

Développement d'un système de transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores à basse fréquence pour la caractérisation des propriétés de l'os cortical dans le cadre du diagnostic de l'ostéoporose

par

Aubin CHABOTY

THÈSE PAR ARTICLES PRÉSENTÉE À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE
SUPÉRIEURE COMME EXIGENCE PARTIELLE À L'OBTENTION
DU DOCTORAT EN GÉNIE
Ph.D.

MONTRÉAL, LE 5 FÉVRIER 2025

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC



Aubin Chaboty, 2025



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

CETTE THÈSE A ÉTÉ ÉVALUÉE

PAR UN JURY COMPOSÉ DE:

M. Pierre Bélanger, directeur de thèse
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

Mme. Catherine Laporte, présidente du jury
Département de génie électrique à l'École de technologie supérieure

M. Yvan Petit, membre du jury
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Nicolas Bochud, examinateur externe
Laboratoire modélisation et simulation multi-échelle à l'Université Paris-Est Créteil

ELLE A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC

LE 31 JANVIER 2025

À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

AVANT-PROPOS

Cette thèse de doctorat présente mes travaux de recherche réalisés entre 2021 et 2025 à l'École de Technologie Supérieure dans le laboratoire PuleTS, sous la supervision du professeur Pierre Bélanger, et en partenariat avec le laboratoire MSME de l'Université Paris-Est Créteil. Passer une partie de mon temps de recherche au MSME a été une expérience enrichissante, tant sur le plan professionnel que sur le plan humain. Ce nouveau cadre de travail m'a permis de bénéficier de nouvelles ressources qui ont eu un rôle majeur sur les avancées de ce projet, grâce à l'aide notamment de Guillaume Haiat et Vu-Hieu Nguyen. Ce travail a été inspiré par le désir de collaborer avec une communauté de chercheurs pour établir une nouvelle technologie ultrasonore, qui, je crois, a le potentiel d'améliorer la qualité de vie des personnes dans un avenir proche.

REMERCIEMENTS

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de cette thèse.

Tout d’abord, je remercie chaleureusement mon directeur de recherche, Pierre Bélanger, pour ses conseils avisés, son soutien inconditionnel et sa patience tout au long de ce parcours, depuis mon début de Maîtrise en 2018 jusqu’à aujourd’hui. Son expertise et son encadrement ont été essentiels à la réussite de ce projet.

Je souhaite également remercier nos collaborateurs du laboratoire MSME, Guillaume Haiat et Vu-Hieu Nguyen, pour leurs précieux conseils, leur collaboration fructueuse et leur disponibilité. Leur expertise a grandement enrichi cette recherche. Un grand merci également à toute l’équipe du MSME pour leur accueil et tous les moments vécus ensemble lors de mon échange à Paris en 2022. Merci particulièrement à Manon, Marjorie, Sophie, et Anne-Sophie, qui m’ont permis de découvrir et d’apprécier Paris.

Mes remerciements vont également à l’École de Technologie Supérieure pour les ressources et les opportunités offertes durant ces années de recherche. Le soutien institutionnel a été un pilier fondamental pour mener à bien ce travail.

Je suis profondément reconnaissant envers ma famille pour leur amour, leur soutien et leur compréhension tout au long de cette aventure. J’espère vous avoir rendu fier malgré les difficultés qu’engendre la distance.

Merci à mes amis Victor, Florian et Charlotte, pour leur présence constante et leurs encouragements, et également à tant d’autres. Notre groupe s’est bien réduit avec le temps, mais je ne pourrais espérer de meilleurs trios pour continuer de vivre tous ces merveilleux moments au Québec !

Je n’oublie pas mes collègues du laboratoire PULETS, dont le soutien, la camaraderie et les échanges intellectuels ont été d’une grande valeur tout au long de cette thèse. Après 6 ans il y en

VIII

aurait beaucoup à énumérer, mais un merci particulier à Baptiste, Aurélien, Sévan et Frédéric pour tous ces moments vécus ensemble.

Enfin, je dédie une pensée spéciale à ma petite amie, Marianne, dont le soutien indéfectible, la patience et l'amour m'accompagnent chaque jour depuis bientôt 2 ans. Sans elle, ce travail n'aurait pas été possible.

À tous, merci du fond du cœur.

... à Maxime.

Développement d'un système de transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores à basse fréquence pour la caractérisation des propriétés de l'os cortical dans le cadre du diagnostic de l'ostéoporose

Aubin CHABOTY

RÉSUMÉ

L'ostéoporose est une maladie osseuse dégénérative caractérisée par une diminution de leur densité et une altération de leur architecture, ce qui augmente considérablement le risque de fracture. Pouvant survenir dans n'importe quelle région du corps, elle peut être détectée de manière précoce dans la région du radius dix ans avant le pic ostéoporotique dans d'autres régions plus sensibles, telles que la hanche ou la colonne vertébrale. Les ondes ultrasonores ont été étudiées depuis plusieurs décennies afin de caractériser les propriétés osseuses du squelette. La sensibilité des ultrasons aux propriétés mécaniques de leur milieu de propagation en fait une méthode particulièrement efficace pour évaluer les propriétés osseuses. La méthode de transmission axiale permet notamment de caractériser les os longs, tels que le radius. Les ultrasons permettent d'aller au-delà de la simple estimation de la densité, qui est actuellement utilisée par les méthodes conventionnelles à rayons X, telles que l'absorptiométrie biphotonique à rayons X, et qui est insuffisante pour une évaluation correcte du risque de fracture. L'utilisation de basses fréquences permet aux ondes ultrasonores de pénétrer en profondeur dans l'os et ainsi d'en déterminer des caractéristiques géométriques. De plus, l'ostéoporose affecte en premier lieu la région endostéale, qui correspond à la partie interne de l'os. Par conséquent, les ondes ultrasonores à basse fréquence, lorsqu'elles sont employées dans un contexte de transmission axiale, offrent un potentiel prometteur pour un dépistage précoce et efficace de l'ostéoporose. En conséquence, l'objectif de ce projet est de concevoir un dispositif de détection ultrasonore portable et transportable pour diagnostiquer l'ostéoporose. Pour y parvenir, une méthode semi-analytique, appelée « semi-analytical iso-geometric analysis » (SAIGA), a été utilisée pour créer un modèle 2D représentant une plaque d'os cortical recouverte de tissus mous. Ce modèle paramétrique a servi à la création d'une base de données utilisée par un algorithme d'inversion afin de retrouver les propriétés correspondantes à des courbes de dispersion expérimentales. Cette méthode, appliquée dans un contexte de transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores, a permis la détermination avec une grande précision des propriétés mécaniques et géométriques de deux plaques fantômes d'os cortical recouvertes de tissus mous. Elle a ensuite été appliquée à un modèle 2.5D quasi cylindrique. La détermination des propriétés de la couche corticale de deux cylindres fantômes remplis d'un matériau imitant les tissus mous a été effectuée selon deux scénarios : (1) les cylindres sont placés dans un milieu libre, (2) les cylindres sont immergés dans de l'huile d'olive afin de simuler la présence de tissus mous autour de l'os. Les résultats ont démontré une fois de plus une bonne estimation des propriétés mécaniques et géométriques de la couche corticale dans les deux scénarios, malgré quelques erreurs relatives à la précision du modèle SAIGA. En parallèle de ces deux études, une sonde ultrasonore multiéléments a été développée pour la transmission d'ondes guidées dans les os corticaux longs du squelette appendiculaire (radius, tibia). Cette sonde s'intègre dans un système complet qui mènera au développement d'un outil de détection abordable, portable et facilement utilisable pour diagnostiquer l'ostéoporose en

milieu clinique. Les composants ont été spécifiquement choisis pour permettre la transmission et la réception de basses fréquences d'ondes guidées dans un contexte de transmission axiale. Les résultats obtenus avec ce dispositif sur les plaques fantômes sont prometteurs et laissent croire que la sonde pourra être utilisée à terme après quelques modifications.

Mots-clés: Ultrasons, Ondes guidées ultrasonores, Basse fréquence, Transmission axiale, Os, Ostéoporose, SAIGA, Sonde multiélément, Inversion

Development of a low-frequency ultrasonic guided wave axial transmission system for cortical bone property characterization applied to osteoporosis diagnosis

Aubin CHABOTY

ABSTRACT

Osteoporosis is a degenerative bone disease characterized by decreased bone density and a deterioration of the bone structure, significantly increasing the risk of fracture. It can affect any body region but may be detected early in the radius, up to ten years before reaching the osteoporotic peak in more critical areas like the hip or spine. Ultrasonic waves have been studied for several decades to characterize skeletal bone properties. Their sensitivity to the mechanical properties of their propagation medium makes them an especially effective method for evaluating bone properties. The axial transmission technique is particularly useful for characterizing long bones, such as the radius. Ultrasound offers advantages beyond the simple density estimation provided by conventional X-ray methods like DEXA, which is insufficient for accurately assessing fracture risk. Using low-frequency allows ultrasonic waves to penetrate deeply into the bone and reveal its geometry. Additionally, osteoporosis primarily affects the endosteal region, which is the inner part of the bone. Therefore, low-frequency ultrasonic waves used in the context of axial transmission present promising potential for early and effective osteoporosis screening. Consequently, this project aims to design a portable, transportable ultrasonic detection device for osteoporosis diagnosis. To achieve this, a semi-analytical method called SAIGA was used to create a 2D model representing a cortical bone plate covered with soft tissues. This parametric model was used to build a database employed by an inversion algorithm to determine properties corresponding to experimental dispersion curves. This method, applied in the context of axial transmission of ultrasonic guided waves, enabled the precise determination of the mechanical and geometrical properties of two cortical bone phantom plates covered with soft tissue. It was then applied to a quasi-cylindrical 2.5D model. The cortical layer properties of two bone phantoms filled with material mimicking soft tissue were determined under two scenarios : (1) cylinders placed in a free medium and (2) cylinders immersed in olive oil to simulate the presence of soft tissues around the bone. The results showed a good estimation of the cortical layer's mechanical and geometrical properties in both scenarios, despite some minor errors related to the SAIGA model's precision. In parallel with these studies, a multi-element ultrasonic probe was developed for the transmission of guided waves within the human body. This probe is part of a complete system that will lead to the development of an affordable, portable, and easy-to-use tool for diagnosing osteoporosis in clinical settings. The components were specifically selected to enable the transmission and reception of low-frequency guided waves in an axial transmission context. The results obtained with this device on phantom plates are promising and suggest that the probe could be used in the future with some modifications.

Keywords: Ultrasound, Ultrasonic guided waves, Low frequency, Axial transmission, Bone, Osteoporosis, SAIGA, Multi-element probe, Inversion

TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 REVUE DE LITTÉRATURE	7
1.1 L'ostéoporose	7
1.1.1 Composition architecturale des os	8
1.1.2 Facteur de risques et fractures ostéoporotiques	9
1.1.3 Méthodes de diagnostic cliniques	12
1.1.3.1 Absorptiométrie biphotonique à rayons X	12
1.1.3.2 Tomographie quantitative (QCT-scan)	13
1.1.3.3 Tomographie quantitative périphérique à haute résolution (HR-pQCT)	13
1.1.4 Application des ultrasons au diagnostic de l'ostéoporose	14
1.1.4.1 Méthode de transmission transverse	14
1.1.4.2 Méthode de transmission axiale	15
1.1.4.3 La transmission axiale d'ondes guidées basses fréquences	17
1.1.4.4 La transmission axiale d'ondes guidées hautes fréquences	17
1.2 Les ondes ultrasonores	18
1.2.1 Les ondes de volume	18
1.2.2 Les ondes guidées	20
1.2.2.1 Cas des guides d'ondes plaques	20
1.2.2.2 Cas des guides d'ondes cylindriques	22
1.2.3 Méthode d'analyse semi-analytique iso-géométrique (SAIGA)	24
1.2.3.1 Système d'équations	25
1.2.3.2 Excitabilité des modes d'ondes guidées	26
1.3 De la piézoélectricité à la génération d'ondes ultrasonores	28
1.3.1 Équations constitutives de la piézoélectricité	29
1.3.2 Les transducteurs piézoélectriques	29
1.3.2.1 Architecture des sondes monoéléments	30
1.3.2.2 Les transducteurs multiéléments	31
1.4 Objectifs, méthodologie et organisation de la thèse	31
CHAPITRE 2 CORTICAL BONE PLATE PROPERTIES ASSESSMENT USING INVERSION OF AXIALLY TRANSMITTED LOW FREQUENCY ULTRASONIC GUIDED WAVES	35
2.1 Abstract	35
2.2 Introduction	36
2.3 Material and Methods	40
2.3.1 Models and Simulations Models	40

	2.3.1.1	Plate-like Model	41
	2.3.1.2	Semi-Analytical Iso-geometric Analysis (SAIGA) Method	43
	2.3.2	Inversion scheme	46
	2.3.2.1	Cost Function	46
	2.3.2.2	Parameters sweeping	48
	2.3.3	Experimental Measurements	50
	2.3.3.1	Cortical Bone Phantom Plates	50
	2.3.3.2	Axial Transmission Measurements	50
2.4	Results		51
	2.4.1	Phantom Plates Properties Measurement	51
	2.4.2	Effect of the soft tissue density	51
	2.4.3	Fitting of Simulated Data	52
	2.4.4	Estimated Properties	54
	2.4.4.1	Estimated Bulk-Velocities	55
	2.4.4.2	Estimated Thicknesses	56
2.5	Discussion		56
	2.5.1	Assessment of Cortical Layer Density	57
	2.5.2	Importance of Excitability	60
2.6	Conclusion		61
CHAPITRE 3 ESTIMATING THE PROPERTIES OF BONE PHANTOM CYLINDERS THROUGH THE INVERSION OF AXIALLY TRANSMITTED LOW-FREQUENCY ULTRASONIC GUIDED WAVES			
3.1	Abstract		65
3.2	Introduction		66
3.3	Material and Methods		70
	3.3.1	Models and simulations models	70
	3.3.1.1	Numerical model	70
	3.3.1.2	SAIGA method and excitability formulation	73
	3.3.2	Inversion algorithm	76
	3.3.2.1	Formulation of the cost function	76
	3.3.2.2	Dataset generation	78
	3.3.2.3	Simulated 2D-FFT	79
	3.3.3	Experimental protocols	80
	3.3.3.1	Bone phantom cylinders and reference values	80
	3.3.3.2	Axial transmission setup	81
3.4	Results		82
	3.4.1	Bone phantom cylinder properties	82
	3.4.2	Parameter sensitivity	83
	3.4.3	Dispersion curve fitting	83
	3.4.3.1	Dispersion curve fitting for free-field bone phantom cylinders	83

3.4.3.2	Dispersion curve fitting for immersed bone phantom cylinders	85
3.4.4	Estimation of bone phantoms' properties	86
3.4.4.1	Estimated bulk-wave velocities	87
3.4.4.2	Estimated radius and thickness	87
3.4.4.3	Assessment of cortical layer density	88
3.5	Discussion	89
3.6	Conclusion	92
CHAPITRE 4 CONCEPTION D'UNE SONDE MULTIÉLÉMENT POUR LA TRANSMISSION AXIALE D'ONDES GUIDÉES ULTRASO- NORES DANS L'AVANT-BRAS		95
4.1	Introduction	95
4.2	Les sondes multiéléments conventionnelles et leurs limitations	96
4.2.1	Les transducteurs multiéléments	96
4.2.2	Limitations des sondes multiéléments industrielles	97
4.3	Conception de la sonde mutiélément	99
4.3.1	Le choix des composants	99
4.3.1.1	La couche absorbante	99
4.3.1.2	La couche de protection	101
4.3.1.3	L'élément piézoélectrique	102
4.3.2	Tests des composants sur sondes monoéléments	106
4.3.3	Architecture et prototype final	108
4.3.4	Extraction des courbes de dispersions expérimentales avec la sonde prototype	111
CHAPITRE 5 MULTI-ELEMENT ULTRASONIC TRANSDUCER		115
5.1	Cross-reference to related applications	115
5.2	Field	115
5.3	Background	115
5.4	Summary	116
5.5	Description of the figures	120
5.6	Detailed Description	120
5.7	What is claimed is :	138
5.8	Abstract	141
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS		147
BIBLIOGRAPHIE		151

LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1 Direction de déplacements des particules d'un guide d'onde cylindrique pour les différentes familles de modes d'ondes guidées	23
Tableau 2.1 Range of model parameters and their respective step used to perform the inversion	49
Tableau 2.2 Bone Phantom Plates Properties	52
Tableau 2.3 Average inverse properties of phantom plates with their relative errors	55
Tableau 2.4 Mean inverted cortical properties for each frequency, relative to the optimal fit identified for axial transmission measurement #4	59
Tableau 2.5 Average Inverse Properties of Phantom Plates with their Relative Errors without using the excitability in the inversion scheme	61
Tableau 3.1 Range of model parameters and their respective step used to create the datasets	78
Tableau 3.2 Reference property values for the healthy and osteoporotic bone phantom cylinders	82
Tableau 3.3 Average inverse properties of phantom cylinders with their relative errors for the free-field scenario	86
Tableau 3.4 Average inverse properties of phantom cylinders with their relative errors for the fluid-immersed scenario	87
Tableau 4.1 Efficiences en transmission et en réception de différents matériaux piézoélectriques Tiré de Silk (1984, p. 11)	103

LISTE DES FIGURES

		Page
Figure 1.1	Différenciation des phases trabéculaire et corticale de l'os Adaptée de Kilmesova, M. (2019)	9
Figure 1.2	Zones de classification de l'avant-bras Adaptée de DocJana (2020)	11
Figure 1.3	Principe de mesure par transmission transverse	15
Figure 1.4	Principe de mesure par transmission axiale	16
Figure 1.5	Courbes de dispersion des ondes de Lamb symétriques (bleu) et antisymétriques (rouge) pour une plaque d'os cortical de 4 mm d'épaisseur dans le plan $f - V$ et le plan $k - f$ ($\rho = 2300 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 3100 \text{ m/s}$, $C_S = 1750 \text{ m/s}$).	22
Figure 1.6	Courbes de dispersion des modes longitudinaux (bleu), des modes de flexion (rouge), et des modes de torsion (noir) pour cylindre d'os cortical de 4 mm d'épaisseur et 16 mm de diamètre dans le plan $f - V$ et le plan $k - f$	24
Figure 1.7	(a) Géométrie d'un cylindre d'os rempli de moelle osseuse et entouré de 2 mm de tissus mous. (b) Forme d'onde d'un mode d'ondes guidées se propageant dans le modèle. (c) Courbes de dispersion du guide d'onde en question. (d) Courbes de dispersion avec excitabilité des modes d'ondes guidées	28
Figure 1.8	Schéma constitutif d'un transducteur monoélément	30
Figure 2.1	(a) Geometry description of the cortical solid layer topped by a fluid finite space. (b) Experimental bone phantom plates with the four different directions of axial transmission measurements	41
Figure 2.2	(a) Guided modes dispersion curves with their frequency dependent excitability computed by SAIGA for a 2D cortical bone plate of 4mm ($\rho = 2310 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 2900 \text{ m/s}$, $C_S = 1600 \text{ m/s}$) overlaid with 3mm soft tissue layer ($\rho^f = 1010 \text{ kg/m}^3$, $C^f = 1400 \text{ m/s}$). The color scale shows the excitability of each mode in dB normalized to the mode with the highest excitability at each frequency. (b) Mode shape of the selected mode (red circle on (a))	45
Figure 2.3	(a) Surface plot representing experimental dispersion curves. (b) Simulated dispersion curves with mode excitability computed with	

	SAIGA. (c) Projection of experimental amplitude at 350 kHz and simulated excitability at the same frequency, showing the distance measured for the calculation of the cost function	47
Figure 2.4	Influence of property variations on the trajectory of ultrasonic modes : (a) soft tissue density ρ^f , (b) wave velocity in soft tissue C^f , and (c) thickness of the soft tissue h^f	53
Figure 2.5	Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate. Average inverse values in conjunction with the reference properties and their respective uncertainties, (c) velocity properties, (d) thickness properties	54
Figure 2.6	Optimal fitting results between experimental axial transmission measurement #4 and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate. Distribution of the cost function values with the corresponding density for experimental axial transmission measurement #4 (c) on the healthy plate and (d) on the osteoporotic plate	58
Figure 2.7	Longitudinal and shear velocities possible values obtained through the set of parameters express as a function of (a) the Young's modulus E for different values of the density ρ , (b) the density ρ for different values of E . Red lines represent the reference values of C_P (full line) and C_S (dote line) for the healthy plate and blue lines for the osteoporotic plate	59
Figure 2.8	Bulk velocities varying with the bulk density, derived from the values of the elastic properties for an isotropic medium adapting from the homogenization theory introduced in (Vu & Nguyen-Sy, 2019) and used in (Pereira, Fernandes & Belanger, 2020) to the phantom material. (Blue lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Healthy phantom plate. (Red lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Osteoporotic phantom plate	60
Figure 2.9	Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves without excitability for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate	61
Figure 3.1	(a) Geometrical description of the numerical model with and without the outer fluid domain. (b) Experimental healthy bone phantom cylinders with its corresponding cross-section shape.	

	(c) Experimental osteoporotic bone phantom cylinders with its corresponding cross-section shape	71
Figure 3.2	(a) Guided modes dispersion curves with their frequency-dependent excitability computed by SAIGA for a 3D cortical bone cylinder ($\rho = 2310 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 2900 \text{ m/s}$, $C_S = 1600 \text{ m/s}$, $h^S = 2 \text{ mm}$, $r^S = 7 \text{ mm}$) filled with soft tissue ($\rho^{fi} = 1010 \text{ kg/m}^3$, $C_P^{fi} = 1400 \text{ m/s}$) and immersed in 2 mm of water. The color scale shows the excitability of each mode in dB normalized to the mode with the highest excitability at each frequency. (b) Mode shape of a selected mode ($f = 200 \text{ kHz}$ and $k = 127 \text{ m}^{-1}$)	75
Figure 3.3	(a) SAIGA-computed dispersion curves. (b) 2D FFT of the reconstructed signals	80
Figure 3.4	Experimental setup used for the axial transmission measurements with bone phantom cylinder immersed in fluid	82
Figure 3.5	Effect of parameter variations on ultrasonic guided waves dispersion curves. The blue lines represent the reference curves, the green lines correspond to the -10% variation, and the orange line to the $+10\%$ variation. Parameter influences are shown for : (a) C_P with ν held constant, (b) r^S , (c) h^S , and (d) h^{fo}	84
Figure 3.6	Optimal fit between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom, and (b) osteoporotic phantom. SAIGA-computed best fit are depicted as red overlay	85
Figure 3.7	Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom cylinder, and (b) osteoporotic phantom cylinder immersed in olive oil. SAIGA-computed best fit are depicted as red overlay	86
Figure 3.8	Bulk velocities varying with the bulk density of the phantoms cortical material. (Blue lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Osteoporotic phantom cylinder. (Red lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Healthy phantom cylinder. Full lines depict the inverse values retrieved in the immersed scenario and the dot lines correspond to the free-field case scenario without outside fluid	89
Figure 3.9	Differences between a cylindrical geometry and a radius-like geometry. (a,c) Geometry of the two models. (b,d) Corresponding dispersion curves showing that fewer modes exist in the radius model	92

Figure 4.1	Schéma constitutif des caractéristiques d'une sonde multiélément linéaire	97
Figure 4.2	Transformées de Fourier 2D obtenues par transmission axiale avec une sonde industrielle centrée à 0.5 MHz. (a) Courbes de dispersion expérimentales obtenues sur une plaque d'acier en comparaison avec les courbes simulées (rouge). (b) Courbes obtenues lorsque la sonde est maintenue dans les airs	99
Figure 4.3	Impédance acoustique d'un mélange tungstène/époxy et tungstène/polyuréthane en fonction du volume de tungstène dans le mélange Adaptée de Franco & Andrade (2005, p. 6)	100
Figure 4.4	Impédance (bleu) et Phase (rouge) d'éléments PZT-5A de dimension (a) 20x4x4 mm et (b) 10x2x4 (mm)	104
Figure 4.5	(a) Impédance (bleu) et Phase (rouge) théorique d'un élément PZT-5A de dimension 20x4x1 mm. (b) Impédance et Phase expérimentales d'un élément similaire de PZT-5A de dimension 20x3.5x1mm	105
Figure 4.6	Image de technologies composites 1-3 : (a) Dice & Fill, (b) Regular Fiber et (c) Random Fiber	106
Figure 4.7	(a) Impédance (bleu) et Phase (rouge) théorique de cinq fibres PZT-5A $\varnothing$ 250 μ m et 4 mm de long dans une matrice d'époxy. (b) Image d'un composite 1-3 "Random Fiber". (c) Déformation des 5 fibres de PZT-5A dans la matrice d'époxy	107
Figure 4.8	Photographie des 15 sondes prototypes monoéléments	108
Figure 4.9	(a) Amplitude en émission de la sonde PZT et de la sonde composite. (b) Dispositif expérimental pour transformée de Fourier 2D réalisée avec les deux sondes. Courbes de dispersions obtenues avec la sonde PZT en émission et la sonde composite en réception, superposées avec les résultats d'inversion du chapitre 2 pour (c) la plaque fantôme saine et (d) la plaque fantôme ostéoporotique	109
Figure 4.10	Schéma de disposition de l'élément émetteur et des éléments récepteurs dans le prototype de sonde multiélément pour transmission axiale. L'élément en rouge représente le matériau absorbant	110

Figure 4.11	(a) Plaque piézocomposite découpée en 30 éléments. (b) Impédances (bleu) et Phases (rouge) expérimentales de chacun des éléments de la plaque 111
Figure 4.12	Prototype final de la sonde assemblé et connexion des différents éléments avec le système d'acquisition 111
Figure 4.13	(a) Dispositif de mesures utilisant le Handyscope HS5. (b) Dispositif de mesures utilisant le Verasonics. Courbes de dispersions expérimentales obtenues par acquisitions avec le Handyscope HS5 (c-d) et avec le Verasonics (e-f) pour la plaque saine et ostéoporotique respectivement 113
Figure 5.1	Schematic diagram of an example of a multi-element ultrasonic transducer 142
Figure 5.2	Exploded view of the transducer of Fig. 5.1 143
Figure 5.3	Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2 143
Figure 5.4	Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2 144
Figure 5.5	Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2 144
Figure 5.6	Front view of the piezoelectric layer of Fig. 5.4 145
Figure 5.7	Example representation of acoustic waves acquired using the transducer of Fig. 5.1 145
Figure 5.8	Block diagram illustrating an example computing device 146
Figure 5.9	Block diagram illustrating an example computing device 146

LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES

DEXA	Absorptiométrie biphotonique à rayons X
QCT-scan	Tomographie quantitative
HR-pQCT	Tomographie quantitative périphérique à haute résolution
BMD	Densité minérale osseuse
vBMD	Densité minérale osseuse volumétrique
TOF	Temps de vol (Time of flight)
FAS	Premier signal arrivé (First arriving signal)
QUS	Ultrasons quantitatifs (Quantitative ultrasound)
NURBS	B-spline non uniforme (Non-uniform rational B-splines)
1D	1 dimension
2D	2 dimensions
3D	3 dimensions
NDT	Contrôle non destructif (Non destructive testing)
FFT-2D	Transformée de Fourier à deux dimensions
SAFE	Méthode semi-analytique par éléments finis (Semi-analytical finite element method)
SAIGA	Analyse semi-analytique iso-géométrique (Semi-analytical iso-geometric analysis)
2.5D	Modèle pseudo-3D dont le comportement de la troisième dimension est simplifié.

LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE

u	Champ de déplacement
p	Champ de pression
x	Distance
t	Temps
c	Vitesse de propagation
C_P	Vitesse de propagation des ondes longitudinales
C_S	Vitesse de propagation des ondes de cisaillement
T	Période
ω	Fréquence angulaire
f	Fréquence
k	Nombre d'onde
m	Mètre
Hz	Hertz
s	Seconde
ρ	Densité
λ	Premier coefficient de Lamé
μ	Second coefficient de Lamé
E	Module d'Young
ν	Coefficient de Poisson
cos	Cosinus
sin	Sinus
e	Exponentielle
Ex	Excitabilité
Z	Impédance acoustique
e_1	Premier axe d'un repère cartésien

XXVIII

e_2	Second axe d'un repère cartésien
e_3	Troisième axe d'un repère cartésien
α	Coefficient d'atténuation
$\Re$	Partie réelle
$\Im$	Partie imaginaire
Np	Néper
J	Fonction coût
cyc	Nombres de cycle

INTRODUCTION

L'ostéoporose se caractérise par une diminution de la densité osseuse et une détérioration des structures osseuses, tant au niveau microscopique que macroscopique. Cela se traduit par une diminution de la qualité du cortex osseux et un accroissement du risque de fractures (World Health Organization, 1994, 1998). Cette maladie, souvent silencieuse et très répandue, est généralement déjà généralisée lors de son diagnostic. La détérioration des os peut progresser pendant des années sans signes visibles, jusqu'à ce qu'une fracture se produise, témoin d'un stade avancé de la maladie. La prévalence de l'ostéoporose croît de manière significative avec l'âge, touchant une large partie de la population mondiale. Au Canada, cette pathologie est responsable de plus de 80% des fractures chez les personnes de 60 ans et plus, et plus d'une femme sur trois connaîtra une fracture ostéoporotique au cours de sa vie (Bessette *et al.*, 2008). Avec le vieillissement de la population, l'ostéoporose représente un défi majeur pour la santé publique. Il est donc crucial de permettre un diagnostic précoce de la maladie afin de mettre en place des traitements préventifs qui réduiront le risque de fractures futures. La mesure de la densité osseuse constitue la méthode de référence pour diagnostiquer l'ostéoporose. Néanmoins, une évaluation exhaustive de la santé osseuse et du risque de fracture devrait idéalement inclure d'autres paramètres, tels que la rigidité osseuse, l'épaisseur corticale et la porosité corticale (Laugier & Häiat, 2011; Laugier & Grimal, 2022). L'utilisation de méthodes de diagnostic précises et efficaces est cruciale pour éviter que cette maladie ne surcharge les systèmes de santé, ne génère des coûts élevés d'hospitalisation et ne réduise considérablement la qualité de vie des patients.

Aujourd'hui, l'absorptiométrie biphotonique à rayons X (DEXA) ainsi que la tomographie quantitative (QCT-scan) sont les technologies les plus couramment utilisées afin de diagnostiquer l'ostéoporose, bien que des facteurs de risques tels que l'âge, le sexe, l'historique familial ou encore la consommation d'alcool et de tabac permettent une première évaluation avant même l'utilisation de ces technologies (Engelke *et al.*, 2009; Li *et al.*, 2013; Public Health Agency of

Canada, 2020). Ces technologies utilisent deux rayons X de différentes énergies afin d'estimer la densité osseuse, permettant d'obtenir des informations bidimensionnelles (2D) concernant la densité minérale osseuse (BMD) d'un patient. Cependant, ces méthodes interrogent uniquement la densité ainsi que la géométrie du cortex, laissant inconnues les propriétés mécaniques du squelette et ont comme effet néfaste d'irradier le patient. L'accès limité à ces méthodes de diagnostic amène ce dernier à être réalisé le plus souvent trop tardivement, conduisant à une déficience du traitement de l'ostéoporose dans le monde et augmentant ainsi le nombre d'hospitalisations et les frais liés aux fractures ostéoporotiques (Dempster, 2011; Papaioannou *et al.*, 2004; Ström *et al.*, 2011). La fracture du radius est l'une des fractures ostéoporotiques les plus fréquentes et peut être considérée comme un site important pour le dépistage précoce de la maladie, ainsi que pour la prévention de fractures futures, comme celles de la hanche ou de la colonne vertébrale (Padegimas & Osei, 2013; Bouxsein, Muller & Webber, 2003; Rozental *et al.*, 2013).

De récentes études tendent à montrer que les ultrasons peuvent se révéler être une alternative non ionisante pour la détermination des propriétés osseuses. Le critère essentiel de l'ostéoporose est la réduction de la résistance mécanique osseuse, et non la réduction de la densité de l'os. Contrairement aux méthodes DEXA et QCT-scan qui ne donnent que des informations limitées sur l'os, telles que sa forme ou sa densité, les ondes guidées ultrasonores ont le potentiel d'interroger d'autres paramètres, telles que les propriétés mécaniques afin d'offrir une caractérisation plus complète de la santé de l'os en question (Laugier & Haïat, 2011; Laugier & Grimal, 2022; Glüer, 1997; Minonzio, Talmant & Laugier, 2010; Bochud *et al.*, 2016). En effet, la vitesse et l'atténuation d'une onde sont directement liées au milieu dans lequel elle se propage (Grimal *et al.*, 2013). De plus, un système ultrasonore serait un moyen peu onéreux et plus facile d'accès dans les pays en voie de développement que les technologies actuellement utilisées. Il pourrait notamment être utilisé en clinique plutôt qu'en centre hospitalier. Il permettrait le diagnostic précoce *in-vivo* de l'ostéoporose sans pour autant exposer le patient à des sources de rayons X.

Il est cependant à noter qu'un manque de standardisation et de contrôle existe concernant les différentes technologies ultrasonores utilisées, rendant l'interprétation des résultats difficiles à comparer. Néanmoins, les technologies ultrasonores les plus prévalentes actuellement utilisées sont la transmission transverse ainsi que la transmission axiale d'ondes guidées.

La recherche initiale portant sur la détermination des paramètres osseux par ultrasons s'est concentrée sur la caractérisation de l'os trabéculaire en utilisant des dispositifs de transmission transverse (Cavani *et al.*, 2008; Falardeau & Belanger, 2018). Cependant, avec l'évolution des connaissances, l'attention s'est progressivement tournée vers l'os cortical. Compte tenu de son rôle central dans la structure squelettique - représentant environ 80% du squelette et supportant la charge corporelle principale - l'os cortical est devenu un domaine d'étude crucial. Plusieurs études ont souligné que les os corticaux, tels que le radius ou le tibia, servent de guides d'ondes efficaces pour la propagation des ondes guidées ultrasonores, et donc peuvent être des régions d'études appropriées à la méthode de transmission axiale (Bai *et al.*, 2018; Guha, Aynardi, Shokouhi & Lissenden, 2021). De plus, de nombreuses études ont démontré qu'un diagnostic précoce de l'ostéoporose peut se faire dans des régions telles que le radius (Padegimas & Osei, 2013; Bouxsein *et al.*, 2003; Rozental *et al.*, 2013), devançant ainsi de graves fractures ostéoporotiques comme celle de la hanche, qui représente près des 23% des fractures recensées (Barrett-Connor *et al.*, 2008; Tarride *et al.*, 2012).

Cependant, évaluer les propriétés mécaniques et géométriques du cortex osseux implique la résolution d'un problème inverse multiparamétrique complexe (Bochud *et al.*, 2016; Bochud, Vallet, Minonzio & Laugier, 2017; Pereira *et al.*, 2020). L'utilisation d'algorithmes d'inversion permet de faire correspondre données expérimentales et données simulées à partir de modèles le plus souvent simplifiés (plaque ou cylindre), afin d'estimer les propriétés effectives des os corticaux. De plus, deux philosophies s'opposent. Dans un sens, les ondes guidées à basse fréquence (<500 kHz) pénètrent plus profondément dans l'os cortical en raison de leur atténuation

moindre et de leurs longueurs d'onde plus importantes. De plus, la forme d'onde dans l'épaisseur est d'un ordre faible, ce qui entraîne moins d'oscillations et donc une pénétration accrue. Elles sont potentiellement utiles pour évaluer l'épaisseur corticale, surtout dans les premiers stades de l'ostéoporose affectant principalement la région endostéale (Zebaze *et al.*, 2010). Cependant, ces méthodes sont limitées par la difficulté de récupérer plusieurs paramètres osseux au-delà de l'épaisseur corticale, en raison de l'information limitée contenue dans les modes d'ordre faible. À l'inverse, les fréquences élevées (>1 MHz) permettent une récupération plus détaillée des paramètres du cortex osseux à travers des schémas inverses sophistiqués. Ces fréquences permettent d'approximer la forme osseuse par des structures de type plaque, facilitant l'estimation de l'épaisseur et des vitesses de propagations des ondes, aux dépens de l'évaluation complète de la géométrie (Foiret, Minonzio, Chappard, Talmant & Laugier, 2014). Cependant, la complexité introduite par les nombreux modes générés à ces fréquences rend la résolution du problème inverse plus difficile, notamment en cas de présence de tissus mous dans le modèle.

Ainsi, le cœur de cette thèse réside dans le fait d'utiliser les ondes guidées basses fréquences (de 50 kHz à 500 kHz) afin de déterminer à la fois l'épaisseur corticale, mais également les propriétés mécaniques d'os fantômes recouverts de tissus mous. L'implémentation d'un modèle de simulation multicouche plus complet et efficace a été mise en œuvre via l'utilisation de la méthode d'analyse semi-analytique iso-géométrique (SAIGA). L'utilisation de basses fréquences réduit le nombre de modes d'ondes guidées se propageant dans le guide d'onde malgré la présence de tissus mous, permettant d'accroître la précision du modèle d'inversion. Afin de ne pas se concentrer uniquement sur l'épaisseur corticale, comme ont pu le faire de précédentes études à basse fréquence, l'algorithme utilisé prend en compte les différentes amplitudes des modes d'ondes guidées ultrasonores afin d'accroître le nombre de paramètres déductible du modèle. Une valeur d'excitabilité est donc implémentée afin de s'assurer que l'inversion se base sur les propriétés dispersives des modes d'ondes se propageant dans l'os, mais également

sur leur amplitude, permettant au modèle d'être à la fois sensible à la géométrie de l'os, mais également à ses propriétés mécaniques.

Cette thèse a mené à plusieurs contributions significatives dans le domaine de la caractérisation osseuse par transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores. Un premier article a été publié dans le *Journal of Acoustical Society of America* (JASA) et un second a été soumis récemment dans le journal *Ultrasonics*, tous deux présentant le développement d'une méthode innovante pour la caractérisation de l'os cortical. Une demande de brevet a également été déposée, soulignant l'originalité et le potentiel d'application du système développé. De plus, les travaux de cette thèse ont été à plusieurs reprises présentés lors de conférences scientifiques internationales aux États-Unis, en Australie et au Canada (deux fois) ainsi que lors des colloques annuels du Laboratoire Franco-Canadien de Recherches Ultrasonores (LAFCUS) durant quatre années, témoignant d'un engagement constant dans la diffusion des résultats. Ces productions illustrent l'impact scientifique et technologique des recherches menées au cours de cette thèse.

CHAPITRE 1

REVUE DE LITTÉRATURE

1.1 L'ostéoporose

Surnommée la « voleuse silencieuse », l'ostéoporose progresse sans symptômes apparents pendant des années, jusqu'à l'apparition d'une fracture, révélant sa présence et son stade déjà fortement avancé. Cette maladie se caractérise par une diminution de la masse osseuse ainsi que par une détérioration micro-architecturale, augmentant les risques de fracture. Bien qu'aucune cause unique n'ait été déterminée, l'ostéoporose affecte particulièrement les personnes de plus de 50 ans, avec une prévalence notable chez les femmes ménopausées. Environ 40% de ces femmes sont atteintes, tandis que la maladie touche également entre 15% et 30% des hommes de plus de 50 ans (Melton, Chrischilles, Cooper, Lane & Riggs, 2005; Randell *et al.*, 1995). À titre de comparaison, les risques de développer un cancer ou une maladie cardio-vasculaire au cours de sa vie s'élèvent respectivement à 10% et 48% (Cummings *et al.*, 2002; Johnell *et al.*, 2004). Au Canada, environ 2 millions de personnes souffrent d'ostéoporose, et les fractures de fragilisation représentent 80% des fractures chez les femmes ménopausées de plus de 50 ans, surpassant en fréquence les infarctus, AVC et cancers du sein combinés.

L'ostéoporose entraîne des répercussions profondes sur la qualité de vie, entraînant une diminution de l'estime de soi, une perte d'indépendance, et pouvant entraîner la mort dans les cas les plus graves : 28% des femmes et 37% des hommes ayant subi une fracture de la hanche décèdent dans l'année suivante. Pour de nombreux Canadiens, l'ostéoporose constitue une barrière majeure à une vie épanouie, une situation contre laquelle des efforts constants sont déployés pour apporter des changements significatifs. La maladie constitue une menace majeure pour les systèmes de santé, entraînant des coûts d'hospitalisation importants dans le monde entier. On prévoit près de 6,3 millions de fractures de la hanche par an dans le monde d'ici 2050, ce qui représente plusieurs milliards de dollars de soins (Laugier & Haïat, 2011). Cette pathologie peut ainsi affecter de manière très significative l'espérance de vie d'une large partie de la population.

L'importance d'un dépistage précoce de l'ostéoporose est un enjeu majeur souligné par les spécialistes, afin d'éviter la recrudescence de futures fractures.

1.1.1 Composition architecturale des os

Les os jouent un rôle primordial dans le corps humain. Ils servent de support structurel au travers du squelette, agissant comme le cœur rigide au centre de notre métabolisme. Permettant le mouvement autour de différentes articulations, ils jouent également un rôle protecteur pour nos organes internes, comme la boîte crânienne qui protège le cerveau, ou encore la cage thoracique recouvrant cœur et poumons. Au delà de leur utilité architecturale, les os font part entière dans la machine qu'est le corps humain. En stockant des minéraux essentiels, comme le calcium ou le phosphore, ils les libèrent selon les besoins dans la circulation sanguine. L'hématopoïèse, qui est le processus de production des cellules sanguines (globules rouges, globules blancs et plaquettes), se déroule principalement dans la moelle osseuse des os sternaux, des os iliaques et la tête des fémurs.

Ils sont composés à 70% de minéral (hydroxyapatite), 22% de protéines (type 1 collagène) et 8% d'eau (Laugier & Haïat, 2011). Les os se renouvellent et évoluent continuellement au cours de nos vies et s'adaptent en fonction des activités d'un individu. Deux phases distinctes peuvent être dissociées (figure 1.1) :

- L'os cortical : il représente l'enveloppe externe de tous les os, que ce soit un os long tel que le tibia ou un os complexe, comme la hanche. Il se caractérise par une faible porosité, inférieure à 15%.
- L'os trabéculaire : cette phase se trouve dans les régions internes des os. C'est un milieu à forte porosité (supérieur à 75%) caractérisé de spongieux, permettant à la moelle osseuse d'y circuler. Cette phase est majoritaire dans les extrémités des os longs, ou dans les os complexes, tels que les vertèbres. En revanche, elle sera moins présente voir quasi inexistante dans les zones tubulaires des os longs.

D'un point de vue microscopique, l'os cortical se compose d'ostéons, eux-mêmes composés de lamelles et de canaux d'Harvers. L'os trabéculaire est quant à lui, comme son nom l'indique, composé de trabécules permettant la circulation de la moelle osseuse.

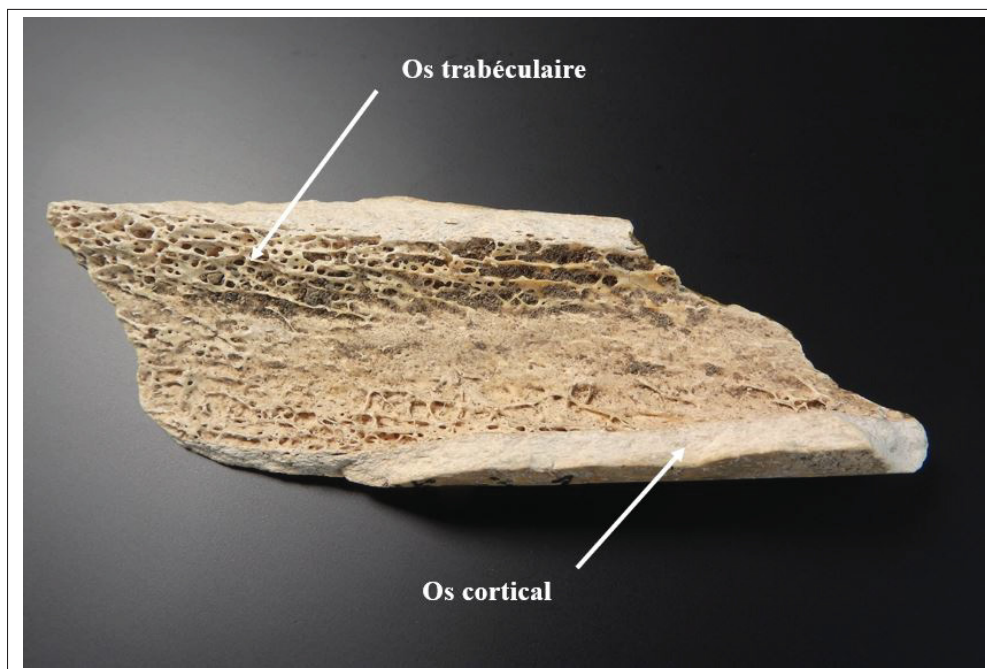


Figure 1.1 Différenciation des phases trabéculaire et corticale de l'os
Adaptée de Kilmesova, M. (2019)

1.1.2 Facteur de risques et fractures ostéoporotiques

En réduisant sa masse osseuse et en détériorant sa structure, l'ostéoporose réduit de manière conséquente la solidité de l'os. Néanmoins, cette pathologie ne provient pas de nulle part et plusieurs facteurs jouent un rôle non négligeable dans son développement. Parmi eux, le facteur le plus prépondérant reste l'âge. La perte osseuse s'accélère considérablement passé 65 ans. Le sexe a également son influence. Bien que l'ostéoporose touche autant les hommes que les femmes, la baisse du niveau d'œstrogène après la ménopause augmente le risque d'ostéoporose au sein de la population féminine. D'autres facteurs tels que des carences en calcium (qui obligeront le corps à puiser le calcium au sein des os), des carences en vitamine D (nécessaire à l'absorption du calcium par les os), le manque d'exercice physique, la prise de certains médicaments ou

encore la consommation d'alcool et de tabac influent également sur l'évolution de la maladie. L'évaluation des risques reste néanmoins un sujet complexe qui nécessite souvent beaucoup de tests cliniques. De nombreux spécialistes s'entendent pour dire que l'historique familial reste le meilleur moyen d'évaluer à long terme l'apparition d'ostéoporose chez un patient.

Les fractures de la hanche, de l'épaule, du poignet ou de la colonne vertébrale sont les plus signalées et peuvent survenir même avec de faibles impacts. D'après Santé Publique Canada, entre 2015 et 2016, 2,2 millions de Canadiens âgés de 40 ans ou plus ont eu un diagnostic d'ostéoporose. En 2014, le coût total dû aux fractures ostéoporotiques s'est élevé à 4,6 milliards de dollars. Moins de 20% des personnes hospitalisées pour ces fractures avaient été diagnostiquées de la maladie (Public Health Agency of Canada, 2020). Il a été montré que le risque de fracture augmente considérablement après une précédente fragilisation de l'os (comme une fêlure ou autre fracture) (Gehlbach *et al.*, 2012; Sajjan *et al.*, 2012; Eisman *et al.*, 2012). Ainsi, la prévention de l'ostéoporose et des diagnostics précoces du risque de fracture pourrait réduire de manière significative les dépenses liées à cette maladie, car cela réduirait le nombre de fractures futures découlant directement de la fragilisation antérieure de la région osseuse.

La fracture du radius reste une des fractures ostéoporotiques les plus courantes, avec près de 25% des occurrences, contre 23% pour la hanche et 5% pour la colonne vertébrale (Tarride *et al.*, 2012). Cependant elle ne représente que 9% des coûts d'hospitalisation liés à l'ostéoporose, lorsque les fractures de la hanche en engendrent à elles seules près de 55%. En raison de leur impact économique et médical significatif, les fractures de la hanche ont fait l'objet de nombreuses études, contribuant ainsi à une meilleure compréhension de l'ostéoporose au sein des os trabéculaires.

Bien que les fractures du radius soient considérées comme moins graves, expliquant ainsi leur moindre coût en soins, elles peuvent néanmoins être des indicateurs précoces de problèmes plus sérieux et servir à prévenir les fractures de la hanche ou de la colonne vertébrale (Padegimas & Osei, 2013; Rozental *et al.*, 2013; Muller *et al.*, 2008; Barrett-Connor *et al.*, 2008). La présence d'une détérioration osseuse peut y être détectée environ dix ans avant d'attendre

son pic dans d'autres zones bien plus sensibles du squelette (Bouxsein *et al.*, 2003), faisant du radius une région d'intérêt propice au diagnostic précoce de la maladie. L'étude de la région corticale du radius, notamment son tiers central « *middle 1/3* » qui s'apparente à un cylindre creux, pourrait s'avérer être un guide d'onde efficace pour les techniques de transmission axiale.

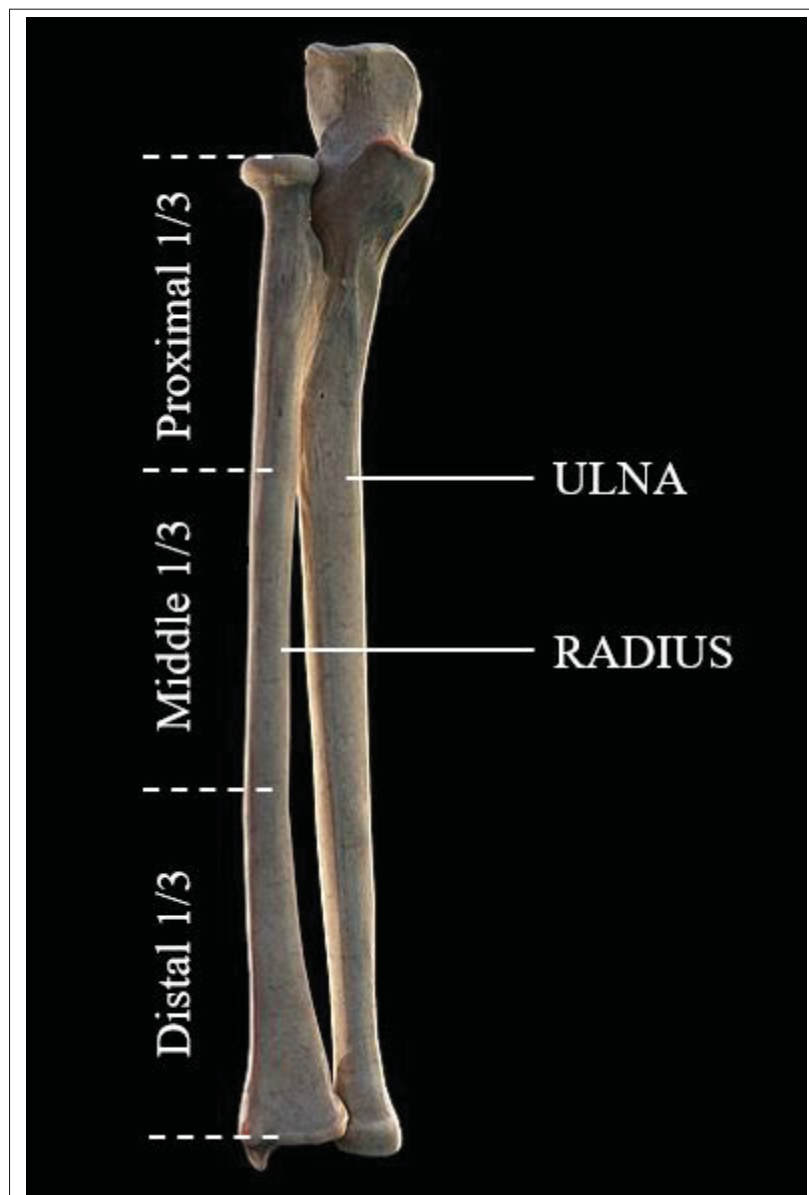


Figure 1.2 Zones de classification de l'avant-bras
Adaptée de DocJana (2020)

1.1.3 Méthodes de diagnostic cliniques

1.1.3.1 Absorptiométrie biphotonique à rayons X

Reconnue comme la méthode de référence pour le diagnostic de l'ostéoporose, l'absorptiométrie biphotonique à rayons X (DEXA) utilise deux rayons X de niveaux d'énergie distincts pour évaluer le risque de fracture. Ces rayons interagissent différemment avec les tissus mous du corps humain, permettant ainsi de soustraire leur influence et de se concentrer exclusivement sur les propriétés de l'os pour calculer la densité minérale osseuse (BMD) (Hunt & Donnelly, 2016). Le diagnostic de l'ostéoporose repose sur l'expression de la BMD en termes de déviation standard par rapport à une population de jeunes adultes, ce que l'on appelle le T-score (Kalender *et al.*, 2009) :

$$T = \frac{x - \hat{x}(age = age_y)}{SD_r(age = age_y)} \quad (1.1)$$

où x correspond à la mesure de densité, $\hat{x}$ à la moyenne de densité osseuse dans une population d'âge jeune et SD_r est la déviation standard de densité pour une population d'âge jeune. Selon l'Organisation mondiale de la santé, un T-score de -2,5 ou moins est signe d'une ostéopénie et indique la présence d'ostéoporose. Le succès du DEXA repose sur la compréhension approfondie de cette technologie et des interactions des rayons X avec les os (Glüer, 1997). Bien que le DEXA permette de mesurer la BMD à différents sites du corps humain, elle reste insensible aux variations des propriétés mécaniques de l'os. Ainsi, le risque de fracture est principalement estimé par la BMD. De plus, le DEXA est insensible aux petites variations de la BMD, ce qui complique et prolonge le suivi de l'évolution de la maladie. Cette technologie est également coûteuse et nécessite des infrastructures spécifiques, limitant ainsi son accessibilité.

1.1.3.2 Tomographie quantitative (QCT-scan)

La tomographie quantitative par ordinateur utilise également des rayons X afin d'obtenir la BMD volumétrique de l'os. Contrairement au DEXA, la QCT est capable d'obtenir la BMD de l'os cortical et trabéculaire séparément. Cela rend cette technologie plus sensible aux faibles variations de BMD (Engelke *et al.*, 2009; Li *et al.*, 2013). Bien que cette technologie comporte plusieurs avantages en comparaison au DEXA, elle nécessite néanmoins une dose plus importante de rayons X reçus par le patient. Elle reste également plus coûteuse, ce qui en limite l'accès (Griffith & Genant, 2011).

1.1.3.3 Tomographie quantitative périphérique à haute résolution (HR-pQCT)

L'application de la tomographie quantitative périphérique à haute résolution (HR-pQCT) pour évaluer la microarchitecture osseuse a connu une croissance rapide depuis son introduction en 2005. Ce système permet d'évaluer *in-vivo* la microarchitecture osseuse et la densité minérale osseuse volumétrique (vBMD) allant jusqu'à une résolution de 82 μm (Fouque-Aubert *et al.*, 2010; MacNeil & Boyd, 2007; Whittier *et al.*, 2020; Boutroy, Bouxsein, Munoz & Delmas, 2005). Elle est notamment utilisée sur les sites d'os trabéculaires ou les sites périphériques. Son coût reste moindre en comparaison avec le DEXA et la dose de rayons envoyés au patient est également réduite (Damilakis, Adams, Guglielmi & Link, 2010). Des études ont ainsi permis d'estimer des évolutions dans la constitution des phases corticales et trabéculaires d'un radius distal et d'un tibia. Cette méthode permet d'obtenir plusieurs paramètres autres que la BMD, comme sa microarchitecture (Zhu *et al.*, 2014; Burt, Macdonald, Hanley & Boyd, 2014; Kawalilak, Johnston, Olszynski & Kontulainen, 2014). Cette technologie, encore utilisée dans le cadre d'étude de recherche clinique, est prometteuse, mais reste encore trop peu accessible dans les pays en voie de développement.

1.1.4 Application des ultrasons au diagnostic de l'ostéoporose

La motivation principale de l'utilisation des ultrasons repose en "leur capacité à explorer des paramètres reflétant la qualité osseuse. L'onde mécanique permet d'interroger l'ensemble des propriétés mécaniques de l'os, et non pas uniquement sa densité minérale osseuse (Laugier & Häiat, 2011; Laugier & Grimal, 2022; Glüer, 1997). Ces techniques ont l'avantage de leur simplicité, les appareils sont transportables, et il n'y a aucune radiation ionisante. Toutefois, il faut souligner l'absence de contrôle de qualité standardisé, et la grande hétérogénéité des technologies utilisées, rendant non comparables les résultats obtenus par les différents appareils. Les ultrasons peuvent être utilisés de différentes façons afin de diagnostiquer la maladie (Matsukawa, 2019), dont les principales sont : par transmission transverse et par transmission axiale.

1.1.4.1 Méthode de transmission transverse

La transmission transverse utilise les propriétés de propagation de l'onde à travers l'os pour en déduire certaines de ses propriétés, en comparant le signal reçu avec un signal de référence (Cavani *et al.*, 2008; Falardeau & Belanger, 2018). Différents types de transducteurs peuvent être utilisés afin d'accéder à certaines propriétés spécifiques. Cette méthode utilise les plus généralement deux transducteurs, un émetteur et un récepteur, positionnés de part et d'autre de l'os (Laugier & Häiat, 2011). Les mesures sont le plus généralement effectuées sur des os trabéculaires comme le talon, les phalanges ou les extrémités des os longs.

La vitesse du signal et son atténuation sont mesurées et comparées à des mesures de références afin d'estimer les propriétés de l'os (voir figure 1.3). Les propriétés mécaniques peuvent en être par la suite déduites. Des dispositifs médicaux utilisant la transmission transverse ont été développés au cours des dix dernières années (Bréban *et al.*, 2010; Stein *et al.*, 2013). Cependant, ces dispositifs reflètent plus la porosité de l'os que ses propriétés mécaniques, ce qui se rapproche des diagnostics obtenus avec la DEXA et la BMD (Nicholson, 2008). De plus, cette technologie est limitée dans sa précision de mesures par plusieurs facteurs externes, tels que les tissus mous enveloppant le squelette ou encore l'hydratation du patient. Un réglage minutieux est

nécessaire afin de garantir des résultats fiables. Cette méthode de mesures par ultrasons reste donc principalement un outil complémentaire à l'évaluation de la densité osseuse par DEXA. Elle permet une meilleure idée de la santé globale de l'os.

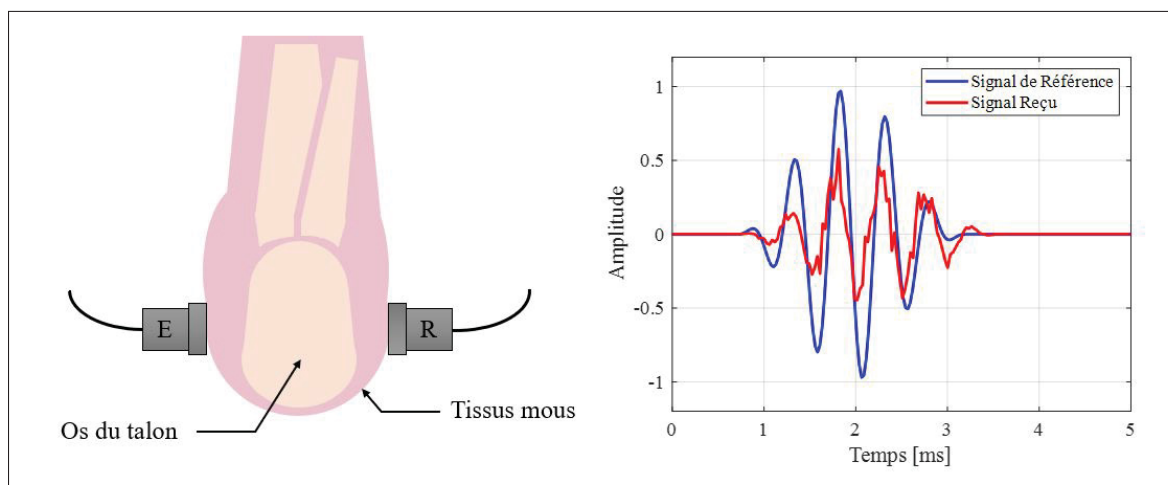


Figure 1.3 Principe de mesure par transmission transverse

1.1.4.2 Méthode de transmission axiale

La transmission axiale s'applique plus généralement aux os longs corticaux, tels que le radius, le tibia ou le fémur. L'os est donc utilisé tel un guide d'onde où l'onde ultrasonore se propage selon son axe. Cette méthode a mis en évidence la sensibilité des ondes guidées aux propriétés intrinsèques des os corticaux (Barkmann *et al.*, 2000; Muller *et al.*, 2005; Njeh *et al.*, 2001; Talmant *et al.*, 2009). Les premières études se sont focalisées sur la mesure de temps de vol (TOF) du premier signal mesuré, c'est-à-dire le mode d'onde se propageant le plus rapidement le long de l'os (FAS), souvent associé au mode d'onde guidée S_0 (Sasso, Haiat, Talmant, Laugier & Naili, 2008a; Haiat *et al.*, 2009). Ces mesures du TOF et du FAS ont permis de distinguer un os sain d'un os ostéoporotique, bien que la signification clinique d'une unique vitesse de propagation à refléter les propriétés à la fois mécaniques et géométriques de l'os n'ait été que partiellement confirmée. De plus, de récentes études ont mis en évidence que la mesure basse fréquence du FAS n'est pas un bon indicateur des propriétés mécaniques d'un milieu viscoélastique anisotrope,

et suggère de cibler d'autres modes afin d'estimer les propriétés intrinsèques de l'os (Pereira, Haiat, Fernandes & Belanger, 2017).

Du fait de devoir interroger plusieurs modes d'ondes guidées, d'autres méthodes utilisent les propriétés dispersives des ondes guidées appliquées à la configuration de transmission axiale afin d'évaluer l'ensemble des propriétés de l'os cortical. Cette technique a déjà pu être utilisée auparavant dans d'autres domaines, notamment celui du contrôle non destructif, afin de caractériser des matériaux comme des plaques composites ou des joints soudés (Pereira, Le Duff, Painchaud-April & Belanger, 2022; Asif, Khan, Khan, Choudhry & Khan, 2018; Heller, Jacobs & Qu, 2000; Rokhlin, Xie & Baltazar, 2004; Ponschab, Kiefer & Rupitsch, 2019; Despres *et al.*, 2024). Dans cette configuration, plusieurs émetteurs et récepteurs sont placés sur l'os (figure 1.4). Des mesures multiples sont ainsi réalisées afin d'en extraire les courbes de dispersions qui permettent d'associer les propriétés dispersives des ondes guidées ultrasonores aux propriétés intrinsèques des os longs corticaux.

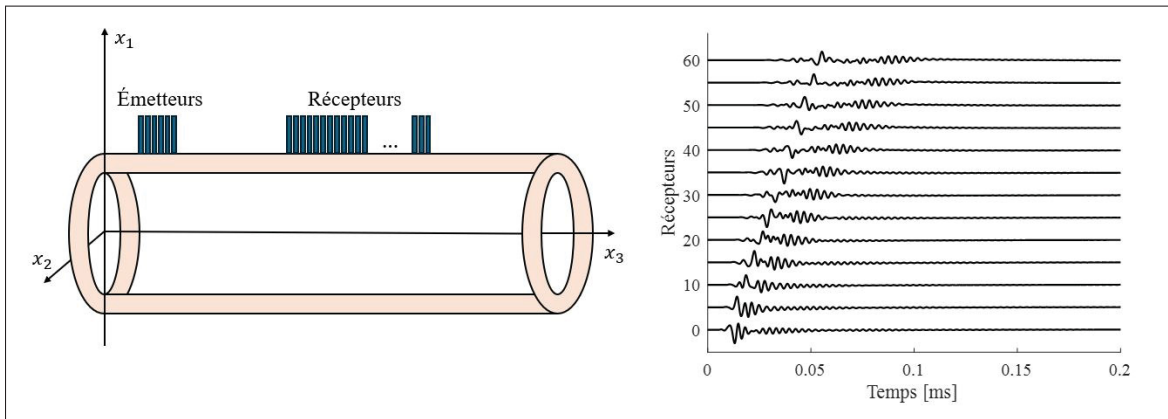


Figure 1.4 Principe de mesure par transmission axiale

Cependant, associer les propriétés mécaniques et géométriques de l'os avec les trajectoires dispersives des différents modes d'ondes guidées ultrasonores se propageant dans l'os nécessite la résolution d'un problème d'inversion multiparamétrique complexe (Bochud *et al.*, 2017, 2016). Les choix du modèle, de l'algorithme ou encore de la bande fréquentielle sont tout autant de paramètres qui peuvent influencer le résultat final et l'estimation des propriétés de l'os.

1.1.4.3 La transmission axiale d'ondes guidées basses fréquences

Une des principales voies de recherche s'est concentrée sur l'étude basses fréquences des ondes guidées. Du fait de grandes longueurs d'onde et d'une faible atténuation à ces fréquences, les modes ultrasonores pénètrent plus profondément dans l'os, permettant d'obtenir des informations concernant l'épaisseur corticale résiduelle, ce qui est particulièrement intéressant dans les premiers stades de l'ostéoporose, où la partie endostéale (partie interne) de l'os est la première affectée (Zebaze *et al.*, 2010). Différents modèles peuvent être utilisés afin de simuler la propagation des ondes guidées ultrasonores dans des os longs corticaux. Ainsi des études ont pu utiliser des modèles de plaques isotropes afin d'estimer l'épaisseur de structures cylindriques et d'os *ex-vivo* (Moilanen, Nicholson, Kilappa, Cheng & Timonen, 2006, 2007; Moilanen, 2008). D'autres modèles plus complexes, comme un cylindre isotrope rempli de fluide visqueux, ont permis l'estimation de l'épaisseur corticale de tibias bovins grâce à une correspondance manuelle entre courbes de dispersion simulées et expérimentales (Ta, Wang, Wang, Le & Zhou, 2009). L'étude à très basse fréquence (< 40 kHz) de la propagation des ondes guidées dans un milieu solide multicouche viscoélastique hétérogène complexe a permis de mettre en évidence les lacunes du FAS dans la détermination des propriétés osseuses (Pereira *et al.*, 2017).

En résumé, les ondes guidées ultrasonores, bien que sensibles à l'épaisseur corticale due à leur grande pénétration, restent limitées lorsqu'il s'agit de déterminer plusieurs paramètres du fait du faible nombre d'informations qu'elles peuvent transmettre. Il est donc important de choisir une gamme fréquentielle adaptée afin d'évaluer correctement l'intégralité des propriétés osseuses.

1.1.4.4 La transmission axiale d'ondes guidées hautes fréquences

À plus hautes fréquences, un plus grand nombre de modes se propage au sein du guide d'onde permettant de potentiellement estimer plusieurs paramètres de l'os de fait d'une quantité d'informations transportées plus importante. Néanmoins, de plus hautes fréquences impliquent une plus grande atténuation et donc une pénétration moindre dans le volume de la région inspectée. En ce sens, l'os peut être modélisé selon un modèle de plaque. De premières méthodes

d'inversion ont modélisé l'os comme une plaque transverse isotrope afin de retrouver *ex-vivo* l'épaisseur et les vitesses d'ondes de volume d'os corticaux grâce à un algorithme humain-dépendant (Foiret *et al.*, 2014). Ce modèle a par la suite évolué vers un schéma complètement indépendant via l'utilisation d'algorithme génétique permettant l'extraction des propriétés de l'os sans avoir recours à une base de données mais à un algorithme d'optimisation (Minonzio *et al.*, 2015). Les modèles se sont par la suite complexifiés avec l'ajout de tissus mous autour de l'os. Les résultats ont permis de mettre en évidence que la complexité engendrée par ce genre de modèle pose problème dans la résolution du problème inverse du fait d'un trop grand nombre de modes se propageant dans l'os (Bochud *et al.*, 2017). Des réseaux de neurones ont été introduits afin de remplacer les algorithmes d'inversion, sans pour autant résoudre le problème lié au nombre de modes ultrasonores (Li *et al.*, 2021).

En résumé, malgré leur capacité à simplifier la géométrie du modèle et à interroger plusieurs paramètres de l'os, les hautes fréquences présentent un défi complexe dans la gestion des modes générés, ce qui peut entraîner des résultats d'inversion compatibles avec différentes combinaisons de paramètres.

1.2 Les ondes ultrasonores

Les ondes ultrasonores sont des ondes mécaniques se propageant dans un milieu fini ou semi-infini à des fréquences supérieures à 20 kHz. Étudiées depuis plusieurs décennies, nombre d'études ont détaillés leurs principes fondamentaux et les différentes théories régissant leurs propagations dans les milieux (Royer & Dieulesaint, 1999; Cheeke, 2017; Rose, 2014). Ici, uniquement un bref résumé de ces principes sera présenté.

1.2.1 Les ondes de volume

Une onde mécanique se propageant dans un milieu semi-infini (milieu où les interfaces n'ont pas d'influence sur la propagation des ondes) sera caractérisée d'onde de volume. Deux principaux modes de propagation vont se distinguer : les ondes longitudinales (L) et les ondes de cisaillement

(S). Les premières se caractérisent par un déplacement des particules suivant la direction de propagation de l'onde mécanique. À l'inverse, les ondes de cisaillement verront les particules du milieu se mouvoir perpendiculairement à cette direction de propagation.

Formulée par d'Alembert au cours du XVIII^e siècle, l'équation d'onde d'une perturbation se propageant dans un espace à une dimension (1D) s'exprime de la manière suivante :

$$\frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} \quad (1.2)$$

où $u(x, t)$ représente le déplacement en fonction de la position x et du temps t , c est la vitesse de propagation de l'onde dans le milieu. Pour une perturbation sinusoïdale, la solution de cette équation s'écrit :

$$u(x, t) = A \cos(\omega t - kx) \quad (1.3)$$

avec $\omega = \frac{2\pi}{T}$ la fréquence angulaire, T la période, $k = \frac{\omega}{T} = \frac{1}{\lambda_{wl}}$ le nombre d'onde, inverse de la longueur d'onde λ_{wl} . A représente une amplitude arbitraire.

Dans le cas d'une formulation 3D, l'équation de propagation dans un milieu homogène isotrope est régie par l'équation de Navier :

$$\rho \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = (\lambda + \mu) \vec{\nabla}(\vec{\nabla} \cdot \vec{u}) + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (1.4)$$

où ρ correspond à la densité du milieu, λ et μ représentent les coefficients de Lamé. Les trois composantes du champ de déplacement $\vec{u}$ peuvent être découplées en utilisant la décomposition de Helmholtz et en définissant un potentiel scalaire Φ et un potentiel vecteur Ψ :

$$\vec{u} = \vec{\nabla}\Phi + \vec{\nabla} \times \Psi = \vec{u}_L + \vec{u}_S \quad (1.5)$$

Par résolution de cette équation, il est possible de démontrer l'existence de deux types d'ondes se propageant indépendamment dans un milieu homogène isotrope semi-infini aux vitesses respectives c_L et c_S .

$$c_L = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad c_S = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \quad (1.6)$$

1.2.2 Les ondes guidées

Les ondes ultrasonores sont caractérisées d'ondes guidées lorsque leur propagation est contrainte par les interfaces de la structure dans laquelle elles se propagent. Ce type d'onde peut se propager dans tout type de structure, caractérisée de guides d'ondes pour l'occasion, incluant les plaques minces, les barres, les tubes et structures multicouches. L'intérêt porté aux ondes guidées s'est accru au cours des dernières décennies. L'utilisation des ondes guidées au contrôle non destructif (NDT) a été grandement étudiée dans de nombreuses publications. D'importants progrès ont été réalisés dans l'utilisation de la sélection de mode et de fréquence pour résoudre divers problèmes complexes. Ces avancées se manifestent notamment dans les applications de test des tuyaux, des rails, des plaques, des coques de navires et des structures aéronautiques (Thon, Painchaud-April, Le Duff & Bélanger, 2023; Thon & Bélanger, 2019). Elles incluent également la détection de gaz emprisonnés dans les pipelines et la détection et le dégivrage des structures des aéronefs, qu'ils soient à voilure tournante ou fixe (Rose, 2014; Cheeke, 2017).

1.2.2.1 Cas des guides d'ondes plaques

Les équations de propagations des ondes guidées dans les plaques ont été développées par Rayleigh et Lamb, leur donnant également leur nom, et décrivent la propagation de deux types d'ondes : les ondes de Lamb symétriques (S) et antisymétriques (A). Il existe également un troisième type d'onde, appelé onde de cisaillement horizontal (SH) mais qui ne sera pas décrit ici. Les ondes de Lamb sont couplées l'une à l'autre, ce qui va amener une interdépendance entre

les A et S. En considérant une onde dans un milieu plaque (vitesse longitudinale c_L , vitesse de cisaillement c_S , épaisseur b), se propageant dans la direction x selon le plan xy , la décomposition du nombre d'onde pour la composante longitudinale et la composante de cisaillement s'écrit :

$$\begin{cases} k_S^2 = k_{S,x}^2 + k_{S,y}^2 + k_{S,z}^2 = \frac{\omega^2}{c_S^2} \\ k_L^2 = k_{L,x}^2 + k_{L,y}^2 + k_{L,z}^2 = \frac{\omega^2}{c_L^2} \end{cases} \quad (1.7)$$

Du fait que les ondes de Lamb se propagent uniquement dans le plan xy , leur nombre d'onde selon l'axe z est nul : $k_{S,z} = k_{L,z} = 0$. Ces ondes se propagent également dans la même direction x , ainsi $k_{S,x} = k_{L,x} = k_x$. En injectant cela dans l'équation 1.7 :

$$\begin{cases} k_{S,y}^2 = \frac{\omega^2}{c_S^2} - k_x^2 \\ k_{L,y}^2 = \frac{\omega^2}{c_L^2} - k_x^2 \end{cases} \quad (1.8)$$

À partir des deux précédentes équations, les équations de Rayleigh-Lamb pour les modes symétriques et antisymétriques s'écrivent de la manière suivante (pour plus de détails, se référer à (Rose, 2014)) :

$$\begin{cases} \frac{\tan(k_{S,y} \times \frac{b}{2})}{\tan(k_{L,y} \times \frac{b}{2})} = -\frac{4k_x^2 k_{L,y} k_{S,y}}{(k_{S,y}^2 - k_x^2)^2} \\ \frac{\tan(k_{S,y} \times \frac{b}{2})}{\tan(k_{L,y} \times \frac{b}{2})} = -\frac{(k_{S,y}^2 - k_x^2)^2}{4k_x^2 k_{L,y} k_{S,y}} \end{cases} \quad (1.9)$$

Ces équations ont pour la première fois été décrites à la fin du XIXe siècle. Elles permettent de déterminer les vitesses à laquelle un mode à une fréquence particulière se propage dans une plaque d'épaisseur b . C'est ce que l'on appelle les relations de dispersion. Bien que ces

équations semblent simples, elles ne peuvent être résolues uniquement que par des méthodes numériques, tel que le solveur DISPERSE® (Pavlakovic, Lowe, Alleyne & Cawley, 1997).

Ces vitesses de propagation sont couramment présentées sous forme de courbes de dispersion présentée dans le plan fréquences-vitesse de phases ($f - V$) ou bien le plan nombre d'onde-fréquences ($k - f$). Un exemple de courbes de dispersion pour une plaque d'os cortical de 4 mm d'épaisseur est présenté figure 1.5.

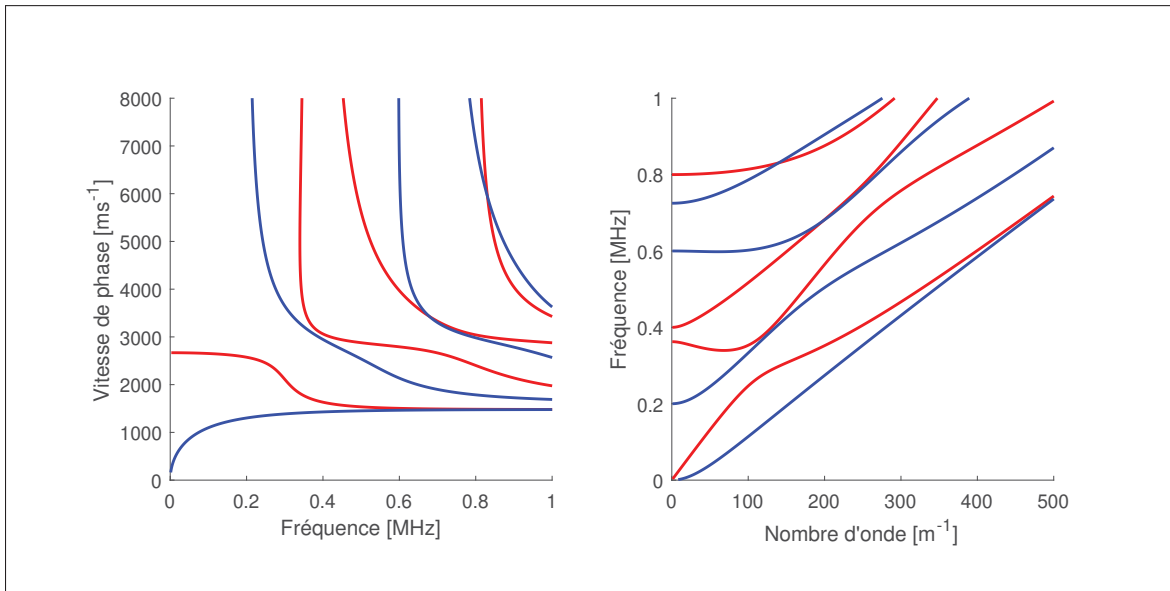


Figure 1.5 Courbes de dispersion des ondes de Lamb symétriques (bleu) et antisymétriques (rouge) pour une plaque d'os cortical de 4 mm d'épaisseur dans le plan $f - V$ et le plan $k - f$ ($\rho = 2300 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 3100 \text{ m/s}$, $C_S = 1750 \text{ m/s}$).

1.2.2.2 Cas des guides d'ondes cylindriques

Dans de nombreuses études (Minonzio *et al.*, 2015; Moilanen *et al.*, 2006), les os longs sont décrits comme des structures tubulaires servant de guides d'ondes à la propagation d'ondes guidées. On parlera dans ce cas de guides d'ondes cylindriques (bien que cela reste une simplification sur la géométrie de l'os) (Minonzio *et al.*, 2010). Une onde ultrasonore se propageant dans un guide d'onde cylindrique est décrite par son champ de déplacement radial :

$$u(r, \theta, z, t) = u(r)e^{i\theta\vartheta}e^{i(\omega t - kz)} \quad (1.10)$$

où $u(r)$ est la distribution radiale d'un mode d'onde guidée particulier, k et ϑ sont les nombres d'onde axial et angulaire respectivement, z la distance de propagation, θ la position angulaire, ω la fréquence angulaire et t le temps. En considérant que la propagation de l'onde se fait selon l'axe du cylindre (axe z), et la continuité du déplacement dans la direction radiale, ϑ est un entier et correspond à l'ordre circonférentiel du mode.

Les guides d'ondes cylindriques présentent trois familles d'ondes guidées : les modes longitudinaux, les modes de torsion et les modes de flexion. Les modes longitudinaux et de torsions sont décrits et numérotés par les sigles L(0,N) et T(0,N), respectivement, où le premier paramètre indique l'ordre circonférentiel, égal à 0 pour ces modes étant donné leur caractère axisymétrique, et le second paramètre distingue les modes de la même famille. Les modes de flexion sont quant à eux notés F(ϑ ,N), où ϑ est toujours supérieur ou égal à 1. Le Tableau 1.1 résume les directions de déplacements des particules d'un cylindre pour les différentes familles de modes.

Tableau 1.1 Direction de déplacements des particules d'un guide d'onde cylindrique pour les différentes familles de modes d'ondes guidées

Modes	Déplacements
Longitudinaux	$U_r, U_z \neq 0 \quad ; \quad U_\theta = 0$
Torsion	$U_r, U_z = 0 \quad ; \quad U_\theta \neq 0$
Flexion	$U_r, U_z, U_\theta \neq 0$

Pour faire une analogie avec les guides d'ondes plaques, les modes longitudinaux sont l'équivalent des modes de Lamb. Un mouvement de compression dans la direction axiale z , et de cisaillement dans la direction radiale r sera observable. Les modes de torsions sont quant à eux similaires aux ondes SH. En revanche, il n'y a pas d'équivalent aux modes de flexion. Plus facilement identifiables lorsque le rapport diamètre sur épaisseur est faible, ces modes ajoutent une complexité additionnelle aux courbes de dispersion des guides d'ondes cylindriques, comme le montre la figure 1.6.

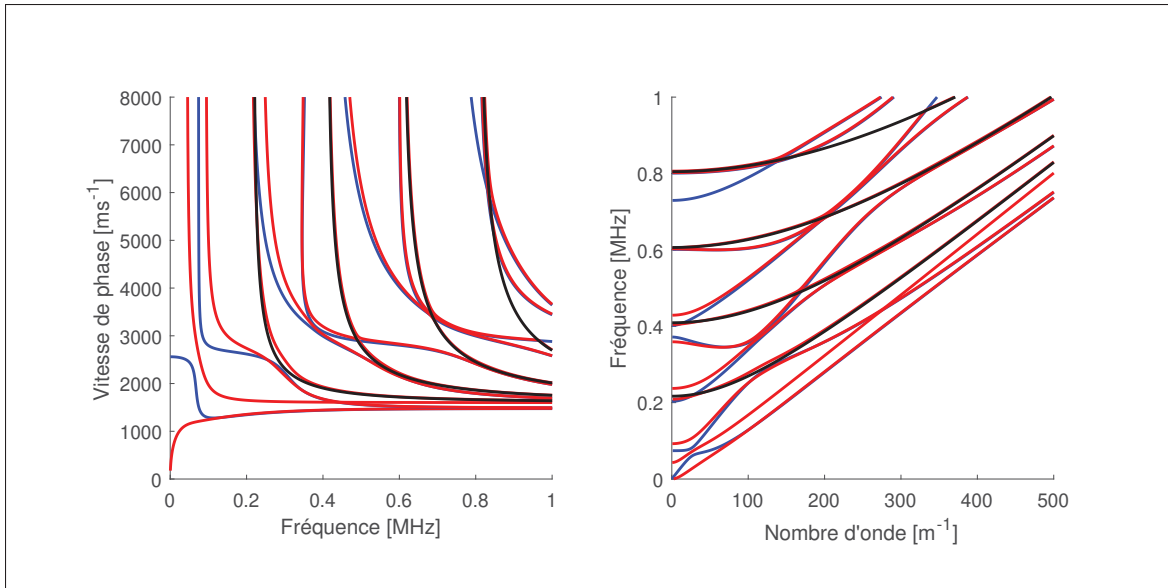


Figure 1.6 Courbes de dispersion des modes longitudinaux (bleu), des modes de flexion (rouge), et des modes de torsion (noir) pour cylindre d'os cortical de 4 mm d'épaisseur et 16 mm de diamètre dans le plan $f - V$ et le plan $k - f$

1.2.3 Méthode d'analyse semi-analytique iso-géométrique (SAIGA)

La méthode semi-analytique par éléments finis (SAFE) est largement utilisée pour étudier la propagation des ondes guidées ultrasonores le long des guides d'ondes aux géométries constantes selon l'axe de propagation (Ahmad, Vivar-Perez & Gabbert, 2013; Karunasena, Shah & Datta, 1991; Predoi, Castaings, Hosten & Bacon, 2007). Cependant, l'évaluation des modes associés à des nombres d'onde élevés nécessite des raffinements de maillage par éléments finis importants et peut augmenter considérablement le temps de calcul, et donc le coût. La méthode d'analyse semi-analytique iso-géométrique (SAIGA) utilise le même principe que la méthode SAFE. Elle remplace cependant les polynômes de Lagrange utilisés pour la résolution des équations par des fonctions B-spline et B-spline non uniforme (NURBS), améliorant considérablement la précision des résultats ainsi que le temps de calcul (PIEGL & TILLER, 1996; Starkey, 2009). Cette méthode permet de simuler de manière précise la propagation d'une onde dans un guide multicouche solide fluide.

1.2.3.1 Système d'équations

Comme vu dans la section 1.2.1, la réponse harmonique, en termes de déplacement $\mathbf{u}$ et de pression $\mathbf{p}$, d'une onde ultrasonore se propageant dans la direction axiale e_1 considérant un modèle 2D composé de trois couches Fluide 1 - Solide - Fluide 2 s'écrit :

$$\begin{aligned}\mathbf{u}(x_1, x_2, t) &= \mathbf{U}(x_2)e^{i(k_1x_1 - \omega t)} \\ \mathbf{p}_{1,2}(x_1, x_2, t) &= \mathbf{P}_{1,2}(x_2)e^{i(k_1x_1 - \omega t)}\end{aligned}\tag{1.11}$$

ω représente la fréquence angulaire, t le temps, k_1 le nombre d'onde selon la direction de propagation e_1 . Les vecteurs $\mathbf{U}(x_2) = (U_1, U_2)^T$ et $\mathbf{P}_{1,2}(x_2) = P_{1,2}$ représentent respectivement les amplitudes de déplacement dans un domaine solide et la pression dans un domaine fluide. La méthode SAIGA s'appuie sur la résolution d'un problème aux valeurs propres selon le couple (k_1, ω) :

$$\begin{aligned}(-\omega^2\mathbf{M} + \mathbf{K}_0 + ik_1\mathbf{K}_1 + k_1^2\mathbf{K}_2)\mathbf{V} &= 0 \\ \left(\begin{bmatrix} 0 & -\omega^2\mathbf{M} + \mathbf{K}_0 \\ -\omega^2\mathbf{M} + \mathbf{K}_0 & i\mathbf{K}_1 \end{bmatrix} - k_1 \begin{bmatrix} -\omega^2\mathbf{M} + \mathbf{K}_0 & 0 \\ 0 & -\mathbf{K}_2 \end{bmatrix} \right) \begin{bmatrix} \mathbf{V} \\ k_1\mathbf{V} \end{bmatrix} &= 0\end{aligned}\tag{1.12}$$

où $\mathbf{V}(\mathbf{P}_1, \mathbf{U}, \mathbf{P}_2)^T$ contient les vecteurs propres globaux de la pression $(\mathbf{P}_1, \mathbf{P}_2)$ des couches fluides 1 et 2, et du déplacement $(\mathbf{U})$, et $\mathbf{M}$, $\mathbf{K}_0$, $\mathbf{K}_1$ et $\mathbf{K}_2$ sont les matrices globales déterminées par l'assemblage des matrices élémentaires correspondantes dans les domaines solide et fluide :

$$\begin{aligned}
\mathbf{M} &= \begin{bmatrix} \mathbf{M}^{f_1} & \mathbf{M}^{f_1 S} & 0 \\ 0 & \mathbf{M}^S & 0 \\ 0 & \mathbf{M}^{f_2 S} & \mathbf{M}^{f_2} \end{bmatrix} & \mathbf{K}_0 &= \begin{bmatrix} \mathbf{K}_0^{f_1} & 0 & 0 \\ \mathbf{K}_0^{S f_1} & \mathbf{K}_0^S & \mathbf{K}_0^{S f_2} \\ 0 & 0 & \mathbf{K}_0^{f_2} \end{bmatrix} \\
\mathbf{K}_1 &= \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{K}_1^S & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} & \mathbf{K}_2 &= \begin{bmatrix} \mathbf{K}_2^{f_1} & 0 & 0 \\ 0 & \mathbf{K}_2^S & 0 \\ 0 & 0 & \mathbf{K}_2^{f_2} \end{bmatrix}
\end{aligned} \tag{1.13}$$

La résolution du système d'équations 1.12 permet d'obtenir la valeur propre k_1 et le vecteur propre correspondant $\mathbf{V}(\omega, k_1)$ des modes d'ondes guidées ultrasonores pour chaque valeur de la fréquence angulaire ω . Plus de détails concernant la formulation des différentes matrices peuvent être trouvés dans les travaux de Seyfaddini et al. (Seyfaddini, Nguyen-Xuan & Nguyen, 2021b).

1.2.3.2 Excitabilité des modes d'ondes guidées

Une fois le système d'équations 1.12 résolu, différents couples (k_1, ω) sont obtenus, ce qui permet de tracer les courbes de dispersion des différents modes d'ondes guidées se propageant dans le guide d'onde.

Cependant, il est impossible d'obtenir expérimentalement les courbes de dispersion des modes d'ondes guidées de manière complète. Cela est dû à la variation de l'excitabilité entre les différents modes à une fréquence donnée. Cette excitabilité dépend de divers paramètres, tels que la direction d'excitation des ondes et, notamment, du plan de mesure choisi (1 - normal à la surface, 2 - dans le plan parallèle à la direction de propagation, 3 - dans le plan perpendiculaire à la direction de propagation). En tenant compte de ce paramètre, il est possible de discrétiser un mode qui sera réellement présent et mesuré expérimentalement parmi les modes existant théoriquement.

Ainsi, en se basant sur les travaux de Wilcox, Lowe & Cawley (2005); Pereira *et al.* (2020), l'excitabilité hors plan d'un mode d'onde guidée peut être définie en fonction de sa forme d'onde.

En raison de la présence de tissus mous autour des os, la génération et la réception des ondes ne peuvent se faire que de manière normale au plan afin de maximiser l'énergie transmise. Les ondes transversales ne peuvent se propager dans les tissus mous que de manière limitée en raison de leur caractère quasi fluide.

Prenons l'exemple d'un cylindre d'os rempli de moelle osseuse et recouvert d'une couche de 2 mm de tissu mou. Il est possible via le modèle de simulation d'obtenir le déplacement normal à la surface de la couche extérieure (voir figure 1.7(a,b)). Cela correspond au déplacement mesuré expérimentalement. L'excitabilité des modes d'ondes guidées est ainsi définie par :

$$\begin{cases} Ex(k_1, \omega) = \frac{\Re(k_1, \omega)}{\Im(k_1, \omega)} \times U_{norm}^2(k_1, \omega) \\ U_{norm}(k_1, \omega) = \frac{|U_{r, out}|}{\max(U_{r, \theta, z})} \end{cases} \quad (1.14)$$

Le rapport $\frac{\Re}{\Im}$ correspond à l'atténuation du mode dans le guide d'onde. U_{norm} correspond au déplacement normal à la surface du tissu mou divisé par le déplacement maximum dans l'épaisseur dans toutes directions. Par la suite, chaque excitabilité de mode est normalisée par rapport à l'excitabilité maximum des modes présents à la même fréquence. Ainsi, il est possible de passer de simples courbes de dispersion, souvent nombreuses et peu lisibles (figure 1.7(c)), à des courbes où seuls les modes d'excitabilité prépondérante ressortent (figure 1.7(d)).

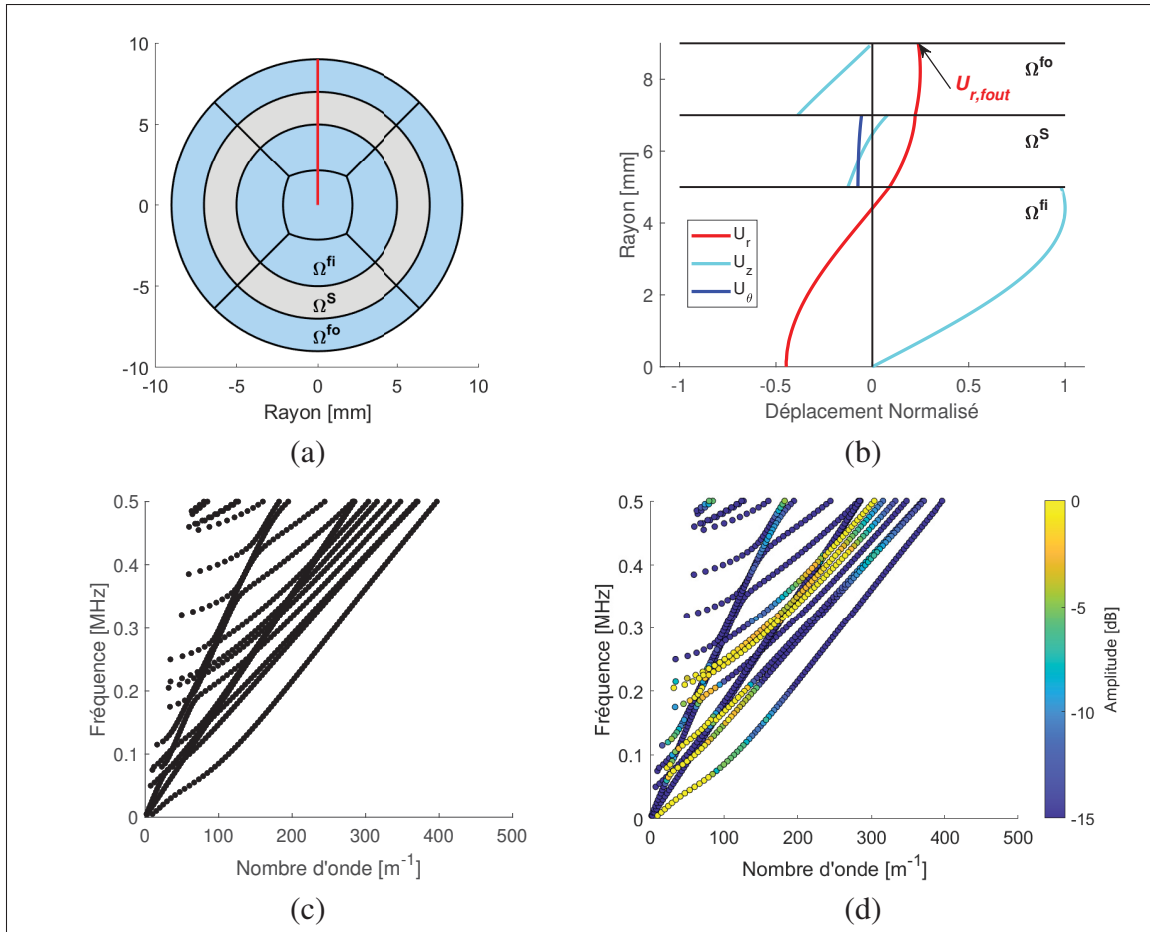


Figure 1.7 (a) Géométrie d'un cylindre d'os rempli de moelle osseuse et entouré de 2 mm de tissus mous. (b) Forme d'onde d'un mode d'ondes guidées se propageant dans le modèle. (c) Courbes de dispersion du guide d'onde en question. (d) Courbes de dispersion avec excitabilité des modes d'ondes guidées

1.3 De la piézoélectricité à la génération d'ondes ultrasonores

Il existe de nombreuses manières de générer des ondes mécaniques, allant des solutions empiriques comme des coups de marteau à l'impulsion laser. Néanmoins, la méthode de transmission la plus couramment utilisée dans le domaine du contrôle non destructif ou de l'imagerie médicale reste la piézoélectricité. Les éléments piézoélectriques ont la capacité de convertir de manière réciproque une énergie électrique en énergie mécanique, ce qui les rend particulièrement prompts à transmettre et recevoir des ondes ultrasonores. On distinguera donc deux effets : l'effet dit "direct", qui d'une déformation mécanique entraîne une polarisation du

cristal (réception des ondes), et l'effet "indirect", qui d'une polarisation électrique du cristal entraînera sa déformation (génération des ondes). Les premières démonstrations de l'effet piézoélectrique ont été réalisées en 1880 par Pierre et Jacques Curie sur des cristaux de quartz. Les premières applications de ce phénomène se retrouvent lors de la première guerre mondiale avec le sonar développé par Paul Langevin, également constitué de lames de quartz. Enfin, en 1927, Wood et Loomis seront les pionniers de l'utilisation de l'effet piézoélectrique pour la génération d'ondes ultrasonores.

1.3.1 Équations constitutives de la piézoélectricité

De nombreux matériaux ont été découverts permettant de maximiser l'effet direct ou indirect, tels que le Quartz, le niobate de Lithium, les céramiques PZT, ou encore les polymères PVDF pour ne citer que quelques exemples. Les équations constitutives de la piézoélectricité font donc le lien entre les tenseurs de contraintes mécaniques T , des déformations S , du champ électrique E et des déplacements électriques D appliqués au cristal. Tous ces champs se retrouvent donc liés par la souplesse s (capacité à subir de grandes déformations sans déformation irréversible), le tenseur des constantes piézoélectriques d et la permittivité ε du matériau.

$$\begin{cases} S = s^E.T + d^t.E \\ D = d.T + \varepsilon^T.E \end{cases} \quad (1.15)$$

1.3.2 Les transducteurs piézoélectriques

La génération des ondes ultrasonores dans ce projet se fera par l'emploi de transducteurs utilisant la technologie piézoélectrique, en raison de leur large diffusion et efficacité. On distinguera donc deux grandes familles de transducteur : les transducteurs monoéléments, et les transducteurs multiéléments.

1.3.2.1 Architecture des sondes monoéléments

Un transducteur ultrasonore conventionnel comprend trois éléments principaux : un matériau piézoélectrique recouvert d'électrodes, une couche de couplage pour maximiser l'énergie transmise et protéger l'élément piézoélectrique, et une couche d'absorption pour atténuer les ondes se propageant à l'intérieur du transducteur. Le matériau piézoélectrique, en fonction de sa nature et de sa polarisation, peut générer des ondes de compression ou de cisaillement. L'assemblage d'un transducteur piézoélectrique implique de prendre en compte les propriétés mécaniques et acoustiques des différentes couches, notamment de la couche absorbante et de la couche de couplage acoustique. La couche absorbante aura pour rôle de réduire la réverbération du cristal piézoélectrique, afin d'augmenter la bande passante et assurer un couplage électromécanique optimal. Son impédance acoustique se doit d'être au plus proche de celle du cristal. L'atténuation des ondes dans cette couche résulte de plusieurs phénomènes : la diffraction (qui provoque la divergence du faisceau), la diffusion (comprenant la réfraction et la réflexion par des irrégularités) et l'absorption (réduction de l'amplitude due aux frictions internes) des ondes par le matériau. La couche de couplage acoustique permet quant à elle de protéger le matériau piézoélectrique et d'optimiser le transfert d'énergie vers la pièce à tester, en ajustant les impédances acoustiques du cristal et de la pièce inspectée. Ainsi, on cherchera à avoir une impédance acoustique pour cette couche égale à $Z_M = \sqrt{Z_P \cdot Z_0}$, avec Z_P et Z_0 les impédances acoustiques de l'élément piézoélectrique et du matériau à contrôler respectivement.

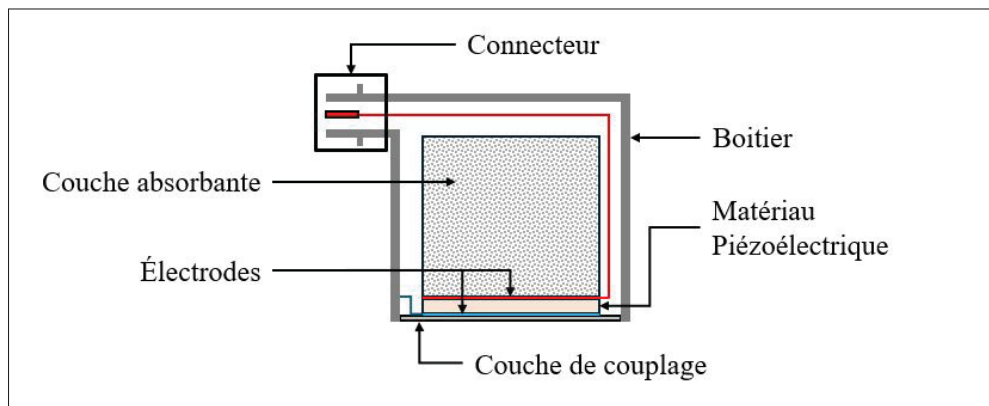


Figure 1.8 Schéma constitutif d'un transducteur monoélément

1.3.2.2 Les transducteurs multiéléments

Un transducteur multiélément est constitué de nombreux éléments piézoélectriques indépendants. Sa construction est similaire à celle d'un transducteur monoélément conventionnel, incluant une couche de couplage et une couche d'absorption. Les sondes multiéléments se déclinent en plusieurs configurations selon la disposition des éléments piézoélectriques, les plus courantes étant les sondes linéaires, mais on trouve aussi des sondes matricielles, annulaires, courbées, ou encore focalisées.

L'un des principaux avantages des sondes multiéléments est leur grande adaptabilité. Il est possible d'utiliser un ou plusieurs éléments en émission ainsi qu'un ou plusieurs éléments en réception, d'ajouter des délais à chaque tir afin de créer un front d'onde, ou bien d'effectuer des acquisitions de propagation d'ondes le long de la sonde.

Les sondes multiéléments sont caractérisées par divers paramètres, tels que l'ouverture (longueur totale active de la sonde), le nombre d'éléments, le pas élémentaire (distance entre le centre de deux éléments contigus), l'élévation (largeur de la sonde), et la fréquence centrale.

1.4 Objectifs, méthodologie et organisation de la thèse

Comme vu dans ce chapitre, le diagnostic de l'ostéoporose représente un défi conséquent pour les systèmes de santé autour du monde. Les méthodes actuellement utilisées restent limitées, chères et difficiles d'accès, empêchant un suivi optimal des patients et de l'évolution de la maladie. L'utilisation des ultrasons comme moyen de diagnostic a été démontrée au cours des dernières décennies. Néanmoins les technologies ultrasonores actuellement utilisées ne permettent pas d'obtenir un état de santé complet du cortex osseux.

L'objectif principal de cette thèse est donc le développement d'un système ultrasonore permettant la transmission ainsi que la réception d'ondes guidées dans la zone du radius afin de déterminer les propriétés mécaniques et géométriques de l'os. Contrairement à de précédentes études sur le

sujet, la démarche présentée ici s'appuiera sur l'inversion d'ondes guidées ultrasonores ainsi que de leur amplitude afin d'évaluer la santé d'un os.

Le développement de ce système s'est articulé autour de trois axes :

1. L'utilisation de la méthode SAIGA qui a permis la modélisation du cortex osseux ainsi que la propagation des ondes guidées. Cette méthode rend possible l'obtention des courbes de dispersion des modes d'ondes se propageant dans un modèle multicouche avec précision dans un temps de calcul particulièrement court, tout en extrayant l'amplitude théorique des différents modes.
2. Le développement de sonde piézoélectriques permettant de maximiser la transmission ainsi que la réception des ondes ultrasonores dans l'avant-bras. De premières sondes monoélément ont permis d'obtenir les meilleurs couples de matériaux afin de développer la sonde multiélément finale conçue dans une configuration de transmission axiale.
3. Le dernier axe regroupe les schémas d'inversion permettant de faire la correspondance entre les courbes de dispersions expérimentales et la base de données des courbes théoriques simulées. Cette phase permet donc l'identification des propriétés géométriques et mécaniques de l'os, rendant possible la différenciation d'un os sain d'un os ostéoporotique.

L'originalité des travaux de cette thèse réside ainsi dans l'utilisation des ondes guidées ultrasonores à basse fréquence (50 kHz - 500 kHz) pour caractériser à la fois l'épaisseur corticale ainsi que la géométrie de l'os et ses propriétés mécaniques, y compris en présence de tissus mous. Contrairement aux approches classiques qui se focalisent uniquement sur l'épaisseur osseuse, cette étude intègre un algorithme d'inversion exploitant non seulement les propriétés dispersives des ondes, mais aussi leur amplitude, augmentant ainsi le nombre de paramètres accessibles. L'implémentation de la méthode SAIGA pour la simulation des ondes guidées dans un modèle multicouche constitue également une avancée, car elle permet une modélisation plus précise et rapide des courbes de dispersion. De plus, le développement d'une sonde multiélément

optimisée pour la transmission axiale à basse fréquence, faisant l'objet d'une demande de brevet, souligne le potentiel d'application clinique de cette recherche. Les travaux effectués autour de ces différents axes d'études ont amené à la rédaction de deux articles et d'un brevet, présentés dans les chapitres suivants :

- Le premier article, présenté au Chapitre 2, se concentre sur la validation de la méthode présentée ci-dessus. Dans cette étude, le modèle de simulation est présenté pour un modèle de plaque osseuse recouverte de tissu mou. Deux plaques fantômes similaires au modèle de simulation ont été utilisées pour la validation expérimentale, l'une avec des propriétés osseuses saines et la seconde avec des propriétés ostéoporotiques. Les résultats d'inversion ont permis d'obtenir avec précision les vitesses de propagation longitudinale et transversale dans les deux plaques, ainsi que leur épaisseur, ce qui a permis de valider la robustesse de la méthode d'inversion présentée.
- Le Chapitre 3 présente le second article de l'étude, reprenant les principes du premier article, mais cette fois-ci appliqués à un modèle 2.5D cylindrique afin de se rapprocher au mieux d'un cas de mesures *in-vivo*. Les propriétés de deux cylindres fantômes ont pu être déterminées par l'inversion de courbes de dispersions expérimentales et l'application de notre méthode.
- Enfin, le Chapitre 4 détaille la conception de la sonde multiélément. Cette sonde a fait l'objet d'une demande de brevet, dont le contenu est présenté dans le Chapitre 5. Le choix a été fait de décrire de manière plus lisible la conception de cette sonde dans le Chapitre 4 avant la présentation du brevet. Le transducteur multiélément spécialement conçu pour la transmission axiale permet la transmission ainsi que la réception des ondes guidées. Un traitement par transformées de Fourier à deux dimensions des signaux reçus permet l'obtention des courbes de dispersions.
- Le Chapitre 5 termine cette thèse et présente la demande de brevet provisoire portant sur la sonde multiélément développée pour la transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores dans le corps humain.

Cette thèse s'achève par un dernier chapitre consacré à la conclusion générale des travaux menés, mettant en lumière les principales contributions de cette recherche. Ce chapitre ouvre également la voie à de nouvelles perspectives, en explorant les axes de développement futurs et les opportunités qu'offrent ces avancées pour des études ultérieures.

CHAPITRE 2

CORTICAL BONE PLATE PROPERTIES ASSESSMENT USING INVERSION OF AXIALLY TRANSMITTED LOW FREQUENCY ULTRASONIC GUIDED WAVES

Aubin Chaboty¹, Vu-Hieu Nguyen², Guillaume Haiat³, Pierre Bélanger¹

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

² MSME, CNRS UMR 8208, Univ Paris Est Creteil, 61, Avenue du Général de Gaulle, 94010 Créteil Cedex, France

³ MSME, CNRS, UMR 8208, 61, Avenue du Général de Gaulle, 94010 Créteil Cedex, France

Article publié dans « The Journal of the Acoustical Society of America », Août 2024.
<https://doi.org/10.1121/10.0028173>

2.1 Abstract

In the past few decades, early osteoporosis detection using ultrasonic bone quality evaluation has gained prominence. Specifically, various studies focused on axial transmission using ultrasonic guided waves and have highlighted this technique's sensitivity to intrinsic properties of long cortical bones. This work aims to demonstrate the potential of low-frequency ultrasonic guided waves to infer the properties of the bone inside which they are propagating. A proprietary ultrasonic transducer, tailored to transmit ultrasonic guided waves under 500 kHz, was used for the data collection. The gathered data underwent 2D Fast Fourier Transform processing to extract experimental dispersion curves. The proposed inversion scheme compares experimental dispersion curves with simulated dispersion curves calculated through the semi-analytical iso-geometric analysis (SAIGA) method. The numerical model integrates a bone phantom plate coupled with a soft tissue layer on its top surface, mimicking the experimental bone phantom plates. Subsequently, the mechanical properties of the bone phantom plates were estimated by reducing the misfit between the experimental and simulated dispersion curves. This inversion leaned heavily on the dispersive trajectories and amplitudes of ultrasonic guided wave modes. Results indicate a marginal discrepancy under 5% between the mechanical properties ascertained using the SAIGA-based inversion and those measured using bulk wave pulse-echo measurements.

2.2 Introduction

Osteoporosis is a skeletal disorder characterized by compromised bone strength, leading to an increased risk of fracture (World Health Organization, 1994, 1998). The early diagnosis of osteoporosis is crucial as it allows for timely intervention and prevention of fractures, and it has been extensively studied in the past few decades. Bone density measurement is the gold standard to diagnose the disease. However, the comprehensive evaluation of a person's bone health and fracture risk should ideally consider other characteristics such as the bone stiffness, the cortical thickness and/or the bone volume fraction (Bochud *et al.*, 2017; Laugier & Häät, 2011; Laugier & Grimal, 2022).

Osteoporosis is generally more prevalent in postmenopausal women, with nearly one in two women affected (40%). It can also be found in 15% to 30% of the over 50 years old male population for a combined total of approximately 200 million people affected worldwide (Cooper, Campion & Melton, 1992; Kanis *et al.*, 2000; Melton *et al.*, 2005; Randell *et al.*, 1995). Comparatively, one in ten people will develop a cancer, across all ages, and the risk to develop a cardiovascular disease is near 50% (Cummings *et al.*, 2002; Johnell *et al.*, 2004). Osteoporosis constitutes a major threat to healthcare systems and leads to significant hospitalization costs worldwide. It is estimated that there will be nearly 6.3 million hip fractures per year around the world by 2050, representing several billion dollars in healthcare costs (Laugier & Häät, 2011). Early detection of osteoporosis is crucial to prevent fracture risk.

Recognized as the gold standard for diagnosing osteoporosis, dual-energy x-ray absorptiometry (DEXA) uses two X-rays of different energy levels to estimate the bone density, allowing to retrieve a 2D information on the bone mineral density (BMD) (Engelke *et al.*, 2009; Li *et al.*, 2013). To diagnose osteoporosis in a patient, BMD is expressed in terms of standard deviation from a population of healthy young adults called the T-score (Kalender *et al.*, 2009). According to the World Health Organization, a T-score of -2.5 or lower is considered as confirmed osteoporosis. The success of DEXA lies in the fact that this technology and the interaction of X-rays with bones are well understood and known (Glüer, 1997). Although this technology allows for obtaining

BMD for different sites in the human body, it remains difficult to retrieve the bone mechanical properties. The poor sensitivity of BMD measurements makes the monitoring of the disease's progression difficult to be carried out in the clinic. Moreover, DEXA is relatively expensive to implement and requires adequate infrastructure.

Quantitative ultrasound (QUS) methods have been introduced as nonionizing alternatives. The main motivation for the use of ultrasound lies in its ability to assess bone mechanical properties, ultrasonic wave speed and attenuation being affected by the medium of propagation (Grimal *et al.*, 2013), which allows to go beyond a simple BMD (Bone Mineral Density) estimation (Laugier & Haïat, 2011; Laugier & Grimal, 2022; Glüer, 1997; Minonzio *et al.*, 2010; Bochud *et al.*, 2016). QUS techniques have the advantage of being simple, safe, and cost-effective. However, it should be noted that there is a lack of standardized quality control and a great heterogeneity in the technologies used, making the results obtained by different devices difficult to compare. The most widely QUS techniques used in the clinic are transverse and axial transmission devices.

Ultrasonic guided waves are widely used in the field of nondestructive testing to characterize materials such as composite or bonded plates, for example (Pereira *et al.*, 2022; Asif *et al.*, 2018; Heller *et al.*, 2000; Rokhlin *et al.*, 2004; Ponschab *et al.*, 2019). This method has been adapted in recent years for cortical bones (Bai *et al.*, 2018; Guha *et al.*, 2021). Axial transmission uses ultrasonic guided waves and is sensitive to intrinsic properties of cortical bone. This method is applied to long bones such as the tibia, radius, or femur (Barkmann *et al.*, 2000; Muller *et al.*, 2005; Njeh *et al.*, 2001; Talmant *et al.*, 2009). The clinical significance of ultrasound velocities in reflecting various aspects of bone strength, such as cortical thickness, stiffness, and porosity, has been partially confirmed. The initial studies on axial transmission were primarily focused on measuring the time-of-flight (TOF) of the first arriving signal (FAS) (Sasso *et al.*, 2008a). The velocity of the fastest wave mode was then calculated and is typically associated with the fundamental symmetrical mode of a plate (Haïat *et al.*, 2009). Several clinical studies demonstrated that the FAS velocity can be used to distinguish healthy from osteoporotic

individuals (Talmant *et al.*, 2009; Hans, Genton, Allaoua, Pichard & Slosman, 2003; Knapp, Knapp, Blake, Spector & Fogelman, 2001).

However, assessing the mechanical and geometrical properties of bone cortical tissue using ultrasonic guided waves involves the complex issue of solving multiparametric inverse problems (Bochud *et al.*, 2016, 2017). This resolution process relies on inversion algorithms that attempt to match experimental data with simulated dispersion curves of ultrasonic guided wave modes, computed for simplified models such as plates or cylinders (Minonzio *et al.*, 2015; Moilanen *et al.*, 2007). In previous studies, two approaches were proposed : operating at low frequencies (<500 kHz) and high frequencies (>1 MHz).

Low-frequency guided waves can penetrate more deeper inside cortical bone due to lower attenuation and longer wavelengths. This ability to assess bone in its volume makes them potentially useful to determine bone thickness, particularly in the early stages of osteoporosis when the endosteal region is primarily affected (Zebaze *et al.*, 2010). Moilanen et al. (Moilanen *et al.*, 2006) introduced an inversion scheme using a free isotropic plate model to estimate the cortical thickness of phantom plates, which was later applied to tubular structures and ex-vivo bones (Moilanen *et al.*, 2007; Moilanen, 2008). Similarly, Ta et al. (Ta *et al.*, 2009) used a hollow isotropic cylinder filled with a viscous liquid to determine the thickness of bovine tibia specimens by manually matching experimental velocities with the phase velocities of simulated modes. Pereira et al. (Pereira *et al.*, 2017) studied the interaction of very low frequency (20-40 kHz) ultrasonic guided wave modes with an irregular, multi-layered, and heterogeneous bone cross-section modeled with anisotropic and viscoelastic material properties. Their results indicated that the FAS is not a good discriminator of intracortical bone properties, highlighting the need to target specific modes and not only the FAS to access bone properties. Consequently, low-frequency methods face limitations, including the challenge of retrieving multiple bone parameters beyond cortical thickness due to the limited information contained in the few low-order modes typically utilized. Defining the appropriate operating frequency range remains a key challenge in low-frequency assessments.

Higher frequencies are more likely to retrieve several parameters of the bone cortex through inverse scheme. At these frequencies, the bone shape can be approximated by a plate-like structure. Foiret et al. (Foiret *et al.*, 2014) presented an inverse characterization method to estimate both the thickness and bulk wave velocities of *ex-vivo* cortical bone samples, using a transverse isotropic free plate model with a user-parameter-dependent algorithm. Subsequently, the same research group utilized inversion schemes based on genetic algorithms to extract information from a multimode dataset, without the necessity of prior knowledge regarding the mode orders (Minonzio *et al.*, 2015). Several studies have highlighted the complexity introduced by the presence of soft tissues when extracting dispersion curves, leading to a larger number of modes and higher attenuation (Chen *et al.*, 2012; Tran, Stieglitz, Gu & Le, 2013; Moilanen *et al.*, 2008). More recently, a bilayer plate model was introduced to explore the accuracy of the inversion method when dealing with more complex models and the presence of soft tissue (Bochud *et al.*, 2017). Results indicated that while the free plate model (without the soft tissue layer) allows for reliable retrieval of waveguide properties, the bilayer model could become unmanageable for solving the inverse problem due to the additional modes induced by the soft tissue layer. Li et al. (Li *et al.*, 2021) later introduced deep neural networks to replace traditional inverse algorithms for better estimation of cortical parameters. Despite the potential to simplify the model geometry, higher frequencies may present significant challenges in managing the inverse problem due to the numerous modes generated, which can accommodate almost any set of model parameters.

The originality of the present method lies in using low-frequency guided waves (from 50 kHz to 500 kHz) to retrieve the cortical thickness and properties of phantom plates topped with soft tissue, employing a bilayer model representative of the experimental samples. This frequency range reduces the number of propagating modes despite the presence of soft tissue, thereby increasing the accuracy of the proposed inverse method. Additionally, Pereira et al. (Pereira *et al.*, 2020) demonstrated that using the amplitude of ultrasonic guided wave modes can significantly enhance the accuracy of the inversion, although their model did not account for soft tissue. Thus, incorporating an excitability value into the inversion process of the proposed method ensures

that the inversion is based on both the dispersive properties of ultrasonic guided waves and their amplitude, making the model sensitive to both cortical thickness and cortical properties.

This paper aims to simulate a parameterized cortical bone phantom plate with a soft tissue layer using the semi-analytical iso-geometric analysis (SAIGA) (Seyfaddini *et al.*, 2021b; Seyfaddini, Nguyen-Xuan & Nguyen, 2021a) to perform the inverse characterization of the mechanical and the geometrical properties of soft tissue covered bone phantom plates. Two cortical phantom plates coupled with a soft tissue mimicking layer were used experimentally. A proprietary ultrasonic transducer specifically designed to excite ultrasonic guided waves under 500 kHz was used for measurements. Acquired data were processed using the 2D Fast Fourier Transform to extract the dispersion curves of the propagating modes. The curves were then compared with the semi-analytical predictions. For both plates, five parameters were estimated using the inversion scheme : (1-2) the longitudinal and shear velocities in the cortical layer ; (3-4) thicknesses of both layers ; and (5) the sound velocity in the soft tissue layer. To ensure that the inversion between simulated and experimental dispersion curves was based on the dispersive properties of ultrasonic guided waves and their amplitudes, excitability of the different guided wave modes is taken into consideration in the cost function.

2.3 Material and Methods

2.3.1 Models and Simulations Models

A numerical model comprising a bone phantom plate coupled with a soft tissue layer, mirroring experimental bone phantom plates, was used to match experimental dispersion curves with ultrasonic guided wave modes calculated by SAIGA (Seyfaddini *et al.*, 2021b,a). Solving SAIGA equations enables the calculation of modes as well as their amplitude. Section 2.3.1.1 describes the plate like model used as a forward model in this study. Section 2.3.1.2 then summarizes background of the SAIGA method and detailed the formulation of the mode excitability used.

2.3.1.1 Plate-like Model

The model geometry was defined based on the experimental bone phantom plates. Consider a homogeneous isotropic solid layer (Ω^S) of infinite extend and constant thickness h^S in the direction of propagation (e_1). The upper surface of the solid layer is loaded with soft tissue layer (Ω^f) modeled as fluid of thicknesses h^f . Fig. 2.1(a) shows a description of the model's geometry.

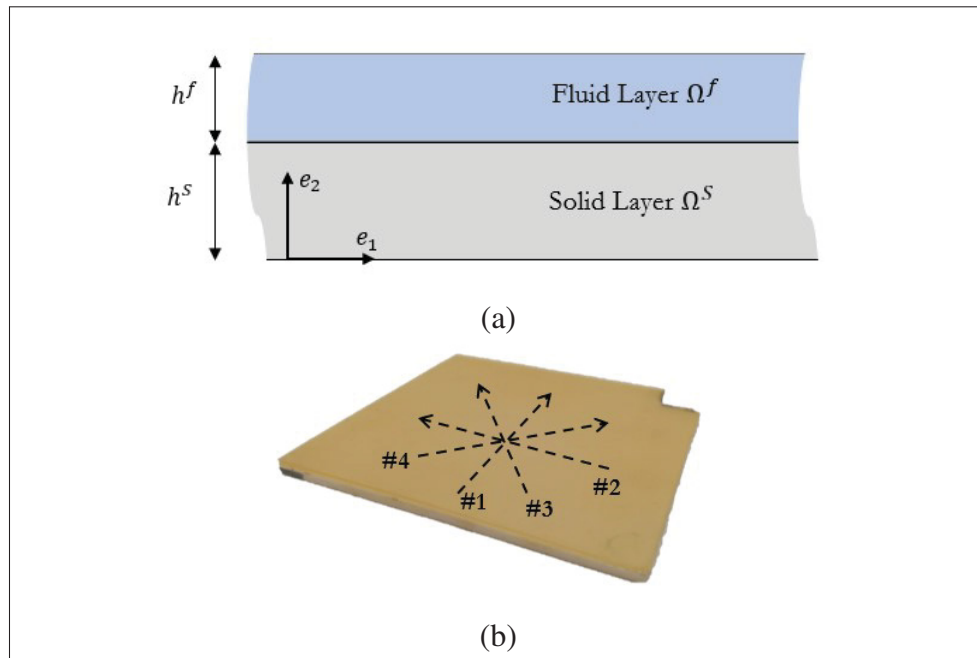


Figure 2.1 (a) Geometry description of the cortical solid layer topped by a fluid finite space. (b) Experimental bone phantom plates with the four different directions of axial transmission measurements

The cortical layer of the waveguide was modeled as homogeneous isotropic viscoelastic medium defined by its density (ρ), its Young's modulus (E) and Poisson's ratio (ν). Longitudinal and shear velocities of the solid layer are then derived from these parameters and used for the inversion process. This enable the respect of thermodynamic laws and avoid having results which have no physical meaning or values too far away from those found in the literature (Muller *et al.*, 2008; Rho, Kuhn-Spearing & Zioupos, 1998; Sansalone *et al.*, 2010; Sarvazyan, 2001; Vu & Nguyen-Sy, 2019; Chrisman & Buras, 1983). The resulting model parameters, which reflect

the waveguide's stiffness, consist of two bulk waves velocities C_P and C_S , incorporating the mass density within the velocity parameters (Bochud *et al.*, 2017; Minonzio *et al.*, 2010; Bochud *et al.*, 2016; Minonzio *et al.*, 2018), and a stiffness ratio of elastic coefficients $C_{11}/C_{13} = 1 - 2(C_S/C_P)^2$. For the longitudinal and shear waves, two attenuation coefficients α_P and α_S were added to the model and used for the calculation of the viscoelastic tensor. The ratio between α_S and α_P at a frequency of 1 MHz was fixed at 1.5 (Wu & Cubberley, 1997; Sasso, Haïat, Yamato, Naili & Matsukawa, 2008b), with $\alpha_P = 2.9$ dB/cm at this frequency in accordance with the manufacturer properties. Therefore, viscoelastic tensor coefficients can be calculated as (Naili *et al.*, 2010; Royer & Dieulesaint, 1999) :

$$\begin{cases} \eta_{11} = \eta_{22} = \frac{\alpha_P}{8.686} \times 2C_P \times \frac{C_{11}}{(\omega_{ref})^2} \\ \eta_{33} = \frac{\alpha_S}{8.686} \times 2C_S \times \frac{C_{33}}{(\omega_{ref})^2} \\ \eta_{12} = \eta_{11} - 2 \times \eta_{33} \end{cases} \quad (2.1)$$

where $\omega_{ref} = 2\pi \cdot f_{req}$ with $f_{req} = 1$ MHz the reference frequency used for the calculation of the viscoelastic tensor. The values of η_{11} , η_{33} and η_{12} are assumed to be constant within the frequency bandwidth of interest and determined by the value of the attenuation coefficients at frequency f_{req} . The effective stiffness tensor was then express as a complex tensor $C_{eff} = C + i\eta\omega_{ref}$. In the same way, the soft tissue layer was model as a fluid with its density (ρ^f), its sound velocity (C^f), and its attenuation coefficient $\alpha_f = 0.6$ dB/cm at 1 MHz, with its bulk modulus $K = \rho^f (C^f)^2$ and its viscoelastic coefficient $\eta^f = \frac{\alpha_f}{8.686} \times 2C^f \times \frac{K}{(\omega_{ref})^2}$. NURBS basis functions of order 8 were used for the SAIGA analysis. Three patches were used in each layer so that the number of degrees of freedom $N_{Dof} = 33$. Dispersion curves were computed within a frequency range from 50 to 500 kHz at a step of 5 kHz.

2.3.1.2 Semi-Analytical Iso-geometric Analysis (SAIGA) Method

The SAIGA method uses the same principle as the semi-analytical finite element (SAFE) method (Ahmad *et al.*, 2013; Karunasena *et al.*, 1991; Predoi *et al.*, 2007), but instead of using Lagrange polynomials for approximation, SAIGA uses B-splines and non-uniform rational B-Splines (NURBS) basis functions, providing higher continuity across the element boundaries, therefore significantly improving the precision, and reducing the computational cost (PIEGL & TILLER, 1996; Starkey, 2009). To determine the dispersion of guided waves, the method considers the waves propagating harmonically in the axial direction (e_1), which can be expressed for the displacement $\mathbf{u}$ and the acoustic pressure $\mathbf{p}$ as follows :

$$\begin{aligned}\mathbf{u}(x_1, x_2, t) &= \mathbf{U}(x_2)e^{i(k_1x_1 - \omega t)} \\ \mathbf{p}(x_1, x_2, t) &= \mathbf{P}(x_2)e^{i(k_1x_1 - \omega t)}\end{aligned}\tag{2.2}$$

where ω is the angular frequency, t is the time, k_1 is the wave number in the propagation direction (e_1), vector $\mathbf{U}(x_2) = (U_1, U_2)^T$ and $\mathbf{P}(x_2) = P$ are respectively the amplitude of displacement in the solid domain Ω^S and pressure in the fluid domain Ω^f . Essentially, employing SAIGA method leads to a quadratic eigenvalue problem to be solved for determining the relationship between the wavenumber (k_1) and angular frequency (ω). It could be solved with respect to k_1 as follows :

$$(-\omega^2\mathbf{M} + \mathbf{K}_0 + ik_1\mathbf{K}_1 + k_1^2\mathbf{K}_2)\mathbf{V} = \mathbf{0}\tag{2.3}$$

where $\mathbf{V} = (\mathbf{P}, \mathbf{U})^T$ contains the global eigenvectors of pressure ($\mathbf{P}$) and of displacement ($\mathbf{U}$), and $\mathbf{M}, \mathbf{K}_0, \mathbf{K}_1, \mathbf{K}_2$ are the global matrices of the system. More details can be found in the work of Seyfaddini and al. (Seyfaddini *et al.*, 2021b,a). By solving Eq. (2.3), it is possible to determine the eigenvalues k_1 and the corresponding eigenvectors $\mathbf{V}(\omega, k_1)$ of guided modes for each value of angular frequency ω . The frequency dependent phase velocity (C_{ph}) and the attenuation (att) can be determined by :

$$C_{ph} = \omega / \Re(k_1) \text{ m/s} \quad att(\omega) = \Im(k_1) Np/m \quad (2.4)$$

To ensure that the inversion between simulated and experimental dispersion curves was based on the dispersive properties of ultrasonic guided waves and their amplitudes, the excitability Ex of a given mode was calculated based on its mode shape as :

$$\begin{cases} Ex(k_1, \omega) = \frac{\Re(k_1, \omega)}{\Im(k_1, \omega)} \times U_{norm}^2(k_1, \omega) \\ U_{norm}(k_1, \omega) = \frac{|U_{2,surf}|}{\max(U_{1S}, U_{2S}, U_{1f}, U_{2f})} \end{cases} \quad (2.5)$$

where $U_{1S}, U_{2S}, U_{1f}, U_{2f}$ are respectively the in plane and out of plane displacement in the solid layer, and the in plane and out of plane displacement in the top fluid layer. $U_{2,surf}$ is the out of plane displacement at the top surface. An example of the excitability of guided wave modes in the bi-layer model as a function of frequency is displayed in Fig. 2.2(a). The color of each circle denotes the amplitude of the mode excitability associated with each mode. Fig. 2.2(b) represents the mode shapes associated with the selected mode on Fig. 2.2(a), with the different displacement used in the calculation of excitability.

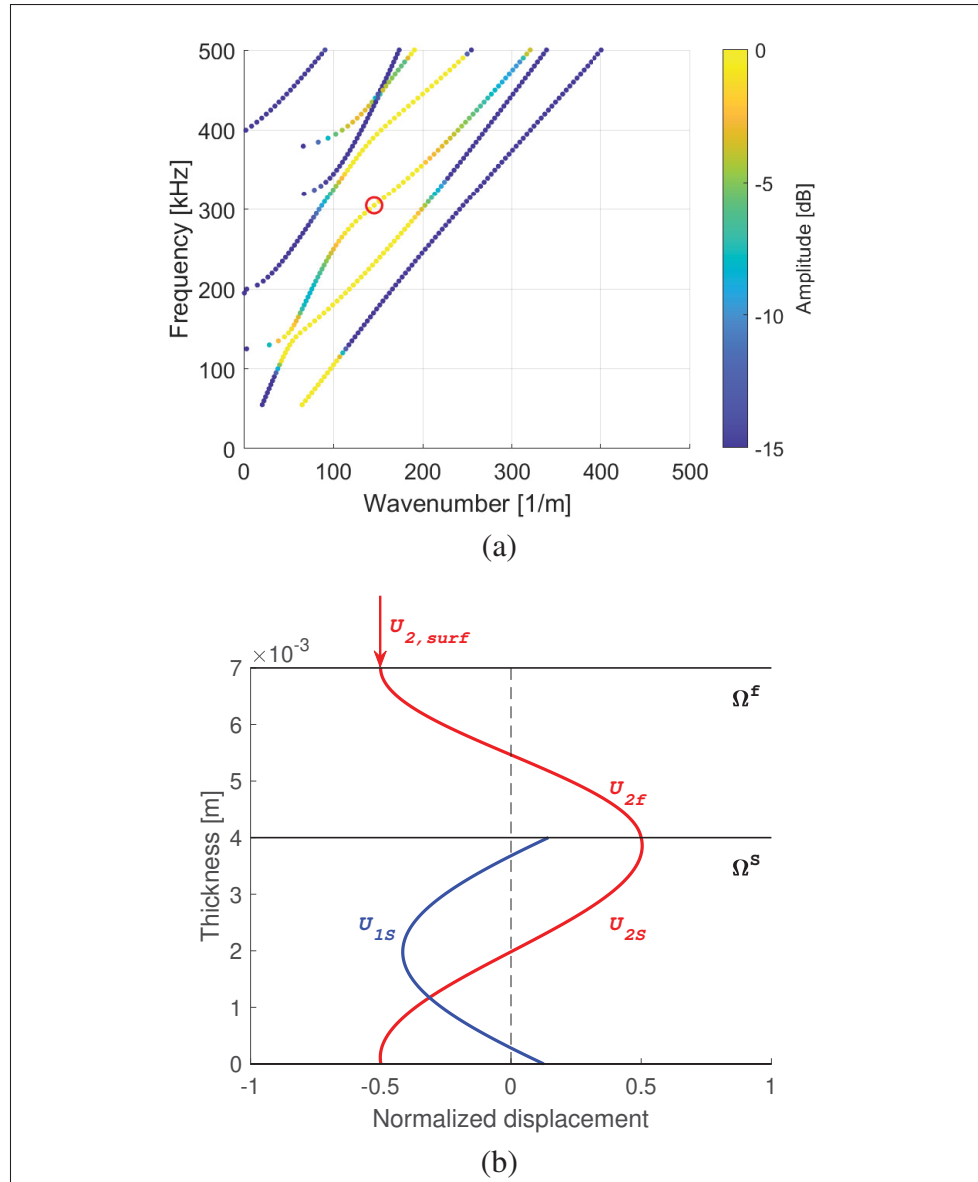


Figure 2.2 (a) Guided modes dispersion curves with their frequency dependent excitability computed by SAIGA for a 2D cortical bone plate of 4mm ($\rho = 2310 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 2900 \text{ m/s}$, $C_S = 1600 \text{ m/s}$) overlaid with 3mm soft tissue layer ($\rho^f = 1010 \text{ kg/m}^3$, $C^f = 1400 \text{ m/s}$). The color scale shows the excitability of each mode in dB normalized to the mode with the highest excitability at each frequency. (b) Mode shape of the selected mode (red circle on (a))

2.3.2 Inversion scheme

It was assumed that matching experimental dispersion curves with the semi-analytical predictions generated via SAIGA may serve as a methodological approach for deducing the cortical bone properties (velocities C_P and C_S , thickness h^S) of the plate's solid layer. In pursuit of this objective, a cost function was formulated to ascertain the optimal fit between the experimental curves and a particular instantiation of the simulated dataset. This method offers a systematic way to estimate the cortical bone properties of the plates. The accuracy and robustness of this approach depends on several factors including the accuracy of the SAIGA method, the quality of the experimental dispersion curves and the choice of the cost function.

2.3.2.1 Cost Function

A cost function serves as a metric to evaluate the precision of a particular model in capturing the inherent associations within a dataset. A pronounced disparity between predictions and actual outcomes leads to an elevated value of the cost function, while more accurate estimations correspond to reduced values. It represents the foundation for solving an inverse problem. The choice of the cost function can influence the performance of an inversion. It is important to use a function that represents the type of problem and the distribution of data. Using excitability enable to add information about the amplitude of the guided wave mode propagating in the model in addition with their dispersive trajectories in the frequency against wavenumber plot. Consequently, the cost function was designed to measure the difference of amplitude between experimental and simulated dispersion curves as shown in Fig. 2.3.

For a given set of parameters $\Lambda = (\rho \ E \ \nu \ h^S \ \rho^f \ C^f \ h^f)$, the amplitude difference at each frequency is given by :

$$d_n(\Lambda, f) = Ex(k_n(\Lambda), f) - A(k_n, f) \quad (2.6)$$

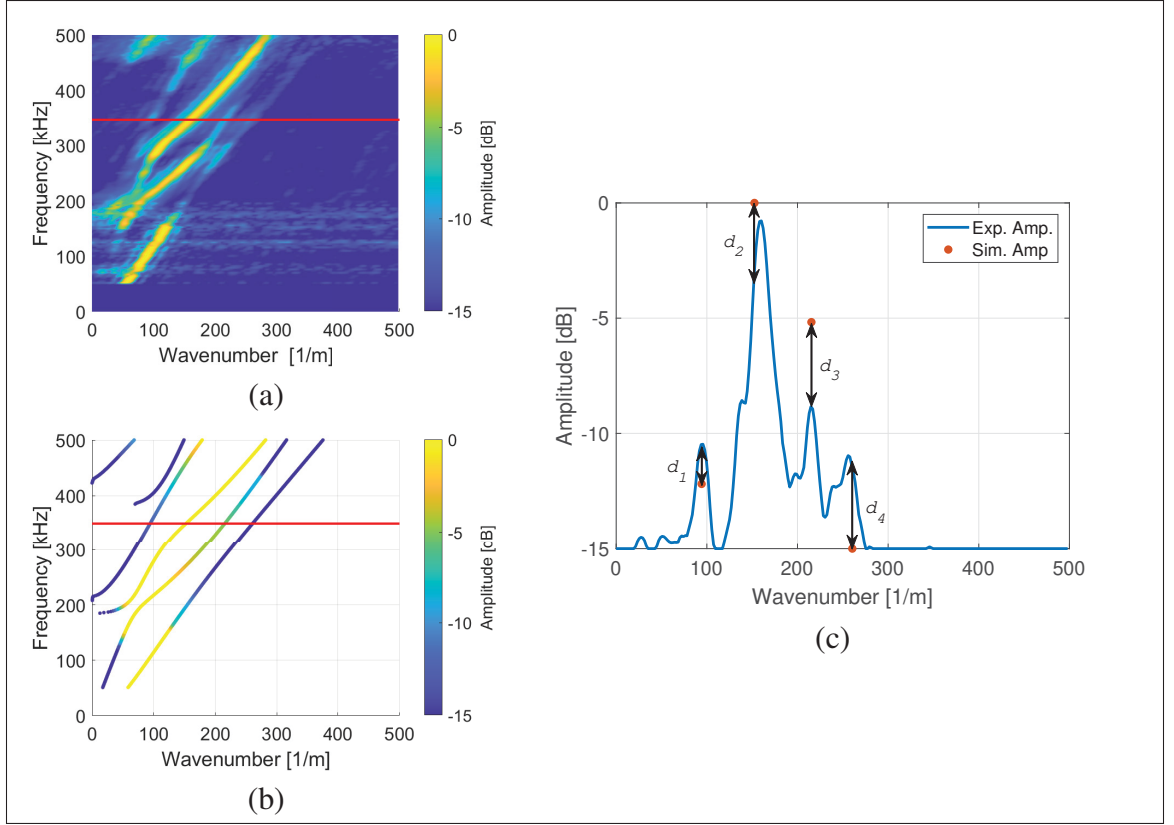


Figure 2.3 (a) Surface plot representing experimental dispersion curves. (b) Simulated dispersion curves with mode excitability computed with SAIGA. (c) Projection of experimental amplitude at 350 kHz and simulated excitability at the same frequency, showing the distance measured for the calculation of the cost function

where $Ex(k_n(\Lambda), f)$ is the excitability of mode $k_n(\Lambda)$ of the simulated dispersion curves, $A(k_n, f)$ is the experimental amplitude observed at wavenumber k_n for the same frequency. Examples of distances d_n can be observed on Fig. 2.3(c).

To ensure that the inversion is based on modes with the highest amplitudes, a weighting factor χ_n is calculated as the excitability of a given mode divided by the maximum excitability of modes for each frequency (Pereira *et al.*, 2020). This ensures higher amplitude modes play a dominant role in the inversion process.

$$\chi_n(\Lambda, f) = \frac{Ex(k_n(\Lambda), f) - \xi}{-\xi} \quad (2.7)$$

where N is the total number of simulated modes for a given frequency. ξ is a user defined threshold setting the weighting factor equal to zero if the excitability of a given mode is inferior or equal to it. For example, by observing Fig. 2.3(c) which depicts distances between simulated and experimental dispersion curves at 350 kHz, with a threshold $\xi = -15 \text{ dB}$, the weighting factor $\chi_4 = 0$ as the excitability of the fourth mode is equal to ξ . For the other modes, we have $\chi_1 = 0.19$, $\chi_2 = 1.0$ as it's the higher amplitude mode, and $\chi_3 = 0.66$.

The cost function for a set of parameters $J(\Lambda)$ is then calculated as follow :

$$J(\Lambda) = \sum_f \sqrt{\sum_{n=1}^N (d_n(\Lambda, f) \times \chi_n(\Lambda, f))^2} \quad (2.8)$$

Such a cost function will therefore consider high amplitude modes and neglect those with an amplitude below the threshold. Doing so reduces the risk of using irrelevant information in the inversion and the solution can be considered as more accurate.

2.3.2.2 Parameters sweeping

To minimize the cost function and find the best fit between experimental and simulated data, the cost function was calculated for every model by sweeping each parameter along a multidimensional grid. Range of parameters were chosen to cover properties of both plates. This enables to test the effectiveness of our methodology in distinguishing between a bone in a healthy state and one afflicted by osteoporosis. Table 2.1 represents the set of parameters. Each range of parameters was defined large enough to ensure the measured properties from the plates are far enough from the range limits.

Tableau 2.1 Range of model parameters and their respective step used to perform the inversion

	Parameters range	Step
ρ (kg/m ³)	[2050-2550]	50
E (GPa)	[11-21]	1
ν	[0.23-0.26]	0.01
h^S (mm)	[3.25-5.25]	0.5
ρ^f (kg/m ³)	1000	1
C^f (m/s)	[1275-1525]	50
h^f (mm)	[1.6-2.4]	0.2

The grid steps were determined by balancing resolution fidelity and computational efficiency. For the whole dataset, the total number of cases was 72 600. To ascertain the robustness of our method, each parameter within the model was subject to variation, encompassing both values inside and outside the experimentally determined uncertainty range of measured properties (see section 2.3.3.1 and 2.4.1). Based on the study of Mast (Mast, 2000), showing that density of soft tissue in the human body is comprised between 950 kg/m³ and 1100 kg/m³, the choice was made to keep the soft tissue density ρ^f constant and equal to 1000 kg/m³. As it will be shown in the results, the density of the soft tissue has virtually no effect on the dispersion curves. Emphasizing the significance of capturing all mode features, a frequency resolution increment of 5 kHz was selected, enabling 90 frequencies over the whole range of frequency [50 kHz – 500 kHz]. To counterbalance the computational demands inherent to such high-resolution, a comprehensive database encapsulating all possible model parameter combinations was constructed over an extended, continuous modeling session lasting less than 48 hours, demonstrating the effectiveness of the SAIGA method. The pre-existing database was utilized to calculate the cost function values within the 6-D space, eliminating the need to rerun the model for every subsequent optimization scenario.

2.3.3 Experimental Measurements

2.3.3.1 Cortical Bone Phantom Plates

The measurements were performed with two cortical bone phantom plates layered with soft tissue mimicking material provided by True Phantom Solutions (Windsor, ON, Canada). One plate has material properties reflecting a healthy cortical bone and the other has properties similar to an osteoporotic bone. Both plates have the same material for the soft tissue layer. They have the same dimension : 150x150 mm with approximately 4 mm of cortical layer and 2 mm of soft tissue. Pulse-echo measurements were performed to acquire reference values for sound velocity in each layer which will be used in comparison with those obtained by the inversion. To do so, longitudinal and shear single element piezoelectric probes centred at 2.25 MHz were used (Olympus V125-RM and Olympus V154-RM respectively). Small samples of each plate were cut and used to measure the density of each layer. To do so, the sample was weighted and its volume measure with a 3D laser scanner (Absolute Arm 85) from Hexagon (Stockholm, Sweden). The measurement uncertainty of density is subsequently derived from the relative uncertainties of the measuring instruments. The thicknesses of the samples were measured 20 times and pulse-echo measurements were then performed the same number of times to measure velocities. Then, 20 pulse-echo measurements were realized at different locations over the rest of the phantom plates to estimate the true thickness of each layer. Assumption was made concerning the quasi-isotropic properties of the layers. However, it appeared that the thicknesses of the layers were not homogeneous all over the plates, with 15% to 20% variation for the cortical layers, and around 10% for the soft tissue layers. Therefore, mean values will be used to compared with the results obtained by the inversion.

2.3.3.2 Axial Transmission Measurements

A proprietary ultrasonic probe was specifically built to perform ultrasonic excitation. The probe had a central frequency of 400 kHz with a -6 dB bandwidth between 200 kHz and 600 kHz approximately. Components of the probe were specifically chosen to maximize the emission of

ultrasonic waves through soft tissue and cortical bone. The device was in contact with the upper part of the soft tissue layer and coupled with an ultrasonic gel Ultragel® II. A series of several Hann windowed tonebursts were used as input waveform, with central frequencies varying between 50 kHz and 500 kHz with a step of 50 kHz. The number of cycles evolved with the central frequencies to keep a bandwidth of 50 kHz for each toneburst. Four consecutive acquisitions were realized on the plates (two in the length-width directions and the two along the diagonals, see Fig. 2.1(b)) along the direction of propagation at 60 positions equally spaced by 1 mm using a laser Doppler vibrometer (Polytech OFV-505). The probe was repositioned between each acquisition. Raw data were processed using the 2D Fast Fourier Transform (Alleyne & Cawley, 1991), enabling the extraction of experimental dispersion curves for each of the four acquisitions with the intensities of the propagating modes in a frequency-wavenumber diagram.

2.4 Results

2.4.1 Phantom Plates Properties Measurement

Due to uncertainties regarding the geometrical and material properties of the phantom plates, pulse-echo measurements were performed to determine the reference values of sound velocity and thickness of each layer. The plates were assumed homogeneous such that material properties and densities were measured on small samples of each layer. The same material was used for the soft tissue layer of both plates. As mentioned previously, it is worth noted that a discrepancy between 10% and 20% is observed for the different layer thicknesses over the whole surface of the plates. This can be explained by the method of fabrication of the plates. Table 2.2 summarizes the reference properties of each layer.

2.4.2 Effect of the soft tissue density

A study was conducted on the soft tissue parameters while maintaining other properties at a constant level. Subsequently, the maximal normalized cost function value was compared with the minimal value ($J(\Lambda) = 1$) corresponding to the best fit scenario. In accordance with Mast (2000)

Tableau 2.2 Bone Phantom Plates Properties

	Healthy Cortical Layer	Osteo. Cortical Layer	Soft Tissue Layer
ρ (kg/m ³)	2416 $\pm$ 16	2139 $\pm$ 14	977 $\pm$ 12
C_P (m/s)	3000 $\pm$ 115	2655 $\pm$ 65	1390 $\pm$ 90
C_S (m/s)	1755 $\pm$ 50	1530 $\pm$ 35	-
h^S (mm)	4.3 $\pm$ 0.7	4.3 $\pm$ 0.8	-
	Soft Tissue Healthy Plate	Soft Tissue Osteo. Plate	
h^f (mm)	2.0 $\pm$ 0.2	2.1 $\pm$ 0.2	-

and other relevant studies (Culjat, Goldenberg, Tewari & Singh, 2010), the parameter range for the soft tissue density ρ^f was defined to be between 900 kg/m³ to 1200 kg/m³. The ranges for C^f and h^f are respectively [1250-1550] m/s and [1.0-2.5] mm. The study was performed on the healthy plate and each parameter can take 31 values.

Examining the outcomes yielded by altering solely the soft tissue density ρ^f , the normalized cost function pertaining to the least favorable fitting scenario registers at $J_{max}(\Lambda_{\rho^f}) = 1.086$. In contrast, the normalized cost function values for the least favorable fittings when altering solely the soft tissue velocity C^f or the soft tissue thickness h^f stand at $J_{max}(\Lambda_{C^f}) = 2.260$ and $J_{max}(\Lambda_{h^f}) = 2.948$, respectively. Furthermore, upon examining the qualitative impact on the simulated dispersion curves (Fig. 2.4), ρ^f does not exert a substantial influence on the trajectory of high-amplitude modes when contrasted with C^f and h^f , where variations in these parameters notably affect the modes of significance. Therefore, fixing the soft tissue density can be considered as having virtually no effect on the inversion results but reduces the parameter exploration in the fitting. The decision was taken to set the soft tissue density ρ^f as a constant in our sweeping parameters.

2.4.3 Fitting of Simulated Data

As previously mentioned, four acquisitions were conducted for each plate along various directions to measure experimental dispersion curves. The inversion procedure was executed for both plates to determine the optimal set of parameters from the database. Fig. 2.5(a-b)

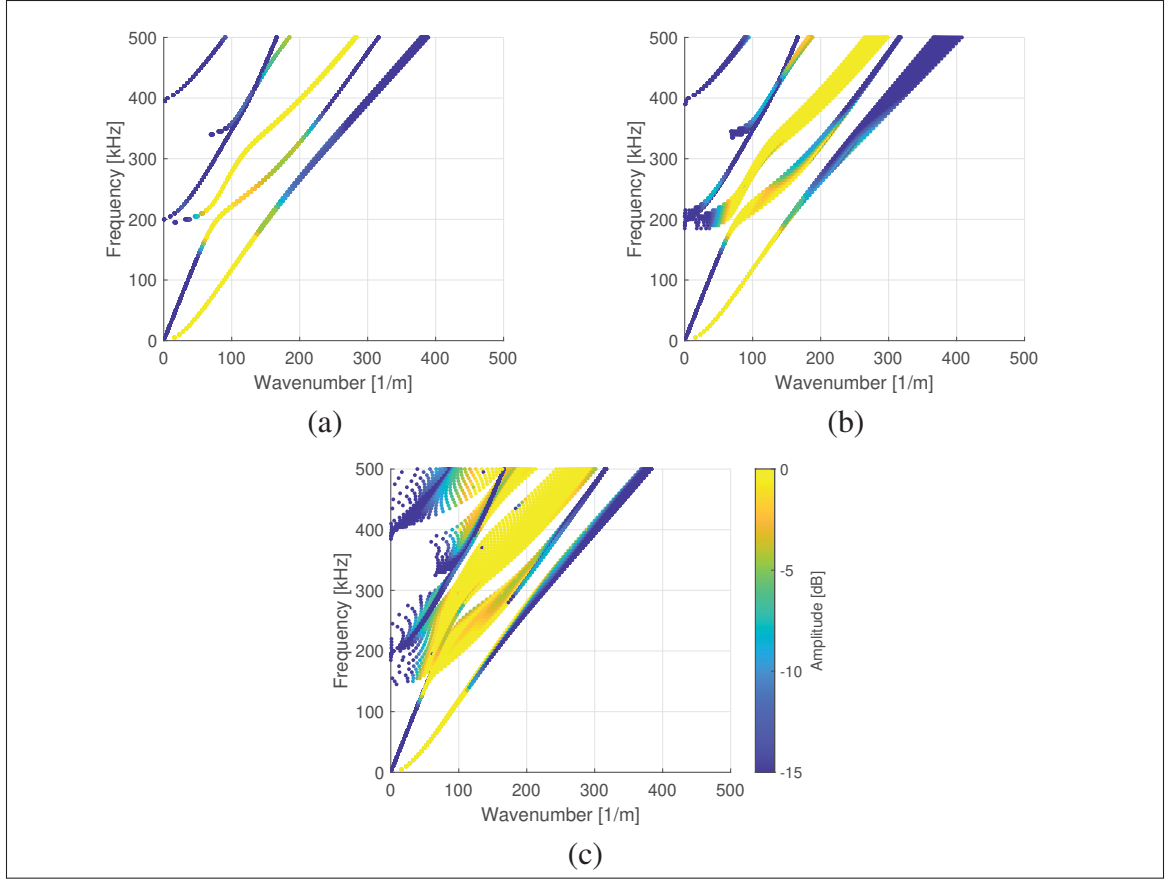


Figure 2.4 Influence of property variations on the trajectory of ultrasonic modes : (a) soft tissue density ρ^f , (b) wave velocity in soft tissue C^f , and (c) thickness of the soft tissue h^f

illustrates the most favorable outcomes achieved through the proposed method. Semi-analytical predictions are depicted as points overlaying the experimental surface plot. The experimental plots depicted herein are the result of averaging the 2D-FFT plots obtained from the four separate axial transmission measurements. This approach aims to consolidate spatial frequency information across multiple measurements for enhanced clarity in visual analysis. The alignment of experimental and simulated dispersion curves demonstrates a highly satisfactory agreement, with all high excitability modes perfectly matched. A threshold of -15dB was established to mitigate the impact of noise in experimental measurements, facilitating clearer dispersion curves and facilitating a more straightforward fitting process. Furthermore, the attenuation of modes in the simulated data closely aligns with the attenuation observed experimentally.

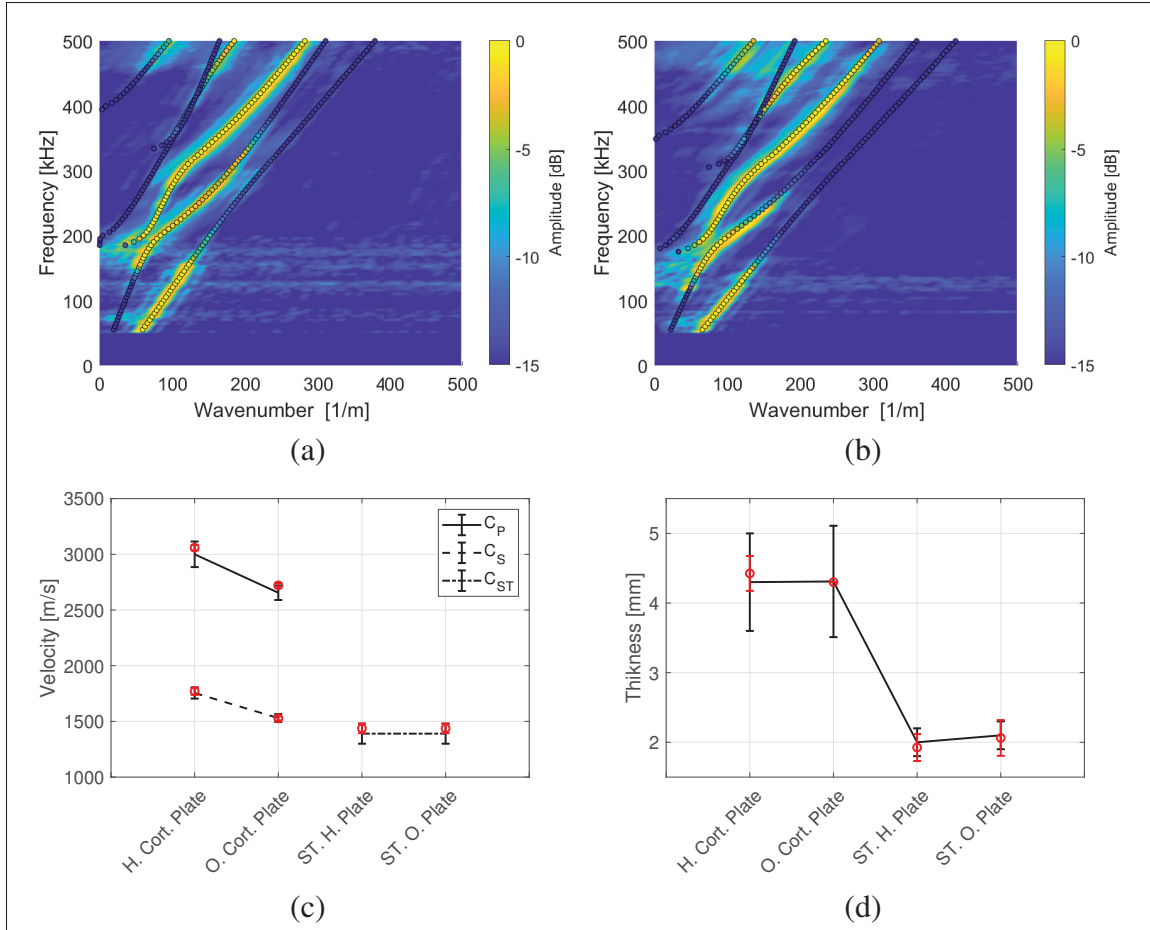


Figure 2.5 Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate. Average inverse values in conjunction with the reference properties and their respective uncertainties, (c) velocity properties, (d) thickness properties

2.4.4 Estimated Properties

The mean of the inverse characteristics over the four axial transmission measurements corresponding to the optimal fitting of each plate are detailed in Table 2.3, alongside reference properties and associated relative errors. The findings indicate a strong agreement in property values, revealing errors under 2.0% for the cortical layers. However, a more notable margin is observed for the soft tissue thickness, with errors up to 5%. The soft tissue layer thickness is not uniform along the plates. Additionally, the pulse-echo measurements introduce the potential for inaccuracies, as the layers may undergo compression during the assessment.

Tableau 2.3 Average inverse properties of phantom plates with their relative errors

	Healthy Plate			Osteo. Plate		
	Ref.	Inv.	Err.%	Ref.	Inv.	Err.%
C_P (m/s)	3000 ± 115	3052 ± 30	1.74	2655 ± 65	2653 ± 82	0.07
C_S (m/s)	1755 ± 50	1755 ± 29	0.02	1530 ± 35	1508 ± 45	1.39
h^S (mm)	4.30 ± 0.7	4.40 ± 0.25	1.74	4.30 ± 0.8	4.25 ± 0.0	1.16
	Soft Tissue Healthy Plate			Soft Tissue Osteo. Plate		
C^f (m/s)	1390 ± 90	1437 ± 25	3.42	1390 ± 90	1437 ± 48	3.42
h^f (mm)	2.00 ± 0.2	1.95 ± 0.3	2.50	2.10 ± 0.2	2.00 ± 0.16	4.76

Fig. 2.5(c-d) illustrates the inverted values in conjunction with the reference properties and their respective uncertainties. The derived values are obtained through the averaging of the reciprocals acquired from individual measurements across the four axial transmission scenarios. Associated uncertainties are represented by their respective standard deviations. Each inverse value falls within the uncertainty range of its corresponding property.

2.4.4.1 Estimated Bulk-Velocities

Fig. 2.5(c) displays the mean and standard deviation obtained for longitudinal and shear velocities in the cortical layer of both plates, as well as the wave velocities in their corresponding soft tissue layer (red circles), alongside the reference average values obtained by pulse-echo measurement (black lines). The predicted values fell within the uncertainty range of the reference values for both plates, and their associated standard deviations were of a comparable range to the reference ones. It is worth remembering that ultrasonic pulse-echo measurements were conducted across the plates (dimension of 150 x 150 mm), and the four axial transmission measurements were taken along a 60 mm length at four different locations (two diagonals and two perpendicular axes). Therefore, the predicted values approximately represent the average values across the plates, as well as the reference values. The error was found to be less than 2% for cortical velocities and up to 3.4% for soft tissue velocity. However, the average inverted values of the soft tissue velocity were found to be equal for both plates, suggesting that the reference velocity of the soft tissue layer may have been underestimated during pulse-echo measurement. Changes

in the experimental environment could have resulted in slight variations in the properties of the soft tissue sample, accounting for this minor difference.

2.4.4.2 Estimated Thicknesses

Fig. 2.5(d) shows the comparison between the estimated thickness of each layer (red circles) and their corresponding reference values (black lines). Similar to the velocities, a very good agreement can be observed between the predicted and reference values. However, as explained in section 2.4.1, the thickness values of each layer were not homogeneous over the plates, which leads to uncertainties in the reference thicknesses measured by pulse-echo measurement. Regarding the cortical phantom layer, these reference values can be interpreted as the equivalent thickness across the entire plate area. Analogous to an *in-vivo* radius, the predicted thickness represents an averaged thickness over the entire volume corresponding to the investigated region of interest. Axial transmission measurements reflect the mean thickness along the propagation direction. Four axial transmission measurements were conducted in four different directions, each separated by 45 degrees, yielding a predicted thickness that corresponds to the mean actual thickness of the plate. Inverse properties were found to be close enough to the reference values to exhibit an error of less than 2% for the cortical thicknesses and 5% for the soft tissue layers but remains in the standard deviation of the reference values.

2.5 Discussion

The cost function value was computed across the multidimensional model grid, successfully identifying a global minimum for each acquisition and sample within the cost function map. Sweeping through six dimensions is notably computationally intensive. Even when using SAIGA, which enables a case calculation within a few seconds, it requires approximatively 48 hours to run through the 72 600 scenarios. However, leveraging the existing database enabled a gradual reduction in grid calculations to just a few minutes. Sweeping the model parameters across a finite set (rather than employing an optimization search routine) ensures that the global minimum

is attained at each acquisition without needing additional verification or concern regarding the optimization search's performance and control variables.

2.5.1 Assessment of Cortical Layer Density

Despite the promising match observed between the experimental data and the simulated model, uncertainties persist regarding local minima. Upon investigation of cortical density, the inverse values for the healthy cortical plate and the osteoporotic cortical plate are $2237 \pm 165 \text{ kg/m}^3$ and $2337 \pm 221 \text{ kg/m}^3$, respectively, with errors of 7.4% and 9.3% compared to reference values. Through analysis of the distribution of cost function values for experimental axial transmission measurement #4 on both plates (see Fig. 2.6), a local minimum can be identified for each density in our parameter set. These local minima remain very close to each other, with a maximal normalized cost function of $J_{max}(\Lambda_\rho) = 1.097$, and no visual differences can be seen between each solution. These uncertainties may arise concerning the inverted properties.

However, upon inspection of the inverted cortical properties at each density (from 2050 kg/m^3 to 2550 kg/m^3), the inverse values of longitudinal and shear velocities remain nearly unchanged, along with a significant portion of the other parameters, except for the Young's modulus (refer to Table 2.4). These phenomena can be elucidated by the reciprocal adjustment of the density and the Young's modulus, which serve to attain longitudinal and shear velocities consistent with the experimental dispersion curves. Moreover, looking at our range of parameters $\rho = [2050 : 50 : 2550] \text{ kg/m}^3$ and $E = [11 : 1 : 21] \text{ GPa}$, for a constant Poisson coefficient $\nu = 0.26$, target velocities can be obtained through a large number of pairs $(\rho - E)$ as shown on Fig. 2.7.

As shown in Table 2.4, density and Young's modulus compensate each other to achieve the correct velocities. The higher the density, the higher the Young's modulus, for a given value of the Poisson coefficient. Consequently, the proposed method cannot directly assess the density of the cortical layer.

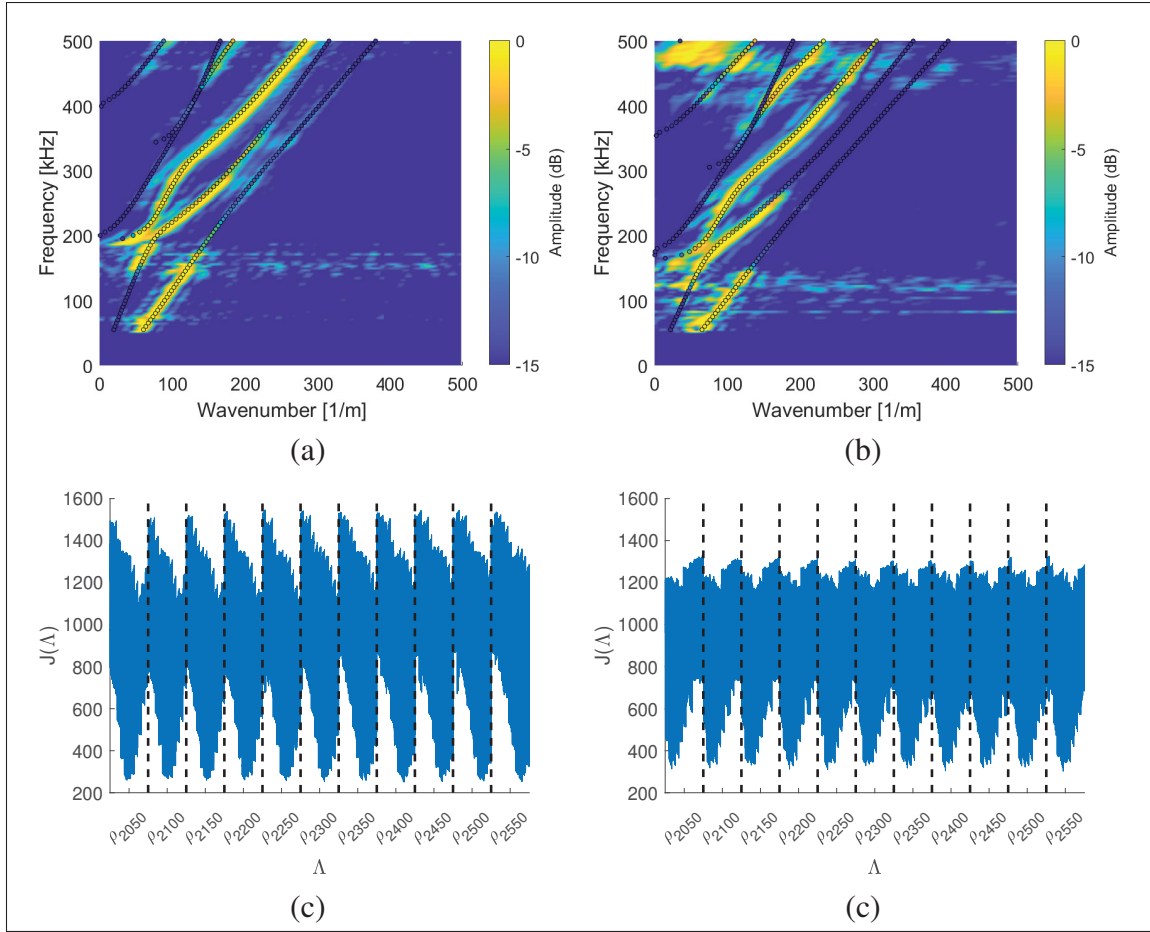


Figure 2.6 Optimal fitting results between experimental axial transmission measurement #4 and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate. Distribution of the cost function values with the corresponding density for experimental axial transmission measurement #4 (c) on the healthy plate and (d) on the osteoporotic plate

However, several studies have demonstrated the possibility of obtaining bone density through mathematical models (Vu & Nguyen-Sy, 2019; Nobakhti & Shefelbine, 2018). By adapting the work of Vu (Vu & Nguyen-Sy, 2019) and Pereira (Pereira *et al.*, 2020) for use with the phantom plate material used in this study, it is possible to estimate ρ from the bulk velocities.

For a 2D isotropic plate, the elasticity coefficients are given by $C_{11} = \rho C_P^2$, $C_{33} = \rho C_S^2$, $C_{12} = C_{11} - 2C_{33}$. Using experimental pulse-echo measurement values, a linear interpolation can be made to express C_{11} , C_{12} and C_{33} as a function of the density. Consequently, longitudinal

Tableau 2.4 Mean inverted cortical properties for each frequency, relative to the optimal fit identified for axial transmission measurement #4

	Healthy Plate Meas. #4			Osteo. Plate Meas. #4		
	Best fit Meas. #4	Mean over densities	Var.% (σ/ref)	Best fit Meas. #4	Mean over densities	Var.% (σ/ref)
ρ (kg/m ³)	2400	2300 $\pm$ 166	6.90	2550	2300 $\pm$ 166	6.51
C_P (m/s)	3030	3023 $\pm$ 26	0.86	2683	2675 $\pm$ 29	1.08
C_S (m/s)	1725	1722 $\pm$ 15	0.87	1528	1523 $\pm$ 16	1.05
h^S (mm)	4.25	4.25 $\pm$ 0.0	0.00	4.25	4.25 $\pm$ 0.0	0.00
E (GPa)	18.0	17.2 $\pm$ 1.3	7.22	15	13.4 $\pm$ 1.0	6.67
ν	0.26	0.26 $\pm$ 0.0	0.00	0.26	0.26 $\pm$ 0.0	0.00

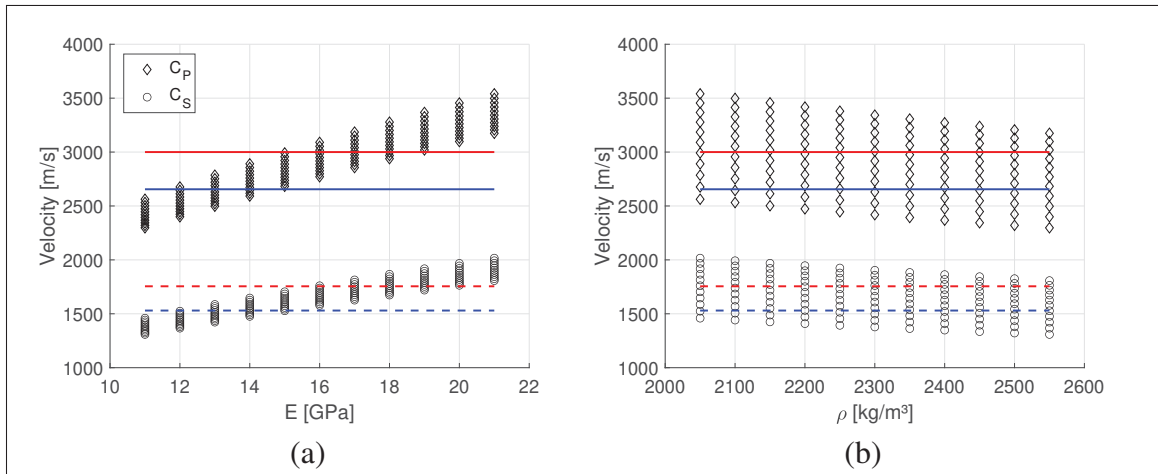


Figure 2.7 Longitudinal and shear velocities possible values obtained through the set of parameters express as a function of (a) the Young's modulus E for different values of the density ρ , (b) the density ρ for different values of E . Red lines represent the reference values of C_P (full line) and C_S (dotted line) for the healthy plate and blue lines for the osteoporotic plate

and shear bulk velocities can be expressed as functions of density (Fig. 2.8). This enables the determination of density for both plates corresponding to the inverse velocities depicted in Table 2.3. The results yield $\rho = 2445 \pm 35$ kg/m³ and $\rho = 2130 \pm 14$ kg/m³ for the healthy plates and the osteoporotic plate, respectively, with relative errors of 1.2% and 0.4%.

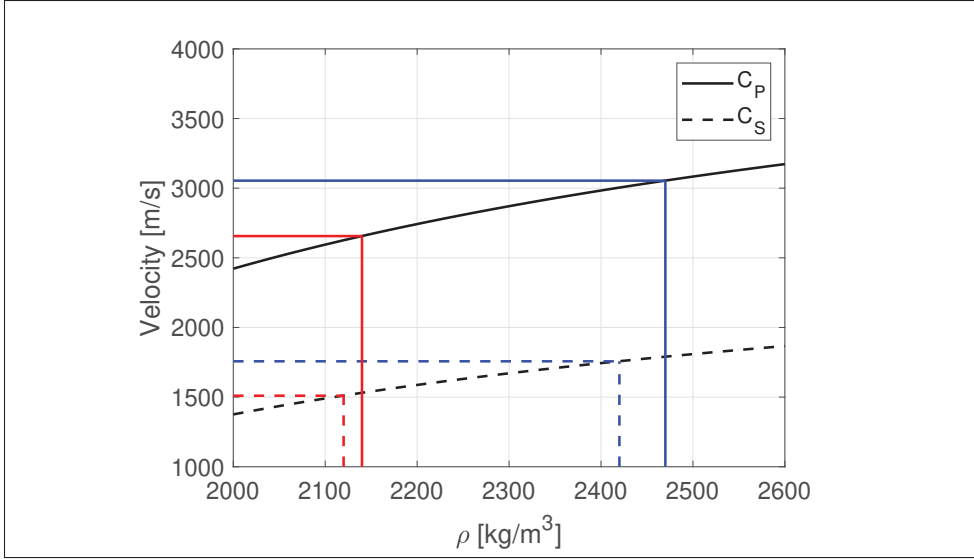


Figure 2.8 Bulk velocities varying with the bulk density, derived from the values of the elastic properties for an isotropic medium adapting from the homogenization theory introduced in (Vu & Nguyen-Sy, 2019) and used in (Pereira *et al.*, 2020) to the phantom material. (Blue lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Healthy phantom plate. (Red lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Osteoporotic phantom plate

2.5.2 Importance of Excitability

Utilizing excitability inherently prolongs computation time for each scenario, necessitating the calculation of mode shape for every mode at each frequency across all parameters sets. Nonetheless, excitability guarantees the consideration of all modes exhibiting high amplitudes. Upon examining visually results from simulated datasets without the application of excitability, it becomes evident that inversion biases towards modes with high amplitudes across a broad frequency spectrum while overlooking modes of lower amplitudes. Consequently, certain modes are entirely disregarded, resulting in reduced thickness values and elevated velocities. As illustrated in Fig. 2.9, the second mode consistently disappears from the simulated curves. As depicted in Table 2.5, the inverse values demonstrate an error exceeding 15% in comparison to the reference properties. Notably, several simulation parameters, particularly the thickness of cortical and soft tissue layers, approach the lower bounds of their respective ranges.

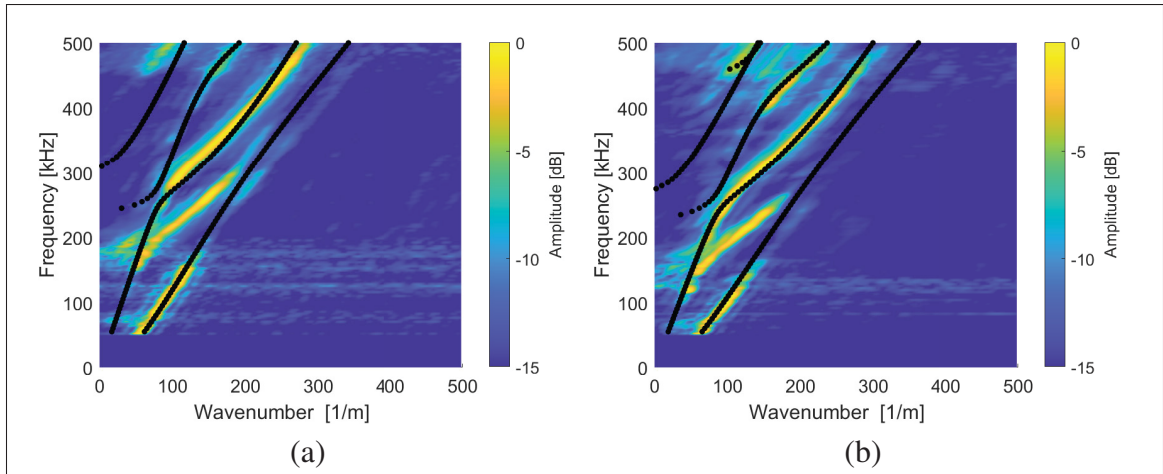


Figure 2.9 Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves without excitability for (a) healthy phantom plate, and (b) osteoporotic phantom plate

Tableau 2.5 Average Inverse Properties of Phantom Plates with their Relative Errors without using the excitability in the inversion scheme

	Healthy Plate			Osteo. Plate		
	Ref.	Inv.	Err.%	Ref.	Inv.	Err.%
C_P (m/s)	3000 ± 115	3475 ± 0.0	15.83	2655 ± 65	3064 ± 52	15.39
C_S (m/s)	1755 ± 50	2032 ± 0.0	15.81	1530 ± 35	1785 ± 39	16.09
h^S (mm)	4.30 ± 0.7	3.25 ± 0.0	24.42	4.30 ± 0.8	3.25 ± 0.0	24.42
	Soft Tissue Healthy Plate			Soft Tissue Osteo. Plate		
C^f (m/s)	1390 ± 90	1487 ± 75	7.01	1390 ± 90	1500 ± 29	7.91
h^f (mm)	2.00 ± 0.2	1.7 ± 0.2	15.00	2.10 ± 0.2	1.6 ± 0.0	23.81

2.6 Conclusion

In this study, the inverse characterization of two cortical phantom plates covered with a layer of soft tissue was conducted at low frequencies (between 50 and 500kHz). The study focuses on the estimation of five parameters : longitudinal velocity, shear velocity, and thickness of the cortical layer, as well as velocity and thickness of the soft tissue layer. The proposed SAIGA model successfully aligned the amplitude in the experimental dispersion curves by utilizing a combination of multiple high excitability mode segments.

The integration of modal excitability into the cost function played a pivotal role in the inversion procedure, substantially reducing the number of relevant modes. This reduction was achieved by assigning weights to the modes based on their excitabilities. The incorporation of a limited number of modes prevents misfit of the data during the inversion process.

A high level of agreement was observed between the inversely determined properties of cortical properties (bulk velocities and thickness) and their corresponding reference values obtained through experimental measurements, with errors consistently below 2.0%. The surrounding soft-tissue layer is critical during the inversion procedure due to the high number of modes involved. The model introduced in this study successfully extracted these parameters even when a layer of soft tissue was present atop the cortical plate. Despite a slightly larger error (inferior to 5%) in the determination of the soft tissue characteristics, other properties remained accurately retrieved.

Additionally, the proposed low-frequency axial transmission configuration demonstrated its efficacy in deducing equivalent bone properties within a multi-layer model. Remarkably, this approach required fewer modes compared to conventional inversion techniques that utilize higher frequencies. The current method serves as a promising proof of concept and serves as a valuable reference for the development of a customized array probe, which could be deployed for a comprehensive acquisition and reception in future extensive *in-vivo* and clinical investigations. A portable device incorporating this specific probe could be utilized in clinical settings for routine bone quality assessments, facilitating the early diagnosis of osteoporosis at a reduced cost compared to DEXA or QCT-Scan technologies. However, a significant challenge lies in developing a probe with a sufficiently wide bandwidth to capture low-frequency guided waves propagating along the radius. Moreover, a dedicated design of the setup will be required to ensure the repeatability of the location of the probe compared to the radius. Furthermore, a clinical study will be necessary to compare the device's results with reference values obtained through X-ray imaging. This comparison will help establish a set of indicators representative of bone health, that can be used by practitioners for diagnostic purposes.

The proposed method uses low-frequency ultrasonic guided waves to evaluate the bone at the organ scale, while high frequency devices approximate bone by a plate-like structure. The present study demonstrates the method's capability to accurately retrieve the properties of a cortical phantom plate topped by a soft tissue layer, thus serving as a proof of concept. Consequently, this model will evolve into a radius-shaped model, filled with bone marrow and surrounded by soft tissue, following the work of Seyfaddini et al. (Seyfaddini *et al.*, 2021a). The computational methodology using SAIGA for simulations will remain unchanged. To accurately represent the bone cortex, the model will transition from an isotropic material to a transverse isotropic medium (Pereira *et al.*, 2020; Bochud *et al.*, 2016). In such a model, it will be necessary to use a homogenization scheme to determine the elastic stiffness coefficients as a function of the bone's porosity/density, as described in the literature (Granke *et al.*, 2011; Parnell, Vu, Grimal & Naili, 2012; Vu & Nguyen-Sy, 2019). Additionally, the inverse scheme could evolve by using AI techniques to enhance its robustness, which will assess bone properties based on the dispersive trajectories and amplitudes of guided wave modes propagating in the waveguide.

CHAPITRE 3

ESTIMATING THE PROPERTIES OF BONE PHANTOM CYLINDERS THROUGH THE INVERSION OF AXIALLY TRANSMITTED LOW-FREQUENCY ULTRASONIC GUIDED WAVES

Aubin Chaboty¹ , Vu-Hieu Nguyen² , Guillaume Haiat³ , Pierre Bélanger¹

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

² MSME, CNRS UMR 8208, Univ Paris Est Creteil, Univ Gustave Eiffel, 61, Avenue du Général de Gaulle, 94010 Créteil Cedex, France

³ MSME, CNRS, UMR 8208, 61, Avenue du Général de Gaulle, 94010 Créteil Cedex, France

Article soumis pour publication dans « Ultrasonics », Décembre 2024.

3.1 Abstract

Over the past few decades, the early detection of the first signs of osteoporosis has received much attention, with a particular interest for the use of ultrasonic methods. Previous studies have shown the performances of ultrasonic guided waves to assess the mechanical properties and geometry of long cortical bones when used in axial transmission. This work aims to demonstrate the potential of this particular measurement technique used with low-frequency ultrasonic guided waves to accurately infer the cortical mechanical properties. A custom-designed ultrasonic transducer, optimized for transmitting ultrasonic guided waves below 500 kHz, was employed for data acquisition. The collected data were processed using the two-dimensional fast Fourier transform to obtain experimental dispersion curves, which were then compared to a simulated database generated using the semi-analytical iso-geometric analysis (SAIGA) method. The numerical model considers a quasi-cylindrical bone geometry filled with a soft tissue-mimicking material and immersed in olive oil, replicating the experimental setup. An inversion scheme enables the determination of the cylindrical bone phantoms' properties by reducing the error between experimental and simulated dispersion curves. The excitability of the ultrasonic guided wave modes was considered to ensure that the inversion relies on the dispersive trajectories of the most significant modes. The study reveals a difference under 5% between the overall bone

phantom characteristics determined through SAIGA-based inversion and to those obtained from bulk wave pulse-echo measurements.

3.2 Introduction

Osteoporosis is a bone disease characterized by a reduction in bone strength which increases the risk of fracture (World Health Organization, 1994, 1998). Early identification is essential, as it facilitates prompt treatment and fracture prevention. Bone mineral density (BMD) assessment using dual-X-ray absorptiometry (DEXA) has been used as the gold standard for the diagnostics of this pathology. However, BMD alone is not sufficient to assess the risk of fracture (Laugier & Haiat, 2011), and often family history is a more reliable indicator (Agence de la santé publique du Canada, 2014). A thorough assessment of an individual's bone quality should take into account additional factors, including bone rigidity, cortical thickness, and bone volume fraction (Laugier & Haiat, 2011; Laugier & Grimal, 2022).

Postmenopausal women have a higher chance of developing osteoporosis, with approximately 40% experiencing this condition (Kanis *et al.*, 2000; Melton *et al.*, 2005; Randell *et al.*, 1995). Osteoporosis poses a substantial burden on healthcare systems, resulting in substantial hospitalization expenses globally, estimated at several billion dollars. Identifying and treating this condition early through reliable screening procedures can help reduce the risk of bone fractures, thereby reducing the associated hospitalization costs (Cummings *et al.*, 2002; Johnell *et al.*, 2004).

DEXA yields two-dimensional (2D) information on BMD. To identify osteoporosis in an individual, BMD value is quantified using the T-score, which compares the patient's BMD to that of a healthy group of young adults. The World Health Organization defines a T-score of -2.5 or lower as a diagnosis of osteoporosis (Engelke *et al.*, 2009; Li *et al.*, 2013; Kalender *et al.*, 2009). While DEXA enables BMD measurements at various anatomical sites, extracting the bone's mechanical characteristics remains challenging. Moreover, the limited sensitivity of

BMD measurements makes tracking the progression of the disease particularly difficult (Glüer, 1997).

Quantitative ultrasound (QUS) techniques have emerged as noninvasive and nonionizing methods in various biomedical applications. This technique is particularly well-suited for evaluating bone quality by measuring ultrasonic wave speed and attenuation (Grimal *et al.*, 2013; Glüer, 1997; Minonzio *et al.*, 2010; Bochud *et al.*, 2016). Moreover, QUS methods are easy to use and cheap, which may facilitate the monitoring of the disease.

The use of ultrasonic guided waves is a popular technique employed in nondestructive testing, particularly for analyzing and characterizing materials such as composite or bonded plates (Pereira *et al.*, 2022; Asif *et al.*, 2018; Ponschab *et al.*, 2019). In the past decades, this technique has been adapted for examining long cortical bones such as the tibia, radius, and femur (Bai *et al.*, 2018; Guha *et al.*, 2021; Muller *et al.*, 2005; Talmant *et al.*, 2009). Early research on axial propagation mainly concentrated on determining the time-of-flight (TOF) of the earliest detected signal, known as the first-arriving signal (FAS). Subsequently, the speed of the quickest waveform was determined and often linked to the fundamental symmetric mode of a plate (Haïat *et al.*, 2009; Sasso *et al.*, 2008a). Several clinical studies have shown that the FAS velocity can be used to differentiate between healthy and osteoporotic people (Knapp *et al.*, 2001; Hans *et al.*, 2003). Another way to use axial transmission of ultrasonic guided waves is to focus on the dispersive trajectories of the mode propagating in the waveguide. However, these methods involve solving a complex multi-parameter problem to access the mechanical and geometrical properties of the bone (Pereira *et al.*, 2020; Bochud *et al.*, 2016). Inversion algorithms or deep learning analysis can be used in an attempt to match experimental and simulated data. In this context, two philosophies can be distinguished : using a simplified model at high frequencies ($> 1\text{MHz}$) or a more accurate model at lower frequencies ($< 500\text{ kHz}$).

At high frequencies, ultrasonic guided waves exhibit a reduced depth of penetration within the medium (Haïat, Naili, Ba Vu, Desceliers & Soize, 2011), enabling the approximation of long bone to a plate-like structure. This approximation facilitates the analysis and interpretation of

ultrasonic guided wave propagation by treating the cortical layer as a thin plate, reducing the model's complexity. Due to the important number of modes propagating at these frequencies, several parameters of the bone cortex can be retrieved through inversion analysis. Foiret *et al.* (2014) proposed an inverse characterization technique to determine the thickness and bulk wave velocities of *ex vivo* cortical bone samples, utilizing a transversely isotropic free plate model integrated with a parameter-sensitive algorithm. Following this, the same group applied genetic algorithm-based inversion schemes to interpret multimodal datasets, circumventing the need for prior assumptions about mode order (Minonzio *et al.*, 2015). However, the presence of soft tissues in the model adds a significant number of modes and a greater attenuation (Naili *et al.*, 2010), increasing its complexity when extracting dispersion curves (Moilanen *et al.*, 2008; Chen *et al.*, 2012; Tran *et al.*, 2013). Numerous investigations have been conducted on this matter. It has been found that the free plate model, which does not take into account the soft tissue layer, can accurately retrieve the waveguide characteristics. However, incorporating the soft tissue layer into a two-layer model leads to a complex inverse problem, making it difficult to solve due to the emergence of additional modes (Bochud *et al.*, 2017). Deep neural networks were introduced as an alternative to inversion algorithms. They overcome the complexity introduced by the bi-layer model, providing better estimates of cortical thickness and properties (Li *et al.*, 2021). While higher frequencies have the potential to simplify the geometry of the model, the important number of propagating modes makes the inverse problem a complex endeavor. Additionally, a plate model fails to capture the overall shape of the bone, which is crucial for assessing its structural strength.

Using low frequencies allows the wave to penetrate deeper into the bone cortex, enabling a comprehensive assessment of its entire cross-section. This characteristic makes them particularly useful for diagnosing osteoporosis, which primarily affects the inner part of the structure (Zebaze *et al.*, 2010). However, low frequencies provide less information on other parameters compared to higher frequencies due to a fewer number of modes being observed. Previous studies have shown the capability of low-frequency ultrasonic guided waves to estimate the cortical thickness of free isotropic plates, which was later applied to tubular structures and *ex-vivo* bones (Moilanen

et al., 2007, 2006; Moilanen, 2008). Likewise, another research group employed model based on a hollow isotropic cylinder filled with a viscous liquid to assess the thickness of bovine tibia specimens by manually correlating experimental velocities with the phase velocities of simulated modes (Ta *et al.*, 2009). Pereira *et al.* (2020) have shown that very low frequencies (under 60 kHz) can accurately retrieve the shape of cadaveric radius specimens by using mode amplitudes in the dispersion curves. Using this principle of amplitude, Chaboty, Nguyen, Haiat & Bélanger (2024) further demonstrated the capability of low-frequency ultrasonic guided waves (under 500 kHz) to precisely measure the thickness and velocities of a bi-layer bone phantom plate with an overlaying soft tissue layer. The dispersive properties of ultrasonic guided wave modes combined with the mode amplitude can compensate for the lack of information encountered when using low-frequencies, providing an accurate estimation of the bone health.

The aim of the present paper is to demonstrate the potential of low-frequency ultrasonic guided waves (from 50 to 500 kHz) to retrieve the cortical mechanical properties and geometry of a quasi-cylindrical phantom filled with soft tissue. This frequency range enables the determination of velocity parameters as well as the geometrical properties. The amplitude of ultrasonic guided wave modes was employed to inverse the data based on both the dispersive trajectories and the excitability, making the model sensitive to material and geometrical properties. Using the semi-analytical iso-geometric analysis (SAIGA) method, a parameterized cortical bone cylinder was simulated to perform the inverse characterization of the mechanical and geometrical properties of the experimental bone phantom cylinder. Numerical and experimental results were compared. Two cylindrical bone phantoms filled with a soft tissue-mimicking material were used experimentally. A proprietary ultrasonic transducer conceived to excite ultrasonic guided waves below 500 kHz was used for measurements. The data were processed with the 2D fast Fourier transform to obtain the dispersion curves of the propagating modes in the wavenumber-frequency space. The curves measured experimentally were then compared with the semi-analytical predictions. For both cylinders, five physical and geometrical parameters were estimated using the inversion algorithm : (1), (2) the longitudinal and shear velocities in the cortical layer; (3) the thickness of the cortical layer; (4) the mean radius of the cylinder;

(5) the density of the cortical bone phantom. To ensure that the inversion procedure of the experimental dispersion curves accurately reflects the dispersive properties of ultrasonic guided waves and their amplitudes, the simulated excitability of the ultrasonic guided wave modes was incorporated into the cost function.

3.3 Material and Methods

3.3.1 Models and simulations models

A model consisting of a bone phantom cylinder filled with soft tissue, representative of the experimental bone phantom cylinders, was employed for the inversion of experimental dispersion curves. An outer layer of viscous fluid was added to the model to reflect the immersed case. Section 3.3.1.1 outlines the cylindrical model for the forward simulation in this study. Section 3.3.1.2 subsequently provides an overview of the SAIGA method for solving the forward problem and details the formulation of the mode excitability employed (Seyfaddini *et al.*, 2021a,b).

3.3.1.1 Numerical model

The model was based on the experimental bone phantom cylinders and assumes a homogeneous, isotropic, cylinder-like structure (Ω^S) of infinite length and constant cross-section of thickness h^S and outer radius r^S along the direction of propagation (e_3). While it does not represent a perfect cylinder to account for the asymmetry of the experimental phantoms, the term "cylinder" will be used throughout the text for the sake of simplicity. This simulated cylinder is filled with soft tissue material (Ω^{fi}). In the second part of the study, this cylinder is then embedded in a viscous fluid (Ω^{fo}) of minimum thickness h^{fo} , square-shaped to reflect the experimental container. Fig. 3.1 shows a description of the model geometry as well as a photograph of both cylinder phantoms and their cross-section. The phantom models only represented the cross-section, with the wave assumed to propagate harmonically along the bone axis (refer to 3.3.1.2 in the SAIGA method). Consequently, throughout this manuscript, we will refer to this model type as a "2.5D model." In general, 2.5D modeling applies to cases that are two-dimensional in one plane (here, the (e_1))

and (e_2) axes) but exhibit some level of variation or complexity in the third dimension (typically the (e_3) axis). This third dimension is often treated in a simplified or approximate way, often by making assumptions regarding its behavior (Ahmad *et al.*, 2013; Seyfaddini *et al.*, 2021b).

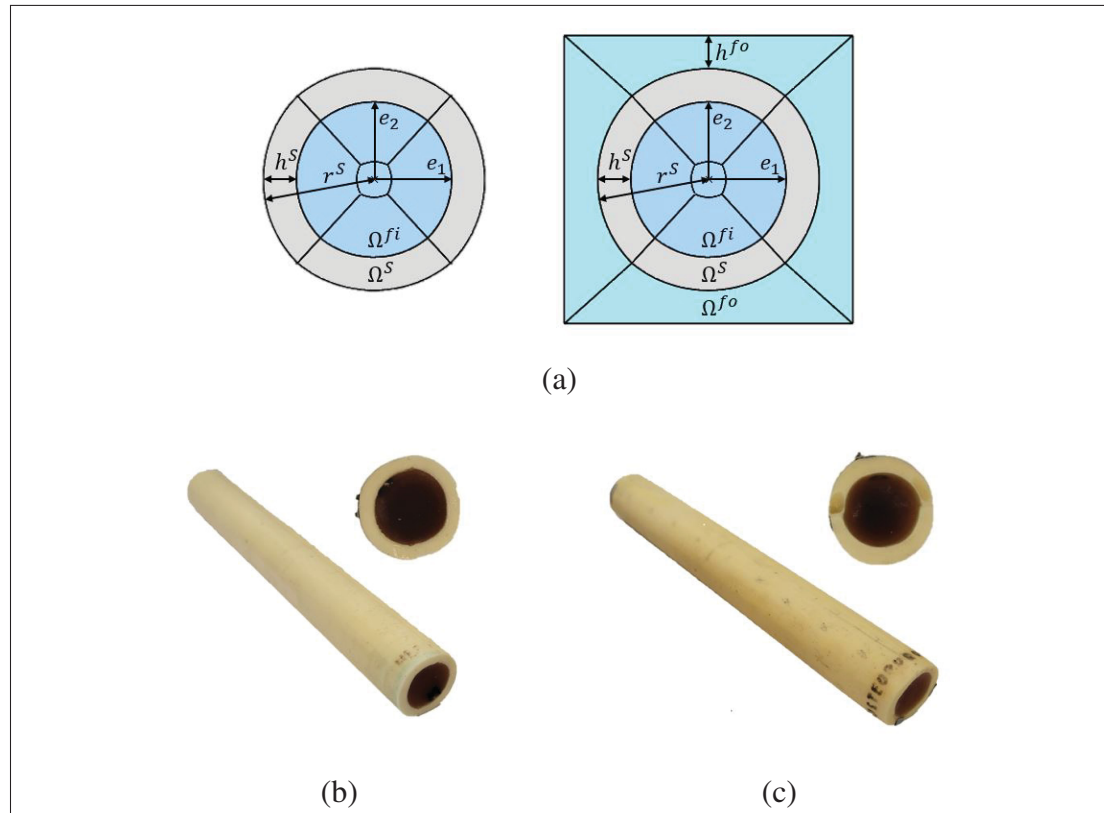


Figure 3.1 (a) Geometrical description of the numerical model with and without the outer fluid domain. (b) Experimental healthy bone phantom cylinders with its corresponding cross-section shape. (c) Experimental osteoporotic bone phantom cylinders with its corresponding cross-section shape

The cortical layer of the model was defined as homogeneous and viscoelastic with a density (ρ), and longitudinal and shear wave velocities (C_P) and (C_S). Two attenuation coefficients α_P and α_S of longitudinal and shear waves respectively were added to the model for defining the viscoelastic tensor. A ratio α_P/α_S at 1 MHz was fixed at 1.5 (Wu & Cubberley, 1997; Sasso *et al.*, 2008b), with $\alpha_P = 2.9$ dB/cm at this frequency, in accordance with the manufacturer properties. The viscoelastic coefficients were calculated as (Naili *et al.*, 2010; Royer & Dieulesaint, 1999) :

$$\begin{cases} \eta_{11} = \frac{\alpha_P}{8.686} \times 2C_P \times \frac{C_{11}}{(\omega_{ref})^2} \\ \eta_{66} = \frac{\alpha_S}{8.686} \times 2C_S \times \frac{C_{66}}{(\omega_{ref})^2} \\ \eta_{13} = \eta_{11} - 2 \times \eta_{66} \end{cases} \quad (3.1)$$

where $\omega_{ref} = 2\pi f_{req}$ with $f_{req} = 1$ MHz the reference frequency used for the calculation of the viscoelastic tensor. The values of η_{11} , η_{13} , and η_{66} are kept constant within the frequency bandwidth of interest and determined by the value of the attenuation coefficients at frequency f_{req} . The complex elasticity tensor is then expressed as $C^* = C + i\eta\omega_{ref}$.

The inner and outer layers were modeled as linear acoustic fluids of density (ρ^{fi}) and (ρ^{fo}) respectively, with their corresponding wave velocities (C_P^{fi}) and (C_P^{fo}). As the phantoms were provided by the same manufacturer as the plates used by Chaboty *et al.* (2024), the properties of the inner soft tissue were assumed to be the same as the properties of the soft tissue layer used by Chaboty *et al.* (2024). Therefore $\rho^{fi} = 977$ kg/m³ and $C_P^{fi} = 1390$ m/s, with an attenuation coefficient $\alpha^{fi} = 0.6$ dB/cm at 1 MHz. For the outer layer, olive oil was used as viscous fluid for experiments. This choice was made to provide a greater attenuation in comparison with water, while keeping the celerity and the density close to those of soft tissue (Mast, 2000). Therefore, the values for density and speed of sound in the outer layer were fixed at $\rho^{fo} = 913$ kg/m³, $C_P^{fo} = 1455$ m/s and $\alpha^{fo} = 0.05$ dB/cm at 1 MHz (Alouache, Laux, Hamitouche, Bachari & Boutkedjirt, 2018; Chanamai & McClements, 1998; Yan *et al.*, 2019). The viscoelastic coefficient of both fluids was calculated as follows :

$$\begin{cases} \eta^{f(i,o)} = \frac{\alpha^{f(i,o)}}{8.686} \times 2C_P^{f(i,o)} \times \frac{K^{f(i,o)}}{(\omega_{ref})^2} \\ K^{f(i,o)} = \rho^{f(i,o)} \left(C_P^{f(i,o)}\right)^2 \end{cases} \quad (3.2)$$

3.3.1.2 SAIGA method and excitability formulation

Based on the principles of the semi-analytical finite element method (SAFE) (Ahmad *et al.*, 2013; Karunasena *et al.*, 1991; Predoi *et al.*, 2007), the SAIGA method employs B-splines and non-uniform rational B-splines (NURBS) basis functions instead of traditional Lagrange polynomials. These basis functions enhance continuity across elements without requiring a fine mesh, resulting in reduced computational cost and improved precision (PIEGL & TILLER, 1996; Starkey, 2009).

The method assumes harmonic wave propagation along the propagation direction (e_3), which corresponds to the cylinder's axial direction. The displacement field $\mathbf{u}$ for the solid layer and pressure field in inner and outer fluids $\mathbf{p}_{i,o}$ can be expressed as :

$$\begin{cases} \mathbf{u}(x_1, x_2, x_3, t) = \mathbf{U}(x_1, x_2) \exp[i(k_3 x_3 - \omega t)] \\ \mathbf{p}_{i,o}(x_1, x_2, x_3, t) = \mathbf{P}_{i,o}(x_1, x_2) \exp[i(k_3 x_3 - \omega t)] \end{cases} \quad (3.3)$$

where $i^2 = -1$; $\omega \in \mathbb{R}$ is the angular frequency; k_3 is the wavenumber in the direction of propagation (e_3); the vector $\mathbf{U}(x_1, x_2) = (U_1, U_2, U_3)^T$ and $\mathbf{P}_{i,o}(x_1, x_2) = P_{i,o}$ are the amplitudes of the displacement vector in (Ω^S) and of the pressures in $(\Omega^{f(i,o)})$, respectively. The use of the SAIGA method results in a quadratic eigenvalue problem that must be solved to determine the relationship between the wavenumber k_3 and the angular frequency ω . This relationship can be obtained with respect to k_3 as follows :

$$(-\omega^2 \mathbf{M} + \mathbf{K}_0 + ik_3 \mathbf{K}_1 + k_3^2 \mathbf{K}_2) \mathbf{V} = \mathbf{0} \quad (3.4)$$

where $\mathbf{V} = (\mathbf{P}, \mathbf{U})^T$ denotes the global eigenvector, comprising the pressure eigenvector ($\mathbf{P}$) and the displacement eigenvector ($\mathbf{U}$), while $\mathbf{M}, \mathbf{K}_0, \mathbf{K}_1, \mathbf{K}_2$ represent the global matrices of the system and are not dependent on k_3 . The global matrix formulation was detailed by Seyfaddini *et al.* (Seyfaddini *et al.*, 2021b,a). For every instance of the angular frequency ω , solving

Eq.(3.4) yields the eigenvalues k_3 , along with their corresponding eigenvectors denoted as $\mathbf{V}(\omega, k_3)$. These values represent the characteristics of the guided modes. Additionally, the frequency-dependent phase velocity (C_{ph}) and attenuation (att) of a particular guided mode can be calculated using these parameters :

$$C_{ph} = \omega / \Re(k_3) \text{ m/s} \quad att(\omega) = \Im(k_3) \text{ Np/m} \quad (3.5)$$

NURBS basis functions of order 3 were used for SAIGA analysis. The model was divided into 4 patches as shown in Fig. 3.1(a). Every patch was then divided to ensure acceptable precision in the calculation of dispersion curves. Therefore, the number of degrees of freedom for the model accounts for $N_{Dof} = 361$. The dispersion curves were calculated over a frequency range spanning from 50 kHz to 500 kHz, in increments of 5 kHz.

To ensure that the inversion of the experimental dispersion curves was targeting the most significant modes, the excitability Ex for a specific mode was calculated according to its mode shape. Using the same formulation as Chaboty *et al.* (2024) and based on previous works (Wilcox *et al.*, 2005; Pereira *et al.*, 2020), the excitability value can be formulated in cylindrical coordinates as :

$$\begin{cases} Ex(k_3, \omega) = \frac{\Re(k_3, \omega)}{\Im(k_3, \omega)} \times U_{norm}^2(k_3, \omega) \\ U_{norm}(k_3, \omega) = \frac{|U_{r,fo}|}{\max(U_{r,\theta,z})} \end{cases} \quad (3.6)$$

where U_r , U_θ , U_z are respectively the radial, angular and axial (along (e_3)) displacement through all the layers. $U_{r,fo}$ is the radial displacement at the top surface of the outer fluid. In the case where no outer fluid is present in the model, $U_{r,fo}$ is replaced by $U_{r,s}$, the radial displacement at the top surface of the solid layer. Fig. 3.2(a) illustrates an example of the excitability of guided wave modes in a cylindrical model with the presence of the outer fluid layer model as a function of frequency. The color of each circle indicates the amplitude of the mode excitability for each

corresponding mode. Meanwhile, Fig. 3.2(b) presents the mode shapes associated with a selected mode shown in Fig. 3.2(a), highlighting the various displacements utilized in the calculation of excitability.

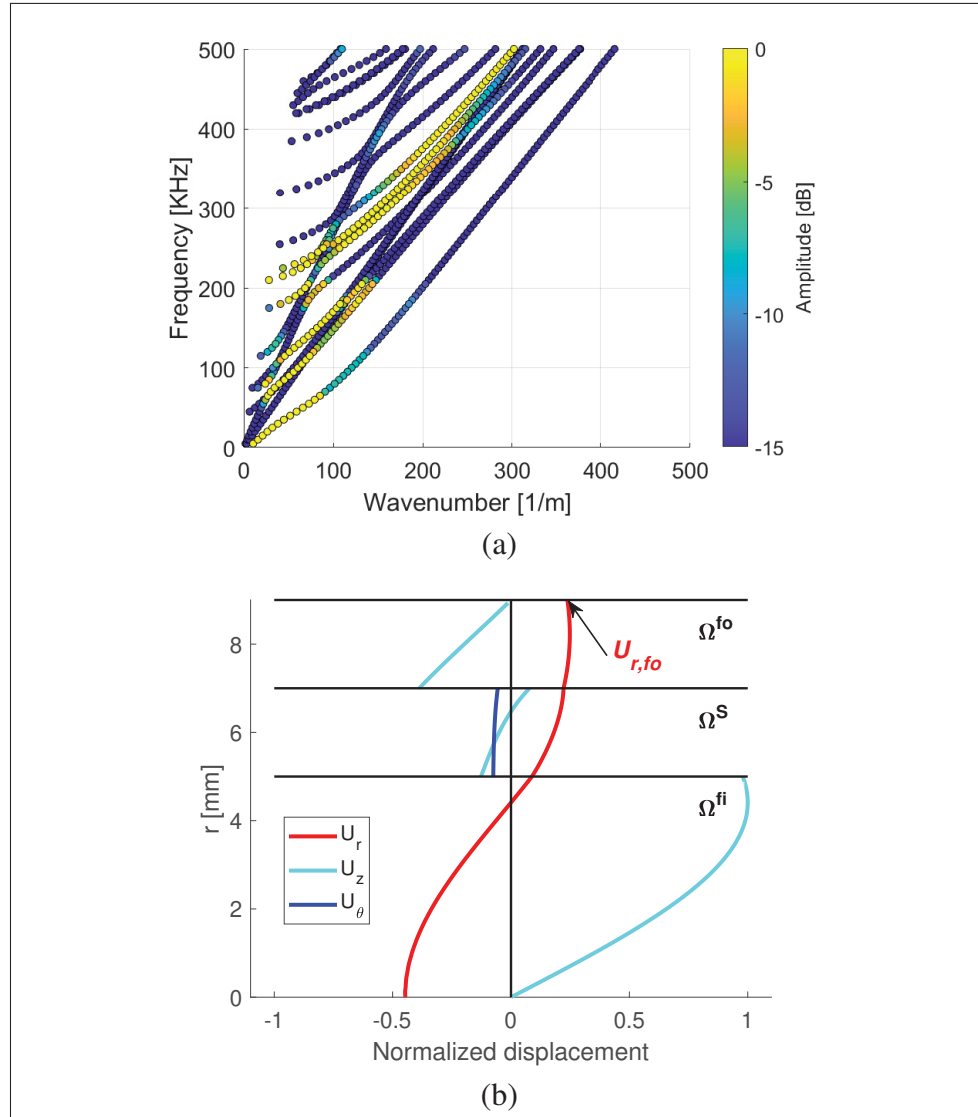


Figure 3.2 (a) Guided modes dispersion curves with their frequency-dependent excitability computed by SAIGA for a 3D cortical bone cylinder ($\rho = 2310 \text{ kg/m}^3$, $C_P = 2900 \text{ m/s}$, $C_S = 1600 \text{ m/s}$, $h^S = 2 \text{ mm}$, $r^S = 7 \text{ mm}$) filled with soft tissue ($\rho^{fi} = 1010 \text{ kg/m}^3$, $C_P^{fi} = 1400 \text{ m/s}$) and immersed in 2 mm of water. The color scale shows the excitability of each mode in dB normalized to the mode with the highest excitability at each frequency. (b) Mode shape of a selected mode ($f = 200 \text{ kHz}$ and $k = 127 \text{ m}^{-1}$)

3.3.2 Inversion algorithm

This study hypothesizes that aligning experimental dispersion curves with the simulated ones generated via the SAIGA method can effectively evaluate the properties of the cortical bone layer (C_P , C_S , h^S and r^S). To to so, an inversion algorithm was developed using a cost function as a metric to determine the optimal alignment between the experimental dispersion curves and specific instances within the simulated dataset. It is worth mentioning that the accuracy of the method depends on several factors, including the quality of experimental dispersion curves, the accuracy of the phantom geometry and mechanical properties in the model, and of parameters used for numerical simulations such as the order of the NURBS basis function, grid steps of the simulated dataset and the overall precision of the model.

3.3.2.1 Formulation of the cost function

By definition, a cost function is a metric to gauge the difference between predicted values from a model, and experimental observations. The minimization of the cost function typically leads to the best fit between the numerical and experimental data. However, the formulation of the cost function may alter the output result and influence the algorithm's performance. Here, dispersive trajectories and excitability of ultrasonics guided waves modes were used and we employed the same cost function as used by Chaboty *et al.* (2024). The robustness of this function has been successfully validated on a bi-layer plate model. Therefore, the cost function quantifies the difference in magnitude between actual and simulated dispersive curves.

Considering a set of parameters $\Lambda=(\rho, C_P, C_S, h^S, r^S)$ and $\Lambda=(\rho, C_P, C_S, h^S, r^S, h^{fo})$ in the case of the phantom in a free-field and of an immersed phantom respectively, the difference of amplitude for each simulated frequency was calculated as follows :

$$d_n(\Lambda, f) = |Ex(k_n(\Lambda), f) - A(k_n, f)|, \quad (3.7)$$

where $Ex(k_n(\Lambda), f)$ represents the simulated excitability of a particular mode at wavenumber k_n and frequency f for a given set of parameter Λ . Similarly, $A(k_n, f)$ is the experimental amplitude observed for the couple (k_n, f) .

To prioritize higher-amplitude modes in the inversion process, a weighting factor was introduced. This factor ensured that modes with amplitudes below a user-defined threshold, ξ , were discarded from the cost function, while those with the highest amplitudes contributed fully, with a weight of 1. The weighting factor was defined as :

$$\chi_n(\Lambda, f) = \frac{Ex(k_n(\Lambda), f) - \xi}{-\xi} \quad (3.8)$$

Using these two indicators, $d_n(\Lambda, f)$ and $\chi_n(\Lambda, f)$, the cost function for a particular set of parameters Λ was defined as :

$$J(\Lambda) = \sum_f \sqrt{\sum_{n=1}^N (d_n(\Lambda, f) \cdot \chi_n(\Lambda, f))^2} \quad (3.9)$$

where N is the total number of simulated modes for a given frequency. This cost function thus emphasizes high-amplitude modes while disregarding those below the threshold, reducing the risk of incorporating irrelevant information into the inversion. In this study the threshold ξ was fixed at -15 dB.

To ensure compliance with thermodynamic principles and to avoid obtaining results lacking physical meaning or deviating significantly from values reported in the literature (Muller *et al.*, 2008; Rho *et al.*, 1998; Sansalone *et al.*, 2010; Chaboty *et al.*, 2024), the Poisson's ratio was calculated for each parameter set Λ . Based on reference wave velocity values for the two bone phantoms (see Table 3.2), the experimental Poisson's ratios for the healthy and osteoporotic cylinders were 0.2365 and 0.2475, respectively. Consequently, a constraint was imposed on the

Poisson's ratio $\nu(\lambda)$ for each parameter set. If $0.22 < \nu(\lambda) < 0.26$, the set was included in the inversion process; otherwise, it was excluded.

3.3.2.2 Dataset generation

The cost function was calculated for all sets of simulated properties. Each parameter was systematically swept across a multidimensional grid. The range of each parameter was chosen to be large enough to incorporate both properties of the healthy and osteoporotic bone phantom cylinder. Each parameter range was defined large enough to ensure that the measured bone phantom cylinder properties were far enough from the limit values.

Two sets of data were generated. One represented the scenario of free-field bone phantom cylinders, while the other depicted those immersed in olive oil. To reduce computation time, the decision was made to maintain the mechanical properties of both inner and outer fluids constant. The inner portion of the bone phantom cylinder is made of soft tissue-mimicking material. Both phantoms were manufactured by the same company, True Phantom Inc., that makes the plates in Chaboty *et al.* (2024). It was assumed that the properties of the soft tissue mimicking material remain identical. Therefore, $\rho^{fi} = 977 \text{ kg/m}^3$ and $C_p^{fi} = 1390 \text{ m/s}$. Properties of the outer fluid correspond to those of olive oil and will remain constant : $\rho^{fo} = 913 \text{ kg/m}^3$ and $C_p^{fi} = 1455 \text{ m/s}$. Table 3.1 depicts the parameters grid.

Tableau 3.1 Range of model parameters and their respective step used to create the datasets

	Parameters range	Step
$\rho \text{ (kg/m}^3\text{)}$	[1900 - 2500]	200
$C_p \text{ (m/s)}$	[2450 - 3150]	100
$C_s \text{ (m/s)}$	[1400 - 1900]	100
$r^S \text{ (mm)}$	[9 - 10.5]	0.5
$h^S \text{ (mm)}$	[2.7 - 3.3]	0.2
$h^{fo} \text{ (mm)}$	[2.5 - 3.5]	0.5

Parameter steps were chosen by balancing resolution and computational efficiency. Concerning the free-field model, a single simulation took approximately 45 seconds, whereas in the immersed

model, it took nearly 70 seconds. The server used for calculations was a high-performance GPU-based system, 256GB of RAM, with dual Xeon Silver 4215 processors (16 cores, 32 threads) which enabled parallelization of the computations. For both datasets, the total number of cases was 3072 and 9216, respectively. Emphasizing the importance of including all modes, a frequency resolution step size of 5 kHz was chosen, allowing for 90 frequencies to be measured within the 50-500 kHz frequency range. Two comprehensive databases regrouping all the possible cases of both scenarios were created during an extended, continuous modeling session. The free-field database required 36 hours to complete, while the immersed database took 180 hours (7.5 days) for simulations. Generating datasets for 2.5D models comes at a much higher cost compared to 1.5D problems. In our previous study (Chaboty *et al.*, 2024), generating 72,600 cases for a 1.5D bi-layer plate model took less than 48 hours for computation without using the parallelization.

3.3.2.3 Simulated 2D-FFT

Time traces were generated from the dispersion curves calculated by SAIGA for the optimal fit to enhance the visualization of curve fitting. The signals were reconstructed over the frequency range from 50 kHz to 500 kHz, with increments of 50 kHz. For a given frequency $f = \omega/2\pi$, the signal s at a distance of propagation z was calculated as follows :

$$s(z, t) = \sum_{f_i=f_1}^{f_2} \sum_{n=1}^N Ex(k_n, f_i) A(f_i) \cos(k_n \cdot z - 2\pi f_i t) \quad (3.10)$$

where N represents the total number of simulated modes within the frequency window from f_1 to f_2 centered on f , ensuring that all mode points present in this range were included in the calculation of s . The excitability of a particular mode n at frequency f_i is given by $Ex(k_n, f_i)$. The frequency amplitude gate function $A(f_i)$ is a Hann windowed function that ensures a bandwidth of 50 kHz around the central frequency f , where $A(f_1) = A(f_2) = 0$ and $A(f) = 1$. The simulated dispersion curves were then derived using a 2D FFT of the reconstructed signals. An example is shown in Fig. 3.3.

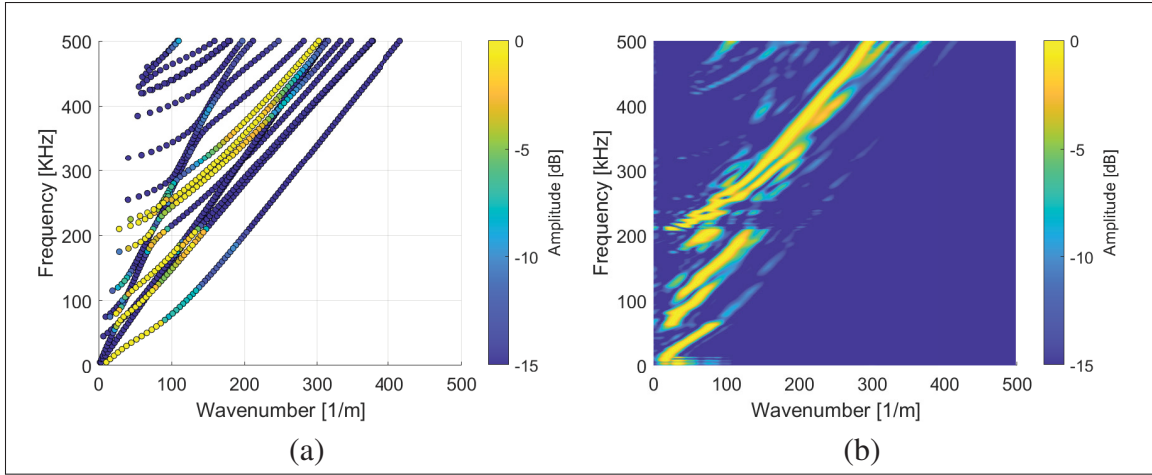


Figure 3.3 (a) SAIGA-computed dispersion curves. (b) 2D FFT of the reconstructed signals

3.3.3 Experimental protocols

3.3.3.1 Bone phantom cylinders and reference values

In this study, two bone phantom cylinders filled with soft tissue-mimicking material were used : one with properties considered as healthy, and the other simulating an osteoporotic state with degraded properties. These cylindrical specimens were made by True Phantom Solutions (Windsor, ON, Canada), are 150 mm long and have a outer diameter of 20 mm, with a cortical layer thickness of around 3 mm. Additionally, two small blocks representing healthy and osteoporotic cortical layers were provided. Pulse-echo measurements were conducted on these blocks to establish baseline sound velocity values. The sample thicknesses were measured 20 times, followed by an equivalent number of pulse-echo measurements. For these tests, a longitudinal probe (V125-RM) and a shear probe (V124-RM) from Olympus were employed. Densities were also calculated based on these samples by weighting them and measuring their volume with a 3D laser scanner (Absolute Arm 85) from Hexagon (Stockholm, Sweden), with uncertainties for each parameter derived from the measurements. To precisely determine the thickness of the cortical phantom layer of each cylinder, 36 measurements were taken across all the phantoms using the longitudinal probe. The baseline velocity values obtained with the block

specimens were used to determine the actual thickness of the cortical layer of the cylinders. It was assumed that the cortical layer has nearly-isotropic behavior and was homogeneous. However, the phanoms' cross-section geometries were not uniform along their length. In fact, a variation of around 10% was observed in the cortical thickness and diameters. As a result, the mean values will be used for comparison with the inversion results.

3.3.3.2 Axial transmission setup

A probe was specifically designed and built to perform the ultrasonic excitation. The components have been chosen to provide a central frequency of 350 kHz with -6 dB bandwidth between 150 kHz and 550 kHz. A combination of specific piezoelectric and matching layer components was used to maximize the transmission of the waves through the bone phantom. Hann windowed tonebursts were used to excite the piezoelectric element, with central frequencies varying from 50 kHz to 500 kHz with a step of 50 kHz. The number of cycles was chosen specifically to ensure each toneburst has a bandwidth at -3 dB of ± 50 kHz.

For the free-field measurements, where cylinders are not immersed in fluid, the probe was placed in contact with the outer perimeter of the cylinders and coupled with an ultrasonic gel Ultragel® II. For the immersed case, a constant outer fluid layer of approximately 3 mm was maintained, with the sensor positioned slightly below the top surface of the fluid : olive oil.

Four consecutive acquisitions were realized on the cylinders for both scenarios. After each acquisition, the probe was repositioned and slightly shifted aside for averaging the impact of its position. Acquisitions were carried out along the bone phantom axis at 60 equally spaced positions, 1 mm apart, using a Doppler laser vibrometer (Polytech OFV-505). Two of the four acquisitions were conducted in one direction, with the remaining two measurements performed in the opposite direction, to minimize the effect of possible thickness variations within the fluid layer. Experimental data were processed with a 2D fast Fourier transform to obtain experimental dispersion curves (Alleyne & Cawley, 1991). Fig. 3.4 shows a photograph of the experimental setup.

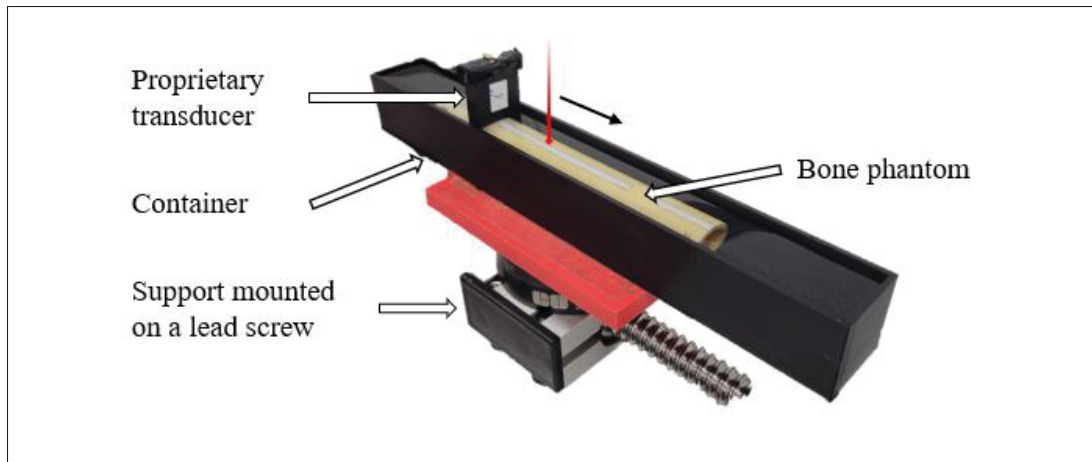


Figure 3.4 Experimental setup used for the axial transmission measurements with bone phantom cylinder immersed in fluid

3.4 Results

3.4.1 Bone phantom cylinder properties

Pulse-echo measurements were conducted to establish the reference values that will be used in the inversion process. As explained in section 3.3.3.1, the geometric cross-section of the cortical layer of both cylinders is not uniform along their length, with a variation of about 10%. Nonetheless, the synthetic cortical material is assumed to be isotropic and homogeneous throughout the phantoms. Reference values of the cortical layer for both the healthy phantom and the osteoporotic one are depicted in Table 3.2.

Tableau 3.2 Reference property values for the healthy and osteoporotic bone phantom cylinders

	Healthy bone phantom	Osteoporotic bone phantom
ρ (kg/m ³)	2295 ± 35	2085 ± 20
C_P (m/s)	2945 ± 65	2650 ± 35
C_S (m/s)	1730 ± 25	1535 ± 15
r^S (mm)	9.77 ± 0.50	9.96 ± 0.53
h^S (mm)	3.00 ± 0.23	2.97 ± 0.29

3.4.2 Parameter sensitivity

A study was conducted to evaluate how different parameters affect the dispersive trajectories of the ultrasonic guided wave modes. To this end, a variation of $\pm 10\%$ was applied to each parameter to assess its influence. The chosen reference parameters correspond to the central value of each parameter's range presented in Table 3.1. The variations were applied to C_P while keeping ν constant and equal to 0.24 (thus causing C_S to vary accordingly), as well as to r_S , h^S , and h^{fo} . The results are presented in Fig. 3.5. To observe the effect of each parameter on the dispersion curve trajectories, only mode points with an excitability value greater than -3 dB are retained.

Fig. 3.5 shows that variations of C_P , C_S and r_S globally influence the trajectories of dispersion curves, while h^S primarily affects low frequencies and h^{fo} impacts higher frequencies. However, the variations presented in Fig. 3.5 are the result of modifying only one parameter at a time. Osteoporosis likely induces a simultaneous decrease of cortical thickness and wave velocities (Zebaze *et al.*, 2010), further amplifying the differences between healthy and osteoporotic bone. This emphasizes the necessity of assessing all bone parameters simultaneously rather than each one independently.

3.4.3 Dispersion curve fitting

Experimental acquisitions were carried out with both phantoms under two conditions : with and without the outer fluid. Four measurements were taken for each case along the axis of the bone cylinders to extract experimental dispersion curves. The inversion procedure was then applied to both the healthy and osteoporotic phantoms in each scenario.

3.4.3.1 Dispersion curve fitting for free-field bone phantom cylinders

The experimental results shown in Fig. 3.6 are obtained by averaging the 2D-FFT plots for the corresponding four separate axial transmission measurements obtained for each cylinder. Averaging allows consolidating spatial frequency information across multiple measurements to

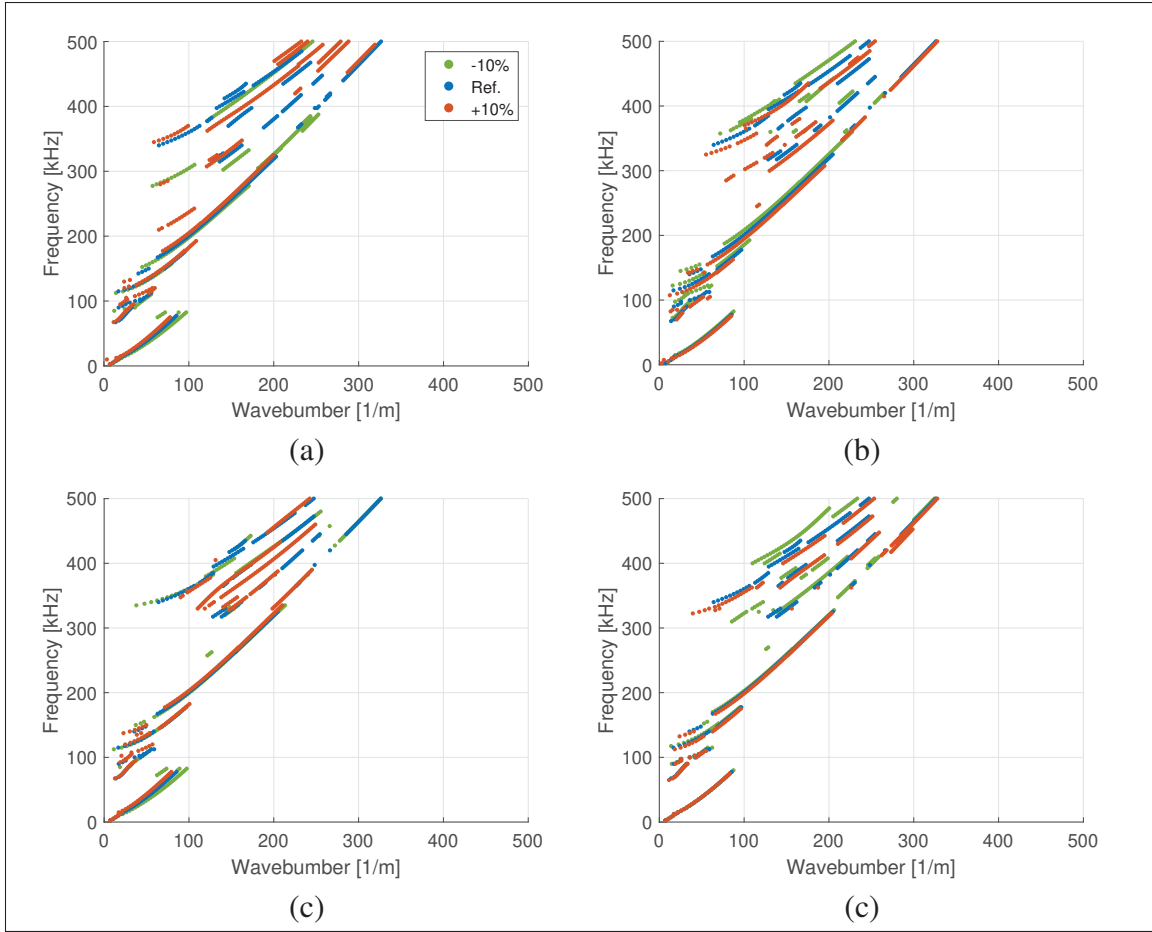


Figure 3.5 Effect of parameter variations on ultrasonic guided waves dispersion curves. The blue lines represent the reference curves, the green lines correspond to the -10% variation, and the orange line to the $+10\%$ variation. Parameter influences are shown for : (a) C_P with ν held constant, (b) r^S , (c) h^S , and (d) h^{fo}

enhance clarity of the visual analysis. The semi-analytical predictions are superimposed in red on the experimental dispersion curves with a -3 dB threshold applied to improve clarity. All values above -3 dB are automatically raised to 0 dB to enhance visibility. As shown in Fig. 3.6, the alignment between experimental and simulated dispersion curves shows a good agreement for both phantoms, despite some differences that will be discussed in the section 3.4.4.

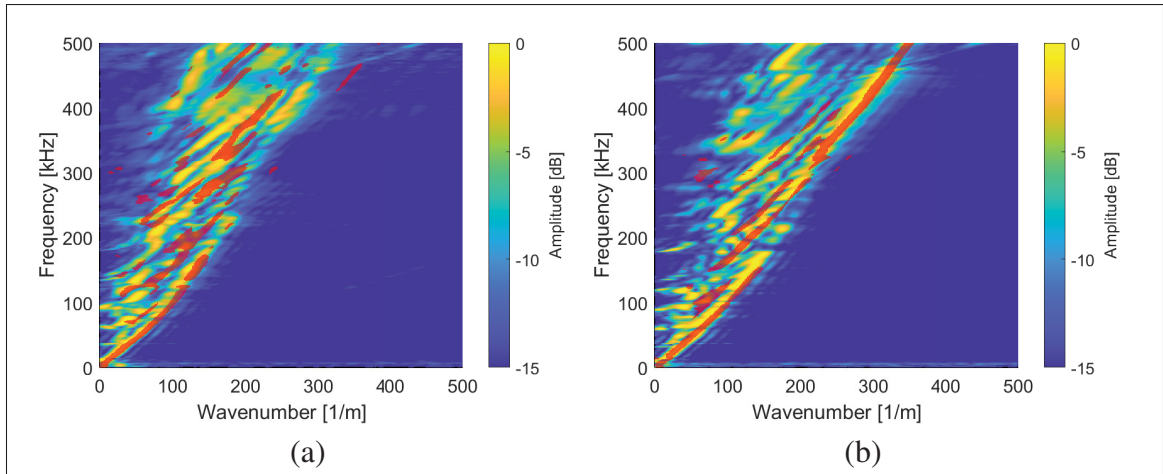


Figure 3.6 Optimal fit between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom, and (b) osteoporotic phantom. SAIGA-computed best fit are depicted as red overlay

3.4.3.2 Dispersion curve fitting for immersed bone phantom cylinders

In order to be closer to *in-vivo* conditions, the cylinders were immersed in a viscous fluid. The rationale is that the immersed setup provides a more accurate representation of real-world conditions. Olive oil was found to be a good candidate for this. In line with Mast's empirical study (Mast, 2000) and other relevant research (Culjat *et al.*, 2010), the suggested range for soft tissue density is between 900 kg/m^3 and 1200 kg/m^3 . As mentioned in Section 3.3.2.1, olive oil was chosen thanks to its higher attenuation relative to water, and similar sound speed and density to soft tissue. A layer of fluid was established atop the bone phantom cylinders, measuring 3 mm in thickness. The probe was positioned slightly below the fluid's surface, ensuring partial immersion. Results are presented similarly to Section 3.4.3.1. The semi-analytical predictions are superimposed in red on the experimental dispersion curves with a -3 dB threshold. Fig. 3.7 corresponds to the best-fitting scenario for both cylinders.

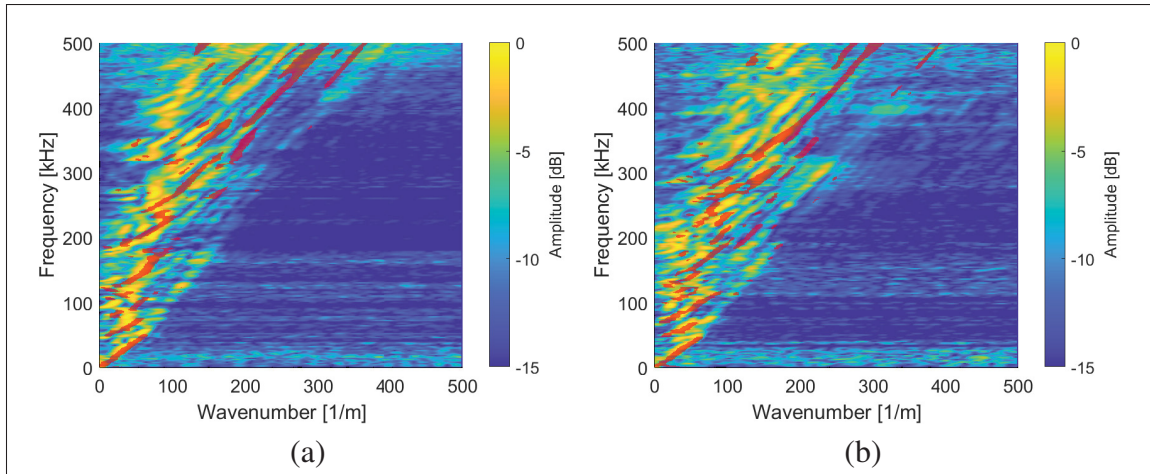


Figure 3.7 Optimal fitting results between experimental and simulated dispersion curves for (a) healthy phantom cylinder, and (b) osteoporotic phantom cylinder immersed in olive oil. SAIGA-computed best fit are depicted as red overlay

3.4.4 Estimation of bone phantoms' properties

The average inverse characteristics for the four axial transmission measurements, optimized for each cylinder, are presented in Tables 3.3 and 3.4 for the free-field and immersed scenario, respectively, along with reference properties and their relative errors. Results demonstrate a close alignment of the mechanical property values, with errors below 3.0% for both scenarios. However, a larger discrepancy was observed for the thickness and radius of the cortical shell, which may be due to the fact that these parameters are inconsistent along the bone phantoms, and that their variations were averaged out during pulse-echo measurements.

Tableau 3.3 Average inverse properties of phantom cylinders with their relative errors for the free-field scenario

	Healthy Cylinder			Osteo. Cylinder		
	Ref.	Inv.	Err.‰	Ref.	Inv.	Err.‰
C_P (m/s)	2945 ± 65	2950 ± 141	0.17	2650 ± 35	2650 ± 115	0.00
C_S (m/s)	1730 ± 25	1725 ± 95	0.29	1535 ± 15	1550 ± 58	0.98
r^S (mm)	9.77 ± 0.50	10.13 ± 0.75	3.63	9.96 ± 0.53	9.25 ± 0.29	7.13
h^S (mm)	3.00 ± 0.23	2.90 ± 0.23	3.63	2.97 ± 0.29	3.3 ± 0.00	11.11

Tableau 3.4 Average inverse properties of phantom cylinders with their relative errors for the fluid-immersed scenario

	Healthy Cylinder			Osteo. Cylinder		
	Ref.	Inv.	Err.%	Ref.	Inv.	Err.%
C_P (m/s)	2945 ± 65	3025 ± 95	2.72	2650 ± 35	2700 ± 100	1.89
C_S (m/s)	1730 ± 25	1750 ± 58	1.16	1535 ± 15	1575 ± 50	2.61
r^S (mm)	9.77 ± 0.50	9.75 ± 0.65	0.20	9.96 ± 0.53	9.75 ± 0.65	2.11
h^S (mm)	3.00 ± 0.23	2.90 ± 0.28	3.33	2.97 ± 0.29	3.1 ± 0.28	4.38

3.4.4.1 Estimated bulk-wave velocities

According to Tables 2.3 and 2.4, the average predicted values for longitudinal and shear wave velocities remain within the tolerance range of the reference values for both cylinders in all situations. In the free-field scenario, the error is found to be lower than 1%, while it slightly increases in the immersed scenario, albeit still remaining below 3%. This increase can be attributed to fluctuations in the surrounding fluid's thickness as well as its material properties due to changes in the experimental environment (change in oil temperature for example). Moreover, due to the presence of the outside fluid, experimental data are found to be much noisier, resulting in slight variation during the inversion.

3.4.4.2 Estimated radius and thickness

The estimated values of the thickness h^S and radius r^S fall within the baseline measurement margins of error. However, the relative errors are larger in the free-field case. The curvature of the bone phantom cylinders creates nearly point-like contact between the probe and the cortical shell, resulting in the generation of numerous circumferential modes. This complexity increases the challenge of fitting the dispersion curves accurately. In contrast, when the cylinders are immersed in the fluid, this phenomenon is decreased as wave generation occurs over a broader area.

Moreover, the estimated osteoporotic cylinder radius and thickness have greater errors in both scenarios. This discrepancy may come from the overall geometry of the bone phantom. Unlike

an ideal cylinder, the osteoporotic phantom has a radius ratio ($\max(r^S)/\min(r^S)$ along the axis of the bone phantom) of 1.106, compared to 1.097 for the healthy bone phantom. Additionally, reference values for cortical thickness in the osteoporotic model carry greater uncertainties. These subtle differences cumulatively result in larger percentage deviations during the inverse transformation.

3.4.4.3 Assessment of cortical layer density

Density is not directly assessed through the inversion process, but rather with a mathematical model (Pereira *et al.*, 2020; Vu & Nguyen-Sy, 2019). As the model used in the simulation is isotropic, the resulting model parameters, which reflect the waveguide's stiffness, consist of two bulk wave velocities C_P and C_S , incorporating the mass density within the velocity parameters (Bochud *et al.*, 2016; Minonzio *et al.*, 2010; Bochud *et al.*, 2017; Minonzio *et al.*, 2018) and a stiffness ratio of elastic coefficients $C_{11}/C_{13} = 1 - 2(C_S/C_P)^2$. Using the reference values for density and bulk wave velocities, a linear interpolation can be made to express $C_{11} = \rho C_P^2$ and $C_{66} = \rho C_S^2$ as a function of density ρ (Chaboty *et al.*, 2024). As a consequence, C_P and C_S can also be expressed as a function of density as shown in Fig. 3.8.

Using inverse properties of both scenarios, density can be determined for the healthy and osteoporotic cylinder. As a result, for the free-field case, the results yield $\rho = 2300 \pm 10 \text{ kg/m}^3$ and $\rho = 2096 \pm 12 \text{ kg/m}^3$ for the healthy and osteoporotic cylinder respectively, leading to relative errors of 0.17% and 0.53%. For the immersed case, the density of healthy and osteoporotic cylinders are found to be respectively $\rho = 2343 \pm 28 \text{ kg/m}^3$ and $\rho = 2120 \pm 5 \text{ kg/m}^3$, with relative errors of 2.09% and 1.68%, which are quite acceptable at this stage.

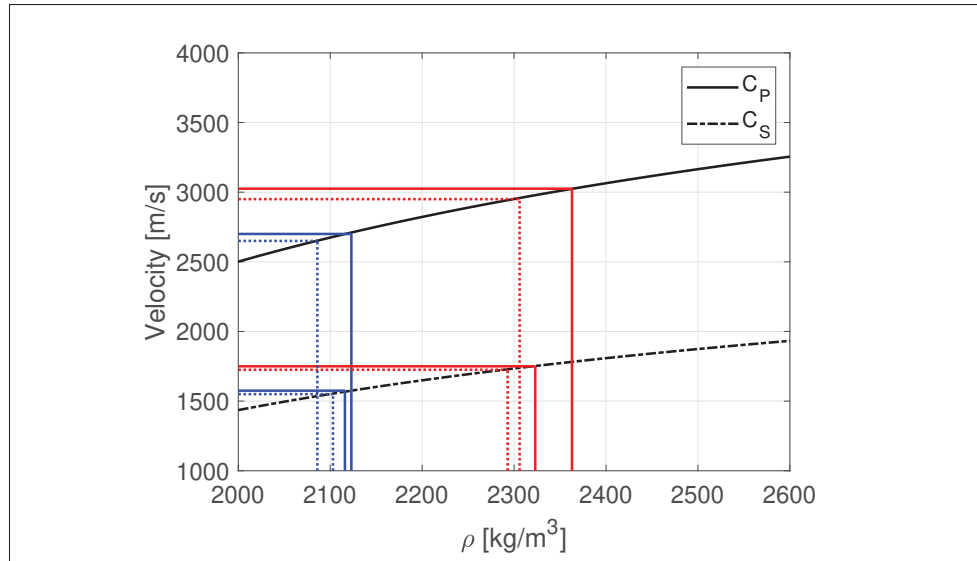


Figure 3.8 Bulk velocities varying with the bulk density of the phantoms cortical material. (Blue lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Osteoporotic phantom cylinder. (Red lines) Inverse values for longitudinal and shear velocities of Healthy phantom cylinder. Full lines depict the inverse values retrieved in the immersed scenario and the dot lines correspond to the free-field case scenario without outside fluid

3.5 Discussion

The cost function was calculated across the multi-dimensional model grid, successfully identifying a global minimum for each acquisition and sample within the cost function landscape. Navigating through five or six dimensions presents a significant computational challenge. Although SAIGA can perform an immersed case calculation in just over a minute, it still requires around 8 days to process all 9216 scenarios. However, since the dataset only needed to be created once, subsequent inversions can now be completed in just a few minutes. Conducting a parameter sweep across a finite set, instead of relying on an optimization search routine, ensures that the global minimum is consistently achieved for each acquisition, removing any need for additional verification or concerns about optimization performance and control settings. However, determining every parameter by using a predetermined grid could lead to concerns about the selected steps for the model's parameters, which could in turn lead to biased results. In

the aforementioned cases, the parameter steps have been chosen in line with the reference value uncertainties, ensuring that each parameter falls within or outside the reference value range.

As mentioned in the previous study from our group (Chaboty *et al.*, 2024), incorporating modal excitability into the cost function was crucial to improve the inversion procedure, significantly reducing the number of relevant modes. This reduction was achieved by weighting modes according to their excitability. By including only a limited number of modes, this approach minimizes data misfits during inversion. This methodology has proven effective in a 2.5D case scenario.

An acceptable level of agreement was obtained between the estimated property values and their corresponding reference measurements for both cases. The study allowed the evaluation of the level of complexity introduced by the viscous fluid layer (accounting for a soft tissue layer) in the dispersion curve extraction. This layer also led to greater relative errors, although they stayed within an acceptable range. The 2.5D model introduced in this study demonstrated its ability to accurately extract the bone phantom cylinders' properties, despite its extensive computation time and the limited database used for the inversion.

Despite a favorable correlation between experimental and simulated results, especially at low frequencies (< 200 kHz) where curves aligned with great accuracy, there are discrepancies in the alignment of experimental and SAIGA-reconstructed dispersion curves at higher frequencies, as shown in Figs. 3.6 and 3.7. Several factors contribute to these differences.

Firstly, the accuracy of the SAIGA simulation-based approach hinges on the precision of the underlying model. Seyfaddini *et al.* (2021b) have demonstrated, through a comparison between SAIGA and the DISPERSE analytical model (Pavlakovic *et al.*, 1997), that the number of degrees of freedom N_{dof} in the model is crucial for obtaining accurate results. While SAIGA remains significantly more efficient than the SAFE method, it still requires a sufficiently large value of N_{dof} to maintain precision. Unfortunately, increasing the accuracy, and therefore the value of N_{dof} , exponentially increases computation time. In the case presented in this manuscript, since the region of interest includes low frequencies, the number of patches of the model and the

order of NURBS basis functions are considered acceptable, knowing that a single case takes around 70 seconds to compute. Doubling the number of elements would result in a simulation time of approximately 15 minutes. As a consequence, it would take around 96 days to process the 9216 cases required for this study, given our current computational capabilities. However, the inversion of the cortical bone phantom has yielded promising outcomes using the selected parameters, potentially indicating improved forecasts if the model's accuracy is enhanced.

Secondly, the complex geometry of cortical bone has been approximated by a cylinder-like structure, making strong assumption of symmetrical conditions. However, as shown in Fig. 3.1(b,c), the actual bone shape is not perfectly symmetric. Therefore, a difference in the simulated shape model and the real experimental geometry can explain such differences at higher frequencies. Nonetheless, estimated thickness and properties are found to be close to the reference ones, as shown in Table 2.3 and 2.4.

The quality of experimental measurements plays an essential role in the inversion process. The curvature of the bone phantoms makes it crucial to align the probe accurately with the laser spots when extracting dispersion curves. Misalignment can lead to significant variations in the results and reduced amplitude. To minimize and mitigate this variation, several acquisitions were performed in succession. However, some variations persist. The cylindrical shape also allows for the propagation of circumferential modes, which can greatly increase the complexity of the inversion. Since the method is intended to be applied to the radius, the bone shape will differ significantly from a cylinder. The elongation in the radius's cross-section will help in suppressing these circumferential modes. This is due to the lack of symmetry in this particular geometry, as can be seen in Fig. 3.9, where a radius-like model is compared to the model used in this manuscript with the reference properties of a healthy cylinder. The asymmetry in the radius leads to fewer propagating modes in the model, making it easier to visualize high-amplitude guided wave modes. This suggests that the inverse process may be less prone to measurement-related fluctuations, particularly in *in-vivo* situations.

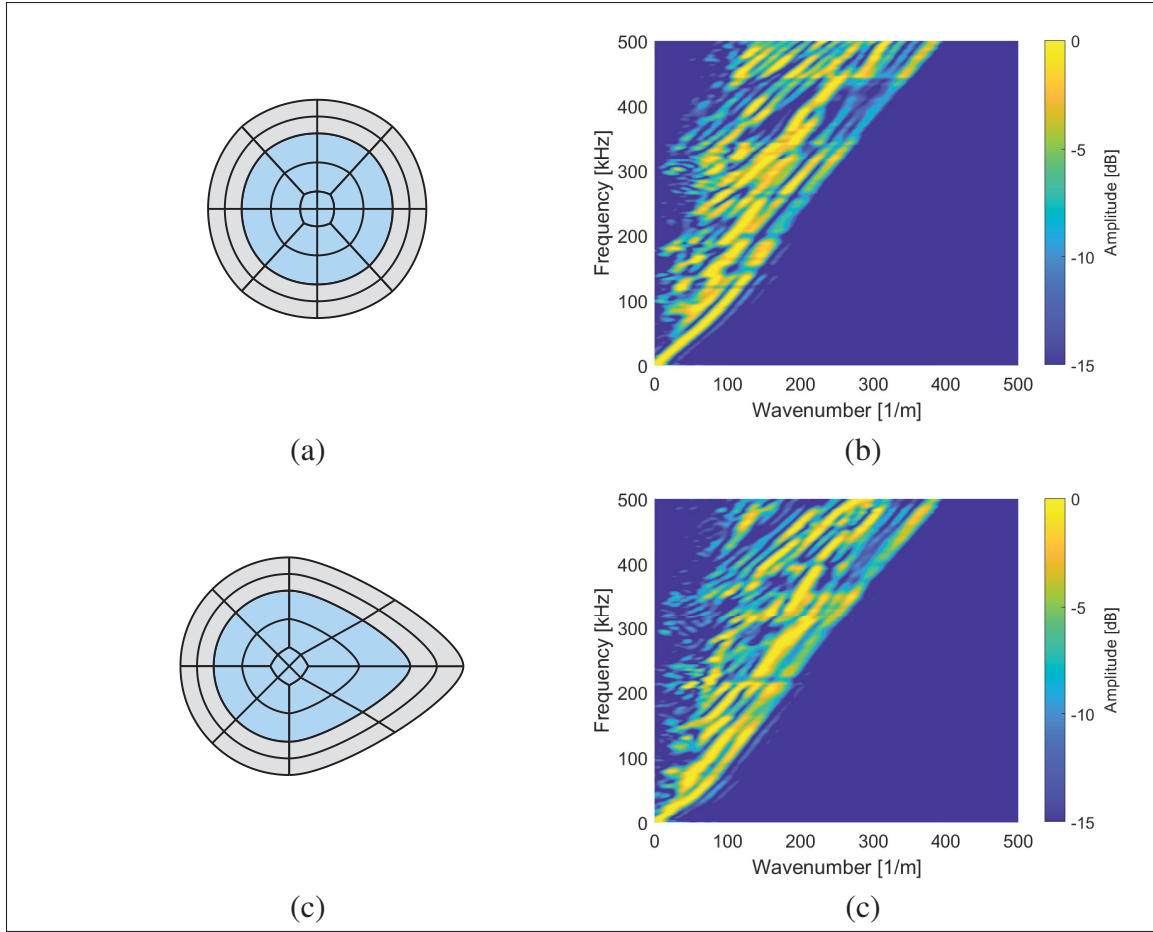


Figure 3.9 Differences between a cylindrical geometry and a radius-like geometry. (a,c) Geometry of the two models. (b,d) Corresponding dispersion curves showing that fewer modes exist in the radius model

3.6 Conclusion

This study focused on the inverse characterization of two bone phantom cylinders filled with soft tissue mimicking material in two-case scenarios : the free-field case mimicking *ex-vivo* like measurements with phantoms in free space, and the second one similar to an *in-vivo* case with bone phantoms immersed in viscous fluid. We emphasized the estimation of four parameters related to the cortical bone layer of the phantoms : the longitudinal and shear velocities C_P and C_S , the thickness h^S , and the radius r^S . A fifth parameter, ρ , was subsequently estimated.

Using a combination of multiple high-excitability mode segments, the proposed SAIGA model achieved successful alignment with the amplitude of experimental dispersion curves.

Using low frequencies in the context of axial transmission of ultrasonic guided waves demonstrated its ability to deduce the properties of bone cortex in an *in-vivo*-like configuration. The implementation of excitability requires fewer modes than other inversion techniques used at high frequencies. The study presented here builds on the work of Chaboty et al. (Chaboty *et al.*, 2024), and offers a promising proof of concept for using the method in a clinical assessment of cortical bone properties. However, a multi-element axial transmission probe must be developed to replace the use of laser measurements, as this technique is too sensitive for human body measurements.

The model will later evolve into a radius-shape bone, as presented in the discussion section. Improvements must be made to the SAIGA algorithm to reduce its computation time in order to increase the parameters resolution afforded by the dataset. The model will shift from an isotropic material to a transversely isotropic medium to better represent the bone cortex. Furthermore, the inversion scheme could be further improved using artificial intelligence (AI) techniques. This would increase its robustness, allowing it to evaluate bone properties based on the dispersion trajectories and amplitudes of guided wave modes within the waveguide. Before clinical testing, particular attention must be given to the development of the overall device. Proper alignment of the probe with the forearm is essential for reliable measurements, necessitating the design of a support system to ensure reproducibility. Additional considerations include the reproducibility of the ultrasound device itself, as well as its certification and manufacturing.

CHAPITRE 4

CONCEPTION D'UNE SONDE MULTIÉLÉMENT POUR LA TRANSMISSION AXIALE D'ONDES GUIDÉES ULTRASONORES DANS L'AVANT-BRAS

4.1 Introduction

Ce chapitre vise à offrir une compréhension approfondie et accessible du brevet présenté dans le Chapitre 5. Alors que le brevet constitue un document technique détaillé et souvent complexe, l'objectif ici est de décomposer et d'expliquer les éléments clés, les innovations technologiques, et les applications pratiques de la sonde multiélément présentée dans le brevet de manière éclairée. Ce chapitre servira donc de guide explicatif, permettant une meilleure compréhension des aspects essentiels du document et d'apprécier sa portée dans le contexte du travail de recherche effectué.

Pour rappel : l'objectif principal de cette thèse est le développement d'un système ultrasonore permettant la transmission ainsi que la réception d'ondes guidées dans la zone du radius afin de déterminer les propriétés mécaniques et géométriques de l'os. Pour ce faire, il a été nécessaire de développer une sonde multiéléments répondant aux trois principaux critères de notre étude qui sont :

1. La transmission axiale d'ondes guidées au travers du radius ;
2. L'utilisation de fréquences inférieures à 500 kHz.
3. Une bande passante du système ultrasonore permettant des mesures de 50 kHz à 500 kHz.

Néanmoins, bien que ce chapitre détaille les différents éléments de cette sonde en adéquation avec des mesures sur le corps humain, le brevet se veut être plus large et l'architecture de la sonde présentée peut s'adapter à d'autres types de matériaux à inspecter (tel que des matériaux composites par exemple) selon le choix des éléments qui la composent.

4.2 Les sondes multiéléments conventionnelles et leurs limitations

4.2.1 Les transducteurs multiéléments

Un transducteur multiéléments est constitué d'une plaque piézoélectrique divisée en plusieurs éléments qui peuvent être commandés individuellement. Sa structure est similaire à celle d'un transducteur conventionnel, étant composée d'une couche de couplage et d'une couche absorbante. Différentes configurations de sondes multiéléments existent, en fonction de la disposition des éléments piézoélectriques. Parmi les configurations les plus répandues, on trouve la sonde linéaire (celle qui nous intéresse ici), mais il existe également des sondes matricielles ou annulaires, courbées (tel que certaines sondes d'imagerie médicale), focalisées, ainsi que d'autres variantes (Drinkwater & Wilcox, 2006). De plus, certaines sondes sont conçues spécifiquement pour s'adapter à la géométrie particulière de certaines pièces dans des applications spécifiques.

Concernant les sondes linéaires, les éléments sont disposés selon un unique axe rectiligne. Il s'agit de la configuration la plus fréquente dans le domaine de l'inspection par ultrasons multiéléments. Les sondes multiéléments linéaires restent les plus faciles à fabriquer en comparaison avec les autres architectures de sondes, mais leurs dimensions sont souvent plus importantes afin d'obtenir une focalisation profonde dans la pièce à inspecter. Leurs caractéristiques se résument aux paramètres suivants :

- Le nombre total d'éléments Nel ;
- L'ouverture de la sonde A ;
- L'élévation des éléments H ;
- Le pas entre chaque centre d'éléments p ;
- La largeur d'un élément e ;
- L'espace entre chaque paire d'élément consécutifs g .

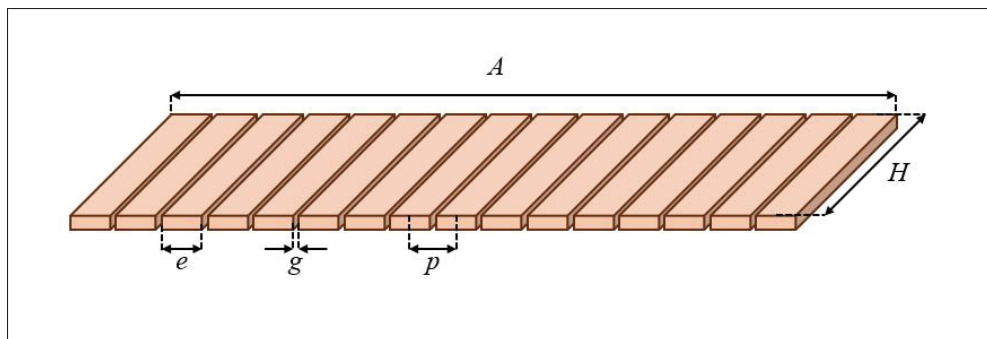


Figure 4.1 Schéma constitutif des caractéristiques d'une sonde multiélément linéaire

4.2.2 Limitations des sondes multiéléments industrielles

Une des principales limitations des sondes industrielles pour leur utilisation dans ce projet réside dans leur fréquence centrale de fonctionnement. En effet, les sondes multiéléments conventionnelles sont principalement conçues pour fonctionner à des fréquences supérieures à 2 MHz (certaines sondes peuvent être réalisées sur demande pour satisfaire des besoins spécifiques et notamment des plus basses fréquences - entre 500 kHz et 1 MHz). Cependant, dans le cadre de cette étude, la fréquence maximale de mesure est limitée à 500 kHz. L'utilisation de sondes industrielles dans ce contexte entraînerait donc une génération et une réception inadéquates des signaux ultrasonores.

Un autre obstacle majeur lié à ces sondes concerne leur architecture. Non seulement les fabricants ne divulguent pas les matériaux utilisés dans leur conception, ce qui complique l'évaluation de la transmission des ondes dans les tissus mous, mais les différents éléments des sondes sont découpés à partir d'une seule céramique piézoélectrique ou piézocomposite, et sont tous reliés à une même couche de couplage. Si cette architecture, relativement simple à concevoir, est parfaitement adaptée à la propagation des ondes de volume, elle se trouve être inadéquate dans le cadre de transmission axiale d'ondes guidées ultrasonores et engendre une propagation interne à la sonde.

Comme expliqué précédemment, la transmission axiale utilise un ou plusieurs émetteurs et récepteurs placés selon un axe linéaire. Des mesures multiples sont ainsi réalisées afin d'extraire les courbes de dispersion permettant d'associer les propriétés dispersives des ondes guidées ultrasonores aux propriétés intrinsèques de la pièce à inspecter. Néanmoins, envoyer un signal à un élément émetteur va entraîner la vibration de ce dernier. Si cet élément n'est pas correctement dissocié des éléments récepteurs, la vibration va se propager de manière interne à la sonde, en particulier via la couche de couplage.

La figure 4.2 fait exemple de ce phénomène avec une sonde industrielle de 64 éléments centrée à 0.5 MHz, une des rares sondes multiéléments dite "basses fréquences". Le signal est émis sur le premier élément et reçu sur les 63 suivants. La figure 4.2(a) représente les résultats par FFT-2D lorsque la sonde est positionnée sur une plaque d'acier. Les courbes rouges représentent les courbes de dispersion théoriques. Plusieurs points sur cette figure sont à noter :

1. La bande passante de la sonde est clairement identifiable entre 0.35 MHz et 0.75 MHz environ, ce qui est trop élevé pour notre application ;
2. Les courbes de dispersion expérimentale s'alignent avec les courbes théoriques ;
3. Un mode ne correspond à aucune courbe théorique (rectangle vert). Cette courbe pourrait correspondre à un mode se propageant de manière interne à la sonde.

Afin de vérifier ce dernier point, une seconde FFT-2D a été réalisée à partir de mesures dans le vide (figure 4.2). La sonde n'est dans ce cas pas posée sur la plaque d'acier. On observe dans ce cas clairement plusieurs modes se propager de manière interne à la sonde, dont un correspondant à celui observé dans le point 3.

Ces différents points limitants des sondes industrielles tendent à montrer le besoin de développer une sonde ultrasonore spécialement conçue pour la transmission axiale à basse fréquence, afin de correspondre aux caractéristiques de notre étude.

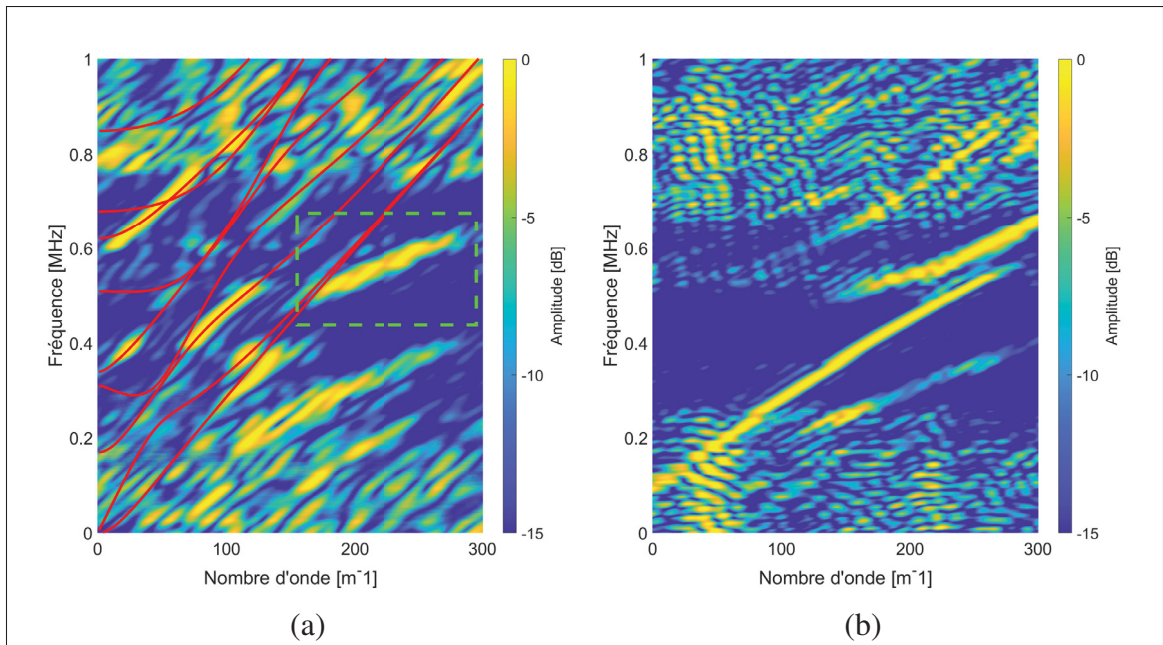


Figure 4.2 Transformées de Fourier 2D obtenues par transmission axiale avec une sonde industrielle centrée à 0.5 MHz. (a) Courbes de dispersion expérimentales obtenues sur une plaque d'acier en comparaison avec les courbes simulées (rouge). (b) Courbes obtenues lorsque la sonde est maintenue dans les airs

4.3 Conception de la sonde mutiélément

4.3.1 Le choix des composants

L'architecture classique d'une sonde ultrasonore a été développée dans la section 1.3.2.2. Afin d'accommoder les différents besoins liés à notre application, la couche absorbante, le matériau piézoélectrique ainsi que la couche de couplage ont dû être choisis de manière adéquate.

4.3.1.1 La couche absorbante

Une couche absorbante se place sur la face arrière de l'élément piézoélectrique (face opposée à la pièce à inspecter). Elle a pour but principal de réduire le ratio d'amplitude de l'élément, qui correspond à l'énergie piégée dans ce dernier après une oscillation. Concrètement ce ratio d'amplitude représente l'amplitude du cycle n par rapport au cycle $n - 1$.

Le choix de cette couche va s'effectuer en termes d'impédance acoustique. Afin de réduire la valeur du ratio d'amplitude, l'impédance acoustique de la couche absorbante doit au minimum être supérieure à une valeur Z_B (Silk, 1984) définie par :

$$Z_B = Z_P \left[1 - 0.3 \left(\frac{Z_P - Z_W}{Z_P + Z_W} \right) \right] \left[1 + 0.3 \left(\frac{Z_P - Z_W}{Z_P + Z_W} \right) \right]^{-1} \quad (4.1)$$

où Z_P et Z_W représentent l'impédance acoustique de l'élément piézoélectrique et de l'eau respectivement.

En principe, cette valeur théorique minimale Z_B sera augmentée afin d'obtenir une impédance acoustique de la couche absorbante similaire à celle de l'élément piézoélectrique. Le matériau le plus couramment utilisé pour cette couche est un mélange de tungstène et d'époxy (Franco & Andrade, 2005). Ce matériau permet d'adapter différentes impédances acoustiques en faisant varier la concentration de poudre de tungstène dans la matrice d'époxy (figure 4.3).

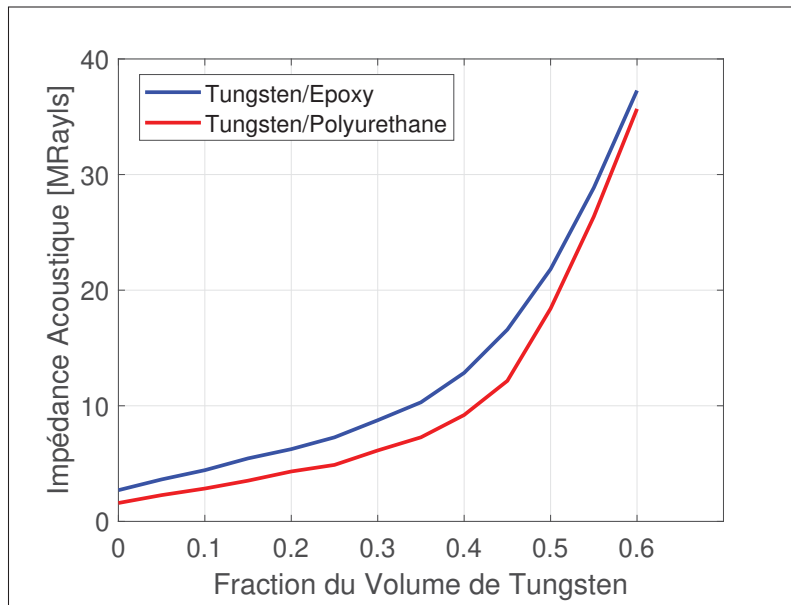


Figure 4.3 Impédance acoustique d'un mélange tungstène/époxy et tungstène/polyuréthane en fonction du volume de tungstène dans le mélange
Adaptée de Franco & Andrade (2005, p. 6)

Dans le cadre de cette étude, le mélange choisi est composé à 95% de tungstène en termes de masse, ce qui correspond à environ 60% du volume du mélange. Cela permet d'obtenir une impédance acoustique autour de 30 MRayls, ce qui permet d'obtenir un faible ratio d'amplitudes W dans le cas d'une céramique PZT (cas le plus contraignant) (Silk, 1984) :

$$W = \left(\frac{Z_P - Z_M}{Z_P + Z_M} \right) \left(\frac{Z_P - Z_B}{Z_P + Z_B} \right) \quad (4.2)$$

où Z_M correspond à l'impédance de la couche de protection (sur l'autre face de l'élément). Ainsi, en considérant du PZT ($Z_P = 33$ MRayls) et de l'eau ($Z_M = 1.5$ MRayls) pour la couche absorbante, on obtient $W = 0.04$ ce qui implique un court temps de réponse et donc une large bande passante de notre sonde.

4.3.1.2 La couche de protection

La couche de protection (ou couche d'adaptation) est positionnée sous la couche piézoélectrique, et assure la correspondance d'impédance entre cette dernière et l'objet à examiner. En effet, l'impédance acoustique de la couche piézoélectrique diffère généralement de celle de l'objet, rendant nécessaire l'utilisation d'une couche d'adaptation pour optimiser la transmission et la réception des ondes ultrasonores. L'efficacité du transducteur est ainsi améliorée grâce à cette correspondance d'impédance. L'impédance acoustique de la couche de protection Z_M est définie par la relation :

$$Z_M = \sqrt{Z_P \times Z_0} \quad (4.3)$$

où Z_P et Z_0 sont l'impédance acoustique de l'élément piézoélectrique et de la pièce ou l'objet à inspecter respectivement.

La couche d'adaptation peut être réalisée à partir de divers matériaux suivant la pièce à inspecter. De plus, il est envisageable d'utiliser plusieurs couches superposées pour une optimisation accrue de la performance du transducteur (Fang *et al.*, 2016).

Dans le cas de notre application, l'objet à inspecter se trouve être un avant-bras humain (ou du moins un fantôme d'avant-bras). Il est donc important de maximiser la transmission de l'onde aux tissus mous qui entourent le radius. L'impédance acoustique de la peau est d'environ 1,76 MRayls et plus généralement l'impédance acoustique des tissus mous est en moyenne de 1,63 MRayls (Mast, 2000; Sarvazyan, 2001). En considérant un matériau piézoélectrique comme le PZT, l'impédance idéale pour notre couche de couplage serait $Z_M = 7,3$ MRayls ce qui se trouve être relativement faible.

Le choix s'est donc porté sur l'EPO-TEK® 301. Ce matériau présente une impédance acoustique de 3,25 MRayls, ce qui peut sembler trop faible en comparaison à l'impédance acoustique idéale. Néanmoins, elle peut être facilement augmentée en ajoutant de l'oxyde d'argent, par exemple.

4.3.1.3 L'élément piézoélectrique

Jusqu'à maintenant, il a été présumé qu'une sonde est composée d'un seul matériau piézoélectrique. Dans la réalité, c'est effectivement le cas, notamment pour les sondes multiéléments industrielles. La configuration de ce type de sonde, où chaque élément peut à la fois être émetteur et récepteur, privilégie donc cette réciprocité dans l'utilisation du matériau.

De nombreux indices ont été proposés au fil du temps afin de caractériser l'efficience en émission et en réception des éléments piézoélectriques. Ainsi Callerame, Tancrèll & Wilson (1979) ont défini les paramètres d'efficience en transmission Y_T et en réception Y_R . Ainsi, il est possible de comparer différents éléments piézoélectriques en fonction de ces paramètres :

Tableau 4.1 Efficiences en transmission et en réception
de différents matériaux piézoélectriques
Tiré de Silk (1984, p. 11)

Matériau	Y_T	Y_R	$Y_T Y_R$
<i>Quartz</i>	1.0	1.0	1.0
<i>LiNbO₃</i>	2.8	0.54	1.51
<i>PZT – 4</i>	65	0.235	15.4
<i>PZT – 5A</i>	70	0.21	14.6
<i>PVDF</i>	6.9	1.35	9.3

D'un point de vue transmission, il semble clair que le PZT-5A offre le meilleur potentiel en tant que matériau pour l'émetteur. Le PZT-5A serait privilégié uniquement pour des raisons d'efficacité, mais le couplage de ce matériau dans des modes radiaux indésirables est important et pourrait nuire à la performance globale. Il est donc important de choisir une géométrie adéquate permettant le bon fonctionnement de l'élément émetteur.

Le PZT-5A présente une fréquence de résonance dans son épaisseur d'1.8 MHz.mm et reste le plus couramment utilisé dans la fabrication de sondes piézoélectriques longitudinales. Il est cependant important de noter que ce matériau est progressivement remplacé par des composites piézoélectriques, moins sujets à la génération de modes transverses. La géométrie d'une sonde multiéléments linéaire impose une taille d'élément relativement petite afin de limiter la taille totale de la sonde.

Les dimensions de l'élément émetteur ne devraient pas dépasser 20x4 mm afin de garder une taille suffisamment petite pour qu'il puisse être intégré à la sonde. Le premier réflexe serait donc d'utiliser un élément PZT-5A de cette dimension avec une épaisseur adéquate permettant une fréquence de résonance appropriée. Dans notre cas, cette fréquence sera autour de 400 kHz. Idéalement, l'épaisseur du PZT serait donc de 4 mm. Cependant, l'impédance d'un tel élément présente plusieurs résonances «parasites» qui viendraient entraver la bonne génération des ondes. Il est de même si l'on réduit la taille de l'élément à 10x2 mm, comme le montre la figure 4.4. Les simulations ont été réalisées à l'aide du logiciel COMSOL Multiphysics.

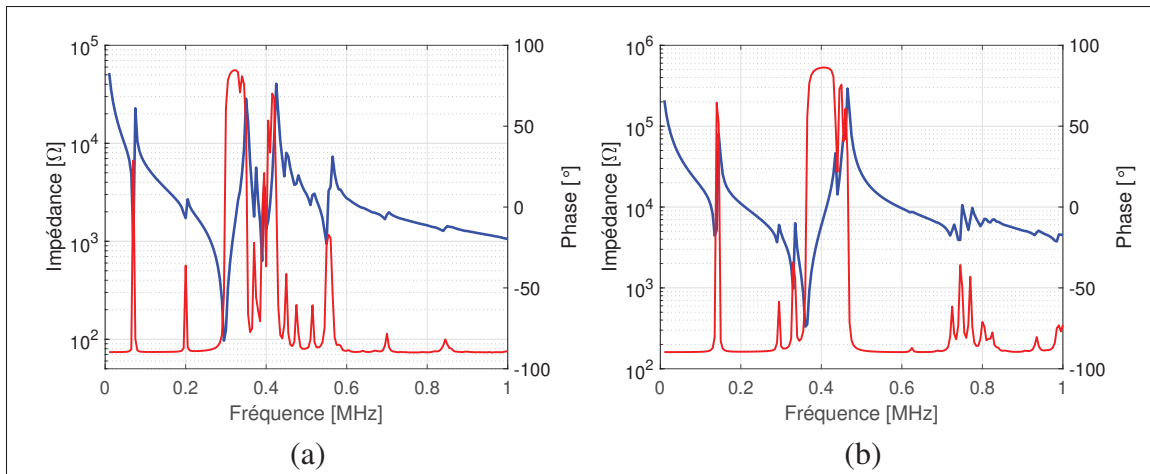


Figure 4.4 Impédance (bleu) et Phase (rouge) d'éléments PZT-5A de dimension (a) 20x4x4 mm et (b) 10x2x4 (mm)

Comme illustré sur la figure, un élément de dimensions 20x4x4 mm présente un nombre significatif de résonances parasites entre 300 kHz et 500 kHz. De même, pour un élément de dimensions 10x2x4 mm, une résonance parasite à 150 kHz viendrait perturber la génération adéquate des ondes à basse fréquence. Pour atténuer ce phénomène, il est possible d'exploiter une résonance transverse de l'élément piézoélectrique. Cette résonance apparaît pour un rapport particulier entre l'épaisseur et la largeur/longueur de l'élément.

Ainsi, en prenant un élément de PZT-5A d'épaisseur $t = 1$ mm pour des dimensions $l \times w = 20 \times 4$ mm, les rapports t/w et t/l génèrent des résonances transverses d'environ 400 kHz et 50 kHz respectivement. La seconde résonance n'est pas problématique, car elle se situe à très basse fréquence et présente une amplitude moindre.

La figure 4.5 montre l'impédance et la phase théoriques d'un élément de ces dimensions, ainsi que les courbes expérimentales correspondantes. Le décalage observé de la fréquence de résonance sur les courbes expérimentales est dû au fait que la largeur réelle de l'élément est légèrement inférieure à celle théorique (3.5 mm au lieu de 4 mm).

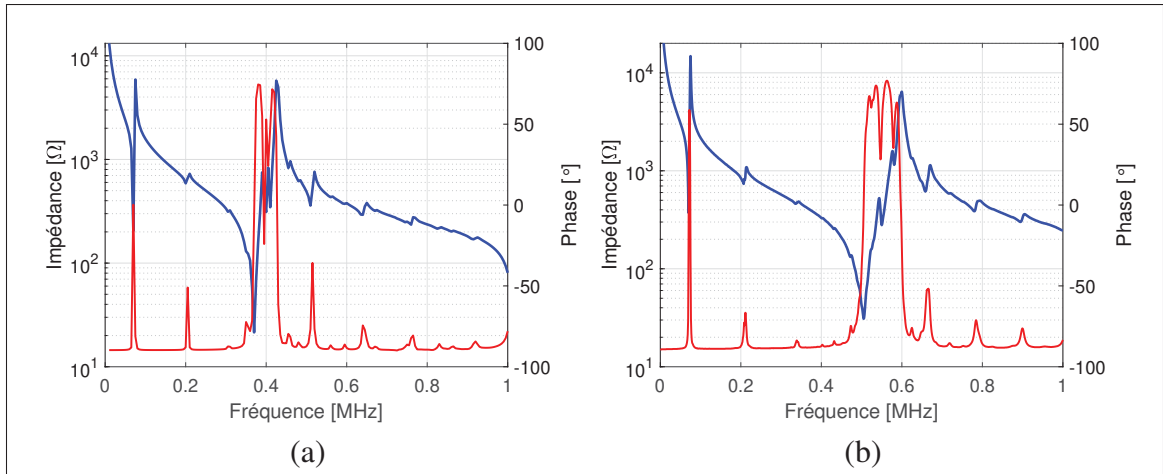


Figure 4.5 (a) Impédance (bleu) et Phase (rouge) théorique d'un élément PZT-5A de dimension 20x4x1 mm. (b) Impédance et Phase expérimentales d'un élément similaire de PZT-5A de dimension 20x3.5x1mm

Une fois l'élément émetteur défini, il est nécessaire de choisir un matériau pour la réalisation du bloc linéaire récepteur. Afin d'obtenir une résolution suffisante dans l'extraction des courbes de dispersion, la largeur de l'élément ne doit pas dépasser 2 mm, sans quoi le nombre d'onde maximal sur nos courbes de dispersion ne pourrait excéder 250 m^{-1} . De plus, comme décrit dans le tableau 4.1, le PZT-5A n'est pas le choix optimal en termes de réception.

Le choix s'est donc porté sur l'utilisation de composites piézoélectriques. Les composites piézoélectriques 1-3 sont devenus le matériau de choix pour de nombreux transducteurs à ultrasons haute performance depuis leur invention par R.E. Newnham à la fin des années 1970 (Uchino, 2017; Galassi, Dinescu, Uchino & Sayer, 2012). Une variété de composites piézoélectriques peut être réalisée en combinant des éléments céramiques piézoélectriques avec un polymère passif tel que l'époxy, ou un polymère actif. Les composites piézoélectriques sont classés en fonction de leur connectivité (par exemple 2-2, 1-3, 0-3, etc.), définie comme le nombre de dimensions à travers lesquelles le matériau est continu. Il est conventionnel que le premier chiffre fasse référence à la phase active piézoélectrique.

Pour la fabrication d'une sonde longitudinale, les composites 1-3 sont privilégiés. Différentes méthodes présentées à la figure 4.6 permettent de produire ces composites piézoélectriques :

- La technologie « 1-3 Dice & Fill » ;
- La technologie « 1-3 Regular Fiber » ;
- La technologie « 1-3 Random Fiber ».

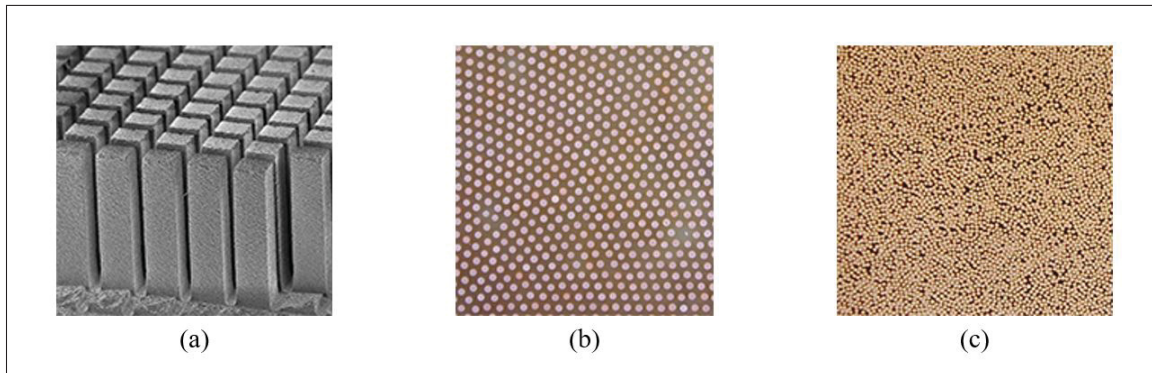


Figure 4.6 Image de technologies composites 1-3 : (a) Dice & Fill, (b) Regular Fiber et (c) Random Fiber

Le choix s'est orienté vers la troisième option. Les composites 1-3, constitués de fibres céramiques piézoélectriques agencées sous forme de tiges PZT, sont distribués de manière aléatoire sur la zone active du composite. Leur fabrication implique l'infiltration d'époxy dans des faisceaux de fibres, suivie de la découpe des blocs cubiques perpendiculairement à l'orientation des fibres. Ce procédé permet une distribution aléatoire des fibres, favorisant une suppression efficace des modes latéraux indésirables, comme le montre la figure 4.7, représentant l'impédance et la phase de 5 tiges de céramique PZT-5A de $250\ \mu\text{m}$ de diamètre et de 4 mm de long dans une matrice d'époxy. De ce fait, le bloc linéaire récepteur sera composé d'une plaque composite 1-3 de 4 mm d'épaisseur.

4.3.2 Tests des composants sur sondes monoéléments

Une fois les différents composants de notre sonde déterminés, plusieurs prototypes monoéléments ont été assemblés afin de perfectionner le processus de fabrication. Cette méthode n'est autre qu'empirique, et demande un nombre conséquent d'itérations avant de parvenir à la bonne recette de fabrication.

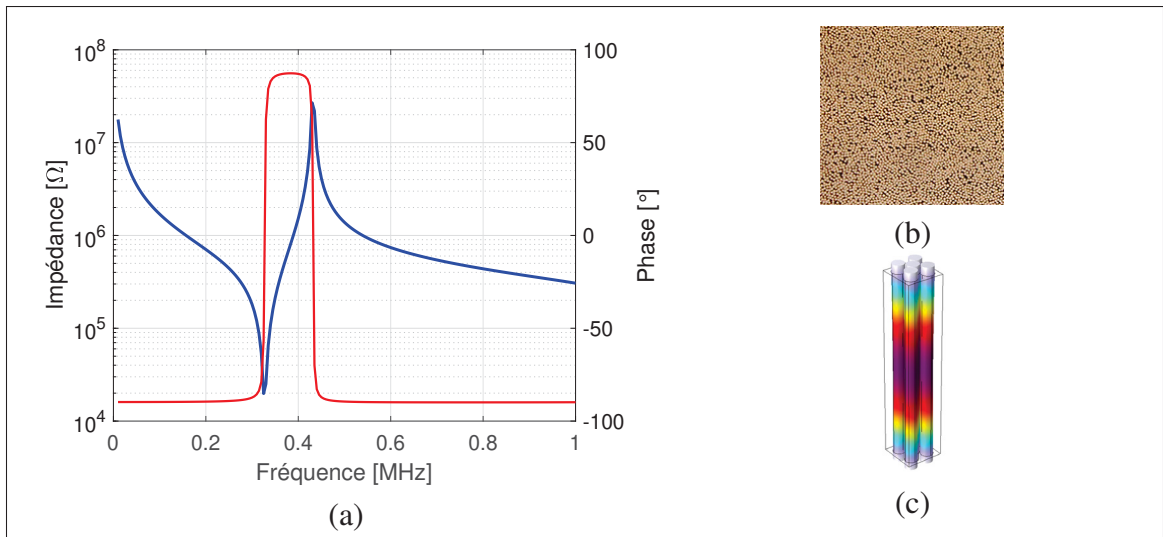


Figure 4.7 (a) Impédance (bleu) et Phase (rouge) théorique de cinq fibres PZT-5A $\varnothing$ 250 μ m et 4 mm de long dans une matrice d'époxy. (b) Image d'un composite 1-3 "Random Fiber". (c) Déformation des 5 fibres de PZT-5A dans la matrice d'époxy

De plus, de par le côté artisanal de la fabrication, la répétabilité d'une sonde à l'autre n'est pas assurée. Cela explique également le nombre d'itérations qu'il a été nécessaire de faire au cours de cette thèse. Au total, 15 sondes monoéléments ont été achevées.

Au cours des différentes itérations, une sonde PZT et une sonde composite ont été sélectionnées pour valider la transmission et la réception des ondes à travers le tissu mou et la couche osseuse corticale. Pour confirmer ces choix, l'amplitude d'émission des deux sondes a été mesurée à l'aide d'un vibromètre laser Polytech OFV-505 (figure 4.9(a)). L'amplitude mesurée pour la sonde PZT s'est avérée supérieure à celle de la sonde composite, ce qui est tout à fait attendu. En effet, le matériau composite, composé à la fois de fibres PZT et de résine époxy, présente des propriétés piézoélectriques moindres par rapport à un matériau PZT pur de même dimension, car la proportion d'éléments PZT dans l'élément est inférieure à 100%.

Cependant, grâce à la disposition des fibres PZT au sein de la matrice époxy, le matériau composite offre une meilleure réception en comparaison à un élément PZT monolithique en

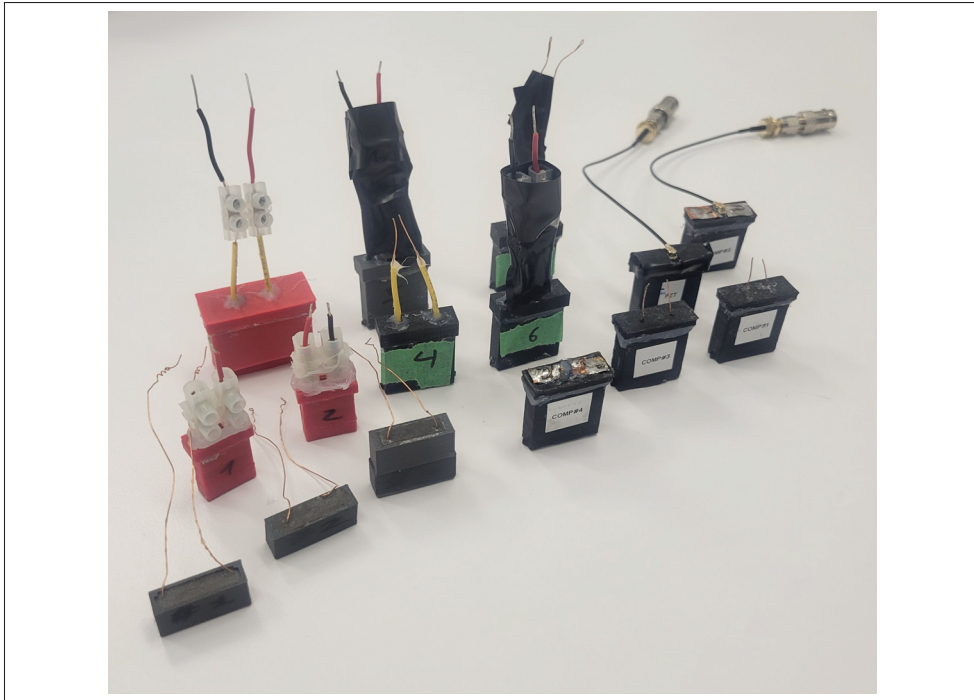


Figure 4.8 Photographie des 15 sondes prototypes monoéléments

raison de la réduction des modes latéraux parasites dans l'élément. Cette propriété confère au composite un avantage significatif dans la réception des ondes ultrasonores.

La transformée de Fourier 2D calculée à partir des acquisitions réalisées à l'aide ces deux sondes sur une plaque fantôme d'os cortical recouverte de tissu mou nous permet d'obtenir des courbes de dispersions qui correspondent aux résultats d'inversion obtenus et présentés dans le Chapitre 2 (figure 4.9(c-d)). Cela confirme donc le bon choix de matériaux pour la fabrication du prototype multiéléments.

4.3.3 Architecture et prototype final

L'architecture de la sonde proposée diffère des configurations habituelles des sondes multiéléments industrielles. Une séparation est introduite entre l'élément émetteur et l'alignement linéaire des éléments récepteurs afin de prévenir toute interaction et propagation d'ondes mécaniques dans la plaque piézoélectrique, comme illustré à la figure 4.10.

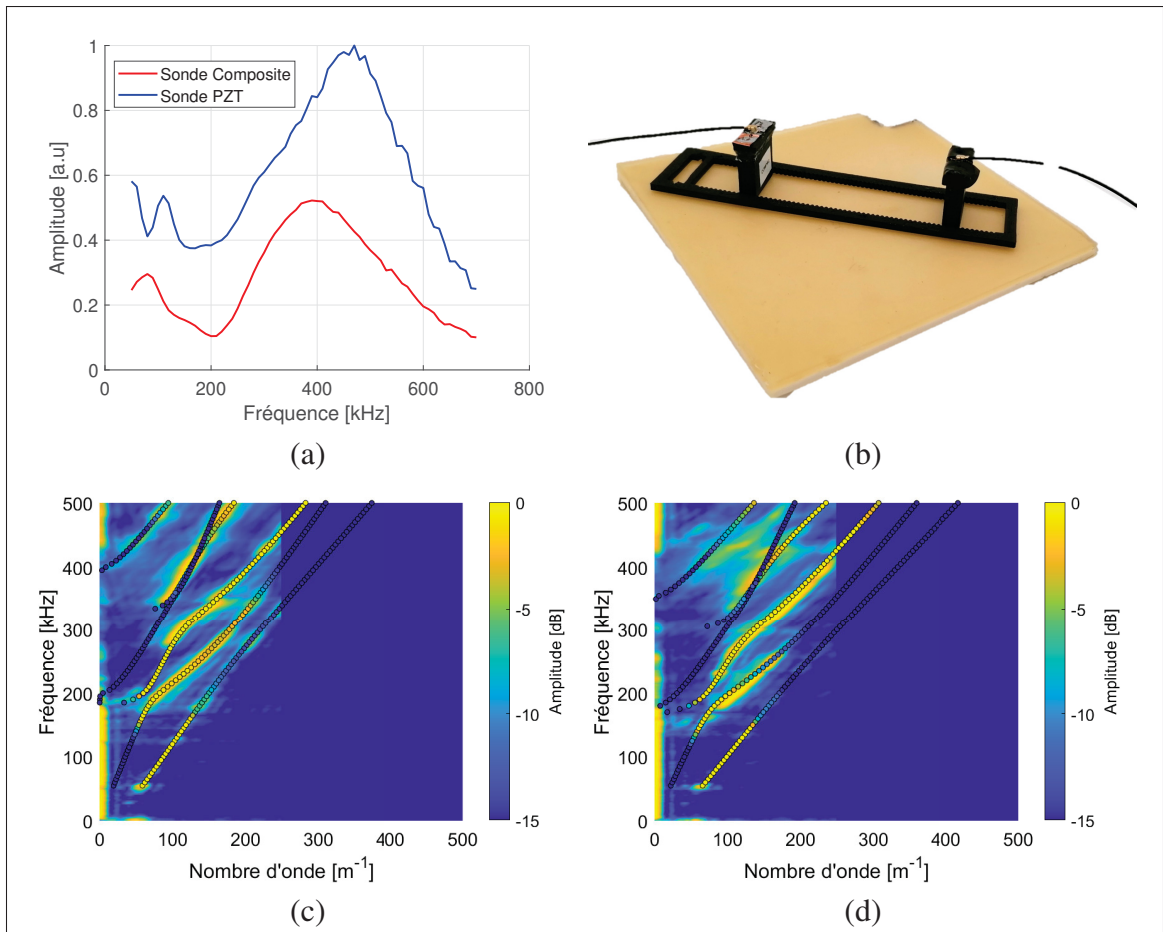


Figure 4.9 (a) Amplitude en émission de la sonde PZT et de la sonde composite. (b) Dispositif expérimental pour transformée de Fourier 2D réalisée avec les deux sondes. Courbes de dispersions obtenues avec la sonde PZT en émission et la sonde composite en réception, superposées avec les résultats d'inversion du chapitre 2 pour (c) la plaque fantôme saine et (d) la plaque fantôme ostéoporotique

Cette séparation, assurée par un espace ou un matériau absorbant, empêche toute propagation interne des ondes. En d'autres termes, cette conception permet d'éviter la propagation d'ondes guidées au sein de la sonde ultrasonore elle-même, ce qui améliore la réception des ondes se propageant dans l'avant-bras et optimise ainsi l'extraction des courbes de dispersion.

Concernant notre prototype, notre plaque piézocomposite de 60 mm par 20 mm a été dans un premier temps collée à la couche d'adaptation, puis découpée en 30 éléments de 2x10 mm. Ces

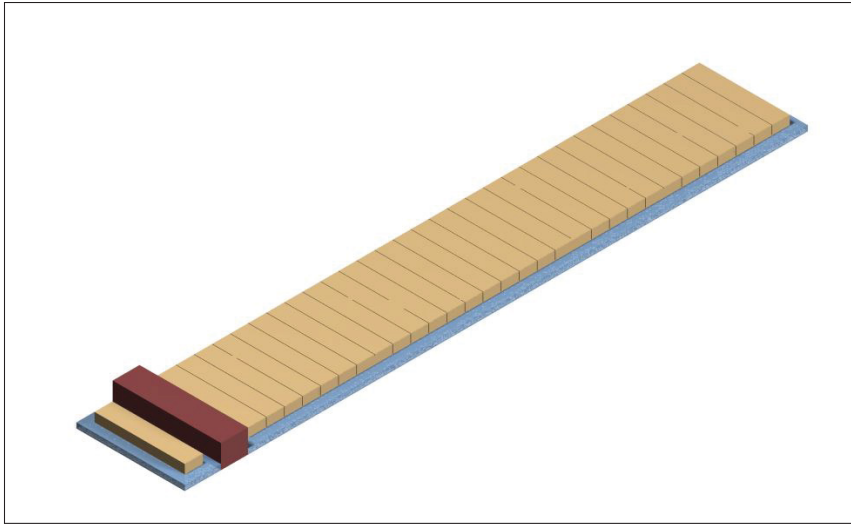


Figure 4.10 Schéma de disposition de l'élément émetteur et des éléments récepteurs dans le prototype de sonde multiélément pour transmission axiale. L'élément en rouge représente le matériau absorbant

découpes ont été effectuées par DISCO Hi-Tec America, Inc à l'aide d'outil de haute précision permettant le découpage de céramique avec de très fines lames.

Ces 30 éléments servent donc de récepteurs pour notre sonde. Afin de valider la bonne découpe et le bon fonctionnement de chaque élément, l'impédance ainsi que la phase ont été mesurées individuellement. Comme on peut le voir sur la figure 4.11(b), l'impédance et la phase restent inchangées entre les éléments, et en cohérence avec les résultats obtenus par simulation présentés à la figure 4.7.

Les différents composants ont par la suite été assemblés afin de composer le prototype final. À ce stade du développement, chaque élément est connecté indépendamment via un circuit imprimé et des connecteurs spécifiques, comme le montre la figure 4.12. Bien que cela ne rentre pas dans le critère de portabilité du système final, ce choix a été fait afin de maximiser le gain de temps de développement.

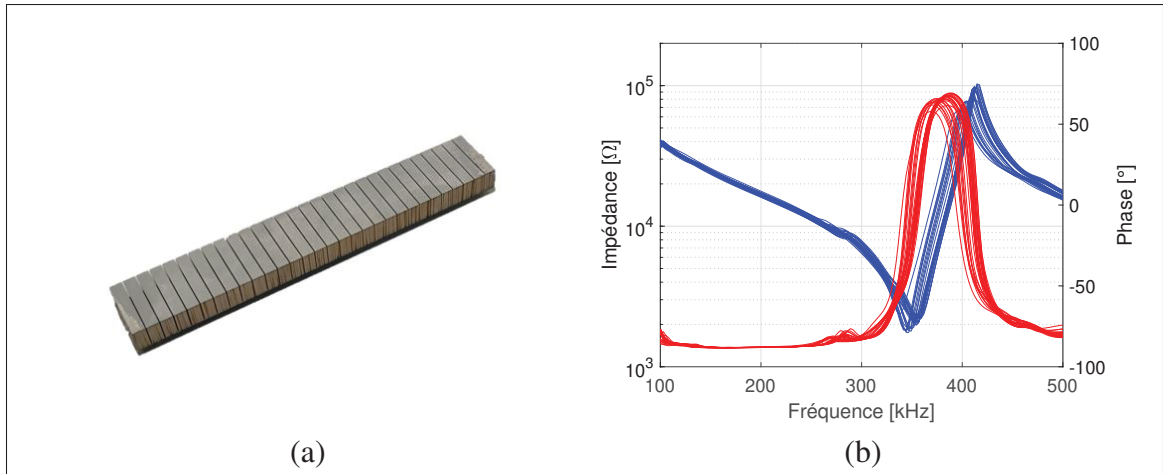


Figure 4.11 (a) Plaque piézocomposite découpée en 30 éléments. (b) Impédances (bleu) et Phases (rouge) expérimentales de chacun des éléments de la plaque

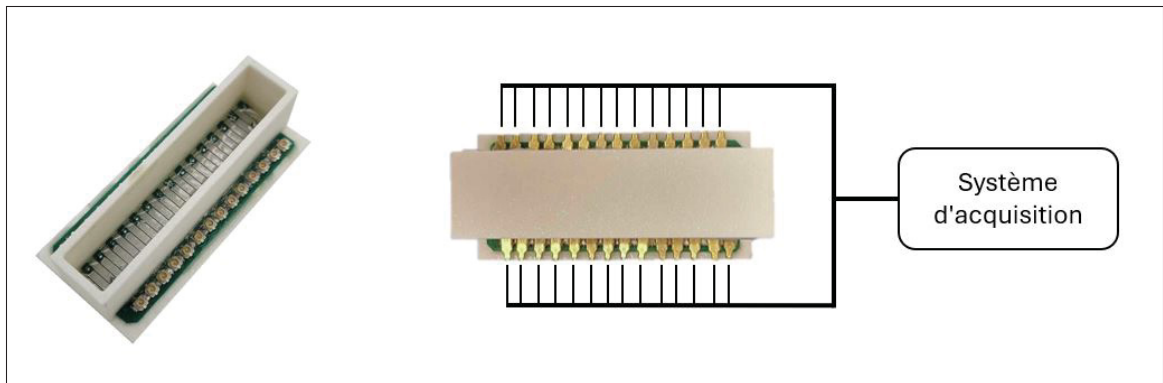


Figure 4.12 Prototype final de la sonde assemblé et connexion des différents éléments avec le système d'acquisition

4.3.4 Extraction des courbes de dispersions expérimentales avec la sonde prototype

Afin d'extraire les courbes de dispersion expérimentales, une série de signaux est envoyée à l'élément émetteur. La fréquence f de chaque signal est répartie de 50 kHz à 600 kHz par intervalles de 50 kHz. Chaque signal comporte un nombre de cycles assurant une bande fréquentielle df à -3 dB de 50 kHz pour le signal émis. Le nombre de cycles cyc est défini par la formule suivante :

$$cyc = \frac{1.5 \times f}{df} \quad (4.4)$$

Cette discrétisation fréquentielle permet une meilleure acquisition des données pour chaque fréquence, assurant une meilleure extraction des courbes de dispersion.

Deux différents systèmes d'acquisition ont été utilisés. Le premier est un Handyscope HS5 de TiePie®. Cet oscilloscope USB permet d'effectuer des émissions codées de type Golay permettant une réduction du bruit lors des mesures, et est entièrement pilotable sous le logiciel Matlab®. Cependant, ce dispositif ne possède qu'un seul canal de réception. Cela implique d'effectuer plusieurs acquisitions les unes à la suite des autres, ajoutant une incertitude non négligeable lors de nos mesures.

Le second dispositif d'acquisition utilisé est le Vantage® 64 LE basses fréquences (Verasonics Inc., Kirkland, WA, USA). Ce système permet une émission haute tension ainsi qu'une acquisition multicanal, permettant l'extraction des courbes de dispersions en une prise, sans risque de déplacer la sonde.

Des mesures ont donc été effectuées sur les deux plaques fantômes : saine et ostéoporotique. Dans un premier temps, le TiePie® a été utilisé afin de mesurer les courbes de dispersion en utilisant uniquement la plaque piézocomposite. Par la suite, le Verasonics a permis d'effectuer des mesures avec la sonde prototype finale. Les résultats sont présentés à la figure 4.13. Les courbes théoriques simulées sont superposées aux courbes expérimentales.

Les résultats obtenus laissent à penser que le potentiel de la sonde à extraire les courbes de dispersion expérimentales est bien présent, bien que des divergences notables puissent être observées avec les courbes de dispersion théoriques. De plus, des axes d'améliorations ont été envisagés et devraient permettre d'améliorer considérablement la qualité des mesures. La couche d'adaptation peut notamment être amincie, car elle agit comme un guide d'onde interne à la sonde, ce qui entraîne la présence de modes parasites dans les courbes de dispersion. Un autre

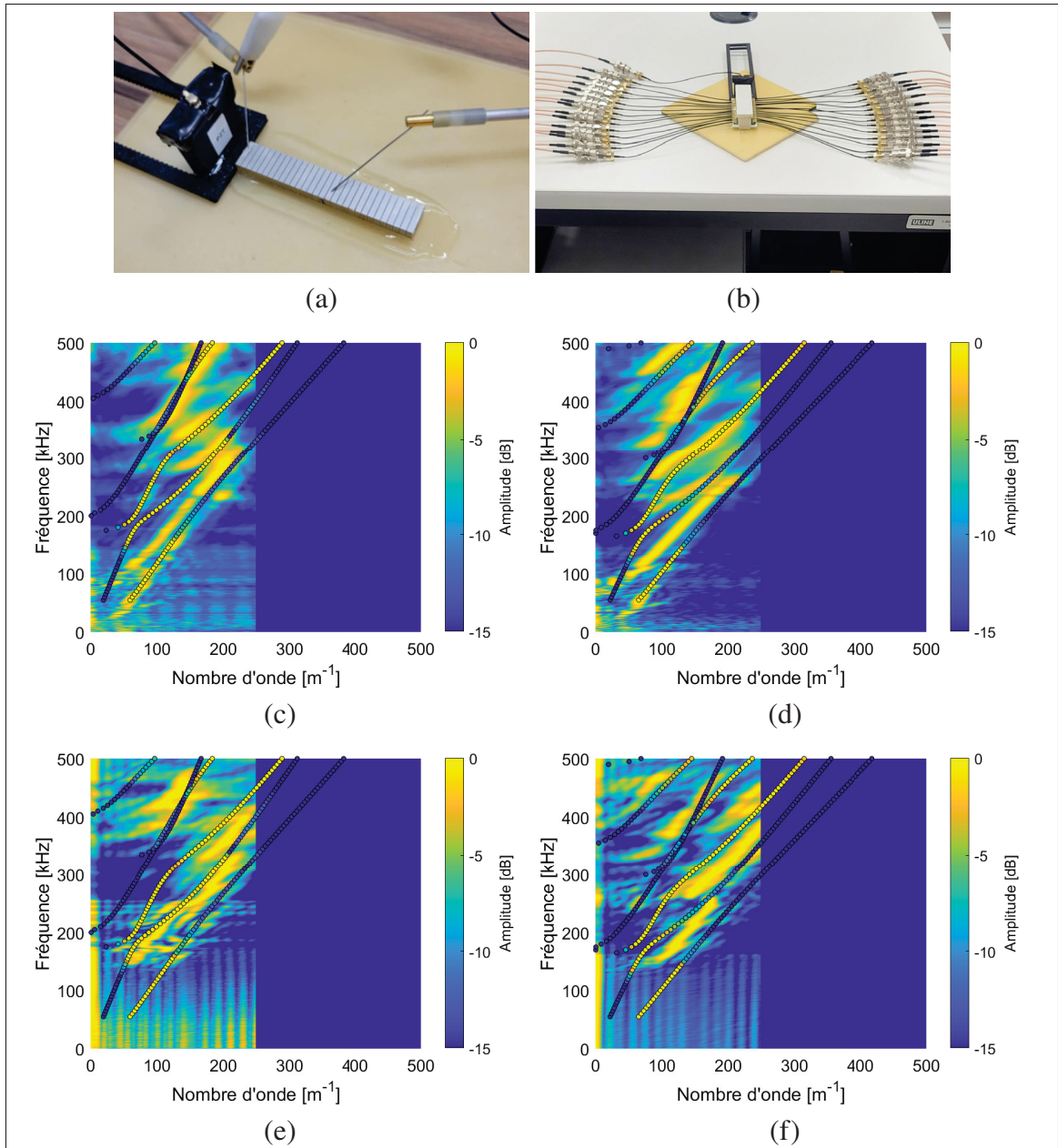


Figure 4.13 (a) Dispositif de mesures utilisant le Handyscope HS5. (b) Dispositif de mesures utilisant le Verasonics. Courbes de dispersions expérimentales obtenues par acquisitions avec le Handyscope HS5 (c-d) et avec le Verasonics (e-f) pour la plaque saine et ostéoporotique respectivement

matériau pourrait également être envisagé, avec une impédance acoustique similaire, mais une vitesse de propagation différente afin de déplacer le mode perturbateur.

CHAPITRE 5

MULTI-ELEMENT ULTRASONIC TRANSDUCER

Aubin Chaboty^{1,2}, Pierre Bélanger^{1,2}

¹ Piezoelectricity and Ultrasonics Technologies and Materials Laboratory at ÉTS (PULÉTS),
1100 Notre-Dame Ouest, Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

²Département de Génie mécanique, École de Technologie Supérieure, 1100 Notre-Dame Ouest,
Montréal, Québec, Canada H3C 1K3

Demande internationale de brevet déposée en Janvier 2024.

5.1 Cross-reference to related applications

[0001] The present application claims the benefit of United States Provisional Patent Application No. 63/625,345 filed on January 26, 2024, the contents of which are hereby incorporated by reference.

5.2 Field

[0002] The improvements generally relate to the field of measurement devices and, more particularly, to multi-element ultrasonic transducers.

5.3 Background

[0003] Ultrasound waves are used to examine objects in a variety of applications, including medical and industrial applications. For instance, in industrial applications, ultrasound waves may be used in non-destructive testing to enable rapid inspections over long distances. In medical applications, ultrasound waves may be used to diagnose various conditions such as osteoporosis. However, the lack of standardized quality control and the heterogeneity in results provided by existing ultrasound techniques limit their use. In addition, existing techniques have proven sensitive to intrinsic properties of biological objects such as soft tissue or bone but fail to access each parameter simultaneously which can result in incomplete diagnosis in medical applications.

[0004] Therefore, there is a need for improvement.

5.4 Summary

[0005] In accordance with one aspect, there is provided a multi-element ultrasonic transducer for examining an object. The transducer comprises a piezoelectric layer comprising at least one emitting element configured to apply to the object input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, and a plurality of receiving elements spaced from the at least one emitting element, the plurality of receiving elements and the at least one emitting element arranged along the longitudinal axis, the plurality of receiving configured to acquire, from the object, acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object.

[0006] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the plurality of receiving elements are formed by cutting through at least part of a thickness of the piezoelectric layer at regular intervals along a length of the piezoelectric layer.

[0007] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the plurality of receiving elements are formed by cutting through between about 90% and about 95% of the thickness of the piezoelectric layer.

[0008] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the plurality of receiving elements are formed by cutting through an entirety of the thickness of the piezoelectric layer.

[0009] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the at least one emitting element is configured to apply the input ultrasound waves along a direction perpendicular to the longitudinal axis.

[0010] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the plurality of receiving elements is arranged in a linear array along the longitudinal axis.

[0011] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the at least one emitting element is spaced from the plurality of receiving elements by a first distance, and further wherein adjacent ones of the plurality of receiving elements are spaced apart by a second distance, the first distance greater than the second distance.

[0012] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the transducer further comprises an absorbing element positioned in a gap between the at least one emitting element and a first one of the plurality of receiving elements, the absorbing element configured to acoustically isolate the at least one emitting element from the plurality of receiving elements.

[0013] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the transducer further comprises at least one matching layer interposed between the piezoelectric layer and the object, the at least one matching layer configured to provide impedance matching between the piezoelectric layer and the object.

[0014] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the transducer further comprises a backing layer coupled to the piezoelectric layer, the backing layer configured to prevent parasitic reflection of the input ultrasound waves.

[0015] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the transducer further comprises electrodes disposed on opposed surfaces of the piezoelectric layer, wherein the at least one emitting element is configured to apply the input ultrasound waves in response to an excitation voltage applied to the electrodes.

[0016] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the transducer further comprises a casing configured to receive the matching layer, the piezoelectric layer, and the backing layer therein.

[0017] In accordance another aspect, there is provided a method for examining an object. The method comprises applying, using at least one emitting ultrasonic transducer element, input ultrasound waves to the object to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, the input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz, acquiring, using a plurality of receiving ultrasonic transducer elements spaced from the at least one emitting ultrasonic transducer element and arranged therewith along the longitudinal axis, acoustic waves from the object, the acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object, processing the acoustic waves to identify at least one characteristic of the object, and outputting an output signal indicative of the at least one characteristic of the object.

[0018] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the input ultrasound waves are applied along a direction perpendicular to the longitudinal axis.

[0019] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, processing the acoustic waves to identify the at least one characteristic of the object comprises generating a signal representation of the acoustic waves, and

[0020] comparing the signal representation of the acoustic waves to a plurality of reference signals to identify the at least one characteristic of the object.

[0021] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, generating the signal representation of the acoustic waves comprises applying a two-dimensional Fast-Fourier Transform to the acoustic waves.

[0022] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, comparing the signal representation of the acoustic waves to the plurality of reference signals comprises minimizing an error function having as inputs the signal representation of the acoustic waves and the plurality of reference signals, and selecting one of the plurality of reference signals based on the minimizing of the error function.

[0023] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the object is a long bone, and further wherein the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one of a geometry, a degradation, and mechanical properties of the bone.

[0024] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the object is a plate-like structure, and the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one quality parameter of the plate-like structure.

[0025] In at least one embodiment in accordance with any previous/other embodiment described herein, the object is a bonded joint, and the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one property of the bonded joint.

[0026] In accordance with yet another aspect, there is provided a system for examining an object. The system comprises a processing unit and a non-transitory computer-readable medium having stored thereon instructions executable by the processing unit for applying, using at least one emitting ultrasonic transducer element, input ultrasound waves to the object to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, the input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz, acquiring, using a plurality of receiving ultrasonic transducer elements spaced from the at least one emitting ultrasonic transducer element and arranged therewith along the longitudinal axis, acoustic waves from the object, the acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object, processing the acoustic waves to identify at least one characteristic of the object, and outputting an output signal indicative of the at least one characteristic of the object.

[0027] Many further features and combinations thereof concerning embodiments described herein will appear to those skilled in the art following a reading of the instant disclosure.

5.5 Description of the figures

[0028] In the figures,

[0029] Fig. 1A is a schematic diagram of an example of a multi-element ultrasonic transducer, in accordance with one embodiment;

[0030] Fig. 1B is an exploded view of the transducer of Fig. 1A, in accordance with one embodiment;

[0031] Figs. 2A, 2B, and 2C are perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 1B, in accordance with one embodiment;

[0032] Fig. 3 is a front view of the piezoelectric layer of Fig. 2B, in accordance with one embodiment;

[0033] Fig. 4 illustrates an example representation of acoustic waves acquired using the transducer of Fig. 1A, in accordance with one embodiment; and

[0034] Fig. 5 is a block diagram illustrating an example computing device, in accordance with one embodiment.

[0035] It will be noted that throughout the appended drawings, like features are identified by like reference numerals.

5.6 Detailed Description

[0036] Fig. 1A and Fig. 1B show an example of a multi-element ultrasonic transducer 100, in accordance with one embodiment. The configuration and orientation of the transducer 100 will be described and illustrated herein in the three-dimensional Euclidean space defined by perpendicular axes x , y , and z . In one embodiment, the transducer 100 is used in medical applications to examine an elongated object 101 of a biological nature, such as biological tissue. For example, the transducer 100 may be used to perform in-vivo measurements in axial

transmission for early diagnosis of osteoporosis through bone quality assessment and fracture risk prediction. In another embodiment, the transducer 100 is used to inspect an object 101 in industrial applications (including, but not limited to in the energy and petrochemical industries). For example, the transducer 100 may be used in non-destructive testing applications, to assess properties of bonded plates or to evaluate the properties of a bonded joint. In this case, the object 101 under inspection may be made of any suitable material. Other embodiments may apply and it should be understood that the transducer 100 may be used for any suitable application.

[0037] As will be described further below, the transducer 100 is configured to emit ultrasound waves into the object 101 for the purpose of examining or inspecting the object 101. The emitted ultrasound waves are referred to herein as “input ultrasound waves” or “input ultrasonic waves”, where the terms “ultrasound” and “ultrasonic” are used interchangeably herein. For this purpose, the transducer 100 is coupled to (e.g., positioned on) the object 101 and oriented along a longitudinal axis A thereof (which is parallel to the x axis). The transducer 100 may be coupled to the object 101 using any suitable coupling means (also referred to as a “coupling medium” or “couplant”) that enables transmission of the input ultrasound waves emitted from the transducer 100 to the object 101 and reception at the transducer 100 of acoustic waves acquired from the object 101. The coupling means may include, but is not limited to, dry coupling (e.g., by the transducer 100 applying pressure on the object 101), liquid coupling (e.g., using fluid, gel, water, oil, cream, or the like), and solid coupling (e.g., using foil).

[0038] As illustrated in Fig. 1A and Fig. 1B, the transducer 100 comprises an active layer 102 (also referred to herein as a “piezoelectric layer”), electrodes 103, a matching layer 104, an absorbing element 105, a backing layer 106, one or more wires 107, and a casing 108. The piezoelectric layer 102, matching layer 104, backing layer 106, and casing 108 are vertically arranged along a central axis B (parallel to the z axis) which is transverse to the longitudinal axis A. While reference is made herein to the transducer 100 being positioned on (i.e. over the object 101) such that the transducer elements (i.e. the piezoelectric layer 102, matching layer 104, backing layer 106, and casing 108) are vertically arranged one on top of the other in the configuration shown in Fig. 1A and Fig. 1B, it should be understood that the orientation may be

reversed. For example, in some applications, the transducer 100 may be positioned underneath the object 101 and ultrasound waves may be applied to the object 101 through a bottom surface (not shown) thereof rather than an upper surface thereof, as illustrated in Fig. 1A. Thus, the use of terms such as “over”, “on”, “overlie”, “underlie” herein should be understood to be for illustrative purposes as the orientation of the transducer elements may vary depending on the application.

[0039] The piezoelectric layer 102 and the matching layer 104 are substantially planar (in a plane defined by the x and y axes) and have an elongated shape, the piezoelectric layer 102 and the matching layer 104 extending along the axis A. In particular, the piezoelectric layer 102 has a top (or upper) face 110a and an opposed bottom surface 110b, and the matching layer 104 has a top (or upper) face 112a and an opposed bottom face 112b. Although the piezoelectric layer 102 and the matching layer 104 are illustrated and described herein as having a rectangular cross-section (when taken in a plane defined by the x and z axes), it should be understood that the transducer 100 may have any other suitable cross-section, such as square.

[0040] The matching layer 104 underlies the piezoelectric layer 102, with the upper face 112a of the matching layer 104 being positioned against the bottom face 110b of the piezoelectric layer 102. Since the acoustic impedance of the piezoelectric layer 102 is typically different from that of the object 101, the matching layer 104 provides an impedance match between the piezoelectric layer 102 and the object 101. In turn, the matching layer 104 improves the efficiency of the transducer 100 to transmit input ultrasound waves into the object 101 and to receive acoustic waves from the object 101.

[0041] In one embodiment, the acoustic impedance of the matching layer 104 is defined as follows :

$$Z_M = \sqrt{Z_{piezo} \times Z_0} \quad (5.1)$$

[0042] where Z_M is the acoustic impedance of the matching layer 104, Z_{piezo} is the acoustic impedance of the piezoelectric layer 102, and Z_O is the acoustic impedance of the object 101. It should however be understood that the characteristics (e.g., acoustic impedance) of the matching layer 104 may be determined using any suitable technique.

[0043] The matching layer 104 may be made of any suitable material and may have any suitable shape. In the illustrated embodiment, the matching layer 104 is a rectangular slab (e.g., a rectangular parallelepiped) that is substantially planar and has a uniform thickness. In one embodiment, the matching layer 104 is made of epoxy, such as a silver-loaded epoxy. For example, the epoxy adhesive EPO-TEK® 301 may be used. While the transducer 100 is illustrated and described herein as having a single matching layer 104, it should be understood that the transducer 100 may comprise multiple matching layers as in 104 (e.g., stacked matching layers).

[0044] The backing layer 106 is coupled (e.g., overlies) the piezoelectric layer 102, such that the piezoelectric layer 102 is interposed between the matching layer 104 and the backing layer 106. The backing layer 106 is used to increase the amount of ultrasound waves radiated to the transducer 100 away from the object 101. In particular, the backing layer 106 is configured to extract the ultrasound waves coming from the piezoelectric layer 102 (i.e. the input ultrasound waves) which do not propagate in the object 101, and to absorb (or attenuate) these ultrasound waves so that they are not reflected back to the piezoelectric layer 102, thereby providing acoustic damping and preventing parasitic reflections of ultrasound waves. The backing layer's wave attenuation property for a given frequency of use, which is defined by the acoustic attenuation coefficient of the backing layer 106, enables the backing layer 106 to absorb the ultrasound waves. The backing layer 106 further provides mechanical support to the transducer 100.

[0045] The backing layer 106 may be made of any suitable material and may have any suitable shape. It should however be understood that, in order for all the ultrasound waves which are not transmitted to the object 101 to be extracted, it is desirable for the backing layer 106 to be made of a material having the same acoustic impedance as the piezoelectric layer 102. In one

embodiment, the backing layer 106 is made of powdered tungsten mixed with epoxy TC-1600 at the acoustic impedance matching volume ratio cured directly onto the piezoelectric layer 102. In the case presented herein, the acoustic impedance of the backing layer 106 is equal to 35 MRayl. Other embodiments may apply.

[0046] The piezoelectric layer 102, the matching layer 104, and the backing layer 106 are enclosed in the casing 108. As can be seen in Fig. 1B, in one embodiment, the casing 108 comprises a supporting member 114a, an enclosure 114b, and a cap 114c which are configured to be arranged along the central axis B and secured to one another using any suitable means (e.g., an adhesive, screws, or the like). The supporting member 114a, enclosure 114b, and cap 114c may be made of any suitable material and manufactured using any suitable technique. In one embodiment, the casing 108 is made of polylactic acid (PLA) and manufactured using 3D printing. Other embodiments may apply.

[0047] The supporting member 114a has a substantially planar shape and is configured to be positioned over the piezoelectric layer 102 (and coupled thereto using any suitable means), with the matching layer 104 underlying the piezoelectric layer 102. In the illustrated embodiment, the supporting member 114a has a rectangular shape and has an aperture 116 formed therein. The aperture 116 is configured to receive the piezoelectric layer 102 therein. In order to ensure that the piezoelectric layer 102 can be snug-fitted in the aperture 116 and securely retained therein, the aperture is shaped and sized to match the shape and size of the piezoelectric layer 102. In this manner, when the supporting member 114a is placed over the piezoelectric layer 102, the top face 110a of the piezoelectric layer 102 is exposed through the aperture 116.

[0048] The enclosure 114b is a hollow prism having a height 'h' and a cross-section (taken along the plane defined by the x and y axes) shaped and sized to substantially match the shape and size of the piezoelectric layer 102. In particular, the width and the length of the enclosure 114b substantially match the width and the length of the piezoelectric layer 102. As used herein, the term "length" refers to the dimension of a given transducer element along the x axis, the term "width" refers to the dimension of the given transducer element along the y axis, and the

term “height” or “thickness” refers to the dimension of the given transducer element along the z axis. In the illustrated embodiment, the enclosure 114b is a prism having a rectangular base (i.e. a rectangular cross-section). The enclosure 114b has a first end face 117a and a second end face 117b opposite the first end face 117a. A central opening 118 is formed in the enclosure 114b and extends from the first end face 117a to the second end face 117b. The central opening 118 is illustratively rectangular and is shaped and sized to match the shape and size of the piezoelectric layer 102. The second end face 117b of the enclosure 114b is coupled (using any suitable means) to the support member 114a (along the central axis B) so that the top face 110a of the piezoelectric layer 102 is exposed through the central opening 118. The enclosure 114b (i.e., inner walls thereof, not shown, which delimit the central opening 118) further encapsulates the backing layer 106 which overlies the piezoelectric layer 102. In one embodiment, when so positioned, the enclosure 114b extends away from the piezoelectric layer 102 by a height ‘h’. The cap 114c is configured to be coupled to (e.g., positioned over) the first end face 117a of the enclosure 114b so as to close the opening 118. When the cap 114c is so coupled, the casing 108 allows for electrical insulation and protection of the components of the transducer 100.

[0049] Referring now to Figs. 2A, 2B, and 2C in addition to Fig. 1A and Fig. 1B, the piezoelectric layer 102 may be made of any suitable material including, but not limited to, a ceramic material such as lead zirconate titanate (or PZT), lead magnesium niobate-lead titanate single crystal (or PMN-PT), piezoelectric polymer (e.g., Polyvinyliden fluoride or PVDF), piezoelectric compositions (e.g., lead-free ceramics), and composites. It should be understood that the choice of the material for the piezoelectric layer 102 defines, in part, the performance of the transducer 100.

[0050] The piezoelectric layer 102 comprises a plurality of individual ultrasonic transducer components 120 (also referred to herein as “transducer elements”). In one embodiment, the piezoelectric layer 102 is plated on its top and bottom surfaces 110a, 110b with a conductive material forming the electrodes 103, such that a conductive electrode 103 is plated on each transducer element 120. In one embodiment, a positive electrode 103 is plated on one side (e.g., the top surface 110a) of the piezoelectric layer 102 and a negative electrode 103 is plated on the

opposite side (e.g., the bottom surface 110b) of the piezoelectric layer 102. Any suitable process (including, but not limited to, a subtractive process, an additive process, etching, physical vapor deposition, etc.) may be used to plate the conductive electrodes 103 and any suitable material (e.g., platinum, chrome, gold) may be used. The electrodes 103 may have any suitable thickness. In one embodiment, the electrodes 103 have a thickness of about 100 nm. The transducer elements 120 are interconnected to enable the transducer 100 to interface with a driver circuit (not shown) through the wires 107. The wires 107 are illustratively bonded to the electrodes 103 using any suitable technique and may comprise coaxial cables, twisted pair cables, or the like. The driver circuit is then configured to apply (through the wires 107 and via the electrodes 103) electrical excitation signals (e.g., an excitation voltage) to each transducer element 120 to operate the latter.

[0051] The ultrasonic transducer elements 120 are disposed in a common plane (defined by the x and y axes of Fig. 2A, with the x axis being parallel to the longitudinal axis A and the y axis being transverse to the longitudinal axis A). In particular, the ultrasonic transducer elements 120 are arranged in a linear (or one-dimensional, 1D) array, along the longitudinal axis A, as illustrated in Fig. 2A. The transducer elements 120 comprise an emitting element 120a and one or more receiving elements 120b spaced from the emitting element 120a. The emitting element 120a and the receiving elements 120b are positioned on the same side of the object 101. Any suitable number of receiving elements 120b may be used. It should be understood that the higher the number of receiving elements 120b, the more accurate the results produced by the transducer 100. However, the higher the number of receiving elements 120b, the larger the dimensions (e.g., the length) of the transducer 100. It is therefore desirable to select the number of receiving elements 120b to maximize accuracy while minimizing the dimensions (e.g., length) of the transducer 100.

[0052] Although reference is made herein to the transducer 100 comprising a single emitting element 120a, it should be understood that, although not illustrated, the transducer 100 may comprise one or more emitting elements as in 120a in some embodiments. In this case, it is desirable for the emitting elements as in 120a to be properly separated from one another (i.e.

spaced by a suitable distance that may vary depending on the application). In some embodiments, a first and a second emitting element as in 120a may be provided, with the first emitting element 120a being positioned adjacent one end of the array of receiving elements 120b and the second emitting element 120a being positioned adjacent the opposite end of the array of receiving elements 120b. This may enable measurement in two directions without requiring the transducer 100 to be moved.

[0053] The piezoelectric layer 102 may have any suitable dimensions, i.e. any suitable length 'l', thickness 't', and width 'w', depending on the application. The length l is defined from the emitting element 120a to a last one of the receiving elements 120b (i.e. the receiving element 120b that is positioned furthest away from the emitting element 120a). A length 'l_R', which is lower than the length l, is defined from a first one of the receiving elements 120b (i.e. the receiving element 120b that is positioned closest to the emitting element 120a) to the receiving element 120b. The thickness t is defined from the top face 110a of the piezoelectric layer 102 to the bottom face 110b of the piezoelectric layer 102. The thickness t may be uniform along the length of the transducer 100. The width w is defined from an edge (or side) 122a of the piezoelectric layer 102 to the opposed edge (or side) 122b of the piezoelectric layer 102. The width w may be uniform such that the emitting element 120a and the receiving element(s) 120b have the same width. It may be desirable for the piezoelectric layer 102 to have a length l between about 30 mm and about 60 mm (for a number of receiving elements 120b between about 30 and 60), a width w between about 5 mm to about 10 mm, and a thickness t between about 0.5 mm to about 4 mm, depending on the application. In one embodiment, the piezoelectric layer 102 has a length l of about 60 mm, a width w of about 10 mm, and a thickness t of about 0.96 mm. Other embodiments may apply.

[0054] Each receiving element 120b has a width dx (referred to herein as the "element width"), and every two adjacent receiving elements 120b are spaced apart by a distance (also referred to as the "pitch") p (shown in Fig. 3), which is the distance between the center of two adjacent receiving elements 120b. The element width dx and the pitch p may have any suitable value. In one embodiment, the element width dx is between about 1 mm and 2 mm and the pitch p is

about 2 mm or less (where the element width dx is given by $dx = p - g$, where g is the width of the gap 124 between adjacent receiving elements 120b, as discussed further below), for a piezoelectric layer having a length between 30 mm and 60 mm. In order to enable extraction of dispersion curves (e.g., by two-dimensional Fast-Fourier Transform (2D-FFT), as will be described further below, or any other suitable technique such as singular value decomposition or SVD), the pitch p is regular (i.e. the receiving elements 120b are spaced by a same distance) along the length of the piezoelectric layer 102. The emitting element 120a is in turn spaced from a first one of the receiving elements 120b (i.e. the receiving element 120b closest to the emitting element 120a) by a distance (or spacing) d , thereby creating a void (or gap) between the emitting elements 120a and the first one of the receiving elements 120b. The value of the spacing d may be selected to be a multiple of the value of the element width dx . The multiple is preferably an integer greater than one (1) such that the spacing d is greater than the element width dx . As such, the emitting element 120a may be spaced from the first one of the receiving elements 120b by a distance d which is equal to the overall width of several adjacent receiving elements 120b. For example, the multiple may be equal to five (5) such that the spacing d is five (5) times the width dx . For example, for an element width dx of 1 mm, the spacing d may be 5 mm. Other embodiments may apply.

[0055] In one embodiment and as can be seen in Fig. 2C, an absorbing element 105 fills the void between the emitting element 120a and the first one of the receiving elements 120b. By separating the emitting element 120a from the receiving elements 120b, acoustic isolation between the transducer elements 120 can be achieved, thus preventing ultrasonic signals from propagating directly between the emitting element 120a and the receiving elements 120b.

[0056] As illustrated in Fig. 3, the receiving elements 120b may be formed by cutting the piezoelectric layer 102 at regular intervals (equal to the pitch p) along its thickness t (i.e. cutting the piezoelectric layer 102 in the transverse direction perpendicular to the longitudinal axis A) to create gaps 124 between adjacent receiving elements 120b. Each gap 124 has a non-zero width g , the value of the gap width g varying depending on the application and being defined by the width of the device used to form the receiving elements 120b (e.g., the blade cutting the piezoelectric

layer 102). It is however desirable for the width g of the gaps 124 to not exceed 0.1 mm. The gaps 124 are formed in the piezo electric layer 102 to prevent mechanical cross-talk between the receiving elements 120b. Any suitable cutting technique including, but not limited to, laser cutting, die cutting, diamond cutting, or the like, may be used to form the receiving elements 120b. In one embodiment, the piezoelectric layer 102 is cut along part of its thickness t , such that the gaps 124 only extend partly through the thickness t by a depth t_1 . In one embodiment, the depth t_1 of cut is between about 90% and about 95% of the overall thickness t of the piezoelectric layer 102. For example, for an overall thickness t of 1 mm, the depth t_1 of cut may be between 0.90 mm and 0.95 mm. Cutting the piezoelectric layer 102 along part of its thickness t may allow for a continuous electrode 103 to be provided on the bottom surface 110b of the piezoelectric layer 102, thus facilitating manufacturing of the transducer 100. It should however be understood that the piezoelectric layer 102 may alternatively be cut along the entirety of its thickness t such that the depth t_1 of cut is equal to the thickness t . It should however be understood that the receiving elements 120b may be formed without any cutting being used. Each receiving element 120b may indeed be separated from adjacent receiving elements 120b by positioning the receiving elements 120b such that they are equally spaced, thereby alleviating the need to cut the piezoelectric layer 102.

[0057] In operation, in response to the excitation voltage applied to the electrodes 103, the emitting element 120a is configured to emit input ultrasound waves for application to the object 101 through the matching layer 104 along the direction indicated by arrow C1 in Figs. 1A and 2C. In one embodiment, the direction C1 is substantially perpendicular to the longitudinal axis A. It should however be understood that the angle between the direction C1 and the longitudinal axis A of the object 101 may vary depending on the application. In biomedical applications, such as when the transducer 100 is used to examine a bone, the soft tissue surrounding the bone acts as a fluid, thus resulting in the input ultrasound waves being emitted at a ninety (90) degree angle (i.e. the direction C1 to be perpendicular to the longitudinal axis A of the bone) into the soft tissue for transmission to the bone. In other applications (e.g., industrial applications), the input ultrasound waves may be emitted in the (x, y) plane (i.e. along a direction C1 substantially

parallel to either the x axis or the y axis) in order to generate a different type of wave in the object 101 under inspection. In addition, controlling (using any suitable means) the angle between the direction C1 and the longitudinal axis A of the object may allow to favor certain propagation mode associated with the ultrasound waves, thus allowing for additional mode selectivity.

[0058] The bandwidth of (i.e. the range of frequencies associated with) the transducer 100 is centered at a low frequency (also referred to as the “transmission center frequency”), which is a frequency lower than or equal to about 500 kHz. As used herein, the term “center frequency” or “central frequency”, when used with reference to an ultrasound wave (e.g., emitted by the transducer 100), refers to the frequency with the strongest amplitude inside the bandwidth of the transducer 100. If the amplitude is constant within the bandwidth, the center frequency corresponds to the frequency in the middle of the bandwidth. The emitting element 120a is thus configured for the application of the input ultrasound waves having a center frequency in the low frequency range, i.e. in a frequency range between about 20 kHz and about 500 kHz. In this manner, it is possible to ensure that the input ultrasound waves penetrate deep into the object 101 for assessing the characteristics of the overall object 101 (rather than characteristics of a localized area of the object 101 as per existing techniques). It should be understood that the frequency range of the input ultrasound waves emitted by the emitting element 120a may vary and may be defined according to the properties and thickness of the object 101. In one embodiment, the input ultrasound waves have a frequency between about 50kHz and about 500 kHz. It should however be understood that other frequencies are considered and any suitable frequency (lower than or equal to about 500 kHz) allowing ultrasonic guided waves to propagate longitudinally through the object 101 may be used. As used herein, the term “ultrasonic guided waves” (or UGW) refers to ultrasound waves which are confined by the boundaries of an elongated structure (e.g., a waveguide), allowing the waves to travel large distances with little loss in energy. Indeed and as understood by those skilled in the art, under the cutoff frequency of the first high order mode, ultrasonic guided waves have the ability to propagate over long distances with minimal attenuation.

[0059] The input ultrasound waves cause ultrasonic guided waves to propagate longitudinally in the object 101, along a direction substantially parallel to the longitudinal axis A (indicated by arrow C2 in Figs. 1A and 2C), a phenomenon referred to herein as “axial transmission”. In other words, the ultrasonic guided waves propagate in a direction that is substantially perpendicular to the direction at which the input ultrasound waves are emitted. The ultrasonic guided waves propagate along the length of the object 101 by a given distance, while being guided by the object’s boundaries. This in turn causes acoustic waves to be generated. The one or more receiving elements 120b are used to acquire the acoustic waves from the object 101. In some embodiments, the receiving elements 120b are configured for acquiring the acoustic waves over any suitable period, as time-domain signals which are indicative of propagation properties of the ultrasonic guided waves propagating through the object 101. In one embodiment, receiving elements 120b that are positioned further away from the emitting element 120a will receive an acoustic wave after receiving elements 120b that are positioned closer to the emitting element 120a.

[0060] The acoustic waves acquired by the receiving elements 120b are then processed, for instance via a processing system 121 communicatively coupled (using any suitable communications means) to the transducer 100. The processing system 121 may be implemented via any suitable computer or other computing device, as appropriate. The processing system 121 acquires from the transducer 100 information relating to the input ultrasound waves emitted by the emitting element 120a and to the acoustic waves acquired by the receiving elements 120b. The processing system 121 is configured for processing the information received from the transducer 100, for instance to assess various characteristics or properties of the object 101, using the propagation properties of the ultrasonic guided waves propagating through the object 101. In particular, following acquisition, the acoustic waves may be processed by the processing system 121 so as to produce a signal representation of the object 101. Such processing may be performed using any suitable technique including, but not limited to, 2D-FFT.

[0061] In one embodiment, the signal representation of the object 101 may be shown as a dispersion curve, comprising a frequency (y-axis) expressed in MHz versus wavenumber (x-axis)

expressed in reciprocal meters ($1/\text{m}$ or m^{-1}), where the wavenumber is the spatial frequency of a wave, measured in cycles per unit distance or radians per unit distance. It should however be understood that such a signal representation is one embodiment for processing the acoustic waves acquired by the receiving elements 120b. Fig. 4 illustrates an example of a signal representation 400, which comprises information on the propagation properties of the ultrasonic guided waves propagating through the object 101. In particular, dispersion curve trajectories 402, which can be seen in Fig. 4, provide information relative to bone material properties and geometry (the object 101 being a bone). The signal representation 400 is thus indicative of various characteristics of the object 101 when compared to reference signals associated with objects of known characteristics (e.g., obtained from a look-up table), as described further below.

[0062] In medical applications, examples of characteristics of the object 101 include intrinsic biological properties of the object 101. For example, the transducer 100 may be placed along a body part over an examined bone (e.g., a long bone such as the arm radius bone or the leg tibia bone) and in contact with the skin, with the emitting element 120a and the receiving elements 120b being positioned on the same side (e.g., anterior or posterior) of the bone. The signal representation 400 may then be indicative of properties of the bone (e.g., cortical thickness, bone shape and other geometrical properties, bone stiffness, bone density, bone elasticity, bone porosity, degradation in bone thickness, material properties, and/or mechanical properties) that allow for cortical bone characterization. In industrial applications, examples of characteristics of the object 101 include, but are not limited to, quality parameters such as component thickness and the presence of defects, or bonded joint properties.

[0063] In order to determine the characteristics of the object 101, the processing system 121 may be configured to compare the signal representation as in 400 to multiple reference signals which may be obtained from experimental data, simulations, or any other suitable source. When a particular reference signal is found to match (e.g., within a given threshold) the signal representation as in 400 or is found to be the closest match of a group of reference signals, the characteristics that produced the particular reference signal can be attributed to the object 101 associated with the signal representation 400. In some embodiments, the processing system 121

implements an error function and minimization of the error function is sought to identify a closest match for the signal representation 400. For example, the processing system 121 may minimize an error function having as inputs the signal representation 400 and the reference signals, and select one of the reference signals based on the minimizing of the error function. Other embodiments may apply. To ensure the matching is based on dispersive properties of ultrasonic wave and their amplitude, the amplitude of the signal representation 400 is of importance.

[0064] Referring now to Fig. 5, a method 500 for examining an object extending along a longitudinal axis using a multi-element ultrasonic transducer, such as the transducer 100 of Fig. 1A, will now be described in accordance with one embodiment. The method 500 may be performed using the processing system 121 of Fig. 1A, which may command or otherwise operate the transducer 100 to perform certain actions, as appropriate.

[0065] At step 502, the method 500 comprises applying input ultrasound waves to the object at low frequencies to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves through the object along the longitudinal axis. The input ultrasound waves may be applied using an emitting ultrasonic transducer element, such as the emitting element 120a of Fig. 2A. The input ultrasound waves applied at step 502 have a center frequency lower than or equal to 500 kHz. The input ultrasound waves may be applied at step 502 at an angle substantially perpendicular to the longitudinal axis of the object (e.g., axis A of Fig. 1A).

[0066] At step 504, the method 500 comprises acquiring acoustic waves produced by the propagation of the ultrasonic guided waves through the object. The acoustic waves may be acquired using one or more receiving ultrasonic transducer elements (such as the receiving elements 120b of Fig. 2A) which are spaced from the emitting ultrasonic transducer element and arranged therewith along the longitudinal axis.

[0067] At step 506, the method 500 comprises processing the acoustic waves to identify at least one characteristic of the object. In some embodiments, processing at step 506 comprises generating a signal representation of the acoustic waves and comparing the signal representation of the acoustic waves to a plurality of reference signals to identify the at least one characteristic

of the object. The signal representation of the acoustic waves may be generated by applying a 2D-FFT to time-domain signals representative of the acoustic waves. The signal representation of the acoustic waves may be compared to the plurality of reference signals by minimizing an error function having as inputs the signal representation of the acoustic waves and the plurality of reference signals, and selecting one of the plurality of reference signals based on the minimizing of the error function.

[0068] At step 508, the method 500 comprises outputting an output signal indicative of the at least one characteristic of the object. As used herein, outputting of the output signal may comprise outputting to a display device or other suitable output device (e.g., associated with the processing system 121) or to another computing device and/or processing system, which may be local or remote to the processing system 121. The output signal may be output by the processing system 121 for presentation to an operator on a display, for storage in a data store or other repository, or the like. In medical applications where the object is a long bone, the at least one characteristic comprises at least one of a geometry, a degradation, and mechanical properties of the bone. In industrial applications where the object is a plate-like structure, the at least one characteristic comprises at least one quality parameter (e.g., component thickness and/or presence of defects) of the plate-like structure.

[0069] Fig. 6 is a schematic diagram of a computing device 600, exemplary of an embodiment. As depicted, computing device 600 includes at least one processing unit (or processor) 602, memory 604 storing instructions 606, and at least one I/O interface (illustrated as ‘Inputs’ and ‘Outputs’). The computing device 600 may be used to implement the processing system 121 of Fig. 1A. For simplicity, only one computing device 600 is shown but more computing devices 600 operable to access remote network resources and exchange data may apply. The computing devices 600 may be the same or different types of devices. The elements of the computing device 600 may be connected in various ways including directly coupled, indirectly coupled via a network, and distributed over a wide geographic area and connected via a network (which may be referred to as “cloud computing”).

[0070] Each processing unit 602 may be, for example, any type of general-purpose microprocessor or microcontroller, a digital signal processing (DSP) processor, an integrated circuit, a field programmable gate array (FPGA), a reconfigurable processor, a programmable read-only memory (PROM), or any combination thereof. [0071] Memory 604 may include a suitable combination of any type of computer memory that is located either internally or externally such as, for example, random-access memory (RAM), read-only memory (ROM), compact disc read-only memory (CDROM), electro-optical memory, magneto-optical memory, erasable programmable read-only memory (EPROM), and electrically-erasable programmable read-only memory (EEPROM), Ferroelectric RAM (FRAM) or the like.

[0072] The I/O interface enables the computing device 600 to interconnect with one or more input devices, such as a keyboard, mouse, camera, touch screen and a microphone, or with one or more output devices such as a display screen and a speaker. Additionally, the I/O interface may facilitate the exchange of information and/or commands between the processing system 121, when implemented via the computing device 600, and the transducer 100.

[0073] In some embodiments, the computing device 600 includes one or more network interfaces to enable the computing device 600 to communicate with other components, to exchange data with other components, to access and connect to network resources, to serve applications, and perform other computing applications by connecting to a network (or multiple networks) capable of carrying data including the Internet, Ethernet, plain old telephone service (POTS) line, public switch telephone network (PSTN), integrated services digital network (ISDN), digital subscriber line (DSL), coaxial cable, fiber optics, satellite, mobile, wireless (e.g. Wi-Fi, WiMAX), SS7 signaling network, fixed line, local area network, wide area network, and others, including any combination of these.

[0074] Compared to existing techniques, the systems and methods described herein may, in some embodiments, allow to improve measurement accuracy and accordingly achieve more precise determination of the characteristics of the object under examination. In particular, in medical applications such as the diagnosis and prevention of osteoporosis, applying the input

ultrasound waves for axial transmission at low frequencies (i.e. below 500 kHz) may allow for the ultrasound waves to penetrate deeper into the bone, thus allowing for various properties of the entire bone (e.g., geometry, degradation in bone thickness, and mechanical properties of the cortical region) to be assessed. In contrast, existing techniques typically apply input ultrasound waves at high frequencies (i.e. in the MHz range), which may only allow to assess properties (e.g., porosity and cortical geometry) of a localized area of the bone near the surface. This may in turn prove insufficient to assess the risk of fracture. In addition, the configuration of the proposed multi-element ultrasonic transducer allows for the device to be portable, which may result in facilitated use on the field. Furthermore, the costs associated with the overall measurement system can be reduced using the proposed ultrasonic transducer.

[0075] Throughout the present discussion, numerous references may be made regarding servers, services, interfaces, portals, platforms, or other systems formed from computing devices. It should be appreciated that the use of such terms is deemed to represent one or more computing devices having at least one processor configured to execute software instructions stored on a computer readable tangible, non-transitory medium. For example, a server can include one or more computers operating as a web server, database server, or other type of computer server in a manner to fulfill described roles, responsibilities, or functions.

[0076] Various embodiments may be in the form of a software product. The software product may be stored in a non-volatile or non-transitory storage medium, which can be a compact disk read-only memory (CD-ROM), a USB flash disk, or a removable hard disk. The software product includes a number of instructions that enable a computer device (personal computer, server, or network device) to execute the methods provided by the embodiments.

[0077] The embodiments described herein are implemented by physical computer hardware, including computing devices, servers, receivers, transmitters, processors, memory, displays, and networks. The embodiments described herein provide useful physical machines and particularly configured computer hardware arrangements. The embodiments described herein are directed to electronic machines and methods implemented by electronic machines adapted for processing

and transforming electromagnetic signals which represent various types of information. The embodiments described herein pervasively and integrally relate to machines, and their uses; and the embodiments described herein have no meaning or practical applicability outside their use with computer hardware, machines, and various hardware components. Substituting the physical hardware particularly configured to implement various acts for non-physical hardware, using mental steps for example, may substantially affect the way the embodiments work. Such computer hardware limitations are clearly essential elements of the embodiments described herein, and they cannot be omitted or substituted for mental means without having a material effect on the operation and structure of the embodiments described herein. The computer hardware is essential to implement the various embodiments described herein and is not merely used to perform steps expeditiously and in an efficient manner.

[0078] For example, and without limitation, the computing device 500 may be a server, network appliance, embedded device, computer expansion module, personal computer, laptop, personal data assistant, cellular telephone, smartphone device, ultra-mobile personal computer (UMPC) tablets, video display terminal, gaming console, electronic reading device, and wireless hypermedia device or any other computing device capable of being configured to carry out the methods described herein.

[0079] The present disclosure provides many example embodiments. Although each embodiment represents a single combination of inventive elements, other examples may include all possible combinations of the disclosed elements. Thus if one embodiment comprises elements A, B, and C, and a second embodiment comprises elements B and D, other remaining combinations of A, B, C, or D, may also be used.

[0080] The term “connected” or “coupled to” may include both direct coupling (in which two elements that are coupled to each other contact each other) and indirect coupling (in which at least one additional element is located between the two elements).

[0081] Although the embodiments have been described in detail, it should be understood that various changes, substitutions and alterations can be made herein without departing from the

scope as defined by the appended claims. It should be understood that the examples described above and illustrated herein are intended to be exemplary only.

[0082] Moreover, the scope of the present application is not intended to be limited to the particular embodiments of the process, machine, manufacture, composition of matter, means, methods and steps described in the specification. As one of ordinary skill in the art will readily appreciate from the disclosure of the present invention, processes, machines, manufacture, compositions of matter, means, methods, or steps, presently existing or later to be developed, that perform substantially the same function or achieve substantially the same result as the corresponding embodiments described herein may be utilized. Accordingly, the appended claims are intended to include within their scope such processes, machines, manufacture, compositions of matter, means, methods, or steps. Additionally, the scope of the following claims should not be limited by the embodiments set forth in the examples, but should be given the broadest reasonable interpretation consistent with the description as a whole.

5.7 What is claimed is :

1. A multi-element ultrasonic transducer for examining an object, the transducer comprising :
 - a piezoelectric layer comprising :
 - at least one emitting element configured to apply to the object input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object ; and
 - a plurality of receiving elements spaced from the at least one emitting element, the plurality of receiving elements and the at least one emitting element arranged along the longitudinal axis, the plurality of receiving configured to acquire, from the object, acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object.
2. The transducer of claim 1, wherein the plurality of receiving elements are formed by cutting through at least part of a thickness of the piezoelectric layer at regular intervals along a length of the piezoelectric layer.

3. The transducer of claim 2, wherein the plurality of receiving elements are formed by cutting through between about 90% and about 95% of the thickness of the piezoelectric layer.
4. The transducer of claim 2, wherein the plurality of receiving elements are formed by cutting through an entirety of the thickness of the piezoelectric layer.
5. The transducer of any one of claims 1 to 4, wherein the at least one emitting element is configured to apply the input ultrasound waves along a direction perpendicular to the longitudinal axis.
6. The transducer of any one of claims 1 to 5, wherein the plurality of receiving elements is arranged in a linear array along the longitudinal axis
7. The transducer of any one of claims 1 to 6, wherein the at least one emitting element is spaced from the plurality of receiving elements by a first distance, and further wherein adjacent ones of the plurality of receiving elements are spaced apart by a second distance, the first distance greater than the second distance.
8. The transducer of claim 7, further comprising an absorbing element positioned in a gap between the at least one emitting element and a first one of the plurality of receiving elements, the absorbing element configured to acoustically isolate the at least one emitting element from the plurality of receiving elements.
9. The transducer of any one of claims 1 to 8, further comprising at least one matching layer interposed between the piezoelectric layer and the object, the at least one matching layer configured to provide impedance matching between the piezoelectric layer and the object.
10. The transducer of any one of claims 1 to 9, further comprising a backing layer coupled to the piezoelectric layer, the backing layer configured to prevent parasitic reflection of the input ultrasound waves.
11. The transducer of any one of claims 1 to 10, further comprising electrodes disposed on opposed surfaces of the piezoelectric layer, wherein the at least one emitting element is configured to apply the input ultrasound waves in response to an excitation voltage applied to the electrodes.
12. The transducer of any one of claims 1 to 11, further comprising a casing configured to receive the matching layer, the piezoelectric layer, and the backing layer therein.

13. A method for examining an object, the method comprising :
 - applying, using at least one emitting ultrasonic transducer element, input ultrasound waves to the object to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, the input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz ;
 - acquiring, using a plurality of receiving ultrasonic transducer elements spaced from the at least one emitting ultrasonic transducer element and arranged therewith along the longitudinal axis, acoustic waves from the object, the acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object ;
 - processing the acoustic waves to identify at least one characteristic of the object ; and
 - outputting an output signal indicative of the at least one characteristic of the object.
14. The method of claim 13, wherein the input ultrasound waves are applied along a direction perpendicular to the longitudinal axis.
15. The method of claim 13 or 14, wherein processing the acoustic waves to identify the at least one characteristic of the object comprises :
 - generating a signal representation of the acoustic waves ; and
 - comparing the signal representation of the acoustic waves to a plurality of reference signals to identify the at least one characteristic of the object.
16. The method of claim 15, wherein generating the signal representation of the acoustic waves comprises applying a two-dimensional Fast-Fourier Transform to the acoustic waves.
17. The method of claim 15 or 16, wherein comparing the signal representation of the acoustic waves to the plurality of reference signals comprises minimizing an error function having as inputs the signal representation of the acoustic waves and the plurality of reference signals, and selecting one of the plurality of reference signals based on the minimizing of the error function.
18. The method of any one of claims 13 to 17, wherein the object is a long bone, and further wherein the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one of a geometry, a degradation, and mechanical properties of the bone.

19. The method of any one of claims 13 to 17, wherein the object is a plate-like structure, and further wherein the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one quality parameter of the plate-like structure.
20. The method of any one of claims 13 to 17, wherein the object is a bonded joint, and further wherein the acoustic waves are processed to identify the at least one characteristic comprising at least one property of the bonded joint.
21. A system for examining an object, the system comprising :
 - a processing unit ; and
 - a non-transitory computer-readable medium having stored thereon instructions executable by the processing unit for :
 - applying, using at least one emitting ultrasonic transducer element, input ultrasound waves to the object to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, the input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz ;
 - acquiring, using a plurality of receiving ultrasonic transducer elements spaced from the at least one emitting ultrasonic transducer element and arranged therewith along the longitudinal axis, acoustic waves from the object, the acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves through the object ;
 - processing the acoustic waves to identify at least one characteristic of the object ; and
 - outputting an output signal indicative of the at least one characteristic of the object.

5.8 Abstract

A multi-element ultrasonic transducer for examining an object comprises a piezoelectric layer comprising at least one emitting element configured to apply to the object input ultrasound waves having a center frequency lower than or equal to 500 kHz to cause a longitudinal propagation of ultrasonic guided waves along a longitudinal axis of the object, and a plurality of receiving elements spaced from the at least one emitting element, the plurality of receiving elements and the at least one emitting element arranged along the longitudinal axis, the plurality of receiving

elements configured to acquire, from the object, acoustic waves produced by the longitudinal propagation of the ultrasonic guided waves.

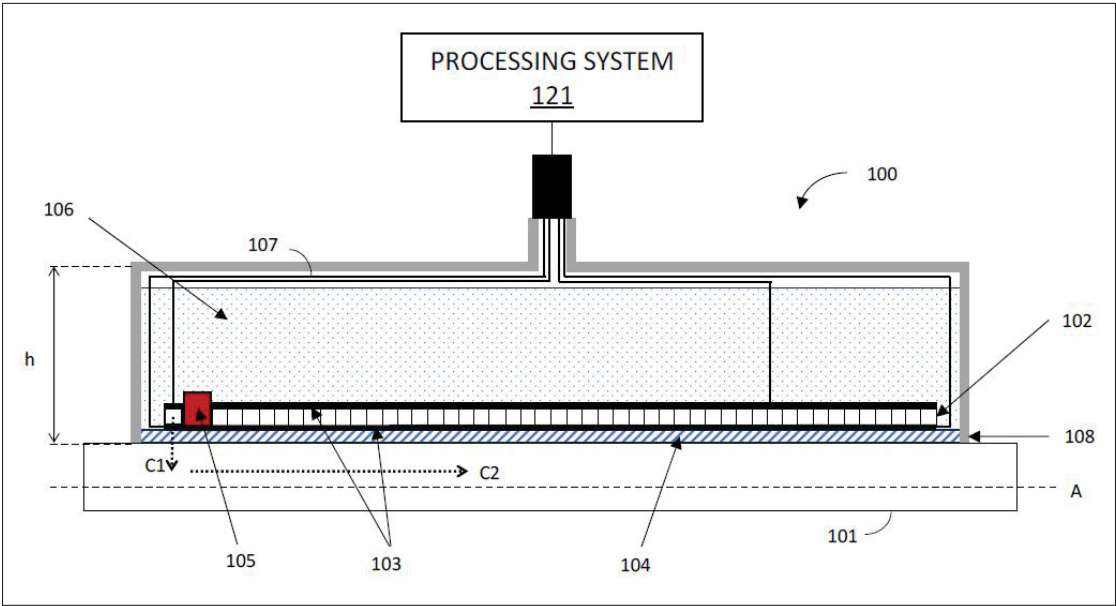


Figure 5.1 Schematic diagram of an example of a multi-element ultrasonic transducer

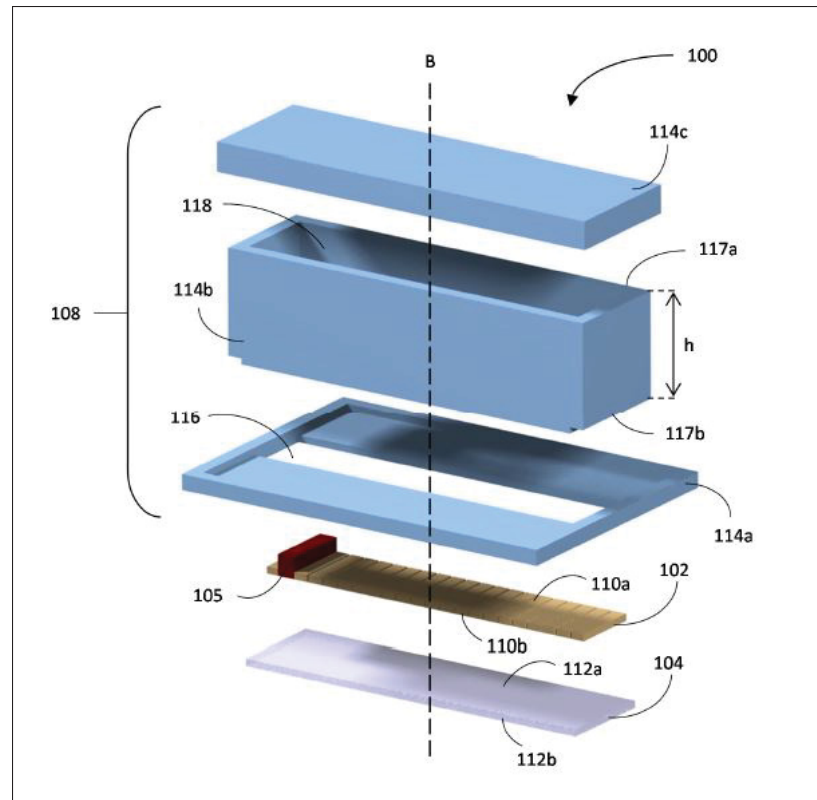


Figure 5.2 Exploded view of the transducer of Fig. 5.1

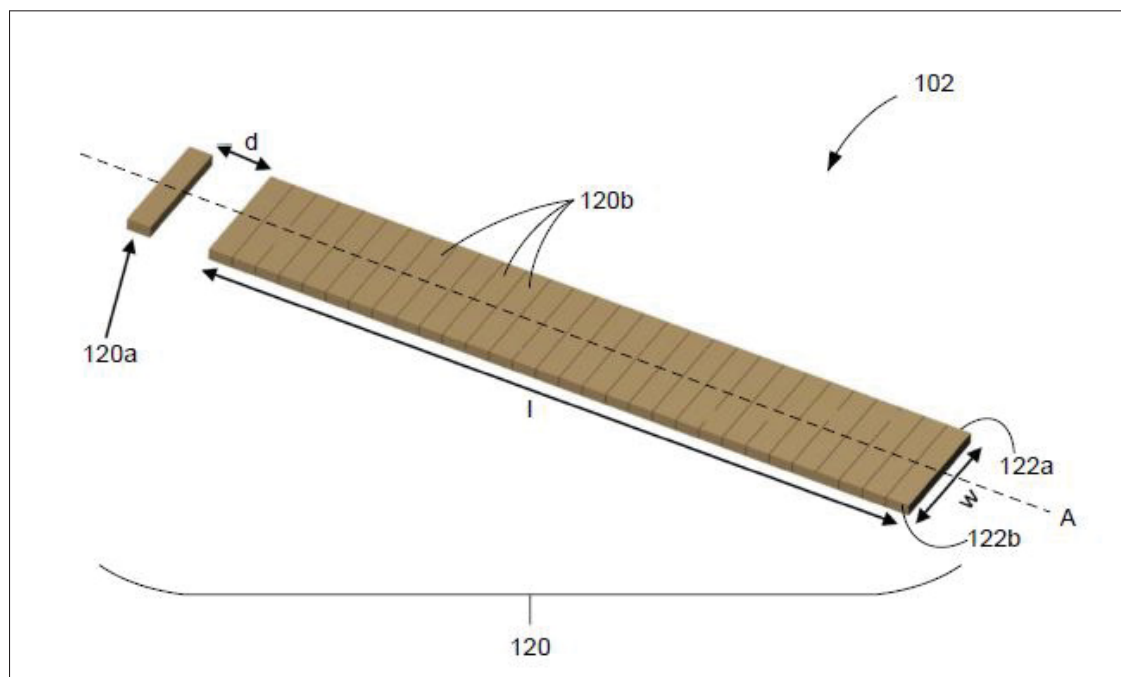


Figure 5.3 Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2

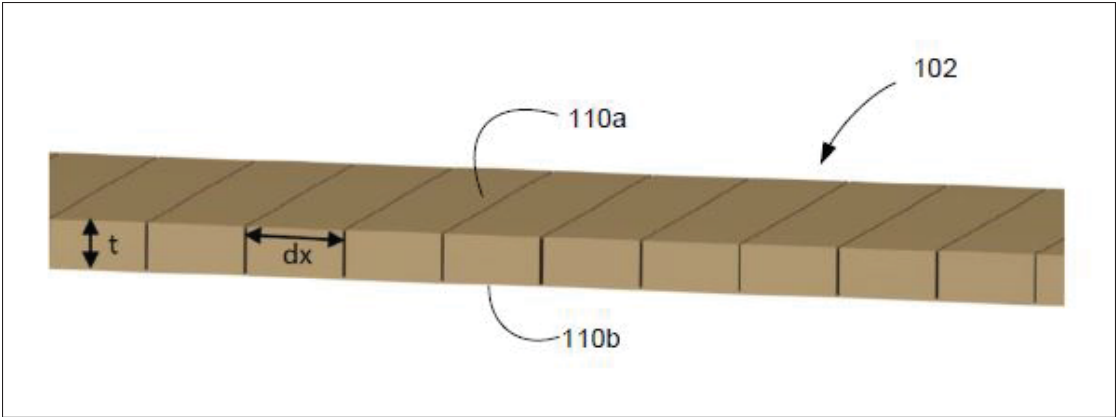


Figure 5.4 Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2

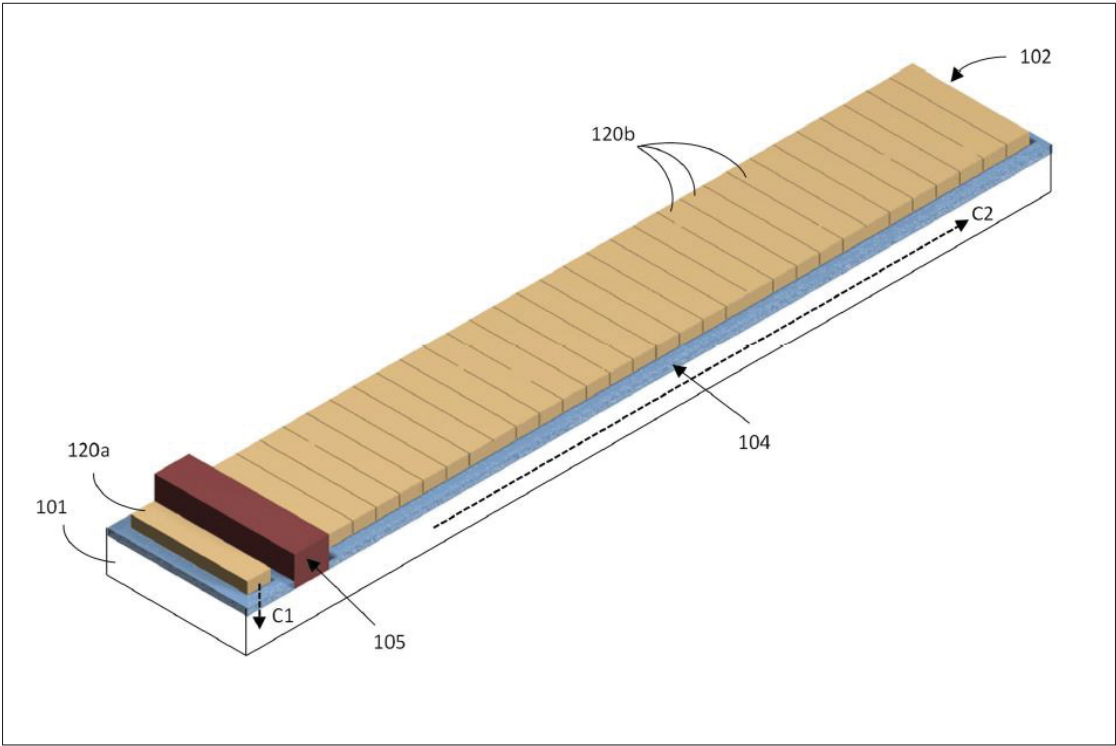


Figure 5.5 Perspective views of the piezoelectric layer of Fig. 5.2

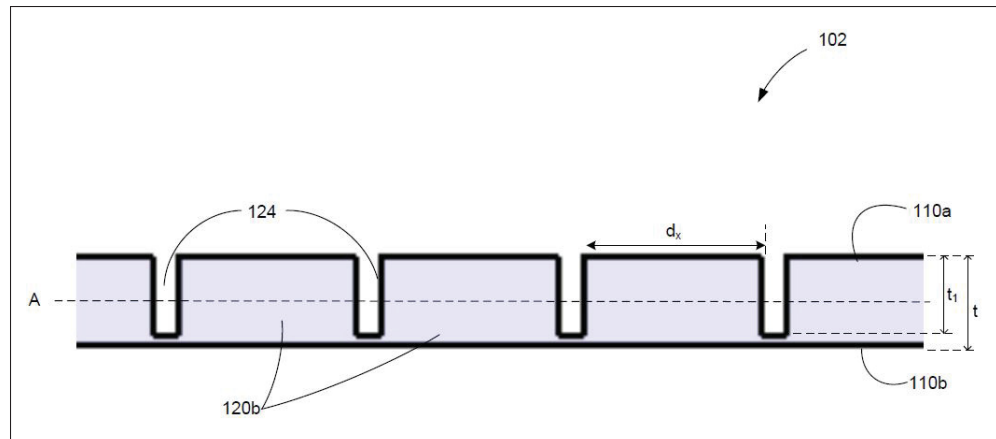


Figure 5.6 Front view of the piezoelectric layer of Fig. 5.4

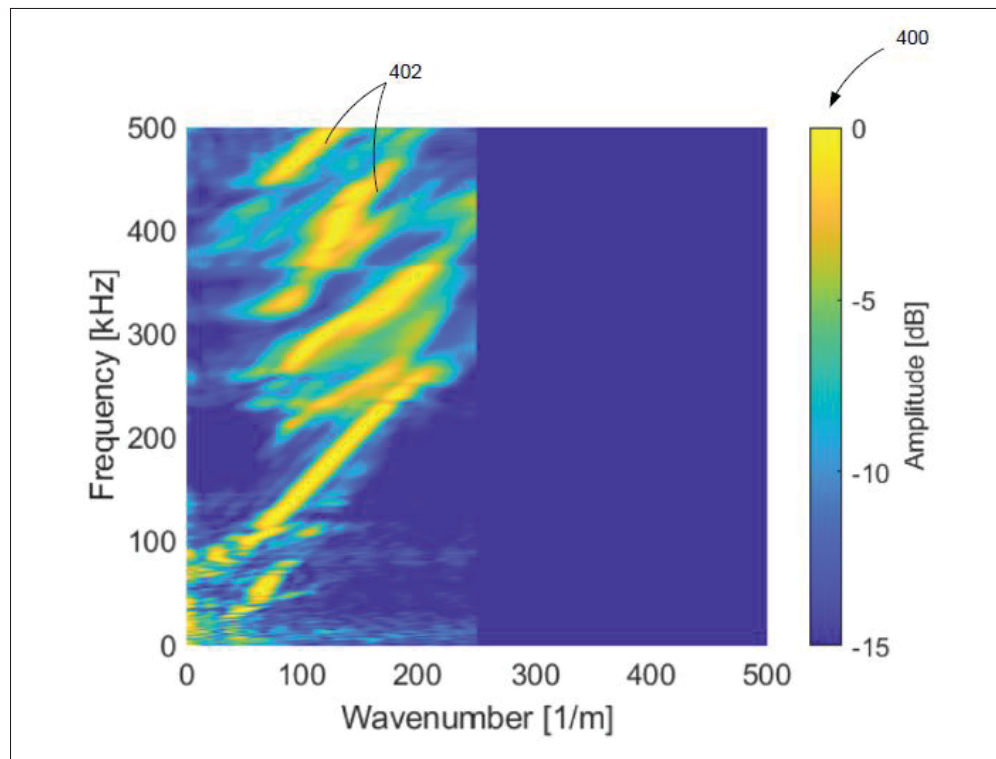


Figure 5.7 Example representation of acoustic waves acquired using the transducer of Fig. 5.1

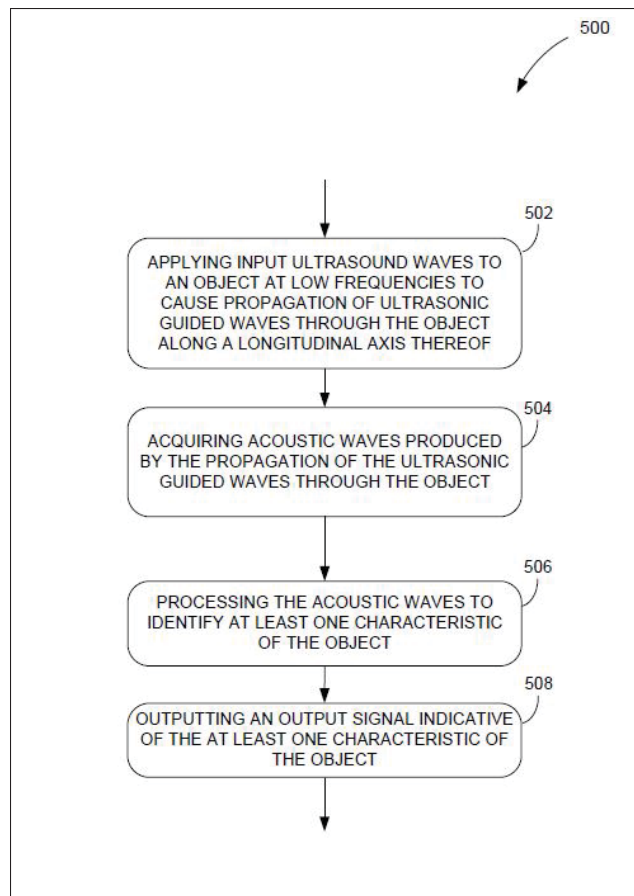


Figure 5.8 Block diagram illustrating an example computing device

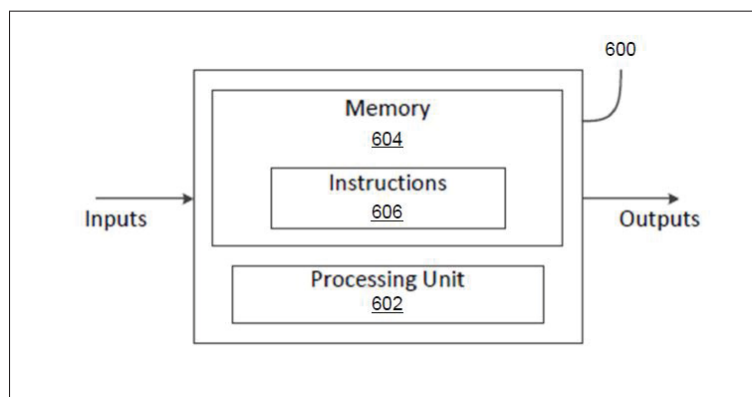


Figure 5.9 Block diagram illustrating an example computing device

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

Cette étude s'est penchée sur le développement d'un système de diagnostic alternatif aux méthodes à rayons X pour le diagnostic de l'ostéoporose. L'utilisation des ultrasons dans un contexte de transmission axiale a fait ses preuves quant à sa capacité à estimer les propriétés osseuses des os longs, tels que le radius. Dans cette étude, la méthode a été appliquée aux basses fréquences ultrasonores grâce à la méthode de modélisation semi-analytique iso-géométrique (SAIGA), permettant efficacité et précision dans l'obtention des résultats. Une routine d'inversion a été implémentée afin d'obtenir les propriétés mécaniques et géométriques de plaques fantômes par inversion des courbes de dispersion. L'ajout d'un paramètre d'excitabilité a permis de rendre la méthode sensible à basse fréquence (<500 kHz), contrairement à de précédentes études qui nécessitent des fréquences plus élevées (supérieures à 1 MHz). Un modèle paramétrique de plaque corticale recouverte de tissus mous a permis la caractérisation inverse de deux plaques expérimentales, l'une ayant des propriétés corticales saines et la seconde des propriétés ostéoporotiques. Un premier article (Chapitre 2) a été publié en juillet 2024 sur le sujet dans le *Journal of Acoustical Society of America* (JASA); une revue à haut facteur d'impact dans le domaine des ultrasons et de l'acoustique. La méthode proposée a permis de retrouver avec une grande précision les propriétés des deux plaques fantômes à basse fréquence. Toutefois, le modèle proposé demeure homogène et isotrope, et devra évoluer vers un modèle transverse isotrope pour mieux refléter les propriétés réelles des os longs corticaux comme souligné dans les chapitres 2 et 3.

Une des autres limitations de cette étude est qu'elle ne propose qu'un modèle plaque 2D. Bien que de nombreuses études assimilent la géométrie des os à une plaque lors de l'utilisation des hautes fréquences, il ne peut en être de même pour des fréquences allant de 50 kHz à 500 kHz. Ainsi, la suite de l'étude s'est concentrée sur l'application de la méthode à retrouver les propriétés mécaniques et géométriques de cylindres fantômes composés d'une couche corticale et remplie d'un matériau simulant la moelle osseuse. Le modèle a donc évolué vers une géométrie 2.5D,

augmentant la complexité et les temps de calcul associés. Afin de valider la méthode, elle a été appliquée dans un premier temps aux cylindres seuls, puis aux cylindres immergés dans de l'huile d'olive. L'huile propose des propriétés similaires aux tissus mous, en termes de vitesse de propagation et de densité. Ainsi, immerger les cylindres fantômes dans de l'huile permet de se rapprocher d'un cas de mesures *in-vivo*. Ces travaux ont été présentés dans un second article (Chapitre 3) qui a été récemment soumis dans le journal *Ultrasonics*; également une revue à haut facteur d'impact. Les résultats se montrent prometteurs et laissent à penser que la méthode pourrait être appliquée par la suite à des mesures sur le corps humain. Néanmoins, bien que la correspondance entre les courbes de dispersion simulées et expérimentales soit bonne à basse fréquence, une disparité peut être observée lorsque la fréquence augmente. Ainsi, le modèle de simulation doit être amélioré afin d'obtenir une meilleure précision dans l'extraction des courbes de dispersion simulées. Cela implique une plus importante capacité de calcul afin de créer une base de données ayant une résolution suffisante pour chaque paramètre. L'utilisation d'intelligence artificielle pourrait également être une solution afin d'accroître la rapidité de traitement des données (Li *et al.*, 2021; Eiserloh, 2022).

Le système de diagnostic ne se limite pas uniquement à une méthode d'inversion permettant de retrouver les propriétés osseuses. La mesure des courbes de dispersion expérimentales est le jalon critique. Ainsi, le Chapitre 4 développe les étapes qui ont permis la fabrication d'une sonde multiélément spécifiquement conçue pour la transmission axiale d'ondes guidées dans l'avant-bras. Cette sonde a fait l'objet d'une demande de brevet présentée au Chapitre 5, déposée en janvier 2024. Son architecture permet la non-propagation d'ondes guidées interne à la sonde, ce qui viendrait perturber la bonne extraction des courbes de dispersion expérimentales. De plus, les éléments qui la composent permettent des mesures à basse fréquence (<500 kHz), ce qui ne se retrouve pas dans les sondes multiéléments conventionnelles.

Afin de conclure de manière globale sur cette étude, un système complet a été développé, permettant une estimation des propriétés osseuses dans un contexte de mesure par transmission axiale, et démontrant son potentiel à être utilisé dans le futur lors de mesures *in-vivo*. La sonde proposée couplée à une nouvelle méthode de simulation et un algorithme d'inversion basé sur l'amplitude des modes augmentent les éléments de diagnostic en comparaison avec les méthodes conventionnelles à rayons X. Cependant, il est à noter que le modèle SAIGA reste à être amélioré afin d'accroître l'exactitude des résultats dans le cas d'un modèle 3D. Néanmoins, les résultats obtenus sont prometteurs et laissent à penser que la méthode puisse être appliquée avec succès dans le cas de mesures cliniques. Il est à noter que cette méthodologie pourrait être appliquée à d'autres domaines traitant de la caractérisation des matériaux, comme la caractérisation des plaques composites ou des joints collés.

Pour finir, plusieurs pistes d'améliorations sont envisageables ainsi que quelques recommandations sur le sujet :

- La méthode d'inversion implémentée dans cette étude est basée sur un modèle purement mathématique, qui peut laisser place à des erreurs en cas de mesures expérimentales de mauvaise qualité ou de précision insuffisante dans le modèle. Ainsi, l'utilisation d'IA pourrait remplacer cette méthode d'inversion, sur un principe de comparaison d'image par réseaux de neurones convolutifs. Une étude a été menée sur le sujet et montre le potentiel d'une telle application (Baranger, 2024).
- Le modèle SAIGA présenté reste simple dans la modélisation du milieu isotrope homogène. En réalité, les os longs corticaux présentent une structure plus complexe, avec une variation des propriétés entre le périoste et l'endoste, ainsi qu'une anisotropie liée à l'orientation préférentielle de la porosité vasculaire le long de l'axe principal de l'os. Ainsi, le modèle devra évoluer en intégrant un gradient radial de propriétés pour refléter ces variations, tout en tenant compte du caractère isotrope transverse souvent utilisé pour décrire l'anisotropie intrinsèque de l'os cortical.

- La sonde est encore au stade de prototype et devra également évoluer elle aussi afin d'arriver au stade des mesures cliniques. Une fois cette sonde réalisée, une étude clinique à grande échelle devra être menée afin de valider définitivement le bon fonctionnement de ce système. De plus une attention particulière devra être apporté à l'alignement de la sonde et à la formulation d'un indicateur permettant de discrétiser un os sain d'un os ostéoporotique.

BIBLIOGRAPHIE

- Agence de la santé publique du Canada. [Last Modified : 2024-02-15]. (2014). L'ostéoporose [éducation et sensibilisation]. Repéré le 2024-11-25 à <https://www.canada.ca/fr/sante-publique/services/maladies-chroniques/osteoporose.html>.
- Ahmad, Z. A. B., Vivar-Perez, J. M. & Gabbert, U. (2013). Semi-analytical finite element method for modeling of lamb wave propagation. *CEAS Aeronautical Journal*, 4(1), 21–33. doi : 10.1007/s13272-012-0056-6.
- Alleyne, D. & Cawley, P. (1991). A two-dimensional Fourier transform method for the measurement of propagating multimode signals. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 89(3), 1159–1168. doi : 10.1121/1.400530.
- Alouache, B., Laux, D., Hamitouche, A., Bachari, K. & Boutkedjirt, T. (2018). Ultrasonic characterization of edible oils using a generalized fractional model. *Applied Acoustics*, 131, 70–78. doi : 10.1016/j.apacoust.2017.10.014.
- Asif, M., Khan, M. A., Khan, S. Z., Choudhry, R. S. & Khan, K. A. (2018). Identification of an effective nondestructive technique for bond defect determination in laminate composites—A technical review. *Journal of Composite Materials*, 52(26), 3589–3599. doi : 10.1177/0021998318766595.
- Bai, L., Xu, K., Li, D., Ta, D., Le, L. H. & Wang, W. (2018). Fatigue evaluation of long cortical bone using ultrasonic guided waves. *Journal of Biomechanics*, 77, 83–90. doi : 10.1016/j.jbiomech.2018.06.015.
- Baranger, A. (2024). *Prise de décision assistée par IA dans les essais par ultrasons*.
- Barkmann, R., Kantorovich, E., Singal, C., Hans, D., Genant, H. K., Heller, M. & Glüer, C.-C. (2000). A New Method for Quantitative Ultrasound Measurements at Multiple Skeletal Sites : First Results of Precision and Fracture Discrimination. *Journal of Clinical Densitometry*, 3(1), 1–7. doi : 10.1385/JCD:3:1:001.
- Barrett-Connor, E., Sajjan, S. G., Siris, E. S., Miller, P. D., Chen, Y.-T. & Markson, L. E. (2008). Wrist fracture as a predictor of future fractures in younger versus older postmenopausal women : results from the National Osteoporosis Risk Assessment (NORA). *Osteoporosis International*, 19(5), 607–613. doi : 10.1007/s00198-007-0508-8.
- Bessette, L., Ste-Marie, L.-G., Jean, S., Davison, K. S., Beaulieu, M., Baranci, M., Bessant, J. & Brown, J. P. (2008). The care gap in diagnosis and treatment of women with a fragility fracture. *Osteoporosis International*, 19(1), 79–86. doi : 10.1007/s00198-007-0426-9.

- Bochud, N., Vallet, Q., Bala, Y., Follet, H., Minonzio, J.-G. & Laugier, P. (2016). Genetic algorithms-based inversion of multimode guided waves for cortical bone characterization. *Physics in Medicine and Biology*, 61(19), 6953–6974. doi : 10.1088/0031-9155/61/19/6953.
- Bochud, N., Vallet, Q., Minonzio, J.-G. & Laugier, P. (2017). Predicting bone strength with ultrasonic guided waves. *Scientific Reports*, 7(1), 43628. doi : 10.1038/srep43628.
- Boutroy, S., Buxsein, M. L., Munoz, F. & Delmas, P. D. (2005). *In Vivo* Assessment of Trabecular Bone Microarchitecture by High-Resolution Peripheral Quantitative Computed Tomography. *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 90(12), 6508–6515. doi : 10.1210/jc.2005-1258.
- Buxsein, M. L., Muller, M. E. & Webber, C. E. (2003). Predicting the failure load of the distal radius. *Osteoporosis International*, 14(4), 345–352. doi : 10.1007/s00198-003-1380-9.
- Bréban, S., Padilla, F., Fujisawa, Y., Mano, I., Matsukawa, M., Benhamou, C. L., Otani, T., Laugier, P. & Chappard, C. (2010). Trabecular and cortical bone separately assessed at radius with a new ultrasound device, in a young adult population with various physical activities. *Bone*, 46(6), 1620–1625. doi : 10.1016/j.bone.2010.03.005.
- Burt, L. A., Macdonald, H. M., Hanley, D. A. & Boyd, S. K. (2014). Bone microarchitecture and strength of the radius and tibia in a reference population of young adults : an HR-pQCT study. *Archives of Osteoporosis*, 9(1), 183. doi : 10.1007/s11657-014-0183-2.
- Callerame, J., Tancrèll, R. & Wilson, D. (1979). Transmitters and Receivers for Medical Ultrasonics. *1979 Ultrasonics Symposium*, pp. 407–411. doi : 10.1109/ULTSYM.1979.197232.
- Cavani, F., Giavaresi, G., Fini, M., Bertoni, L., Barkmann, R., de Terlizzi, F. & Cane, V. (2008). Influence of density, elasticity, and structure on ultrasound transmission through trabecular bone cylinders. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(7), 1465–1472. doi : 10.1109/TUFFC.2008.821. Conference Name : IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.
- Chaboty, A., Nguyen, V.-H., Haiat, G. & Bélanger, P. (2024). Cortical bone plate properties assessment using inversion of axially transmitted low frequency ultrasonic guided waves. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 156(2), 954–967. doi : 10.1121/10.0028173.
- Chanamai, R. & McClements, D. J. (1998). Ultrasonic attenuation of edible oils. *Journal of the American Oil Chemists' Society*, 75(10), 1447–1448. doi : 10.1007/s11746-998-0198-1.
- Cheeke, J. D. N. (2017). *Fundamentals and Applications of Ultrasonic Waves*. CRC Press.

- Chen, J., Foiret, J., Minonzio, J.-G., Talmant, M., Su, Z., Cheng, L. & Laugier, P. (2012). Measurement of guided mode wavenumbers in soft tissue–bone mimicking phantoms using ultrasonic axial transmission. *Physics in Medicine and Biology*, 57(10), 3025–3037. doi : 10.1088/0031-9155/57/10/3025.
- Chrisman, D. A. & Buras, M. (1983). THE DYNAMIC MECHANICAL PROPERTIES OF HUMAN SKIN IN I/IV0. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 365–372.
- Cooper, C., Campion, G. & Melton, L. J. (1992). Hip fractures in the elderly : A world-wide projection. *Osteoporosis International*, 2(6), 285–289. doi : 10.1007/BF01623184.
- Culjat, M. O., Goldenberg, D., Tewari, P. & Singh, R. S. (2010). A Review of Tissue Substitutes for Ultrasound Imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 36(6), 861–873. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2010.02.012.
- Cummings, S. R., Karpf, D. B., Harris, F., Genant, H. K., Ensrud, K., LaCroix, A. Z. & Black, D. M. (2002). Improvement in spine bone density and reduction in risk of vertebral fractures during treatment with antiresorptive drugs. *The American Journal of Medicine*, 112(4), 281–289. doi : 10.1016/S0002-9343(01)01124-X.
- Damilakis, J., Adams, J. E., Guglielmi, G. & Link, T. M. (2010). Radiation exposure in X-ray-based imaging techniques used in osteoporosis. *European Radiology*, 20(11), 2707–2714. doi : 10.1007/s00330-010-1845-0.
- Dempster, D. W. (2011). Osteoporosis and the Burden of Osteoporosis-Related Fractures. *The American Journal of Managed Care*, 17(6), 7.
- Despres, C., Biateau, C., Castaings, M., Quaegebeur, N., Masson, P. & Ducasse, E. (2024). Characterization of viscoelastic moduli and thickness of isotropic, viscoelastic plates using multi-modal Lamb waves. *NDT & E International*, 144, 103095. doi : 10.1016/j.ndteint.2024.103095.
- DocJana. (2020). Computer generated imagery of bones of forearm - Radius and Ulna. Repéré le 2024-12-03 à https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Radius_and_Ulna_-_Forearm_Bones.jpg.
- Drinkwater, B. W. & Wilcox, P. D. (2006). Ultrasonic arrays for non-destructive evaluation : A review. *NDT & E International*, 39(7), 525–541. doi : 10.1016/j.ndteint.2006.03.006.
- Eiserloh, C. (2022). *Caractérisation non-destructive de joints collés utilisant des réseaux de neurones convolutives sur des ondes guidées Lamb*. Montréal.

- Eisman, J. A., Bogoch, E. R., Dell, R., Harrington, J. T., McKinney, R. E., McLellan, A., Mitchell, P. J., Silverman, S., Singleton, R., Siris, E. & for the ASBMR Task Force on Secondary Fracture Prevention. (2012). Making the first fracture the last fracture : ASBMR task force report on secondary fracture prevention. *Journal of Bone and Mineral Research*, 27(10), 2039–2046. doi : 10.1002/jbmr.1698.
- Engelke, K., Libanati, C., Liu, Y., Wang, H., Austin, M., Fuerst, T., Stampa, B., Timm, W. & Genant, H. K. (2009). Quantitative computed tomography (QCT) of the forearm using general purpose spiral whole-body CT scanners : Accuracy, precision and comparison with dual-energy X-ray absorptiometry (DXA). *Bone*, 45(1), 110–118. doi : 10.1016/j.bone.2009.03.669.
- Falardeau, T. & Belanger, P. (2018). Ultrasound tomography in bone mimicking phantoms : Simulations and experiments. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 144(5), 2937–2946. doi : 10.1121/1.5079533.
- Fang, H. J., Chen, Y., Wong, C. M., Qiu, W. B., Chan, H. L. W., Dai, J. Y., Li, Q. & Yan, Q. F. (2016). Anodic aluminum oxide–epoxy composite acoustic matching layers for ultrasonic transducer application. *Ultrasonics*, 70, 29–33. doi : 10.1016/j.ultras.2016.04.003.
- Foiret, J., Minonzio, J.-G., Chappard, C., Talmant, M. & Laugier, P. (2014). Combined estimation of thickness and velocities using ultrasound guided waves : a pioneering study on in vitro cortical bone samples. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 61(9), 1478–1488. doi : 10.1109/TUFFC.2014.3062.
- Fouque-Aubert, A., Boutroy, S., Marotte, H., Vilayphiou, N., Bacchetta, J., Miossec, P., Delmas, P. D. & Chapurlat, R. D. (2010). Assessment of hand bone loss in rheumatoid arthritis by high-resolution peripheral quantitative CT. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 69(9), 1671–1676. doi : 10.1136/ard.2009.114512.
- Franco, E. E. & Andrade, M. A. B. (2005). Determination of the Acoustic Properties of Tungsten/Epoxy and Tungsten/Polyurethane Composites using Ultrasonic Transmission Technique. 7.
- Galassi, C., Dinescu, M., Uchino, K. & Sayer, M. (2012). *Piezoelectric Materials : Advances in Science, Technology and Applications*. Springer Science & Business Media.
- Gehlbach, S., Saag, K. G., Adachi, J. D., Hooven, F. H., Flahive, J., Boonen, S., Chapurlat, R. D., Compston, J. E., Cooper, C., Díez-Perez, A., Greenspan, S. L., LaCroix, A. Z., Netelenbos, J. C., Pfeilschifter, J., Rossini, M., Roux, C., Sambrook, P. N., Silverman, S., Siris, E. S., Watts, N. B. & Lindsay, R. (2012). Previous fractures at multiple sites increase the risk for subsequent fractures : The global longitudinal study of osteoporosis in women. *Journal of Bone and Mineral Research*, 27(3), 645–653. doi : 10.1002/jbmr.1476.

- Glüer, C.-C. (1997). Quantitative Ultrasound Techniques for the Assessment of Osteoporosis : Expert Agreement on Current Status. *Journal of Bone and Mineral Research*, 12(8), 1280–1288. doi : 10.1359/jbmr.1997.12.8.1280.
- Granke, M., Grimal, Q., Saïed, A., Nauleau, P., Peyrin, F. & Laugier, P. (2011). Change in porosity is the major determinant of the variation of cortical bone elasticity at the millimeter scale in aged women. *Bone*, 49(5), 1020–1026. doi : 10.1016/j.bone.2011.08.002.
- Griffith, J. F. & Genant, H. K. (2011). New Imaging Modalities in Bone. *Current Rheumatology Reports*, 13(3), 241–250. doi : 10.1007/s11926-011-0174-x.
- Grimal, Q., Grondin, J., Guérard, S., Barkmann, R., Engelke, K., Glüer, C.-C. & Laugier, P. (2013). Quantitative ultrasound of cortical bone in the femoral neck predicts femur strength : results of a pilot study. *Journal of Bone and Mineral Research : The Official Journal of the American Society for Bone and Mineral Research*, 28(2), 302–312. doi : 10.1002/jbmr.1742.
- Guha, A., Aynardi, M., Shokouhi, P. & Lissenden, C. J. (2021). Identification of long-range ultrasonic guided wave characteristics in cortical bone by modelling. *Ultrasonics*, 114, 106407. doi : 10.1016/j.ultras.2021.106407.
- Hans, D., Genton, L., Allaoua, S., Pichard, C. & Slosman, D. O. (2003). Hip Fracture Discrimination Study. *Journal of Clinical Densitometry*, 6(2), 163–172. doi : 10.1385/JCD:6:2:163.
- Haïat, G., Naili, S., Grimal, Q., Talmant, M., Desceliers, C. & Soize, C. (2009). Influence of a gradient of material properties on ultrasonic wave propagation in cortical bone : Application to axial transmission. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 125(6), 4043–4052. doi : 10.1121/1.3117445.
- Haïat, G., Naili, S., Ba Vu, M., Desceliers, C. & Soize, C. (2011). Equivalent contributing depth investigated by a lateral wave with axial transmission in viscoelastic cortical bone. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 129(4), EL114–EL120. doi : 10.1121/1.3554719.
- Heller, K., Jacobs, L. & Qu, J. (2000). Characterization of adhesive bond properties using Lamb waves. *NDT & E International*, 33(8), 555–563. doi : 10.1016/S0963-8695(00)00022-0.
- Hunt, H. B. & Donnelly, E. (2016). Bone Quality Assessment Techniques : Geometric, Compositional, and Mechanical Characterization from Macroscale to Nanoscale. *Clinical Reviews in Bone and Mineral Metabolism*, 14(3), 133–149. doi : 10.1007/s12018-016-9222-4.

- Johnell, O., Kanis, J. A., Odén, A., Sernbo, I., Redlund-Johnell, I., Petterson, C., De Laet, C. & Jönsson, B. (2004). Mortality after osteoporotic fractures. *Osteoporosis International*, 15(1), 38–42. doi : 10.1007/s00198-003-1490-4.
- Kalender, W., Engelke, K., Fuerst, T. P., Glüer, C.-C., Laugier, P. & Shepherd, J. (2009). Quantitative Aspects of Bone Densitometry : : Contents. *Journal of the ICRU*, 9(1), NP.2–NP. doi : 10.1093/jicru/ndp014.
- Kanis, J. A., Johnell, O., Oden, A., Jonsson, B., De Laet, C. & Dawson, A. (2000). Risk of hip fracture according to the World Health Organization criteria for osteopenia and osteoporosis. *Bone*, 27(5), 585–590. doi : 10.1016/S8756-3282(00)00381-1.
- Karunasena, W., Shah, A. H. & Datta, S. K. (1991). Wave Propagation in a Multilayered Laminated Cross-Ply Composite Plate. *Journal of Applied Mechanics*, 58(4), 1028–1032. doi : 10.1115/1.2897678.
- Kawalilak, C. E., Johnston, J. D., Olszynski, W. P. & Kontulainen, S. A. (2014). Characterizing microarchitectural changes at the distal radius and tibia in postmenopausal women using HR-pQCT. *Osteoporosis International*, 25(8), 2057–2066. doi : 10.1007/s00198-014-2719-0.
- Kilmesova, M. (2019). Detail of human long bone tissue. Repéré le 2024-12-03 à https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Detail_of_human_long_bone_tissue.jpg.
- Knapp, K. M., Knapp, K. M., Blake, G. M., Spector, T. D. & Fogelman, I. (2001). Multisite Quantitative Ultrasound : Precision, Age- and Menopause-Related Changes, Fracture Discrimination, and T-score Equivalence with Dual-Energy X-ray Absorptiometry. *Osteoporosis International*, 12(6), 456–464. doi : 10.1007/s001980170090.
- Laugier, P. & Grimal, Q. (Éds.). (2022). *Bone Quantitative Ultrasound : New Horizons*. Cham : Springer International Publishing. doi : 10.1007/978-3-030-91979-5.
- Laugier, P. & Häiat, G. (Éds.). (2011). *Bone Quantitative Ultrasound*. Dordrecht : Springer Netherlands. doi : 10.1007/978-94-007-0017-8.
- 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, e895474. doi : 10.1155/2013/895474. Publisher : Hindawi.
- Li, Y., Xu, K., Li, Y., Xu, F., Ta, D. & Wang, W. (2021). Deep Learning Analysis of Ultrasonic Guided Waves for Cortical Bone Characterization. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 68(4), 935–951. doi : 10.1109/TUFFC.2020.3025546.

- MacNeil, J. A. & Boyd, S. K. (2007). Accuracy of high-resolution peripheral quantitative computed tomography for measurement of bone quality. *Medical Engineering & Physics*, 29(10), 1096–1105. doi : 10.1016/j.medengphy.2006.11.002.
- Mast, T. D. (2000). Empirical relationships between acoustic parameters in human soft tissues. *Acoustics Research Letters Online*, 1(2), 37–42. doi : 10.1121/1.1336896.
- Matsukawa, M. (2019). Bone Ultrasound. *Japanese Journal of Applied Physics*, 58(SG), SG0802. doi : 10.7567/1347-4065/ab0dfa.
- Melton, L. J., Chrischilles, E. A., Cooper, C., Lane, A. W. & Riggs, B. L. (2005). How Many Women Have Osteoporosis ? *Journal of Bone and Mineral Research*, 20(5), 886–892. doi : 10.1359/jbmr.2005.20.5.886.
- Minonzio, J.-G., Bochud, N., Vallet, Q., Bala, Y., Ramiandrisoa, D., Follet, H., Mitton, D. & Laugier, P. (2018). Bone cortical thickness and porosity assessment using ultrasound guided waves : An ex vivo validation study. *Bone*, 116, 111–119. doi : 10.1016/j.bone.2018.07.018.
- Minonzio, J.-G., Talmant, M. & Laugier, P. (2010). Guided wave phase velocity measurement using multi-emitter and multi-receiver arrays in the axial transmission configuration. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(5), 2913–2919. doi : 10.1121/1.3377085.
- Minonzio, J.-G., Foiret, J., Moilanen, P., Pirhonen, J., Zhao, Z., Talmant, M., Timonen, J. & Laugier, P. (2015). A free plate model can predict guided modes propagating in tubular bone-mimicking phantoms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 137(1), EL98–EL104. doi : 10.1121/1.4903920.
- Moilanen, P. (2008). Ultrasonic guided waves in bone. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 55(6), 1277–1286. doi : 10.1109/TUFFC.2008.790.
- Moilanen, P., Nicholson, P., Kilappa, V., Cheng, S. & Timonen, J. (2006). Measuring guided waves in long bones : Modeling and experiments in free and immersed plates. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 32(5), 709–719. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.02.1402.
- Moilanen, P., Nicholson, P. H., Kilappa, V., Cheng, S. & Timonen, J. (2007). Assessment of the cortical bone thickness using ultrasonic guided waves : Modelling and in vitro study. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 33(2), 254–262. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2006.07.038.

- Moilanen, P., Talmant, M., Kilappa, V., Nicholson, P., Cheng, S., Timonen, J. & Laugier, P. (2008). Modeling the impact of soft tissue on axial transmission measurements of ultrasonic guided waves in human radius. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124(4), 2364–2373. doi : 10.1121/1.2973228.
- 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. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2005.02.001.
- Muller, M., Mitton, D., Moilanen, P., Bousson, V., Talmant, M. & Laugier, P. (2008). Prediction of bone mechanical properties using QUS and pQCT : Study of the human distal radius. *Medical Engineering & Physics*, 30(6), 761–767. doi : 10.1016/j.medengphy.2007.08.006.
- Naili, S., Vu, M.-B., Grimal, Q., Talmant, M., Desceliers, C., Soize, C. & Haïat, G. (2010). Influence of viscoelastic and viscous absorption on ultrasonic wave propagation in cortical bone : Application to axial transmission. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(4), 2622–2634. doi : 10.1121/1.3353091.
- Nicholson, P. H. (2008). Ultrasound and the biomechanical competence of bone. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 55(7), 1539–1545. doi : 10.1109/TUFFC.2008.830. Conference Name : IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.
- Njeh, C. F., Saeed, I., Grigorian, M., Kendler, D. L., Fan, B., Shepherd, J., McClung, M., Drake, W. M. & Genant, H. K. (2001). Assessment of bone status using speed of sound at multiple anatomical sites. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 27(10), 1337–1345. doi : 10.1016/S0301-5629(01)00437-9.
- Nobakhti, S. & Shefelbine, S. J. (2018). On the Relation of Bone Mineral Density and the Elastic Modulus in Healthy and Pathologic Bone. *Current Osteoporosis Reports*, 16(4), 404–410. doi : 10.1007/s11914-018-0449-5.
- Padegimas, E. M. & Osei, D. A. (2013). Evaluation and treatment of osteoporotic distal radius fracture in the elderly patient. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 6(1), 41–46. doi : 10.1007/s12178-012-9153-8.
- Papaioannou, A., Giangregorio, L., Kvern, B., Boulos, P., Ioannidis, G. & Adachi, J. (2004). The osteoporosis care gap in Canada. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 5(1), 11. doi : 10.1186/1471-2474-5-11.

- Parnell, W. J., Vu, M. B., Grimal, Q. & Naili, S. (2012). Analytical methods to determine the effective mesoscopic and macroscopic elastic properties of cortical bone. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 11(6), 883–901. doi : 10.1007/s10237-011-0359-2.
- Pavlakovic, B., Lowe, M., Alleyne, D. & Cawley, P. (1997). Disperse : A General Purpose Program for Creating Dispersion Curves. Dans Thompson, D. O. & Chimenti, D. E. (Éds.), *Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation* (pp. 185–192). Boston, MA : Springer US. doi : 10.1007/978-1-4615-5947-4_24.
- Pereira, D., Fernandes, J. & Belanger, P. (2020). Ex Vivo Assessment of Cortical Bone Properties Using Low-Frequency Ultrasonic Guided Waves. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 67(5), 910–922. doi : 10.1109/TUFFC.2019.2958035.
- Pereira, D., Haiat, G., Fernandes, J. & Belanger, P. (2017). Simulation of acoustic guided wave propagation in cortical bone using a semi-analytical finite element method. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 141(4), 2538–2547. doi : 10.1121/1.4979695. Publisher : Acoustical Society of America.
- Pereira, D., Le Duff, A., Painchaud-April, G. & Belanger, P. (2022). Simulation-Based Inversion for the Characterization of Adhesively Bonded Joints Using Ultrasonic Guided Waves. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 69(7), 2400–2407. doi : 10.1109/TUFFC.2022.3175773.
- PIEGL, L. & TILLER, W. (1996). *The NURBS Book*. Springer Science & Business Media.
- Ponschab, M., Kiefer, D. A. & Rupitsch, S. J. (2019). Simulation-Based Characterization of Mechanical Parameters and Thickness of Homogeneous Plates Using Guided Waves. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 66(12), 1898–1905. doi : 10.1109/TUFFC.2019.2933699. Conference Name : IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control.
- Predoi, M. V., Castaings, M., Hosten, B. & Bacon, C. (2007). Wave propagation along transversely periodic structures. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 121(4), 1935–1944. doi : 10.1121/1.2534256.
- Public Health Agency of Canada. [Last Modified : 2021-02-24]. (2020). Osteoporosis and related fractures in Canada : Report from the Canadian Chronic Disease Surveillance System 2020 [research]. Repéré le 2021-06-29 à <https://www.canada.ca/en/public-health/services/publications/diseases-conditions/osteoporosis-related-fractures-2020.html>.

- Randell, A., Sambrook, P. N., Nguyen, T. V., Lapsley, H., Jones, G., Kelly, P. J. & Eisman, J. A. (1995). Direct clinical and welfare costs of osteoporotic fractures in elderly men and women. *Osteoporosis International*, 5(6), 427–432. doi : 10.1007/BF01626603.
- Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L. & Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics*, 20(2), 92–102. doi : 10.1016/S1350-4533(98)00007-1.
- Rokhlin, S. I., Xie, B. & Baltazar, A. (2004). Quantitative ultrasonic characterization of environmental degradation of adhesive bonds. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 18(3), 327–359. doi : 10.1163/156856104773635463.
- Rose, J. L. (2014). *Ultrasonic Guided Waves in Solid Media*. New York : Cambridge University Press. doi : 10.1017/CBO9781107273610.
- Royer, D. & Dieulesaint, E. (1999). *Elastic Waves in Solids I : Free and Guided Propagation*. Springer Science & Business Media.
- Rozental, T. D., Deschamps, L. N., Taylor, A., Earp, B., Zurakowski, D., Day, C. S. & Bouxsein, M. L. (2013). Premenopausal Women with a Distal Radial Fracture Have Deteriorated Trabecular Bone Density and Morphology Compared with Controls without a Fracture. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*, 95(7), 633–642. doi : 10.2106/JBJS.L.00588.
- Sajjan, S. G., Barrett-Connor, E., McHorney, C. A., Miller, P. D., Sen, S. S. & Siris, E. (2012). Rib fracture as a predictor of future fractures in young and older postmenopausal women : National Osteoporosis Risk Assessment (NORA). *Osteoporosis International*, 23(3), 821–828. doi : 10.1007/s00198-011-1757-0.
- Sansalone, V., Naili, S., Bousson, V., Bergot, C., Peyrin, F., Zarka, J., Laredo, J. D. & Haïat, 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. doi : 10.1016/j.jbiomech.2010.03.034.
- Sarvazyan, A. (2001). Elastic Properties of Soft Tissues. Dans *Handbook of Elastic Properties of Solids, Liquids, and Gases* (vol. Volume III : Elastic Properties of Solids : Biological and Organic Materials). Academic Press.
- Sasso, M., Haiat, G., Talmant, M., Laugier, P. & Naili, S. (2008a). Singular value decomposition-based wave extraction in axial transmission : application to cortical bone ultrasonic characterization. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 55(6), 1328–1332. doi : 10.1109/TUFFC.2008.795.

- Sasso, M., Haiat, G., Yamato, Y., Naili, S. & Matsukawa, M. (2008b). Dependence of ultrasonic attenuation on bone mass and microstructure in bovine cortical bone. *Journal of Biomechanics*, 41(2), 347–355. doi : 10.1016/j.jbiomech.2007.09.001.
- Seyfaddini, F., Nguyen-Xuan, H. & Nguyen, V.-H. (2021a). Wave dispersion analysis of three-dimensional vibroacoustic waveguides with semi-analytical isogeometric method. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 385, 114043. doi : 10.1016/j.cma.2021.114043.
- Seyfaddini, F., Nguyen-Xuan, H. & Nguyen, V.-H. (2021b). A semi-analytical isogeometric analysis for wave dispersion in functionally graded plates immersed in fluids. *Acta Mechanica*, 232(1), 15–32. doi : 10.1007/s00707-020-02818-0.
- Silk, M. G. (1984). *Ultrasonic transducers for nondestructive testing*. United States.
- Starkey, D. (2009). NURBS : Non-Uniform Rational B-Splines. Repéré à <https://www.cs.montana.edu/courses/spring2009/525/dslectures/NURBS.pdf>.
- Stein, E. M., Rosete, F., Young, P., Kamanda-Kosseh, M., McMahon, D. J., Luo, G., Kaufman, J. J., Shane, E. & Siffert, R. S. (2013). Clinical Assessment of the 1/3 Radius Using a New Desktop Ultrasonic Bone Densitometer. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(3), 388–395. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2012.09.024.
- Ström, O., Borgström, F., Kanis, J. A., Compston, J., Cooper, C., McCloskey, E. V. & Jönsson, B. (2011). Osteoporosis : burden, health care provision and opportunities in the EU : A report prepared in collaboration with the International Osteoporosis Foundation (IOF) and the European Federation of Pharmaceutical Industry Associations (EFPIA). *Archives of Osteoporosis*, 6(1-2), 59–155. doi : 10.1007/s11657-011-0060-1.
- Ta, D., Wang, W., Wang, Y., Le, L. H. & Zhou, Y. (2009). Measurement of the Dispersion and Attenuation of Cylindrical Ultrasonic Guided Waves in Long Bone. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 35(4), 641–652. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.10.007.
- Talmant, M., Kolta, S., Roux, C., Haguenauer, D., Vedel, I., Cassou, B., Bossy, E. & Laugier, P. (2009). In vivo Performance Evaluation of Bi-Directional Ultrasonic Axial Transmission for Cortical Bone Assessment. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 35(6), 912–919. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.12.008.
- Tarride, J.-E., Hopkins, R. B., Leslie, W. D., Morin, S., Adachi, J. D., Papaioannou, A., Bessette, L., Brown, J. P. & Goeree, R. (2012). The burden of illness of osteoporosis in Canada. *Osteoporosis International*, 23(11), 2591–2600. doi : 10.1007/s00198-012-1931-z.

- Thon, A. & Bélanger, P. (2019). EMAT design for minimum remnant thickness gauging using high order shear horizontal modes. *Ultrasonics*, 95, 70–78. doi : 10.1016/j.ultras.2019.03.006.
- Thon, A., Painchaud-April, G., Le Duff, A. & Bélanger, P. (2023). Development of a linear array electromagnetic acoustic transducer for shear horizontal guided wave inspection. *NDT & E International*, 136, 102807. doi : 10.1016/j.ndteint.2023.102807.
- Tran, T. N., Stieglitz, L., Gu, Y. J. & Le, L. H. (2013). Analysis of Ultrasonic Waves Propagating in a Bone Plate over a Water Half-Space with and without Overlying Soft Tissue. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 39(12), 2422–2430. doi : 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.007.
- Uchino, K. (2017). *Advanced Piezoelectric Materials : Science and Technology*. Woodhead Publishing.
- Vu, M.-B. & Nguyen-Sy, T. (2019). On the effective anisotropic elastic properties of porous hydroxyapatite, porous collagen, and cortical bone : A homogenization scheme with percolation threshold concept. *Mathematics and Mechanics of Solids*, 24(4), 1091–1102. doi : 10.1177/1081286518769961. Publisher : SAGE Publications Ltd STM.
- Whittier, D., Boyd, S., Burghardt, A., Paccou, J., Ghasem-Zadeh, A., Chapurlat, R., Engelke, K. & Bouxsein, M. (2020). Guidelines for the assessment of bone density and microarchitecture in vivo using high-resolution peripheral quantitative computed tomography. *Osteoporosis International*, 31(9), 1607–1627. doi : 10.1007/s00198-020-05438-5.
- Wilcox, P., Lowe, M. & Cawley, P. (2005). The excitation and detection of Lamb waves with planar coil electromagnetic acoustic transducers. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 52(12), 2370–2383. doi : 10.1109/TUFFC.2005.1563281.
- World Health Organization. (1994). *Assessment of fracture risk and its application to screening for postmenopausal osteoporosis : report of a WHO study group*. World Health Organization. Repéré à <https://apps.who.int/iris/handle/10665/39142>.
- World Health Organization. (1998). *Guidelines for preclinical evaluation and clinical trials in osteoporosis*. World Health Organization. Repéré à <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42088>.
- Wu, J. & Cubberley, F. (1997). Measurement of velocity and attenuation of shear waves in bovine compact bone using ultrasonic spectroscopy. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 23(1), 129–134. doi : 10.1016/S0301-5629(96)00184-6.

- Yan, J., Wright, W. M., O'Mahony, J. A., Roos, Y., Cuijpers, E. & Van Ruth, S. M. (2019). A sound approach : Exploring a rapid and non-destructive ultrasonic pulse echo system for vegetable oils characterization. *Food Research International*, 125, 108552. doi : 10.1016/j.foodres.2019.108552.
- Zebaze, R. M., Ghasem-Zadeh, A., Bohte, A., Iuliano-Burns, S., Mirams, M., Price, R. I., Mackie, E. J. & Seeman, E. (2010). Intracortical remodelling and porosity in the distal radius and post-mortem femurs of women : a cross-sectional study. *The Lancet*, 375(9727), 1729–1736. doi : 10.1016/S0140-6736(10)60320-0.
- Zhu, T. Y., Griffith, J. F., Qin, L., Hung, V. W., Fong, T.-N., Au, S.-K., Li, M., Lam, Y. Y.-O., Wong, C.-K., Kwok, A. W., Leung, P.-C., Li, E. K. & Tam, L.-S. (2014). Alterations of Bone Density, Microstructure, and Strength of the Distal Radius in Male Patients With Rheumatoid Arthritis : A Case-Control Study With HR-pQCT : HIGH-RESOLUTION BONE IMAGING IN MALE RA. *Journal of Bone and Mineral Research*, 29(9), 2118–2129. doi : 10.1002/jbmr.2221.