



Caractérisation des propriétés acoustiques et élastiques des os en croissance chez l'enfant par méthode ultrasonore

Jean-Philippe Berteau, Philippe Lasaygues, Martine Pithioux, Patrick
Chabrand

► To cite this version:

Jean-Philippe Berteau, Philippe Lasaygues, Martine Pithioux, Patrick Chabrand. Caractérisation des propriétés acoustiques et élastiques des os en croissance chez l'enfant par méthode ultrasonore. 19ème Congrès Français de Mécanique, 2009, Marseille, France. <hal-00440756>

HAL Id: hal-00440756

<https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-00440756>

Submitted on 11 Dec 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.

Caractérisation des propriétés acoustiques et élastiques des os en croissance chez l'enfant par méthode ultrasonore

J-PH. BERTEAU^{ab}, P. LASAYGUES^a, M. PITHIOUX^b, P. CHABRAND^b

a. Laboratoire d'Acoustique et Mécanique (LMA) 31, Chemin Joseph-Aiguier 13402 MARSEILLE cedex 20
b. Institut des Sciences du Mouvement (ISM) Faculté des Sciences du Sport, CP 910
av. de Luminy F-13288 MARSEILLE cedex 09

Résumé :

Ce travail a pour objectif de mettre au point une mesure des caractéristiques élastiques de l'os enfant par méthode ultrasonore. Dans la littérature, très peu d'auteurs ont étudié ces caractéristiques sur l'os enfant. Le but de cette étude est de déterminer les paramètres acoustiques des ondes (vitesses et atténuations) et les propriétés élastiques (matrice de rigidité). Un système de contrôle ultrasonore adapté aux échantillons a été développé. Le dispositif dispose de trois degrés de libertés permettant, via une électronique spécifique, de caractériser les échantillons suivant plusieurs incidences.

Abstract :

The aim of this study was to determine the elastic properties of the children bone. Few studies consider mechanical characteristic of this process. For this purpose, an ultrasonic method, using a mechanical scanner with which linear and sectorial scanning can be carried out, was implemented to determine, first, acoustical parameters such as the wave velocities and attenuation, and, second, related to the elastic laws, the rigidity matrix (stiffness elasticity matrix) of this material. We have developed a specific ultrasound frame, which is able to process very small sample and with three degree of freedom.

Mots clefs : os cortical, croissance, ultrasons, propriétés élastiques

1 Introduction

La maturation squelettique est le résultat final d'un processus cellulaire et extracellulaire parfaitement hiérarchisé et hautement coordonné. Ces événements successifs ont pour but la transformation du mésenchyme indifférencié en os, cartilage, tendon, ligament et muscle, ainsi que leur intégration dans l'appareil musculo squelettique. En ce qui concerne plus spécifiquement l'os, il se développe toujours par le remplacement du tissu conjonctif préexistant par du tissu osseux [1]. Au cours du développement foetal, mais aussi pendant la croissance postnatale, chaque pièce squelettique croît en longueur ainsi qu'en largeur, concomitamment aux phénomènes d'ossification (remplacement du cartilage par de l'os fibreux puis lamellaire) et de minéralisation (dépôts progressifs de cristaux d'hydroxyapatite sur la matrice osseuse néoformée).

Chez l'adulte, il est à noter que certaines des caractéristiques de l'os compacte telles la densité et l'anisotropie microscopique évoluent au cours d'un processus appelé remodelage osseux [2]. Par extension Currey [3] met en avant cette évolution au cours de l'ontogenèse, ce qui nous amène à considérer l'évolution de ses paramètres lors de la croissance osseuse.

Chez l'enfant, la notion d'anisotropie et particulièrement d'isotropie transverse ou d'orthotropie n'a pas été montrée. Certains auteurs [4] parlent plutôt d'orthotropie pour l'os enfant avant ossification.

On trouve au sujet de l'os enfant peu de données dans la littérature, répertoriées dans le tableau 1, elles montrent un module d'élasticité inférieur à celui de l'os adulte. Ces études sont discutables sur plusieurs paramètres. Currey [5] fut le premier à faire une étude large des os humains. En incluant des sujets entre 2 et 48 ans (cadavre), il a dégagé des différences entre les groupes adultes et enfant ; en revanche, la localisation des échantillons n'est pas homogène seul leur taille était normalisée.

L'étude de Baléani [6] est relative à des échantillons prélevés chirurgicalement en zone péri tumorale, ce qui

induit une symptomatologie douloureuse de ces sujets limitant par conséquent la sollicitation en appui du membre atteint (sous utilisation des membres inférieurs). Ce biais a été mis en évidence par d'autres auteurs qui ont montré que l'immobilisation entraîne une déminéralisation de la pièce osseuse [6]. A la question de l'âge des sujets, leur critère d'inclusion est large (entre 4 et 15 ans) et les auteurs ne précisent pas s'il existait une différence entre âge osseux et âge civil des échantillons.

Les travaux de Chotel et al.[8,9] sont les seuls, à notre connaissance, qui proposent une caractérisation *in vivo* du tissu osseux pédiatrique. L'approche non invasive par l'utilisation de l'orthomètre (utilisé pour mesurer la rigidité d'un segment osseux néoformé) leur a permis de dégager différentes corrélations entre taille, poids, densité minérale osseuse (BMD), contenu minéral osseux (BMC), densité minérale osseuse volumique (VBMD), l'osteodensitométrie (DXA) et les valeurs de rigidité de la pièce osseuse étudiée. Malgré la pertinence de cette approche les informations obtenues ne nous permettent pas d'établir des lois de comportement de ce matériau en croissance. En effet, il s'agit de paramètres liés au domaine de la clinique ou de la paraclinique qui ne permettent pas d'obtenir des valeurs pouvant traduire des lois de comportement (Hooke) puisque il ne s'agit pas d'évaluer les contraintes et les déformations de la pièce étudiée. L'ensemble des informations est répertorié dans le tableau suivant :

Auteurs	Contexte	Technique	Conclusions
Baleani et al.[6]	8 sujets 4 /15 ans zone péri tumorale Os cortical fémur tibia	In vitro Test compression extensomètre	Rigidité -30 % Faiblesse a la rupture – 29% Moins minéralisé -15%
Chotel et al.[7]	11 sujets 5/16 ans Fémur tibia	In vivo Flexion trois points orthomètre	Corrélation rigidité et taille/poids
Chotel et al.[8]	16 sujets 5,5 et 16,7 ans Fémur tibia	In vivo Flexion trois points orthomètre DXA scan	Corrélation Rigidité et BMC/BMD/VBMD
Currey [5]	18 sujets entre 2 et 48 ans Cadavre fémur Congélation Échantillon de même taille Différents site de prélèvements (cortical spongieux)	In vitro Flexion trois points Test en charge	< 5 ans résistance à la flexion moins importante. (150/180 vs 180/210 MN.m ⁻²) E augmente avec l'âge

Tableau 1

Notre problématique va se situer sur l'intérêt de corrélérer le degré de minéralisation de l'os de l'enfant avec ses caractéristiques élastiques. Si on observe les études menées chez l'animal, on peut noter que Laugier et al.[10] a montré chez la souris les relations entre coefficient élastique C_{11} (matrice de rigidité) et degré de minéralisation. Il pondère ses résultats par le rôle significatif de l'anisotropie du milieu [11]. Notre étude s'inscrit dans le même type que celle de Laugier mais avec pour support l'os de l'enfant en croissance. Ainsi, le premier objectif de cette étude est de déterminer les paramètres acoustiques (célérité et atténuation) des ondes se propageant dans un os enfant et d'essayer de répondre plus précisément à la question sur l'anisotropie du milieu.

Dans notre étude, la caractérisation des échantillons sélectionnés se fera *in vitro* dans un milieu aqueux, ce changement de milieu (pour un matériau poreux), peut être à l'origine de différences trouvées en comparaison avec d'autres méthodes (comme l'indentation). En revanche, cette porosité ne serait pas à l'origine des différences entre les échantillons, Watcher et al.[12] ont montré que les caractéristiques de l'os

sont mieux corrélées avec la minéralisation osseuse.

2. Matériel et méthode

Les mesures sont effectuées sur un banc (Fig.1) 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 / 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 latérale et axiale (résolution 0,1 mm) par rapport au faisceau acoustique et en azimut (résolution 0,01°). La distance de l'échantillon varie. La fréquence nominale des transducteurs varie de 3, 5, 7 et 10 MHz.

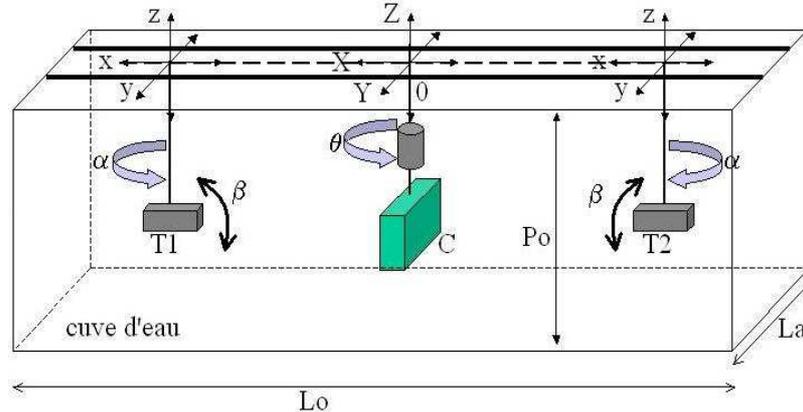


FIG. 1 Banc d'investigation ultrasonore

Les échantillons d'os enfant sont obtenus lors d'opération sur sujet pédiatrique nécessitant une autogreffe osseuse (service d'orthopédie pédiatrique de APHM/Timone). Les déchets opératoires des greffons osseux récupérés après consentement des parents utilisés vont constituer nos pièces osseuses à caractériser.

Dans cette étude les prélèvements de nos échantillons ne concerneront que le site de la fibula dans sa partie diaphysaire, en effet il s'agit d'un os bien adapté à la reconstruction des membres et le prélèvement est essentiellement constitué d'os cortical [13]. Les premiers échantillons ont été conservés par congélation. Certaines études [14] utilisent pour différents types de matériaux osseux ou biomatériaux la congélation sur le principe qu'elle permet une conservation optimum des propriétés élastiques de l'échantillon biologique ; en effet d'après [15] un seul cycle n'altère pas les caractéristiques élastiques de l'échantillon.

2.1 Protocole de mesures

Dans un premier temps, il est nécessaire d'évaluer l'épaisseur de notre échantillon ; en effet une épaisseur trop faible devant les fréquences utilisées (et donc les longueurs d'ondes) ne permet pas d'en évaluer la célérité transversale.

2.1.1 Mesure des célérités longitudinales et transversales :

Le mode d'investigation en transmission est utilisé. Tout d'abord, une mesure de référence sans l'objet est enregistrée. Puis, on mesure la pulsation produite lorsqu'on met un échantillon entre les deux transducteurs. La vitesse de propagation longitudinale dans l'os peut alors être calculée. Pour mesurer la vitesse de propagation transversale 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 et l'os tourne sur lui même, on fait varier ainsi l'incidence du faisceau acoustique.

On peut écrire l'expression de la vitesse de propagation de l'onde transmise avec :

i : l'angle de rotation

n : l'indice de réfraction (lois de Snell Descartes)

C_b : célérité de l'os

C_w célérité de l'eau

$$n = \frac{c_w}{c_b} = \frac{\sin i}{\sin r} \text{ et } \Delta t = \frac{x}{c_w} \left(\cos i - \sqrt{n^2 - \sin^2 i} \right)$$

telle que :

$$c_b = \frac{c_w}{\sqrt{1 + \frac{c_w \Delta t}{x} \left(\frac{c_w \Delta t}{x} - 2 \cos i \right)}}$$

Δ : il est à noter le calcul de la célérité longitudinale, tel que $\cos i=1$ c'est à dire $i=0^\circ$ On définit θ_c l'angle critique tel que $\theta_c = \arcsin(C_W/C_L)$. Quand $\theta < \theta_c$, on observe les ondes longitudinales. Quand $\theta_c < \theta$ on observe les ondes transversales.

2.1.2. Calcul des valeurs de la matrice de rigidité

Comme précisé dans l'introduction certains travaux ont montré l'orthotropie de l'os enfant (os pariétal), ce matériau dit orthotrope est élastique, homogène, et présente en tout point deux symétries du comportement mécanique, chacune par rapport à un plan, les deux plans étant orthogonaux. Le nombre de constantes indépendantes est alors réduit à 9. Si à la différence des études sur l'os pariétal [4], les célérités transversales sont de valeur équivalente alors il s'agit du cas isotrope transverse, ainsi seuls cinq coefficients (C_{11} , C_{12} , C_{13} , C_{33} , C_{44}) doivent être déterminés. Dans un premier temps, nous avons choisi de faire l'étude dans le cas isotrope transverse.

Quelque soit le cas, la valeur de C_{11} peut être obtenue directement par une mesure à incidence normale dans l'axe (OX1) :

$$C_{11} = CL^2$$

La valeur de C_{66} est obtenue par une mesure de vitesse du mode transverse dans l'axe (OX1) :

$$C_{66} = CT^2$$

La valeur de C_{12} est obtenue par la relation

$$C_{12} = C_{11} - 2C_{66}$$

En partant de l'équation du mouvement, nous recherchons une solution sous forme d'une onde plane progressive : $\text{div} \sigma = \rho \ddot{\gamma}$

Dans le plan (OX1X3) contenant les fibres, et pour une direction de propagation quelconque $p = (\cos r, 0, \sin r)$, nous devons résoudre l'équation caractéristique :

$$\begin{vmatrix} C_{11} \cos^2 r + C_{44} \sin^2 r - \eta & 0 & (C_{13} + C_{44}) \cos r \sin r \\ 0 & C_{66} \cos^2 r + C_{44} \sin^2 r - \eta & 0 \\ (C_{13} + C_{44}) \cos r \sin r & 0 & C_{44} \cos^2 r + C_{33} \sin^2 r - \eta \end{vmatrix} = 0$$

Avec r : l'angle de réfraction de l'onde transmise, $\eta = \rho v^2 = \rho C_b^2$: les valeurs propres à déterminer.

3. Résultats

Nos premiers résultats (sur un échantillon d'os cortical de l'enfant issu de la partie diaphysaire de la fibula) montrent les valeurs en m.s-1 de la célérité longitudinale et transversale (tableau 1). Ensuite, dans le cas isotrope transverse (cf. matériel et méthode) nous pouvons obtenir les valeurs de la matrice de rigidité du tableau 2.

	V_T	V_L
Plan longitudinal	2258	1080
Plan transversal	2153	1120

Tableau 1

C11	C12	C13	C14	C15	C16
7.88	3.62	5.41			
C12	C11	C13	C24	C25	C26
3.62	7.88	5.19			
C13	C13	C33	C34	C35	C36
5.41	5.19	8.67			
C41	C42	C43	C44	C45	C46
			2.13		
C51	C52	C53	C54	C44	C56
				1.98	
C61	C62	C63	C64	C65	C66
					2.13

Tableau 2

4. Discussion

L'objectif de cette étude est de déterminer les propriétés élastiques de l'os enfant. L'utilisation d'un scanner mécanique fonctionnant de manière linéaire et sectorielle, nous permet d'obtenir, d'une part les informations liées au temps de vol des ondes c'est-à-dire les paramètres élastiques (célérité et l'atténuation) et d'autre part, par les lois de Snell Descartes, la matrice de rigidité du matériau considéré. Les caractéristiques de l'os adulte sont relativement bien connues et étudiées, en revanche l'os enfant l'est moins et peu. Ce dernier est souvent considéré comme orthotrope [4] alors que l'os adulte est isotrope transverse. Plus l'os est jeune plus il est considéré comme homogène, en effet le phénomène de croissance implique celui de la différenciation entre cartilage et os et l'apparition d'os trabéculaire et cortical en fin de maturation. Ces deux dernières composantes de l'os adulte sont différentes selon la localisation et mettent en évidence la nature composite de l'os adulte. La différenciation de l'os enfant en adulte met en avant l'intérêt d'étudier l'os enfant comme un matériau composite avec la possibilité de séparer les deux types de matériau le composant. Au niveau clinique, l'évaluation de l'os enfant se fait par extrapolation des connaissances de l'os adulte sans tenir compte des différences de composition physico-chimique et morphologique. Cette étude est une première étape de travail où l'objectif final sera de comparer les valeurs de l'os adulte à celle de l'enfant, les premiers échantillons nous montrent une célérité et un module d'Young inférieur dans le cas de l'os enfant.

5. Conclusion

Ceci est une première étape de travail, où sur des premiers échantillons, nous avons mesurer les célérités suivant un seul plan transverse. En revanche, les échantillons suivant d'os cortical nous mesurerons les célérités dans les deux plans radiaux. Ceci nous permettra de confirmer ou pas l'hypothèse d'orthotropie du matériau os en croissance, et pourront nous permettre d'établir une table de valeurs selon les homogénéisations de groupes possibles.

Références

- [1] Heinen e., Le tissu osseux. In: Heinen E. Histologie Humaine – Tome 2. Association Royale des Etudiants de Médecine: Liège, 2003, 63-94.
- [2] Currey, J. D. 1988 The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone. J Biomech 21 (2), 131-139.
- [3] Cowin, S. C. 1985 The relationship between the Elasticity Tensor and the Fabric Tensor Mechanics of materials 4 137-147.
- [4] Mc Pherson GK and Kriewall TJ, Foetal head molding: an investigation utilizing a finite element model of the foetal parietal bone. J Biomech 13, p.17-26, 1980.
- [5] Currey et al., JBJS Am, 57: 810-814, 1975.
- [6] Jenny Kiratl B. Immobilization Osteopenia Osteoporosis(Second Edition), 2001, Pages 207-227
- [7] Baleani, Pani, Taddei, Viceconti, Manfrini al. (2008)compressive behaviour of cortical bone in young humans journal of biomechanics, volume 41, supplement 1, july 2008, page s16
- [8] 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. *J Pediatr Orthop*. 2008 Jul-Aug;28(5):534-7.
- [9] Chotel F, Braillon P, Sailhan F, Gadeyne S, Gellon JO, Panczer G, Pedrini C, Berard J. Bone stiffness in children: part II. Objective criteria for children to assess healing during leg lengthening. *J Pediatr Orthop*. 2008 Jul-Aug;28(5):538-43.
- [10] Laugier, F. Padilla, F. Peyrin, K. Raum, A. Saied, M. Talmant, L. Vico Apport des ultrasons dans l'exploration du tissu osseux ITBM-RBM, Volume 26, Issues 5-6, October-December 2005, Pages 299-311
- [11] Currey, The many adaptations of bone, *J. Biomech.* 36 (2003), pp. 1487–1495.
- [12] N. J. Wachter, G. D. Krischak, M. Mentzel, M. R. Sarkar, T. Ebinger, L. Kinzl, L. Claes, And P. Augat Correlation Of Bone Mineral Density With Strength And Microstructural Parameters Of Cortical Bone In Vitro *Bone* Vol. 31, No. 1 July 2002:90–95
- [13] Organek AJ, Klebuc MJ, Zuker RM. Indications and outcomes of free tissue transfer to the lower extremity in children: review. *J. Reconstr. Microsurg.* 2006; 22:173-81.
- [14] Delille, Pelletier, Coulon. The influence of temperature on bacterial assemblages during bioremediation of a diesel fuel contaminated subAntarctic soil *Cold Regions Science and Technology*, Volume 48, Issue 2, May 2007, Pages 74-83
- [15] J.R. Crandall. The preservation of human surrogates for biomechanical studies. These de Doctorat, University of Virginia, janvier 1994