



HAL
open science

Pertinence d'une décomposition multi-échelles des signaux en tomographie ultrasonore

Philippe Lasaygues

► **To cite this version:**

Philippe Lasaygues. Pertinence d'une décomposition multi-échelles des signaux en tomographie ultrasonore. 8ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2006, Tours, France. pp.291-294. hal-00440739

HAL Id: hal-00440739

<https://hal.science/hal-00440739>

Submitted on 26 Apr 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Pertinence d'une décomposition multi-échelles des signaux en tomographie ultrasonore

Philippe Lasaygues

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

Résumé

Cet article s'inscrit dans le cadre d'une recherche en imagerie ultrasonore quantitative et qualitative de milieux fortement contrastés par rapport à leur environnement (les os par exemple). La propagation dans de telles structures, associée à plusieurs phénomènes, génère des signaux ultrasonores constitués de plusieurs paquets aux signatures temporelles et fréquentielles différentes. Afin de corréliser les phénomènes physiques, associés à cette propagation complexe, aux différentes contributions observées sur les signaux, il convient de dégager l'information utile (les paquets par exemple) de l'information parasite (bruit électro-acoustique ou de structure). Après avoir essayé, plus ou moins avec succès, différentes solutions (filtrage, seuillage, déconvolution), nous proposons d'augmenter la résolution des signaux ultrasonores à partir d'un traitement optimisé par analyse simultanée en temps et en fréquence. Pour cela, il est proposé d'une part de développer des algorithmes basés sur la décomposition en ondelettes des signaux et d'autre part de "choisir" convenablement un signal à l'émission, corrélé à la fonction d'appareillage et relatif à l'onde incidente sur l'objet diffractant, dont les propriétés mathématiques seraient adaptées à ce traitement temps-fréquence. Cette méthode que nous appellerons "pseudo-déconvolution par ondelettes" permet d'atteindre la fonction de transfert de l'objet diffractant que nous cherchons à reconstruire en imagerie ultrasonore.

Introduction

L'imagerie médicale est l'application principale de la tomographie ultrasonore. Cette méthode d'imagerie résulte de la linéarisation du problème inverse de diffusion acoustique et permet de visualiser les petites perturbations d'un milieu de référence. Pour des milieux présentant de faibles hétérogénéités, comme le sont les milieux biologiques "mous", le milieu moyen (le milieu ambiant) sert de référence homogène et les ondes traversent un milieu quasiment homogène et isotrope dont les caractéristiques acoustiques sont très proches de celle de l'eau. Lorsque les contrastes sont trop forts ou les diffuseurs trop rapprochés (imagerie des structures osseuses par exemple), les théories linéaires ne peuvent raisonnablement s'appliquer, et la prise en compte de certains phénomènes physiques liés à la propagation des ondes lors de leur passage dans le milieu, impose une modification des protocoles d'acquisitions des signaux ultrasonores. Evidemment plus la fréquence de l'onde est élevée, plus sa propagation, au sein d'un milieu complexe, sera perturbée. Pour limiter ces problèmes, l'appel aux basses fréquences ultrasonores (< 3 MHz) est une alternative possible efficace [1]. En effet, en baissant la fréquence de l'onde émise, certaines zones hétérogènes

peuvent être "vues" plus homogènes et l'atténuation est également plus limitée. Toutefois, si nous gagnons en profondeur de champ, nous perdons forcément sur la résolution des signaux et donc des images reconstruites. Même à basses fréquences, la complexité de cette propagation génère une complexité des signaux acoustiques, constitués de plusieurs contributions aux signatures souvent difficiles à analyser et à interpréter (chemins de propagation, ondes de volume, ondes guidées ou de surface, atténuation).

Afin d'améliorer la "qualité" des signaux utilisés pour, soit la reconstruction d'une image de la structure, soit la caractérisation du phénomène physique associé, soit les deux, nous avons recours au traitement du signal. Dans le cas particulier de l'imagerie ultrasonore appliquée aux structures fortement contrastées comme les os par exemple, l'objectif de la quantification de l'information, but ultime de la caractérisation tissulaire, nous encourage à optimiser des traitements systématiques. Plusieurs solutions sont aujourd'hui abordées telles que le filtrage, l'analyse spectrale ou la déconvolution des signaux par une réponse caractéristique de la fonction d'appareil [2], cette dernière opération permettant de renforcer l'information vers les hautes et basses fréquences du spectre. Dans le travail rapporté ici, nous proposons une alternative à la déconvolution reposant sur une décomposition multi-échelle en ondelettes des signaux exploitant toute l'information disponible simultanément en fréquence et en temps. Mais la seule analyse ne suffit pas et pour que le traitement soit optimum, la signature acoustique de l'onde émise, i.e. l'onde incidente arrivant sur l'objet diffractant, doit aussi respecter, si ce n'est toutes, au moins quelques-unes des propriétés particulières des ondelettes. L'objet de cet article est de présenter tout l'intérêt d'une mise en forme "optimisée" du signal transmis au milieu de propagation en regard du pré-traitement nécessaire des signaux ultrasonores.

Exposé de la problématique acoustique

Les fréquences utilisées en tomographie ultrasonore des tissus fortement contrastés sont donc choisies inférieures à celles utilisées conventionnellement (échographie clinique). La longueur d'onde augmente et la quantité d'énergie perdue au cours de la propagation diminue. La profondeur de pénétration de l'onde augmente en même temps que sa "capacité" à le traverser. La longueur d'onde de l'onde émise étant grande (1,5 mm à 1 MHz dans l'eau), un milieu hétérogène sera "vu" et analysé comme quasi-homogène. En contre-partie, le pouvoir séparateur, i.e. la résolution, diminue, tout comme la qualité des images reconstruites (Figure 1).

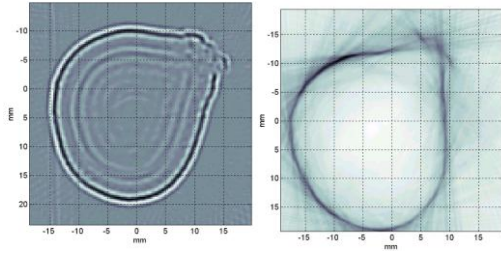
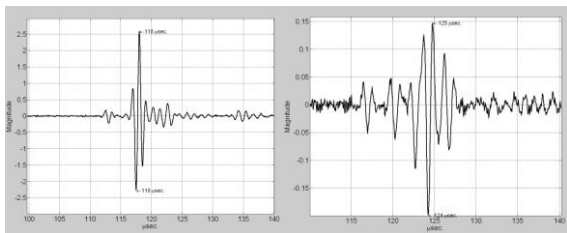
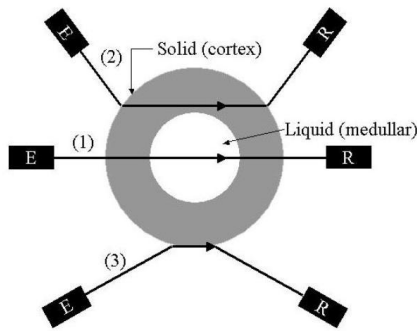


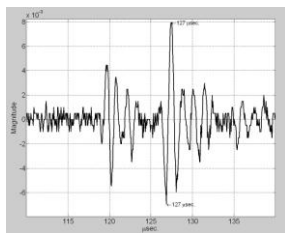
Figure 1 : Effet de la fréquence sur la résolution d'images tomographiques ultrasonores de fémur humain adulte (gauche) 500 kHz, (droite) 2,25 MHz

La propagation des ondes se traduira par des signaux aux caractéristiques spécifiques et dépendantes du lieu et du mode d'acquisition (réflexion, transmission ou diffraction). Les exemples suivants (Figure 2) illustrent la difficulté de l'analyse des signatures acoustiques. On distingue (dans cet exemple en transmission mais la même complexité s'observe en réflexion ou diffraction) une signature et des contributions différentes suivant que l'onde se propage dans les zones strictement osseuses, médianes, assimilables à un multicouche milieu élastique/fluide–moelle/milieu élastique, ou en limite extérieure de la corticale, à la frontière avec le milieu environnant, les tissus mous in vivo, le liquide de couplage in vitro.



(zone 1)

(zone 2)



(zone 3)

Figure 2 : Identification des chemins de propagation en fonction des différentes zones constituant un os long. (zone 1) multicouche os/canal médullaire/os, (zone 2) cortex osseux exclusivement, (zone 3) limite de la couche corticale

Entre autres explications, nous admettrons que pour des objets biologiques à fort contraste, une grande partie de l'énergie incidente est diffractée voire essentiellement réfléchi et la partie transmise est réfractée après conversion de mode à l'interface eau/os, puis os/canal médullaire, suivant des angles de réfraction variables. La diffraction ne sera pas isotrope. Les différentes contributions sur les signaux dépendent pertinemment du trajet et de la nature des ondes se propageant. L'idée d'un traitement spécifique du signal est de dégager le plus d'information possible sur ces différentes contributions en analysant les signatures temporelles et fréquentielles des différents paquets d'onde. Il faut donc décomposer ce signal de façon à faire ressortir ses composantes.

La **transformation en ondelettes** va permettre de traiter le signal afin d'analyser son contenu fréquentiel en fonction du temps comme nous le ferions avec un zoom photographique sur le signal, de l'information très locale à celle plus globale. Cette transformation permet d'obtenir un diagramme temps-échelle qui représente l'évolution du spectre des fréquences tout le long du signal. On obtient un diagramme avec en abscisse le temps et en ordonnée les fréquences. Comme outil de traitement temps-échelle, l'analyse en ondelettes est très adaptée à la détection et à la discrimination de signaux lors de phase de pré traitement des données ainsi qu'au filtrage lors de la phase de reconstruction d'images.

Synoptique expérimental

Le banc expérimental de laboratoire

Le banc de mesure expérimental du LMA est constitué d'un bras principal symétrique par rapport à son axe de rotation, qui porte deux autres bras secondaires équidistants de l'axe. Chaque bras soutient un transducteur qu'il peut translater orthogonalement au bras principal, et chaque transducteur peut effectuer une rotation sur lui-même.



Figure 3 : Vue d'un sondage ultrasonore d'un fémur

L'ensemble électro-acoustique et les transducteurs jouent alors le rôle d'un filtre hybride que nous qualifions de linéaire, continu, stationnaire et causal. L'entrée et la sortie sont liées par convolution :

$$s(t) = (x \otimes h_M)(t) = (h_T \otimes e \otimes h_M)(t) \quad (1)$$

avec $e(t)$ le signal électrique d'entrée envoyé au transducteur émetteur, $h_T(t)$ la réponse impulsionnelle des transducteurs émetteur et récepteur (supposées connues et identiques), et regroupées sous une seule variable, h_M la réponse impulsionnelle du milieu étudié. Lorsque l'entrée $x(t)$ ne peut

raisonnablement être approchée par une mesure de Dirac, la fonction $h_M(t)$ doit être restaurée à partir de la sortie mesurée $s(t)$. On parle de déconvolution.

Pseudo-déconvolution par décomposition en ondelettes du signal

En général, $e(t)$ est assimilable à une impulsion de Dirac si bien que l'entrée $x(t) \approx h_T(t)$, la réponse des transducteurs.

Envisageons maintenant de générer une onde dont le signal $x(t)$ aurait des propriétés adaptées à un traitement spécifique, comme par exemple l'analyse en ondelettes.

Si, $x(t)$ est une ondelette que nous notons $\phi_j(t)$ centrée à l'échelle de dilatation J ($J \in \mathbb{Z}$), nous avons :

$$s(t) = \phi_J(t) \otimes h_M(t) \quad (2)$$

La Figure 4 illustre la comparaison entre le signal $x(t)$ lorsque l'excitation est impulsionnelle ou lorsqu'elle est synthétique.

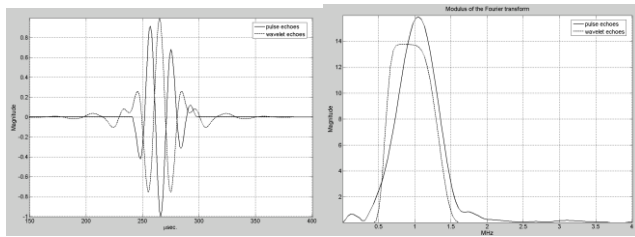


Figure 4 : Comparaison entre le signal émis lorsque l'excitation est impulsionnelle (pulse-echos) ou synthétique (wavelet, $J = -4$). Transducteur de fréquence nominale 1 MHz, échos obtenus sur une interface eau/air, pour une colonne d'eau de 14 cm

La représentation temps-échelle du signal $s(t)$ sur une grille dyadique [3, 4] permet de calculer les coefficients X_j ,

$$X_j(t) = s(t) \otimes \phi_{j,0}(t) = (\phi_j \otimes h_M)(t) \otimes \phi_{j,0}(t) = h_M \otimes (\phi_j \otimes \phi_{j,0})(t) \quad (3)$$

où $\phi_{j,0}(t)$ est une ondelette centrée à l'échelle de dilatation j ($j \in \mathbb{Z}$). Les propriétés de la décomposition en ondelettes orthogonales sont telles que les coefficients s'annulent partout sauf pour $j = J$, permettant d'atteindre directement la réponse de l'objet, sans plus d'effet de filtrage.

$$X_j(t) = \begin{cases} (h_M \otimes \delta)(t) = h_M(t) & \text{si } j = J \\ 0 & \text{si } j \neq J \end{cases} \quad (4)$$

Donc s'il est possible de créer une fonction d'appareillage identique à une ondelette, alors cet algorithme permet de déterminer la réponse du milieu soit donc de "déconvoluer".

Résultats, simulation et expériences

Considérons une suite de deux interfaces distantes de D séparant un milieu élastique ($c_M = 2700$ m/s).

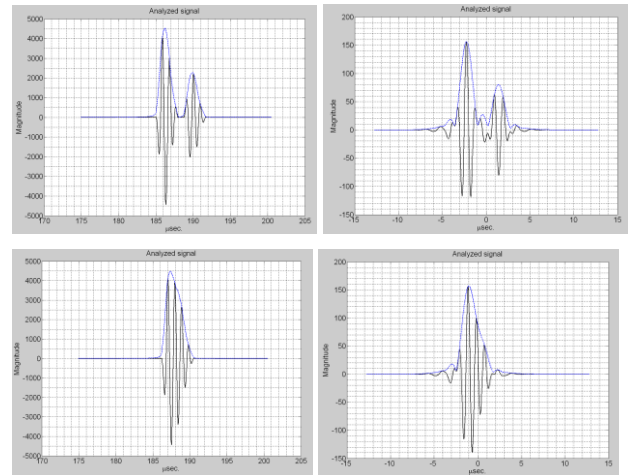


Figure 5 : Echogrammes simulés sur un dioptré plan, pour différentes profondeurs D (haut) pulse-écho, (bas) ondelette-mère $J = -4$, (gauche) 5 mm, (droite) 2 mm, 512 échantillons, 20 MHz de fréquence d'échantillonnage, 2700 m/s

Le cas de l'interface de profondeur 2 mm est intéressant car la longueur d'onde dans l'eau à 1 MHz (1,5 mm à 1500 m/s) est du même ordre de grandeur et les signaux d'entrée/sortie sont confondus. La limite de la résolution est atteinte.

On décompose ces signaux sur une base de fonctions ondelettes (plusieurs voies j d'analyse). Les coefficients de la grille dyadique maximum identifient la voie j de la pseudo-déconvolution.

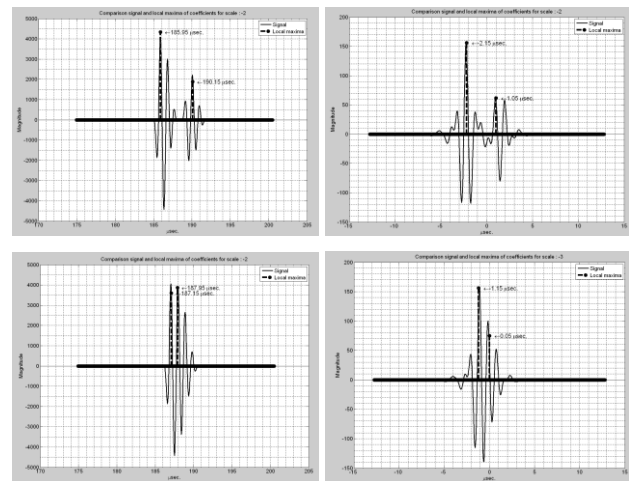


Figure 6 : Eléments de la grille dyadique correspondants à la voie J des coefficients non nuls (haut) pulse-écho, (bas) ondelette-mère $J = -4$, (gauche) 5 mm, (droite) 2 mm, 512 échantillons, 20 MHz de fréquence d'échantillonnage, célérité des ondes de compression = 2700 m/s

En prenant le temps du coefficient maximum du 1^{er} groupe et le temps du coefficient maximum du 2^{ème} groupe, on obtient les mesures d'épaisseurs suivantes :

Epaisseurs réelles (mm)	Epaisseurs calculées (mm) (erreur %)	
	Impulsion	Ondelette
5	5,67 (13,4 %)	4,32 (13,6 %)
2	1.08 (46 %)	1,62 (19 %)

Approximativement lorsque les échos sont bien dissociés, quel que soit le mode d'excitation, la discrimination est correcte. Lorsque, à l'inverse, celle-ci est impossible du fait des dimensions proches de la longueur d'onde (facteur $ka = 4,2$ avec k le nombre d'onde et a le rayon de l'objet), l'utilisation d'une ondelette pour générer l'onde avant l'objet s'avère pertinente lors du traitement.

La mise en œuvre expérimentale (devant nous permettre d'affiner davantage le processus quant aux choix de l'ondelette-mère, de la décomposition et des traitements appropriés), n'est pas simple. En effet, fabriquer $x(t)$ "ondelette", nécessite la programmation d'une fonction devant être filtrée par le transducteur émetteur. Plusieurs approches ont été entreprises plus ou moins avec succès comme la déconvolution, le recuit simulé, et principalement la détermination manuelle qui consiste itérativement à construire notre signal en corrigeant l'erreur quadratique à chaque itération.

L'objet analysé est constitué d'un cylindre en plexiglas de diamètre externe de 30 mm. Le sinogramme contient 180 projections réparties sur 360° soit un pas angulaire de 2° . Les signaux contiennent 1024 échantillons répartis tous les 50 ns (soit une fréquence d'échantillonnage de 20 MHz). La fréquence nominale du transducteur est de 1 MHz.

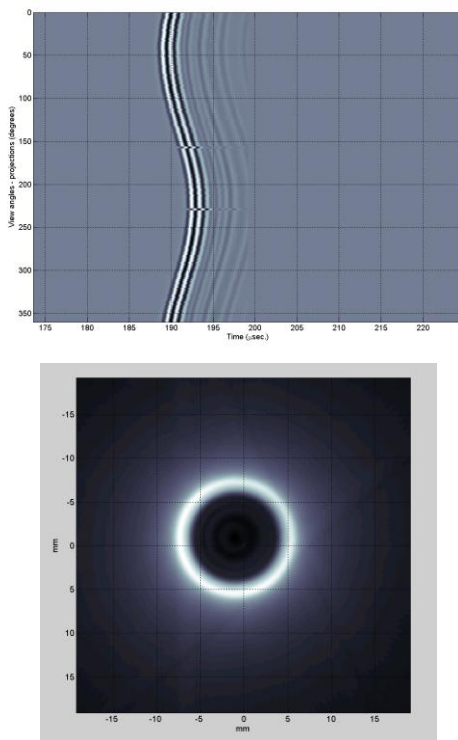


Figure 7 : Excitation impulsionnelle (haut) Sinogramme temps - projections angulaires, (bas) tomogramme (256 x 256 pixels)

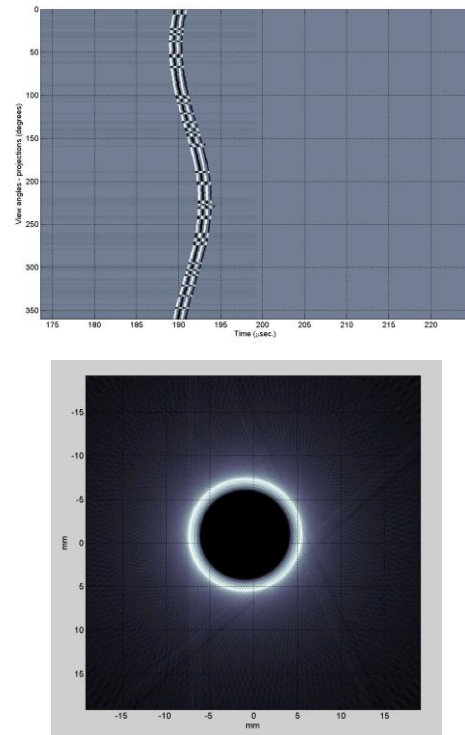


Figure 8 : Excitation ondelettes (haut) Sinogramme temps - projections angulaires des coefficients en ondelettes pour la voie $j = -4$ d'analyse, (bas) tomogramme (256 x 256 pixels)

Après décomposition des signaux (i.e. pseudo-déconvolution), la définition du contour du cylindre est bien mieux résolue. Maintenant l'étude tube est envisagée, plus complexe

Remerciements

Je remercie particulièrement Louise Matet et Laurent Marsac de l'Ecole Supérieure des Ingénieurs de Luminy (ESIL) de Marseille, et Karine Degrendele de l'Ecole Généraliste des Ingénieurs de Marseille (EGIM) pour leurs contributions à ce travail.

References

- 1 P. Lasaygues, J.-P. Lefebvre and S. Mensah, High Resolution Low Frequency Ultrasonic Tomography *Ultrasonic Imaging*, **19**, (1997) 278-293
- 2 P. Lasaygues et J.-P. Lefebvre, Déconvolution en tomographie ultrasonore basse fréquence *Acustica Acta acustica*, **86**, (2000), 506-514
- 3 P. Lasaygues *Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II*, (1992)
- 4 P. Lasaygues et J.-P. Lefebvre Application de l'analyse en ondelettes en tomographie ultrasonore *Traitement du Signal*, **12** n°4, (1995), 373-388