

Intérêt de la tomographie ultrasonore pour l'imagerie osseuse chez l'enfant

Philippe Lasaygues, Eric Debieu, Jean-Pierre Lefebvre

▶ **To cite this version:**

Philippe Lasaygues, Eric Debieu, Jean-Pierre Lefebvre. Intérêt de la tomographie ultrasonore pour l'imagerie osseuse chez l'enfant. 8ème Congrès Français d'Acoustique, 2006, Tours, France. pp.215-294. hal-00440735

HAL Id: hal-00440735
https://hal.science/hal-00440735

Submitted on 26 Apr 2010

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.

Intérêt de la tomographie ultrasonore pour l'imagerie osseuse chez l'enfant

Philippe Lasaygues, Eric Debieu, Jean-Pierre Lefebvre

Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, UPR CNRS 7051, 13402 Marseille cedex 20, France, courriel : lasaygues@lma.cnrs-mrs.fr

Résumé

L'échographie s'est imposée depuis longtemps comme l'examen de première intention pour le diagnostic des maladies ostéoarticulaires chez l'enfant car elle est non-invasive, non-irradiante, indolore, peu onéreuse et réalisable au lit du patient. Toutefois, son utilisation en pédiatrie repose sur un matériel standard mal adapté aux zones explorées. Plusieurs facteurs en limitent principalement l'extension : les fréquences d'examen utilisées en pratique médicale courante sont trop élevées ou les phénomènes de propagation liés aux variations parfois importantes des paramètres acoustiques entre les tissus sont mal analysés. La tomographie ultrasonore apparaît comme une alternative possible aux limites de l'échographie clinique et les premiers travaux ont donné des résultats pertinents sur des péronés d'enfants et sur des fémurs de jeunes femmes.

Introduction

L'échographie s'est imposée depuis longtemps comme l'examen de première intention dans l'approche de très nombreuses pathologies pédiatriques (digestives, cardiaques, cérébrales...), et pour les pathologies ostéoarticulaires, cet examen voit ses indications se multiplier. L'échographie est indéniablement l'examen d'imagerie de référence dans le dépistage de la dysplasie de la hanche. La recherche d'un épanchement intra-articulaire, d'une collection sous-périostée d'origine infectieuse, d'un amincissement cartilagineux au cours d'une pathologie inflammatoire chronique, d'une récidive tumorale au contact d'un matériel prothétique métallique et plus récemment de lésions ligamentaires d'origine traumatique sont autant de situations rendant l'utilisation conjointe de la radiographie et des ultrasons incontournables. Chez l'enfant et le nourrisson, la composante cartilagineuse du squelette en cours de maturation est importante et le cartilage de croissance (la physe) n'est pas dissociable du cartilage épiphysaire. A l'inverse chez l'enfant grandissant (pré-pubère), elle apparaît sous la forme d'une bande hypo-échogène, intercalée entre la portion ossifiée de l'épiphyse et la métaphyse. La diaphyse proprement dite n'est à l'état normal pas accessible à l'échographie conventionnelle puisque, aux fréquences usuelles utilisées en orthopédie pédiatrique, elle n'est visible que sous la forme d'une ligne hyper-échogène, correspondant à la réflexion des échos ultrasonores sur la corticale externe. La pénétration des ondes ultrasonores plus en profondeur n'est pas possible, ou alors interprétée comme synonyme de lyse osseuse.

Les modalités de référence dans l'analyse du tissu osseux et de son environnement, alternativement l'IRM et la tomodensitométrie X (ajoutons la scintigraphie osseuse), sont associées à de nombreuses contraintes et inconvénients, variables en fonction du type d'examen : coût, irradiation, sédation, disponibilité, accessibilité... . L'échographie doit pouvoir jouer un rôle encore plus déterminant étant non-invasive, non-irradiante, indolore, peu onéreuse et réalisable au lit du patient. Toutefois, plusieurs facteurs en limitent aujourd'hui l'extension en pédiatrie. Cet examen repose sur un matériel standard plus ou moins bien adapté aux zones explorées (hanche, fontanelle) et les échographes cliniques ne présentent pas de performances particulières pour cette imagerie spécifique, ni en terme de gain ou d'amplification, ni au niveau des sondes (dimension, résolutions…). Les fréquences utilisées en pratique courante sont trop élevées (de 5 à 13 MHz) ne permettant pas de franchir la barrière d'une corticale osseuse fortement contrastée par rapport à l'environnement. Aucune information n'est actuellement fournie sur la face profonde de cette corticale ainsi que sur le tissu osseux sous-jacent (médullaire).

Les limites de l'imagerie ultrasonore osseuse sont donc liées, qualitativement et quantitativement, à la complexité de la propagation dans ces milieux qu'aucune approximation simple n'arrive à prendre en compte. Vouloir dans ces conditions caractériser *in vivo* les os pour diagnostiquer une pathologie ou en suivre son évolution est impossible en dehors de zones périphériques très faciles d'accès comme par exemple le calcanéum, plus ou moins assimilable à un parallélépipède à faces parallèles. Vouloir faire la même chose au niveau de zones sensibles comme le poignet, le col du fémur ou les vertèbres, nécessite de repenser complètement la méthode. Pour la caractérisation et l'imagerie ultrasonore des os longs, il convient de dissocier les sondages par transmission axiale suivant leur génératrice [1] et ceux réalisés suivant la section transversale [2] perpendiculaire à cette génératrice, tels que ceux réalisés pour la tomodensitométrie X.

Depuis plusieurs années, notre équipe s'intéresse à la tomographie ultrasonore qui, bien qu'encore exploratoire, apparaît comme une alternative possible pour le sondage transversal. La méthode que nous avons mise au point, *in vitro*, pour des fémurs et des vertèbres adultes, a donné des résultats pertinents [3 4 5], en permettant, d'une part, de prendre en compte des phénomènes physiques liés à la propagation des ultrasons dans les tissus osseux hyper-échogènes, et/ou de s'en affranchir par des modélisations appropriées, et d'accéder, d'autre part, à un ou plusieurs paramètres significatifs du milieu comme, par exemple, son impédance acoustique ou la célérité et l'atténuation des ultrasons s'y propageant.

Aujourd'hui, nous orientons nos travaux vers l'imagerie ostéoarticulaire chez l'enfant. Les dimensions, la constitution (os non lamellaire donc isotrope) ou encore l'élasticité (faible module de Young) des os longs d'enfants se prêtent bien aux approximations et modélisations envisagées. La

problématique ultrasonore reste liée à la nature encore fortement contrastée des os par rapport à l'environnement d'examen - soit les tissus mous (chair, muscles, peau), soit l'eau pour les tests en laboratoire. Nous devons résoudre le double problème de propagation d'ondes dans un objet complexe de forme également complexe, et de dimensionnement/résolution lorsque ces os sont isolés (fémur, humérus, doigt) ou jointifs (vertèbres, tibia-péroné, radius-cubitus, poignet).

Dans cet article, nous présentons les premiers tomogrammes obtenus sur des péronés et sur des fémurs, nous permettant d'atteindre, moyennant un algorithme de segmentation, une information géométrique de l'épaisseur de la zone corticale de ces os.

La tomographie ultrasonore osseuse

Dans sa version développée au laboratoire par JP Lefebvre [6], la tomographie ultrasonore repose essentiellement sur une approximation de faible diffusion, l'approximation de Born, qui linéarise le problème inverse (méthode appelée IBA – Inverse Born Approximation). Une modélisation particulière (travaux de JP Lefebvre), en termes de fluctuations de célérité et d'impédance acoustique conduit, en rétrodiffusion à la tomographie en réflexion.

Supposons que le milieu soit composé d'une partie connue (le fond constant) et d'une partie inconnue (la perturbation), alors si nous connaissons la fonction de Green du problème non perturbé, nous pouvons résoudre le problème direct en utilisant une représentation intégrale de Lippman-Schwinger et nous pouvons calculer la solution de l'équation, en champ lointain à l'infini dans le cadre de l'approximation de Born.

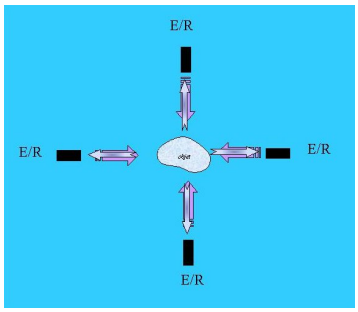


Figure 1 : Tomographie en rétrodiffusion/réflexion, un transducteur à la fois émetteur et récepteur, tourne autour de l'objet et peut être déplacé linéairement.

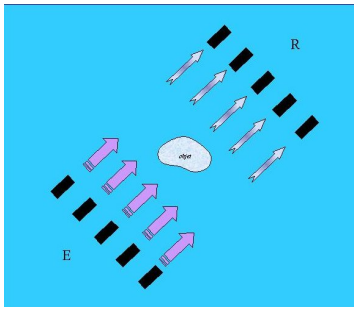


Figure 2 : Tomographie en transmission, deux transducteurs, émetteur et récepteur, se déplacent linéairement simulant une barrette de N éléments, tournent autour de l'objet.

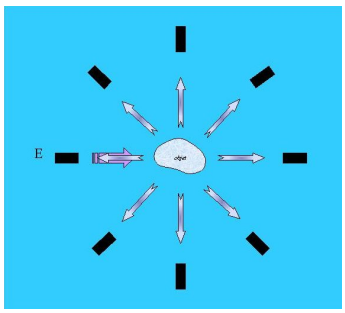


Figure 3 : Tomographie en diffraction, deux ou plusieurs transducteurs successivement émetteur et récepteur sont positionnés ou tournent autour de l'objet et pouvent être déplacé linéairement simulant une barrette linéaire

Fréquemment, les différentes tomographies ultrasonores sont classées suivant la configuration du sondage effectué (Figure 1, Figure 2 et Figure 3).

La plus générale est la tomographie à ondes diffractées qui permet de traiter la totalité du champ diffracté par un objet. La tomographie en réflexion (et par extension en diffraction) basée sur la réflectivité du milieu (l'impédance acoustique) donne accès, dans sa version qualitative à une cartographie des contours des objets. La tomographie en transmission basée sur les temps de vols de l'onde sur le trajet de propagation, permet d'atteindre une cartographie des fluctuations relatives de vitesses suivant ce même trajet ; les temps de vols étant directement reliés aux perturbations de l'indice de réfraction de la zone considérée.

La résolution du problème inverse est un problème de synthèse de Fourier et la première étape est de correctement recouvrir l'espace des fréquences de l'objet diffractant. Une rotation complète du transducteur d'émission/réception autour de l'objet permet alors de couvrir par coupes radiales successives, une couronne du plan de Fourier de l'objet. Pour la "fabrication" de l'image, nous utilisons l'algorithme de reconstruction par sommation des rétroprojections filtrées, rencontré plus souvent en tomographie par rayons X.

Concernant l'imagerie des os, la méthode a été adaptée. Elle consiste à modéliser la diaphyse des os longs par des cylindres non-circulaires, et à assimiler la zone corticale à un objet de plus faible contraste en admettant que les fluctuations locales des caractéristiques mécaniques, sur une coupe, sont faibles ; l'objet étant immergé dans un milieu homogène (l'eau pour nos essais *in vitro*).

Cette nouvelle version de la tomographie ultrasonore permet d'exploiter les propriétés des ondes réfléchies par la corticale osseuse (l'enveloppe de l'os) [4] et des ondes transmises à travers elle [5]. Moyennant un traitement adapté des signaux [7], nous combinons autour d'un processus itératif, les propriétés des ondes réfléchies/diffractées et transmises sur la base d'un *a priori* grossier mais raisonnable des propriétés géométriques et acoustiques du milieu. La partie "réflexion/diffraction" permettra une reconstruction du contour intérieur et extérieur de l'os, et la partie "transmission" permettra d'accéder à la cartographie des vitesses.

Dans le cas des os d'enfant, notre première approche a été limitée à la seule reconstruction des contours géométriques, sans paramétrisation du milieu. Les paramètres physiques sont supposés connus.

Configuration expérimentale

Le système à balayage électronique dédié à l'imagerie osseuse chez l'enfant, est architecturé autour d'une antenne-couronne de 8 transducteurs de fréquence nominale 2,25 MHz et 1 MHz, équi-répartis et pilotés en régime séquentiel : chaque transducteur est tour à tour émetteur et les autres (et lui-même) récepteurs. L'acquisition des 64 signaux de diffraction, s'effectue en quelques fractions de seconde (400 msec), donnant accès à 16 projections équi-réparties sur 360°. Il s'agit d'un système autorisant des acquisitions en diffraction, réflexion et transmission incluses.



Figure 4 : **Antenne circulaire multivoie pour l'imagerie tomographique en diffraction**

Résultas

1) Plusieurs échantillons d'os ont été analysés. Nous présentons ici les résultats pour l'un d'entre eux. Il s'agit du péroné d'une fillette de 10 ans. Les dimensions sont rappelées dans le tableau 1. La cavité intérieure contient de la moelle naturelle.

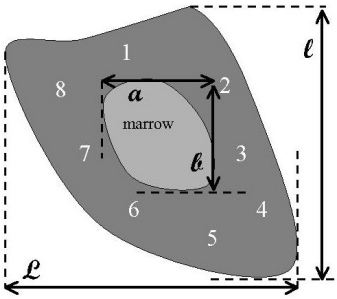


Figure 5: Géométrie d'un péroné d'enfant

La vitesse moyenne *a priori* est de 1995±5 m/s et la densité est de 1700 kg/m^3. La coupe présentée a été faite à une hauteur de 1,5 cm de la base de l'échantillon. 32 sinogrammes de 64 signaux, avec un incrément angulaire 1,4°, ont été réalisés. L'image reconstruite a un format de 512 x 512 pixels.

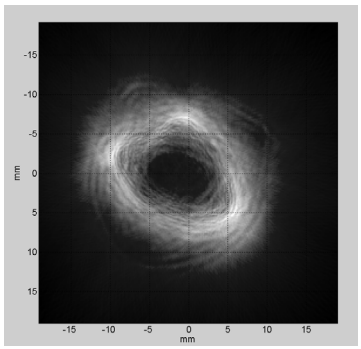


Figure 6 : Tomogramme ultrasonore en diffraction à 2,25 MHz d'un péroné d'enfant

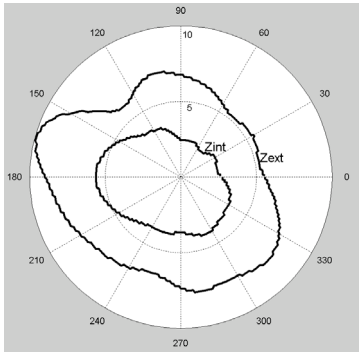


Figure 7 : Evaluation de l'épaisseur corticale par segmentation du tomogramme [8]

Légende	Réelles	Tomographie
L	17 ± 2	16,3
l	13,5 ± 2	14,5
a	7 ± 0.5	9
b	5,5 ± 0.5	6,8
1	2,6	2,35
2	3,2	3,25
3	3	3,10
4	3,5	3,7
5	4,5	4,15
6	3,5	2,95
7	3,3	3,10
8	4,5	
1. L	2. 17 ± 2	3. 16,3
4. l	5. 13,5 ± 2	6. 14,5

Tableau 1 : Dimensions (mm) d'un péroné d'enfant

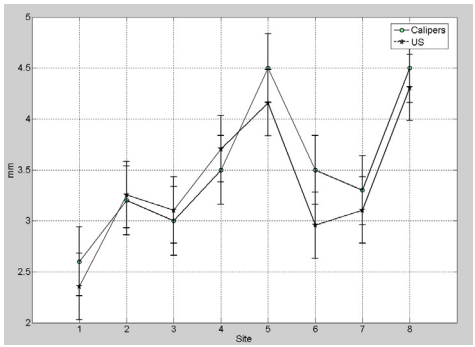


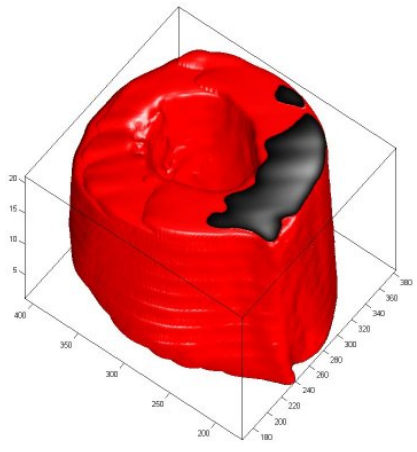
Figure 8 : Variation de l'épaisseur corticale suivant plusieurs emplacements, en utilisant un pied à coulisse (calipers), et en utilisant le tomogramme (US) – En chaque point de mesure on détermine l'épaisseur

corticale moyenne et les barres d'erreurs correspondent à ± 1 écart-type

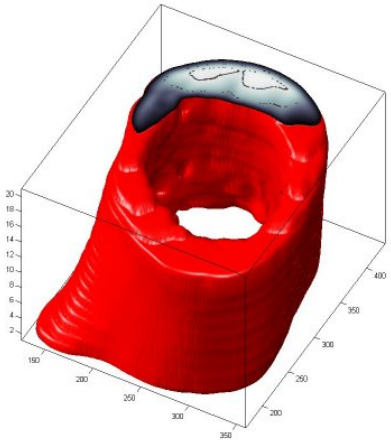
L'identification des frontières extérieures et intérieures respecte les dimensions et les épaisseurs de la corticale osseuse avec une bonne tolérance. Les différences entre les mesures mécaniques au pied à coulisse et acoustiques sont petites (< 0.5 millimètres), sauf pour l'emplacement n°6 (> 0.5 millimètres). On peut expliquer cette différence de deux manières. Premièrement, l'algorithme pour l'évaluation de la limite interne de la cavité est sensible à la résolution de l'image [7]. Parce que la tomographie ultrasonore est un problème de synthèse Fourier, cette résolution est à rapprocher de l'échantillonnage spatial limité dans le cas de l'antenne et donc du nombre de projections disponibles. De plus, la largeur de bande des signaux émis est limitée à presque une octave. Pour améliorer la résolution, on peut augmenter le nombre de capteurs et avoir ainsi plus de 64 signaux par angle de vue. Mais également il est envisageable de restaurer les fréquences spectrales basses et hautes en utilisant des algorithmes de déconvolution [3]. Deuxièmement, les mesures au pied à coulisse ont été faites pour 8 emplacements sur la base même de l'os. Il est très probable qu'à la hauteur correspondante aux tomogrammes, ces dimensions ne soient pas précisément les mêmes.

2) Dans ce second exemple, nous analysons deux fémurs féminins (17 et 20 ans). La première ne présente aucune pathologie osseuse alors que la seconde présente une décalcification osseuse de type ostéoporose. Les tomogrammes 3D ont été obtenus par empilements de coupes scanner 2D (128 sinogrammes de 64 signaux, pas angulaire de 0,35°, 80 coupes verticales, pas entre les coupes de 0,25 mm). La corticale de l'échantillon pathologique a diminué par rapport à celle de l'os sain.

Ces résultats préliminaires suggèrent que des caractéristiques géométriques, comme l'épaisseur corticale, qui est reconnue comme un facteur important de nombreuses pathologies, puissent être obtenues par tomographie ultrasonore.



(a)



(b)

Figure 9 : Tomogramme ultrasonore 3D par empilement d'images 2D, à 1 MHz d'un fémur (a, sain, b, pathologique)

Références

[1] E. Bossy, M. Talmant and P. Laugier, Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: A 2D simulation study *J. Acoust. Soc. Am*., **112**, (2002), 297-307

[2] M.P. Andre, J.D. Craven, M.A. Greenfield, R. Stern, Measurement of the velocity of ultrasound in the human femur in vivo *J. of Med Phys.* 7(**4**), (1980), 324-30

[3] P. Lasaygues, JP. Lefebvre and S. Mensah, High Resolution Low Frequency Ultrasonic Tomography *Ultrasonic Imaging*, **19**, (1997), 278-293

[4] P. Lasaygues and JP. Lefebvre, Cancellous and cortical bone imaging by reflected tomography, *Ultrasonic Imaging*, **23**, (2001), 55-68

[5] E. Ouedraogo, P. Lasaygues, JP. Lefebvre, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Contrast and velocity ultrasonic tomography of long bones, *Ultrasonic Imaging* **24**, (2002), 135-146

[6] JP Lefebvre, Progress in linear inverse scattering imaging : NDE application of Ultrasonic Reflection Tomography, in *Inverse Problem in Engineering Mechanics*, (A.A.Balkema/ Rotterdam/Brookfield), (1994), 371-375

[7] P. Lasaygues, E. Ouedraogo, JP. Lefebvre, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Progress toward in vitro quantitative imaging of human femur using Compound Quantitative Ultrasonic Tomography, *Phys. Med. Biol.*, **50** (2005), 2633-2649

[8] P. Lasaygues, Assessing the cortical thickness of long bone shafts in children, using two-dimensional ultrasonic diffraction tomography, *Ultrasound in Med. and Biol., à paraître (*2006)