

Développement d'un système de tomographie ultrasonore pour la mesure des propriétés osseuses du radius

par

Timothé FALARDEAU

MÉMOIRE PAR ARTICLES PRÉSENTÉ À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION DE
LA MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE EN GÉNIE MÉCANIQUE
M. Sc. A.

MONTRÉAL, LE 8 FÉVRIER 2018

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Timothé Falardeau, 2018



Cette licence Creative Commons signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette oeuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'oeuvre n'ait pas été modifié.

PRÉSENTATION DU JURY

CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Pierre Bélanger, Directeur de Mémoire
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure

Mme. Catherine Laporte, Présidente du Jury
Département de génie électrique, École de technologie supérieure

M. Ricardo Zednik, membre du jury
Département de génie mécanique, École de technologie supérieure

IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY

LE 29 JANVIER 2018

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier l'hôpital du Sacré-Coeur de Montréal, l'École de technologie supérieure, ainsi que le CRSNG pour le financement de ce projet de recherche. Je tiens aussi à remercier le professeur Pierre Bélanger pour son soutien et ses conseils puisqu'il a été une grande source de motivation et d'inspiration tout au long de ce projet. J'aimerais souligner mes collègues du LIO et du PulÉTS, notamment Guillaume Boivin, Frédéric Dupont, Baptiste Gauthier, Shreyank Gupta, Victor Manuel, Daniel Pereira, Aurélien Thon et Nicolas Tremblay (12) pour leur aide et la belle ambiance de travail dans le laboratoire. D'un autre côté j'aimerais remercier mes parents, Serge Falardeau et Annie Gervais, ma soeur, Maggie Falardeau, et ma famille pour leur soutien durant cette période. En dernier lieu, j'aimerais remercier ma copine, Isabelle Kenney, qui m'a toujours encouragé à poursuivre mes projets et à donner le meilleur de moi-même.

DÉVELOPPEMENT D'UN SYSTÈME DE TOMOGRAPHIE ULTRASONORE POUR LA MESURE DES PROPRIÉTÉS OSSEUSES DU RADIUS

Timothé FALARDEAU

RÉSUMÉ

Plusieurs méthodes peuvent être utilisées afin d'évaluer la qualité osseuse pour le diagnostic de l'ostéoporose. En application clinique, la technique de mesure la plus couramment utilisée est l'absorptiométrie biphotonique par rayons X. Toutefois, Li *et al.* (2013) ont montré que le taux de détection de l'ostéoporose associé à cette technique n'était que de 17.1%. Suite à ce problème, l'objectif principal de ce projet de recherche était d'évaluer la possibilité d'utiliser une technique d'imagerie non-ionisante alternative pour diagnostiquer l'ostéoporose rapidement et avec un taux de détection élevé. Une des techniques d'imagerie n'émettant aucune radiation ionisante est l'imagerie par ultrasons. Cependant, son utilisation médicale est actuellement limitée à la caractérisation de matériaux ayant une vitesse du son très près de celle du milieu environnant. Dans ce mémoire, une nouvelle technique d'inspection par ultrasons adaptée de l'algorithme «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» est présentée. Les travaux effectués dans ce projet ont porté sur l'adaptation de l'algorithme «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» pour l'évaluation quantitative de la vitesse du son dans l'os du radius. L'avantage de cet algorithme par rapport aux techniques de tomographie traditionnelles est qu'il permet d'imager des objets avec un contraste plus élevé entre la vitesse du son dans l'objet et la vitesse du son dans le milieu environnant. L'hypothèse de départ était que le «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» pourrait être adapté afin d'imager des coupes transversales d'os humains et de mesurer la vitesse du son, dans le but d'évaluer la qualité osseuse. Un modèle éléments finis 2D a été développé sous ABAQUS pour simuler la propagation d'ondes dans un fantôme d'os immergé dans de l'eau. Par la suite, un banc d'essai a été conçu, fabriqué et mis à l'essai afin de valider les résultats obtenus par éléments finis. Finalement, des os cadavériques de radius humains ont été évalués à l'aide du banc d'essai. La plus grande différence entre l'algorithme «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» standard et celui développé dans ce projet se situe dans le traitement de données post-acquisition. En effet, un algorithme combinant un seuil variable, le critère d'information d'Akaike et un analyseur de courbe de la transformée d'Hilbert a été développé pour estimer le temps de vol entre deux transducteurs plus précisément. Les images générées à l'aide des données expérimentales sur des fantômes d'os et par éléments finis ont permis de différencier un fantôme d'os sain d'un fantôme d'os ostéoporotique. Toutefois, des artefacts liés à l'omission du gradient de densité entre l'os et l'arrière-plan dans la fonction de l'objet ainsi qu'à l'estimation erronée du temps de vol à certains endroits ont été observés. Pour augmenter la qualité des images, il serait intéressant d'incorporer un algorithme de cartographie de la densité ou de développer un algorithme d'apprentissage machine.

Mots-clés: ostéoporose, imagerie médicale, tomographie, ultrason

DESIGN OF AN ULTRASOUND TOMOGRAPHY SYSTEM FOR THE EVALUATION OF THE BONE PROPERTIES OF THE RADIUS

Timothé FALARDEAU

ABSTRACT

Bone quality assessment for osteoporosis diagnosis can be performed using a wide array of methods. In clinical applications, the most commonly used technique is dual energy X-ray absorptiometry. However, Li *et al.* (2013) have shown that this method is inaccurate to diagnose osteoporosis with detection rates averaging 17.1%. The main objective of this project was to investigate the possibility of using an alternate non-irradiating imaging technique to assess bone quality in a view to use the method for the detection of osteoporosis. Ultrasound imaging is a rapidly developing non-irradiating imaging technique. Unfortunately, its use is presently limited to the characterization of materials with low speed of sound contrast relative to the background medium. In this thesis, a new ultrasound imaging method based on the «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» proposed by Huthwaite & Simonetti (2011a) is presented. This project focused on adapting the «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» for quantitative evaluation of the bone speed of sound. The main objective of this project was to evaluate the possibility of using an adapted «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» as a way to quantify speed of sound in bones and therefore assess bone quality. The advantage of this algorithm over traditional tomography is its extended range of applicability. Objects with high velocity contrast relative to the background medium can be imaged using the «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography». The hypothesis made in this project was that the «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» could be adapted to characterize human bone mechanical properties and image bones cross-sections, so as to assess bone quality in a view to develop an osteoporosis diagnosis tool. A 2D finite element model was first developed in ABAQUS to model wave propagation inside a bone phantom immersed in water. A test bench was later used to validate finite element results on bone mimicking phantoms and human cadaveric radius bones. The main difference between the standard «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» algorithm and the one developed in this project is the data post-processing algorithm. A new algorithm combining a threshold, the Akaike information criterion and a wave mode separator of the Hilbert transformed time trace was developed to evaluate the time of flight between two transducers with more precision. The images generated using the bone phantom experimental data and the finite element data enabled segregation between osteoporotic and healthy bone phantoms. However, artefacts linked to the density gradient at the water/bone interface in the object function and errors in arrival time estimation were observed. These artefacts reduced imaging quality which decreased image segmentation performances. Incorporating a density map or machine learning algorithm could increase image precision by reducing errors linked with rapid density change and time of flight estimation.

Keywords: osteoporosis, medical imaging, tomography, ultrasound

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	5
1.1 Structures des os	5
1.2 Méthodes de diagnostic clinique	6
1.3 Ultrasons	8
1.4 Algorithmes d'inversion	11
1.4.1 Présentation des différents algorithmes	11
1.4.2 HARBUT	12
CHAPITRE 2 DÉMARCHE SCIENTIFIQUE	15
2.1 Optimisation du taux de pénétration	15
2.2 Choix du modèle numérique	18
2.3 Choix de la configuration expérimentale	20
CHAPITRE 3 ULTRASOUND TOMOGRAPHY IN BONE MIMICKING PHANTOMS : SIMULATIONS AND EXPERIMENTS	23
3.1 Résumé	23
3.2 Abstract	24
3.3 Introduction	25
3.4 Materials and methods	27
3.4.1 Description of the algorithm	27
3.4.1.1 HARBUT algorithm	27
3.4.1.2 Data post-processing	28
3.4.2 Description of the bone phantoms	30
3.4.3 FE model	31
3.4.4 Experimental setup	35
3.4.4.1 Test bench configuration	35
3.5 Results and discussion	37
3.5.1 Comparison between FE and experiments	37
3.5.2 Comparison between CT and experiments	38
3.5.2.1 Cortical thickness measurements	38
3.5.2.2 Accuracy of the velocity maps	40
3.6 Conclusion	41
CHAPITRE 4 RÉSULTATS ET DISCUSSION	43
4.1 Résultats du premier article	43
4.2 Résultats os cadavériques	44
4.3 Perspectives de recherche	47

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	49
ANNEXE I ARTICLE DE CONFÉRENCE	51
ANNEXE II RÉSUMÉ DE PRÉSENTATION À UNE CONFÉRENCE	63
BIBLIOGRAPHIE	64

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 3.1	
Acoustic properties of the bone mimicking phantoms supplied by True Phantom Solutions	31

LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1 Structures microscopiques et macroscopiques des os longs du corps humain	6
Figure 1.2 Comparaison entre un os ostéoporotique et un os sain. Adaptée de http ://www.interactive-biology.com/ (Samuel (2012)).	7
Figure 2.1 Illustration de la différence entre une excitation ultrasonore non codée (a) et une excitation ultrasonore codée (b). Adaptée de (O'Donnell (1992))	16
Figure 2.2 Illustration d'un signal ultrasonore transmis en utilisant (a) une plus grand amplitude, (b) du moyennage et (c) des signaux codés.	17
Figure 2.3 Schéma mécanique/électrique de la configuration moteurs centrés	21
Figure 2.4 Schéma mécanique/électrique de la configuration moteurs montés sur anneaux circulaires	22
Figure 3.1 Hilbert transform of a time domain signal containing (a) two wave packets close together in time and (b) its second derivative	29
Figure 3.2 True Phantom Solutions human bone mimicking phantoms; healthy bone phantom on the left, osteoporotic bone phantom on the right.....	31
Figure 3.3 Ultrasound tomography configuration used in the FE model	32
Figure 3.4 Wave propagation considering only transmitted waves in the bone phantom	34
Figure 3.5 Experimental ultrasound tomography test bench.....	35
Figure 3.6 Simplified top view representation of the experimental ultrasound tomography test bench.....	36
Figure 3.7 (a) FE and (b) experimental velocity map of the osteoporotic bone phantom using the adapted HARBUT algorithm.....	37
Figure 3.8 Velocity maps of the osteoporotic (a and c) and the healthy (b and d) bone mimicking phantom using 322x322 emission-reception positions processed with the BRT algorithm only (a and b) and with	

	the iterative HARBUT algorithm (c and d). (e) and (f) shows the density maps obtained using μ CT for the osteoporotic and healthy bone respectively.	39
Figure 3.9	Binary mapping of the osteoporotic bone phantom edges	40
Figure 4.1	Image SOS (a) et CT correspondante (b) de la région corticale de l'os cadavérique F-5916	44
Figure 4.2	Positionnement des transducteurs pour la prise de mesure de l'os F-5916	45
Figure 4.3	Image SOS (a) et CT correspondante (b) de l'os cadavérique F-5816	45
Figure 4.4	Positionnement des transducteurs pour la prise de mesure de l'os F-5816	46

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

μ CT	micro-computed tomography
AIC	Akaike information criterion
BF	beamforming
BMD	bone mineral density
BRT	bent ray time of flight tomography
BUA	broadband ultrasound attenuation
CT	computed tomography
DBIM	distorted Born iterative method
DT	diffraction tomography
DXA	dual-energy X-ray absorptiometry
ÉTS	École de Technologie Supérieure
FE	finite element
FWI	full wave inversion
HARBUT	hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography
QCT	quantitative computed tomography
SNR	signal-to-noise ratio
SOS	speed of sound
TOF	time of flight
QUS	quantitative ultrasound

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

°	degré (unité d'angle)
°	degré (unité de température)
cm	centimètre (unité de longueur)
dB/cm	décibel par centimètre (unité d'atténuation acoustique)
g/cm ³	gramme par centimètre cube (unité de densité)
kg	kilogramme (unité de masse)
kHz	kilohertz (unité de fréquence)
MHz	mégahertz (unité de fréquence)
m	mètre (unité de longueur)
m/s	mètre par seconde (unité de vitesse)
mm	millimètre (unité de longueur)
V	volt (unité de tension électrique)
W	watt (unité de puissance)

INTRODUCTION

L'ostéoporose est une maladie caractérisée par une perte de masse et une détérioration des propriétés osseuses au niveau microscopique et macroscopique. Contrairement à d'autres pathologies, l'ostéoporose est souvent généralisée et asymptomatique. De plus, l'ostéoporose touche une grande partie de la population mondiale et le risque de développer cette maladie augmente rapidement avec l'âge. Au Canada, plus de 80 % des fractures chez les 60 ans et plus sont attribuables à l'ostéoporose et plus d'une femme sur trois subira une fracture ostéoporotique au cours de sa vie (Ostéoporose Canada (2017)). Ces caractéristiques en font une maladie d'envergure compte tenu du vieillissement de la population. La méthode de diagnostic de cette pathologie doit donc être bien adaptée, sans quoi l'ostéoporose engorgera les systèmes de santé, génèrera d'importants coûts d'hospitalisation et diminuera significativement la qualité de vie des personnes affectées. Pour évaluer correctement le risque de fracture ostéoporotique, il est important de s'intéresser aux paramètres déterminants de la qualité osseuse. La principale mesure clinique actuellement utilisée dans le processus d'évaluation de l'ostéoporose est la densité minérale osseuse (BMD) mesurée par absorptiométrie biphotonique (DXA). Ce paramètre, un indicateur de la qualité de l'os, est comparé à une mesure empirique pour estimer le stade de dégénérescence de la maladie. Cependant, il a été montré que cette mesure seule n'était pas suffisante pour obtenir une prédiction satisfaisante du risque de fracture (Li *et al.* (2013)). De plus, les technologies utilisant des rayons X, dont le DXA, émettent des radiations ionisantes, ce qui augmente le risque de développer un cancer.

Face à ce problème, l'objectif principal de ce projet de recherche était d'évaluer la possibilité d'utiliser une technologie non-ionisante alternative pour diagnostiquer l'ostéoporose. Plusieurs techniques d'imagerie permettent de quantifier les propriétés mécaniques de tissus biologiques. Toutefois, l'imagerie par ultrasons se démarque des autres par sa rapidité, son faible coût et son innocuité. Jusqu'à maintenant, cette méthode était seulement utilisée pour caractériser des tissus mous. Cependant, de récents avancements technologiques ont ouvert la porte à de nouvelles

applications. Parmi ces avancements se trouve l'«hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» (HARBUT) développé par Huthwaite & Simonetti (2011a). Cet algorithme permet de caractériser les propriétés acoustiques d'objets ayant un contraste élevé entre la vitesse du son (SOS) dans l'objet et la SOS de son milieu environnant.

Suite à cette découverte, une hypothèse a été émise : il serait possible d'adapter HARBUT afin d'obtenir une image de cartographie SOS d'une coupe transversale d'un radius humain. Cette image permettrait de caractériser ses propriétés mécaniques, puisque la SOS est directement relié aux propriétés mécaniques élastiques du milieu (Szabo (2004)). Pour étudier cette hypothèse, un modèle utilisant la méthode des éléments finis (FE) de propagation d'ondes ainsi qu'un banc d'essai ont été développés. Des fantômes osseux ont été préalablement utilisés dans le modèle FE et sur le banc d'essai pour mieux comprendre les mécanismes de propagation d'ondes dans un environnement fluide-solide. Par la suite, des os cadavériques de radius humains ont été évalués expérimentalement pour valider les résultats préliminaires. Le radius a été choisi comme os à évaluer puisque Lauritzen *et al.* (1993) a montré que les propriétés osseuses de la partie distale du radius sont fortement corrélées à celles de la hanche ; la fracture du col de la hanche étant la fracture ostéoporotique la plus courante et une des plus fatales (Jones *et al.* (1994)).

Un article soumis à Journal of the Acoustical Society of America est présenté au chapitre 3. Cet article forme le corps de ce mémoire. Pour cette raison, le mémoire a été rédigé dans un format « mémoire par article ». Un article de conférence rédigé pour la «Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation 2017» et un résumé d'une présentation au «174th Meeting of the Acoustical Society of America» sont aussi joints en annexe. Dans le chapitre 3, les différents mécanismes de propagation d'ondes ainsi que les résultats obtenus avec les fantômes d'os sont présentés. Au chapitre 1, une revue de littérature détaille les principales structures des os humains, les techniques d'ultrason quantitatif (QUS) pour l'os et les algorithmes d'inversion

couramment utilisés dans le domaine de l’ultrason. Au chapitre 2, la méthode scientifique qui a servi à adapter le HARBUT à la caractérisation d’os humains est présentée. Finalement, le chapitre 4 revient sur les principaux résultats obtenus expérimentalement dans l’article de journal, présente les résultats initiaux sur des os cadavériques et fait une synthèse des avancements de ce projet ainsi que des perspectives de recherche.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 Structures des os

Dans le corps humain, les os ont plusieurs fonctions telles que : permettre les mouvements, protéger les organes, produire des cellules sanguines, emmagasiner de l'énergie et contenir des sels minéraux. Un processus important dans l'os est le remodelage osseux. Ce processus continu, opéré principalement par les ostéoblastes, ostéoclastes et ostéocytes, permet à l'os de maintenir ses propriétés mécaniques et de s'adapter aux contraintes externes (Office of the Surgeon General (US and others) (2004)). Chez une personne atteinte d'ostéoporose, le remodelage osseux ne s'effectue pas correctement. En effet, la qualité de la microarchitecture de l'os se détériore et la densité de l'os diminue suivant la progression de la maladie. Pour bien comprendre comment l'ostéoporose affecte les os, les différentes structures de l'os doivent être étudiées.

Généralement, les os sont classifiés selon trois types : les os longs, les os courts et les os plats. D'autres os intermédiaires sont aussi présents dans le corps, mais ceux-ci n'appartiennent à aucun autre type d'os. Dans ce mémoire, seules les structures des os longs seront analysées en profondeur puisque la fracture ostéoporotique de la hanche, l'articulation entre la tête du fémur et l'acétabulum, est celle qui a le plus haut taux d'incidence et de morbidité associé. Au niveau macroscopique, les os longs du corps humain sont constitués de deux type d'os : l'os trabéculaire et l'os cortical. L'os cortical compose 80% du squelette tandis que l'os trabéculaire en compose 20%. Au niveau microscopique, l'os cortical est composé d'ostéons qui sont principalement constitués de lamelles et de canaux d'Havers. L'os trabéculaire est composé de trabécules où circule la moelle osseuse, riche en cellules sanguines. La Figure 1.1 présente les différentes structures microscopiques et macroscopiques des os. La Figure 1.2 montre la différence entre un os jugé sain et un os atteint d'ostéoporose. Il est possible d'observer que la quantité et la taille des structures d'os diminuent chez les personnes atteintes d'ostéoporose.

De plus, l'épaisseur d'os cortical est réduite considérablement. Ces modifications osseuses se traduisent par une fragilisation de l'os ainsi qu'une diminution de ses propriétés mécaniques élastiques. Dans ce projet, le but était de différencier un os sain d'un os ostéoporotique. Pour cette raison, une méthode permettant de mesurer l'épaisseur d'os cortical ainsi que les propriétés mécaniques élastiques des os était à privilégier.

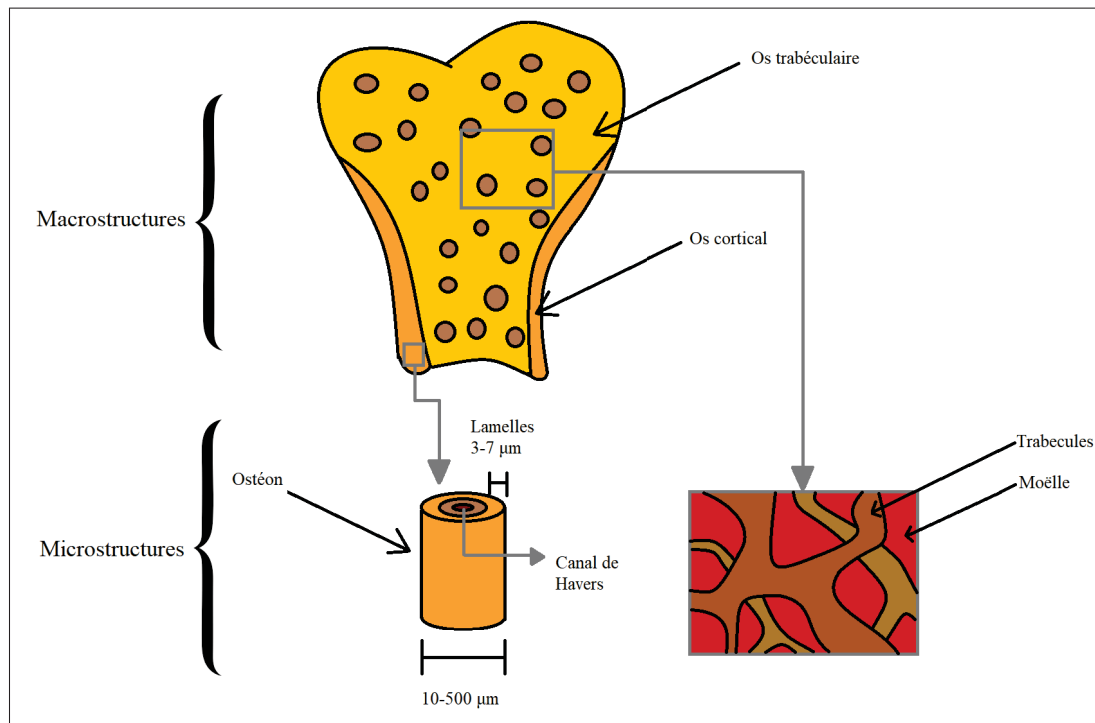


Figure 1.1 Structures microscopiques et macroscopiques des os longs du corps humain

1.2 Méthodes de diagnostic clinique

Selon plusieurs études (Kanis *et al.* (2002); Law *et al.* (1996); Muller *et al.* (2005); Egorov *et al.* (2014); Nackaerts *et al.* (2008); Sarvazyan *et al.* (2009)), un modèle combinant plusieurs paramètres osseux notamment la densité, les propriétés mécaniques élastiques, l'épaisseur d'os cortical, la porosité et la fraction de volume d'os par rapport au volume total permettrait de mieux prédire le risque de fracture ostéoporotique. Chaque technique d'imagerie médicale

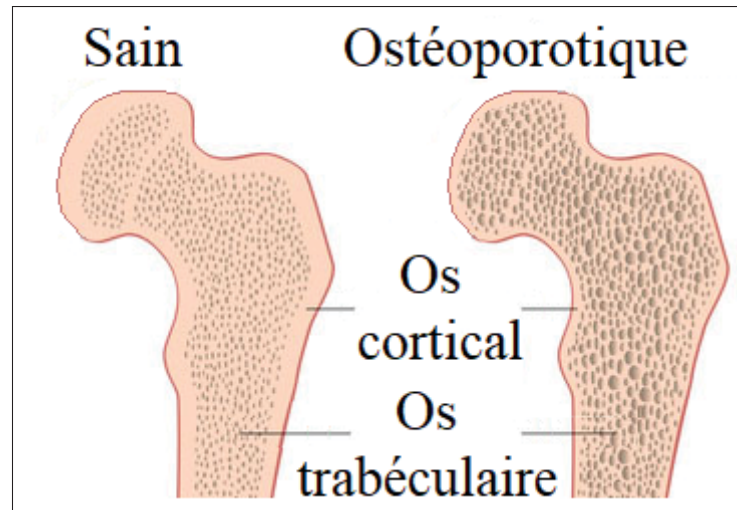


Figure 1.2 Comparaison entre un os ostéoporotique et un os sain. Adaptée de <http://www.interactive-biology.com/> (Samuel (2012)).

mène à une mesure différente des propriétés du milieu. Les principales techniques d'imagerie médicale sont basées sur cinq paramètres de mesures soient : la résonance magnétique (ex. imagerie par résonance magnétique), la radioactivité (ex. scintigraphie osseuse), les rayons X (ex. CT scan), les ultrasons (ex. échographie) et les rayons lumineux (ex. tomographie en cohérence optique). Présentement, seule la mesure par CT scan permet de mesurer rapidement un paramètre important de la qualité osseuse (la BMD) en plus d'obtenir une image d'une coupe transversale. Cependant, comme mentionné précédemment, l'évaluation de la qualité osseuse par rayons X émet des rayonnements ionisants et a un taux de détection en deçà de 50% (Li *et al.* (2013)).

D'un autre côté, Laugier & Haïat (2011) ont montré que les méthodes QUS pour l'os sont sensibles à plusieurs caractéristiques intrinsèques des os telles que la porosité, leurs propriétés mécaniques élastiques ainsi que leurs propriétés microscopiques et macroscopiques. De plus les techniques QUS pour l'os sont généralement moins dispendieuses que celles utilisant les rayons X et n'émettent aucune radiation ionisante. La mesure de SOS par transmission axiale au niveau du poignet ainsi que la mesure d'atténuation large bande (BUA) sur le talon et les

phalanges des doigts sont les techniques QUS les plus utilisées pour l'évaluation de la qualité osseuse. Cependant, les méthodes QUS génèrent seulement des mesures quantitatives en lien avec les propriétés osseuses telles que le BUA ou le SOS, mais ne permettent pas d'évaluer localement l'épaisseur d'os cortical. À ce jour, l'imagerie rayons X par CT-scan est principalement utilisée pour évaluer ce paramètre. Une mesure QUS pourrait être combinée à une image de CT-scan pour augmenter le taux de détection de l'ostéoporose, mais tous les avantages de l'utilisation d'ultrasons au lieu de rayons X seraient perdus. Pour évaluer l'épaisseur d'os cortical en utilisant seulement des ultrasons, un algorithme de tomographie adapté doit être utilisé. Pour cette raison, les principaux algorithmes d'inversion (qui permettent de reconstruire les propriétés d'un objet) utilisés en imagerie par ultrasons seront comparés, mais avant tout une introduction plus en détail sur les ultrasons sera présentée dans la prochaine section afin de mieux comprendre les mécanismes de propagation d'ondes.

1.3 Ultrasons

Comme mentionné précédemment, l'utilisation d'ultrasons dans le domaine médical est généralement priorisée par rapport à d'autres techniques pour son faible coût et son innocuité. Contrairement aux rayons X, qui sont une forme de rayonnements électromagnétiques, les ultrasons sont des ondes mécaniques tout comme le son qui se propage dans l'air et ne sont pas dommageables pour la santé à faible énergie. Dans les fluides, seul un type d'onde acoustique peut exister, soit l'onde de pression. L'équation d'onde décrit la propagation d'ondes acoustiques dans le temps et dans l'espace pour un milieu homogène, linéaire et isotrope (Morse *et al.* (1948)) :

$$\nabla^2 u - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u}{\partial t^2} = 0 \quad (1.1)$$

où u est la position de l'onde, c la célérité ou la SOS de l'onde dans le milieu et t le temps. La solution de cette équation en 1D et en régime harmonique pour une onde progressive qui se

déplace vers la droite peut être exprimée comme :

$$u(x, t) = Ae^{i(\omega t - kx)} \quad (1.2)$$

où A est l'amplitude de l'onde, x un axe de référence dans la direction de propagation de l'onde, ω la fréquence angulaire de l'onde et k le nombre d'onde équivalent au quotient de 2π divisé par la longueur d'onde. Lorsqu'une onde entre avec un angle d'incidence oblique dans un milieu avec des propriétés acoustiques différentes du milieu de propagation, il y a changement de trajectoire. Ce phénomène se nomme la réfraction. La loi de Snell-Descartes (Descartes (1634)) permet de prédire l'angle de transmission en connaissant la SOS dans les deux milieux et l'angle d'incidence avec la relation :

$$\frac{\sin(\theta_T)}{c_2} = \frac{\sin(\theta_I)}{c_1} \quad (1.3)$$

où θ_T est l'angle de transmission, θ_I l'angle d'incidence, c_2 la SOS du milieu transmis et c_1 la SOS du milieu incident. Cependant, lorsqu'une onde acoustique pénètre dans un milieu solide élastique à angle d'incidence oblique, sa propagation devient plus complexe. À une interface fluide-solide, il y a conversion de mode puisque les ondes de cisaillement et les ondes de pression co-existent dans les solides. La condition reliant la pression dans un milieu acoustique et le déplacement dans un solide est la continuité de pression et de vitesse dans la direction normale à la surface. Dans ce projet, les ondes se propageaient dans un plan xy , parallèle au sol. Cette condition peut donc être écrite comme :

$$p_w = -\sigma_{s,xx} \quad (1.4)$$

où p_w est la pression dans un fluide w à la surface et $\sigma_{s,xx}$ est la contrainte dans un solide s et dans la direction longitudinale xx . En considérant la propagation d'onde dans le plan 2D xy ,

l'onde de cisaillement verticale ne se couple pas aux autres modes puisqu'il n'y a pas d'onde se propageant dans les plan perpendiculaires xz et yz .

Le ratio d'intensité τ et l'angle θ des ondes à la sortie d'une interface fluide-solide peuvent être calculés en combinant la loi de Snell-Descartes et les facteurs de contraintes reliés à la conversion de mode (Szabo (2014)) :

$$k_{w,x} = k_w \sin \theta_{w,L} = k_{s,SH} \sin \theta_{s,SH} = k_{s,L} \sin \theta_{s,L} \quad (1.5)$$

$$\tau_L = (\sigma F_L)^2 \frac{Z_{w,L\theta}}{c_L^2 Z_{s,L\theta}} = \frac{4Z_{w,L\theta} c_L^2 Z_{s,L\theta}}{(Z_{w,L\theta} + Z_{IN})^2} \quad (1.6)$$

$$\tau_{SH} = (\sigma F_{SH})^2 \frac{Z_{w,L\theta}}{c_{SH}^2 Z_{s,SH\theta}} = \frac{4Z_{w,L\theta} c_L^2 Z_{s,SH\theta}}{(Z_{w,L\theta} + Z_{IN})^2} \quad (1.7)$$

Dans (1.5), $k_{w,x}$ est le nombre d'onde associé à l'onde qui se propage dans un milieu acoustique w et dans la direction x , et θ l'angle d'incidence de l'onde. Ici l'indice L réfère aux ondes de pression et l'indice SH réfère aux ondes de cisaillement horizontales. Dans (1.6) et (1.7), Z est l'impédance acoustique du milieu dans lequel l'onde se propage et F est la force générée par l'onde. L'impédance acoustique de l'onde incidente Z_{IN} dans (1.6) et (1.7) peut être calculé par :

$$Z_{IN} = c_L^2 Z_{s,L\theta} + c_{SH}^2 Z_{s,SH\theta} \quad (1.8)$$

où

$$Z_{s,L\theta} = \frac{Z_{s,L\theta}}{\cos(\theta_{s,L})} \quad (1.9)$$

et

$$Z_{s,SH\theta} = \frac{Z_{s,SH\theta}}{\cos(\theta_{s,SH})} \quad (1.10)$$

Ces équations permettent de prédire le parcours et l'intensité d'ondes se propageant dans un milieu fluide-solide afin de mieux comprendre les différents mécanismes de propagation d'ondes. Cependant, un autre type d'ondes, appelé ondes guidées, peut aussi se propager dans un solide lorsque certaines conditions sont rencontrées. Les ondes guidées sont générées lorsque l'angle d'incidence d'une onde se propageant dans un solide est supérieur à l'angle de réfraction totale interne du milieu. Toutefois, la présentation des ondes guidées sera limitée à cette description puisqu'il s'agit d'un champ d'étude complet trop complexe pour la portée de cette étude. Lorsque différents types d'ondes se propagent dans différents milieux, le temps de vol (TOF) du premier groupe d'ondes arrivé entre deux points peut être difficile à estimer, car chaque groupe d'ondes emprunte un parcours différent dans des milieux ayant un différent SOS. Pour cette raison, un algorithme d'inversion permettant de séparer la contribution de chaque groupe d'ondes a été développé dans ce projet. Les différents algorithmes d'inversion utilisés dans le domaine de l'imagerie ultrason seront donc présentés dans la prochaine section.

1.4 Algorithmes d'inversion

1.4.1 Présentation des différents algorithmes

Dans le domaine de l'imagerie par ultrasons, les algorithmes d'inversion les plus couramment utilisés sont la tomographie de mesure de vitesse par TOF (Glover & Sharp (1977)), la tomographie de mesure d'atténuation (Dines & Kak (1979)) et la tomographie par diffraction (DT) (Mueller (1980)). Toutefois, la tomographie de mesure de vitesse ou d'atténuation utilise le théorème de rétroprojection pour reconstruire les propriétés de l'objet et suppose que les ondes se propagent en ligne droite. Dans les tissus durs comme les os, la diffraction causée par le milieu hétérogène et la réfraction causée par le changement de vitesse à l'interface entre l'objet et le milieu environnant ont un effet trop important pour considérer que les ondes se comportent comme un faisceau suivant une ligne droite (Belanger *et al.* (2010)). D'un autre côté, la DT standard, qui utilise l'approximation de Born ou de Rytov du premier ordre, ne peut être utilisée pour caractériser les propriétés d'os puisque le changement de phase à travers l'objet

est trop grand pour être dans l'intervalle de validité d'une des deux approximations. Lasaygues *et al.* (2012) a investigué sur la possibilité d'utiliser l'approximation de Born d'ordre plus élevé (DBIM) pour cartographier la SOS de la région corticale d'os infantiles *ex-vivo*. Malgré une bonne représentation de la géométrie, les images obtenues n'étaient pas suffisamment précises pour évaluer quantitativement la SOS des os et l'épaisseur d'os cortical. Une autre méthode récemment introduite dans le domaine de l'imagerie par ultrasons est l'inversion du champ d'onde complet (FWI) (Wiskin *et al.* (2007)). L'algorithme FWI permet de reconstruire des objets avec un fort contraste entre la SOS de l'objet et du milieu environnant. Toutefois, un modèle préliminaire doit être calculé pour estimer le champ d'un arrière-plan. Le calcul du modèle préliminaire est généralement long puisqu'il nécessite l'utilisation massive de puissance de calcul. L'utilisation du FWI ne serait donc pas bien adaptée en application clinique puisque les os sont un milieu très hétérogène, ce qui complexifie la résolution du système et rend le calcul de champ encore plus long. Une méthode hybride utilisant le DT et le TOF existe cependant.

1.4.2 HARBUT

Le HARBUT développé par Huthwaite & Simonetti (2011a) utilise un arrière-plan TOF avec rayons diffractés (BRT) pour créer une image DT à l'aide d'un algorithme de formation de faisceau (BF) et d'un filtrage fréquentiel (Simonetti & Huang (2008)). L'image basse résolution de l'arrière-plan est générée à partir d'une cartographie BRT en utilisant un ensemble de transducteurs positionnés de manière circulaire autour de l'objet afin de générer une matrice du champ complet. L'algorithme BRT utilise le principe de Fermat pour calculer géométriquement le trajet le plus court que les ondes auraient pu parcourir (Hormati *et al.* (2010)). Pour ce faire, le gradient de la somme non linéaire du carré de la fonction coût est calculé et minimisé en utilisant un algorithme de recherche de ligne avec marche arrière. Cette fonction coût est définie par :

$$C(m) \triangleq ||G(m) \cdot m - d||_2^2 \quad (1.11)$$

où $C(m)$ est le coût de la fonction, m la distribution de lenteur (réciproque de la vitesse), $G(m)$ la matrice de longueur de rayons et d le temps de vol. Le résiduel de la fonction coût correspond donc à la différence entre le TOF estimé et la longueur du rayon multiplié par sa lenteur. Une fois l'image BRT générée, le champ diffracté est isolé en utilisant le DBIM :

$$\psi_s \approx \psi_b - \int G_b O_b \psi_b d\mathbf{x}' \quad (1.12)$$

où ψ_s est le champ diffracté, ψ_b le champ de l'arrière-plan, G_b la fonction de Green de l'arrière-plan, O_b la fonction de l'objet et $\mathbf{x}'$ un point à l'intérieur de l'objet. La fonction de l'objet à un point quelconque $\mathbf{r}$ est défini par sa vitesse de groupe :

$$O(\mathbf{r}) = k_w^2 \left[\left(\frac{c_w}{c(\mathbf{r})} \right)^2 - 1 \right] \quad (1.13)$$

où k_w est le nombre d'onde dans l'eau, c_w la vitesse dans l'eau et $c(\mathbf{r})$ la vitesse du son dans l'objet. Pour que cette approximation soit valable, le changement de phase de l'onde à travers l'objet doit être beaucoup plus petit que π . L'astuce du HARBUT est de faire usage de l'information de l'arrière-plan BRT pour compenser le changement de phase et d'amplitude de l'onde transmise en utilisant les fonctions de Green. Cette compensation est effectuée dans l'algorithme de BF où le signal est décalé en phase, puis divisé par des fonctions de Green. La somme de ces signaux décalés permet de former une image BF haute résolution puisque l'amplitude de la fréquence d'excitation à un point sera seulement cohérente s'il y a présence d'un diffuseur. Le BF est décrit par l'équation suivante :

$$I_\delta^{BF} = \int_S \int_S \frac{\psi_\delta(x,y)}{G_b(x,z)G_b(z,y)} dx dy \quad (1.14)$$

où ψ_δ est le champ calculé en soustrayant le champ de l'arrière-plan du champ complet, x et y sont des directions normales dans le plan, S est l'ouverture du transducteur, I_δ^{BF} est l'image BF et G_b sont des fonctions de Green dans les plans (x,z) et (z,y) perpendiculaires à la sec-

tion transversale à imager. Dans une application réelle, les intégrales sont remplacées par des sommes discrètes. Cette image BF est ensuite filtrée dans le domaine fréquentiel spatial ω afin d'obtenir une image DT (Simonetti & Huang, 2008). Ce filtre est décrit de la façon suivante :

$$F(\omega) = \frac{k_w |\omega| \sqrt{1 - |\omega|^2 / 4k_w^2}}{8\pi^2 \Pi} \alpha(\omega) \quad (1.15)$$

où

$$\alpha(\omega) = \begin{cases} 1, & |\omega| < 2k_w \\ 0, & |\omega| > 2k_w \end{cases} \quad (1.16)$$

et

$$\Pi = \frac{e^{i\pi/4}}{\sqrt{8\pi k_w}} \quad (1.17)$$

Cette dernière étape permet d'augmenter le poids des fréquences près de la longueur d'onde du signal d'émission et de diminuer l'amplitude des basses fréquences. Les principaux avantages du HARBUT sont sa rapidité et son potentiel d'imager des objets avec un contraste élevé entre la SOS de l'objet et la SOS de l'arrière-plan. Finalement, cet algorithme aurait un bon potentiel d'application clinique puisque les premiers résultats *in-vivo* sur des tissus de la poitrine ont montré qu'une reconstruction HARBUT a un champ d'applicabilité plus grand qu'une image DT standard, grâce à la compensation du changement de phase à travers l'objet, et une meilleure résolution qu'une image TOF avec approximation de rayons droits.

CHAPITRE 2

DÉMARCHE SCIENTIFIQUE

2.1 Optimisation du taux de pénétration

La plus grande distinction entre les paramètres de la tomographie ultrasonore conventionnelle pour les tissus mous et la méthode proposée dans projet est l'importante différence d'impédance acoustique et de SOS entre l'os et l'arrière-plan (milieu couplant). Cette différence d'impédance acoustique en plus de l'atténuation élevée dans l'os a pour effet de diminuer le taux de pénétration des ondes transmises. Pour avoir un rapport signal sur bruit (SNR) suffisamment élevé afin d'être en mesure de localiser le signal dans le temps, plusieurs méthodes existent.

La première méthode consiste à augmenter l'amplitude du signal émis jusqu'à ce que le SNR soit acceptable. Toutefois, pour des applications médicales, Santé Canada (2006) impose une limite sur l'intensité du pic spatial de la moyenne temporelle réduite ($I_{SPTA.3}$) en sortie à 94 mW/cm^2 et sur l'intensité du pic spatial de la moyenne de l'impulsion réduite ($I_{SPPA.3}$) à 190 W/cm^2 pour des milieux musculo-squelettiques. Ces valeurs peuvent être calculées à partir de la tension mesurée à la sortie du transducteur et de la sensibilité du système (Preston (2012)).

La deuxième méthode pour augmenter le SNR consiste à envoyer plusieurs signaux, puis à utiliser la moyenne des signaux pour réduire le bruit incohérent. Cette méthode permet d'obtenir un meilleur SNR, mais ne permet pas d'éliminer les bruits cohérents et fait grandement augmenter le temps d'acquisition.

La troisième méthode consiste à utiliser des excitations ultrasonores codées en phase ou en fréquence afin d'augmenter le SNR. Pour ce faire, le signal temporel d'émission est codé à l'aide d'un filtre par convolution afin d'envoyer de plus longues séquences. Ces plus longues séquences se traduisent par plus d'énergie envoyée dans le système, sans pour autant augmenter l'amplitude du signal. En réception, le signal est décodé par autocorrelation avec le filtre

d'entrée afin de retrouver la réponse temporelle. Cette méthode permet d'obtenir un gain significatif d'amplitude du signal décodé par rapport au signal d'entrée. La Figure 2.1 illustre ce procédé.

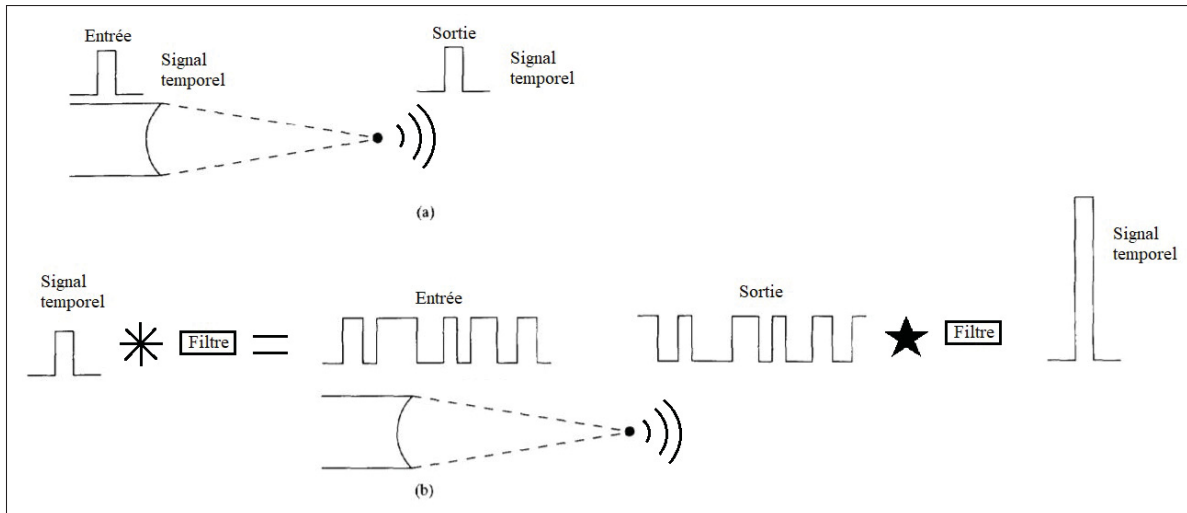


Figure 2.1 Illustration de la différence entre une excitation ultrasonore non codée (a) et une excitation ultrasonore codée (b). Adaptée de (O'Donnell (1992))

Dans ce projet, le codage Golay (Golay (1961)) a été choisi puisqu'il permet de diminuer le temps d'acquisition en augmentant significativement le SNR. Le temps d'acquisition pour une mesure en utilisant des excitations codées Golay était d'environ 0,4 s. Pour obtenir un SNR de la même ordre que les excitation codées en utilisant le moyennage, environ 5000 signaux auraient dû être envoyés, ce qui se traduit par un temps d'acquisition d'environ 150 s par mesure. Une comparaison entre les 3 méthodes présentée est illustrée dans la Figure 2.2

D'autre part, un amplificateur a été utilisé afin d'augmenter l'amplitude du signal envoyé, puisque la fréquence d'excitation ne correspondait pas à la fréquence de résonance du transducteur. Cependant, il serait important de valider que l'intensité des ondes transmises soit conforme aux normes de Santé Canada (2006) pour des applications cliniques futures. Le matériau qui a été utilisé comme arrière-plan était l'eau. D'autres matériaux ayant une impédance acoustique plus près de celle de l'os, tel que la glycérine, ont été considérés. Cependant, il

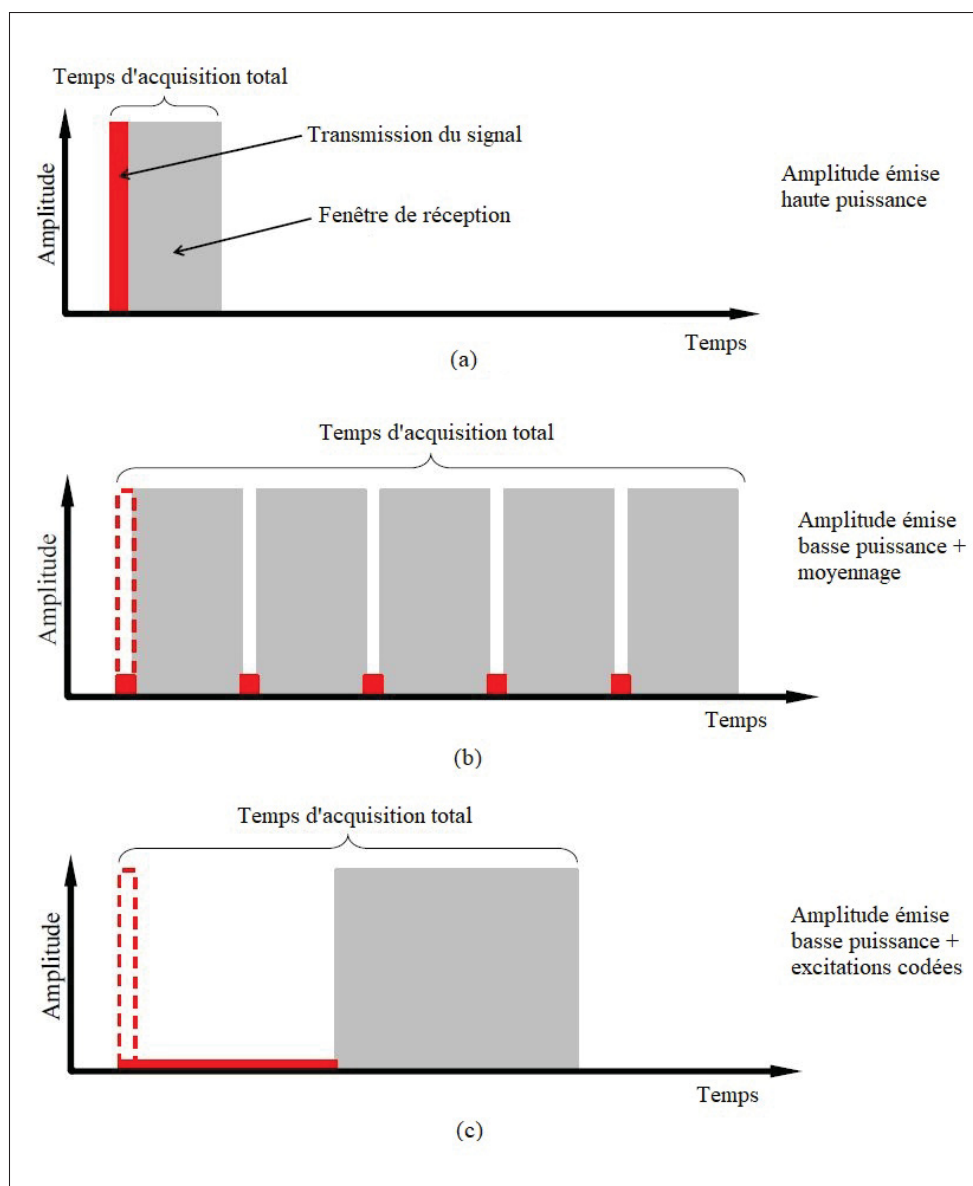


Figure 2.2 Illustration d'un signal ultrasonore transmis en utilisant (a) une plus grande amplitude, (b) du moyennage et (c) des signaux codés.

n'existe aucun transducteur d'immersion commercial avec une lame d'adaptation pour ce type de fluide. De plus, les matériaux ayant une impédance acoustique plus élevée que l'eau sont généralement plus dispendieux. Par ailleurs, les matériaux liquides à impédance acoustique élevée sont plus visqueux que l'eau, ce qui n'est pas souhaitable en application clinique puisque le patient devra mettre son bras dans le médium utilisé comme arrière-plan.

2.2 Choix du modèle numérique

Dans HARBUT, le TOF et l'amplitude de la composante fréquentielle de la première onde de pression arrivée doivent être extraits afin de pouvoir former une image des propriétés de l'objet. Pour cette raison, les différents modes de propagation et de parcours d'onde dans l'os doivent être modélisés. Les deux principaux phénomènes qui complexifient l'extraction du TOF dans un milieu fluide-solide sont la réfraction causée par la différence de vitesse entre deux milieux et la conversion d'ondes de pression dans l'eau en ondes guidées dans l'épaisseur corticale de l'os. Plusieurs ondes se propagent alors dans le milieu, ce qui complexifie le traitement des données post-acquisition.

Pour simuler la propagation d'ondes dans un milieu fluide-solide, la variation du champ de pression dans le fluide et de déplacement dans le solide peuvent être calculés à l'aide de différents outils numériques. Le programme CIVA (Lonné *et al.* (2006)) est l'un d'eux. Ce logiciel permet d'effectuer des calculs de champ acoustique par tracé de rayons. L'approximation utilisée dans CIVA est que l'onde émise se comporte comme un faisceau conique. Cette approximation diminue considérablement le temps de calcul puisque le système est réduit à trois degrés de liberté. Toutefois, le temps de calcul peut augmenter rapidement lorsque plusieurs réflexions internes sont prises en compte puisque le nombre de rayons qui se propagent augmente au carré du nombre de réflexions.

Une deuxième méthode de calcul de champ consiste à développer un modèle analytique. Dans ce cas, il s'agit de résoudre l'équation de propagation d'ondes à tous les points désirés du champ. L'équation de propagation d'ondes non-homogène (lorsqu'il y a présence d'un objet) est :

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = f(\mathbf{x}, t) \quad (2.1)$$

où $f(\mathbf{x}, t)$ est la fonction de l'objet, représentant ses propriétés, à la position $\mathbf{x}$ et au temps t . Ici, c est la vitesse du son de l'onde et p la pression dans le milieu. Cette équation aux dérivées

partielles peut être résolue numériquement par divers outils mathématiques. Cependant, un modèle analytique dans un milieu dispersif avec une géométrie complexe devient très difficile à décrire et généraliser.

Une troisième méthode pour le calcul de champ est la simulation par FE. Le logiciel ABAQUS permet de résoudre l'équation d'équilibre pour de faibles déplacements d'un fluide non visqueux compressible qui se propage dans une matrice résistive :

$$\frac{\partial p}{\partial \mathbf{x}} + \gamma \dot{\mathbf{u}}^f + \rho_f \ddot{\mathbf{u}}^f = 0 \quad (2.2)$$

où p est la pression dynamique dans le fluide, $\mathbf{x}$ est la position spatiale de la particule de fluide, $\dot{\mathbf{u}}^f$ la vitesse de la particule, $\ddot{\mathbf{u}}^f$ l'accélération de la particule, ρ_f la densité du fluide et γ la traînée volumétrique. Cette équation permet de calculer le champ acoustique dans un fluide tel que l'eau lorsqu'une onde de pression se propage. Pour calculer le déplacement dans l'os, le modèle FE effectue une analyse dynamique explicite afin de résoudre l'équation :

$$\ddot{\mathbf{u}}_{(i)}^{(N)} = (\mathbf{M}^{NJ})^{-1} (\mathbf{P}_{(i)}^J - \mathbf{I}_{(i)}^J) \quad (2.3)$$

à tous les pas de temps i et pour tous les degrés de liberté N . Ici $\ddot{\mathbf{u}}_{(i)}^{(N)}$ est l'accélération du noeud, $\mathbf{M}^{NJ}$ la matrice de masse, $\mathbf{P}_{(i)}^J$ le vecteur de charge et $\mathbf{I}_{(i)}^J$ le vecteur de forces internes. La condition qui relie le déplacement dans le fluide et le solide est que la pression et la vitesse du fluide est constante dans la direction normale à la surface. Cette condition peut être écrite comme suit :

$$p_w = -\sigma_{c,t} \quad (2.4)$$

où p_w est la pression dans l'eau à la surface de contact et $\sigma_{c,t}$ est la contrainte dans le solide dans la direction normale à la surface. Cette condition vient lier la pression de l'onde dans un milieu acoustique à son déplacement dans un solide.

La simulation par FE a l'avantage d'être très flexible et robuste, mais le temps de calcul augmente rapidement pour des simulations à haute fréquence. En effet, 20 éléments par longueur d'onde et 20 pas de temps par période d'intégration doivent être utilisés afin d'assurer la convergence du modèle (Moser *et al.* (1998)).

Dans ce projet, la possibilité d'utiliser le logiciel CIVA a premièrement été étudiée. Pour des modèles simples, le logiciel CIVA permettait d'obtenir des résultats cohérents et un temps de calcul très court. Cependant, pour des modèles plus complexes prenant en compte plusieurs réflexions internes, l'utilisation de ce logiciel n'était pas adaptée. En effet, l'ajout de réflexions internes pour générer des ondes guidées dans la région corticale de l'os faisait grandement augmenter le temps de calcul. Pour cette raison, l'utilisation de CIVA a été abandonnée. Le développement d'un modèle analytique n'a pas été considéré puisque la grande variation de géométrie des os d'une personne à une autre rend le modèle trop complexe à généraliser. À cause des limites des deux précédentes méthodes, le logiciel de calcul par FE ABAQUS a été utilisé. Pour ce faire, une modèle hybride fluide/solide a été utilisé et simulé à tous les points d'émission afin de générer une matrice complète d'émission-réception nécessaire au développement de l'algorithme de tomographie. Ce modèle est décrit plus en détail dans le chapitre 3.

2.3 Choix de la configuration expérimentale

Un banc d'essai a été conçu et fabriqué afin de valider les résultats des simulations par FE. Ce banc d'essai avait pour objectif de prendre des mesures de pression acoustique autour d'un objet immergé dans de l'eau. Les contraintes pour la fabrication du banc d'essai étaient les suivantes :

- Matériaux résistants à la corrosion ;
- Transducteurs large bande de petit diamètre pour un comportement en source point ;
- Angle d'acquisition d'au moins 270° ;
- Contrôle numérique précis ($\pm 0,1^\circ$) de la rotation des transducteurs autour de l'objet ;

- Système de prise de mesure automatique ;
- Ajustement précis ($\pm 0,5$ mm) de la hauteur et de la distance du centre des transducteurs ;
- Système léger et transportable (sous 20 kg) ;
- Coût de fabrication sous 10 000 \$.

Les principaux paramètres à optimiser dans la conception du banc d'essai étaient le coût de fabrication, la précision de la position de rotation des transducteurs, la rapidité de la prise de mesure et le nombre d'ajustements du système. Pour ce faire, plusieurs configurations ont été étudiées. Deux types de configurations sont ressorties soient : moteurs centrés (voir Figure 2.3) ou moteurs montés sur un anneau circulaire (voir Figure 2.4).

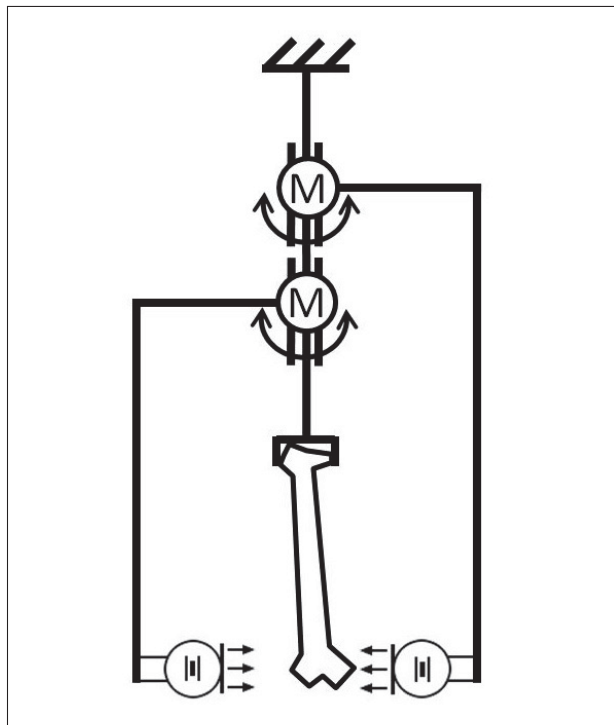


Figure 2.3 Schéma mécanique/électrique de la configuration moteurs centrés

La deuxième configuration a été choisie puisqu'elle a l'avantage d'augmenter significativement la précision du système en plus de réduire considérablement les vibrations des bras mécaniques. En effet, le positionnement des moteurs sur un anneau circulaire agit comme un réducteur de

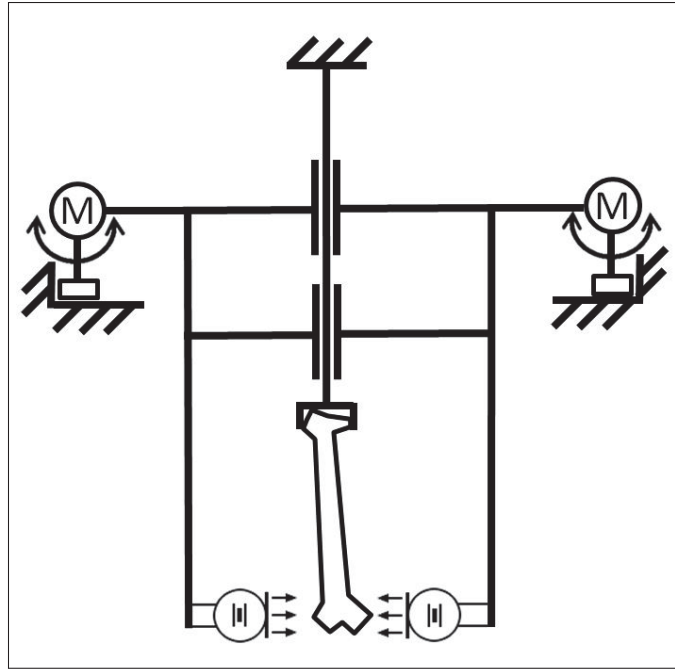


Figure 2.4 Schéma mécanique/électrique de la configuration moteurs montés sur anneaux circulaires

vitesse en plus de rigidifier le système. Le ratio de vitesse angulaire entre les moteurs et les transducteurs (fixés sur des bras mécaniques) est décrit par :

$$\omega_t = \frac{\omega_m d}{D} \quad (2.5)$$

où ω_t est la vitesse angulaire des transducteurs, ω_m la vitesse angulaire des moteurs, d le diamètre de la roue attachée sur l'arbre du moteur et D le diamètre de l'anneau circulaire. Le matériau le plus utilisé pour ce banc d'essai était l'aluminium puisqu'il est peu dispendieux et très résistant à la corrosion. Des moteurs pas à pas avec microcontrôleurs ont été choisis puisqu'ils permettent un contrôle en position et en vitesse simple et précis. Une illustration de la configuration expérimentale et une description plus détaillée est présentée dans la Section 3.4.4.

CHAPITRE 3

ULTRASOUND TOMOGRAPHY IN BONE MIMICKING PHANTOMS : SIMULATIONS AND EXPERIMENTS

Timothé Falardeau¹, Pierre Belanger¹

¹ Département de Génie Mécanique, École de Technologie Supérieure,
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Article soumis à la revue « Journal of the Acoustical Society of America » en décembre 2017.

3.1 Résumé

L'évaluation de la qualité osseuse pour le diagnostic de l'ostéoporose est généralement réalisée à partir d'images rayons X par DXA ou CT scan. Cependant, de récentes études ont montré que ces deux méthodes ne sont pas assez sensibles pour diagnostiquer l'ostéoporose adéquatement puisqu'elle mesure seulement la BMD. La littérature sur l'ultrason quantitatif pour l'os suggère que les ultrasons sont sensibles à plusieurs propriétés importantes des os telles que les propriétés mécaniques, la fraction volumique d'os et la microarchitecture. Toutefois, les techniques de tomographie ultrason traditionnelles sont limitées à l'imagerie d'objets ayant un faible contraste entre la SOS de l'objet et la SOS du média de l'arrière-plan. Dans cette étude, la possibilité d'utiliser un algorithme de tomographie plus avancé, nommé le «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography», pour cartographier la vitesse du son dans des fantômes d'os a été étudiée. L'épaisseur de l'os cortical ainsi que la vitesse du son dans l'os cortical, qui est directement reliée aux propriétés mécaniques élastiques de l'os, sont des paramètres fortement corrélés à la qualité globale de l'os. Un modèle FE et un banc d'essai expérimental ont été développés afin d'adapter le «hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography» pour l'évaluation de la qualité osseuse. Malgré la présence d'artéfacts dans les images générés, les résultats obtenus ont permis de discriminer un fantôme d'os sain d'un fantôme d'os ostéoporotique en se basant sur l'épaisseur d'os cortical et sur la vitesse du son moyenne dans l'os cortical. La vitesse du son à l'intérieur de la région corticale des fantômes d'os était sous-estimée de 9,38 % pour le fantôme d'os ostéoporotique et de 10,68 % pour le

fantôme d'os sain par rapport aux valeurs fournies par le fabricant. Toutefois, il y avait une différence de 3.97 % entre les deux échantillons. La différence entre l'épaisseur d'os cortical des images reconstruites et les mesures par CT scan était toujours sous 2 mm.

3.2 Abstract

Bone quality assessment for osteoporosis diagnosis is usually performed using dual energy X-ray absorptiometry or X-ray quantitative computed tomography. Recent research has demonstrated that both methods are inaccurate in diagnosing osteoporosis since they rely only on the bone mineral density. The literature on bone quantitative ultrasound suggests that ultrasounds are sensitive to multiple significant bone parameters such as mechanical properties, the bone volume fraction and the micro-architecture. Typical ultrasound tomography techniques are limited to image objects with a low speed of sound contrast relative to a background medium. In this study, the possibility of adapting a more advanced ultrasound inversion technique referred to as the hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography for velocity mapping of bone mimicking phantoms was examined. The cortical bone thickness and the cortical bone speed of sound, which are directly related to the bone elastic properties, are parameters strongly correlated with the overall bone quality. A finite element model and an experimental test bench were developed to adapt the hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography to bone quality assessment. Although artefacts were present in the images generated, the results obtained enabled discrimination of a healthy bone phantom over an osteoporotic bone phantom based on the cortical bone thickness and the average cortical bone velocity. The speed of sound inside the cortical region of the bone phantoms was underestimated by 9.38% for the osteoporotic phantom, and by 10.68% for the healthy phantom relative to the values supplied by the bone phantom manufacturer, but there was a difference of 3.97% between the two samples. The difference between the measured cortical bone thickness of the reconstructed image and the X-ray computed tomography images was within 2 mm.

3.3 Introduction

Osteoporosis is a medical condition characterized by bone mass loss and micro-architectural property deterioration. People affected by osteoporosis have an increased risk of bone fracture, and thus this condition would ideally be diagnosed in its early stages to avoid complications. Li *et al.* (2013) showed that the most common diagnostic tool, the dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), is ineffective in diagnosing osteoporosis since the detection rate is as low as 17.1%. The second most common evaluation method, X-ray quantitative computed tomography (QCT), increased the detection rate to 46.3% but is more expensive, generates higher radiation doses and is still based only on the bone mineral density (BMD). Numerous studies (Kanis *et al.* (2002); Law *et al.* (1996); Muller *et al.* (2005); Egorov *et al.* (2014); Nackaerts *et al.* (2008); Sarvazyan *et al.* (2009)) have pointed out that a model combining multiple bone characteristics (such as the bone cortical thickness, the density, the bone volume fraction and the mechanical properties) would be ideal for estimating the risk of fracture with a high degree of precision. Laugier & Haïat (2011) showed that quantitative ultrasounds (QUS) are sensitive to multiple bone properties such as the macro and micro-architecture, porosities and mechanical properties. QUS techniques are also generally less expensive than X-ray based ones, and are radiation-free. Axial transmission velocity measurements on the wrist and broadband ultrasonic attenuation (BUA) on the finger phalanxes and heel are the most prevalent QUS parameters examined for osteoporosis diagnosis. These measurements can be used in conjunction with X-ray QCT to evaluate the bone cortical thickness, but most of the advantages gained by using ultrasound instead of X-rays are then lost.

The two most common tomographic inversion methods are straight ray time-of-flight (TOF) tomography and diffraction tomography (DT). In hard tissues like bone, ultrasonic wave refraction is too important to consider that rays are travelling in straight paths for TOF tomography (Belanger *et al.* (2010)), and standard DT cannot be used since the phase change through the bone is too big for the first-order Born or Rytov approximation to hold. The possibility of using a higher-order Born approximation, referred to as the distorted Born iterative method (DBIM), for bone ultrasound tomography, was investigated on children bones (Lasaygues *et al.*

(2012)). Although most of the morphological features were represented correctly, the reconstructed image was not sufficiently accurate to quantify the cortical thickness and the average cortical velocity. Another relatively new ultrasound imaging method, the full wave inversion (FWI) (Wiskin *et al.* (2007); Rao *et al.* (2016)), has enabled velocity mapping of objects with high speed of sound (SOS) contrast relative to the background medium. Bernard *et al.* (2017) achieved good SOS maps of a realistic tibia-fibula numerical model. However, no experimental validation has yet been done on bones or bone phantoms using FWI. Furthermore, a forward model must be computed for FWI, resulting in time consuming and computationally expensive calculations.

A faster way to image high velocity contrast materials relative to the background using ultrasound was proposed by Huthwaite & Simonetti (2011b) for velocity mapping of breast tissues. This algorithm is referred to as the hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography (HARBUT). In HARBUT, a low resolution bent-ray TOF tomography (BRT) (Hormati *et al.* (2010)) is first used as a background for beamforming (BF). Then, a filter is convolved with the resulting image to obtain a high-resolution DT image. Initial in-vivo experiments on breast tissues (Huthwaite *et al.* (2012)) suggest that HARBUT could provide more accurate reconstructions than DT and higher resolution than BRT.

The aim of this study was to evaluate the possibility of using an adapted HARBUT for velocity mapping in bone mimicking phantoms with a view to developing a method for detecting osteoporosis. The main objective was to compare the velocity maps of osteoporotic and healthy bone mimicking phantoms. The phantoms were immersed in water in order to use water, allowing water to be used as a couplant, with greater energy transmission ultimately being obtained. A circular array of transducers was used to capture the pressure field around the bone phantoms. A fluid-solid finite element (FE) of the wave propagation was used to evaluate the performance of the imaging algorithm. Experiments were performed using a dual transducer circular array test bench similar to Zhang *et al.* (2015) to validate the FE simulation results. The transducers were scanned around the sample using stepper motors to generate data equivalent to a

full circular array configuration. A 5 cycle Hann windowed 500 kHz toneburst was used in a pitch-catch manner to map the arrival time for each send-receive pair.

3.4 Materials and methods

3.4.1 Description of the algorithm

3.4.1.1 HARBUT algorithm

Imaging of diffracting objects, such as bones, is limited to a restricted range of tomographic methods. DT using the first-order Born or Rytov approximation is the most common method for mapping the velocity inside diffracting media. When imaging materials for which the phase change through the object relative to the background medium is much greater than π , both approximations do not hold (Kak & Slaney (2001)). More advanced imaging techniques, such as DBIM or FWI, must be used to solve this inverse scattering problem using prior knowledge of a scattering model or a background close to the real object. HARBUT is a fast and robust ultrasound tomography algorithm for imaging diffracting media with high SOS contrast relative to the background medium. In HARBUT, a BRT low-resolution velocity map is used as an initial background for BF. The BF image is then filtered in the frequency domain to obtain a high-resolution DT image (Simonetti & Huang (2008)). The algorithm can be iterated to reduce errors and total phase change between iterations (Huthwaite & Simonetti (2013)). The major advantage of using HARBUT over FWI is that the former allows faster computation. The BRT background only takes a few seconds as compared to a forward model computation, which can range from a few hours to several days, depending on the number of parameters taken into account, the number of receiving positions in the field, and the method used (analytical model, finite difference or finite elements). The other advantage of HARBUT is that no prior knowledge of the object characteristics and properties is necessary. This feature is convenient for medical imaging since bone geometrical features and properties can vary considerably between patients.

In the first application of HARBUT proposed by Huthwaite et al., the SOS and density contrast was always below 10% relative to the background medium. Therefore, the phase change caused by the velocity contrast was moderately above π and the density gradient was not taken into account. In this study, the velocity and the density in the cortical region was far from the background medium (see TABLE 3.1), and thus the total phase change was over 12π between the propagation through the bone and in the background and the density gradient was significant at the fluid-solid boundary. Therefore, an alternate data post-processing algorithm was developed to improve the imaging results.

3.4.1.2 Data post-processing

Multiple data post-processing algorithms have been proposed for HARBUT. The reconstruction accuracy strongly depends on the algorithm used to extract the TOF and the frequency data. In this study, the method used to extract these components combined thresholding and the automatic TOF picker based on the Akaike information criterion (AIC) (Li *et al.* (2009)). The extraction of TOF was done in 3 steps. First, the global maximum of the envelope was located by using a Hilbert transform on the time domain signal. Secondly, the first local maxima arriving after guided wave modes (more details are provided in section C) was located by setting a threshold equal to a fraction of the global maximum. The fraction value was calculated by dividing the smallest bulk wave amplitude from the maximum amplitude of the time trace. In the third step, the location of the peak found earlier was used as the maximum window parameter for the automatic AIC TOF picker. The algorithm was finally iterated by reducing the size of the scanning window, with the previous value obtained by AIC TOF as the minimum window parameter. Selecting the right scanning window is essential for a precise BRT reconstruction since errors in arrival time estimation lead to artefacts. This method yields a closer approximation of arrival times than both methods used separately. In this study, iterating the AIC TOF algorithm 3 times provided sufficiently accurate results for the BRT reconstruction.

The post-processing algorithm also used a wave mode separator by curvature analysis of the Hilbert transform. When two or more waves arrive close together in time, the automatic AIC

TOF picker is often unable to separate the contribution of waves. In this study, when bulk compressional waves travelled close to the edge of the object, the wave travelling in water only could superpose with the bulk wave transmitted through the object and water. In all cases when the bulk wave packets transmitted through the object and water superposed with the bulk wave packets transmitted in water only, the arrival time estimated by the AIC TOF picker was slower. One way to overcome this problem is to take advantage of the information contained in the Hilbert transformed signal. When a single pulse is received on a transducer, the envelope of the signal contains a certain signature holding information such as its width and slope. When two wave packets are received close together in time, the appearance of the envelope changes : the width increases, and an inflexion point appears. This means that the curvature or second-order derivative of the enveloped signal contains a minima within the half-width or half-period of the transmitted toneburst. This minima can be found by performing thresholding on the second order derivative of the windowed Hilbert transformed time trace smoothed by multiple moving averages, as shown in FIG. 3.1.

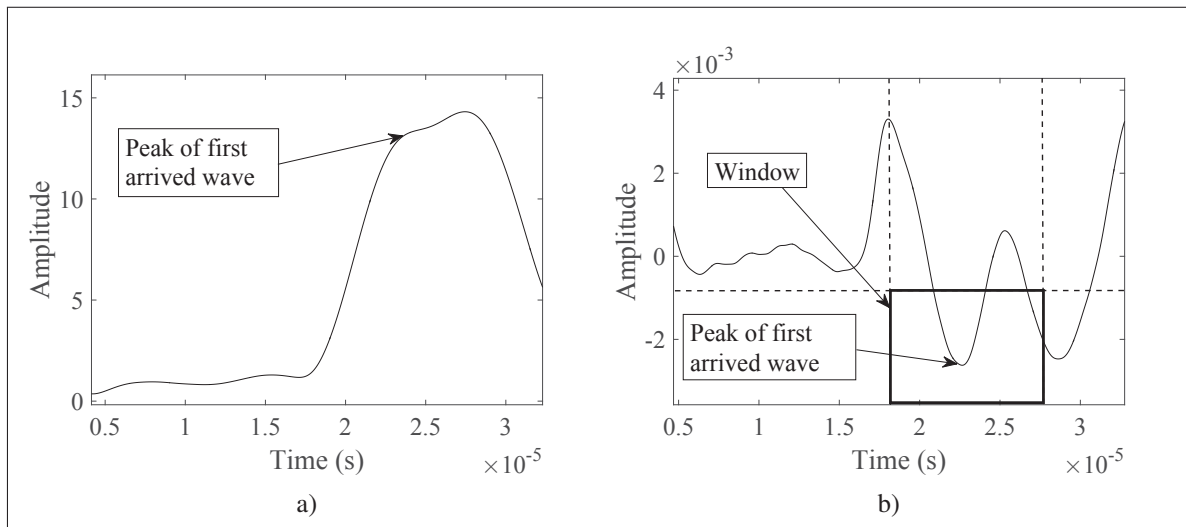


Figure 3.1 Hilbert transform of a time domain signal containing (a) two wave packets close together in time and (b) its second derivative

Frequency components were extracted by applying a fast Fourier transform on the bandpass filtered time traces windowed around the TOF calculated for BRT. Windowing the signal reduced the noise level, but eliminated scattered components associated with finer details. The frequency components were normalized such that the maximum frequency components received on the diagonal of the scattering matrix would be equal to 1. This process was done experimentally by positioning the receiving transducer directly in front of the transmitting transducer.

3.4.2 Description of the bone phantoms

Human bone tissue is a multi-scale, anisotropic, heterogeneous, porous and highly attenuating medium (Sansalone *et al.* (2010)). Attenuation is one of the main limiting factors of bone ultrasound tomography since it is frequency-dependent (Cloostermans & Thijssen (1983)). Biological tissues are considered to be viscoelastic since they return to their original shape and size when deformed, but are subject to viscous losses (Shung (2015)). This energy dissipation mechanism in addition to the relaxation phenomenon, are the primary causes of absorption in soft tissues. In hard tissues, attenuation is more complex. Boundary reflections and other absorption mechanisms, such as mode conversion, anisotropy loss, porosity, crack friction and fluid motion, are responsible for attenuation in solids (Johnston *et al.* (1979); Bossy *et al.* (2005); Wear (2008)).

In this study, True Phantom Solutions (Wydra & Maev (2013)) bone mimicking phantoms with homogenized properties were used to facilitate the development of the imaging algorithm without the constraints of using cadaveric samples. The bone phantoms consisted of cortical bone mimicking shells filled with a trabecular bone mimicking viscoelastic material, as shown in FIG. 3.2. The mechanical properties of the bone phantoms were provided by the manufacturer :

In the trabecular region of the bone mimicking phantoms, absorption was much stronger than in water or in the cortical region since it is a highly viscous medium. The trabecular region medium is semisolid although it was simplified to an attenuative acoustic medium with the



Figure 3.2 True Phantom Solutions human bone mimicking phantoms ; healthy bone phantom on the left, osteoporotic bone phantom on the right

Tableau 3.1 Acoustic properties of the bone mimicking phantoms supplied by True Phantom Solutions

	Density (g/cm^3)	Velocity at 1 MHz (m/s)	Attenuation at 1 MHz (dB/cm)
Cortical healthy bone	2.33	2900	3.5
Cortical osteoporotic bone	2.15	2750	5.0
Trabecular healthy bone	1.66	1700	40
Trabecular osteoporotic bone	1.39	1600	30

same SOS as water in the FE model, since its behavior is much closer to that of a fluid than of a solid.

3.4.3 FE model

A FE model was designed in ABAQUS 6.13 to simulate wave propagation inside the bone phantoms. The sample was immersed in water at 20°C to provide a couplant between the probe and the bone phantom. The FE model was reduced to 2D since the waves are transmitted through the bones, and only a small quantity of energy would leak in the other direction. In this

study, a circular array ultrasound tomography configuration was chosen to map the velocity inside the bone mimicking phantoms. The circular array configuration is the only transducer arrangement that provides a full view of the object to image. Moreover, polar coordinates can be used to reduce the algorithm complexity and computation time. The bone phantom geometry was extracted from an X-ray micro-computed tomography (μ CT) scan. The configuration used in this study is presented in FIG. 3.3.

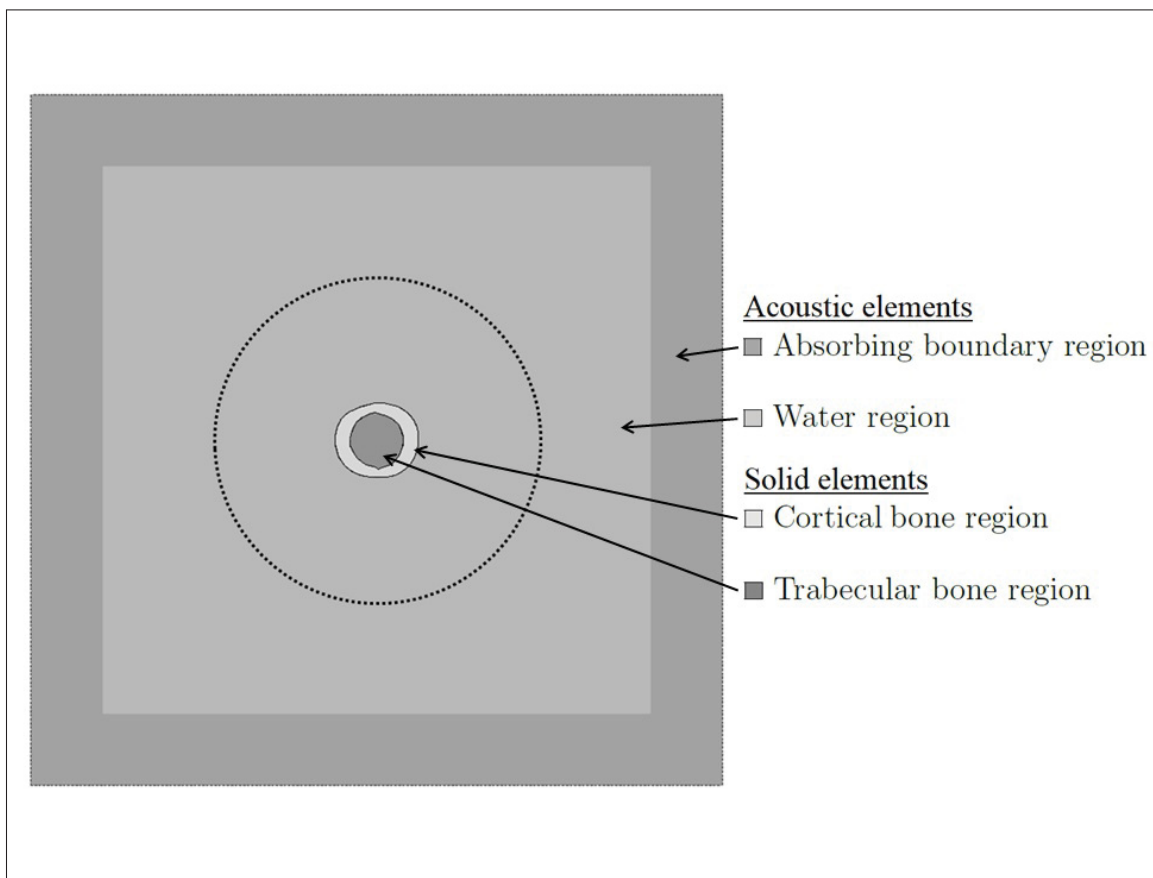


Figure 3.3 Ultrasound tomography configuration used in the FE model

In FIG. 3.3, the dots surrounding the bone mimicking phantom represent the 360 emitter (point sources) and receiver positions. Fewer dots are represented than in the actual configuration to help visualize the circular array configuration. A 5 cycle Hann windowed 500 kHz toneburst

was sent and captured from all point source positions in a pitch-catch manner to obtain the full send-receive TOF data.

An input file was used to generate the nodes location of the point sources in water and to mesh the square elements of the model. The element size and integration time steps for convergence of the numerical results were : 20 elements per wavelength and 20 time step integrations per period (Moser *et al.* (1998)).

The pressure field was calculated for each point source by running successive simulations at every emission position. All materials were considered isotropic and homogeneous. Acoustic impedance properties were implemented as boundary conditions at the fluid-solid interfaces with a tie constraint to couple both surfaces. Absorbing boundaries consisting of acoustic elements with exponentially increasing volumetric drag (as shown in FIG. 3.3) were included to simulate an infinite water tank (Nielsen (2006)). The absorbing boundary region, the water region and the trabecular region were modeled with quadrilateral acoustic elements. The cortical region was modeled with quadrilateral solid elements with an isotropic elastic modulus set to match the True Phantom Solutions osteoporotic cortical bone SOS. In the cortical and trabecular regions, the attenuation was modeled respectively as Rayleigh damping (Spears & Jensen (2012)) and volumetric drag (Li *et al.* (2005)). At high frequency, the β coefficient associated with stiffness damping is dominant over the α coefficient associated with mass damping (Zerwer *et al.* (2002)). Therefore, only the β coefficient of Rayleigh damping was included in the FE model to simplify coefficient estimation. The Rayleigh damping β and volumetric drag γ coefficients were estimated experimentally by matching attenuation measurements on rectangular bone phantom samples of known thicknesses with the coefficients' values. The β and γ values were respectively : $2e-8 \text{ s}^{-1}$ and $1e7$.

In this study, the FE model simulation plane was defined as the xy plane. Only bulk waves were of interest in the imaging algorithm, thus guided waves propagating around the cortical bone shell were not analyzed in depth. In fluids, shear motion is not sustained, and only pressure waves, more commonly referred as L-waves, are supported. At a fluid-solid interface,

mode conversion occurs since both S-waves and L-waves exist in solids. When considering 2D propagation, the shear vertical wave does not couple to other modes since there are no waves propagating in the yz or xz planes. Wave propagation considering only the first reflection at the fluid-solid boundary is shown in FIG. 3.4.

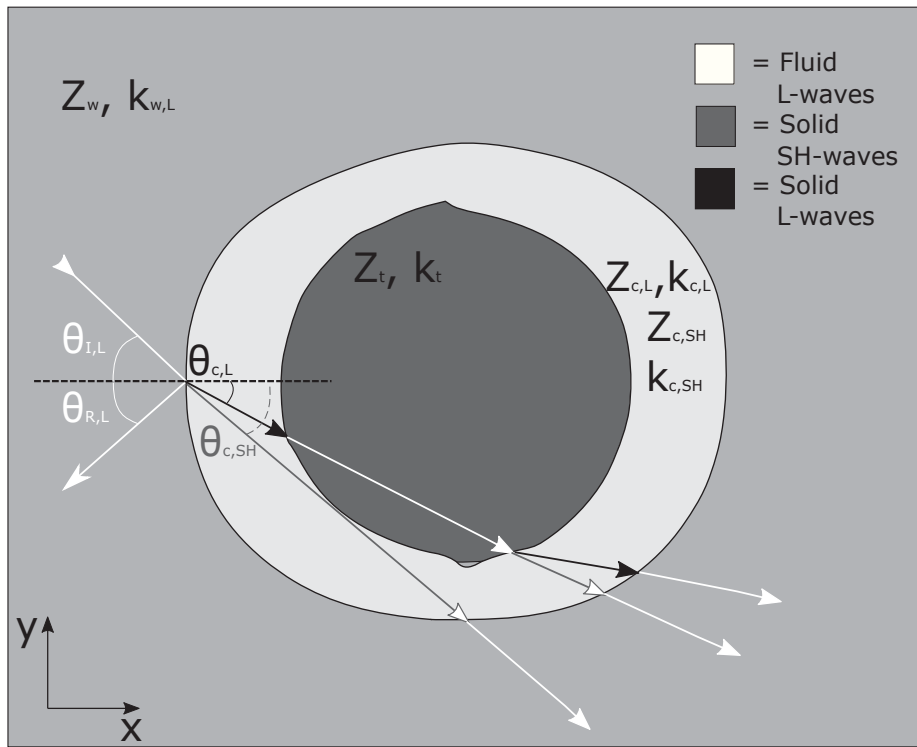


Figure 3.4 Wave propagation considering only transmitted waves in the bone phantom

The main objective of the TOF extraction algorithm was to evaluate the arrival times of the solid L-waves converted into fluid L-waves from the FE simulations. The wave of interest is represented as the top white arrow on the right of FIG. 3.4.

3.4.4 Experimental setup

3.4.4.1 Test bench configuration

The setup used to validate the FE results was an ultrasound tomography test bench with two single element Olympus V323-SM 2.25 MHz ultrasound immersion transducers attached to stepper motors in a water tank (FIG. 3.5). The stepper motors were mounted on an aluminum

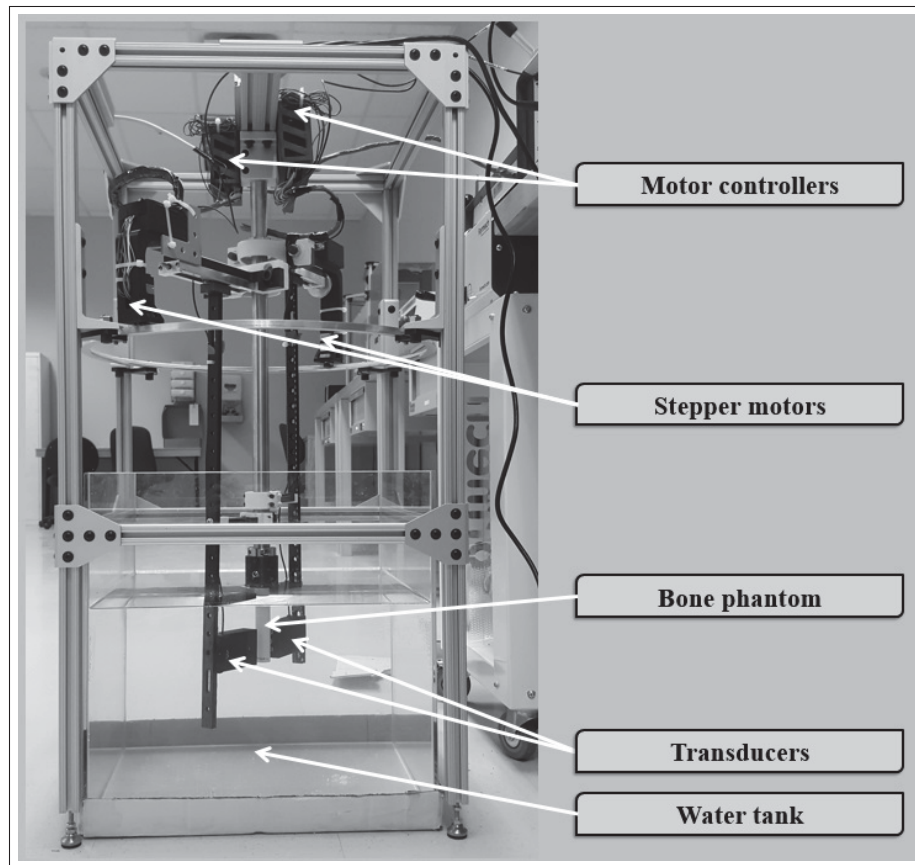


Figure 3.5 Experimental ultrasound tomography test bench

ring which enables the rotation of the transducers around the sample in order to replicate a full circular array configuration. The advantage of using this method is that a virtually unlimited number of transduction positions can be used. This solution comes with drawbacks such as

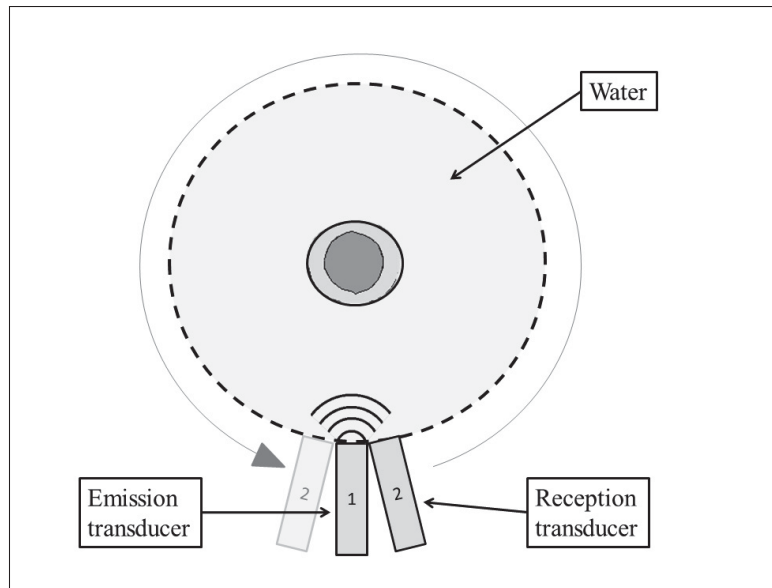


Figure 3.6 Simplified top view representation of the experimental ultrasound tomography test bench

a longer acquisition time and more position variations in measurements, but greatly reduces fabrication costs for the research and development of an ultrasound tomography system.

Data acquisition was automated using Matlab and a TiePie Handyscope HS5. A Falco Systems WMA-300 5 MHz 150V amplifier was used to increase the signal amplitude in order to penetrate through the sample and obtain a sufficient signal-to-noise ratio (SNR) for arrival time extraction.

In this study, 322 emission positions and 243 reception positions were used. The angle of reception was limited to 272° due to the transducers' arrangement, as represented in FIG. 3.6. This arrangement represents a compromise between the total acquisition time and the sampling resolution. The emitted signals were coded using Golay coded sequences to increase the SNR. Golay coded sequences were used to increase the SNR for a limited acquisition time.

3.5 Results and discussion

3.5.1 Comparison between FE and experiments

FE and experimental velocity maps of the osteoporotic bone phantom reconstructed using the adapted HARBUT are presented in FIG. 3.7. Here, the diameter of the circles represents

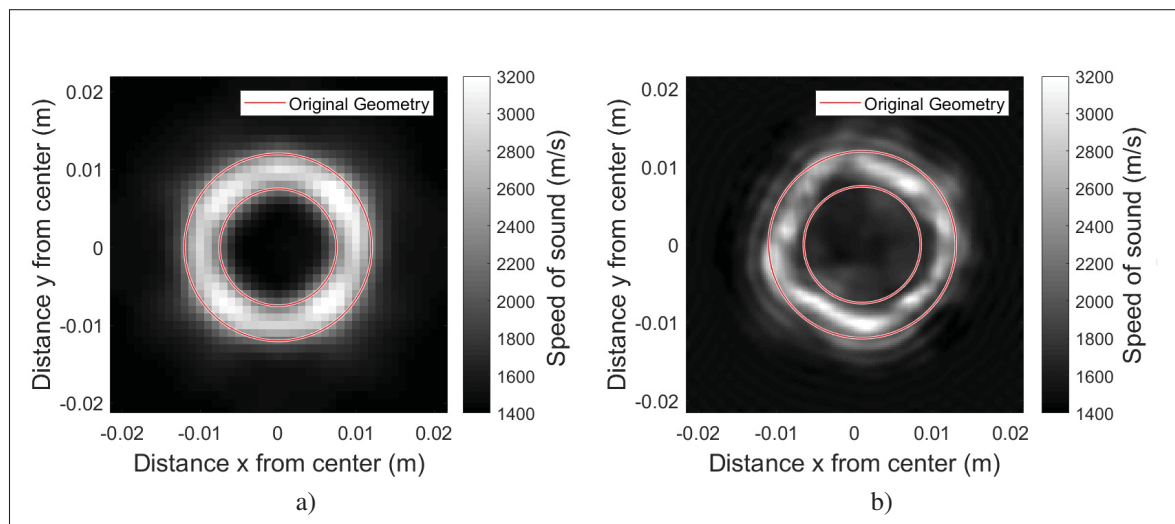


Figure 3.7 (a) FE and (b) experimental velocity map of the osteoporotic bone phantom using the adapted HARBUT algorithm

the average diameters of the bone phantom since it is not a perfect cylinder. In FIG. 3.7(a), the average velocity of the cortical shell and trabecular region was estimated respectively at 2771 m/s and 1548 m/s, with errors of 0.76% and 4.32% from the values set in the FE model. In FIG. 3.7(b), the average velocity was estimated at 2492 m/s in the cortical shell and 1548 m/s in the trabecular region, with errors respectively of 9.38% and 6.50% from True Phantom Solutions values. Both methods' results fall within a 10% relative error, and replicate the true bone phantom geometry with a good precision. The main difference between the FE velocity map and the experimental velocity map lies in the SOS variation within the cortical shell. The maximum difference between the true cortical bone velocity and the cortical bone velocity in the FE map was close to 20%. In the reconstruction of the experimental results, the maximum

difference increased to 25%. This increase in variation was likely caused by the differences between the FE model and the experimental setup. In the FE model, the pressure field was generated by point sources, whereas when using the experimental test bench, the field was generated by two Olympus V323-SM transducers. The aperture of the transducers strongly affected the generated field. The transducers used experimentally were directive, and did not behave like point sources. When the received signal amplitude dropped due to directivity, the BRT reconstruction quality was degraded since the TOF extraction algorithm was less effective when the signal amplitude was close to the noise amplitude.

3.5.2 Comparison between CT and experiments

In FIG. 3.8, the BRT (a and b) and the HARBUT (c and d) velocity maps of the bone phantoms using the experimental test bench results are presented. The (e) and (f) images show the corresponding μ CT scans.

3.5.2.1 Cortical thickness measurements

The advantage of using HARBUT over BRT only in velocity mapping can be seen by comparing FIG. 3.8 (a) to FIG. 3.8 (c) and FIG. 3.8 (b) to FIG. 3.8 (d). While BRT yields morphological features and SOS close to the true object, HARBUT further enhances the final image since it can account for diffraction effects. This characteristic enables the detection of finer details since scattering occurs when the size of a heterogeneity is in the same order of magnitude as the wavelength of the transmitted wave. Although the cortical and trabecular bone regions of the BRT images were easily distinguishable, only the HARBUT images were adequate for evaluation of the cortical thickness. These images matched the true bone phantoms' geometry with a maximum error in cortical thickness evaluation of less than 2 mm. The porosities of the osteoporotic bone phantom were smaller than the theoretical resolution limit. Therefore, the porosities are not visible in the HARBUT image, although there is a local SOS decrease. The cortical thickness value was evaluated using image segmentation methods. A circular Hough transform was applied on the HARBUT image to estimate the radius and center of the ob-

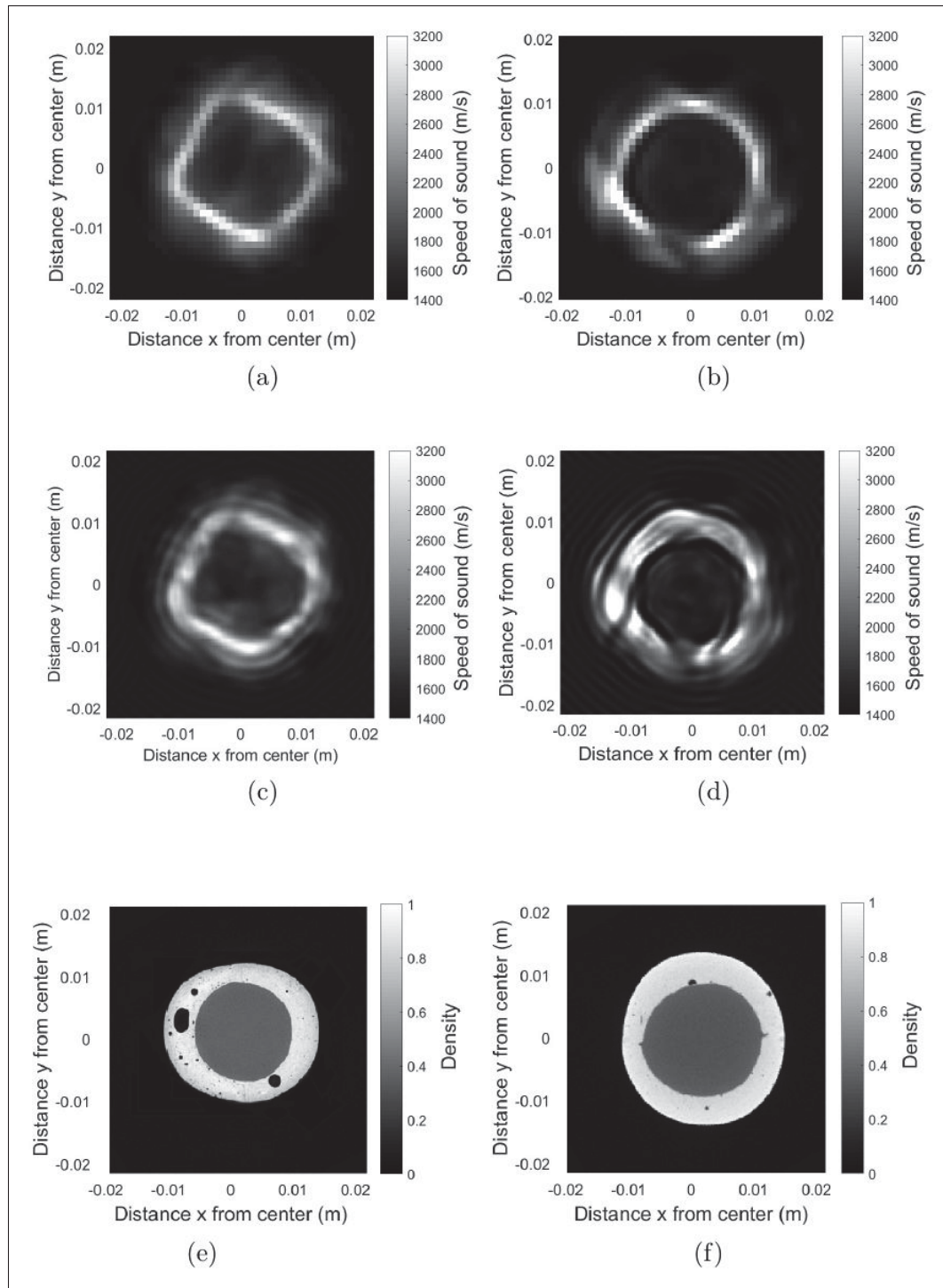


Figure 3.8 Velocity maps of the osteoporotic (a and c) and the healthy (b and d) bone mimicking phantom using 322x322 emission-reception positions processed with the BRT algorithm only (a and b) and with the iterative HARBUT algorithm (c and d). (e) and (f) shows the density maps obtained using μ CT for the osteoporotic and healthy bone respectively.

ject. Using this information, the cortical and trabecular region were separated by combining a Canny edge detector and a threshold. The threshold was set in order to eliminate high velocity artefacts far from the boundaries. FIG. 3.9 shows how the osteoporotic bone and the cortical bone regions are segregated using this method. The cortical bone thickness is determined as the distance between the internal and the external edges, following a straight line from the center.

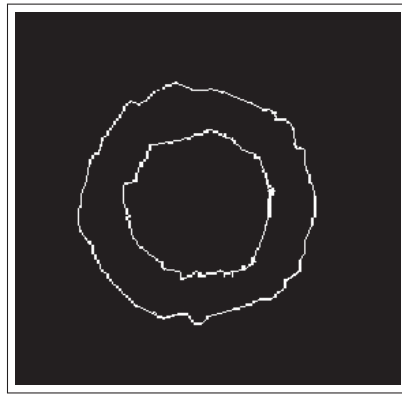


Figure 3.9 Binary mapping of the osteoporotic bone phantom edges

3.5.2.2 Accuracy of the velocity maps

As mentioned earlier, the average velocity of the osteoporotic bone mimicking phantom was evaluated at 2492 m/s in the cortical region, with an error of 9.38%, and at 1704 m/s in the trabecular region, with an error of 6.50%. The average velocity of the healthy bone mimicking phantom was evaluated at 2591 m/s in the cortical region, with an error of 10.66%, and at 1578 m/s in the trabecular region, with an error 7.18%. The velocity in the center of both cortical shells was close to the expected value although the average velocity was lower than the values provided by True Phantom Solutions (see TABLE 3.1). The healthy bone phantom is still distinguishable from the osteoporotic bone phantom since there is an average SOS difference of 99 m/s, corresponding to 3.97%, between the two.

The average velocity was underestimated in the cortical region since the 3D effects, the density gradient and the attenuation were not accounted for in the DT part of the HARBUT algorithm. These deviations are more significant at boundaries due to the high density gradient at the water-cortical bone and cortical bone-trabecular bone interfaces. The attenuation caused by the out-of-plane scattering and energy dissipation mechanisms in the material also decreased SOS values since the amplitude is lower than expected when the waves go through the bone phantom. The combined artefacts underestimated the velocity, and were more significant at boundaries, leading to lower accuracy in the image segmentation and a lower average SOS value in the cortical region.

The SOS map of the trabecular regions did not allow a distinction between the two bone phantoms. The average trabecular velocity of the osteoporotic bone phantom was higher than in the healthy bone phantom, whereas the opposite should have been expected. This difference is strongly correlated with artefacts generated by the BRT algorithm. In FIG. 3.8 (a), artefacts were present inside and outside the object, whereas in FIG. 3.8 (c), they were only present in the water. The higher SOS in the trabecular region of the osteoporotic bone phantoms caused by the artefacts increased the average SOS value and reduced the accuracy of the image segmentation. These errors were generated in the data post-processing algorithm when the arrival times were not correctly evaluated. This is currently the main limitation of the proposed method and further work must be done in order to obtain velocity maps closer to the real object properties.

3.6 Conclusion

In this study, the possibility of using an adapted HARBUT was evaluated for velocity mapping with a view to developing a method for detecting osteoporosis. The HARBUT algorithm was adapted by combining thresholding, AIC and curvature analysis based on the Hilbert transformed time trace.

The morphological features of the reconstructed images were always within 2 mm of the true bone phantom geometry. The cortical thickness was evaluated by combining a circular Hough transform, a Canny edge detector, and a threshold of the HARBUT images. A difference of 99 m/s, corresponding to 3.97%, in the average velocity of the cortical shells of the bone phantoms, allowed a discrimination between a healthy bone phantom and an osteoporotic bone phantom, although values were approximately 10% lower than the True Phantom Solutions values provided. Errors in the average velocities of the trabecular regions of the bone phantom were always below 10%. Artefacts generated in the BRT background from erroneous TOF estimations were the main cause of errors in the HARBUT images.

Overall, HARBUT is a significant improvement over standard ultrasound TOF and DT, but further work must to be done to improve the accuracy of the TOF extraction algorithm. Incorporating a map of the density gradient in the object function and compensating attenuation could also be investigated as a way to correct velocity underestimation in the DT algorithm.

CHAPITRE 4

RÉSULTATS ET DISCUSSION

4.1 Résultats du premier article

L'algorithme HARBUT a pu être adapté à la tomographie de fantôme d'os en combinant un filtre passe-bas, un extracteur de temps de vol basé sur le critère d'information Akaike (AIC) et un analyseur de courbe de la transformée Hilbert de la trace temporelle. Dans l'article présenté, la différence d'épaisseur d'os cortical entre les images reconstruites par ultrasons et la vraie géométrie était en moyenne de 0.5 mm. Cette épaisseur a été évaluée à partir de techniques de détection de contours en utilisant la transformée de Hough circulaire, suivi d'un détecteur de contour Canny et d'un filtre passe-bas. Une différence de 99 m/s, correspondant à 3.97%, entre la SOS moyenne de l'os cortical sain et de l'os cortical ostéoporotique a pu être observée. Cette différence était assez significative pour permettre de différencier entre un fantôme d'os sain et un fantôme d'os ostéoporotique. Cependant, la vitesse du son moyenne dans la région corticale du fantôme d'os était sous-évaluée d'environ 10% par rapport aux valeurs de SOS fournies par True Phantom Solutions. Les erreurs générées dans l'arrière-plan BRT étaient principalement dues à une mauvaise estimation du TOF lorsque deux groupes d'ondes sont rapprochés dans le temps. Cependant, l'algorithme développé était beaucoup plus performant que ceux présentés précédemment dans les articles utilisant le HARBUT. Les artéfacts de la partie DT de HARBUT étaient quant à eux dus à l'omission de l'important gradient de densité entre l'arrière-plan et la surface externe de l'os. En résumé, le HARBUT génère des images de fantômes d'os de qualité nettement supérieure aux algorithmes de tomographie traditionnels, mais plus de travail doit être réalisé pour améliorer la précision de l'estimation du TOF et pour prendre en compte le gradient de densité.

4.2 Résultats os cadavériques

Puisque l'article de journal a été soumis en présentant seulement les résultats sur des fantômes d'os, les résultats initiaux sur des os cadavériques seront présentés dans cette section. Les figures 4.1 et 4.3 montrent des images SOS de deux os cadavériques avec leur CT scans correspondants. Les figures 4.2 et 4.4 montrent la position des transducteurs sur le banc d'essai expérimental. Les images ont été générées avec l'algorithme BRT seulement puisque le contenu fréquentiel (extrait à l'aide du TOF sur les traces temporelles) était inutilisable à plusieurs positions dû à l'estimation erronée du temps d'arrivée du premier paquet d'onde. En effet, dans la partie DT de l'algorithme, le premier groupe d'ondes arrivé doit être isolé afin de tenir compte de sa contribution seulement.

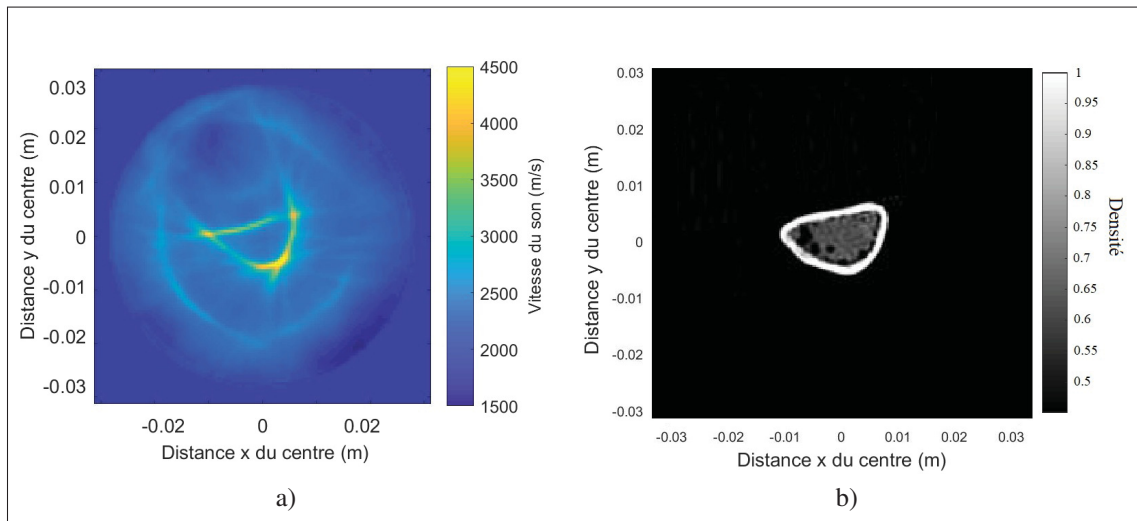


Figure 4.1 Image SOS (a) et CT correspondante (b) de la région corticale de l'os cadavérique F-5916

Dans la figure 4.1, il est possible d'observer que la géométrie de l'os est bien respectée avec une erreur moyenne d'épaisseur de l'os cortical de 0.5 mm. Toutefois, des artefacts générés par des ondes guidées dans l'épaisseur corticale de l'os sont présents. Ceux-ci sont visibles dans la figure 4.1 a) et sont représentés par un deuxième anneau circulaire de plus grand diamètre autour de l'objet. Lorsque le TOF du premier groupe d'ondes est estimé avec des ondes guidées,

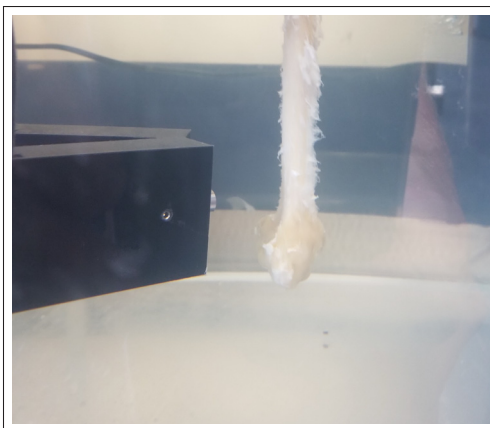


Figure 4.2 Positionnement des transducteurs pour la prise de mesure de l'os F-5916

la SOS à cet endroit est surestimée. La combinaison de plusieurs estimations erronées a pour effet de créer un deuxième cercle autour de l'objet représentant les ondes qui sont arrivées trop rapidement. Malgré tout, la SOS dans l'os cortical est près des valeurs de la littérature. En effet, Sievänen *et al.* (2001) a mesuré expérimentalement des valeurs de SOS dans l'os cortical du radius entre 3620 m/s et 4278 m/s.

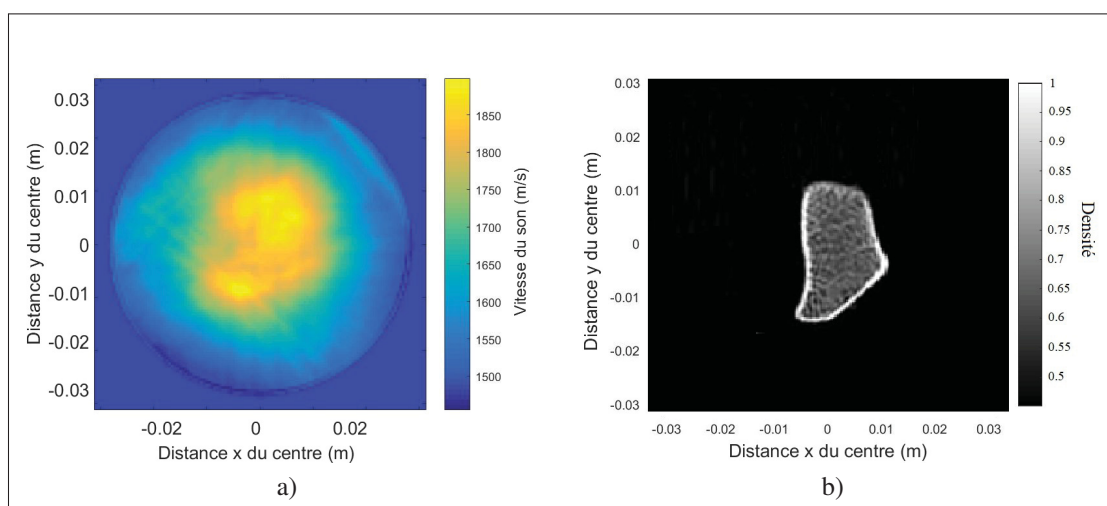


Figure 4.3 Image SOS (a) et CT correspondante (b) de l'os cadavérique F-5816

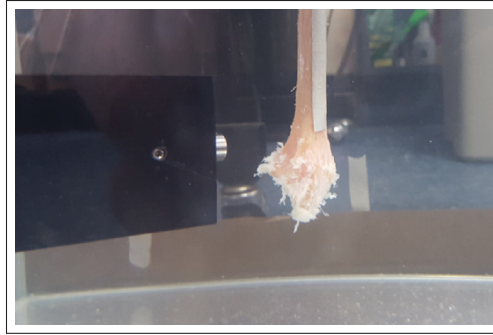


Figure 4.4 Positionnement des transducteurs pour la prise de mesure de l'os F-5816

Dans la figure 4.3, il est possible d'observer que l'épaisseur d'os cortical n'est pas visible. Cette région n'est pas représentée dans l'image SOS parce que son épaisseur est inférieure à $\lambda/2$, soit la limite de diffusion de Rayleigh. Cependant, la forme de l'image SOS est similaire à celle du CT scan à l'exception du coin supérieur gauche. De plus, la vitesse dans l'os trabéculaire est en accord avec les valeurs de la littérature obtenues expérimentalement par Guipieri *et al.* (2015), soient entre 1516,9 m/s et 2201 m/s.

Les images obtenues expérimentalement sur des os cadavériques montrent que la tomographie par ultrasons permet de générer des images similaires aux CT scans en plus de mesurer les propriétés acoustiques de l'objet. Cependant, la présence d'artéfacts nuit à la qualité de reconstruction et ne permet actuellement pas d'avoir assez de précision pour utiliser ces mesures en application clinique. L'estimation erronée du TOF est la principale cause d'artéfacts et d'autres travaux devraient être menés pour améliorer la précision et la robustesse de l'algorithme d'extraction du TOF du premier groupe d'ondes arrivé. Par exemple, un réseau de neurones artificiel pourrait être développé afin d'extraire des caractéristiques distinctives du signal qui seraient utilisées afin de localiser le premier groupe d'ondes arrivé. Cette possibilité d'amélioration de l'algorithme d'extraction du TOF sera détaillée davantage dans la prochaine section.

4.3 Perspectives de recherche

Dans cette section, deux perspectives d'amélioration de l'algorithme HARBUT et une perspective d'application seront proposées.

La première perspective de recherche mentionnée dans ce mémoire porte principalement sur la réduction des artéfacts générés dans les images de reconstruction. Il a été possible d'observer que les principaux artéfacts sont générés lorsque le temps de vol n'est pas correctement estimé. Pour des fantômes d'os aux propriétés homogénéisées isotropes, les artéfacts générés dans l'arrière-plan BRT étaient faibles. Cependant, dans un milieu anisotrope aux propriétés hétérogènes, l'algorithme d'extraction du TOF devient moins performant. Pour cette raison, un algorithme plus robuste permettant de mieux différencier entre les différents groupe d'ondes présents sur la trace temporelle pourrait être développé. Dans cette perspective, l'apprentissage machine pour la détermination du TOF serait une solution potentielle. En effet, l'apprentissage machine, plus particulièrement les réseaux de neurones artificiel, permettent de reconnaître de nombreuses caractéristiques d'un signal. L'avantage de cette méthode est que davantage de paramètres peuvent être pris en compte et que le réseau peut évoluer en s'entraînant sur beaucoup de signaux (avec un modèle analytique par exemple), ce qui augmente la précision.

La deuxième perspective de recherche porte sur la fabrication d'un banc d'essai comportant plus de transducteurs avec une fréquence centrale adaptée. L'ajout de transducteurs fixes permettrait de limiter l'incertitude quant à leur position. De plus, la prise de mesure serait beaucoup plus rapide, ce qui faciliterait l'optimisation du procédé. L'utilisation de transducteurs avec une fréquence centrale près de la fréquence d'émission permettrait aussi d'avoir plus d'énergie qui se propage dans le milieu, donc un meilleur SNR.

La troisième perspective de recherche serait d'adapter le HARBUT pour caractériser la vitesse du son dans des applications industrielles. Des transducteurs d'émission laser ultrason pourraient être utilisés afin de ne pas avoir à tenir compte de l'arrière-plan. En effet, la conversion d'onde électromécanique à onde mécanique s'effectue directement sur la face de l'objet et se

mesure autour de l'objet. Cependant, cette technologie serait limitée à l'inspection d'objets de forme presque cylindrique.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'ostéoporose est encore à ce jour une maladie mal diagnostiquée. Les méthodes d'évaluation de la qualité osseuse les plus courantes, le DXA et le QCT, mesurent seulement le BMD alors que la littérature suggère que la qualité osseuse dépend de plusieurs paramètres. D'autres outils de mesure de la qualité osseuse existent, mais aucun à ce jour n'a permis de diagnostiquer l'ostéoporose rapidement et avec un taux de détection élevé.

Cependant, les études récentes sur les méthodes QUS pour l'os suggèrent que les ultrasons sont sensibles à plusieurs propriétés intrinsèques des os. Le SOS ainsi que le BUA sont les paramètres généralement mesurés. Toutefois, les techniques QUS actuelles ne permettent pas d'obtenir d'informations morphologiques sur la géométrie de l'os telle que l'épaisseur d'os cortical. Les méthodes d'imagerie par ultrasons traditionnelles sont limitées par la réfraction, la diffraction et l'atténuation qui se manifestent dans l'os. Toutefois, un algorithme tomographique récemment développé, le HARBUT, a ouvert la porte à la tomographie de milieux plus complexes.

Dans cette étude, l'algorithme HARBUT a été adapté pour la tomographie des os afin de prendre en compte le contraste élevé entre le SOS de l'objet et le SOS de l'arrière-plan. Un algorithme de post-traitement de données combinant un seuil variable, le AIC et un analyseur de courbe de la transformée d'Hilbert de la trace temporelle ont permis d'améliorer la précision de l'estimation du TOF. Les résultats FE ainsi que les résultats expérimentaux sur des fantômes osseux ont montré que HARBUT était en mesure de caractériser les propriétés acoustiques et géométriques des fantômes osseux. Les résultats expérimentaux sur des radius humains cadavériques ont montré que HARBUT permettait d'obtenir des images SOS similaires aux CT scans et avec des propriétés en accord avec la littérature. Toutefois, le recouvrement d'onde ainsi que l'omission du gradient de densité nuisaient à la qualité de reconstruction. À ce stade, les artefacts sont trop importants pour pouvoir conclure que le HARBUT est assez performant

pour diagnostiquer l'ostéoporose. La conclusion générale de ce projet est donc que le HAR-BUT semble prometteur pour diagnostiquer l'ostéoporose, mais que plus de travaux doivent être faits pour rendre l'algorithme plus robuste et précis.

Effectivement, la détermination du TOF de la première onde arrivée était moins efficace lorsque le TOF de deux groupes d'ondes était similaire. L'analyseur de courbe de la transformée d'Hilbert de la trace temporelle permettait de localiser une onde recouverte lorsque celle-ci arrivait avant l'onde de plus grande amplitude. Cependant, à certaines positions, l'estimation du TOF demeurait problématique due à la complexité de la propagation d'ondes dans le milieu. Dans cette étude, le gradient de densité dans la fonction de l'objet n'était pas pris en compte dû à la difficulté d'implémentation expérimentale. La SOS aux bordures de la région corticale de l'os était alors sous-estimée. Il serait intéressant de développer une technique incluant la cartographie de la densité de l'os et un algorithme d'extraction du TOF plus robuste afin de limiter les erreurs de reconstruction et d'obtenir une information supplémentaire sur les propriétés du milieu.

ANNEXE I

ARTICLE DE CONFÉRENCE

Lors de la «Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation 2017», j’ai effectué une présentation par affiche en lien avec les résultats obtenus dans mon projet de maîtrise. Un article a été rédigé pour cette conférence et est présenté dans la section suivante.

1. Material characterization using ultrasound tomography

1.1 Abstract

Characterization of material properties can be performed using a wide array of methods *e.g.* X-ray diffraction or tensile testing. Each method leads to a limited set of material properties. This paper is interested in using ultrasound tomography to map speed of sound inside a material sample. The velocity inside the sample is directly related to its elastic properties. Recent developments in ultrasound diffraction tomography have enabled velocity mapping of high velocity contrast objects using a combination of bent-ray time-of-flight tomography and diffraction tomography. In this study, ultrasound diffraction tomography was investigated using simulations in human bone phantoms. A finite element model was developed to assess the influence of the frequency, the number of transduction positions and the distance from the sample as well as to adapt the imaging algorithm. The average velocity in both regions of the bone phantoms were within 5% of the true value.

1.2 Introduction

Ultrasound tomography of materials with high velocity contrast is not possible with conventional tomographic algorithms. Straight ray speed of sound (SOS) tomography doesn’t take into account the curvature of ray paths. Diffraction tomography (DT) using the first order Born or Rytov approximation is limited to objects with low SOS contrast relative to the background medium. Other techniques such as full wave inversion (FWI) (Tarantola, 1986) or distorted

Born iterative method (DBIM) (Chew & Wang, 1990) enable velocity mapping of highly diffracting sources, but are computationally demanding. A forward model calculation is required for FWI and multiple iterations in DBIM.

This paper investigates the use of the hybrid algorithm for robust breast ultrasound tomography (HARBUT) for imaging highly diffracting media with high SOS contrast relative to the background medium. This imaging algorithm uses bent ray time-of-flight (TOF) tomography (BRT) (Hormati *et al.*, 2010) as a robust low resolution background for beamforming (BF) which is then filtered in the frequency domain to obtain a high resolution DT image (Simonetti & Huang, 2008).

The aim of this study is to reconstruct the SOS profile of a human radius bone phantom with an adapted HARBUT as a way to quantify bone mechanical properties. A 2D FE model of wave propagation through a bone surrounded by a circular array of ultrasonic transducers immersed in water was designed. Results were then post-processed into the imaging algorithm to obtain SOS maps. Finally, the images were compared to evaluate the gain of using HARBUT over BRT only.

1.3 HARBUT algorithm

1.3.1 Diffraction tomography

In highly diffracting media such as bone, the straight ray approximation does not hold because diffraction and refraction effects are too important to consider the wave propagating along a straight path (Belanger *et al.*, 2010). DT algorithms based on the wave equation are better suited for imaging these media since it can accounts for interactions between ultrasonic waves and heterogeneities. However, conventional DT is only valid for weakly diffracting objects under the Born or Rytov approximation. The scattered field generated by waves propagating through an object must be separated from the total field to recover the object mechanical properties. In this study, the incident field was pressure waves travelling in water captured by a circular array. The general acoustic wave equation is suitable to define wave propagation since only pressure

waves are supported :

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (\text{A I-1})$$

Using the Fourier transform it can be written in the frequency domain as :

$$(\nabla^2 + k(\mathbf{r}, \omega)^2) \psi(\mathbf{r}, \omega) = 0 \quad (\text{A I-2})$$

where $\mathbf{r}$ is the spatial coordinate of the field, ω the angular frequency, $\psi(\mathbf{r}, \omega)$ the total field and $k(\mathbf{r}, \omega)$ the wavenumber associated with this field. When using Born approximation, the total field is separated into the sum of an incident field ψ_w and a scattered field ψ_b :

$$\psi_b \approx \psi - \psi_w \quad (\text{A I-3})$$

This approximation holds when the total phase change between the incident and scattered fields is smaller than π . The equation can then be written in term of the object function O which is described as a local change in the background SOS :

$$(\nabla^2 + k_w^2) \psi = -O \psi \quad (\text{A I-4})$$

$$O(\mathbf{r}, \omega) = k_w^2 \left[\left(\frac{c_w}{c(\mathbf{r}, \omega)} \right)^2 - 1 \right] \quad (\text{A I-5})$$

In (A I-5), the ω term in $c(\mathbf{r}, \omega)$ accounts for frequency shift when there is dispersion. Since the pressure waves are measured in a non-dispersive media, the equation can be further simplified. The object function becomes :

$$O(\mathbf{r}) = k_w^2 \left[\left(\frac{c_w}{c(\mathbf{r})} \right)^2 - 1 \right] \quad (\text{A I-6})$$

Green's function are then used to solve the second order differential equation (A I-4) in order to recover the object function and to map velocity. The full equation decomposition is described

in (Huthwaite & Simonetti, 2011b). In this study, an eikonal equation solver was used to reduce computation time and to account for refraction in the BRT algorithm.

1.3.2 Combining BRT and DT

As stated in the previous section, the Born approximation is only valid when the total phase change between the incident and scattered fields is less than π . In this study, water had a high SOS contrast with bone which makes standard DT inappropriate. One way to overcome this problem is to use a background image close to the object so as to reduce the SOS contrast. Huthwaite et al. (Huthwaite & Simonetti, 2013) proposed the HARBUT method, which consists of using BRT as a low resolution background for DT. The algorithm is based on a circular array configuration which takes advantage of constant travel distance from emitters to receivers. Signal acquisition is performed in a pitch-catch manner for all pairs of a circular array of transducers as presented in Fig I-1. The TOF then is calculated for all send-receive pairs

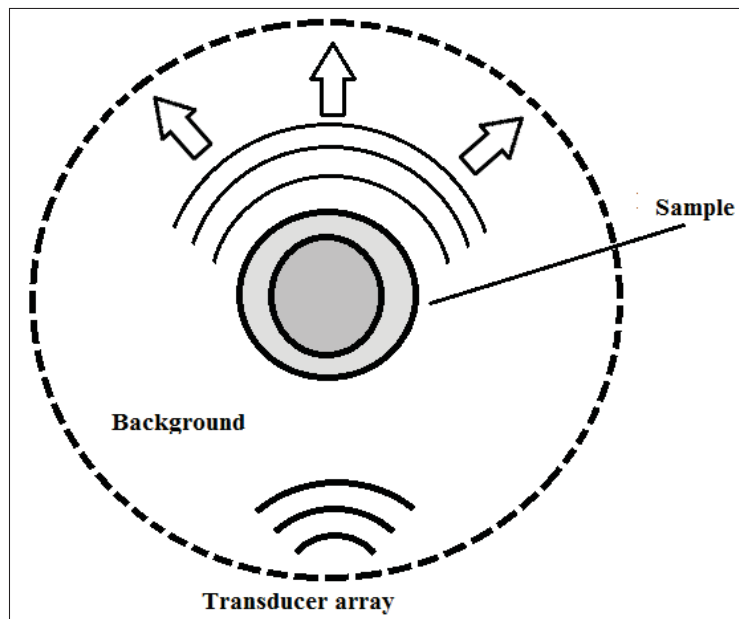


Figure-A I-1 Circular transducer array setup for HARBUT

and processed through the BRT algorithm to generate a low resolution velocity map. The DT image is then obtained by using the background for beamforming (Lockwood *et al.*, 1998) before filtering in the frequency domain. The algorithm can be iterated by using successive HARBUT reconstructions as a background to reduce the error between reconstructed image and the object SOS.

1.4 Materials

The simulation study presented in this paper was performed using : ABAQUS 6.13. The materials used for the FE model were based on True Phantoms Solutions acoustic bone phantoms. An osteoporotic human radius bone phantom with homogenized acoustic properties was the object and tap water at 20.5°C ($K_w \approx 2,2$ GPa and $\rho_w \approx 1000$ kg/m³) was the background. In water, only longitudinal waves are supported with SOS :

$$c_l = \sqrt{\frac{K}{\rho}} \quad (\text{A I-7})$$

where K is the bulk modulus and ρ is the density. In homogeneous isotropic solids, both longitudinal waves (l-waves) and shear waves (s-waves) are supported. Velocities are related to material properties by :

$$c_l = \sqrt{\frac{E(1-\nu)}{\rho(1+\nu)(1-2\nu)}} \quad c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (\text{A I-8})$$

where E is the Young's modulus, ν is the Poisson's ratio, ρ the density and G the shear modulus. In this study, the bone phantoms had near isotropic and homogeneous properties. Consequently, l-waves SOS can be approximated using equation (A I-8). The bone phantom sample comprised a hollow cylinder shell with properties mimicking cortical bone ($c_{l,cort} \approx 2750$ m/s, $\alpha_{cort} \approx 5.0$ db/cm) and an internal cylinder with properties mimicking trabecular bone ($c_{l, trab} \approx 1600$ m/s, $\alpha_{trab} \approx 30$ db/cm) Fig I-2.

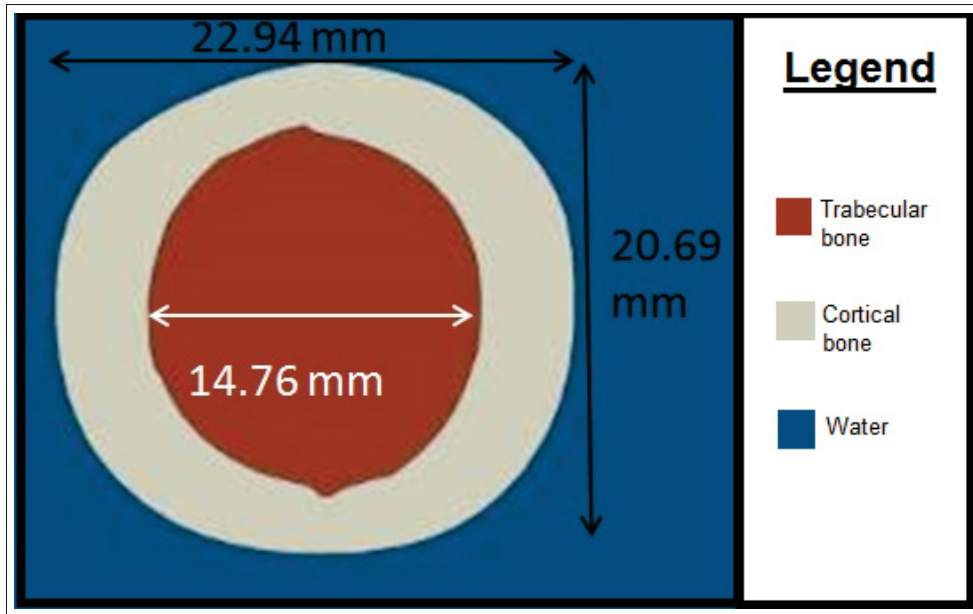


Figure-A I-2 Osteoporotic human radius bone phantom slice at a distance of 120 mm from proximal end obtained using X-ray microtomography (micro-CT) image

1.5 FE model

A FE model was designed to simulate wave propagation. The model consisted of a bone phantom surrounded by water and a circular array of 360 point transducers at a radius of 5 cm from the center. The FE model was reduced to 2D since the sample properties and geometry were virtually constant along the bone axial direction. Absorbing boundaries were added on the perimeter of the model to attenuate boundary reflexions. The bone sample consists of 2 sections : a hollow cortical shell with solid elements and an internal trabecular disk with acoustic elements. The water was modelled with acoustic elements. The absorbing boundaries consist of multiple one element thick sections with an exponentially increasing volumetric drag coefficient. The procedure of adding absorbing boundaries in ABAQUS is well documented in (Nielsen, 2006). In the FE model, the acoustic properties of water and the bone phantom were set in accordance with the properties provided by True Phantom Solutions. Rayleigh damping was added to take into account attenuation in the bone phantom (Gresil & Giurgiutiu, 2015).

1.5.1 Data acquisition

In all FE simulations, a 5 cycle Hann windowed 500 kHz toneburst was sent and received at each transducer position. The center frequency of 500 kHz was chosen in order to have a good compromise between the resolution and the received signal amplitude. High frequencies are more attenuated than low frequency but are more sensitive to smaller details. Rayleigh scattering (Rayleigh, 1871) happens when a wave hits an heterogeneity of a size close to $\lambda/2$. This means that if the wavelength is not in this range, it will not be sensitive to details of this size. In order to image the cortical zone properly, the wavelength sent must be in the same order of magnitude as the thickness of the zone. In this case, the maximum achievable resolution using 500 kHz was 2,75 mm, which is in the same order of magnitude than the thickness of the cortical shell (around 4 mm).

1.5.2 Data post-processing

In the HARBUT algorithm, the TOF and frequency amplitude matrix must be extracted from the received data. The TOF matrix is generated by retrieving arrival times. In finite element, it is usually straightforward to obtain the arrival times since the noise is very low. Arrival times can therefore be determined as the first non-zero value of a time trace. In this study, guided waves were propagating in the cortical shell of the bone phantom. These undesired guided waves were arriving before the waves transmitted through the sample. Using the first arriving signal would therefore underestimate true arrival times.

In the HARBUT algorithm proposed by Huthwaite et al. TOF extraction was first performed using a deconvolution in the frequency domain (Huthwaite & Simonetti, 2011b), later using the automatic TOF picker based on Akaike information criterion (AIC) (Li *et al.*, 2009; Huthwaite *et al.*, 2012) and finally using a 50% threshold on the signal's maximum amplitude (Huthwaite & Simonetti, 2013). For low SOS contrast, these methods were appropriate since they provide a rough approximation of the first arrival times. In this study, the contrast between the water background and bone phantom is high. Therefore the methods described above can-

not be used because the BRT reconstruction needs to be accurate so as to obtain a good starting point for the DT algorithm. Therefore, an alternate method combining thresholding and AIC was developed to increase the TOF mapping accuracy.

The first step of the proposed method is to find the global maximum by performing a Hilbert transform on the time domain signal. Then, the envelope is scanned a second time from left to right using a threshold. The threshold value is calculated by multiplying the amplitude of the global maximum by a scalar between 0-1. Choosing the right threshold for the data is determined using analytical approach. The aim of the threshold is to filter out the faster guided waves propagating in the cortical shell. This value is then used as a window parameter for AIC. Since the first bulk waves cannot arrive after the TOF value obtained by thresholding, the AIC window maximum parameter is restricted to this value. The AIC window first minimum value is calculated by subtracting the toneburst period to the TOF value obtained by thresholding. The AIC automatic TOF picker is iterated by using the previous value as the minimum window parameter to increase TOF precision. In this study, 3 iterations provided sufficiently accurate results since the algorithm converged rapidly to the expected value.

1.6 Results

BRT reconstruction using FE simulations of the bone phantom is presented in Fig I-3.

Artefacts in Fig I-3 are present near the boundary of the transducer array, but do not affect the quality of the image near the object. The geometry in the BRT reconstruction matches the FE model closely with an image resolution of 2.5 mm x 2.5 mm. The velocity in the cortical shell is also close to the theoretical value with an average of 2852 m/s and a relative error of 4.14% but vary substantially with a minimum value of 2103 m/s and a maximum value of 3518 m/s. The average velocity in the trabecular zone is 1416 m/s with a relative error of 4.51%. There is less variation in the trabecular zone than in the cortical zone. The minimum and maximum values are respectively : 1375 m/s and 1453 m/s.

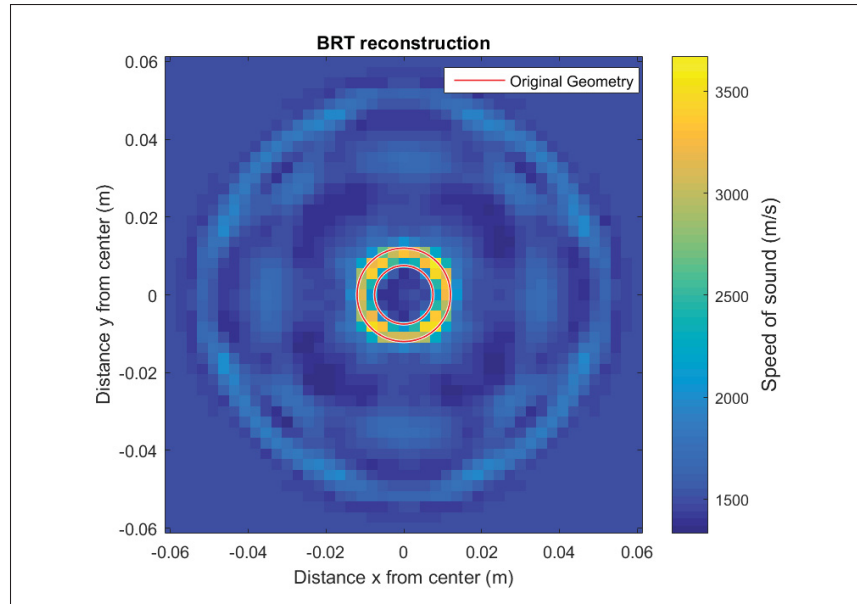


Figure-A I-3 BRT reconstruction of 360x360 FE data with spacing of 2,5 mm

HARBUT reconstruction using only the transmission subset of the polychromatic scattering matrix at $500 \text{ kHz} \pm 40 \text{ kHz}$ is presented in Fig I-4.

Fig I-4(b) was obtained by using Fig I-4(a) as a background for beamforming and iterated 5 times. In Fig I-4, it is possible to see that both reconstructions reproduce the geometry of the object with a high level of precision. The artefacts of BRT are still present but do not affect the velocity inside the object. In Fig I-4 (a), the velocity in the cortical zone is close to the theoretical value with an average of 2853 m/s and a relative error of 3.74%. Velocity variations are still important with a minimum value of 2066 m/s and a maximum value of 3527 m/s. The SOS in the trabecular zone has a relative error of 4.04% with an average of 1543 m/s. There is less variation in the trabecular zone with a minimum and maximum value respectively : 1392 m/s and 1796 m/s. In Fig I-4 (b), the velocity in the cortical zone is closer to the expected value with an average of at 2771 m/s and a relative error of 0,76%. Variation is less important when HARBUT is iterated with a minimum value of 2147 m/s and a maximum value of 3342 m/s. The velocity in the trabecular zone has a relative error of 4.32% with an average of 1548 m/s.

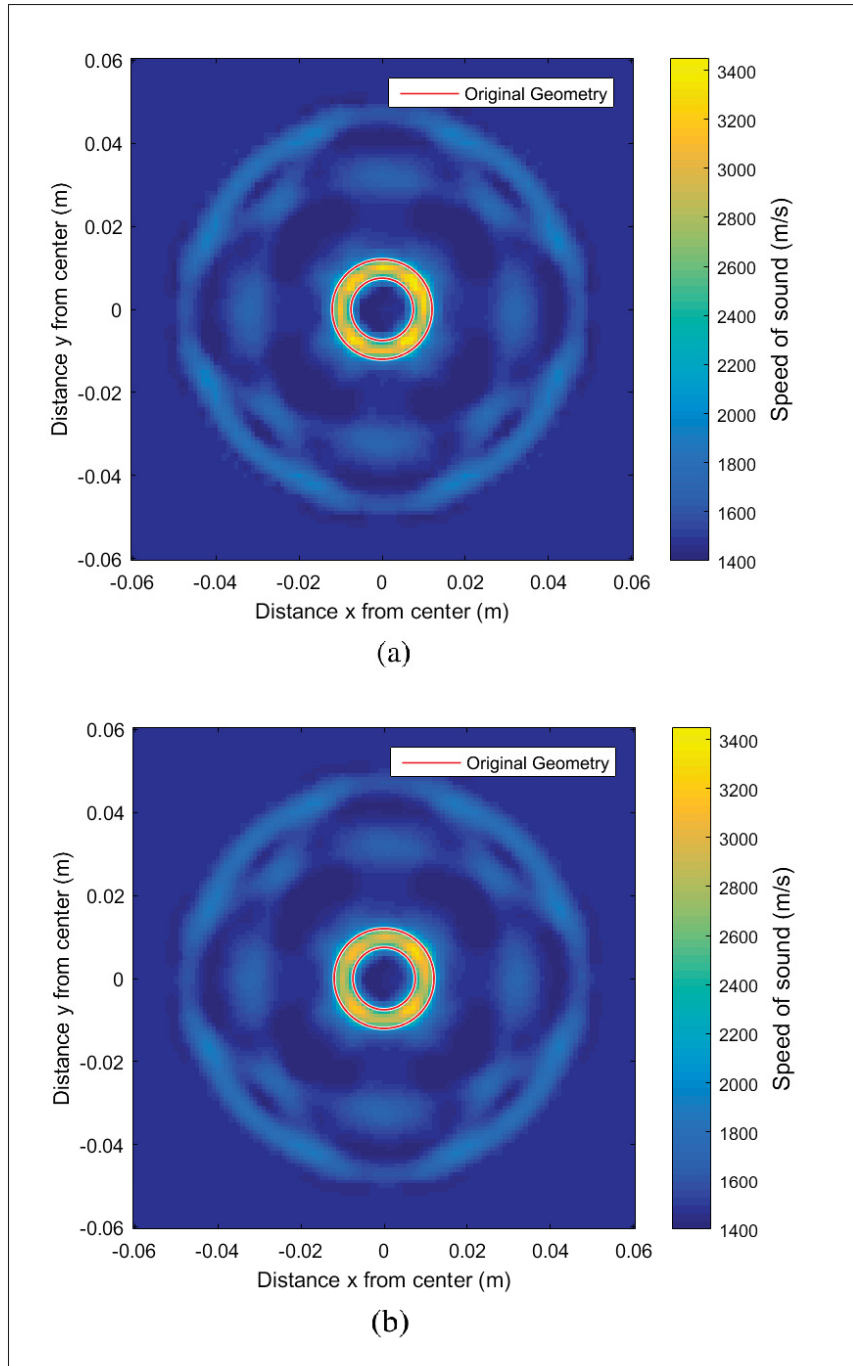


Figure-A I-4 HARBUT reconstruction of 360x360 FE data with spacing of 1mm after 1 iteration (a) after 5 iterations (b)

Velocity variations in the trabecular zone also reduce with a minimum and maximum value respectively of 1405 m/s and 1807 m/s.

1.7 Discussion

In HARBUT, BRT provides a low resolution background for DT. When velocity contrast between the background and the object is very high, BRT reconstruction becomes the most important factor associated with SOS map since DT only accounts for small velocity changes. This means that DT mostly provides geometrical information associated with finer details. For the evaluation of bone properties, the gain of using HARBUT over BRT is limited. In cases where global SOS evaluation is necessary, BRT is sufficient whereas HARBUT is more suited when local velocity variations are more important.

The BRT reconstruction obtained from the FE data depended upon the post-processing parameters. Changing the threshold influenced the final reconstruction because multiple waves were travelling at different velocities. The hollow cortical shell acted as a waveguide and the threshold had to be higher than the amplitude of the guided waves, otherwise the velocity would be overestimated in that particular zone. Using polychromatic post-FFT measurements for BF provided a less noisy DT image than with monochromatic measurement at 500 kHz, thus only the polychromatic results were presented.

In the FE reconstructions, the relative error of the average velocity was always under 5%. In the cortical zone, the maximum error was reduced from 27.93% for BRT to 21.93% for 5 iterations HARBUT reconstruction. Iterating the HARBUT algorithm provided more accurate global results and reduced the velocity variation. The main cause of variations at the boundaries is due to the density gradient being ignored. Rapid change in density becomes non-negligible at the interface since the cortical bone density is 85% greater than water. These variations could be reduced by taking into account a density gradient in the object function. A method to map density using inverse scattering data at multiple frequencies was proposed (Lavarello & Oelze, 2009). This method could be implemented in future work to further improve results accuracy. Increasing the frequency could also reduce local variation errors since the wave would be scattered more than once in the cortical zone. In summary, although the average SOS was close

to the expected results, the HARBUT algorithm did not provide sufficient accuracy to evaluate velocity locally because the maximum error was over 20%.

1.8 Conclusion

This study showed that HARBUT could be used to characterize materials properties when there is a high SOS contrast between the object and the background. In fact, FE model reconstructions using the iterative HARBUT algorithm were within a 5% relative error for average velocity and reproduced the model geometry with a precision of 1 mm. Bone phantom simulation reconstructions showed that BRT provided an approximation of velocity and geometry. Diffraction tomography increased the resolution and precision of the reconstructions, but did not provide a significant improvement. Using the polychromatic scattered field instead of a monochromatic field at the center frequency for beamforming eliminated noise in the final DT image. Finally, density mapping should be the object of future work to reduce local velocity variation caused by ignoring the density gradient in the object function.

ANNEXE II

RÉSUMÉ DE PRÉSENTATION À UNE CONFÉRENCE

Lors du «174th Meeting of the Acoustical Society of America», j'ai effectué une présentation orale sur les plus récents résultats obtenus dans le cadre de ma maîtrise. Un résumé de présentation en anglais a été rédigé pour cette conférence et est présenté dans la section suivante. Cependant, il est à noter que la présentation orale a légèrement différé du résumé, puisque la date de soumission de ce résumé est très éloignée de la date de la conférence.

1. Abstract

Non-destructive evaluation of materials using ultrasounds is frequently used in industry as a way to characterize material properties and to locate defects. Imaging methods based on back propagation of echo signals are limited to reconstruction of low spatial frequency. Ultrasound diffraction tomography is a transmission-based imaging method which gives the possibility of characterizing anisotropic materials. Recent progress in ultrasound tomography using a circular array of transducers enabled velocity mapping of materials with high sound speed contrast relative to the background. In this study, an image of acoustic properties of a titanium rod submerged in water was obtained using bent ray time-of-flight tomography. The experiments were performed on a circular array ultrasonic test bench at 2 MHz frequency on 322 transduction points. A 2D finite element model of wave propagation through water and titanium was developed in order to validate experimental results. Finite element reconstruction matched experimental results within a 10% error for geometry and velocity.

LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Belanger, P., Cawley, P. & Simonetti, F. (2010). Guided wave diffraction tomography within the born approximation. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 57(6).
- Bernard, S., Monteiller, V., Komatitsch, D. & Lasaygues, P. (2017). Ultrasonic computed tomography based on full-waveform inversion for bone quantitative imaging. *Physics in Medicine & Biology*, 62(17), 7011.
- Bossy, E., Padilla, F., Peyrin, F. & Laugier, P. (2005). Three-dimensional simulation of ultrasound propagation through trabecular bone structures measured by synchrotron microtomography. *Physics in medicine and biology*, 50(23), 5545.
- Chew, W. C. & Wang, Y.-M. (1990). Reconstruction of two-dimensional permittivity distribution using the distorted Born iterative method. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 9(2), 218–225.
- Chiao, R. Y. & Hao, X. (2003). Coded excitation for diagnostic ultrasound : A system developer's perspective. *Ultrasonics, 2003 IEEE Symposium on*, 1, 437–448.
- Cloostermans, M. & Thijssen, J. (1983). A beam corrected estimation of the frequency dependent attenuation of biological tissues from backscattered ultrasound. *Ultrasonic Imaging*, 5(2), 136–147.
- Descartes, R. (1634). Traité du monde et de la lumière. *Charles Angot*, 1664.
- Dines, K. & Kak, A. (1979). Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues. *Ultrasonic Imaging*, 1(1), 16–33.
- Egorov, V., Tatarinov, A., Sarvazyan, N., Wood, R., Magidenko, L., Amin, S., Khosla, S., Ruh, R. J., Ruh, J. M. & Sarvazyan, A. (2014). Osteoporosis detection in postmenopausal women using axial transmission multi-frequency bone ultrasonometer : clinical findings. *Ultrasonics*, 54(5), 1170–1177.
- Glover, G. & Sharp, J. (1977). Reconstruction of ultrasound propagation speed distributions in soft tissue : time-of-flight tomography. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 24(4), 229–234.
- Golay, M. (1961). Complementary series. *IRE Transactions on Information Theory*, 7(2), 82–87.
- Gresil, M. & Giurgiutiu, V. (2015). Prediction of attenuated guided waves propagation in carbon fiber composites using Rayleigh damping model. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 26(16), 2151–2169.

- Guipieri, S., Nagatani, Y., Bosc, R., Nguyen, V.-H., Chappard, C., Geiger, D. & Haïat, G. (2015). Ultrasound speed of sound measurements in trabecular bone using the echographic response of a metallic pin. *Ultrasound in medicine & biology*, 41(11), 2966–2976.
- Hormati, A., Jovanovic, I., Roy, O. & Vetterli, M. (2010). Robust ultrasound travel-time tomography using the bent ray model. *Proceedings of the SPIE Medical Imaging*, (LCAV-CONF-2010-001).
- Huthwaite, P. & Simonetti, F. (2011a). High-resolution imaging without iteration : A fast and robust method for breast ultrasound tomography. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(3), 1721–1734.
- Huthwaite, P. & Simonetti, F. (2011b). High-resolution imaging without iteration : A fast and robust method for breast ultrasound tomography. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 130(3), 1721–1734. doi : 10.1007/s13632-014-0142-8.
- Huthwaite, P., Simonetti, F. & Duric, N. (2012). Combining time of flight and diffraction tomography for high resolution breast imaging : initial invivo results (I). *The Journal of the Acoustical Society of America*, 132(3), 1249–1252.
- Huthwaite, P. & Simonetti, F. (2013). High-resolution guided wave tomography. *Wave Motion*, 50(5), 979–993.
- Johnston, D. H., Toksöz, M. & Timur, A. (1979). Attenuation of seismic waves in dry and saturated rocks : II. Mechanisms. *Geophysics*, 44(4), 691–711.
- Jones, G., Nguyen, T., Sambrook, P., Kelly, P., Gilbert, C. & Eisman, J. (1994). Symptomatic fracture incidence in elderly men and women : the Dubbo Osteoporosis Epidemiology Study (DOES). *Osteoporosis International*, 4(5), 277–282.
- Kak, A. C. & Slaney, M. (2001). *Principles of computerized tomographic imaging*. SIAM.
- Kanis, J., Black, D., Cooper, C., Dargent, P., Dawson-Hughes, B., De Laet, C., Delmas, P., Eisman, J., Johnell, O., Jonsson, B. et al. (2002). A new approach to the development of assessment guidelines for osteoporosis. *Osteoporosis International*, 13(7), 527–536.
- Lasaygues, P., Lefebvre, J.-P., Guillermin, R., Kaftandjian, V., Berteau, J.-P., Pithioux, M. & Petit, P. (2012). Advanced ultrasonic tomograph of children's bones. Dans *Acoustical Imaging* (pp. 31–38). Springer.
- Laugier, P. & Haïat, G. (2011). *Bone quantitative ultrasound*. Springer.
- Lauritzen, J. B., Schwarz, P., McNair, P., Lund, B. & Transbøl, I. (1993). Radial and humeral fractures as predictors of subsequent hip, radial or humeral fractures in women, and their seasonal variation. *Osteoporosis International*, 3(3), 133–137.
- Lavarello, R. J. & Oelze, M. L. (2009). Density imaging using inverse scattering. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(2), 793–802.

- Law, A. N., Bollen, A.-M. & Chen, S.-K. (1996). Detecting osteoporosis using dental radiographs : a comparison of four methods. *The Journal of the American Dental Association*, 127(12), 1734–1742.
- Li, C., Huang, L., Duric, N., Zhang, H. & Rowe, C. (2009). An improved automatic time-of-flight picker for medical ultrasound tomography. *Ultrasonics*, 49(1), 61–72.
- Li, H., Zhang, G., Chen, G., Jing, L. et al. (2005). Laboratory experiment and computer simulation of ultrasonic wave propagation in fractured and inhomogeneous rock. *Alaska Rocks 2005, The 40th US Symposium on Rock Mechanics (USRMS)*.
- Li, N., Li, X.-m., Xu, L., Sun, W.-j., Cheng, X.-g. & Tian, W. (2013). Comparison of QCT and DXA : osteoporosis detection rates in postmenopausal women. *International journal of endocrinology*, 2013.
- Lockwood, G. R., Talman, J. R. & Brunke, S. S. (1998). Real-time 3-D ultrasound imaging using sparse synthetic aperture beamforming. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 45(4), 980–988.
- Lonné, S., de Roumilly, L., Le Ber, L., Mahaut, S. & Cattiaux, G. (2006). Experimental validation of CIVA ultrasonic simulations. *International Conference on NDE in relation to structural Integrity for Nuclear and Pressurised Components*.
- Morse, P. M., of America, A. S. & of Physics, A. I. (1948). *Vibration and sound*. McGraw-Hill New York.
- Moser, F., Jacobs, L. J. & Qu, J. (1998). Application of finite element methods to study transient wave propagation in elastic wave guides.
- Mueller, R. (1980). Diffraction tomography I : The wave-equation. *Ultrasonic imaging*, 2(3), 213–222.
- Muller, M., Moilanen, P., Bossy, E., Nicholson, P., Kilappa, V., Timonen, J., Talmant, M., Cheng, S. & Laugier, P. (2005). Comparison of three ultrasonic axial transmission methods for bone assessment. *Ultrasound in medicine & biology*, 31(5), 633–642.
- Nackaerts, O., Jacobs, R., Devlin, H., Pavitt, S., Bleyen, E., Yan, B., Borghs, H., Lindh, C., Karayianni, K., van der Stelt, P. et al. (2008). Osteoporosis detection using intraoral densitometry. *Dentomaxillofacial Radiology*, 37(5), 282–287.
- Nielsen, A. H. (2006). Absorbing boundary conditions for seismic analysis in ABAQUS. *Proc. of the 2006 ABAQUS Users' Conference, Cambridge, Massachusetts*, pp. 23–25.
- O'Donnell, M. (1992). Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 39(3), 341–351.

- Office of the Surgeon General (US and others). (2004). *The Basics of Bone in Health and Disease*.
- Ostéoporose Canada. (2017). Données et statistiques sur l'ostéoporose [Format]. Repéré à <http://www.osteoporosecanada.ca/osteoporose-et-vous/donnees-et-statistiques-sur-osteoporose/>.
- Preston, R. C. (2012). *Output measurements for medical ultrasound*. Springer Science & Business Media.
- Rao, J., Ratassepp, M. & Fan, Z. (2016). Guided wave tomography based on full waveform inversion. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 63(5), 737–745.
- Rayleigh, J. W. S. B. (1871). *On the scattering of light by small particles*.
- Samuel, L. (2012). Overview of three common bone disorders - osteoarthritis, rheumatoid arthritis and osteoporosis [Format]. Repéré à <http://www.interactive-biology.com/3869/overview-of-three-common-bone-disorders-osteoarthritis-rheumatoid-arthritis-and-osteoporosis/>.
- Sansalone, V., Naili, S., Bousson, V., Bergot, C., Peyrin, F., Zarka, J., Laredo, J. & Haiat, G. (2010). Determination of the heterogeneous anisotropic elastic properties of human femoral bone : from nanoscopic to organ scale. *Journal of Biomechanics*, 43(10), 1857–1863.
- Santé Canada. (2006). *Ligne directrice à l'intention de l'industrie - Demande d'homologation d'instrument relative à des systèmes de diagnostiques à ultrasons et à des transducteurs*. Règlement sur les instruments médicaux. Canada.
- Sarvazyan, A., Tatarinov, A., Egorov, V., Airapetian, S., Kurtenok, V. & Gatt, C. J. (2009). Application of the dual-frequency ultrasonometer for osteoporosis detection. *Ultrasonics*, 49(3), 331–337.
- Shung, K. K. (2015). *Diagnostic ultrasound : Imaging and blood flow measurements*. CRC press.
- Sievänen, H., Cheng, S., Ollikainen, S. & Uusi-Rasi, K. (2001). Ultrasound velocity and cortical bone characteristics in vivo. *Osteoporosis International*, 12(5), 399–405.
- Simonetti, F. & Huang, L. (2008). From beamforming to diffraction tomography. *Journal of Applied Physics*, 103(10), 103110.
- Spears, R. & Jensen, S. (2012). Approach for selection of Rayleigh damping parameters used for time history analysis. *Journal of pressure vessel technology*, 134(6), 061801.
- Szabo, T. L. (2014). *Diagnostic Ultrasound Imaging : Inside Out (Second Edition)*.

- Szabo, T. (2004). Diagnostic ultrasound imaging : Inside out. academic. *New York*.
- Tarantola, A. (1986). A strategy for nonlinear elastic inversion of seismic reflection data. *Geophysics*, 51(10), 1893–1903.
- Wear, K. A. (2008). Mechanisms for attenuation in cancellous-bone-mimicking phantoms. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(11).
- Wiskin, J., Borup, D., Johnson, q. S., Berggren, M., Abbott, T. & Hanover, R. (2007). Full-wave, non-linear, inverse scattering. Dans *Acoustical Imaging* (pp. 183–193). Springer.
- Wydra, A. & Maev, R. G. (2013). A novel composite material specifically developed for ultrasound bone phantoms : cortical, trabecular and skull. *Physics in medicine and biology*, 58(22), N303.
- Zerwer, A., Cascante, G. & Hutchinson, J. (2002). Parameter estimation in finite element simulations of Rayleigh waves. *Journal of geotechnical and geoenvironmental engineering*, 128(3), 250–261.
- Zhang, X., Fincke, J., Kuzmin, A., Lempitsky, V. & Anthony, B. (2015). A single element 3D ultrasound tomography system. *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, pp. 5541–5544.