
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 troisième 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].

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.

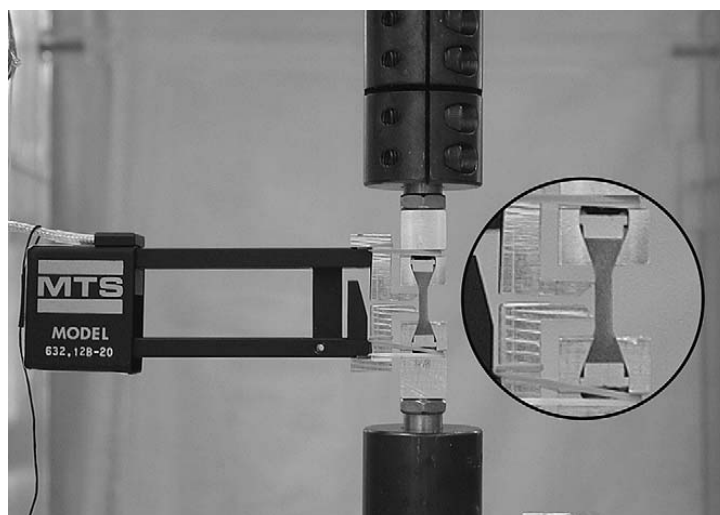


Figure II.14 : Essai de traction sur un échantillon osseux d'après Kaneko [KAN 03]

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).

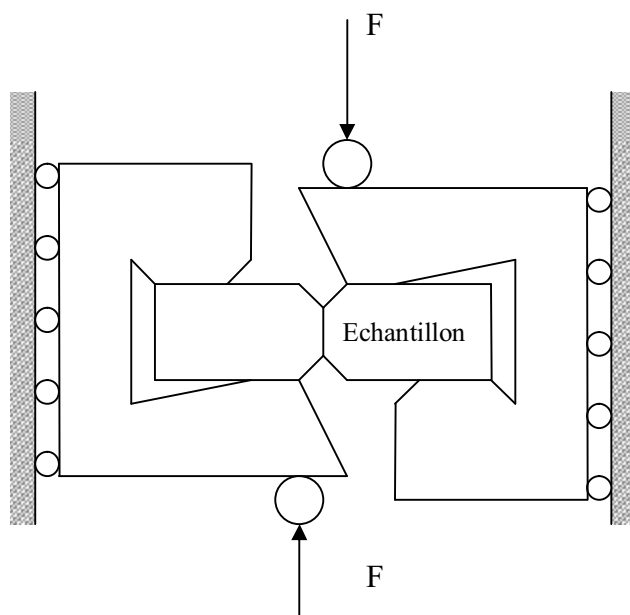


Figure II.15 : Essai de cisaillement (Test Iosinescu) d'après Tuner [TUR 93]

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 .

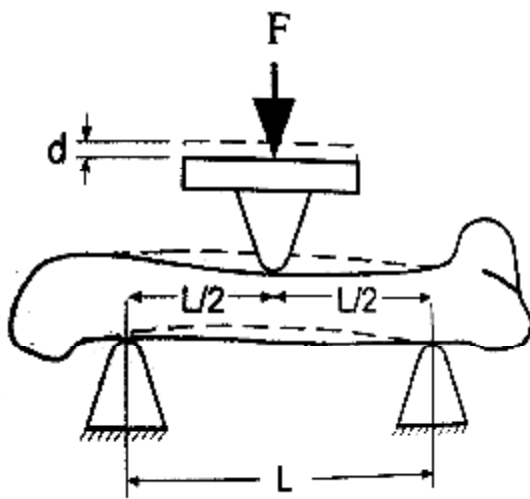


Figure II.16a: Flexion 3 points

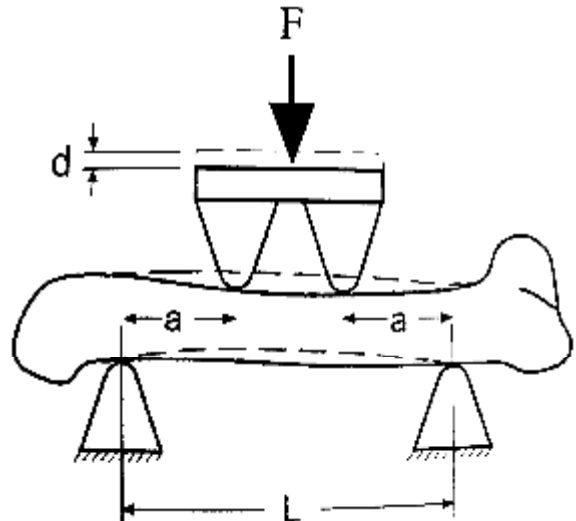


Figure II.16b : Flexion 4 points

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).

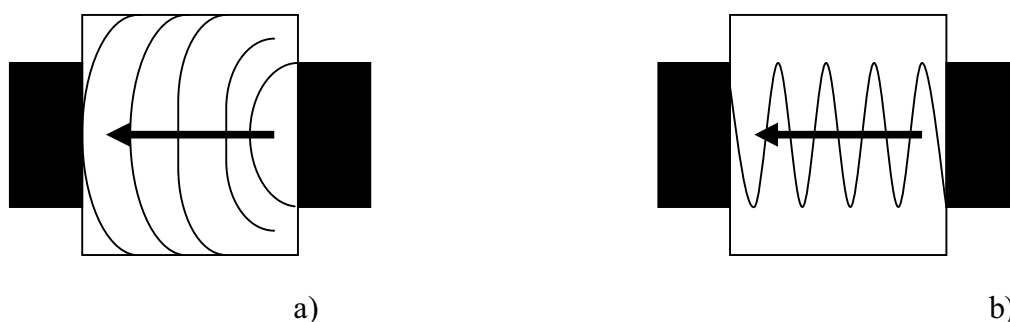


Figure II.17 : Propagation d'onde ultrasonore dans un échantillon osseux d'après Turner [TUR 99].

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.

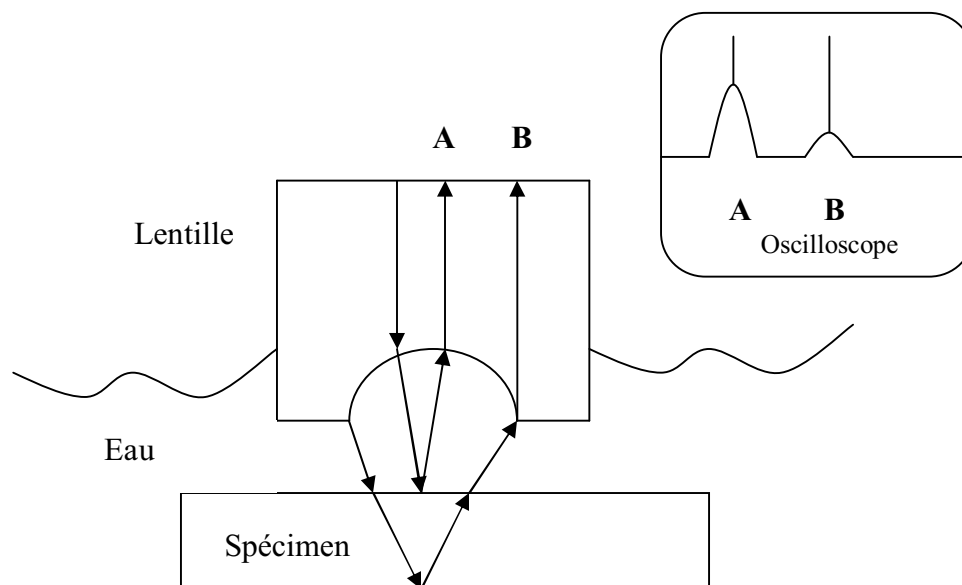


Figure II.18 : Mesure de vitesse acoustique utilisant un microscope acoustique d'après Katz et Meunier [KAT 93].

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

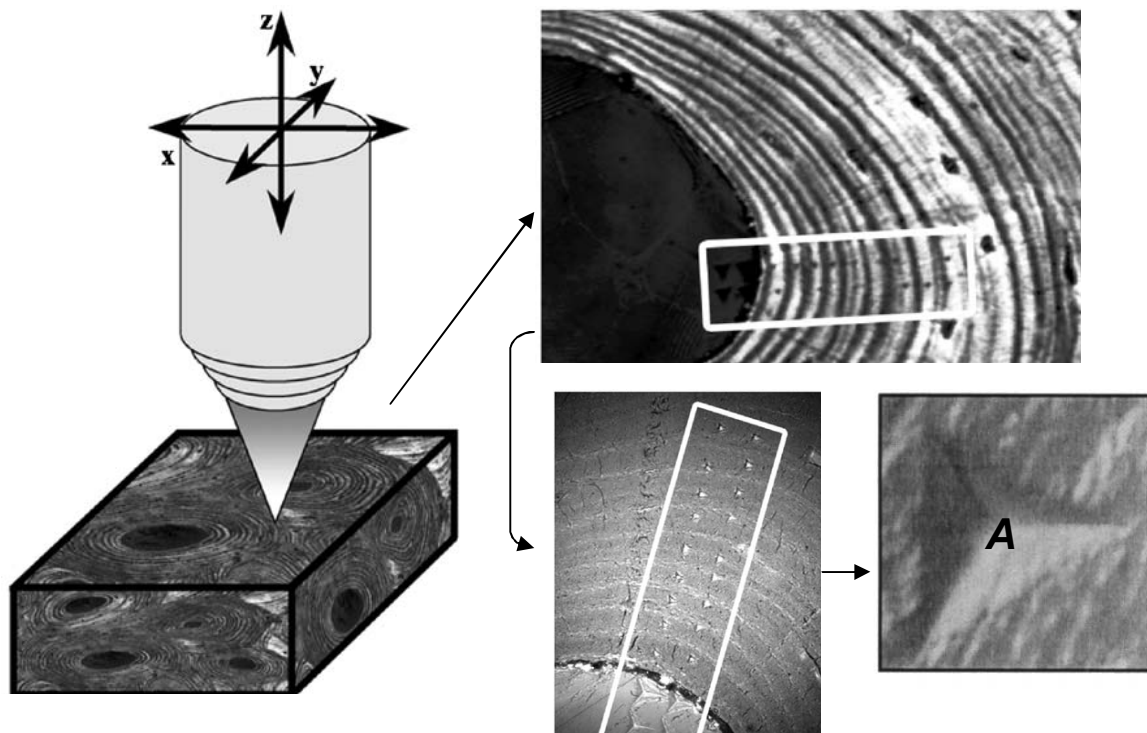


Figure II.19 : Mesure du module d'Young de l'os cortical à l'échelle de l'ostéon par nanoindentation (A : surface de contact), d'après Hofmann [HOF 06].

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.

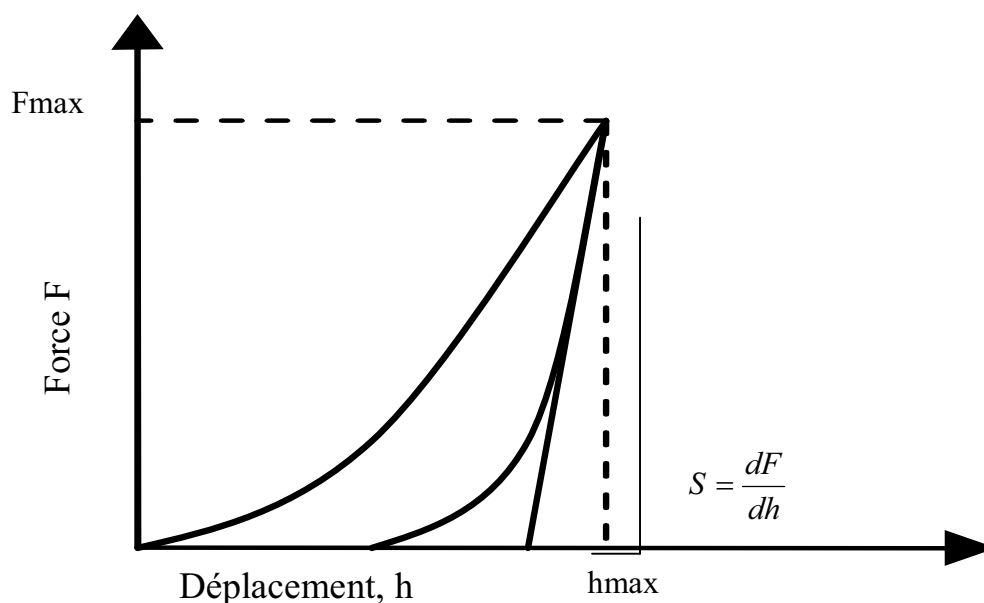


Figure II.20 : Schéma d'une courbe typique d'indentation d'après Rho [RHO 91] et Turner [TUR 99]

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

Ec : Module d'Young de l'os cortical

Es : 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 fini 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.

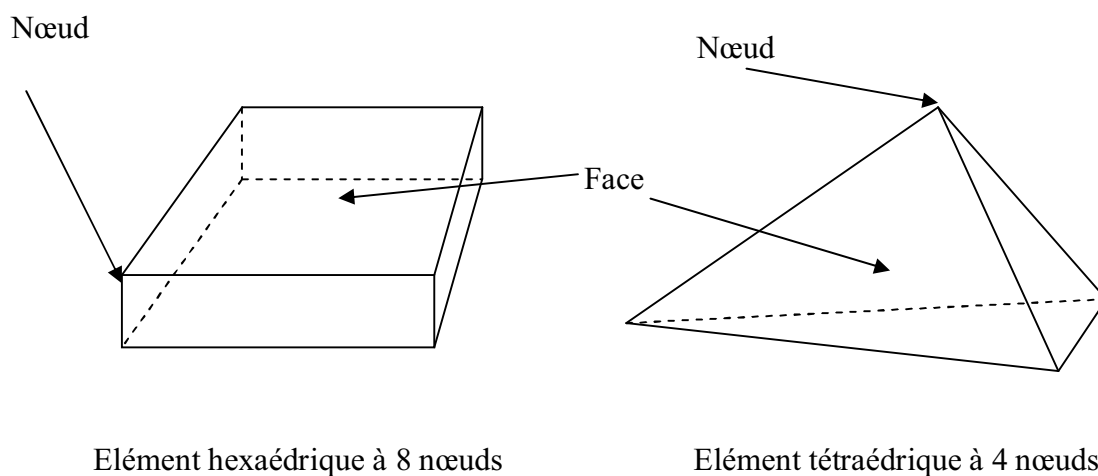


Figure II.21: Exemple de deux géométries 3D d'éléments utilisés pour la méthode des éléments finis

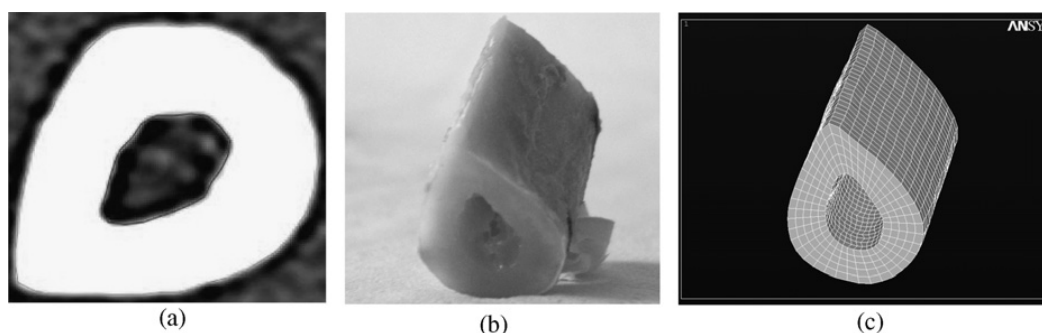


Figure II.22 : Modélisation 3D par éléments finis de l'os cortical du Radius (d'après Bosisio [BOS 07]).

- a) Imagerie : coupe tomodensitométrique de l'échantillon
- b) échantillon
- c) modèle en éléments finis hexaédriques (logiciel ANSYS®)

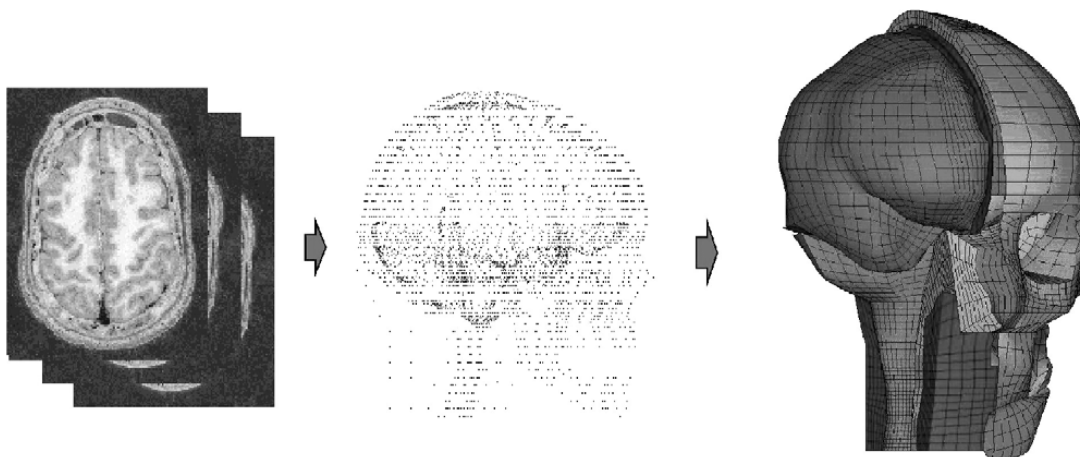


Figure II.23 : Maillage obtenu à partir de l'imagerie médicale (d'après S. Kleiven [KLE 02])

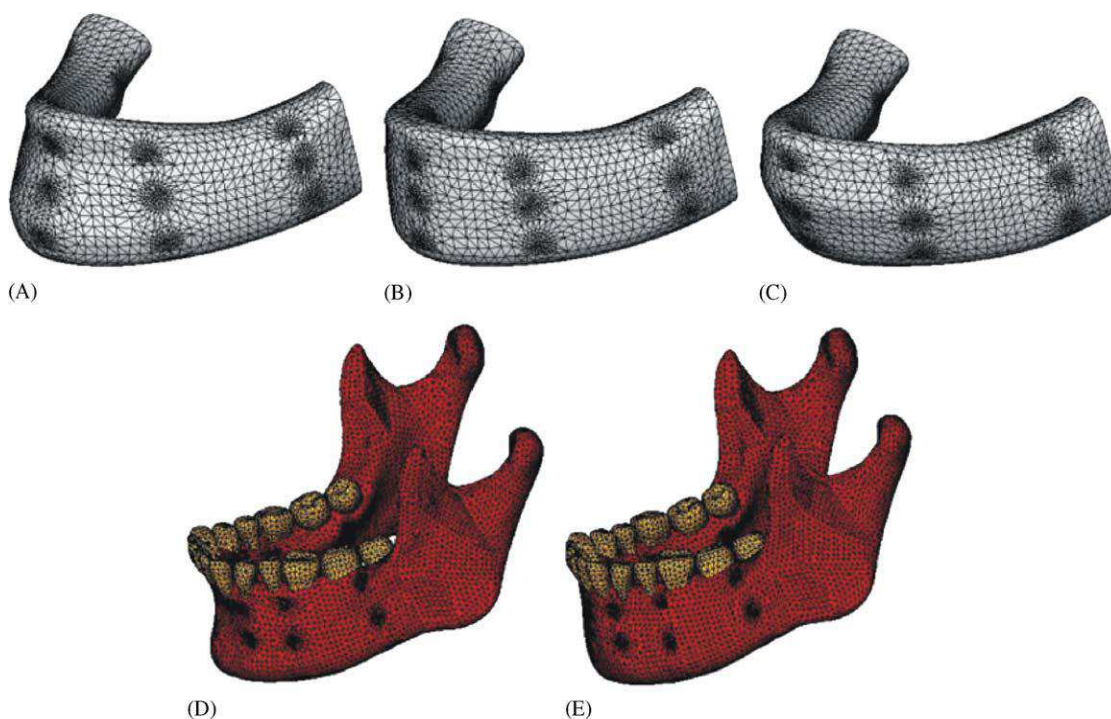


Figure II.24 : Exemple de maillage de mandibule permettant l'étude d'un modèle éléments finis avec le logiciel Cosmos DesignStar [ICH 06]

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.

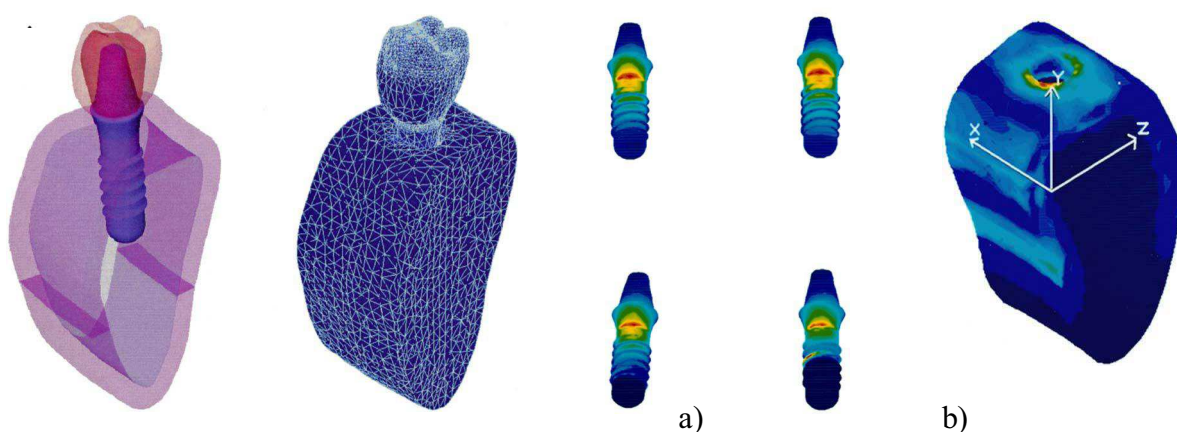


Figure II.25 : Simulation numérique de la mise en charge d'un implant dentaire par un logiciel éléments finis (COSMOS®). Répartition des contraintes sur l'implant (a) et sur l'os mandibulaire (b) d'après Sevimay [SEV 05]

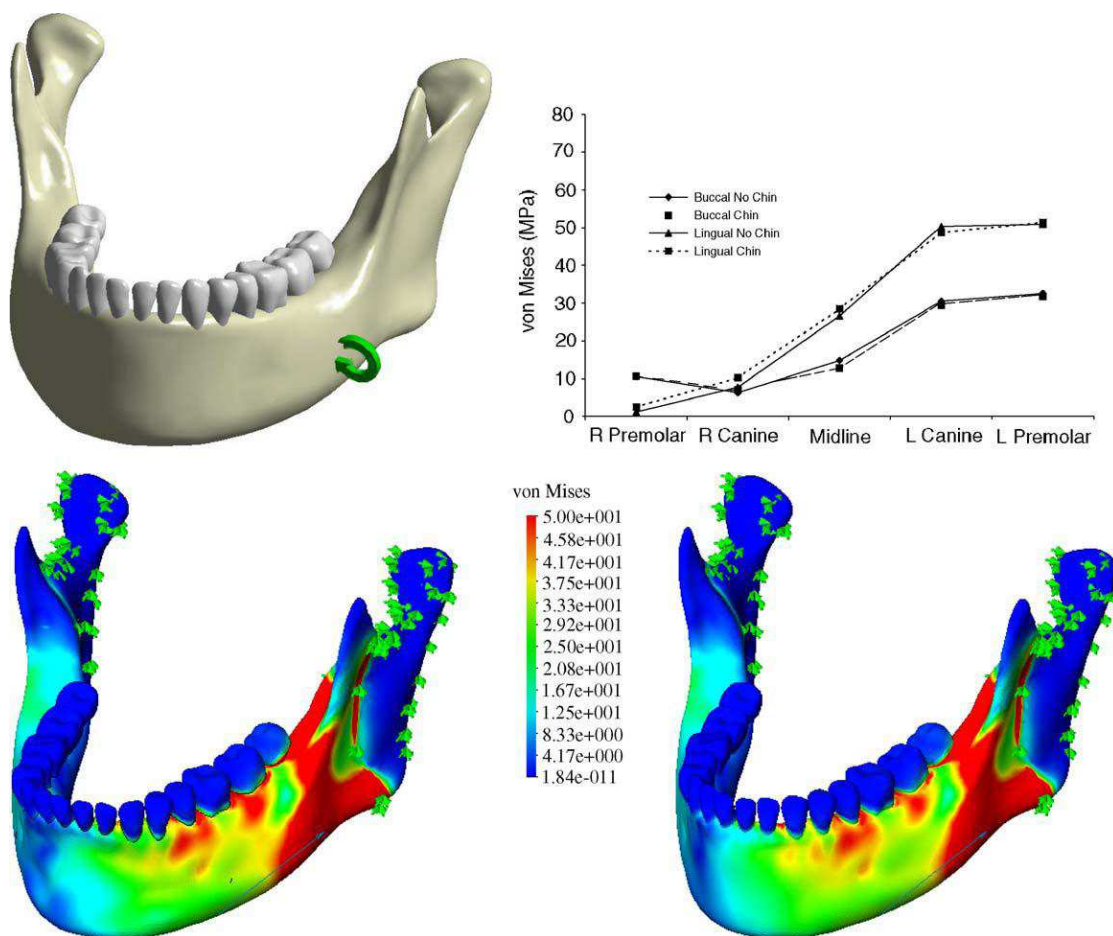


Figure II.26: Analyse qualitative (champs de couleurs) et quantitative (courbe) des résultats (champs de von Mises) obtenus à partir du calcul d'un logiciel éléments finis (d'après I. Ichim et al.) évaluant la répartition des contraintes mandibulaires lors de la mastication [ICH 06]

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)	$E_{\text{spongieux}}$ (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 et al. (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
 $E_{\text{spongieux}}$: 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.