



Imagerie ultrasonore non linéaire quantitative d'objets à forts contrastes d'impédance acoustique - Applications à l'imagerie de l'os

R. Guillermin, P. Lasaygues et G. Rabau

LMA-CNRS, UPR 7051, Aix-Marseille Univ, Centrale Marseille, 31 chemin Joseph-Aiguier, F-13402
Marseille Cedex 20, France
guillermin@lma.cnrs-mrs.fr

Cette étude concerne l'imagerie ultrasonore d'objets à forts contrastes d'impédance acoustique avec le milieu environnant. L'objectif est d'obtenir des informations sur la forme, les dimensions et la vitesse du son dans les cibles étudiées. Un des domaines d'application concerne la caractérisation des os. En effet, la connaissance de la vitesse du son dans les tissus osseux peut être d'un grand intérêt pour le diagnostic ou le suivi de traitement des pathologies osseuses.

1 Introduction

Cette étude concerne la caractérisation ultrasonore d'objets à forts contrastes d'impédance acoustique avec le milieu environnant. L'objectif est d'obtenir des informations sur la forme, les dimensions et le profil de vitesse du son dans les matériaux étudiés. Il s'agit alors de résoudre un problème inverse non linéaire de diffraction. Les méthodes de tomographie ultrasonore classiques basées sur l'approximation de Born au premier ordre donnent de bons résultats dans le cas de cibles à faibles contrastes d'impédance avec le milieu environnant (tissus "mous"). Mais ces méthodes ne permettent pas d'accéder à des informations quantitatives (telles que le profil de vitesse du son par exemple) pour des cibles à forts contrastes d'impédance (tissus "durs"). Dans ce cas, l'approximation de Born n'étant plus valide, d'autres types de techniques doivent être employées. La méthode d'imagerie présentée ici est basée sur une représentation intégrale du champ de pression diffracté. La résolution du problème inverse se ramène à une minimisation par gradient conjugué d'une fonction représentant l'écart entre le champ diffracté prédit par le modèle et le champ diffracté mesuré [1, 2, 4]. Les performances de cette méthode ont été évaluées sur des données expérimentales mesurées en cuve, à la fois avec des cibles en paraffine et avec des tissus osseux.

2 Algorithme d'inversion

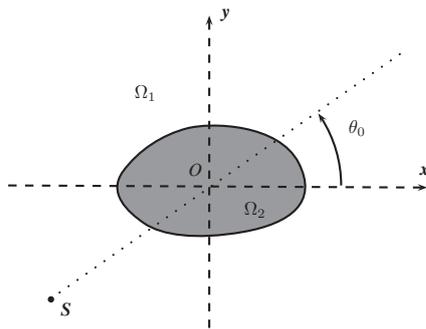


FIGURE 1 – Description du problème

Considérons un objet cylindrique de section quelconque (2D) occupant un domaine Ω_2 immergé dans un milieu homogène infini Ω_1 (voir figure 1). Les deux milieux sont supposés fluides et isotropes et nous noterons c_1 et $c_2(\vec{X})$ les vitesses du son respectivement dans Ω_1 et Ω_2 . On suppose d'autre part qu'il n'y a pas de contraste de densité entre les deux milieux. L'objet est éclairé par une source monochromatique de fréquence f placée en \vec{S} : $P_0(\vec{X}, t) = \Re(p^0(\vec{X})e^{-i\omega t})$ avec $p^0(\vec{X}) = i/4H_0^1(k_1\|\vec{X} - \vec{S}\|)$ ($\omega = 2\pi f$ and $k_1 = \omega/c_1$).

Dans toute la suite, on élimine la dépendance temporelle en $e^{-i\omega t}$. Les champs total $p(\vec{X})$ et diffractés $p^s(\vec{X})$ sont donnés par la représentation intégrale :

$$p(\vec{X}) = p^0(\vec{X}) - k_1^2 \int_{\Omega_2} \Lambda(\vec{X}')p(\vec{X}')G_0(\vec{X}', \vec{X})d\Omega(\vec{X}') \quad (1)$$

$$p^s(\vec{X}) = -k_1^2 \int_{\Omega_2} \Lambda(\vec{X}')p(\vec{X}')G_0(\vec{X}', \vec{X})d\Omega(\vec{X}') \quad (2)$$

avec $G_0(\vec{X}, \vec{X}') = i/4H_0^1(k_1\|\vec{X} - \vec{X}'\|)$ la fonction de Green bidimensionnelle et Λ la fonction de contraste qui caractérise l'objet :

$$\Lambda(\vec{X}) = 1 - \frac{k^2(\vec{X})}{k_1^2} = 1 - \frac{c_1^2}{c_2^2(\vec{X})}$$

Une formulation discrétisée peut être obtenue en remplaçant la cible par une grille de $n \times n$ cellules élémentaires de section carrée, suffisamment petites pour que l'on puisse supposer que Λ et p sont constants à l'intérieur. Les Eq. (1) et (2) donnent alors :

$$p(\vec{X}) = p^0(\vec{X}) - k_1^2 \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \Lambda(\vec{X}_{pq})p(\vec{X}_{pq}) \int_{\Omega_{pq}} G_0(\vec{X}, \vec{X}')d\Omega(\vec{X}') \quad (3)$$

$$p^s(\vec{X}) = -k_1^2 \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \Lambda(\vec{X}_{pq})p(\vec{X}_{pq}) \int_{\Omega_{pq}} G_0(\vec{X}, \vec{X}')d\Omega(\vec{X}') \quad (4)$$

En utilisant une méthode de collocation nous obtenons pour chaque point \vec{X}_{ij} de la grille :

$$p^0(\vec{X}_{ij}) = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \left[\delta_{ip}\delta_{jq} + k_1^2 \Lambda(\vec{X}_{pq}) \int_{\Omega_{pq}} G_0(\vec{X}_{ij}, \vec{X}')d\Omega(\vec{X}') \right] p(\vec{X}_{pq})$$

Cette équation peut être mise sous une forme matricielle :

$$P^0 = [I - G^D[\Lambda]] P$$

$$\text{avec : } P = \begin{bmatrix} p(\vec{X}_{11}) \\ \vdots \\ p(\vec{X}_{nn}) \end{bmatrix} \quad \text{and} \quad P^0 = \begin{bmatrix} p^0(\vec{X}_{11}) \\ \vdots \\ p^0(\vec{X}_{nn}) \end{bmatrix}$$

G^D est une matrice de taille $n^2 \times n^2$ qui ne dépend que du milieu environnant Ω_1 et de la grille de discrétisation.

Supposons maintenant que le champ de pression peut être mesuré en M points Y_j , l'Eq. (4) devient :

$$P^s = G^S[\Lambda] P,$$

G^S est une matrice de taille $M \times n^2$ dépendant uniquement du milieu environnant Ω_1 , de la grille de discrétisation et de la position des points de mesure.

Le problème peut alors être mis sous la forme d'un système de deux équations couplées [1] :

$$\begin{cases} P^s = G^s [\Lambda] P \\ P = [I - G^D [\Lambda]]^{-1} P^0 \end{cases},$$

qui peut être écrit sous la forme d'une fonction mesurant l'écart entre les champs diffractés mesuré et prédit par le modèle :

$$\rho(\Lambda) = P^s - G^s [\Lambda] [I - G^D [\Lambda]]^{-1} P^0$$

La résolution du problème inverse peut alors se ramener à la minimisation d'une fonction coût $J(\Lambda)$:

$$J(\Lambda) = \|\rho(\Lambda)\|^2$$

Ce type de problème inverse étant mal-posé, des méthodes de régularisation (Tikhonov, préservation de contours [1, 2, 3]) ont été mis en œuvre afin de stabiliser l'inversion.

La minimisation de $J(\Lambda)$ est réalisée par une méthode de gradient conjugué de Polak-Ribière [1, 2].

3 Etude expérimentale

Une étude expérimentale a été menée en laboratoire dans une cuve équipée d'un scanner à ultrasons (voir Figure 3). Les ultrasons sont générés par un générateur d'impulsions et des transducteurs large bande. Nous avons choisi des transducteurs de fréquence centrale 500 kHz qui permettent d'obtenir des mesures exploitables dans la bande [150 kHz, 750 kHz]. La Figure 2 présente un exemple de signal temporel émis par le transducteur ainsi que son spectre.

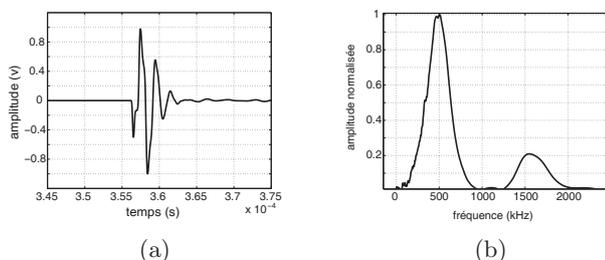


FIGURE 2 – Exemple de signal émis : (a) signal temporel, (b) spectre

Les mesures ont été réalisées à température ambiante (18.4 C). L'émetteur et le récepteur tournent autour des cibles avec un pas angulaire de 10 degrés (36 x 36 signaux mesurés). L'émetteur et le récepteur décrivent un cercle de rayons respectifs 19 cm et 33 cm (voir Figure 3).

3.1 Cas des objets en paraffine

Une première série de mesures a d'abord été réalisée avec des cibles en paraffine (A et B) décrites sur la Figure 4. La cible A est un cylindre de section carrée de 1,6 cm de côté. La cible B est un cylindre de section carrée de 1,6 cm de côté, percée d'un trou de diamètre 5 mm. Les deux cibles sont successivement immergées dans la cuve remplie d'eau. Les vitesses des ondes

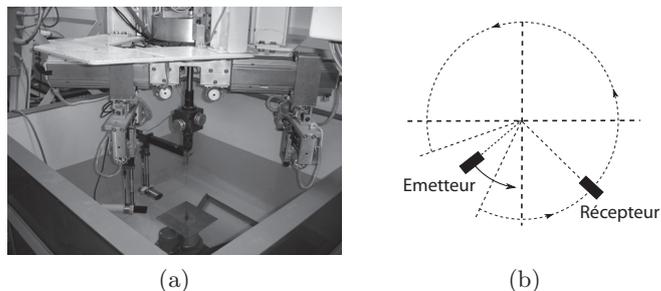


FIGURE 3 – Dispositif expérimental. (a) : Scanner à ultrasons, (b) : Configuration des acquisitions

longitudinales et transversales ont été mesurées sur des échantillons de paraffine (voir Tableau 1).

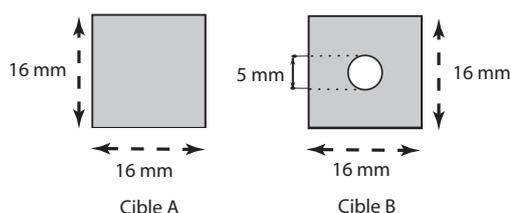
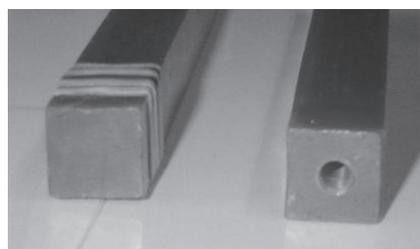


FIGURE 4 – Description des cibles

Les résultats de l'inversion pour les cibles A et B sont présentés sur la Figure 5. Les inversions ont été réalisées successivement à plusieurs fréquences (frequency-hopping method [5, 6, 7]) : les itérations ont été faites en augmentant progressivement la fréquence de travail avec 4 fréquences choisies dans la bande passante des transducteurs : 150kHz, 250kHz, 500 kHz et 750 kHz. Pour les itérations à 150 kHz, la solution initiale du processus itératif est l'eau (absence de cible). Pour les fréquences successives, la solution initiale du processus itératif est la solution finale des itérations à la fréquence précédente.

Dans les deux cas, la forme et les dimensions des cibles sont reconstruites avec une bonne précision

TABLEAU 1 – Paramètres acoustiques des différents milieux

	eau	paraffine	os agneau
vitesse des ondes longitudinales (m/s)	1477	2050	3100
vitesse des ondes transversales (m/s)	-	750	1600

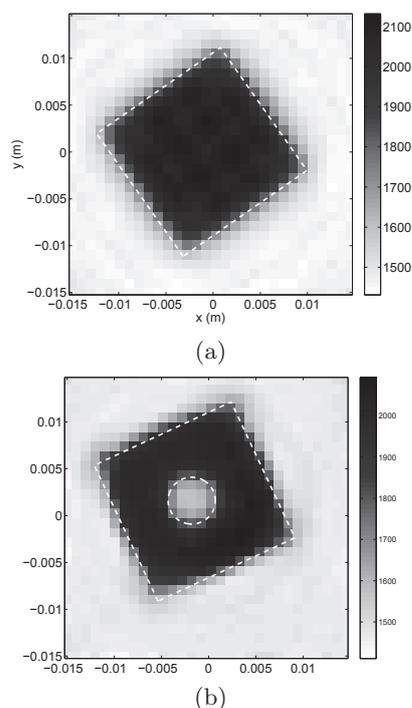


FIGURE 5 – Résultats d'inversion de données expérimentales (le trait pointillé représente la cible réelle) (a) : pour la cible A et (b) : pour la cible B

(erreur relative inférieure à 5%). De même, le profil de vitesse des ondes longitudinales est obtenu avec une erreur relative inférieure à 5%.

3.2 Cas de l'os

Nous considérons maintenant le cas de l'os. Nous avons choisi de travailler avec un os d'agneau. Les os ont été récupérés en boucherie et nettoyés (voir Figure 6). Des échantillons ont été découpés afin d'obtenir des plaques sur lesquelles des mesures des vitesses des ondes longitudinales et transversales ont été réalisées. Les résultats sont présentés dans le Tableau 1. Les mesures ont été effectuées dans les mêmes conditions que pour les cibles en paraffine. Le résultat de l'inversion est présenté sur la Figure 7. Les traits pointillés représentent les contours de l'os obtenus à partir d'une imagerie aux rayons X. Nous notons que la forme et les dimensions externes de l'os sont correctement reconstruites. Cependant, même en ce qui concerne la frontière extérieure de l'os, l'image présente des artefacts. Une des hypothèses concernant l'origine de

ces artefacts réside dans la présence d'effets 3D qui ne sont pas pris en compte dans le modèle de diffraction. En effet, la modélisation a été faite en supposant que les cibles présentaient une symétrie cylindrique (hypothèse 2D). Or dans le cas de l'os cette hypothèse n'est pas valide, l'os ne pouvant pas être assimilé à un cylindre (hypothèse valide dans le cas des cibles en paraffine). Une des solutions envisagées consiste à utiliser des transducteurs focalisés dans un plan perpendiculaire à l'axe de l'os, afin de n'éclairer qu'une "tranche" de l'os. En ce qui concerne le canal médullaire (frontière interne de l'os), nous notons également la présence de nombreux artefacts. L'utilisation de transducteurs focalisés pourrait également améliorer la reconstruction de la frontière intérieure. Enfin, en ce qui concerne le profil de vitesse des ondes longitudinales, l'erreur commise par rapport aux mesures sur des échantillons de référence (~ 3100 m/s) est importante. Nous notons toutefois que l'image obtenue est très inhomogène. Le profil de vitesse dans l'os varie de 2000 m/s jusqu'à 4500 m/s dans certaines zones. Ce résultat concorde avec les propriétés fortement inhomogènes des tissus osseux, mais il est difficile d'avoir une bonne estimation de la cartographie de vitesse dans la zone qui a été imagée et donc d'avoir une bonne connaissance du profil de vitesse recherché. Des études supplémentaires vont être menées avec cet échantillon en microscopie acoustique et en imagerie X, afin de mieux caractériser les propriétés de l'os étudié.

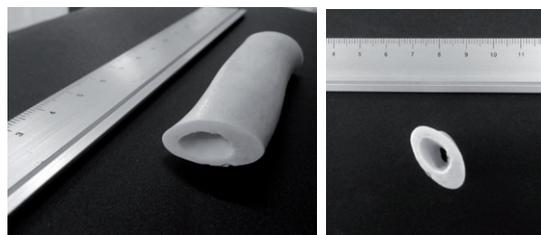


FIGURE 6 – Échantillon d'os d'agneau

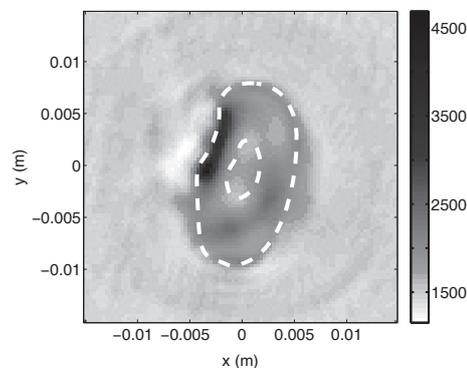


FIGURE 7 – Résultats d'inversion de données expérimentales pour l'os d'agneau

4 Conclusion

Cette étude concerne la caractérisation ultrasonore quantitative de tissus "durs" par une méthode d'imagerie non-linéaire. La méthode d'inversion présentée ici met en jeu la minimisation, par une méthode de gradient conjugué, d'une fonction représentant l'écart entre les champs acoustiques diffractés mesuré et prédit par le modèle. Les performances de la méthode ont été évaluées sur des données expérimentales mesurées en cuve avec différents types d'objets : des cibles en paraffine, fabriquées au laboratoire par moulage et des échantillons d'os d'agneau. Dans le cas des cibles en paraffine, les résultats obtenus sont de bonne qualité. La forme, les dimensions et les profils de vitesse sont déterminés avec des erreurs relatives inférieures à 5%. Dans le cas des tissus osseux, les résultats sont de moins bonne qualité. Une des raisons peut résider dans la complexité géométrique (hypothèse 2D non valide) des os étudiés. D'autres paramètres acoustique tels l'élasticité ou la porosité des tissus osseux peuvent également expliquer les artefacts présents sur l'image ultrasonore. Des études sont en cours afin de comprendre l'influence de ces différents paramètres sur les images obtenues et d'améliorer la qualité des reconstructions.

Remerciements

Cette étude a été financée par l'Agence Nationale de la Recherche (ANR MALICE subvention n°BS09-032).

Références

- [1] P. Lobel, R. Kleinman, Ch. Pichot, L. Blanc-Féraud and M. Barlaud, Conjugated gradient method for solving inverse scattering with experimental data, *IEEE Antennas & Propagation Magazine* **38**, 48-51 (1996).
- [2] P. Lobel, Problèmes de diffraction inverse : reconstruction d'image et optimisation avec régularisation des discontinuités- Application à l'imagerie microonde *PhD Thesis*, University of Nice-Sohia Antipolis (1996).
- [3] P. Lobel P, L. Blanc-Féraud, Ch. Pichot and M. Barlaud, A New Regularization Scheme for Inverse Scattering, *Inverse Problems* **13**, 403-410 (1997).
- [4] R. Guillermin, P. Lasaygues, G. Rabau and J-P Lefebvre, Quantitative non-linear ultrasonic imaging of targets with significant acoustic impedance contrast - An experimental study, *J. Acoust. Soc. Am.* **134**, 2, 1001-1010 (2013).
- [5] O.S. Haddadin and E.S. Ebbini, Multiple frequency distorted Born iterative method for tomographic imaging, *Acoustical Imaging* **23**, Plenum Press (1997).
- [6] I.T. Rekanos and T.D. Tsiboukis, Inverse scattering using frequency-hopping, *International Journal of Theoretical Electrotechnics* **7**, 12-15 (1999).

- [7] A.G. Tijhuis, K. Belkebir, A. Litman and B. P. de Hon, Multiple-frequency distorted-wave Born approach to 2D inverse profiling, *Inverse Problems* **17**, 1635-1644 (2001).