeur nous conforte dans notre méthodologie, mais il est indispensable de prendre quelques précautions dans l'interprétation de ces résultats. Tout d'abord, la reproduction fidèle lors de la simulation du calage expérimental des échantillons (Figures IV. 13 – 14 - 15) démontre que les coefficients de frottement choisis dans nos conditions aux limites sont corrects.

La déformation expérimentale des échantillons, avant leur endommagement, est également bien corrélée à la déformation numérique (figures IV. 10 – 11 – 12). Cette corrélation traduit la cohérence des lois de comportement de l'échantillon testé expérimentalement et numériquement et ainsi la bonne approximation du module d'Young déterminé par analyse inverse.

Cependant l'analyse de la répartition des champs de contraintes (sous forme d'isovaleurs) est à manipuler avec précautions. En effet, il ne faut pas oublier que la superposition des courbes (effort/déplacement) numérique et expérimentale, s'effectue dans **le domaine élastique** et donc avant tout endommagement de la pièce. La simulation numérique ne prend pas en compte l'endommagement. Par conséquent, une fois le début de l'endommagement expérimental apparu pour un déplacement donné, la répartition des contraintes maximales observées pour le même déplacement, n'est plus interprétable. Le post processeur permet seulement, grâce à la visualisation d'isovaleurs maximales, de prédire la zone du « premier » endommagement.

3 Facteurs pouvant influencer la détermination du module d'Young

La valeur moyenne du module d'Young de l'ensemble des échantillons testés au cours de notre travail est de 2980 MPa (±794). Cette valeur moyenne est largement inférieure aux données de la littérature présentées dans le chapitre 2. Une comparaison des moyens méthodologiques entre les études de l'os cortical et spongieux a permis de dégager plusieurs facteurs influant sur la détermination du module d'Young dans notre étude et les études de références.

3-1 Le site de prélèvement

Tout d'abord, les études de Hara [HAR 98] et Schwartz-Dabney [SCH 03] ont inclus des échantillons prélevés au niveau des branches montantes de la mandibule. L'os de l'unité corporéale (symphyse et branches horizontale) et l'os des branches montantes sont parfaitement distincts et subissent des contraintes biomécaniques complètement différentes. Les valeurs du module d'Young déterminées dans l'étude de Schwartz-Dabney à partir des échantillons issus des branches montantes, sont plus élevées que pour l'unité corporéale. Notons que l'étude de Hara n'a testé que des échantillons prélevés sur la branche montante.

Le site de prélèvement des échantillons est donc le premier facteur pouvant influer sur la détermination du module d'Young.

3-2 L'essai mécanique

Deuxièmement, le type d'essai confiné décrit ci-dessus permet de pallier à une notion indispensable à l'interprétation de nos résultats : ***« la perte de continuité »***.
La découpe de nos échantillons entraîne inévitablement une perte de continuité du réseau osseux cortical et une certaine dégradation locale de celui-ci (effets de bords). En conséquence, les travées osseuses au contact de la surface du plateau de compression vont avoir tendance à se déformer plus qu'une structure intacte. La combinaison de l'hétérogénéité de la déformation due aux frottements à l'interface et des effets de bord entraîne une sous-estimation en moyenne de 20% selon Linde [LIN 89].
L'idée des essais en compression confinée est donc de pallier à cette perte de continuité des bords de l'échantillon, mais les outils métalliques qui confinent l'os sont extrêmement rigides et ont tendance à surestimer le module d'Young.
Cette perte de continuité, observée dans les essais en compression, serait donc à l'origine d'une sous estimation dans la détermination du module d'Young, erreur minimisée dans notre étude du fait de la grande taille des échantillons testés.

3-3 L'âge des cadavres et leur statut dentaire

L'âge des cadavres issus de notre étude est en moyenne de 79,55 ans : cette moyenne est largement supérieure à celle des études de références. En effet, l'âge moyen des cadavres des études est respectivement de 64 ans [RIC 88], 55ans [STO 83] et Hara et al [HAR 98] ont même inclus des enfants (sans préciser l'âge moyen).
Le vieillissement osseux mandibulaire se traduit par des modifications histologiques : l'os sénescent est caractérisé par de nombreuses zones de résorption, par un élargissement de la lumière des systèmes haversiens pour l'os cortical et une diminution du volume des trabécules pour l'os spongieux ; il existe alors une véritable ostéoporose mandibulaire. Ces modifications multifactorielles (surexpression de tumor necrosis factor (TNF), diminution des forces, raréfaction vasculaire etc.) sont, en plus, accentuées chez la femme en raison de son statut hormonal. Ces modifications structurales ont évidement des conséquences sur le

comportement biomécanique de l'os. Ces conséquences ont fait l'objet d'une étude de Zioupos et Currey [ZIO 98], qui ont établi, sur l'os cortical fémoral, une corrélation entre la diminution du module d'Young et l'augmentation de l'âge.

Le statut dentaire implique également des modifications de la biomécanique osseuse mandibulaire. En effet, l'édentation, qui diminue les sollicitations masticatoires sur l'os, est responsable à la fois de la résorption osseuse mais également de cette ostéoporose mandibulaire.
Signalons que les études sur l'os cortical mandibulaire retrouvant des valeurs élevées [HAM96], [RIC 88] de module d'Young sont réalisées à partir d'échantillons osseux prélevés sur des mandibules entièrement dentées. Or nos échantillons sont issus de mandibules édentées. L'os testé dans notre étude est ainsi plus « poreux » et par conséquent le module d'Young est plus faible.

3-4 La porosité de l'os

La porosité (*P*) d'un échantillon d'os (cortical ou spongieux) peut être mathématiquement calculée [SCH 88] en connaissant la densité apparente (ρ_{app}) et la densité réelle de l'échantillon ($\rho_{réelle}$) :

$$P = \left(1 - \frac{\rho_{app}}{\rho_{réelle}}\right)$$

avec :

en g/cm^3

$$\rho_{app} = \frac{\text{Masse d'os déhydraté}}{\text{Volume total de l'échantillon}}$$

$$\rho_{réelle} = \frac{M_1}{M_1 - M_2}\rho_{eau} \qquad \text{en g/cm}^3$$

M_1, masse de l'échantillon déshydraté dans l'air (g)
M_2, masse de l'échantillon dans l'eau (g)
ρ_{eau}, Masse volumique de l'eau

La corrélation linéaire croissante entre le module d'Young d'un échantillon d'os et sa densité apparente étant clairement établie [CAR78], il en découle également une corrélation inverse entre la porosité (*P*) et le module d'Young [COW 01].

Notons que sur le plan numérique, cette porosité pourrait être à l'origine d'une autre source de sous-estimation du module d'Young. En effet la méthode inverse nécessite une modélisation structurale au plus proche de la réalité, c'est-à-dire que le volume et l'architecture osseuse (le maillage surfacique et volumique) de l'échantillon « testé expérimentalement » et celui testé « numériquement » doivent être identiques. Cependant la sensibilité de l'imagerie par tomodensitométrie ne permet pas de détailler précisément cette porosité. Par conséquent, la quantité de matière (maillée en éléments finis) de nos échantillons simulés pour lesquels on attribue un module d'Young est supérieure à celle des échantillons testés expérimentalement. La pente de la courbe numérique des échantillons « mal » modélisés serait ainsi plus élevée que celle des mêmes échantillons modélisés plus finement par l'imagerie puisque pour la même déformation on aura une force appliquée supérieure de l'échantillon « mal caractérisé » dont le volume est surévalué.

Pour identifier correctement le module d'Young de l'os cortical par analyse inverse, il est nécessaire que la géométrie numérique maillée par éléments finis ne corresponde qu'à de l'os cortical. Or, la précision du scanner utilisé n'est pas suffisante pour faire apparaître les micro alvéoles d'os spongieux appartenant à l'os cortical**. Dans notre approche, nous n'identifions donc pas le comportement de l'os cortical mais plutôt un comportement homogénéisé d'os cortical comportant quelques alvéoles d'os spongieux.**

Il s'agit cependant de la bonne méthodologie, puisque c'est de ce comportement mécanique dont nous aurons besoin lorsque nous modéliserons une mandibule avec un implant.

Il s'en suit une sous-estimation du module d'Young de l'os cortical lors de la superposition des courbes numériques et expérimentales (Figure V.1).

D'ailleurs, l'os spongieux qui a une architecture trabéculaire (et non compacte comme l'os cortical), fait l'objet dans le domaine expérimental actuel, d'une modélisation architecturale en 3D par une imagerie par micro tomographie (µCT) (disponible à la recherche), dont la précision (de l'ordre de 10 micromètres [SUT 04]) est largement supérieure à la tomographie médicale. Le maillage des échantillons modélisés par µCT (Figure V. 2) permet d'affiner la simulation du comportement de l'os trabéculaire par les logiciels éléments finis [ESK 04].

Cooper et al [COO 07] ont récemment décrit et quantifié par microtomographie les modifications structurales en 3D et l'évolution de la porosité de l'os cortical (fémoral) lié au vieillissement.

La figure V.3 illustre la différence de précision sur deux coupes très proches, l'une acquise par tomographie médicale classique (V.3a) et l'autre par microtomographie expérimentale (V.3b). La porosité de l'os cortical apparaît très nettement lors de l'acquisition par la micro tomographie, alors qu'elle n'est pas visualisée par la tomographie médicale standard.

Les moyens d'imagerie tomographique à très haute résolution (µCT) permettent donc de réaliser des images de résolution suffisante *in vitro* pour distinguer cette ostéoporose et donc de la modéliser par éléments finis. Cette distinction ainsi modélisée, permettrait d'affiner la simulation par les logiciels éléments finis. L'approximation de la valeur du module d'Young de l'os purement cortical déterminée par notre méthode inverse serait ainsi plus proche de sa valeur réelle.

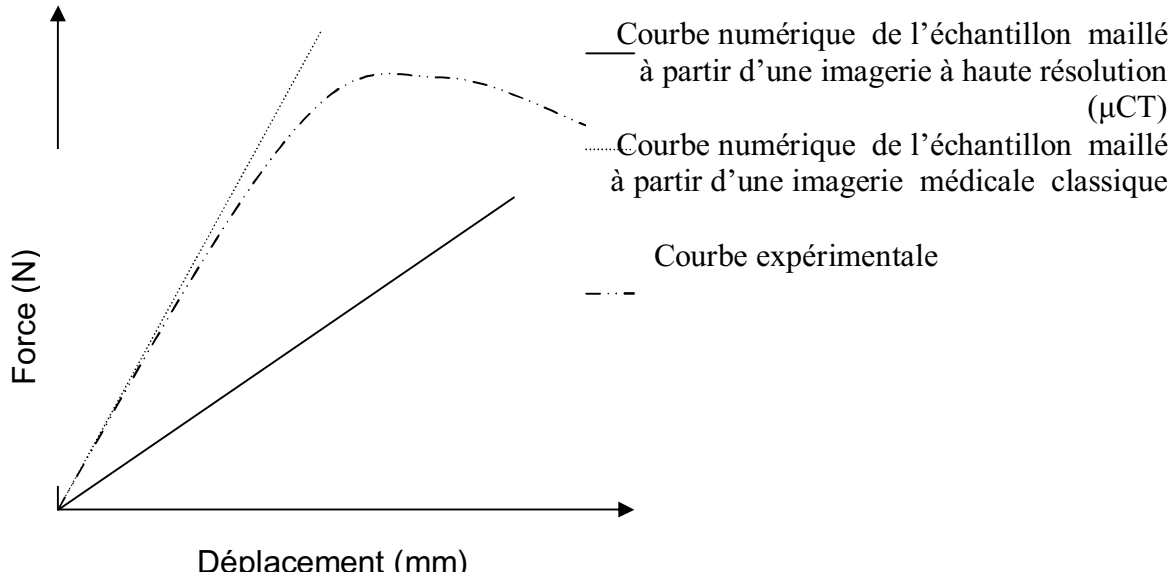
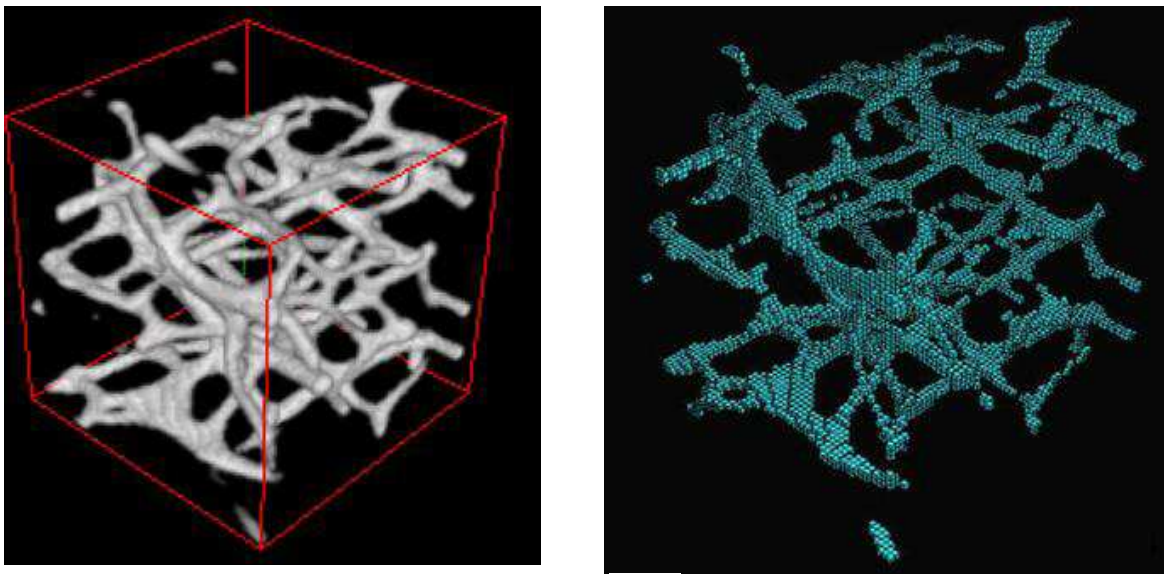


Figure V.1 : Sous-estimation du module d'Young liée au défaut de caractérisation architecturale de l'échantillon



a) b)

Figure V.2 : a) Modélisation des trabécules de l'os spongieux par microtomographie (µCT) b) Maillage volumique en éléments finis d'après Follet [FOL 07]

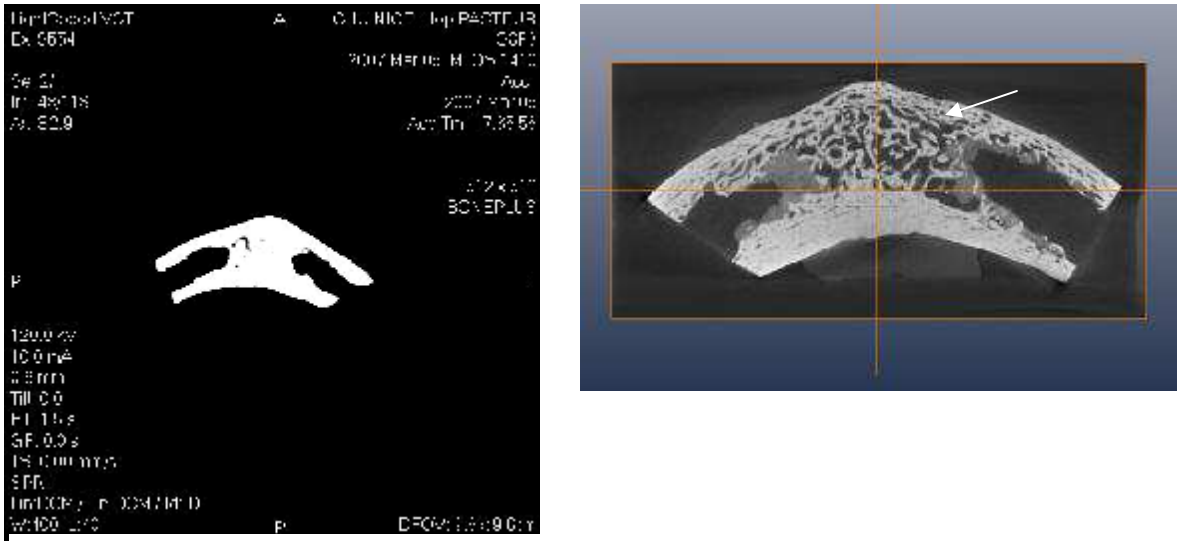


Figure V.3 : a) Tomographie de S_8P_3 b) Micro-tomographie de S_8P_3
La porosité de l'os cortical apparaît nettement sur la micro-tomographie (réalisée à l'INSA Lyon) [SAL 03, DUC 08]

3-5 L'état d'hydratation

Les échantillons d'os testés dans notre travail, et dans toutes les études de l'os cortical mandibulaire citées, sont déshydratés. Cet état de déshydratation est un facteur supplémentaire qui influe sur la détermination du module d'Young. La valeur du module d'Young est majorée d'environ 15% sur l'os sec, et d'après Linde [LIN 93] , cette valeur est majorée de 30% sur l'os trabéculaire (lié à l'effet hydraulique de la moelle présente dans le tissu trabéculaire qui diminue la rigidité de l'os).

Par conséquent, pour que les conditions de test se rapprochent au plus des conditions existantes *in vivo*, il est préférable selon Turner [TUR 93], de tester l'os hydraté.

Nos résultats pourraient ainsi être surestimés par l'état d'hydratation *in vitro*, mais également les résultats des études de référence.

3-6 La température de l'essai

La température ambiante de la salle où ont été réalisés les essais expérimentaux était de 20°C et donc très inférieure aux conditions *in vivo*. Comme pour la plupart des matériaux biologiques, les propriétés mécaniques de l'os sont dépendantes de la température environnante. L'os étant un matériau viscoélastique, il est important de prendre en compte la température dans les essais mécaniques.

Pour une mesure exacte des propriétés mécaniques de l'os, les échantillons devraient être testés à 37°C, ce qui n'est pas aisé à réaliser expérimentalement. Aucune étude sur l'os cortical mandibulaire où les échantillons sont testés à 37°C n'a été identifiée.

Cependant la variation des caractéristiques mécaniques de l'os compact, en fonction de la température, est négligeable pour les tests statiques [BON 68, CAR 76], ce qui est le cas pour notre étude et les études de référence [HAR 98, LET 03, NAK 84, SCH 03, TAM 96].

La température in vitro n'est donc pas un facteur influant sur la détermination du module d'Young dans notre étude.

Par contre, il est indispensable de prendre en considération ce facteur thermique pour des essais dépendants du temps : l'os compact testé à température ambiante supporte deux fois plus de cycles de chargement jusqu'à la rupture que l'os testé à 37°C [CAR 76].

3-7 Le mode de conservation

Les corps sur lesquels ont été prélevés les échantillons d'os cortical mandibulaire testés dans notre étude sont conservés à -20°C. Cette température permet une conservation optimum post-mortem des tissus comme l'os. Mais cette congélation qui induit des modifications microscopiques (cristallisation intracellulaire etc.), n'est-elle pas un facteur influant sur la détermination du module d'Young par modification des propriétés biomécaniques ?

Plusieurs auteurs [HAM 96, LIN 93, SED 66, SUT 04] ont recherché des modifications des propriétés biomécaniques de l'os induit par la congélation, et aucune des études n'a retrouvé des modifications du comportement de l'os cortical (et spongieux) à -20°C.

Les modèles animaux expérimentaux montrent, par contre, une augmentation de la valeur du module d'Young à partir d'essais en compression d'échantillons prélevés sur des sujets conservés à -70°C [NOM 03].

Les échantillons d'os cortical mandibulaire ont été prélevés sur des cadavres frais, mais est-ce que la détermination du module d'Young de l'os post-mortem est corrélée au module du même os prélevé sur un sujet vivant ?

Stevens [STE 62] a démontré, sur le tibia de rat, qu'il n'y avait pas de changement significatif des propriétés mécaniques entre l'os prélevé sur un rat vivant et l'os prélevé sur le même rat euthanasié. Une diminution des contraintes et du module d'Young post-mortem a été observée pour un délai moyen d'environ 120 jours.

Par conséquent, l'état post-mortem de l'os cortical mandibulaire de notre travail ne semble pas être un facteur influant sur la détermination du module d'Young.

3-8 Evaluation de l'anisotropie

La valeur moyenne du module d'Young déterminée à partir des échantillons testés suivant l'axe y $\left(E^{y}_{moy}\right)$ est très légèrement supérieure à celle du module déterminé suivant l'axe $x\left(E^{x}_{moy}\right)$. Cependant, il est difficile de conclure quant à l'anisotropie car seuls 7 échantillons ont été testés suivant l'axe y par rapport aux 22 échantillons testés suivant l'axe x.

Notons que toutes les études réalisées sur l'os cortical mandibulaire évaluant cette anisotropie [ICH 06, LET 03, SCH 03, TAM 96], sont arrivées aux mêmes conclusions ; la valeur moyenne des modules d'Young déterminée suivant l'axe longitudinal (0°) de la mandibule est plus élevée que celle déterminée suivant l'axe tangentiel (90°) une décroissance progressive

de 0° à 90°. Cette relation entre le module d'Young déterminé selon l'angle de la déformation par rapport à l'axe longitudinal des os longs chez l'homme et l'animal est la même.
Les axes de compression *x* et *y* dans notre travail forment en fait tous deux un angle de 90° par rapport à l'axe longitudinal ce qui explique également les faibles valeurs des modules d'Young. Cependant, l'axe des sollicitations masticatoires lié à l'orientation des dents est d'environ 90°. Dans le but de réaliser un modèle numérique de la biomécanique appliqué à l'implantologie, l'axe doit être longitudinal, identique à celui des charges masticatoires.

4 Conclusion

L'élaboration d'un modèle numérique de la biomécanique de l'os mandibulaire justifiait la détermination de son module d'Young qui représente un des paramètres fondamentaux des lois de comportement du tissu osseux.
La modélisation numérique effectuée sur des échantillons d'os cortical prélevés sur la mandibule a pu être validée par rapport aux essais mécaniques de compression réalisés au laboratoire. Une bonne corrélation a pu être observée notamment sur le mouvement de l'échantillon, mais surtout sur les zones critiques où la rupture apparaît de manière privilégiée. La comparaison des résultats avec ceux obtenus avec un autre logiciel de calcul (ABAQUS®) a permis de confirmer la validation du modèle direct.
Par analyse inverse, nous avons ensuite déterminé une valeur moyenne du module d'Young de l'os cortical mandibulaire, reflétant au mieux son comportement biomécanique à une échelle applicable à un modèle numérique.
Le module d'Young que nous avons identifié peut être considéré comme un module d'Young homogénéisé. En effet, nous avons vu à l'aide d'images tomographiques précises que l'échantillon considéré comme purement cortical, contenait de nombreuses micro-alvéoles d'os spongieux. Cependant, c'est bien de ce module d'Young homogénéisé dont nous avons besoin pour étudier la simulation numérique d'implants à l'échelle de la mandibule.
Par ailleurs, notre population d'étude présentait une moyenne d'âge élevée (79,5 ans), ce qui ne nous permet pas de conclure pour une population générale.

En tenant compte de ces limites, il est alors possible de développer un modèle numérique fiable de l'os mandibulaire, applicable à l'implantologie.

VI – APPLICATION : MODELISATION NUMERIQUE DE L'OS MANDIBULAIRE

1 Introduction

La deuxième étape de ce travail a pour objectif d'élaborer et de valider un modèle numérique de l'os mandibulaire permettant la mise en place de matériel (implants dentaires, plaques d'ostéosynthèse), ainsi que l'étude de la répartition des contraintes après mise en charge.
L'obtention du module d'Young de l'os mandibulaire par analyse inverse dans la première partie de notre travail nous permet d'aborder la modélisation numérique de façon plus fiable.

Dans un premier temps, l'élaboration de ce modèle numérique devait respecter un cahier des charges précis, permettant la mise en place d'implants dentaires dans l'os mandibulaire, et a nécessité la réalisation des tests expérimentaux en compression sur machine d'essai.
En parallèle, nous avons modélisé l'expérience à l'aide de notre logiciel éléments finis Forge 2005®.
Enfin nous avons étudié la corrélation entre essais mécaniques et simulation numérique, en vue de valider le modèle numérique.
La validation de notre modèle numérique nous permettra par la suite une étude numérique des différents montages implantaires à tester de façon simple, fiable et reproductible.
Elle permet l'évaluation de configurations variées d'implants par l'analyse de la répartition des contraintes qui découle de leur mise en charge fonctionnelle.

2 La phase expérimentale

2 – 1 Objectifs des tests expérimentaux

Lors de cette deuxième phase expérimentale**,** nous avons testé en compression un modèle constitué d'un implant dentaire mis en place dans une pièce osseuse mandibulaire, de la même manière qu'en pratique clinique. Des essais de compression ont été effectués dans le but d'obtenir une courbe force – déplacement. Par ailleurs nous avons également observé les déformations du matériel implantaire.
Les courbes obtenues permettent, par superposition, la validation du modèle numérique.

2 – 2 Matériel osseux

Le matériel osseux a été prélevé sur cadavre frais au laboratoire d'anatomie de la faculté de médecine de Nice en respectant les conditions de prélèvement décrites et établies précédemment (chapitre III-2-1).
Dans le but de mettre en place un implant dentaire, nous avons choisi de sélectionner un sujet édenté. Nous avons par ailleurs retenu la branche horizontale de la mandibule comme région anatomique test, puisqu'elle correspond à la portion mandibulaire dentée, anatomiquement la plus représentative de l'os mandibulaire en implantologie.
Après prélèvement, cette pièce a été évidée permettant ainsi d'obtenir une pièce principalement constituée d'os cortical.
Celle-ci a été conservée dans une glacière jusqu'à la phase de tests mécaniques.

2 – 3 Matériel implantaire

2 – 3 – 1 Choix du matériel

Pour notre travail, nous avons sélectionné un implant de type Diskimplant de la société Victory (Figure VI.1).
Il s'agissait d'un implant à disque simple de 12 mm de diamètre (12G2DM), en titane de grade 5 (TA6v, E = 110000 MPa), fabriqué par la société Anthogyr (France).
Le choix de cet implant correspondait aux conditions osseuses de la pièce mandibulaire sélectionnée, tel que nous l'aurions choisi en pratique clinique.

2 – 3 – 2 Mise en place de l'implant

L'implant sélectionné a été mis en place en respectant les conditions et les impératifs retrouvés en pratique clinique.
La position précise de l'implant est déterminée par l'opérateur et guidée par la position désirée de sa face d'émergence à la muqueuse.
L'insertion latérale de l'implant nécessite dans un premier temps la réalisation d'une « *cut* », ou incision osseuse, correspondant précisément à l'implant choisi.
Celle-ci est réalisée à l'aide d'un disque en titane monté sur une turbine à très haute vitesse de rotation (300 000 tours par minute), sous irrigation permanente de sérum salé.

L'implant est ensuite impacté, prenant appui sur les trois corticales osseuses, linguales, vestibulaire et crestale (Figure VI.2).

Dans notre travail, nous avons réalisé le tracé d'incision osseuse, mais nous n'avons pas mis en place l'implant dans un premier temps. Ce tracé est donc visible sur l'imagerie scanner de l'échantillon et sera ainsi retrouvé sur le maillage.
De cette manière, nous obtenons numériquement un parfait positionnement de l'implant, correspondant aux conditions expérimentales, sans fragiliser l'os mandibulaire.
La mise en place définitive de l'implant n'a été réalisée qu'après avoir obtenu l'imagerie scanner de notre échantillon.

2 – 4 Tests expérimentaux

L'étude expérimentale a été réalisée au CEMEF.

2 – 4 – 1 La machine d'essai

Nous avons retenu la machine Instron® , adaptée aux essais de compression.
Comme dans les autres essais de compression osseuse nous avons utilisé un extensomètre de type LVDT.

2 – 4 – 2 Protocole d'essai

Après avoir mis en place l'implant, l'ensemble os – implant a été testé en compression. L'outil supérieur était directement appliqué sur la face d'émergence de l'implant.
Le calage du montage a été obtenu par l'application d'une précharge d'environ 10 N.
Le déplacement était limité à 0,05 mm par seconde, jusqu'à l'apparition de signes de rupture.
L'acquisition des données a été effectuée à l'aide du logiciel View Lab, celles-ci ayant été exploitées grâce au tableur Excel.

Figure VI.1 : Diskimplant® 12G2DM

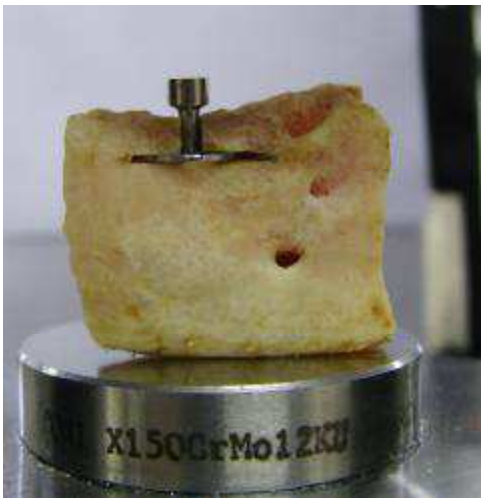


Figure VI. 2 : Mise en place de l'implant

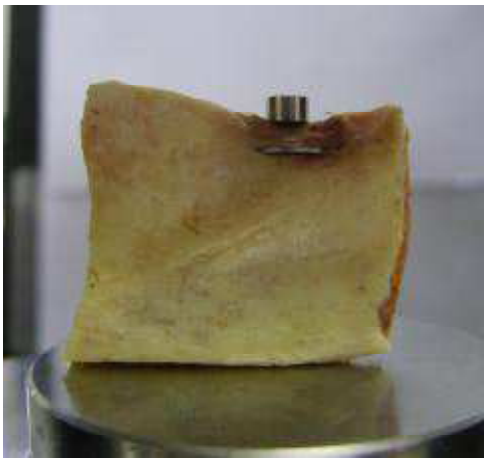


Figure VI 3 : Ecrasement de l'implant sur lui-même après mise en charge

2 – 5 Résultats des tests expérimentaux

L'ensemble des essais réalisés a fait l'objet d'un film et de photos permettant l'analyse *a posteriori* des évènements macroscopiques intervenus.

2 – 5 – 1 Observations durant l'essai

Lors de l'essai de compression du modèle Diskimplant – os mandibulaire, aucune mobilité du montage n'a été observée, après calage sous l'effet de la précharge.

L'augmentation progressive de la force s'est traduite, sur le plan macroscopique, par une déformation de l'implant lui-même (Figure VI.3).

Nous n'avons pas constaté de fracture osseuse visible, ni de fracture du matériel implantaire.

L'essai a été interrompu dès que la force dépassait 1800 N.

2 – 5 – 2 Analyse des résultats

La courbe force-déplacement obtenue à partir des données de l'essai présente 2 parties distinctes, correspondant dans un premier temps à un comportement élastique linéaire, et dans sa deuxième partie à un comportement plastique, suite à l'apparition d'endommagement. Cet endommagement peut correspondre à des lésions osseuses microscopiques ou à la déformation plastique isolée de l'implant.

Dans le cadre de notre travail, seule la première partie de courbe sera prise en compte. En effet, l'endommagement à l'origine de la diminution de pente de la courbe apparaît pour des

valeurs de forces nettement supérieures aux forces masticatoires retrouvées en pratique clinique. Elles ne sont donc pas adaptées aux objectifs de notre étude.

Pour une force appliquée de 600 N, on obtient un déplacement de 0,34 mm.

3 - Développement du modèle numérique

3 – 1 Objectifs de la modélisation numérique

Le modèle numérique que nous avons développé, est constitué d'un implant dentaire positionné dans une pièce osseuse mandibulaire. Ce modèle doit permettre d'étudier la répartition des contraintes entre implant et os après mise en charge de 150 à 300 N (correspondant aux forces masticatoires molaires maximales).
Il doit confirmer le modèle numérique de l'os cortical.

3 – 2 L'acquisition des données

3 – 2 – 1 Imagerie osseuse par tomodensitométrie

Comme pour la première partie de notre travail, la géométrie du prélèvement a été obtenue par tomodensitométrie.
Le scanner utilisé est un scanner médical mis à disposition par le CHU de Nice.
Les images au format numérique DICOM ont été réalisées avec une épaisseur de 600 µm et un espacement de 300 µm, respectant le protocole mis en place initialement.
Le titane étant à l'origine d'artefacts, l'implant n'a été mis en place qu'après l'obtention des images.

3 – 2 – 2 C.A.O de l'implant

La CAO de l'implant mis en place a été obtenue par l'intermédiaire du fabricant (Anthogyr), après autorisation de la société Victory.
Celle-ci nous a été fournie en format .unv, compatible avec le logiciel Forge 2005®.

3 – 3 Génération du modèle 3D et maillage volumique

Les images scannographiques ont été exportées vers le logiciel Amira 3D, compatible avec le format DICOM pour créer la géométrie du prélèvement en 3 dimensions.
Le modèle maillé 3D était enregistré dans un format .unv compatible avec Forge2005.

Lors de cette étape, la prise en compte de l'incision osseuse réalisée au laboratoire était essentielle, puisque c'est d'elle que dépendra ultérieurement la précision du positionnement numérique de l'implant.

3 – 4 Simulation numérique

3 – 4 – 1 Le logiciel Forge 2005®

La simulation numérique a été obtenue grâce au logiciel Forge 2005®, comme durant la première étape de notre travail.
Les outils de compression supérieur et inférieur déjà utilisés auparavant ont été conservés.
Les conditions aux limites ont été adaptées aux conditions de l'expérience.

3 – 4 – 2 La pièce osseuse

La pièce osseuse mandibulaire a été exportée à partir du logiciel de segmentation Amira 3D dans un format .unv puis de nouveaux maillages surfacique et volumique ont été réalisés à l'aide de Forge 2005 pour obtenir un format .may compatible avec la simulation.
Le comportement mécanique de l'os a été considéré isotrope, homogène, et élastique pur, avec un coefficient de Poisson de 0,3 et le module d'Young identifié lors de la première partie de notre travail (3000 MPa).

3 – 4 – 3 L'implant

L'implant choisi et mis en place était un Diskimplant de type 12 G2 DM.
La CAO de cet implant nous a été fournie par la société Victory, dans un format .unv.
Un nouveau maillage a été réalisé sous Forge 2005® pour obtenir un format .may exploitable en simulation.
Le positionnement de l'implant dans la pièce osseuse dans les trois plans de l'espace a été possible du fait de la présence du tracé d'incision osseuse, permettant une parfaite reproduction des conditions expérimentales.
Le module d'Young du titane (grade 5 TA6v) retenu a été 110 000 MPa, en accord avec la bibliographie et les données du fabricant (Anthogyr).
La première mise en place de l'implant a aboutie à une imperfection dans le maillage se traduisant par la persistance de nœuds osseux à l'intérieur du volume de l'implant, certainement du fait du manque de précision du scanner médical utilisé.
Une étape intermédiaire d'ébavurage a permis de supprimer manuellement les nœuds en excès. Ce module numérique consiste à positionner la géométrie de l'implant sur le maillage de l'os, puis à éliminer tous les éléments du maillage de l'os inclus dans l'implant. Une étape de reprojection des nœuds de l'os sur la surface de l'implant permet ensuite de générer un maillage de bonne qualité au niveau de l'interface os-implant.
Nous avons ainsi obtenu une reproduction numérique géométriquement satisfaisante de l'expérience initiale.

3 – 4 – 4 Conditions aux limites

Les paramètres de simulation ont été définis dans le respect des conditions de l'expérimentation :

- température ambiante de 20 C°
- hauteur d'incrément de stockage de 0,01 mm
- course de la presse de 0,8 mm
- contact entre presse supérieure et implant et entre presse inférieure et os considéré sous la forme d'un frottement de type Tresca fort.

Le complexe implant – os a été positionné sur l'outil inférieur par gravité, et sa position a été vérifiée comparativement aux photos prises lors de la phase expérimentale de manière à être la plus proche possible.

3 – 4 – 5 La simulation numérique

La simulation a été effectuée à l'aide d'un gestionnaire de calcul du logiciel Forge 2005®.

L'analyse numérique par le post processeur de Forge 2005® a été menée par l'analyse des champs de contraintes de von Mises et du champ de déplacement.

4 - Résultats de la phase numérique

4 – 1 - Analyse numérique

4 – 1 – 1 Analyse des contraintes dans l'os

L'analyse des contraintes au sein de l'os repose sur l'étude, sur notre modèle numérique des contraintes principales maximales (Sigma 1). Ces contraintes seront matérialisées par des isovaleurs correspondant aux différents niveaux de contrainte. L'échelle de couleur est choisie en fonction des contraintes maximales dans le but d'optimiser la représentation visuelle.
Pour cette étape consacrée à l'os, l'implant à été supprimé afin de pouvoir améliorer la qualité de l'interprétation.

A chaque étape de l'analyse, correspond un déplacement (D) exprimé en millimètres (mm), et une force (F) exprimée en Newton (N) (Tableau VI.1)

	Déplacement (mm)	**Force (N)**	**Contraintes**	**Figure**
1	0	0	Absence totale de contraintes	VI. 4
2	0,05	105	Apparition de contraintes au contact du bord latéral de l'implant, ainsi qu'au bord basilaire (point d'appui). Maximum 2MPa	VI. 5
3	0,1	187	Augmentation des contraintes au contact de l'implant, apparition de contraintes corticales à distance de l'implant. Maximum 5 MPa	VI.6
4	0,25	434	Augmentation des contraintes en intensité. Répartition des contraintes identique, bicorticales sous le disque + basilaire. Maximum 15 MPa	VI.7
5	0,5	768	Augmentation des contraintes en intensité. Répartition identique. Maximum 35 MPa	VI.8

Tableau VI . 1 : Analyse des contraintes dans l'os

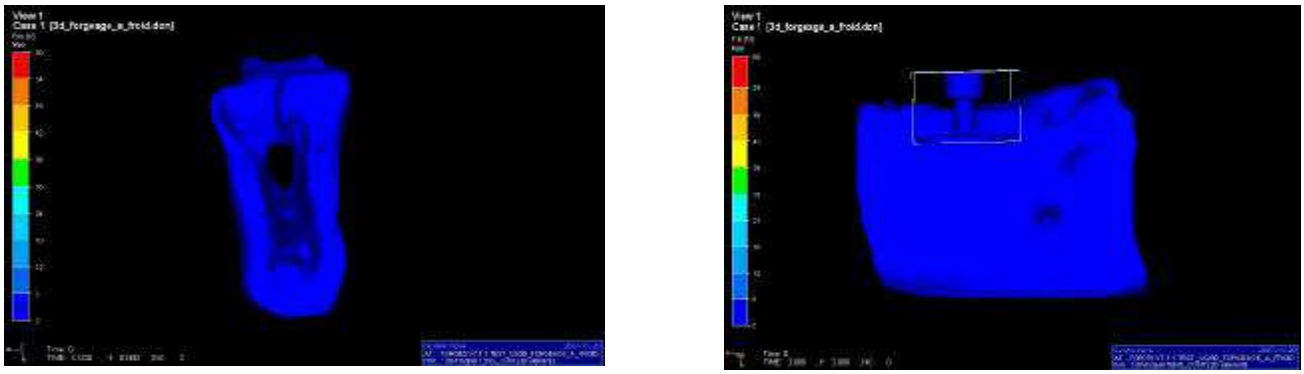


Figure VI.4 : Absence de contraintes

La force exercée et le déplacement sont nuls. Absence de contraintes visualisables

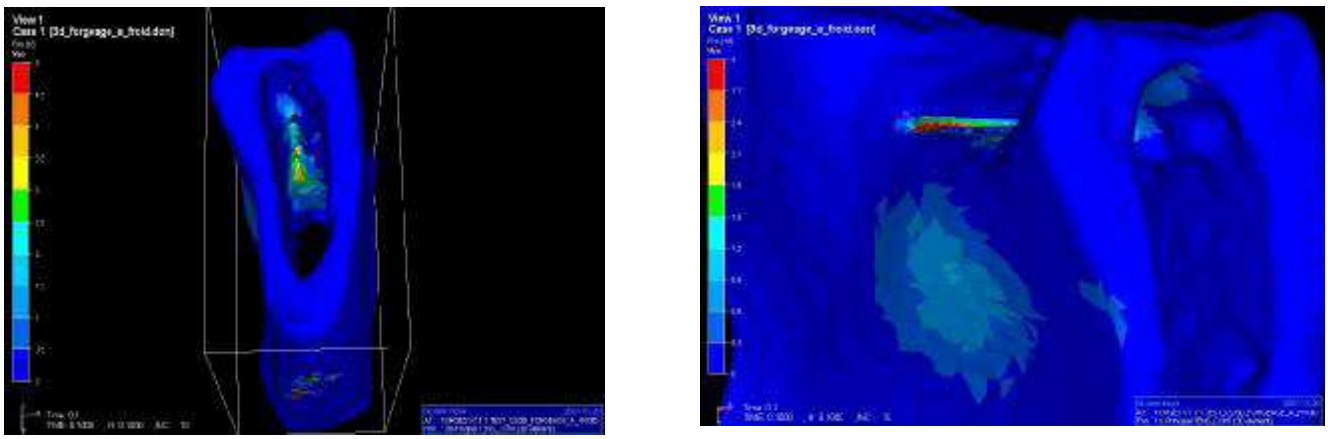
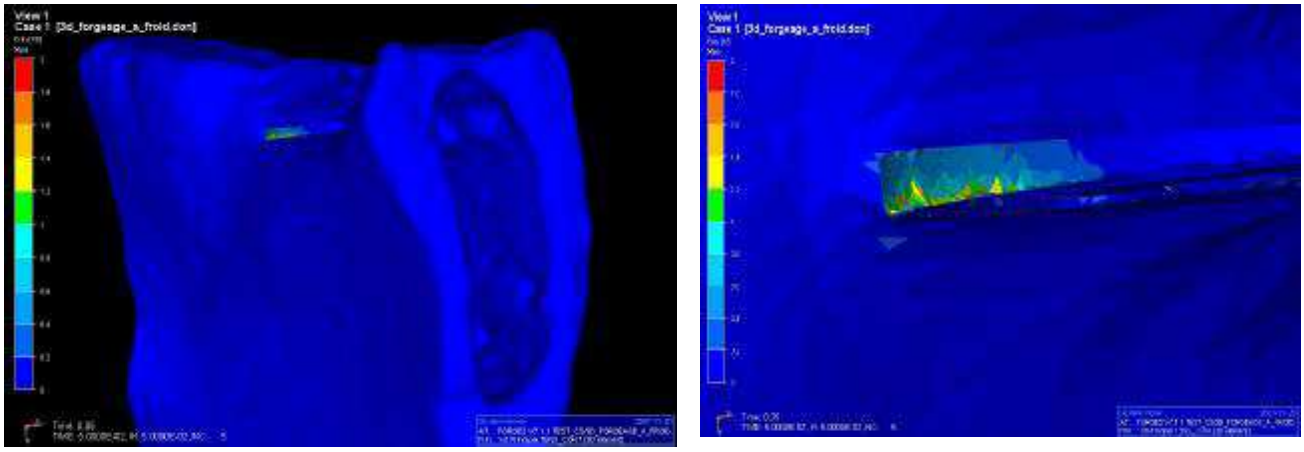


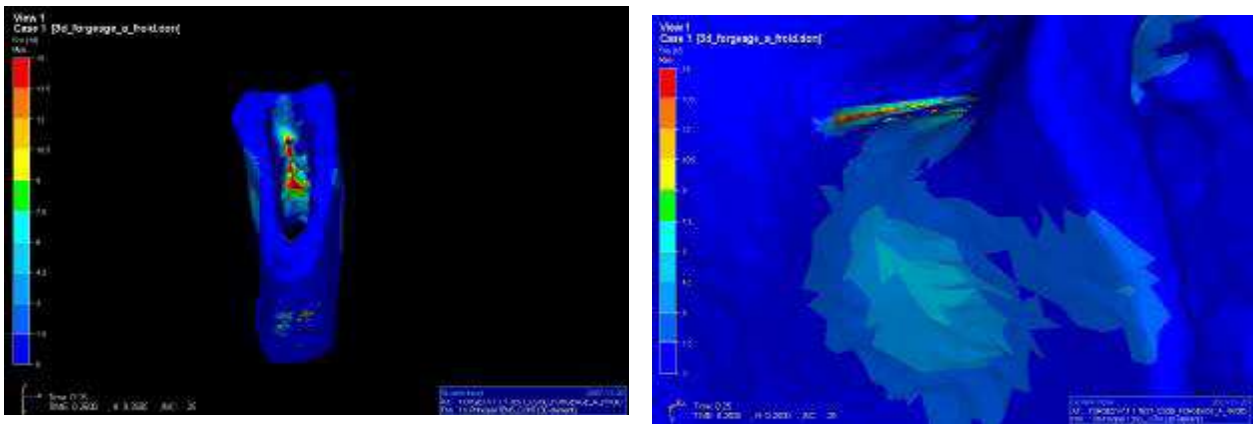
Figure VI.5 : Contraintes principales maximales pour une force de 105 N

Pour une force appliquée de 105 N, le déplacement est de 0,05 mm. Les premières contraintes apparaissent sur la zone d'appui du disque et diffusent dans les corticales. Les contraintes apparaissant au bord basilaire sont liées à l'appui sur l'outil inférieur.
Les contraintes maximales sont de 2 MPa.



Figures VI. 6 :Contraintes principales maximales pour une force de 187 N

La force appliquée est de 187 N. Le déplacement correspondant est de 0,1 mm. Les contraintes augmentent au contact de l'implant pour un maximum de 5 MPa.



Figures V.I 7 :Contraintes principales maximales pour une force de 434 N.

La force exercée est de 434 N. Le déplacement relevé est de 0,25 mm. La répartition des contraintes reste bicorticale et à la zone d'appui du disque. Les contraintes maximales sont de 15 MPa.

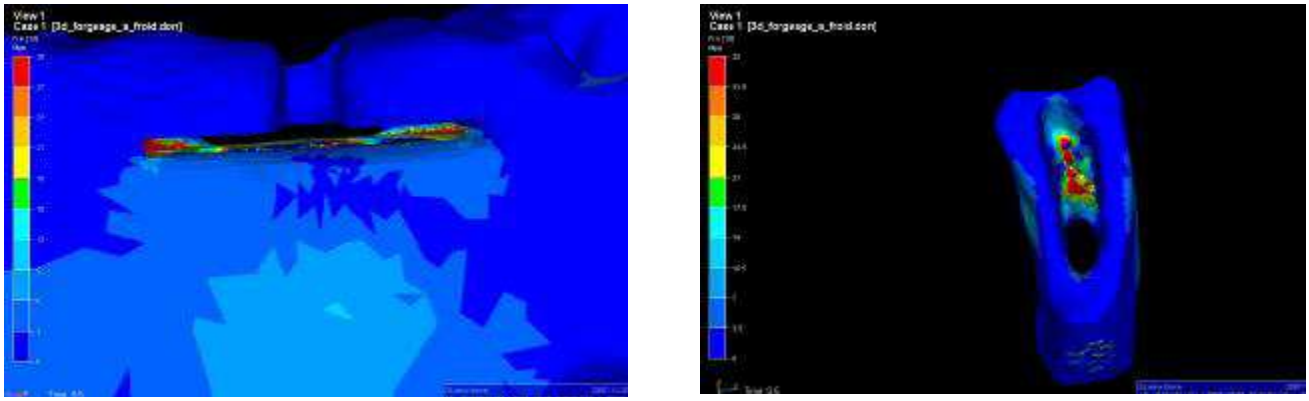


Figure VI. 8 : Contraintes principales maximales pour une force de 768 N

La force exercée est de 768 N et correspondent à un déplacement de 0,5 mm. La répartition des contraintes reste identique pour un maximum de 35 MPa.

4 – 1 – 2 Analyse des contraintes sur l'implant

L'étude des contraintes sur l'implant repose sur l'analyse des champs de contraintes de von Mises. Le tableau VI.2 résume les observations effectuées.

	Déplacement (mm)	**Force (N)**	**Contraintes**	**Photos**
1	0	0	Absence de contraintes au contact de l'implant	VI. 9 a,b
2	0,05	105	Apparition de contraintes prédominant du côté droit correspondant à l'appui maximal de l'implant, le long du fût et au contact du disque.	VI. 10 a, b, c, d
3	0,1	187	Répartition asymétrique des contraintes prédominant du côté droit, apparition de contraintes du côté gauche. Pas d'endommagement de l'implant visible.	VI. 11 a, b
4	0,25	434	Augmentation des contraintes sur le fût de l'implant. Répartition des contraintes au contact du disque moins asymétrique.	VI. 12 a, b
5	0,5	768	Augmentation des contraintes sur le fût, et à la jonction avec le disque à droite, correspondant à la zone de déformation ultérieure du disque.	VI. 13 a, b, c, d, e

Tableau VI.2 : Evolution des contraintes sur l'implant au cours de l'essai

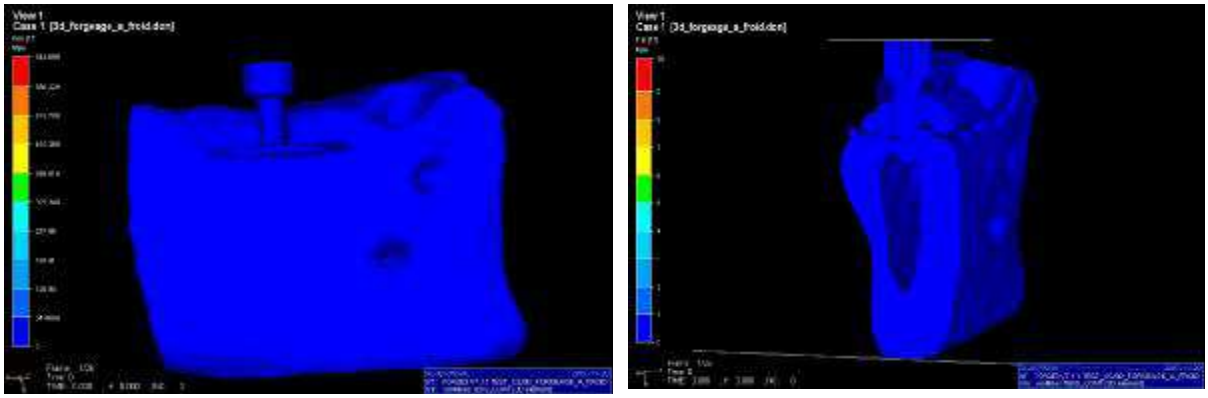


Figure VI. 9 a, b : Contraintes sur l'implant pour une force nulle.

La force exercée ainsi que le déplacement observé sont nuls.
Aucune contrainte n'est visualisée.

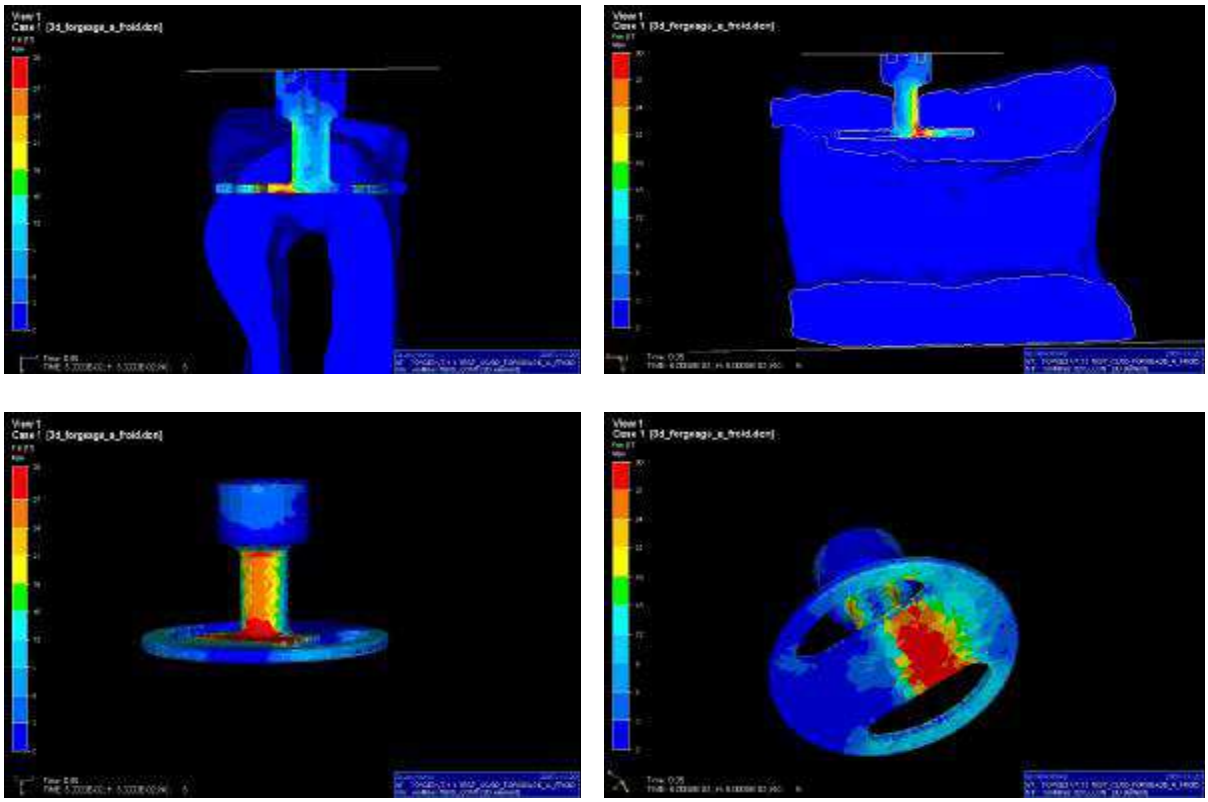


Figure VI.10 a, b, c, et d : Contraintes sur l'implant pour une force de 105 N

La force exercée est de 105 N pour un déplacement de 0,05 mm. Les contraintes prédominent du côté droit correspondant à l'appui maximal du disque, ainsi que le long du fût de l'implant. On note le rôle majeur du disque dans la répartition corticale des contraintes.

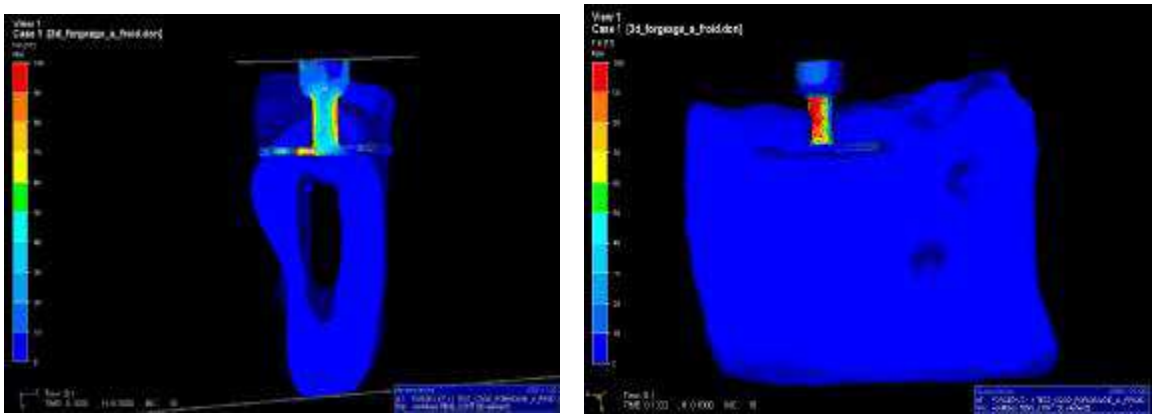


Figure VI.11 a et b : Contraintes sur l'implant pour une force de 187 N.

La force exercée est de 187 N et correspond à un déplacement de 0,1 mm. La répartition des contraintes est toujours asymétrique, prédominant du côté droit, mais on note l'apparition de contraintes à gauche. L'implant n'est pas endommagé macroscopiquement.

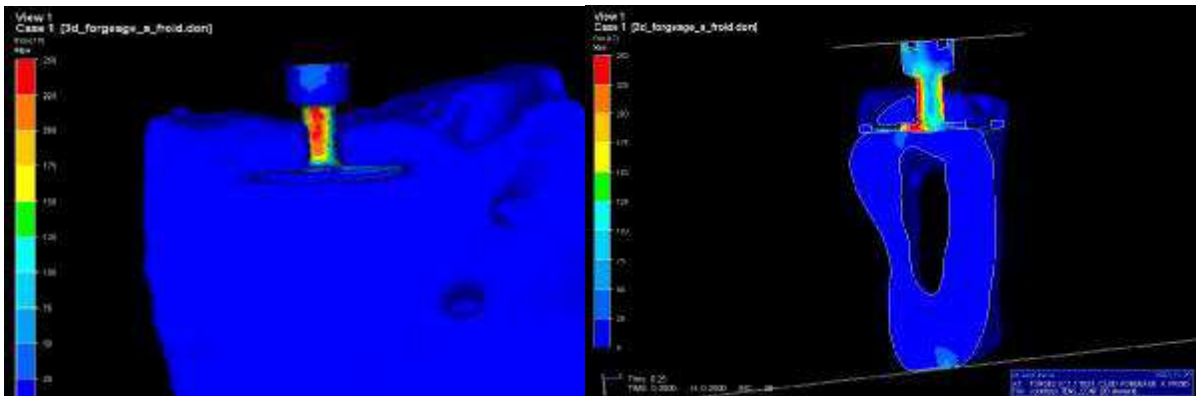


Figure VI. 12 a et b : Contraintes sur l'implant pour une force de 434 N.

La force exercée est de 434 N correspondant à un déplacement de 0,25 mm. Les contraintes sur le fût de l'implant augmentent progressivement. Au niveau du disque, la répartition est moins asymétrique.

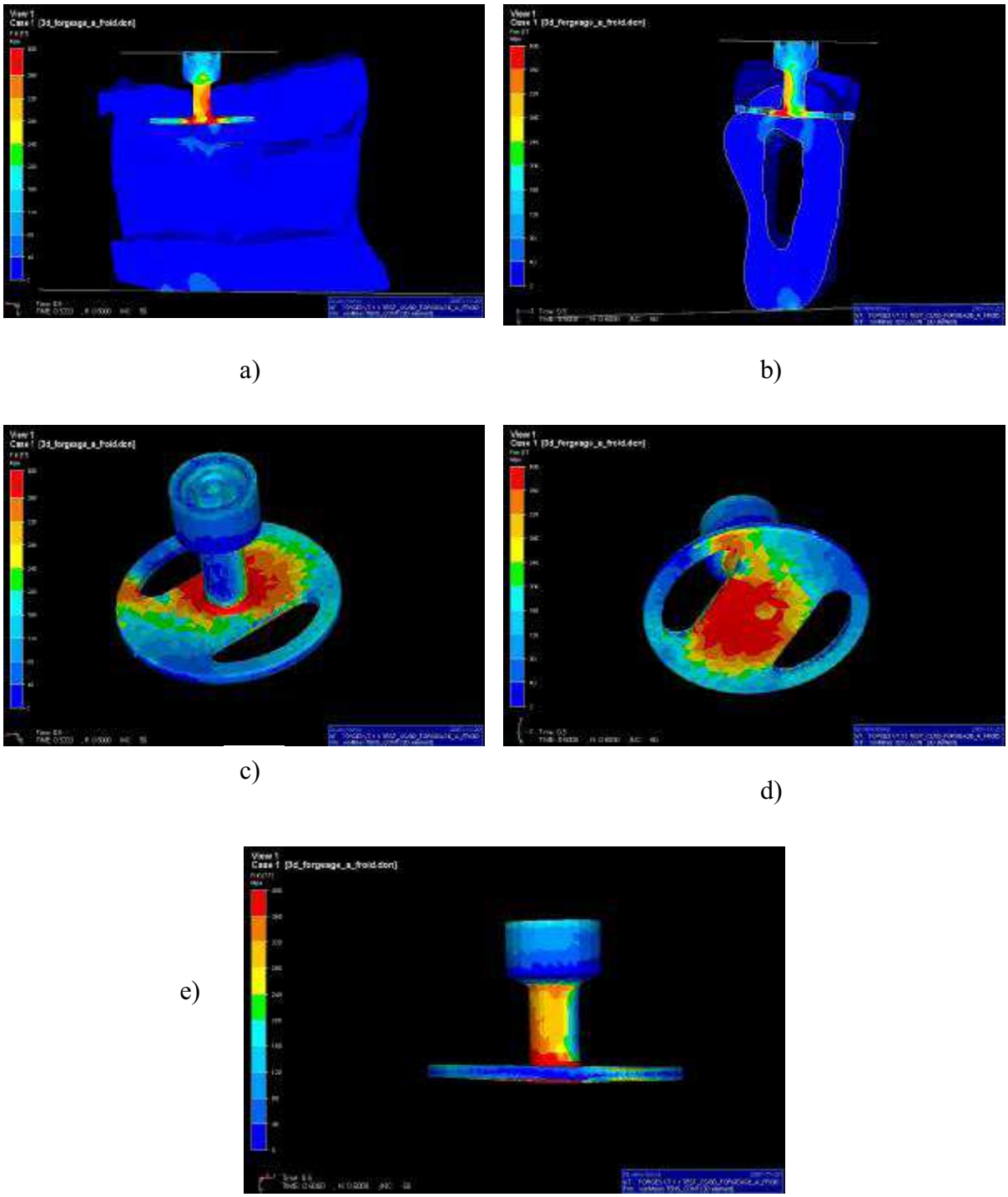


Figure V. 13 a, b, c, d, e : Contraintes sur l'implant pour une force de 768 N.

La force exercée est de 768 N correspondant à un déplacement de 0,5 mm. Les contraintes autour du fût augmentent. Elles prédominent à droite, à la zone de jonction avec le disque,qui correspond à la zone d'endommagement ultérieur de l'implant.

4 - 2 Analyse comparée de l'essai expérimental et de la simulation numérique

4 – 2 - 1 Analyse des courbes obtenues

La superposition des courbes force – déplacement obtenues par l'essai mécanique et la simulation numérique permet une analyse comparée des résultats, et une évaluation de la fiabilité du modèle numérique.

Dans sa première partie, linéaire, la superposition des courbes est satisfaisante (figure VI.14). Une divergence entre les courbes numérique et expérimentale apparaît au delà de 400 N ce qui correspond à un premier niveau d'endommagement.
On remarque qu'avec un module d'Young de 3000 MPa, la simulation semble surestimer légèrement la rigidité du complexe os-implant. Un module d'Young tiré de la littérature donnerait ici des résultats aberrants, même sur le début de la courbe, avec une courbe bien plus raide que celle que nous obtenons expérimentalement. Rappelons de plus que pour des efforts correspondant aux efforts masticatoires (150 à 300 N), la courbe numérique donne de très bons résultats par rapport à la courbe expérimentale. Ceci valide une nouvelle fois notre méthode d'identification par analyse inverse, ainsi que l'échelle à laquelle nous nous sommes placés pour la réaliser.

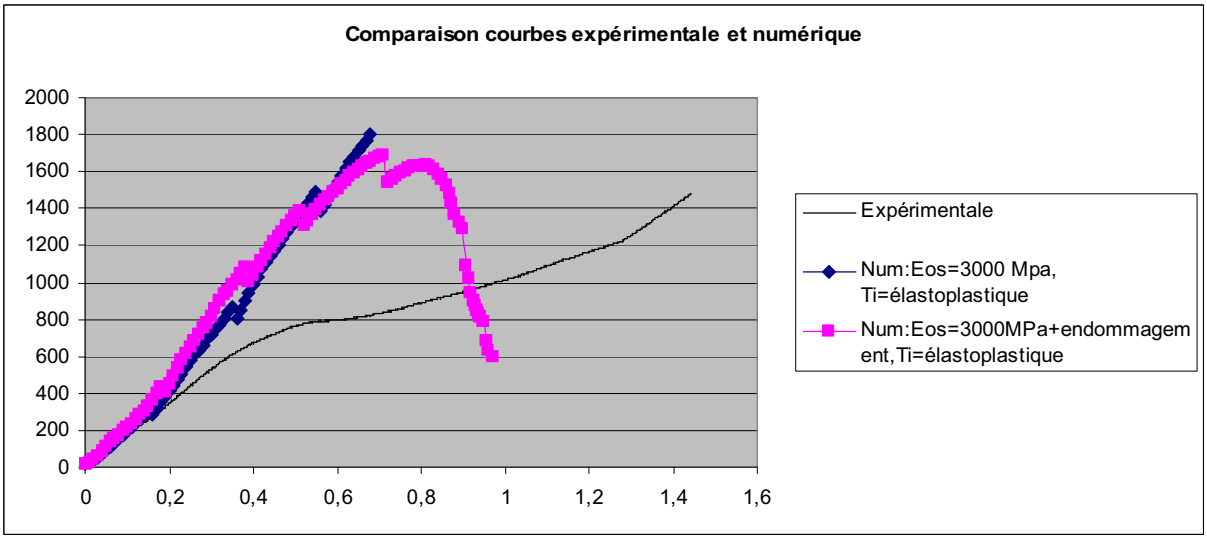
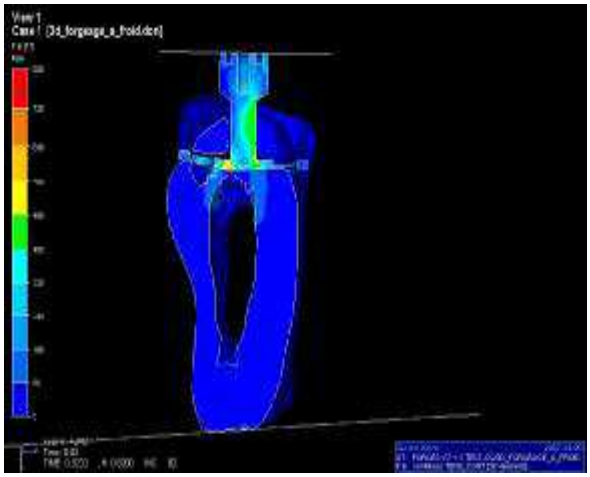


Figure VI. 14 : Courbes force – déplacement numériques et expérimentale

4 – 2 - 2 Analyse des déformations de l'implant

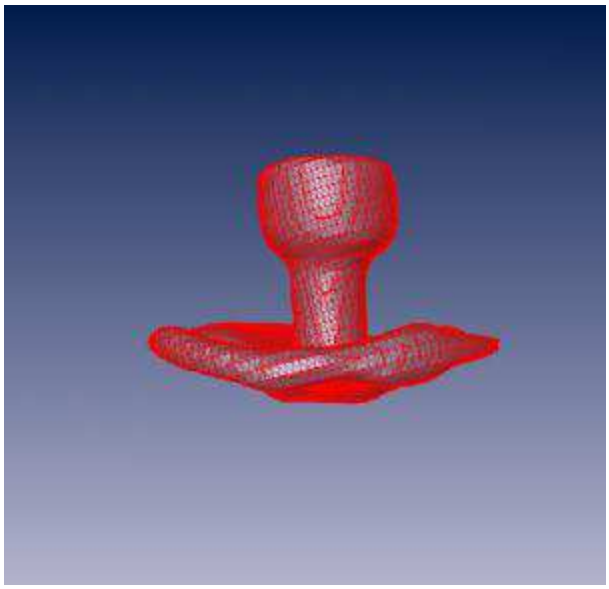
Lors de l'essai expérimental, aucun endommagement osseux n'a été constaté macroscopiquement. La comparaison avec la phase numérique n'est donc pas possible.
Par contre, une déformation progressive de l'implant est apparue pour des valeurs de la force F très supérieures aux forces masticatoires (Figure VI.15).
Cette déformation est retrouvée lors de l'analyse de la phase numérique, aux mêmes endroits, pour les mêmes valeurs de F. Le site d'apparition de cette déformation est corrélé au site d'apparition des contraintes maximales.
Cette corrélation dans l'apparition des déformations confirme la validité de notre modèle numérique.
Par ailleurs, les points de fléchissement de l'implant, situés aux points d'appui bicorticaux, traduisent la distribution des forces appliquées sur l'axe de l'implant à la périphérie du disque, et ainsi aux zones corticales mécaniquement efficaces.
En effet, du fait de la forte corticalisation de la mandibule, même résorbée, les appuis corticaux restent possibles avec ce type d'implants, contrairement aux implants axiaux, ne prenant appui cortical qu'à la crête.
Enfin, on observe une forte concentration des contraintes à la jonction entre le fût et le disque, notamment lorsque la force augmente. Cette zone de sollicitation maximale correspond à l'apex d'un implant axial qui serait situé en même position.

L'ensemble de ces résultats conforte le concept d'implant à insertion latérale et à appui bicortical à la mandibule, même fortement résorbée.
Par ailleurs, les déformations de l'implant testé pour des forces nettement supérieures au forces masticatoires, justifient l' extrême solidité de ce type d'implant à la jonction entre fût et disque, et une conception usinée monobloc.



a)

b)



C)

Figure VI. 15 : Déformation de l'implant après modélisation numérique (a, b) et après test en compression sur machine d'essai (c).
On note une parfaite similitude dans les déformations obtenues.

Dans le but de concevoir un modèle numérique de l'os mandibulaire, nous avons dans un premier temps précisé le module d'Young de cet os. Le module d'Young « homogénéisé » (du fait de la présence de micro alvéoles d'os spongieux en son sein), que nous avons identifié, nous semble cohérent, puisqu'il permet une excellente corrélation entre l'expérience et la modélisation numérique.

Cette modélisation numérique complexe, comprenant un implant dentaire, n'avait jamais été réalisée auparavant pour ce type d'implant. Elle conforte les données cliniques dans l'utilisation de ce type d'implant à la mandibule atrophique.

Enfin, cette modélisation multi domaines (os – implant) est validée par l'apparition et la cohérence des déformations de l'implant.

VII CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

L'objectif initial de notre travail était la mise au point d'un modèle numérique de la mandibule adapté à l'implantologie dentaire et maxillo – faciale.
Pour cela, la connaissance précise des propriétés mécaniques de l'os mandibulaire, et notamment de son module d'Young était nécessaire.

La première partie de notre travail a été consacrée à l'étude de ces propriétés, et à la détermination du module d'Young de l'os mandibulaire.
Nous avons pour cela mis en place une méthodologie rigoureuse permettant d'étudier des pièces osseuses mandibulaires corticales, en prenant en compte sur le plan numérique leur géométrie exacte par l'obtention d'images scanner.
Les valeurs que nous avons retenues, très différentes de celles retrouvées dans la bibliographie, sont expliquées par la méthode utilisée, prenant en compte la géométrie de chaque éprouvette : **l'analyse inverse**.
Contrairement à l'ensemble des travaux de la littérature, nous avons choisi une échelle plus proche de la réalité clinique, correspondant à une entité osseuse réelle.
Nous avons donc identifié le comportement mécanique d'un os cortical moins pur que dans les études de référence, puisqu'il peut comporter par endroit des petites zones spongieuses. Mais c'est bien à cette échelle qu'il faudra se placer lors d'applications cliniques.
Par cette méthode originale, nous avons déterminé le module d'Young de l'os cortical mandibulaire de façon plus précise, et ainsi rendu possible de façon fiable sa modélisation numérique.

La deuxième partie de ce travail a été consacrée à l'élaboration d'un modèle numérique de l'os mandibulaire adapté à l'implantologie dentaire.
A l'aide du logiciel Forge 2005®, nous avons validé notre modèle dans le cas d'un montage simple composé d'un implant dentaire (Diskimplant®) mis en place dans un os mandibulaire, par la comparaison et la superposition des résultats expérimentaux et des résultats numériques.

La cohérence des résultats obtenus, et leur confrontation à l'expérience, valide la valeur du module d'Young de l'os cortical mandibulaire que nous avons identifiée.

Notre modèle numérique de l'os mandibulaire permet l'étude de la répartition des contraintes au sein de l'os et au contact de l'implant après simulation de la mise en charge fonctionnelle du matériel. Il simplifie ainsi l'approche biomécanique de l'implantologie, puisqu'il autorise une étude purement numérique des montages imaginés en pratique clinique.

La validation de notre modèle numérique ouvre la porte à de nombreuses perspectives intéressantes.

En effet, les logiciels d'aide au positionnement des implants sont actuellement très utilisés. Cependant, ces logiciels ne tiennent compte que de la quantité d'os disponible, faute de renseignements utilisables quant à la qualité de celui-ci ainsi qu'à ses propriétés mécaniques. Le couplage d'une étude fonctionnelle de l'os avec une étude purement géométrique du positionnement des implants, permettrait d'accroître la performance des renseignements obtenus. Pour cela, une approche individualisée, par l'imagerie médicale, du module d'Young de l'os du patient en pré opératoire autoriserait une personnalisation des techniques utilisées.

Il serait donc primordial de pouvoir relier les données de l'imagerie médicale non invasive, et notamment les unités unsfield issues des images scanner, au module d'Young de l'os concerné.

Par ailleurs, ce modèle devra être développé pour des montages plus complexes, associant plusieurs implants dans différentes configurations, permettant ainsi la comparaison de la répartition des efforts à la mise en fonction et donc l'optimisation du nombre, du type, et de la position des implants avant la phase chirurgicale.

Il serait intéressant d'évaluer et de comparer, en même position anatomique, la réponse aux contraintes d'un implant axial classique, d'un implant à simple disque, d'un implant à double disque, et d'un implant à plaque, tous utilisés actuellement.

Cette optimisation de la répartition des charges lors de la mastication aurait comme conséquence immédiate d'augmenter la durée de vie des prothèses implanto-portées en fonction.

Enfin, l'étude de la répartition des contraintes au maxillaire selon le même protocole est à envisager. Celle-ci est rendue difficile par la très grande complexité de l'anatomie osseuse du tiers moyen de la face, rendant sa modélisation numérique particulièrement délicate.

Cette complexité est à l'image de la grande difficulté chirurgicale au maxillaire, ce qui en fait un enjeu considérable de la modélisation numérique.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

[ALL 03] Allard, F., and Ashman, R. A comparison between cancellous bone compressive moduli determined from surfaced strain and total specimen deflection. Orth. Res. Soc 16:151; 1991.

[BAI 00] Baïlon, J. P., and Dorlot, J. M. Des Matériaux. Montréal: Presses internationales Polytechnique; 2000.

[BOD 05] Bodic, F., Hamel, L., Lerouxel, E., Basle, M. F., and Chappard, D. Bone loss and teeth. Joint Bone Spine 72:215-21; 2005.

[BON 68] Bonfield, W., and Li, C. H. The temperature dependence of the deformation of bone. J Biomech 1:323-9; 1968.

[BON 82] Bonfield, W., and Tully, A. E. Ultrasonic analysis of the young's modulus of cortical bone. J Biomed Eng 4:23-7; 1982.

[BRA 69] Branemark.PL, Breine.U, Adell.R, Hansson.BO, Ohlsson.A, :
-Intra osseous anchorage of dental protheses. Experimental study.
Scand J plast Reconstruct Surg pp. 81 – 100. 1969.

[BOS 07] Bosisio, M. R., Talmant, M., Skalli, W., Laugier, P., and Mitton, D. Apparent Young's modulus of human radius using inverse finite-element method. J Biomech 40:2022-8; 2007.

[BRO 93] Broz. J, Simske, S. J., Greenberg, A. R., and Luttges, M. W. Effects of rehydration state on the flexural properties of whole mouse long bones. J Biomech Eng 115:447-9; 1993.

[CAR 76] Carter, D. R., and Hayes, W. C. Fatigue life of compact bone--I. Effects of stress amplitude, temperature and density. J Biomech 9:27-34; 1976.

[CAR 77] Carter, D. R., and Hayes, W. C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. J Bone Joint Surg Am 59:954-62; 1977.

[CAR 78] Carter, D. R., and Spengler, D. M. Mechanical properties and composition of cortical bone. Clin Orthop Relat Res:192-217; 1978.

[CHO 90] Choi, K., Kuhn, J. L., Ciarelli, M. J., and Goldstein, S. A. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. J Biomech 23:1103-13; 1990.

[COO 07] Cooper, D. M., Thomas, C. D., Clement, J. G., Turinsky, A. L., Sensen, C. W., and Hallgrimsson, B. Age-dependent change in the 3D structure of cortical porosity at the human femoral midshaft. Bone 40:957-65; 2007.

[COW 88] Cowin, S. Bone Mechanics Handbook. Boca Raton: FL:CRC Press; 2001.

[CUR 88] Currey, J. D. The effects of drying and re-wetting on some mechanical properties of cortical bone. J Biomech 21:439-41; 1988.

[DUC 08] Duchemin,L.,Bousson,V.,Raossanaly,C,Bergot.C.,Laredo,JD.,Skalli.W.,Mitton,D., Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. Medical Engineering and Physics Vol 30, 321-328 2008

[ESK 04] Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., and Unsal, E. The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. J Prosthet Dent 91:144-50; 2004.

[FOL 07] Follet, H., Peyrin, F., Vidal-Salle, E., Bonnassie, A., Rumelhart, C., and Meunier, P. J. Intrinsic mechanical properties of trabecular calcaneus determined by finite-element models using 3D synchrotron microtomography. J Biomech 40:2174-83; 2007.

[FRO 04] Frost, H. M. A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. Angle Orthod 74:3-15; 2004.

[FRO 69] Frost, H. M. Tetracycline-based histological analysis of bone remodeling. Calcif Tissue Res 3:211-37; 1969.

[GRA 94] Grabowski, T. Principes d'anatomie et de physiologie
Quebec DeBoëck Université; 1994.

[HAM 96] Hamer, A. J., Strachan, J. R., Black, M. M., Ibbotson, C. J., Stockley, I., and Elson, R. A. Biochemical properties of cortical allograft bone using a new method of bone strength measurement. A comparison of fresh, fresh-frozen and irradiated bone. J Bone Joint Surg Br 78:363-8; 1996.

[HAR 98] Hara, T., Takizawa, M., Sato, T., and Ide, Y. Mechanical properties of buccal compact bone of the mandibular ramus in human adults and children: relationship of the elastic modulus to the direction of the osteon and the porosity ratio. Bull Tokyo Dent Coll 39:47-55; 1998.

[HOF 06] Hofmann, T., Heyroth, F., Meinhard, H., Franzel, W., and Raum, K. Assessment of composition and anisotropic elastic properties of secondary osteon lamellae. J Biomech 39:2282-94; 2006.

[HOL 98] Holmgren, E. P., Seckinger, R. J., Kilgren, L. M., and Mante, F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol 24:80-8; 1998.

[ICH 06] Ichim, I., Swain, M. V., and Kieser, J. A. Mandibular stiffness in humans: numerical predictions. J Biomech 39*:*1903-13; 2006.

[KAN 03] Kaneko, T. S., Pejcic, M. R., Tehranzadeh, J., and Keyak, J. H. Relationships between material properties and CT scan data of cortical bone with and without metastatic lesions. Med Eng Phys 25*:*445-54; 2003.

[KAT 93] Katz, J. L., and Meunier, A. Scanning acoustic microscope studies of the elastic properties of osteons and osteon lamellae. J Biomech Eng 115*:*543-8; 1993.

[KLE 02] Kleiven, S., and von Holst, H. Consequences of head size following trauma to the human head. J Biomech 35*:*153-60; 2002.

[KUH 89] Kuhn, J. L., Goldstein, S. A., Choi, K., London, M., Feldkamp, L. A., and Matthews, L. S. Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests. J Orthop Res 7*:*876-84; 1989.

[LAK 79] Lakes, R. S., and Katz, J. L. Viscoelastic properties of wet cortical bone--II. Relaxation mechanisms. J Biomech 12*:*679-87; 1979.

[LAK 79] Lakes, R. S., and Katz, J. L. Viscoelastic properties of wet cortical bone--III. A non-linear constitutive equation. J Biomech 12*:*689-98; 1979.

[LAK 79] Lakes, R. S., Katz, J. L., and Sternstein, S. S. Viscoelastic properties of wet cortical bone--I. Torsional and biaxial studies. J Biomech 12*:*657-78; 1979.

[LAN 03] Lang, L. A., Kang, B., Wang, R. F., and Lang, B. R. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent 90*:*539-46; 2003.

[LET 03] Lettry, S., Seedhom, B. B., Berry, E., and Cuppone, M. Quality assessment of the cortical bone of the human mandible. Bone 32*:*35-44; 2003.

[LIN 03] Lin, C. L., and Wang, J. C. Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. Int J Oral Maxillofac Implants 18*:*331-40; 2003.

[LIN 89] Linde, F., Hvid, I., and Pongsoipetch, B. Energy absorptive properties of human trabecular bone specimens during axial compression. J Orthop Res 7*:*432-9; 1989.

[LIN 93] Linde, F., and Sorensen, H. C. The effect of different storage methods on the mechanical properties of trabecular bone. J Biomech 26*:*1249-52; 1993.

[MEI 92] Meijer, H. J., Kuiper, J. H., Starmans, F. J., and Bosman, F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent 68*:*96-102; 1992.

[MEL 04] Mellal, A., Wiskott, H. W., Botsis, J., Scherrer, S. S., and Belser, U. C. Stimulating effect of implant loading on surrounding bone. Comparison of three numerical models and validation by in vivo data. Clin Oral Implants Res 15*:*239-48; 2004.

[MIS 99] Misch, C. E., Qu, Z., and Bidez, M. W. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. J Oral Maxillofac Surg 57*:*700-6; discussion 706-8; 1999.

[NAG 02] Nagasao, T., Kobayashi, M., Tsuchiya, Y., Kaneko, T., and Nakajima, T. Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. J Craniomaxillofac Surg 30*:*170-77; 2002.

[NAK 84] Nakajima, K., Kondoh, J., and Fujiwara, M. An experimental study on the dynamic traits of dehydrated mandibles in relation to Yang's modulus and Poisson's ratio of compact bone. Shikwa Gakuho 84*:*1951-61; 1984.

[OBR 97] O'Brien, W. J., and William, J. Dental Materials and Their Selection; 1997.

[PEL 84] Pelker, R. R., Friedlaender, G. E., Markham, T. C., Panjabi, M. M., and Moen, C. J. Effects of freezing and freeze-drying on the biomechanical properties of rat bone. J Orthop Res 1*:*405-11; 1984.

[RHO 93] Rho, J. Y., Ashman, R. B., and Turner, C. H. Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech 26*:*111-9; 1993.

[RHO 97] Rho, J. Y., Tsui, T. Y., and Pharr, G. M. Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. Biomaterials 18*:*1325-30; 1997.

[RIC 88] Rice, J. C., Cowin, S. C., and Bowman, J. A. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. J Biomech 21*:*155-68; 1988.

[RIE 02] van Rietbergen, B., Majumdar, S., Newitt, D., and MacDonald, B. High-resolution MRI and micro-FE for the evaluation of changes in bone mechanical properties during longitudinal clinical trials: application to calcaneal bone in postmenopausal women after one year of idoxifene treatment. Clin Biomech (Bristol, Avon) 17*:*81-8; 2002.

[RIE 95] van Rietbergen, B., Weinans, H., Huiskes, R., and Odgaard, A. A new method to determine trabecular bone elastic properties and loading using micromechanical finite-element models. J Biomech 28*:*69-81; 1995.

[ROH 91] Rohl, L., Larsen, E., Linde, F., Odgaard, A., and Jorgensen, J. Tensile and compressive properties of cancellous bone. J Biomech 24*:*1143-9; 1991.

[SAL03]Salvo.L,Clotens.P,Maire.E,Zabler.S,Blandin.JJ,Buffière.Y,Ludwig.W.,Boller.E.,Bell et.D,Josserond.C. X ray micro-tomography an attractive characterisation technic in material sciences.Interactions with materials and atomes. Vol 200, 273-286,2003

[SAV 07] Savoldelli, C. Identification des propriétés mécaniques de l'os mandibulaire. Master de sciences chirurgicales. 2007

[SCH 88] Schaffler, M. B., and Burr, D. B. Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. J Biomech 21:13-6; 1988.

[SCH 03] Schwartz-Dabney.C. L., and Dechow, P. C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. Am J Phys Anthropol 120:252-77; 2003.

[SCO 91] Scortecci,G.
Diskimplant system yields tricortical support to make the most of available bone.
Dent.Implantol. Update. 1991;2:72-4.

[SCO 99] Scortecci,G.
Immediate function of cortically anchored disk disign implants without bone augmentation in moderatly to severely resorbed completely edentuluos maxillae.
J. Oral. Implantol. 1999;25:70-9.

[SCO 01] Scortecci, G., Misch, CE., Benner,KU.
Implants and restaurative dentistry. Ed Martin Dunitz. 2001.

[SED 65] Sedlin, E. D. A rheologic model for cortical bone. A study of thphysicalproperties of human femoral samples. Acta Orthop Scand Suppl:Suppl 83:1-77; 1965.

[SED 66] Sedlin, E. D., and Hirsch, C. Factors affecting the determination of the physical properties of femoral cortical bone. Acta Orthop Scand 37:29-48; 1966.

[SEV 05] Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan, M. A., and Eskitascioglu, G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent 93:227-34; 2005.

[STE 62] Stevens, J., and Ray, R. D. An experimental comparison of living and dead bone in rats. I. Physical properties. J Bone Joint Surg Br 44-B:412-23; 1962.

[STO 83] Stone, J. L., Beaupre, G. S., and Hayes, W. C. Multiaxial strength characteristics of trabecular bone. J Biomech 16:743-52; 1983.

[STO 06] Stoppie, N., Pattijn, V., Van Cleynenbreugel, T., Wevers, M., Vander Sloten, J., and Ignace, N. Structural and radiological parameters for the characterization of jawbone. Clin Oral Implants Res 17:124-33; 2006.

[SUT 04] Sutpideler, M., Eckert, S. E., Zobitz, M., and An, K. N. Finite element analysis of effect of prosthesis height, angle of force application, and implant offset on supporting bone. Int J Oral Maxillofac Implants 19:819-25; 2004.

[TAM 96] Tamatsu, Y., Kaimoto, K., Arai, M., and Ide, Y. Properties of the elastic modulus from buccal compact bone of human mandible. Bull Tokyo Dent Coll 37:93-101; 1996.

[TIE 06] Tie, Y., Wang, D. M., Ji, T., Wang, C. T., and Zhang, C. P. Three-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical effects of human mandibular reconstruction with autogenous bone grafts. J Craniomaxillofac Surg 34:290-8; 2006.

[TUA 05] Tuan, H., and Hutmacher, D. Application of micro CT and computation modeling in bone tissue engineering. Computer-Aided Design 37*:*1151-1161; 2005.

[TUR 93] Turner, C. H., and Burr, D. B. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial. Bone 14*:*595-608; 1993.

[TUR 99] Turner, C. H., Rho, J., Takano, Y., Tsui, T. Y., and Pharr, G. M. The elastic properties of trabecular and cortical bone tissues are similar: results from two microscopic measurement techniques. J Biomech 32*:*437-41; 1999.

[WIL 82] Williams, J. L., and Lewis, J. L. Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. J Biomech Eng 104*:*50-6; 1982.

[WOL 92] Wollf, J. Das Gesetz der Tansformation der Knochen. Berlin; 1892.

[YAN 07] Yang, J., and Xiang, H. J. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech 40*:*2377-85; 2007.

[ZIO 98] Zioupos, P., and Currey, J. D. Changes in the stiffness, strength, and toughness of human cortical bone with age. Bone 22*:*57-66; 1998.

Résumé

L'implantologie dentaire est actuellement en plein essor, et justifie du développement de techniques adaptées aux cas les plus complexes. La prise en charge de ces cas difficiles et leur stabilité dans le temps peuvent être améliorées par une meilleure connaissance des conséquences mécaniques de la mise en charge fonctionnelle.
C'est dans ce but que nous avons voulu développer un modèle numérique de l'os mandibulaire, permettant l'étude de la répartition des contraintes au sein de l'os et au contact des implants, et ainsi d'en optimiser le nombre, la forme et la position.
La première étape de ce travail est consacrée à la détermination du module d'Young de l'os cortical mandibulaire par une méthode originale: l'analyse inverse.
Grâce à une méthodologie rigoureuse, nous avons déterminé ce module d'Young à une échelle représentative pour l'implantologie dentaire, rendant ainsi le développement du modèle numérique plus fiable.
La seconde étape est dédiée au développement d'un modèle numérique de l'os mandibulaire, utilisable en implantologie, à l'aide du logiciel FORGE 2005®,
Ce modèle est appliqué à l'étude de la répartition des contraintes après mise en place d'un implant à insertion latérale (Diskimplant®), et validé par l'expérience.

Mots clés : Modélisation numérique ; Analyse inverse ; Mandibule ; Diskimplant ; Module d'Young., Implantologie dentaire.

Abstract

The increasing use of implant dentistry requires the development of innovative techniques adapted to complex maxillo-facial configurations. To manage theses difficult cases and to ensure and improve the results stability over time, it is necessary now to get a better understanding of the mechanical implications of the fonctional implant loading.
To reach this goal, a numerical model of the mandibular bone has been set up.The objective is to study the stress distribution within the bone and in the neighbourhood of implants.
A first stage of this work has been devoted to the identification of the elastic properties of the cortical mandibular bone by the use of an advanced inverse analysis methodology.This coupled experimental – numerical approach has been validated and leads to a reliable numerical approach to study implant dentistry.
The second stage of this work deals with the use of the numerical simulation to study the stress distribution around an implant inserted laterally (Diskimplant®) in a mandibular bone. Numerical simulations are validated experimentally and give promising results in the field of implant dentistry.

Key words : Numerical modelling, inverse analysis, mandible, Diskimplant, Young modulus Implant dentistry.