LICENCE PROFESSIONNELLE MTB

Caractérisation mécanique de l'os humain en fonction de l'âge

Stage de fin d'étude

Patrice AGU 17/06/2011

Tuteurs de stage : Laboratoire : Cécile BARON (CR2 CNRS) & Jean-Philippe BERTEAU (Doctorant) I.U.T. : Valérie KAZARIAN

Du 14 mars au 18 juin 2011

REM	IERCIEMENTS	.5
SUM	MARY	.6
I. I	ETAT DE L'ART	.7
A.	NOTIONS SUR L'OS	7
1.	Généralités sur la structure	7
2.	Bilan des études précédentes	8
В.	Os étudiés	9
1.	Les fibulas (os longs)	9
Ζ.	Les cotes (os plats)	9
II. I	MATERIELS ET METHODES 1	11
A.	Préparation des échantillons	11
В.	Acquisition numérique	13
C.	Expériences	14
1.	Caractérisation ultrasonore	. 14
2.	Caractérisation mécanique	. 17
а) Flexion 3 points sur les fibulas	18
b) Compression axiale sur les côtes	19
III.	RESULTATS	21
A.	LES FIBULAS (OS LONGS)	21
1.	Caractérisation ultrasonore	.21
2.	Caractérisation mécanique : flexion 3 points	. 22
B.	LES CÔTES (OS PLATS)	26
1.	Caractérisation ultrasonore	.26
2.	Caractérisation mécanique : compression axiale	. 26
3.	Reconstruction numérique	.28
IV.	DISCUSSION	29
V. (CONCLUSION	32
VI.	BIBLIOGRAPHIE	33

Remerciements

Je tiens à remercier Patrick CHABRAND de m'avoir accueilli dans son Groupe Interdisciplinaire en Biomécanique Ostéo-articulaire et Cardiovasculaire (GIBOC), rattaché à l'Institut des Sciences du Mouvement (ISM), qui fait partie du CNRS et de l'Université de la Méditerranée II. Je remercie également Cécile BARON et Jean-Philippe BERTEAU, mes tuteurs de stage ainsi que toute l'équipe du laboratoire pour leur encadrement durant ces 3 mois de stage, en particulier Martine PITHIOUX et Marylène LALLEMAND pour leur aide précieuse lors des essais mécaniques. Je remercie aussi les membres de l'équipe Propagation et Imagerie (PI) du Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique (LMA) du CNRS, particulièrement Philippe LASAYGUES, qui m'ont permis de réaliser des mesures acoustiques. Enfin, je ne veux pas oublier toutes les personnes travaillant aux laboratoires qui ont fait, par leur bonne humeur et leur sympathie, que ce stage reste pour moi une excellente expérience.

Summary

I worked in a research laboratory of biomechanics with the "GIBoc" team (managed by the CNRS and the University of the Méditerranée). I spent a part of my time at the Laboratory of Mechanics and Acoustics (Wave and Propagation team).

The aims of my internship were to describe the mechanical characteristics of cortical bone from two kinds of bones: long bones (fibula) and flat bones (ribs). I followed the whole process from the harvest to the mechanical testing of the bone samples.

In the frame of the PhD thesis of J-P Berteau, I was in charge of helping him in the study of the mechanical characteristics of cortical bone upon aging (from early childhood to seniors). I also characterized mechanical properties of cortical ribs harvested from patients who suffer from an Adolescent Idiopathic Scoliosis.

I extracted cortical bone testing specimens from parts of whole bones, using a low speed saw and a diamond lime. Thus micro-cracks were avoided.

A CT-scan was carried out to assess the morphology of each sample. One virtual object corresponding to one real sample can be done; the goal is to mimic mechanical tests by finite element analysis and to determine the mechanical characteristics by comparing the numerical results to the experimental data (inverse problem solution).

1. Fibulas

This is the first study which provides ultrasonic velocity of children cortical bone. We have tested cortical samples in an ultrasonic bench with nominal frequency of 7 and 10 MHz.

The study gives an average value of longitudinal and transverse velocities of 13 bone samples (extracted from children from 4 year old to 16). The Young's modulus and Poisson's ratio can be calculated from previous ultrasonic data.

We also carried out mechanical 3-point bending testing on these samples of cortical bone.

2. Ribs

To model scoliotic rib cage, realistic data are necessary. The study focused on specific scoliotic's ribs characteristics at the rib hump level. Following the same ultrasonic experimental set-up than for the fibulas, I obtained the values of the ultrasound velocities and then I deduced Young's modulus and Poisson's ratio.

We cannot compare our results to 15/17-year-old non-scoliotic female rib due to the lack of references in pediatric population bone's data.

This experience was very fruitful. I explored several fields of biomechanics: ultrasonic and mechanics characterization of cortical bone, image processing and numerical simulation. I discover the academic research world and I appreciated it for the duality between the team spirit and the autonomy of the researchers I worked with.

I. ETAT DE L'ART

A. Notions sur l'os

1. <u>Généralités sur la structure</u>

L'os est un matériau biologique de structure complexe, qui varie en fonction du site anatomique. Le rôle de l'os en tant qu'élément de squelette n'est pas seulement d'apporter une matrice de support mais aussi de produire des globules rouges, de stocker des minéraux et autres. L'os possède une structure multi-échelle arrangée selon différents nivaux imbriqués (Figure1). Chaque niveau contribue au comportement macroscopique. Rho [1] décrit la hiérarchie structurelle de l'os ainsi :

- Os entier
- Parties corticale et trabéculaire de l'os
- Ostéons avec les canaux de Havers
- Lamelles
- Fibres de collagènes constituées de fibrilles de collagène
- Cristaux d'os minéral, molécules de collagènes et protéines non-collagéniques



Microstructure

Macrostructure

Nanostructure

Sub-nanostructure

Figure 1. Structure hiérarchique de l'os selon [1]

Sub-microstructure

On s'intéresse ici au comportement et aux caractéristiques mécaniques, chez des sujets jeunes, de la partie compacte appelée corticale de l'os comparativement à la partie centrale, spongieuse de l'os appelée trabéculaire (Figure2).

Au niveau macroscopique, deux types d'os sont habituellement décrit (figure2):

- Les os longs : os de forme allongée se composant d'un corps (diaphyse) et de deux extrémités (épiphyses), tel que les os des jambes et des bras (fémur, radius, tibia, fibula, etc.).
- Les os plats : os composé de deux couches d'os compact enfermant une couche d'os spongieux (sternum, côtes, os parié omoplate, bassin).



Figure2. Structure de l'os long et de l'os plat

2. <u>Bilan des études précédentes</u>

Les publications de références sur l'os enfant ou adolescent sont discutables par le choix des lieux de prélèvements (position anatomique des échantillons) et par la qualité des populations étudiées. Les valeurs disponibles sont non utilisables en modélisation (la modélisation numérique nécessite des paramètres quantitatifs).

La caractérisation mécanique de l'os cortical de l'enfant à partir d'échantillons osseux de localisations différentes et prélevés sur des sujet âgés de 2 à 48 ans [2] ont montré que le module d'Young et la contrainte à rupture étaient plus faibles d'environ 30%. Des travaux plus spécifiques à l'orthopédie pédiatrique ont été menés soit sur des échantillons osseux pathologiques prélevés en zone péritumorale [3], soit sur des os pariétaux (plats) [4, 5]. Ainsi, l'os pariétal a un module d'Young et une valeur de contrainte limite à la rupture qui varient respectivement de 1,7 à 3,3 GPa et de 115 à 235 MPa [4]. L'étude de Chotel et coll. [6] est, à notre connaissance, la seule qui propose une caractérisation in vivo du tissu osseux pédiatrique. Or, l'ensemble des informations (Tableau1) ne permet pas d'établir des lois de comportement mécanique pour orienter des choix thérapeutiques (orthopédie, rééducation), d'interpréter quantitativement les données en imagerie médicale (DXA, échographie), et de modéliser numériquement des «patients virtuels» bio-fidèles.

Auteurs	Population	Technique	Conclusions
Baleani et al., 2008 [3]	8 sujets 4 /15 ans Zone péritumorale Os cortical (fémur, tibia)	Test compression	Rigidité -30 % que l'adulte Minéralisation -15%
Chotel et al.,	27 sujets 5/16 ans	Flexion trois	Corrélation

2008 [6]	Fémur, tibia	points Orthomètre, DXA, scan	Rigidité, taille/poids, BMC, BMD
Jans et al., 1998 [4]	2 sujets, 7 et 11 mois Os pariétal	Flexion trois points	Module d'Young 1,7 à 3,3 GPa Contrainte à la rupture 115 à 235 MPa
Currey et Butler, 1970 [2]	18 sujets, 2 / 48 ans fémur (cortical spongieux)	Flexion trois points	Enfants moins de 5 ans avec une résistance à la flexion moins importante. (150/180 vs 180/210 MPa). Module d'Young augmente avec l'âge

Tableau1. Principales études effectuées sur l'os enfant

B. Os étudiés

1. <u>Les fibulas (os longs)</u>

La fibula est situé à la face postéro-externe de la jambe (figure3), elle s'articule :

- en haut et en dedans par la surface articulaire de la tête avec le tibia (articulation synoviale)
- en bas et en dedans par l'échancrure tibiale avec le tibia (syndesmose)
- avec le tibia par la membrane interosseuse
- en bas avec le talus par la surface articulaire de la malléole



Figure3. Anatomie de la jambe

2. <u>Les côtes (os plats)</u>

Il y a douze paires de côtes chez l'homme que l'on compte de haut en bas en partant du cou, en allant vers le bassin, sont rattachés à une vertèbre dorsale (figure4). L'ensemble des côtes forme le gril costal :

• Les sept premières paires nommées côtes sternales ou côtes vraies, sont reliées directement au sternum par leur cartilage.

- Les trois paires de côtes suivantes appelées fausses côtes ont une extrémité antérieure qui s'unit au cartilage costal sous-jacent.
- Les deux dernières paires, appelées côtes flottantes ont un cartilage qui reste libre.



Figure4. Anatomie de la cage thoracique

Les valeurs utilisées dans la littérature ont étés évaluées sur des parties entières d'os [14] en flexion 3 points avec un module d'Young de 11,5 GPa et une contrainte à la rupture de 106 MPa.

Du grec skolios, tortueux, la scoliose est une déformation, dans les trois plans de l'espace, de toute ou partie de la colonne vertébrale. Cette déformation entraîne une torsion d'une ou de plusieurs vertèbres sur elles-mêmes provoquant alors une déformation du thorax, de l'abdomen.

On observe ainsi des scolioses neuromusculaires (causées par une maladie neurologique, musculaire ou neuromusculaire), malformatives (qui résultent d'une malformation des vertèbres présente dès la naissance), traumatiques (lésion d'une vertèbre suite à un accident par exemple).

On parle alors de scolioses secondaires c'est-à-dire dues à des pathologies pouvant entraîner des déviations scoliotiques.

Néanmoins, la majorité des scolioses (75% des cas) reste inexpliquée. On parle alors de scoliose idiopathique, c'est-à-dire sans cause reconnue et qui apparaît chez un enfant/adolescent sans aucun antécédent pathologique. Nous nous intéressons à ce type de scoliose dans cette étude. Il est à noter que l'apparition d'une scoliose idiopathique est plus fréquente chez les filles (80 % des scolioses) que chez les garçons (20 % des scolioses). La scoliose touche 2 à 4% de la population française.

II. MATERIELS ET METHODES

A. Préparation des échantillons

Dans le but d'évaluer les propriétés mécaniques de l'os sain chez l'enfant, des échantillons d'os ont été prélevés lors d'interventions chirurgicales après avoir obtenu le consentement éclairé des parents et l'avis favorable du Comité de Protection des Personnes (CPP). Lors des interventions chirurgicales pratiquées en orthopédie pédiatrique des coupes osseuses sont effectuées et génèrent des déchets osseux. Ce sont ces déchets osseux que nous avons récupérés pour étudier la qualité de l'os en croissance. Les échantillons ont été congelés et chaque échantillon anonymisé était accompagné des informations concernant l'âge, le sexe, le site anatomique et les antécédents du patient. Les patients ayant des antécédents médicaux susceptibles de détériorer les propriétés biomécaniques de l'os sont exclus du recrutement.

Dans un souci de traçabilité des échantillons, chacun porte un code correspondant au patient et au site de prélèvement (exemple : F17C6E signifie Femme de 17 ans, Côte n°6 et Eéme morceau de cette côte).

La méthode de conservation des échantillons a une grande importance dans le sens où un défaut dans la chaine de conservation altérerait les propriétés mécaniques de ceux-ci. Dans notre cas, la période de collecte des échantillons s'est déroulée sur plusieurs mois afin d'obtenir une population homogène. Selon Turner et Burr [7] la meilleure méthode de préservation sur le long terme avant de procéder à des tests mécaniques est la congélation à -20°C des échantillons emballés dans une gaze imprégnée de solution tampon et saline. La solution est du PBS (Phosphate Buffered Saline), tampon car elle permet de maintenir un pH constant, saline car l'osmolarité en ions de la solution correspond à celle du corps humain. Ashman [8] a montré que dans le cas d'un fémur canin congelé pendant 30 jours à -20°C il y avait une diminution inférieure à 2% du module d'Young. La conservation des échantillons dans du formol ou de l'alcool est à proscrire si l'on veut étudier les caractéristiques mécaniques parce que ces produits entrainent de fortes altérations de la matière [9, 10].

L'hydratation ou la déshydratation de l'échantillon influence le comportement de l'os lors de sa sollicitation mécanique. En effet d'après [7], l'os sec a un module d'Young et une rigidité augmentée, ainsi qu'un comportement cassant sans domaine plastique, il admet une endurance à la déformation plus faible. Lors de nos essais, les échantillons étaient hydratés par la solution de PBS, mais ne baignaient pas dans un environnement saturé en humidité. La température était celle de la salle, c'est-à-dire environ 23°C, comme dans la majorité des articles publiés.

Afin de préparer les échantillons d'os en vue des essais mécaniques ou acoustiques, en leur donnant une forme soit de parallélépipède (fibula et côte), soit de tube (côte), nous avons utilisé une scie diamantée à vitesse lente (ISOMET 1000, Figure5). La difficulté dans la taille des échantillons est de sélectionner des parties qui donneront une forme géométrique la plus parfaite possible, c'est-à-dire de conserver les dimensions épaisseur et largeur constantes tout le long de l'échantillon, avec des faces parallèles.



Figure 5. Scie à vitesse lente ISOMET 1000

Une fois que l'os a été découpé à la scie, il est nécessaire de procéder à un limage. Le limage permet de ne conserver que la partie corticale de l'os, en éliminant les résidus d'os trabéculaire et de périoste. Pour ce faire on utilise des limes diamantées (Figure6). Puis l'échantillon est emballé dans une gaze imbibée de solution de PBS et congelé.



Figure6. Limes diamantées

La mesure des dimensions des éprouvettes est faite par un pied à coulisse digital (ABSOLUTE DIGIMATIC solaire, Mitutoyo, incertitude élargie U = \pm 0,03 (k=2) mm, Figure7).



Figure 7. Pied à coulisse ABSOLUTE DIGIMATIC solaire, Mitutoyo

On détermine la masse volumique du spécimen grâce à une balance de précision (Ohaus Voyager Pro, précision de 0,001 g/cm³) équipé d'un kit de détermination de la densité (Figure8), d'après le principe d'Archimède, en pesant successivement l'objet dans l'air et dans un fluide (eau).



Figure8. Balance de précision Ohaus Voyager Pro pour la mesure de densité

B. Acquisition numérique

Pour obtenir des informations sur la géométrie en 3 dimensions, numériser les échantillons, on fait appel à l'imagerie médicale par exposition à un rayonnement X. L'hôpital de la Timone (Marseille) nous a permis d'exposer au CT-scan nos échantillons après qu'ils aient été mis en forme de manière définitive à la scie et à la lime. Il s'agit d'un scanner SOMATOM Definition de SIEMENS (Figure9). L'épaisseur de coupe est de 0,6 mm, les coupes sont jointives pour la reconstruction. Les données sont stockées sur un DVD en format DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine). La taille d'une image est de 512x512 pixels et celle du pixel est de 0,0977 mm. L'image est composée de 4096 (2¹²) niveaux de gris. On dispose les échantillons sur la table du scanner, les images sont reconstruites de manière contrastée grâce à un filtre dit « dur » (B70f) qui est adapté à l'imagerie des tissus « durs ». Un tissu « dur » contient de la matière minérale (comme l'os ou le fibrocartilage), par opposition au tissu « mou » (comme la peau, la graisse ou le foie). Pour la traçabilité des échantillons, on associe à chacun un nom qui se retrouve dans les informations DICOM des images correspondantes.



Figure9. Scanner SOMATOM Definition de SIEMENS de l'hôpital de La Timone, Marseille

Les données qui se trouvent sur le DVD correspondent à des séquences en coupe 2 dimensions des échantillons. Afin de passer à un modèle numérique en 3 dimensions nous utilisons le logiciel Mimics de MATERIALISE. Pour dégager un objet de l'image, il faut binariser l'image, pour ce faire on utilise un « masque ». Le problème du seuillage se pose. Si le « masque » est trop sélectif alors l'objet ainsi créé peut comporter des lacunes (trous) et avoir des parois amincies. Si le « masque » est trop peu sélectif alors l'objet ainsi créé peut avoir des parois épaissies. Le logiciel propose des « masques » par défaut (par exemple : « Compact Bone (CT, Child) ») cependant en utilisant des mesures physiques de l'objet (hauteur, diamètre maximum, diamètre minimum) il est possible d'adapter le seuillage à l'échantillon. Lorsque l'objet créé virtuellement à les mêmes dimensions que l'objet physique alors la reconstruction est fidèle. Après le seuillage, l'image peut comporter plusieurs objets. Pour sélectionner uniquement l'objet qui nous intéresse, on procède à une segmentation par croissance de région. Le maillage de l'objet se fait avec le logiciel 3-matic de MATERIALISE. Pour le cas des côtes, on fait correspondre un cylindre à chaque échantillon, ce cylindre est calculé par le logiciel comme étant la forme géométrique qui se rapproche le plus de la structure de l'échantillon. Cela permet de vérifier la concordance entre l'axe de compression de l'échantillon et l'axe du cylindre. On obtient une réplique numérique en volume de l'échantillon scanné, qui peut être utilisée lors de simulations d'essais mécaniques par méthode des éléments finis comme par exemple sur le logiciel Abagus FEA de SIMULIA.

C. Expériences

1. <u>Caractérisation ultrasonore</u>

La propagation d'une onde ultrasonore dans un solide renseigne sur les propriétés élastiques de celui-ci. En effet on peut estimer le module d'Young et le coefficient de Poisson à partir des vitesses de propagation d'ondes dans le milieu [13].

Les mesures sont effectuées sur un banc (Figure10) constitué d'un dispositif multiaxes à réglages micrométriques permettant un travail soit en rétro propagation, soit en transmission. Une cuve

remplie d'eau contient les transducteurs émetteur et récepteur montés l'un en face de l'autre, et le support de l'échantillon, pouvant tourner de 90°. Les deux transducteurs sont mobiles en translation selon 3 directions (axes x, y et z) (résolution 0,1 mm) par rapport au faisceau acoustique et en azimut (angle α) (résolution 0,01°). La fréquence nominale des transducteurs est au choix entre 1 et 10 MHz.



Figure 10. Banc d'investigation ultrasonore

Dans un premier temps, il est nécessaire d'évaluer l'épaisseur de notre échantillon. On sélectionne des transducteurs tels que la tache focale soit plus petite que la face plane de l'objet et que la longueur d'onde ultrasonore soit environ 10 fois inférieure à l'épaisseur de l'échantillon. C'est pourquoi les transducteurs utilisés sont à 7 et 10 MHz.

Le mode d'investigation en transmission est utilisé. Tout d'abord, une mesure de référence dans l'eau sans l'objet est enregistrée (on note la température du bain). Puis, on mesure la pulsation produite lorsque l'on place un échantillon entre les deux transducteurs (Figure 10).

Un solide (supposé isotrope) se distingue d'un fluide par l'existence de deux modes de propagation d'onde (Figure12) : une onde de compression, comme dans un fluide, et une onde de cisaillement, qui ne peut pas se propager dans un fluide.

Les ondes de compression sont dites "longitudinales" car la vibration est parallèle à la direction de propagation. Les ondes de cisaillement sont dites "transverses" car la vibration est perpendiculaire à la direction de propagation. Ces deux ondes se propagent à des vitesses différentes et ont aussi des angles de transmission différents pour une incidence donnée.

Pour mesurer la vitesse de propagation d'une onde, on fait varier l'incidence du faisceau ultrasonore par une rotation de l'échantillon sur lui-même, le transducteur émetteur est fixe tandis que le transducteur récepteur exécute un mouvement de translation latéral afin de rattraper la déviation du faisceau acoustique engendrée par la traversée de l'échantillon Figure11).



Figure 11. Mesure de la différence du temps de vol τ entre le signal transmis avec l'échantillon et le signal de référence.

On peut écrire l'expression de la vitesse (C) de propagation de l'onde (longitudinale ou transversale) transmise à travers l'échantillon en fonction de son épaisseur (e), la différence de temps de vol entre le signal de référence et le signal transmis (τ), l'angle d'incidence (θ) et la vitesse de propagation de l'onde dans l'eau (C_{eau}).



Figure 12. Interface fluide/solide avec la propagation d'une onde longitudinale dans un fluide et sa conversion en ondes longitudinale et transversale

La vitesse de propagation C_{eau} des ondes dans l'eau est inférieure à celles des ondes dans l'échantillon, $C_{eau} < C_t < C_l$ où C_l et C_t sont les vitesses de propagation des ondes longitudinale et transversale longitudinales respectivement. Il existe deux angles d'incidence critiques notés θ_{cl} et θ_{ct} tels que $\sin(\theta cl) = \frac{Ceau}{Cl}$ et que $\sin(\theta ct) = \frac{Ceau}{Ct}$.

- Lorsque $\theta < \theta_{cl}$ alors les deux ondes sont transmises.
- Lorsque $\theta_{cl} < \theta < \theta_{ct}$ alors l'onde longitudinale est évanescente et l'onde transmise transversale est propagative.
- Lorsque $\theta_{cl} < \theta_{ct} < \theta$ alors les deux ondes sont évanescentes, la réflexion de l'onde incidente est totale.

Une onde évanescente se propage parallèlement à l'interface, tandis que son amplitude décroît de manière exponentielle en fonction de la profondeur, perpendiculairement à l'interface.

En pratique, on détermine la vitesse de propagation pour l'onde longitudinale en incidence normale (là où la part d'onde transversale est minimum) et transversale après la première incidence critique (seul l'onde transversale est alors transmise).

Grâce aux vitesses ainsi qu'à la masse volumique (ρ) évaluées pour chaque échantillon, il est possible d'accéder au Module d'Young (Ε) et au rapport de Poisson (v).

$$E = \frac{\rho \cdot C_t^2 (3C_l^2 - 4C_t^2)}{(C_l^2 - C_t^2)} \quad et \quad v = \frac{C_l^2 - 4C_t^2}{2(C_l^2 - C_t^2)}$$

2. <u>Caractérisation mécanique</u>

Les champs de déformations et de contraintes dans un milieu sont liés par des lois de comportement qui caractérisent le comportement mécanique du milieu. On considère le comportement élastique linéaire qui se traduit par la loi de Hooke.

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

Pour le cas d'un matériau isotrope, c'est-à-dire si les propriétés sont indépendantes du choix des axes de référence, le nombre de constantes d'élasticité indépendantes se réduit à 2 (ici le module d'Young E et le rapport de Poisson v).

Les méthodes les plus souvent employées pour obtenir le comportement d'un matériau est de le solliciter mécaniquement en traction, torsion, flexion, cisaillement ou compression. Grâce aux hypothèses de la résistance des matériaux, on relie la contrainte à la déformation associée du milieu (figure13).



17

Pour ces tests nous utilisons une machine d'essais mécaniques INSTRON 5566A (Figure14) avec un capteur de charge qui a une étendue de mesure soit de 0,2 à 10 kN, soit de 20 à 1000N (incertitude relative de 0,23%). L'acquisition des données se fait grâce à un ordinateur.

De part la dimension ainsi que la forme particulière de nos échantillons, le choix du type de test mécanique s'est imposé de lui-même. Les os ont étés découpés de façon à ne conserver que la partie corticale. Les fibulas ont étés taillées sous forme d'éprouvettes parallélépipédiques alors que les côtes ont étés taillées sous forme de tubes.

a) Flexion 3 points sur les fibulas

La flexion trois points est employée pour caractériser les fibulas. L'essai de flexion détermine l'aptitude à la déformation d'un matériau sur deux appuis avec une application de l'effort à midistance (Figure15). On impose à l'éprouvette un déplacement, ou flèche, à vitesse de déformation constante, et on mesure la force qu'oppose l'éprouvette à cette déformation.



Figure14. Machine d'essais mécanique INSTRON 5566A et le système de flexion 3 points

D'après [7] les dimensions de l'éprouvette conditionnent les résultats. Dans un cas idéal l'écartement des deux appuis doit être suffisamment grand, si cette longueur est très petite alors la plupart du déplacement enregistré du fait de la charge sera en réalité attribué à une contrainte de cisaillement et non pas à la flexion. Cette longueur entre les deux appuis devrait être de 16 fois celle de l'épaisseur de l'éprouvette. Malheureusement ce ratio 16:1 est difficile à satisfaire lorsque l'on travaille sur des échantillons de tissus osseux (Figure16). Dans notre cas on se sert d'un ratio 10:1 avec comme plus petite limite en terme de dimension des échantillons une longueur de 15 mm ou une épaisseur de 1 mm.



Figure15. Montage de flexion 3 points



Figure 16. Déformation d'un échantillon de fibula au cours d'un essai de flexion 3 points

Contrainte (σ), déformation (ϵ) et module d'Young (E) peuvent être calculés à partir des données de charge (F) et de déplacement (d) et des dimensions de l'échantillon. Lorsque pour l'échantillon c est la demi-épaisseur, e est l'épaisseur, l est la largeur, L est l'espacement entre les deux appuis, d est le déplacement puis l est le moment d'inertie.

$$\sigma = \frac{F.L.c}{4.I} , \qquad \varepsilon = \frac{12.c.d}{L^2} , \qquad E = \frac{F}{d} \cdot \frac{L^3}{48.I} \quad et \quad I = \frac{l.e^3}{12}$$

On place l'échantillon entre les appuis puis on effectue une précontrainte de 5 N avant de lancer l'essai mécanique. La vitesse de déplacement utilisée est de 0,1 mm/s. On arrête l'essai lorsque l'échantillon casse (soit une variation brutale de la contrainte de 40%). Le capteur de charge a une étendue de mesure de 20 à 1000N.

b) Compression axiale sur les côtes

La compression axiale appliquée à un tube est utilisée pour caractériser les côtes (Figure17 et Figure18). On cherche là aussi à tracer la courbe de contrainte (σ) en fonction de la déformation (ϵ)

de l'échantillon, en se servant des mesures de la charge (F) appliquée et de la déplacement (d) associée. Lorsque pour l'échantillon l_0 est la hauteur du tube, S est la section.

Le capteur de charge a une étendue de mesure de 0,2 à 10 kN (incertitude relative de 0,23%).

$$\sigma = \frac{F}{S}$$
 et $\varepsilon = \frac{d}{l_0}$

Figure 18. Compression axiale d'un échantillon de côte

Les dimensions des éprouvettes testées sont petites, la hauteur (l_0) de celles-ci varie entre 4,4 et 6,8 mm et le diamètre moyen varie de 8,8 à 9,9 mm pour des sections (S) allant de 28,1 à 36,3 mm². On se place dans les mêmes conditions de précontrainte et de vitesse de déplacement que pour la flexion.

III. RESULTATS

A. Les fibulas (os longs)

1. <u>Caractérisation ultrasonore</u>

Les mesures des vitesses de propagation des ondes longitudinales et transversales à travers les échantillons sont réalisées par le scanner à ultrasons (LMA, Figure10). On détermine les propriétés mécaniques de chaque os, à savoir son module d'Young (E) et son rapport de Poisson (v). On regroupe les résultats en classes qui correspondent à l'âge des patients.

En ce qui concerne les fibulas, les résultats ne permettent pas d'associer un comportement particulier aux os de « jeunes » par rapport à ceux des « séniors » (Tableau 2) avec des transducteurs de fréquence nominale de 7 MHz. On observe une augmentation du Module d'Young au cours de la croissance, alors que le coefficient de Poisson reste stable avec une valeur moyenne de 0,25 lorsque l'on utilise les transducteurs de fréquence nominale 10 MHz (Tableau 4). Le module d'Young pour l'os cortical de fibula se situe autour de 16 GPa.

Il n'y a pas de différence remarquable pour les vitesses de propagation des ondes longitudinale et transversale entre les « jeunes » et les « séniors » (60 ans et plus). Les valeurs moyennes des vitesses de propagation des ondes dans l'os sont respectivement de 3200 et de 1900 m/s pour les ondes longitudinale et transversale. Le module d'Young du groupe d'enfant de 10 à 12 ans comporte des valeurs de module d'Young et de rapport de Poisson élevés par rapport aux autres classes, respectivement de 21,7 GPa et de 0,37. En première approximation dans la littérature, les modèles utilisent un rapport de Poisson égal à 0,3 pour l'os cortical. Ainsi les valeurs de coefficients de Poisson allant de 0,23 à 0,37 sont cohérentes. Le module d'Young pour l'os cortical de fibula se situe autour de 17 GPa.

Classe d'âge (années)	Effectif de la classe	CL (m/s)	CT (m/s)	E (GPa)	۷	Densité
jeune enfant (04-05)	5	3355	1778	14,2	0,29	1,7
préadolescent (09-12)	6	3067	1888	21,7	0,37	1,9
adolescent (14-16)	7	3155	1832	15,9	0,24	1,9
sénior (60 et plus)	8	3369	1904	15,9	0,23	1,7
Moyenne		3237	1851	16,9	0,28	

Tableau 2. Propriétés mécaniques moyennes des échantillons de fibulas, calculées à partir des données ultrasons à la fréquence de 7 MHz.

Classe d'âge (années)	Effectif de la classe	CL (m/s)	CT (m/s)	E (GPa)	٧	Densité
jeune enfant (04-05)	5	3254	1798	13,9	0,24	1,7
préadolescent (09-12)	6	3158	1813	15,5	0,23	1,9
adolescent (14-16)	7	3260	1859	16,6	0,25	1,9
sénior (60 et plus)	8	3465	1950	17,3	0,26	1,7
Moyenne		3284	1855	15,8	0,25	

Tableau 3. Propriétés mécaniques moyennes des échantillons de fibulas, calculées à partir des données ultrasons à la fréquence de 10 MHz

Une faible différence est constatée entre les valeurs trouvées aux deux fréquences, liée à la longueur d'onde utilisée.

On considère l'évolution croissante du module d'Young en fonction de l'âge que suggèrent les résultats à 10 Mhz, plutôt qu'un pic brutal aux alentours de 11 ans pour ensuite redescendre aussi vite.



Figure19. Valeurs moyennes du module d'Young calculées à partir des données ultrasons aux fréquences de 7 et 10 MHz

2. <u>Caractérisation mécanique : flexion 3 points</u>

Pour chaque classe d'âge, après avoir récolté les données de charge/déplacement et avoir tracé la courbe de contrainte/ déformation, on dégage le comportement de l'os (Figure20, Figure21, Figure22, Figure23).

Classe	Echantillon	E (MPa)	/IPa) σ max εàσ σà la rupture (MPa) max (MPa)		εàla rupture	
	04H5AF2	11437	283,18	0,039	281,70	0,039
jeune enfant (04-05)	04H5AF1	8994	205,98	0,042	205,90	0,042
	H5FA1	3037,1	147,76	0,093	147,42	0,093
	09F11AF2	12633	334,25	0,029	334,25	0,029
préadoloscopt (00.10)	09AF11AF1	14903	332,21	0,025	332,21	0,025
preadolescent (09-10)	10F7AF1	9445,4	207,65	0,063	199,04	0,072
	10F7AF2	9297,2	255,31	0,044	255,08	0,048
	H16FA1233	9969,9	257,71	0,047	257,52	0,047
	H16FA1231	11205	249,60	0,031	249,33	0,031
adolescent (15-16)	H16FA1232	9372,8	305,16	0,058	304,60	0,060
	F15FA1	9366,7	238,30	0,053	231,90	0,057
	F15FA2	10242	284,29	0,048	284,13	0,048
o (mion (CO ot mino)	562010FR1	10659	287,70	0,038	287,11	0,039
senior (60 et plus)	562010FR2(a)	9128,6	195,87	0,027	176,40	0,030
	562010FR2 (b)	7824,3	134,28	0,022	133,18	0,023

	57F2010L210121	6360,1	139,91	0,025	139,79	0,025
	57F2010L210122	6795	130,85	0,030	129,75	0,031
	1212010FIBL1	9885,5	172,46	0,023	154,68	0,030
	1212010FR3(a)	11292	207,98	0,022	205,03	0,023
	1212010FR2(a)	8796,9	218,08	0,029	218,00	0,029

Tableau 4. Propriétés mécaniques des échantillons de fibulas d'après la flexion 3 points

classe	E moyen (GPa)
jeune enfant (4-5 ans)	7,8
préadolescent (9-10 ans)	11,6
adolescent (15-16 ans)	10
sénior (60 ans et plus)	8,8

Tableau 5. Modules d'Young moyens pour chaque classe de fibulas, en flexion

On trouve une valeur moyenne de module d'Young proche de 10 GPa qui varie peu en fonction de l'âge (Tableau 4, Tableau 5). En général le point où la contrainte est maximum est très proche de celui où la rupture à lieu (sauf pour quelques échantillons). La contrainte maximum se situe entre 130 et 330 MPa.



Figure 20. Courbe de contrainte/déformation des échantillons de sujets jeunes, en flexion



Figure 21. Courbe de contrainte/déformation des échantillons de sujets préadolescents, en flexion



Figure 22. Courbe de contrainte/déformation des échantillons de sujets adolescents, en flexion



Figure23. Courbe de contrainte/déformation des échantillons de sujets âgés, en flexion



Figure 24. Courbe de contrainte/déformation comparative des différentes classes d'âge, en flexion

On remarque que les échantillons d'os jeunes à adolescents ont la capacité de subir une plus grande déformation et ils absorbent une plus grande énergie avant la rupture que ceux de la classe des séniors (Figure 24). La contrainte à la rupture et la contrainte max que peut subir un os âgé est faible, environ 180 MPa. On observe des différences notables entre les individus ainsi que sur des échantillons provenant d'un même individu pour une même classe.

B. Les côtes (os plats)

1. <u>Caractérisation ultrasonore</u>

On constate que, pour les échantillons de côtes (os courts, Tableau 5), toutes les valeurs de vitesses de propagations d'ondes, et de modules d'Young sont inférieures aux valeurs trouvées avec les échantillons de fibulas (os longs, Tableau2, Tableau3). Pour les côtes d'adolescentes scoliotiques âgées de 15 à 17 ans, le module d'Young est estimé à 11 GPa.

Echantillon	Age	CL (m/s)	CT (m/s)	E (GPa)	Densité
F15C3C1	15	2427	1656	10,9	1,87
F15C3C2	15	2582	1682	11,4	1,79
F17C5D1	17	2498	1707	11,6	1,87
F17C8C2	17	2669	1738	11,9	1,75
F17C8C1	17	2672	1758	13,1	1,90
F17C7B2	17	2294	1680	8,5	1,63
F17C7B1	17	2731	1787	13,3	1,86
F17C5B1	17	2213	1629	8,4	1,74
F15C1C2	15	2037	1587	6,1	1,67
F15C1C1	15	3040	1667	13,0	1,82
F17C7A2	17	2828	1784	14,1	1,90
F17C7A1	17	2495	1756	11,4	1,83
F17C6B2	17	2971	1804	15,5	1,97
F17C6B1	17	2046	1641	5,6	1,75
F15C2C1	15	2230	1478	8,9	1,83
Moyenne	16	2516	1690	10,9	1,81

Tableau 6. Propriétés mécaniques moyennes des échantillons de côtes d'adolescentes, calculés d'après les données ultrasons à la fréquence de 7 MHz.

2. <u>Caractérisation mécanique : compression axiale</u>

On trace les courbes de contrainte/déformation correspondantes aux échantillons de côtes des patients scoliotiques (Figure25). Les valeurs de contraintes de chaque échantillon ont été calculées à partir de la section moyenne trouvée avec le logiciel Mimics et la charge appliquée lors de l'essai. Cette étude sur les côtes exploite des échantillons prévenants d'adolescents âgés de 17 à 21 ans.





Nous disposions au départ de 11 échantillons, nous en avons exclus 2 de notre étude car :

- l'échantillon F17C7E présentait une coupure causée lors de la découpe par la lame de la scie à vitesse lente.

- l'échantillon 7H21C5F présentait un écart de valeurs important par rapport au reste du groupe.

Echantillon	Densité	Hauteur (mm)	Diamètre extérieur moyen (mm)	Section moyenne (mm²)	Module d'Young E (MPa)	Contrainte max (MPa)	Déformation à la contrainte max
F17C7D	1,74	6,04	9,05	36,3	695,7	48,40	0,085
F17C6E	1,77	6,49	8,96	33,6	832,8	47,09	0,084
F17C6D	1,76	4,82	8,96	33,4	1025,5	51,71	0,073
7H21C6H	1,82	6,64	8,85	32,5	1040,4	53,29	0,073
H21C6DEF1	1,84	5,42	8,85	29,5	832,8	49,10	0,108
H21C6DEF2	1,87	4,43	8,90	28,4	868,1	54,31	0,093
H19C6	1,74	5,63	9,92	30,2	801,0	37,56	0,088
7H21C5D	1,85	5,95	9,49	29,5	1011,3	63,48	0,084
F17C5C	1,87	6,78	9,07	28,1	648,7	43,14	0,069
Moyenne	1,81	5,80	9,12	31,3	861,8	49,79	0,084
Ecart type	0,05	0,76	0,34	2,6	133,1	6,889	0,011
Minimum	1,74	4,43	8,85	28,1	648,7	37,56	0,069
Maximum	1,87	6,78	9,92	36,3	1040,4	63,48	0,108

Tableau 7. Propriétés des échantillons de côtes, en compression

On constate que les échantillons ont le même comportement pour cet essai de compression. Le module d'Young moyen est de 860 MPa, compris entre 650 et 1040 MPa (Tableau 7). La contrainte maximum à pour valeur moyenne 50 MPa et est comprise entre 38 et 63 MPa. La déformation associée à la contrainte maximale s'élève en moyenne à 0,084.

En compression on ne peut pas observer la cassure sous forme de rupture brutale dans la courbe de contrainte/déformation, car même après que l'échantillon cède il oppose toujours une résistance aux plateaux de compression. On considère alors que la contrainte maximale correspond à la contrainte à la rupture.

3. <u>Reconstruction numérique</u>

A partir des fichiers en format DICOM que l'on importe dans le logiciel Mimics, on reconstruit l'objet numériquement l'échantillon en appliquant le seuillage adéquat correspondant à la sélection de certains les pixels de l'image (tout ceux compris entre 590 et 3071 sur une plage d'étendue -1024 à 3071 soit 4096 niveaux de gris). Dans le cas des échantillons de côtes, on obtient sur une feuille de calcul la section de l'objet pour chaque coupe. On calcul ainsi la section moyenne de l'objet le long de celui-ci en excluant une épaisseur de coupe aux extrémités. On considère cette section moyenne comme étant la surface d'appuis entre les deux plateaux de compression lors de l'essai mécanique (Tableau 8).



Figure 26. Vues 3D de l'échantillon de côte n°4 et du cylindre associé réalisées sur 3-matic

Echantillon de côte n°	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Section moyenne (mm ²)	36,229	33,605	33,434	32,524	29,470	28,401	30,171	29,533	28,664	32,524	28,078

Tableau 2. Sections moyennes correspondantes aux échantillons de côte.

Par manque de temps, je n'ai pas pu effectuer la simulation numérique d'un essai mécanique par FEA (Finite Element Analysis) sur un échantillon numérisé (figure26), pour vérifier la similitude des résultats par rapport à un essai mécanique réel.

IV. DISCUSSION

Dans le cas cette étude menée sur l'os cortical humain à différents âges, on a pu apporter une caractérisation biomécanique de l'os de fibula (os long) et de l'os de côte (os plat) pathologique.

L'étude a été réalisée sur un nombre restreint d'échantillons à cause de la difficulté de se procurer des os de jeunes personnes. L'os est un matériau biologique dont les propriétés varient d'un individu à l'autre et même d'une zone à une autre sur un même os. C'est pourquoi les résultats sont donnés comme étant une estimation. Par ailleurs, le manque de références sur le sujet ne nous fournit pas de points de comparaison.

Il apparait un certain nombre de limites dans notre recherche des propriétés biomécaniques. Dans ce qui suit nous apportons des éléments de discussion sur notre travail.

Préparation des échantillons

La découpe des échantillons avec la scie diamantée à vitesse lente est une méthode approuvée pour effectuer l'étude de tissus osseux [7].

Idéalement, la taille des échantillons doit être normalisée (épaisseur, longueur, largeur) pour permettre une comparaison simplifiée et s'affranchir d'une variable. La taille des échantillons a été faite de manière à extraire de l'os, la plus grande partie de forme régulière possible. L'échantillon doit avoir une épaisseur régulière et des faces planes, ces conditions sont difficiles à respecter lorsque l'os est vrillé et/ou fin.

La congélation à -20°C est le meilleur moyen connu pour garder les propriétés biomécaniques de l'os, elle peut entrainer une légère baisse du module d'Young [7].

Pour l'acquisition numérique, la qualité de l'image dépend du scanner utilisé. Un micro-tomographe permet d'obtenir une reconstruction très précise du tissu osseux. Nous avons utilisé un scanner à l'hôpital de La Timone, cela était suffisant pour notre étude.

Conditions expérimentales

Les essais mécaniques se déroulent avec une vitesse de déplacement de 0,1 mm/s, c'est à dire que les tests s'effectuent dans des conditions de déplacements quasi-statiques.

La température ambiante de la salle où ont été réalisés les essais mécaniques était de 23°C et donc 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. Cependant la variation des caractéristiques mécaniques de l'os compact, en fonction de la température, est négligeable pour les tests statiques d'après Bonfield [11].

L'hydratation des échantillons n'a pas été pratiquée de façon homogène, en effet il aurait fallu les imbiber abondamment de solution saline avant de les placer dans la machine d'essais mécaniques. La modification de la teneur en eau de l'os entraîne un effet significatif sur ses propriétés mécaniques. Evans et Lebow [12] ont montré une augmentation de 17% du module de Young et de 31% de la

contrainte au seuil de rupture sur des échantillons d'os cortical de fémurs humains secs, testés en tension par rapport à des os frais. Ainsi les conditions de test doivent se rapprocher au plus des conditions existantes in vivo. Cela peut expliquer les différences de domaine plastique entre certains échantillons pour la flexion 3 points, un échantillon hydraté peut se déformer plastiquement alors qu'un échantillon sec casse plus rapidement. Pour une mesure plus proche des propriétés mécaniques de l'os en conditions in vivo, les échantillons devraient être testés à 37°C et hydratés en permanence, ce qui est difficilement réalisable expérimentalement.

Le bain d'eau utilisé pour la caractérisation ultrasonore avait une température de 19°C environ, cette température était mesurée régulièrement, l'os était plongé dans l'eau lors de essais, donc il était hydraté.

<u>Résultats</u>

Lors des tests mécaniques en flexion 3 points, pour calculer les contraintes et les déformations associées, il faut prendre les mesures des échantillons. Nous avons négligé l'importance de la mesure de l'écartement entre les deux appuis lors de l'essai de flexion, qui rentre en compte dans le calcul de la contrainte. De plus nous avons confectionné nous même le banc de flexion, car la taille des échantillons était trop petite pour utiliser le montage classique. Lorsque l'on soumettait un échantillon à la flexion alors une précontrainte élevée était nécessaire pour permettre le positionnement stable de l'échantillon. Ceci nous prive des données de contrainte/déformation correspondantes à une charge inférieure à cette étape de stabilisation. Ainsi nous avons dû exclure un certain nombre d'échantillons « séniors » qui avaient un comportement plastique après cette précontrainte ; seulement les échantillons qui montraient un domaine élastique après la précontrainte sont utilisés dans cette étude.

La machine d'essais mécanique INSTRON 5566A utilisé n'est pas adaptée pour effectuer des essais avec de si petits déplacement (inférieur à 10 mm). En effet pour l'essai en compression, l'incertitude de mesure élargie (k=2) pour la contrainte est estimée à 11% de la valeur et à 0,0091 (mm/mm) sur le déplacement.

Le résultat d'un essai mécanique en compression axiale sur un tube de côte dépend de la planéité et du parallélisme des surfaces qui se trouvent en contact avec les plateaux de compression. Lors des essais on a pu remarquer que plusieurs échantillons ne présentaient pas des faces parallèles. Avec la reconstruction numérique des échantillons (Figure27), il a été mis en évidence une non-coïncidence entre l'axe de compression et celui du cylindre (correspondant à la forme approchée de l'échantillon). Ce qui tendrait à se rapprocher d'un test de cisaillement ; quand on a procédé aux essais de compression, on a vu plusieurs échantillons se déformer en de manière oblique (Figure28). Cella peut expliquer les faibles valeurs de module d'Young observés.



Figure 27. Vue 3D d'un échantillon dont l'axe de compression ne coïncide pas avec l'axe du cylindre



Figure 28. Déformations observées sur certains échantillons de côtes

En ce qui concerne les échantillons de côtes, ils ont été prélevés sur des sujets atteints d'une scoliose idiopathique. Le site d'extraction se trouve dans le dos, au niveau de la bosse, sur plusieurs côtes. La manière dont l'os est sollicité mécaniquement entraine une adaptation de celui-ci, nous ignorons les effets que cela a eu sur ces échantillons, ceci peut expliquer les faibles valeurs de module d'Young observés.

V. CONCLUSION

Peu de publications portent sur l'os cortical en croissance, les références utilisent principalement des os prélevés de façon post-mortem (en majorité sur des personnes âgées). C'est pourquoi les modèles développés à partir de ces données ont une bio-fidélité discutable. Ici les échantillons ont étés testés de manière non destructive grâce aux ultrasons, puis destructive avec des essais mécaniques en flexion 3 points sur les fibulas (taillées en parallélépipèdes) et en compression axiale sur les côtes (taillées en tubes ovales).Ce travail mené sur l'os cortical en fonction de l'âge fait progresser la connaissance sur l'os humain en croissance.

Effectuer une étude pour caractériser un tissu vivant comme ici l'os humain est difficile à mettre en œuvre, non seulement par la collecte des échantillons, mais aussi par la multitude de paramètres liés à l'environnement à prendre en compte lors des tests.

<u>Les fibulas</u>

Avec la méthode ultrasonore, on note que le module d'Young moyen de l'os cortical est estimé à 16 GPa, il a tendance à augmenter avec l'âge (entre 4 ans et 16 ans). On est en accord avec [2] sur cette augmentation du module d'Young. Les résultats mécaniques de la flexion 3 points ne montrent pas une augmentation du Module d'Young mais de valeur proche de 10 GPa. La contrainte maximale et la contrainte à la rupture est plus faible chez les « séniors » (180 MPa) que chez l'ensemble des « jeunes » (260 MPa). L'os cortical des sujets jeunes peut supporter des déformations plus importantes que l'os cortical âgé. On met en évidence la fragilité de l'os des personnes âgées. Nous nous attendions à observer un domaine plastique très important chez les échantillons des jeunes, comme l'indique [2] mais seulement quelques uns ont eu ce comportement.

<u>Les côtes</u>

Les résultats des essais en compression menées sur l'os cortical de côtes, provenant de patients scoliotiques révèlent un comportement commun. Les expériences montrent un module d'Young compris entre 650 et 1000 MPa avec pour valeur moyenne 850 MPa. Ces échantillons peuvent subir en moyenne une contrainte maximum de 50 MPa. Ces valeurs sont faibles pour par rapport à de l'os cortical. Avec la méthode de caractérisation ultrasonore des côtes, les valeurs de module d'Young obtenues avoisinent les 11 GPa. Une étude [14] sur des paires entières de sixièmes côtes non scoliotiques, en flexion 3 points, donne les valeurs mécaniques suivantes : 11,5 GPa en module d'Young et 106 MPa en contrainte à la rupture. La mesure ultrasonique se rapproche les valeurs de module d'Young calculés sur les côtes scoliotiques, de celles non pathologiques.

Pour offrir une comparaison de l'évolution propriétés mécaniques de l'os cortical des fibulas en fonction de l'âge, il serait intéressant d'étudier une ou plusieurs classes d'adultes âgés par exemple de 20 à 30 ans et de 30 à 40 ans. En effet les personnes âgées ont des os fragilisés (perte de masse osseuse, ostéoporose). La comparaison effectuée entre des classes d'âges très éloignées les unes des autres laisse un manque d'informations sur les propriétés biomécaniques de l'os cortical.

VI. Bibliographie

[1] Rho, J.Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P., Mechanical properties and the hierarchical structure of bone, *Med. Eng. & Phys.*, Vol. 20, pp. 92-102, 1998.

[2] Currey J. and Butler G. The mechanical properties of bone tissue in children, The Journal of Bone and Joint Surgery, 1975, 57:810-14.

[3] Baleani M., Pani C., Taddei F., Viceconti M., Manfrini M. Compressive behaviour of cortical bone in young humans, Journal of Biomechanics 2008, 41(1):16-18.

[4] Jans G., Audekercke R., Sloten J., Gobin R., Van der Perre G., Mommaerts M. Bending properties of cranial bone segments of new-born children, Journal of Biomechanics 1998, 31 (1):65-70.

[5] Mc Pherson G. and Kriewall T. Foetal head molding: an investigation utilizing a finite element model of the foetal parietal bone. Journal of Biomechanics 1980, 13:17-26.

[6] Chotel F., Braillon P., Sailhan F., Gadeyne S., Panczer G., Pedrini C., Berard J., Bone stiffness in children: part I. In vivo assessment of the stiffness of femur and tibia in children. Journal of Pediatric Orthopaedics 2008, 28(5):534-7.

[7] C.H. Turner, D.B. Burr, Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial. Bone, Volume 14, Issue 4, July-August 1993, Pages 595-608

[8] Ashman, R.B., Ultrasonic determination of the elastic properties of cortical bone: Techniques and limitations, Ph.D. Dissertation, Tulane University, New Orleans, LA, 1982.

[9] Evans, F.G. Mechanical properties of bone. Springfield, IL, C.C. Thomas, 1973

[10] McElhaney, J. Fogle, E. Byars and G. Weaver, Effects of embalming on the mechanical properties of beef bone, J. appl. Physiol. 19. 1964, pp. 1234–1236

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

[12] Evans F. G, Lebow M. Regional differences in some of the physical properties of the human femur, J Appl Physiol., 3(9):563-72, Mar 1951.

[13] Lasaygues, P., and Pithioux, M., Ultrasonic characterization of orthotropic elastic bovine bones, Ultrasonics, Vol. 39, pp. 567-573, 2002.

[14] Gerald Granik, Ira Stein, Human ribs: Static testing as a promising medical application. *Journal of Biomechanics, Volume 6, Issue 3, May 1973, Pages 237-238, IN9-IN10, 239-240*