



Tomographie ultrasonore osseuse : Caractérisation de la diaphyse des os par inversion d'un champ acoustique diffracté ; Intérêt pour l'imagerie pédiatrique

Philippe Lasaygues

► To cite this version:

Philippe Lasaygues. Tomographie ultrasonore osseuse : Caractérisation de la diaphyse des os par inversion d'un champ acoustique diffracté ; Intérêt pour l'imagerie pédiatrique. Traitement du signal et de l'image [eess.SP]. Aix-Marseille Université, 2006. tel-00440673

HAL Id: tel-00440673

<https://theses.hal.science/tel-00440673>

Submitted on 27 Apr 2020

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.

**UNIVERSITE DE LA MEDITERRANEE
AIX-MARSEILLE II**

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES

PHILIPPE LASAYGUES

**Tomographie ultrasonore osseuse : Caractérisation de la
diaphyse des os par inversion d'un champ acoustique
diffracté**

Intérêt pour l'imagerie pédiatrique

Présentée le 17 novembre 2006 devant le jury composé de :

Mme. Hobatho Marie-Christine	Présidente
MM Laugier Pascal	Rapporteur
Saillard Marc	Rapporteur
El Guerjouma Rachid	Rapporteur
Chabrand Patrick	Examineur
Petit Philippe	Examineur
Alcuri Gustavo	Examineur
Lefebvre Jean-Pierre	Invité

Table des matières

A.	<i>Curriculum vitae</i>	11
A.1.	Etat civil	11
A.2.	Titres universitaires	12
A.3.	Emplois occupés	12
A.4.	Thèmes de recherche	12
A.5.	Expériences professionnelles (SYNTHESE)	13
A.6.	Communications scientifiques et techniques	14
1.	Valorisation & Brevet	14
2.	Manuscrit	14
3.	Conférences plénières (Keynote lectures)	14
4.	Conférence invitée (Invited paper)	14
5.	Participation à la rédaction d'ouvrages	14
6.	Publications éditées (revues à comité de lecture)	14
7.	Publications éditées (revue professionnelle)	15
8.	Publications éditées (actes de colloques édités)	15
9.	Publications à édition partielle ou dans des actes de colloque non édités.	18
10.	Communications sans actes (Séminaires)	19
A.7.	Activités d'enseignement et d'encadrement	20
1.	Enseignement	20
2.	Polycopiés de cours	20
3.	Participation à l'encadrement de thèses	20
4.	Participation aux travaux de thèses	20
5.	Autres stages (Ingénieurs, DEA, IUT, ...)	20
A.8.	Exemples de recherche technologique appliquée	21
1.	Matériaux et milieux industriels	21
2.	Bio-matériaux et génie biologique	22
A.9.	Responsabilités administratives et collectives	23
1.	Administration au LMA	23
2.	Sociétés savantes / CNRS	23
3.	Organisation de colloques, journées d'étude, scientifique et technique	23
4.	Autre	23
B.	<i>Activités & projet de Recherche</i>	27
B.1.	Avant-propos	27
B.2.	L'imagerie ultrasonore osseuse	28
B.3.	Stratégies d'inversion en tomographie ultrasonore	29
1.	L'équation de Lippmann-Schwinger et l'approximation de Born	30
2.	Stratégie 1 : Méthode dite de "Born distordu itératif" avec itération sur les campagnes d'acquisition	35
3.	Stratégie 2 : Méthode dite de "Born distordu itératif" avec itération sur les modèles à partir d'une seule campagne de mesures	37
4.	Stratégie 3 : Méthode basée sur une modélisation approchée canonique du problème direct	42
5.	Homogénéisation et caractérisation élastique des tissus osseux	46
B.4.	Les scanners à ultrasons	46
B.5.	Résolution et quantification de l'information	49
1.	Déconvolution par filtrage de Wiener	51
2.	L'analyse temps-fréquence par décomposition en ondelettes	52
3.	Affinage du filtrage de Wiener par traitement en ondelettes des signaux RF	59
4.	Segmentation d'image	65
B.6.	Perspectives pour l'imagerie des os longs d'enfant	66
1.	Contexte médical et technologique	66
2.	Projet de recherche	67
B.7.	Publications les plus significatives du travail présenté	74

A. CURRICULUM VITAE

A.1. Etat civil

Nom : Philippe LASAYGUES

Adresse personnelle : 8, Chemin Lou Valadet, 13850 GREASQUE

Né le 15 septembre 1965 à Saint-Etienne (Loire)

Situation de famille : Nationalité française, vie maritale, trois enfants

Adresse professionnelle actuelle : Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, UPR CNRS 7051
31, Chemin Joseph Aiguier, 13402 Marseille Cedex 20,

Tel. : 04 91 16 42 77 E-Mail : lasaygues@lma.cnrs-mrs.fr

Fonction actuelle : Ingénieur de Recherche, CNRS

Titre principal : DOCTEUR EN MECANIQUE ("Acoustique et Dynamique des Vibrations")

Distinction : Prix Chavasse 2001 de la Société Française d'Acoustique
(Eloge de Pascal Laugier)

A.2. Titres universitaires

- ❑ 1992 : Doctorat de Mécanique, *Spécialité "Acoustique et Dynamique des Vibrations", Université d'Aix-Marseille II.*
- ❑ 1989 : DEA d'Acoustique et Dynamique des Vibrations, Université d'Aix-Marseille II - (mention AB). *Option : Acoustique sous-marine et génie marin.*
- ❑ 1986-88 : Licence et Maîtrise de Mécanique, Université de Provence & Institut de Mécanique des Fluides de Marseille (mention AB). *Options : Mécanique du Vol - Hydraulique industrielle - Ecoulements à hautes températures, Eléments de thermopropulsion.*

A.3. Emplois occupés

- ❑ 1989-92 : Allocataire de recherche (Doctorat) – Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique UPR CNRS 7051, Marseille
- ❑ 1991-92 : Maître auxiliaire (informatique) – Institut Supérieur de Marseille, la Cadenelle
- ❑ 1992 : Ingénieur informaticien – société DIGILOG – Aix en Provence
- ❑ 1992 – 94 : Chargé de Recherche – Société ALCTRA – Paris
- ❑ 1994 – 96 : Directeur Scientifique – Société ALCTRA – Paris
- ❑ 1996 : Ingénieur de Recherche 2^{ème} classe – Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique UPR CNRS 7051, Marseille.

A.4. Thèmes de recherche

1989-93 : Imagerie ultrasonore (problèmes directs et problèmes inverses 1D et 2D) – théorie du sondage acoustique – tomographie,

1992-96 : contrôle non destructif, applications industrielles des ultrasons, physico-chimie industrielle, dynamique des vibrations,

1996-1999 : acoustique sous-marine et génie marin, mécanique des milieux continus, imagerie acoustique,

1996 : ingénierie bio-médicale et imagerie médicale, tomographie ultrasonore quantitative, caractérisation de milieux biologiques, élasticité linéaire et non linéaire, traitement du signal et de l'image.

A.5. **Expériences professionnelles (SYNTHESE)**

1989-92 : **Thèse de Mécanique**, Acoustique et Dynamique des Vibrations au Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique de Marseille (UPR CNRS 7051)

Titre : "*Etude de l'écho d'une fissure, traitement de signaux par analyse en ondelettes en contrôle non destructif*"

Formulation et résolution du problème direct - Tomographie ultrasonore - Problème inverse - Discrimination de signatures acoustiques par traitement temps-échelle et analyse en ondelettes - Applications au contrôle non destructif - Configuration d'un banc complet d'imagerie pour divers types de sondages ultrasonores.

1991-92 : **Maître auxiliaire** en informatique appliquée à la gestion pour des étudiants de première année de BTS à l'Institut Supérieur de Marseille.

1992 : **Ingénieur** informaticien sous contrat EDF / DIGILOG

Réalisation et mise à l'essai d'un logiciel de déconvolution pour l'imagerie BSCAN de défauts en contrôle non destructif des matériaux par ultrasons. Rédaction d'une documentation ("spécification") et d'un manuel de description informatique du logiciel.

1992-96 : **Chargé de Recherche** puis **Directeur Scientifique** au sein de la Société ALCTRA Cabinet d'Etudes, Recherche & Développement.

Mes activités étaient comprises dans les travaux de Recherche et Développement de la Société, sur des projets internes et externes (contrats industriels). L'axe de mes interventions se situait au niveau du contrôle non destructif, de la caractérisation de matériaux et du traitement du signal ; de la gestion des projets aux réalisations expérimentales et techniques. J'assurais l'organisation fonctionnelle des rapports de la Société avec les institutions partenaires qui gravitaient autour des axes de développement scientifique et, en interne, j'assurais la cohésion des diverses lignes de travail des équipes. J'ai également eu la responsabilité de la Communication Scientifique et Technique de la Société tant au niveau de la formation (séminaires, responsable de stages, co-encadrant thèse) que des publications ou de la veille technologique.

1996 : **Ingénieur de Recherche 2^{ème} classe** au Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, (UPR CNRS 7051), Marseille.

A.6. **Communications scientifiques et techniques**

1. Valorisation & Brevet

Scanner ANAIS : Mammographe ultrasonore 2D/3D : Conception et développement d'un tomographe multi-statique ultrasonore pour l'imagerie numérique paramétrique et quantitative du sein – 2006

2. Manuscrit

Etude de l'écho d'une fissure, traitement de signaux par analyse en ondelettes en contrôle non destructif, *Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II*, 1992

3. Conférences plénières (Keynote lectures)

- 1- Wavelet analysis applied to ultrasonic non destructive evaluation of materials, *6ème Conférence Internationale sur les Essais Non Destructifs*, Nice, France, 1994
- 2- Ultrasound Tomography: basic sciences, developments, *15th International Bone Densitometry Workshop*, Monterey, California, USA, 2002
- 3- Bone Imaging using Compound Ultrasonic Tomography, *Workshop on Computerized Tomography for Scientists and Engineers*, IIT Kanpur, India, 2004

4. Conférence invitée (Invited paper)

- Imaging the shape of long bones using ultrasound tomography, *Joint Workshop Russian Acoustic Society & French Acoustical Society*, Moscou, Russie, 2005

5. Participation à la rédaction d'ouvrages

J.-P. Lefebvre, **P. Lasaygues** et S. Mensah, Tomographie acoustique, *Matériaux & Acoustique*, **II**, 4.7, Hermes Science Publishing Ltd, 2005

6. Publications éditées (revues à comité de lecture)

- 1- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Application de l'analyse en ondelettes en tomographie ultrasonore *Traitement du Signal*, **12** n°4, 373-388, 1995
- 2- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre and S. Mensah, High Resolution Low Frequency Ultrasonic Tomography *Ultrasonic Imaging*, **19**, 278-293, 1997
- 3- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Déconvolution en tomographie ultrasonore basse fréquence *Acustica Acta acustica*, **86**, 506-514, 2000
- 4- R. Guillermin, **P. Lasaygues**, J.-P. Sessarego and A. Wirgin, Imaging an object buried in the sediment bottom of a deep sea by linearized inversion of synthetic and experimental scattered acoustic wavefields, *Inverse Problems*, **16**, 1777-1797, 2000
- 5- R. Guillermin, **P. Lasaygues**, J.-P. Sessarego and A. Wirgin, Inversion of synthetic and experimental acoustical scattering data for the comparison of two reconstruction methods employing the Born approximation, *Ultrasonics*, **39**(2), 121-131, 2000

- 6- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Cancellous and cortical bone imaging by reflected tomography, *Ultrasonic Imaging*, **23**, 55-68 , 2001
- 7- M. Pithioux, **P. Lasaygues** and P. Chabrand, An ultrasonic methods to describe mechanical properties of compact bone, *Journal of Biomechanics* **35**, 961-968, 2002
- 8- **P. Lasaygues** and M. Pithioux, Ultrasonic characterization of homogeneous, orthotropic elastic bovine bones, *Ultrasonics* **39**, 567-573, 2002
- 9- E. Ouedraogo, **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Contrast and velocity ultrasonic tomography of long bones, *Ultrasonic Imaging* **24**, 135-146, 2002
- 10- **P. Lasaygues**, D. Tanne, S. Mensah and J.-P. Lefebvre, Circular antenna for breast ultrasonic diffraction tomography, *Ultrasonic imaging*, **24**, 135-146, 2002
- 11- **P. Lasaygues**, E. Ouedraogo, J.-P. Lefebvre., M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Progress toward in vitro quantitative imaging of human femur using Compound Quantitative Ultrasonic Tomography, *Phys. Med. Biol.*, **50 (11)** 2633-2649, 2005
- 12- L. Le Marrec, **P. Lasaygues**, T. Scotti and C. Tsogka, Efficient shape reconstruction of non-circular tubes using broadband acoustic measurements, *Acta Acustica united with Acustica*, **92 (3)**, 355-361, 2006
- 13- **P. Lasaygues**, Assessing the cortical thickness of long bone shafts in children, using two-dimensional ultrasonic diffraction tomography, *Ultrasound in Med. & Biol.*, **12 (8)** , 1215-1227, 2006
- 14- E. Franceschini, S. Mensah, L. Le Marrec and **P. Lasaygues**, An optimization method for quantitative impedance tomography, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, - Special Issue on High Resolution Ultrasonic Imaging in Industrial, Material and Biomaterial Applications, à paraître 2006

Soumises

- 15- **P. Lasaygues**, R. Guillermin and J.-P. Lefebvre, Distorted Born Diffraction Tomography: limits and applications to inverse the ultrasonic field scattered by an non-circular infinite elastic tube, *Ultrasonic Imaging*, 2006

7. Publications éditées (revue professionnelle)

- J.-P. Lefebvre, **P. Lasaygues**, C. Potel, JF. De Belleval et P. Gatignol, L'acoustique ultrasonore et ses applications, 1^{ère} partie, *Revue Acoustique & Technique, Dossier spécial "Ultrasons"*, CIDB-SFA Editeur, **36**, 4-11, 2004
- J.-P. Lefebvre, **P. Lasaygues**, C. Potel, JF. De Belleval et P. Gatignol, L'acoustique ultrasonore et ses applications, 2^{ième} partie, *Revue Acoustique & Technique, Dossier spécial "Ultrasons"*, CIDB-SFA Editeur, **36**, 11-19, 2004

8. Publications éditées (actes de colloques édités)

- 1- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Détection de fissure par échographie ultrasonore : une modélisation et un outil de traitement du signal adaptés, *Actes du 10ème congrès de mécanique*, Septembre 1991
- 2- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Traitement de signaux de contrôle non destructif ultrasonore par analyse en ondelettes, *Actes du 13ème colloque GRETSI*, 1991
- 3- J.-P. Lefebvre et **P. Lasaygues**, Application de l'analyse en ondelettes à la détection de fissures par échographie ultrasonore, *Actes du 2ème Congrès Français d'Acoustique*, 1992

- 4- **P. Lasaygues**, G. Alcuri et J.-P. Van Cuyck, Développement d'un coupleur solide pour le contrôle non destructif ultrasonore - Caractérisation et applications industrielles, *Actes du 6ème Conférence Internationale sur les Essais Non Destructifs*, 181-183, 1994
- 5- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre and P. Recotillet, NDE Application of ultrasonic reflexion tomography, *Proceedings of the IEEE International ultrasonics symposium*, 1289-1292, 1994
- 6- **P. Lasaygues**, Wavelet analysis for ultrasonic crack detection and modelization, *Proceedings of the IEEE International Ultrasonics Symposium*, 1189-1193, 1994
- 7- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Ultrasonic crack detection and modelization by wavelet analysis, *Proceedings of the IEEE Intl. Symp. On Time-Frequency and Time-scale Analysis*, 323-329, in P. Duvaut Ed. 1996
- 8- S. Delamare, **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, La tomographie d'impédance acoustique, modélisation de la reconstruction d'un cylindre circulaire fluide infini par approximation de Born, *Actes du 4ème Congrès Français d'Acoustique, SFA/TEKNEA*, 1225-1228, in G. Canevet Ed., 1997
- 9- **P. Lasaygues** et G. Alcuri, Détection d'échos de cavitation par analyse en ondelettes, *Actes du 4ème Congrès Français d'Acoustique, SFA/TEKNEA*, 141-144, in G. Canevet Ed., 1997
- 10- S. Delamare, J.-P. Lefebvre and **P. Lasaygues**, Backscattered ultrasonics tomography : experiments and simulations, *Acoustical Imaging*, **23**, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in S. Lees and L.A. Ferrari Ed., 595-600, 1997
- 11- M. Valente, F. Duprat, M. Grotte, **P. Lasaygues**, Non-destructive evaluation of firmness of fresh pineapple by acoustic method, *Acta Horticulturae* 562, III International Symposium on Sensors in Horticulture
- 12- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre and S. Mensah, Deconvolution and wavelet analysis on ultrasonic reflexion tomography, *Topics On Non Destructive Evaluation Series B. Djordjevic and H. Dos Reis, Series Editors*, **3**, III International Workshop - Advances in Signal Processing for NDE of Materials, in X. Maldague volume 3 Technical Ed, 27 - 32, ASNT, 1998
- 13- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Improvement of resolution in ultrasonic reflexion tomography *Proceedings of the 7th European Conference on Non Destructive Testing*, **3** , 3001-3008, Copenhagen, 1998
- 14- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Deconvolution in low frequency ultrasonic reflexion tomography *Proceedings of the 25th Review of Progress in QNDE*, 86-89, 1998
- 15- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, High-resolution process in ultrasonic reflexion tomography, *Acoustical Imaging*, **24**, 35-41, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in H Lee Ed., 1998
- 16- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre and S Mensah, Ultrasonic reflexion tomography: Signal processing and resolution, *J Acoust Soc Am.* **105** (2), 1360 (abstract only), 1999
- 17- J.-P. Lefebvre, S. Mensah, **P. Lasaygues** and A. Wirgin, Investigation in ultrasonic tomography *J Acoust Soc Am.* **105** (2), 1015 (abstract only), 1999
- 18- M. Pithioux, **P. Lasaygues**, P. Chabrand and M. Jean, Characterization of mechanical properties of compact bone using an ultrasonic method, *Actes du 24ème congrès de la société française de biomécanique, journal of physiology and biochemistry* **107**, supp sep 99, 85, 1999
- 19- M. Pithioux, **P. Lasaygues** and P. Chabrand, Parametric identification of compact bone by ultrasonic interferometry, *Proceedings of the 4th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical engineering*, 495-500, 1999
- 20- J.-P. Lefebvre, **P. Lasaygues**, S. Mensah, S. Delamare and A. Wirgin, Born ultrasonic reflexion tomography: some limits and improvements , *Acoustical Imaging*, **25**, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in M. Halliwell and PNT Wells Ed., 79-86, 2000

- 21- **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Bone imaging by low frequency ultrasonic reflexion tomography, *Acoustical Imaging*, **25**, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in M. Halliwell and PNT Wells Ed., 507-514, 2000
- 22- E. Ouedraogo, **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, G. Berger, M. Gindre and P. Laugier, Transmission ultrasonic tomography of human bone : Limit and applications, *Acoustical Imaging*, **25**, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in M. Halliwell and PNT Wells Ed., 515-522, 2000
- 23- R. Guillermin, **P. Lasaygues**, J.-P. Sessarego and A. Wirgin, Characterization of buried objects by a discretized domain integral equation inversion method using Born approximation, theoretical aspects and experimental study, *European Conference on Underwater Acoustic*, 863-868, 2000
- 24- R. Guillermin, **P. Lasaygues**, Sessarego J.-P. and A. Wirgin, Inversion of synthetic and experimental acoustical scattering data for the comparison of two reconstruction methods employing the Born approximation, *PIERS'2000*, 2000
- 25- E. Ouedraogo, **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, M. Talmant, M. Gindre and P. Laugier, Multi-step compensation technique for ultrasound tomography of bone, *Acoustical Imaging*, **26**, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in Roman G. Maev Ed., 153-160, 2001
- 26- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, E. Ouedraogo, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier New deal and prospect in long-bones ultrasonic imaging, *Proceedings of the IEEE International Ultrasonics symposium*, 1209-1213, 2001
- 27- M. El Amrani, A. Safouane et **P. Lasaygues**, Contrôle Non destructif Par Ultrasons-Amélioration Par Traitement d'Image, *Actes du 1^{er} Colloque International sur la Maintenance Assistée par Ordinateur. Outils, Méthodes et Technologie*, Rabat Maroc 2001
- 28- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, E. Ouedraogo, M. Gindre, M. Talmant et P. Laugier, Imagerie tomographique des tissus osseux : nouvelles approches et perspectives *Actes du 6^{ème} Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, in Delabin B., Coutte J., Devos A., Moulin E., Dubus B. Ed., 618-621, 2002
- 29- M. El Amrani, A. Safouane et **P. Lasaygues**, Segmentation Multiple des Images Bscan En Contrôle Non Destructif Par Ultrasons, *Acte du Colloque Performances et Nouvelles Technologies en Maintenance (PENTOM)*, Valenciennes France 2003.
- 30- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, E. Ouedraogo, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Quantitative Ultrasonic Tomography of long bones: distorted Born Iterative Process, *Acoustical Imaging*, **27**, 549-554, 2004
- 31- **P. Lasaygues**, S. Mensah and J.-P. Lefebvre, Ultrasonic diffraction tomography: Multichannel circular antenna, *Acoustical Imaging*, **27**, 601-605, 2004
- 32- L. Le Marrec, **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Multi-frequency Quantitative imaging of high contrast objects: canonical approximation, *Acoustical Imaging*, **27**, 675-682, 2004
- 33- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre, E. Ouedraogo, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier. Ultrasonic tomography of long bone: resolution and quantification, *Ultrasonics World Congress proceedings*, 181-184, Paris, 2003
- 34- L. Le Marrec, C. Tsogka, **P. Lasaygues** and T. Scotti, Wide-band quantitative imaging of high contrast objects by a canonical approximation, *Ultrasonics World Congress proceedings*, 625-628, Paris, 2003
- 35- **P. Lasaygues**, Bone Imaging using Compound Ultrasonic Tomography, *proceedings Workshop on Computerized Tomography for Scientists and Engineers*, IIT Kanpur, India, 2004 (à paraître)
- 36- **P. Lasaygues**, Performing quantitative ultrasonic tomography using wavelets analysis, *Actes du 7^{ème} Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, 2004 (CD ROM)

- 37- L. Le Marrec, **P. Lasaygues** and J.-P. Lefebvre, Geometrical and acoustical properties identification of high-contrasted bodies using parametric imaging, *Actes du 7ème Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, 2004 (CD ROM)
- 38- **P. Lasaygues**, Compound quantitative ultrasonic tomography of long bones using wavelets analysis *Acoustical Imaging*, **28**, à paraître, 2005
- 39- **P. Lasaygues**, Imaging the shape of long bones using ultrasound tomography, *proceedings Joint Workshop Russian Acoustic Society & French Acoustical Society*, Moscou, Russie, à paraître, 2005
- 40- **P. Lasaygues**, J.-P. Lefebvre et E. Debieu, Intérêt de la tomographie ultrasonore pour l'imagerie osseuse chez l'enfant, *Actes du 8ème Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, 215-218, 2006
- 41- **P. Lasaygues**, Pertinence d'une décomposition multi-échelles des signaux en tomographie ultrasonore, *Actes du 8ème Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, 291-294, 2006
- 42- R. Guillermin et **P. Lasaygues**, Imagerie ultrasonore d'objets à fort contraste par une méthode d'équations intégrales de domaine, *Actes du 8ème Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV*, 709-712, 2006

9. Publications à édition partielle ou dans des actes de colloque non édités.

- 1- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Transformation en ondelettes et contrôle non destructif par ultrasons, *Colloque Acoustique sous-marine et Ultrasons*, cinquantième LMA, Marseille, Juin 1991
- 2- **P. Lasaygues**, Traitement du signal par transformation en ondelettes : application au contrôle non destructif par ultrasons, *publication du LMA n°137*, 1991
- 3- **P. Lasaygues** et G. Alcuri, Transformée de Fourier et échantillonnage - Variables et processus aléatoires - Densités spectrales des processus faiblement aléatoires *Publication Société Altra*, 1993
- 4- **P. Lasaygues**, Principe et propriétés de l'analyse en ondelettes, *Publication Société Altra*, 1993
- 5- **P. Lasaygues**, Diffraction en élasticité : (1ère partie) Ondes élastiques dans un milieu faiblement hétérogène *Publication Société Altra*, 1994
- 6- **P. Lasaygues**, Analyse temps-fréquence et temps-échelle pour l'étude des phénomènes vibratoires *Bulletin d'acoustique du Groupe Hutchinson*, Novembre 1993
- 7- **P. Lasaygues** et J.-P. Van Cuyck, L'acoustique dans le contrôle des procédés industriels *Bulletin d'acoustique du Groupe Hutchinson*, 1994
- 8- **P. Lasaygues** et I. Berechet, Génération et détection d'ondes élastiques par laser en contrôle non destructif, *Bulletin d'acoustique du Groupe Hutchinson*, 1995
- 9- **P. Lasaygues**, Rayonnement d'une source quelconque dans un milieu élastique, homogène et isotrope. Développement asymptotique du champ en 2D, *Publication Société Altra*, 1995
- 10- **P. Lasaygues**, G. Alcuri et I. Berechet, Localisation d'impulsions de cavitation par transformée temps-échelle, *DSP95 - Paris* 1995
- 11- **P. Lasaygues**, Traitement des signaux en tomographie ultrasonore- Application à la caractérisation et au contrôle des matériaux *Actes du 1er colloque sur les Problèmes Inverse de Champs du Plan Pluri-Formation*, LMA n°145, 33-36, Marseille LMA, Janvier 1997
- 12- **P. Lasaygues**, Déconvolution d'échogrammes ultrasonores. Application à la tomographie ultrasonore basse fréquence *Actes du 2ème colloque sur les Problèmes Inverse de Champs du Plan Pluri-Formation*, publication LMA n°146, Marseille IUSTI, Avril 1998

- 13- **P. Lasaygues** et J.-P. Lefebvre, Imagerie ultrasonore basse fréquence haute résolution, caractérisation des os *Actes du 3ème colloque sur les Problèmes Inverses de Champs du Plan Pluri-Formation*, publication LMA, Aix-en-Provence Mecasurf LCND, Juin 1999
- 14- M. Pithioux, **P. Lasaygues** and P. Chabrand, An ultrasonic interferometry methods used on biological materials, *Journal de la Société Française de Biomécanique*, 1999
- 15- S. Mensah, J.-P. Lefebvre and **P. Lasaygues**, Ultrasonic diffraction tomography : A solution for broad-band spherical waves, Marseille, 2001
- 16- **P. Lasaygues**, E. Ouedraogo, J.-P. Lefebvre, M. Gindre, M. Talmant and P. Laugier, Bone imaging by Ultrasound Tomography, *Journées os-ultrasons, Société Française d'Acoustique & European Society of Biomechanics*, Compiègne, 2002
- 17- L. Le Marrec, **P. Lasaygues** et T. Scotti, Influence des contributions spectrales et temporelles dans l'imagerie quantitative de l'os cortical, *Journées d'Acoustique Physique et Ultrasonores, Société Française d'Acoustique Aix-en-provence*, 2005
- 18- L. Le Marrec, **P. Lasaygues**, T. Scotti, C. Tsogka et J.-P. Lefebvre, Spatial and temporal contribution for real time quantitative imaging of cortical long bone, 1^{er} European Symposium on Ultrasonic Characterization of Bone, Paris 2006

10. Communications sans actes (Séminaires)

- 1- De quelques méthodes appliquées en traitement du signal, *Journées d'études du Groupe Total*, Centre de Recherche Hutchinson, 1993
- 2- Réseaux de Neurones Formels : logique et applications, *Journées d'études du Groupe Total*, Centre de Recherche Hutchinson, 1994
- 4- Caractérisation de matériaux par méthodes propagatives - Synthèse et applications, *Journées d'études du Groupe Total*, Centre de Recherche Hutchinson, 1995
- 5- Expertise et modélisation en contrôle non destructif : une alliance à réussir !, *Journée de rencontres entreprises-recherche, CCI Marseille-Provence*, Interface - Marseille 1999
- 6- Tomographie ultrasonore : résolution et identification *IUSTI*, Marseille, 1999
- 7- Détection de fissure par traitement de signaux échographiques et imagerie ultrasonore *Journées scientifiques EDF/LCPC/COFREND : Méthodes d'évaluations non destructives pour le génie civil, applications aux ouvrages en béton*, Nantes, Octobre 1999
- 8- Imagerie ultrasonore et identification de milieux biologiques, *Journée de discussions et d'exposés sur des thèmes liés aux biomatériaux*, LMA, Décembre 1999
- 9- La tomographie ultrasonore - applications à l'imagerie de milieux biologiques, *Assemblée Générale de la Société Française d'Acoustique*, Paris, Décembre 2001
- 10- Tomographie des tissus biologiques – tissus mous et osseux, *Séminaire LMA*, LMA, Décembre 2001
- 11- Imagerie ultrasonore des milieux biologiques, le point sur les activités au LMA, *Séminaire Réseau des biomécaniciens de Marseille*, 2003

A.7. **Activités d'enseignement et d'encadrement**

1. Enseignement

- 1- 1991 – 1992 : Maître auxiliaire à l'Institut Supérieur de Marseille – La Cadenelle. Série de cours de BTS 1^{ère} année "Gestion", *Informatique de gestion*
- 2- 1996 – 2005 : Série de cours de 3^{ème} année "Matériaux" à l'Ecole Supérieure des Ingénieurs de Marseille (ESIM) *Propagation d'ondes en milieux élastiques et caractérisation de matériaux*
- 3- Depuis 1996 : Série de cours de 1^{ère} année "Génie Biologique et Médical" à l'Ecole Supérieure des Ingénieurs de Luminy (ESIL) *Imagerie ultrasonore médicale*
- 4- Depuis 2004 : Série de cours de Master 2^{ème} année, Ingénierie et ergonomie du mouvement humain, *Traitement du signal et Labview*.

2. Polycopiés de cours

- Propagation d'ondes en milieux élastiques et caractérisation de matériaux, EGIM 1996, modifié en 2000 et 2004 ;
- Imagerie ultrasonore médicale, ESIL, 1996, modifié en 2001 et 2005 ;

3. Participation à l'encadrement de thèses

- ⇒ Sous la responsabilité de J.-P. Lefebvre, Directeur de Recherche (LMA)
1996-1999 : **DELAMARE Sébastien** *Sur l'approximation de Born pour la tomographie ultrasonore*, Université Aix-Marseille II ;
- ⇒ Sous la responsabilité de M. Jean, Directeur de Recherche et P. Chabrand, Chargé de Recherche (LMA)
1997-2000 : **PITHIOUX Martine** *Lois de comportement et modèles de rupture des os longs*, Université Aix-Marseille II ;
- ⇒ Sous la responsabilité de J.-P. Sessarego et A. Wirgin, Directeurs de Recherche (LMA)
1997-2000 : **GUILLERMIN Régine** *Caractérisation d'objets enfouis dans des sédiments marins par imagerie acoustique*, Université Aix-Marseille II ;
- ⇒ Sous la responsabilité de M. Gindre, Professeur, et P. Laugier, Directeur de Recherche (LIP)
1998-2002 : **OUEDRAOGO Edgard**, *Tomographie des os*, Université Paris VI ;
- ⇒ Sous la responsabilité de J.-P. Lefebvre, Directeur de Recherche (LMA)
2002-2004 : **LE MARREC Loïc**, *Investigation ultrasonore qualitative et quantitative d'objets à fort contraste*, Université Aix-Marseille II ;

4. Participation aux travaux de thèses

- ⇒ **Robert FERRIERE**, Propagation d'ondes et imagerie ultrasonore quantitative, Université de la Méditerranée (Aix-Marseille II), 2003, Directeurs de thèse, J.-P. Lefebvre et S. Mensah
- ⇒ **Emilie FRANCESCHINI**, Tomographie ultrasonore quantitative : applications médicales, Université de Provence (Aix-Marseille I), 2006, Directeurs de thèse, J.-P. Lefebvre et S. Mensah
- ⇒ **Marie-Christine PAUZIN**, Imagerie ultrasonore harmonique et agents de contraste, Université de Provence (Aix-Marseille I), Début 2005, Directeurs de thèse, J.-P. Lefebvre et S. Mensah

5. Autres stages (Ingénieurs, DEA, IUT, ...)

- ⇒ 20 Ingénieurs, DEA & Masters
- ⇒ 25 IUT, Licences & Masters

A.8. Exemples de recherche technologique appliquée¹

1. Matériaux et milieux industriels

Contrôle géométrique de produits industriels par méthodes optiques – Profilométrie laser
Hutchinson automobile

Contrôle des diamètres hors corrosion de tirants d'acier par holographie laser (méthode de Moirés)
EDF-SIRA

Study of deformation behaviour and mode of failure of natural and artificial materials using holographic interferometry
Institut of Sound & Vibration Research – University of Southampton, Angleterre

Développement d'une méthode de contrôle de collage Triplex/Triplex par thermographie infrarouge
Evaluation d'une méthode de contrôle de collage Triplex/Triplex par ultrasons.
Gaztransport & Technigaz

Recherche sur les méthodes non destructives pour la détection de défauts de surface et l'identification automatique de pièces.
Le joint Français

Etude conceptuelle sur les méthodes de contrôles non destructifs d'interface
Synthèse sur l'utilisation des ondes ultrasonores pour la qualification des conditions d'adhésivité –
Evaluation de l'adhésivité caoutchouc/métal par tomographie de réflectivité – Applications
d'excitations ultrasonores dans des procédés d'extrusion
Hutchinson CDR

Contrôle de phénomènes de cavitation dans des pièces mécaniques
Renault Véhicules Industriels

Qualification acoustique de pneumatiques d'essais pour la Grande Roue de Grenoble
INRETS

Reconstructions numériques d'images de radioscopie X
Société Européenne de Propulsion

Contrôle non destructif par ultrasons- Traitement du signal et de l'image BSCAN
Université Sidi Mohammed Ben Abdellah, Faculté des sciences Dhar El Mehrez, Maroc

¹ Liste, non exhaustive, de projets et travaux contractuels placés sous ma responsabilité directe

2. Bio-matériaux et génie biologique

Caractérisation in vitro d'une vertèbre humaine par tomographie de réflectivité et en transmission - Comparaison à des images de scanner X.

Laboratoire d'Imagerie Paramétrique (LIP - UMR CNRS 7623), Société ALCTRA Paris

Analyse du phénomène de clignotement en écho-doppler couleur - Description, approches phénoménologiques, perspectives cliniques.

Service du Docteur Bargouin, Service de radiologie de l'Hôpital de Vincennes

Évaluation non destructive des propriétés élastiques et acoustiques d'ananas frais.

Centre de coopération Internationale en Recherche Agronomique pour le Développement (CIRAD), Montpellier

Caractérisation de la dentine par une méthode ultrasonore. Étude de faisabilité

Ecole Supérieure des Ingénieurs de Marseille (ESIM), Marseille

Caractérisation des pommes par une méthode ultrasonore ; étude de faisabilité

Institut National de Recherche Agronomique (INRA), Unité qualité et sécurité des aliments d'origine végétale (UAPV - UMR 408)

Imagerie ultrasonore de matériaux à forts contrastes : le cas des os.

Action concertée Incitative (A.C.I.) Télémédecine et technologie pour la santé - Sciences et Technologies appliquées à la Médecine : Physique, Informatique, Mathématiques

Partenariat avec le **Laboratoire d'Imagerie Paramétrique (LIP - UMR CNRS 7623)**

Tomographie acoustique des arbres sur pieds

Projet STATTOM, Programme Ecotechnologique et développement durable

Partenariat avec le département CIRAD-Forêt

Tomographie ultrasonore osseuse en pédiatrie

Projet TONUS - Ultrasonic 2D-scanner / Morphological and parametrical ultrasonic tomography of child bones

Partenariat Institut Fresnel, EGIM, Laboratoire CNDRI - INSA Lyon, Hôpital Timone-Enfants - AP-HM, Société Eurosonic

Mammographie ultrasonore

Projet ANAIS - Réalisation d'un tomographe expérimental de laboratoire pour l'imagerie quantitative du sein

Partenariat EGIM, Institut Paoli-Calmette, Hôpital de la Timone - AP-HM, CERIMED - Marseille, Société Eurosonic, Société Imasonic

A.9. Responsabilités administratives et collectives

1. Administration au LMA

- De 1998 à 2002, responsable du Centre de Ressource Contrôle Non Destructif ;
- De 1999 à 2004, membre élu du Conseil de Laboratoire ;
- membre et animateur de différentes commissions Etudiants, Hygiène&Sécurité, Europe ;
- Depuis 2004, chargé de mission *Valorisation*, avec Alain Roure ;
- Depuis 2004, animateur du Réseau des Acousticiens – RédA, groupement d'industriels en acoustique de la région marseillaise ;

2. Sociétés savantes / CNRS

- Membre de la Société Française d'Acoustique (SFA) ;
- Responsable financier de la Section Régionale Grand Sud-Est (SR GSE) depuis 1999 ;
- Membre de la Société Française de Génie Biologique et Médical (SFGBM) ;
- Membre de l'association IBSUD ;
- Animateur du groupe "problèmes directs et inverses" au GDR "Ultrasons" n°2501, depuis 2005

3. Organisation de colloques, journées d'étude, scientifique et technique

- 1997 : Coordinateur du salon des industriels pour le 4^{ème} Congrès Français d'Acoustique de la Société Française d'Acoustique, organisé à Marseille (LMA), membre du bureau organisateur ;
- 2000 : Co-organisateur de la journée sur la Gène Sonore de la Société Française d'Acoustique/section régionale Grand Sud-Est organisée à Lyon, (INRETS) ;
- 2001 : Organisateur des Journées d'Acoustique Physique Sous-Marine et Ultrasonore (JAPSUS) de la Société Française d'Acoustique, à Marseille (LMA) ;
- 2003 : Coordinateur du Salon des Industriels pour le World Congress on Ultrasonics (WCU 2003) organisé par la Société Française d'Acoustique et le CNRS, à Paris (Faculté de Médecine), membre du bureau organisateur ;
- 2005 : Organisateur de la journée COFREND/SFA GSE/RédA (Réseau des Acousticiens) sur le thème de "l'Emission Acoustique" ;
- 2005 & 2006 : Responsable financier au titre de la section GSE de la SFA pour les journées JJCAAS (Journées Jeunes Chercheurs en Audition, Acoustique Musicale et Signal Audio) ;

4. Autre

- 1997 : Habilitation à l'utilisation de machines-outils en atelier

B. ACTIVITES & PROJET DE RECHERCHE

B.1. Avant-propos

Depuis 1996, date de mon entrée au laboratoire, je suis rattaché à l'Opération de Recherche "**Imagerie ultrasonore de matériaux biologiques et industriels**" de l'équipe "**Propagation & Imagerie**", qui regroupe les recherches de Jean-Pierre Lefebvre (DR), Serge Mensah (MC), Thierry Scotti (IR), Armand Wirgin (DR) et Zine Fellah (CR).

Le thème général de mon activité de recherche concerne les problèmes inverses de propagation et de diffusion d'ondes ultrasonores pour l'analyse et la caractérisation de milieux élastiques, visqueux ou poreux (corps biologiques et/ou composites industriels), et pour l'imagerie de matériaux (applications médicales et contrôles non destructifs). Ces études sont abordées sous un angle aussi bien théorique qu'expérimental avec la volonté de concevoir, de réaliser et de développer de véritables "*outils*" expérimentaux d'investigation et d'analyse.

Dans ce manuscrit, j'ai délibérément choisi de ne rapporter que les travaux de cette période en axant uniquement sur la "*caractérisation*" de la diaphyse des os longs. Ce choix peut paraître arbitraire mais en aucun cas, il ne doit être perçu comme un déjugement de mes autres activités scientifiques (imagerie du sein, contrôle non destructif) ou antérieures (industrielles). Ce serait d'autant plus inexact qu'en réalité, c'est en 1994, au sein de la société ALCTRA, avec Gustavo Alcuri que je les ai commencées, en collaboration avec Geneviève Berger et Pascal Laugier du Laboratoire d'Imagerie Paramétrique (LIP - UMR CNRS 7623) de Paris, et que les premières images reconstruites provenaient de programmes informatiques initialement développés pour des aciers, des composites et autres matériaux du contrôle non destructif ; quand ils n'étaient pas issus directement de ma thèse dont le cadre applicatif n'était pas médical mais industriel.

Au-delà d'un parcours professionnel et scientifique, cette vision de la recherche "fondamentale appliquée" qui puise sa source en confrontant les points de vue de communautés qui pourraient s'ignorer, est, pour moi, complètement réelle et sans ambiguïté.

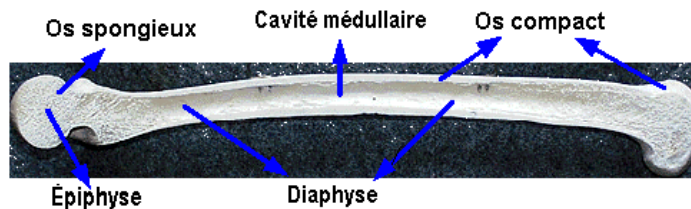
Ce choix était donc nécessaire et s'imposait en même temps, et, très humblement, j'espère donner ici quelques "*pistes*" de réflexion aux personnes et aux étudiants que le sujet motive.

B.2. L'imagerie ultrasonore osseuse

Les ultrasons sont très utilisés dans le domaine médical ; l'échographie clinique en est un exemple significatif pour le diagnostic. Pour autant, elle n'autorise une imagerie que de tissus dits "mous" dont les propriétés mécaniques et acoustiques varient peu d'une zone à l'autre ou par rapport à un environnement artificiel comme de l'eau ou du gel.

Le problème devient bien plus complexe lorsqu'on s'intéresse aux tissus osseux car le contraste d'impédance acoustique se renforce par rapport à l'environnement d'examen *in vivo* (peau, muscle) ou *in vitro* (couplant).

Aux os dits longs (fémur, tibia, humérus), on oppose les os courts (vertèbres) et les os plats (omoplates, côtes). La nature des tissus osseux dépend de leur macrostructure. L'os cortical (ou compact) constitue la paroi de tous les os. Particulièrement résistant et solide, sa porosité est faible bien que variable suivant l'âge ($\approx 10\%$). L'os spongieux (ou trabéculaire ou poreux) est la partie interne des os. Il est constitué de petites travées et, plus sensible encore à l'âge, il est beaucoup plus poreux que l'os cortical (75 % en moyenne). Entourant la diaphyse des os longs (la "corticale"), le périoste est une membrane conjonctive et fibreuse, véritable "enveloppe" nourricière de la structure. Le canal médullaire contient la moelle, et les parties extrêmes ou épiphyses sont formées d'os spongieux.



Structure d'un os long

L'évaluation ultrasonore à travers un site squelettique représente généralement une moyenne des quantités mesurées le long du trajet de propagation. Elle n'informe finalement pas ou assez peu sur l'hétérogénéité spatiale réelle des propriétés acoustiques dans l'os. L'inspection multidirectionnelle par diffraction, comme on pourrait le faire en tomographie (c'est à dire en tournant autour comme en scanner à rayon X ou IRM), par exemple, représenterait une avancée significative vers une évaluation plus précise de la nature des os (notion de redondance d'information).

L'impédance acoustique des os (de 3 à 7 MRayl) est plus élevée que celle des tissus environnants (≈ 1 MRayl - eau) si bien que l'échographie médicale en mode réflexion, aux fréquences nominales comprises entre 3 et 13 MHz, ne peut raisonnablement fournir une image convenable des os.

Toutefois l'interaction complexe entre les ultrasons et l'os cortical (dense) et/ou trabéculaire (poreux) génère des difficultés supplémentaires pour le problème inverse. Les algorithmes "classiques" de reconstruction tomographique supposant une propagation suivant des rayons droits, sont de fait difficilement exploitables si on ne peut pas prendre en compte les phénomènes de réfraction du rayon incident dus aux importants contrastes d'impédances entre les milieux, ou prendre en compte les variations de célérités, ou mieux encore déterminer la fonction de Green du milieu. Etroitement liés aux effets de la réfraction ceux de la diffraction, inhérents à la forme géométrique de la partie corticale des os longs, sont susceptibles de générer bons nombres d'artéfacts sur les images. Dans une moindre mesure l'anisotropie du milieu ou son hétérogénéité justifie l'emploi d'outils de reconstruction sophistiqués.

Malgré les nombreuses difficultés rencontrées dans la réalisation de sinogrammes (données expérimentales ou simulées) puis d'images ultrasonores (qualitatives et/ou quantitatives) de la

structure corticale des os, les méthodes ultrasonores d'inversion 2D voire 3D, et par voie de conséquence les techniques qui leur sont associées, apparaissent comme des outils non intrusifs et non destructifs particulièrement attirants voire pertinents en regard des potentiels qu'elles offrent d'atteindre une information, au moins qualitative si ce n'est quantitative de la géométrie des os et de leurs propriétés acoustiques, principalement aujourd'hui la vitesse et l'atténuation des ultrasons.

Le choix de la fréquences nominales de l'onde émise est un facteur fondamental de l'exploration ultrasonore des os. Pour deux raisons évidentes nous nous sommes focalisé principalement sur les ondes ultrasonores de relatives basses fréquences [0,25, 0.5 - 1] MHz. D'une part la longueur d'onde dans l'os, variant entre de 2,5 à 18 mm, pour une célérité moyenne des ondes de compression comprise entre 2500 et 4500 m/s, est supérieure à la taille des pores macroscopiques (taille des ostéons $\approx 100 \mu\text{m}$). L'os cortical pourra être considéré relativement peu hétérogène (ou équivalent à un milieu homogénéisé). D'autre part la longueur d'onde est petite devant le diamètre de l'objet (entre 15 mm pour un fémur d'enfant, et 30 mm pour celui d'un adulte).

Notre attention s'est principalement portée sur l'imagerie des contours géométriques ou de la géométrie des structures, combinée à une mesure paramétrique de la vitesse des ondes. Je ne reviendrai pas nécessairement sur le fondement de ce choix tant il est naturel de penser qu'une modification de l'un de ces paramètres "témoigne" d'une modification macro-structurale voire micro-structurale de l'os et du squelette. L'épaisseur de la zone corticale ou la vitesse du son mesurées au droit d'un tibia, d'un fémur ou d'une vertèbre sont de bons indicateurs de la minéralisation osseuse. Ils sont intrinsèquement liés à un risque de fractures et donc, par anticipation, à la prédiction d'un tel risque. De nombreuses pathologies osseuses peuvent être associées à ces deux paramètres et parmi les plus connues citons l'ostéoporose de la femme ménopausée, ou encore celle, différente dans les mécanismes mais tout aussi problématique, de l'enfant ayant subi une corticothérapie.

B.3. Stratégies d'inversion en tomographie ultrasonore

L'imagerie ultrasonore conventionnelle échoue donc sur le plan qualitatif et quantitatif car la propagation dans ces milieux, qu'aucune approximation simple n'arrive à prendre en compte, est très complexe. Vouloir dans ces conditions caractériser *in vivo* les os pour diagnostiquer une problématique osseuse est impossible en dehors de zones périphériques plus faciles d'accès comme par exemple, le calcanéum plus ou moins assimilable pour les mesures à un parallélépipède à faces parallèles [LAU 96]. Vouloir faire la même chose au niveau de zones sensibles comme les vertèbres, le fémur ou le tibia nécessite de repenser totalement la méthode et de sortir du cadre usuel de l'inversion linéaire de données en recourant à une autre approximation du problème direct. Une méthode itérative apparaît incontournable, toujours sensible à la configuration de départ et aux connaissances *a priori* du problème.

Pour mener cette recherche, nous explorons trois stratégies en parallèle, qui, pour résumer, consistent à trouver des "astuces" pour modéliser simplement l'interaction ondes-milieu et à trouver des modèles simplifiés mais réalistes de ces milieux. Pour simplifier encore, j'ai regroupé sous le vocable de "**tomographie ultrasonore**", l'ensemble de ces différentes approches retenues, étant entendu qu'elles sont complémentaires, devant assurer rapidité et performance au protocole d'imagerie.

Fréquemment, les différentes tomographies ultrasonores sont classées suivant la configuration du sondage effectué (**annexe E**). La plus générale est la tomographie à ondes diffractées qui permet de traiter la totalité du champ diffracté par un objet. Une modélisation particulière, en termes de réflectivité du milieu (relative au contraste d'impédance acoustique) conduit, en rétrodiffusion, à la tomographie en réflexion, et donne accès, dans sa version qualitative à une imagerie de contours des objets. La tomographie en transmission, basée sur la mesure des temps de vols de l'onde sur un trajet

[LAU 96] Travaux du Laboratoire d'Imagerie Paramétrique, (LIP - UMR CNRS 7623), qui a conçu et développé un dispositif clinique industrialisé permettant de prédire le risque de fracture du col du fémur chez la femme atteinte d'ostéoporose (**annexe E**). [P. Laugier, B. Fournier and G. Berger, Ultrasound parametric imaging of the calcaneus: in vivo results with new device. *Calcified Tissue Int.*, 58:326-331, 1996 ;]

de propagation, permet d'atteindre une cartographie des fluctuations relatives de vitesses et/ou d'atténuation suivant ce même trajet ; les temps de vols étant directement reliés aux perturbations de l'indice de réfraction de la zone considérée.

Le problème de l'inversion d'un champ acoustique est non linéaire, mal posé et mal conditionné. Dans sa version initiée et développée au laboratoire par J.-P. Lefebvre [LEF 81][LEF 94], la tomographie ultrasonore repose essentiellement sur une approximation de faible diffusion, l'approximation de Born au 1^{er} ordre, qui linéarise le problème inverse (méthode IBA – Inverse Born Approximation).

L'étude des tissus osseux s'apparente, dans notre cas, au traitement d'un milieu "fluide" fortement contrasté par rapport à son environnement. Cette simplification nécessite d'introduire comme hypothèse supplémentaire, l'absence d'onde de cisaillement se propageant dans le milieu, ou de les négliger lors de l'inversion.

1. L'équation de Lippmann-Schwinger et l'approximation de Born

Supposons que le milieu soit composé d'une partie connue (également appelée "à fond constant"), caractérisée par la densité ρ_0 et permettant la propagation d'ondes longitudinales à la vitesse c_0 , et d'une partie inconnue (la perturbation), plus ou moins inhomogène, de support compact, caractérisée par les paramètres $\rho_1(\vec{r})$ et $c_1(\vec{r})$.

Fond constant / fond variable – définition du "distordu": On parle de "fond constant" dans le cas d'un objet peu contrasté par rapport à son environnement, typiquement les tissus mous. On parle de "fond variable ou non constant" dans le cas d'un contraste d'impédance marqué, cas des tissus osseux. Toutefois, ce contraste est relatif à l'hétérogénéité de la corticale, et nous parlerons plutôt de milieux "modérément variables", c'est-à-dire dont les caractéristiques ont des fluctuations modérées par rapport à celles du fond. Et crescendo, nous chercherons à introduire la modélisation appropriée aux milieux plus fortement variables, i.e. le caractère distordu et itératif des méthodes.

En linéarisant pour un fluide parfait au repos les équations de base de la mécanique (équations de conservation), nous obtenons l'équation d'évolution de la pression acoustique :

$$-\frac{1}{c_1^2} \frac{\partial^2 p_a}{\partial t^2} + \rho_1 \operatorname{div} \left(\frac{1}{\rho_1} \overrightarrow{\operatorname{grad}} p_a \right) = -S_p(\vec{r}, t) \quad (1)$$

ou

$$-\frac{1}{c_1^2} \frac{\partial^2 p_a}{\partial t^2} + \Delta p_a - \frac{\overrightarrow{\operatorname{grad}} \rho_1}{\rho_1} \cdot \overrightarrow{\operatorname{grad}} p_a = -S_p(\vec{r}, t) \quad (2)$$

o Cas où ρ_1 est constant

On supposera tout d'abord $\rho_1 = \rho_0 = \text{cte}$. Le milieu est donc simplement un milieu à célérité variable et l'équation de propagation (2) devient :

$$-\frac{1}{c_1^2} \frac{\partial^2 p_a(\vec{r}, t)}{\partial t^2} + \Delta p_a(\vec{r}, t) = -S_p(\vec{r}, t) \quad (3)$$

[LEF 81] J.-P. Lefebvre, Quelques méthodes quantitatives d'investigation par ultrasons : problème de modélisation et d'inversion de la rétrodiffusion, Thèse d'Etat, Université de Provence Aix-Marseille I, 1981 ;

[LEF 94] J.-P. Lefebvre, Progress in linear inverse scattering imaging : NDE application of Ultrasonic Reflection Tomography, in *Inverse Problem in Engineering Mechanics*, 371-375, (A.A.Balkema/ Rotterdam/Brookfield), 1994 ;

On prend une excitation harmonique du type $S_p(\vec{r}, t) = S_p(\vec{r}) e^{-i\omega t}$ et on cherche une solution du type (onde monochromatique) $p_a(\vec{r}, t) = p_a(\vec{r}) e^{-i\omega t}$. En posant le nombre d'onde $k = \omega/c$, on obtient :

$$k_1^2 p_a(\vec{r}) + \Delta p_a(\vec{r}) = -S_p(\vec{r}) \quad (4)$$

que nous écrivons sous la forme :

$$k_0^2 p_a + \Delta p_a = (k_0^2 - k_1^2) p_a - S_p \quad (5)$$

Nous définissons alors la **fonction de contraste**

$$f(\vec{r}) = k_1^2(\vec{r}) - k_0^2 \quad (6)$$

et l'équation (5) devient :

$$\Delta p_a + k_0^2 p_a = -f(\vec{r}) p_a - S_p \quad (7)$$

o *Cas où ρ_1 est variable*

Considérons maintenant le cas plus général d'un milieu à célérité et à densité variables. Le terme que nous ne pouvons plus éliminer est :

$$-\frac{\overrightarrow{\text{grad}} \rho_1}{\rho_1} \cdot \overrightarrow{\text{grad}} p_a = -\overrightarrow{\text{grad}} \left(\log \left(\frac{\rho_1}{\rho_0} \right) \right) \cdot \overrightarrow{\text{grad}} p_a \quad (8)$$

On obtient donc :

$$k_0^2 p_a + \Delta p_a = (k_0^2 - k_1^2) p_a - S_p + \overrightarrow{\text{grad}} \left(\log \left(\frac{\rho_1}{\rho_0} \right) \right) \cdot \overrightarrow{\text{grad}} p_a \quad (9)$$

On fait alors le changement de fonction $p = \eta p_a$, avec $\eta = \left(\frac{\rho_1}{\rho_0} \right)^{-1/2}$ ce qui donne :

$$\Delta p + k_0^2 p = -f(\vec{r}) p - q \quad (10)$$

avec $f(\vec{r}) = k_1^2(\vec{r}) - k_0^2 - \eta^{-1}(\vec{r}) \Delta \eta(\vec{r})$ et $q = \eta S_p$.

o *Equation du champ diffracté*

Nous considérons alors le champ de pression p comme la somme de deux composantes : le champ incident p_i et le champ diffracté p_s (s pour "scattered") $p(\vec{r}) = p_i(\vec{r}) + p_s(\vec{r})$. Le champ incident est le champ présent en absence d'inhomogénéités. Il vérifie l'équation :

$$(\Delta + k_0^2) p_i = -q \quad (11)$$

Le champ diffracté est la partie du champ attribuée à la présence des inhomogénéités ; il vérifie :

$$(\Delta + k_0^2) p_s = -f(\vec{r}) p_s \quad (12)$$

Du développement précédent, nous comprenons que si nous connaissons la fonction de Green du problème non perturbé, nous pouvons résoudre le problème direct en utilisant une représentation intégrale de Lippmann-Schwinger. En effet la fonction de Green bidimensionnelle associée aux équations d'ondes (7 et 10) (équations d'Helmholtz) vérifie par définition :

$$(\Delta + k_0^2) G_0(\vec{r}, \vec{r}') = -\delta(\vec{r} - \vec{r}') \quad (13)$$

Son expression est $G_0(\vec{r}, \vec{r}') = \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k_0 |\vec{r} - \vec{r}'|)$ où $H_0^{(1)}$ est la fonction de Hankel de première espèce d'ordre 0.

En utilisant la représentation de Green, nous avons

$$p_i(\vec{r}) = \int_{Source} G_0(\vec{r}, \vec{r}') S_p(\vec{r}') d\vec{r}' \quad (14)$$

avec

$$p_s(\vec{r}) = \int_{RO} G_0(\vec{r}, \vec{r}') f(\vec{r}') p(\vec{r}') d\vec{r}' \quad (15)$$

où RO est la région contenant l'objet.

On obtient finalement l'**équation de Lippmann-Schwinger** :

$$p(\vec{r}) = p_i(\vec{r}) + \int_{RO} G_0(\vec{r}, \vec{r}') f(\vec{r}') p(\vec{r}') d\vec{r}' \quad (16)$$

Cette équation donnant l'expression du champ de pression en tout point de l'espace est connue sous le nom de représentation intégrale des champs ; mathématiquement, c'est une équation de Fredholm (de deuxième espèce si $\vec{r}$ appartient à l'objet et de première espèce dans le cas contraire), l'inconnue apparaissant à la fois telle quelle et dans l'intégrale.

Pour déterminer la pression dans la région inhomogène (RO), la résolution de l'équation de Lippmann-Schwinger est un problème non linéaire. La solution intuitive consiste à linéariser le problème en appliquant l'**approximation de Born**. L'approximation de Born revient à remplacer dans l'intégrale, i.e. à l'intérieur de l'objet, la pression totale par la pression incidente. On suppose alors que le champ diffracté est négligeable devant le champ incident, ce qui est valable pour les milieux à faible contraste d'impédance acoustique avec :

$$f(\vec{r}) = k_1^2(\vec{r}) - k_0^2 - \eta^{-1}(\vec{r}) \Delta \eta(\vec{r}) \cong 0 \quad (17)$$

Si on appelle f_0 la valeur de f obtenue en utilisant cette approximation pour résoudre le problème direct, nous obtenons :

$$p_s(\vec{r}) = p(\vec{r}) - p_i(\vec{r}) = \int_{RO} G_0(\vec{r}, \vec{r}') f_0(\vec{r}') p_i(\vec{r}') d\vec{r}' \quad (18)$$

Et la valeur réelle de f ne diffère de la valeur estimée f_0 que d'un facteur $\frac{p_i}{p}$, proche de l'unité pour de faible contraste d'impédance acoustique.

Concernant le problème inverse, l'algorithme que nous avons développé, appartenant à la classe des méthodes de reconstruction analytique (i.e. version numérique d'une formulation analytique), est particulièrement adapté au cas où nous disposons d'un grand nombre de mesures. Il est à la base de la tomographie dans sa version initiale.

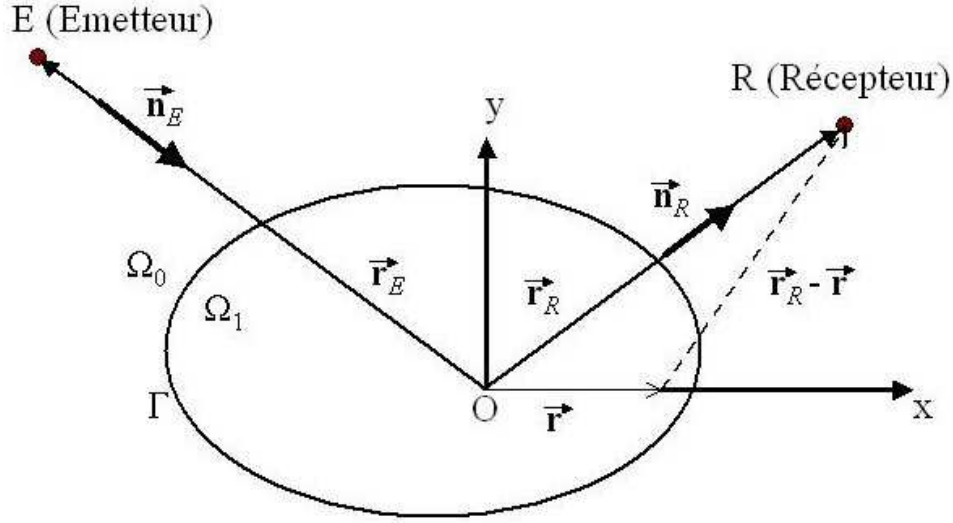


Figure 1 : Configuration géométrique et paramétrique

Supposons que le champ incident soit une onde plane (champ lointain du transducteur). En utilisant les notations de la Figure 1, nous avons

$$p_i(\vec{r}_E, \vec{r}) = A \exp(ik_0 \vec{n}_E \cdot \vec{r}) \quad (19)$$

ou $\vec{n}_E$ est le vecteur normal d'incidence.

Avec l'approximation de Born, le champ diffracté mesuré par un récepteur en $\vec{r}_R$ a pour expression :

$$p_s(\vec{r}_R) = \int_{RO} G_0(\vec{r}_R, \vec{r}) f_0(\vec{r}) p_i(\vec{r}) d\vec{r} \quad (20)$$

avec

$$G_0(\vec{r}_R, \vec{r}) = \frac{i}{4} H_0^{(1)}(k_0 |\vec{r}_R - \vec{r}|) \quad (21)$$

Nous avons une estimation asymptotique de cette fonction de Hankel lorsque $k_0 |\vec{r}_R - \vec{r}| \rightarrow \infty$, c'est-à-dire lorsque la distance du récepteur à l'objet est grande devant la longueur d'onde. On se place donc en **champ lointain** :

$$G_0(\vec{r}_R, \vec{r}) \approx \frac{i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0 |\vec{r}_R - \vec{r}|}} \exp \left(ik_0 |\vec{r}_R - \vec{r}| - \frac{\pi}{4} \right) \quad (22)$$

et

$$|\vec{r}_R - \vec{r}| \approx |\vec{r}_R| - \vec{n}_R \cdot \vec{r} \quad (23)$$

d'où l'expression :

$$G_0(\vec{r}_R, \vec{r}) \approx \frac{i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0 |\vec{r}_R|}} \exp \left(ik_0 |\vec{r}_R| - \frac{\pi}{4} \right) \exp (-ik_0 \vec{n}_R \cdot \vec{r}) \quad (24)$$

ou $\vec{n}_R$ est le vecteur normal d'observation.

L'approximation champ lointain du champ diffracté est donc :

$$p_s(\vec{r}_R) = \int_{RO} \frac{i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0 |\vec{r}_R|}} \exp \left(ik_0 |\vec{r}_R| - \frac{\pi}{4} \right) \exp (-ik_0 \vec{n}_R \cdot \vec{r}) f_0(\vec{r}) A \exp (ik_0 \vec{n}_E \cdot \vec{r}) d\vec{r} \quad (25)$$

$$p_s(\vec{r}_R) = A \frac{i}{4} \sqrt{\frac{2}{\pi k_0 |\vec{r}_R|}} \exp \left(i k_0 |\vec{r}_R| - \frac{\pi}{4} \right) \int_{RO} f_0(\vec{r}) \exp \left(-i k_0 (\vec{n}_R - \vec{n}_E) \cdot \vec{r} \right) d\vec{r} \quad (26)$$

Si on effectue les mesures sur un cercle entourant l'objet, on a donc

$$p_s(\vec{r}_R) = B \int_{RO} f_0(\vec{r}) \exp \left(-i k_0 (\vec{n}_R - \vec{n}_E) \cdot \vec{r} \right) d\vec{r} \quad (27)$$

où B est connu et ne dépend, pour un cercle de rayon donné, que de la fréquence.

On reconnaît la transformée de Fourier bidimensionnelle de f . Le problème inverse, c'est à dire la restitution de la fonction de contraste de l'objet f en fonction du champ diffracté, peut être ramené à une transformée de Fourier inverse. Mais sa résolution n'est pas triviale. En effet la couverture de l'espace de Fourier (en fréquence) ne peut pas être totale. Elle est fonction de $k_0(\vec{n}_R - \vec{n}_E)$ et se limite donc expérimentalement à des points dans une bande limitée, fonction de la largeur de bande des transducteurs (pour "élargir" cette bande, la déconvolution des signaux d'émission/réception par la fonction d'appareil est nécessaire, cf. chapitres suivants). De plus, les acquisitions n'ont en pratique aucune raison d'assurer une couverture totale et cartésienne du plan de Fourier de l'objet. Il est donc nécessaire d'effectuer une interpolation dans le plan de Fourier pour pouvoir utiliser une procédure standard de transformée de Fourier à 2 dimensions. Aujourd'hui, nos algorithmes reposent sur un balayage particulier qui conduit à des mesures radiales de la transformée de Fourier spatiale de l'objet. Il suffit donc de passer des coordonnées cartésiennes aux coordonnées polaires dans l'espace de Fourier pour reconstruire sans interpolation l'objet. C'est l'algorithme de sommation des rétroprojections des projections filtrées, utilisé généralement en tomographie [KAK 86][DEV 82][LAS 92]. Un balayage transversal, adapté au scanner mécanique, permet cette généralisation à la diffraction du théorème coupe-projection de Radon, bien connu en tomographie par rayons X (soit par interpolation, soit par rétropropagation). Un balayage circulaire de l'espace, adapté plutôt aux scanners à géométrie circulaire à gestion électronique (antenne circulaire), donne accès à l'image soit par rétropropagation si l'angle de diffraction est variable soit par rétroprojection si la fréquence est variable [LEF 00]. Notons enfin que les mêmes calculs effectués en champ proche à l'émission et à la réception conduisent encore, par le biais des développements en spectre angulaire d'ondes planes, à des transformées de Fourier 2D. Un algorithme de rétro-propagation sur des lignes courbes (travaux de Serge Mensah) ont été développés, et particulièrement adaptés à la tomographie en diffraction par antennerie multivoies [**publication v**].

Tous les programmes informatiques correspondants aux différents algorithmes sont à la fois simples et rapides (quelques secondes sur un micro-ordinateur).

o Remarque : Limite de l'approximation de Born

Il était intéressant de se poser la question du domaine de validité de l'approximation de Born pour l'inversion des données, en tenant compte du maximum de paramètres physiques entrant en jeu : paramètres caractérisant le milieu (contrastes divers, dimensions globales ou des détails, ...), paramètres du système d'imagerie (largeur de bande des transducteurs, ...). L'exploration systématique de la méthode ne pouvait se faire qu'à partir de données synthétiques, obtenues par simulations numériques aussi exactes que possible du problème direct, elles-seules pouvant générer sans ambiguïté la variété nécessaire de situations : objets de taille, forme et nature variées, signaux de largeurs de bande variées. Ce travail particulièrement méticuleux a fait l'objet de la thèse de **Sébastien Delamare (1996-1999)** [DEL 99]. Nous avons développé et mis en œuvre diverses

[KAK 86] A.C. Kak and B.A. Roberts Reconstruction from Projections: Application in Computerized Tomography, *Handbook of Pattern Recognition and Image Processing*, 649-693, 1986 ;

[DEV 82] A.J. Devaney, A filtered backprojection algorithm for diffraction tomography, *Ultrasonic Imaging*, 4, 336-350, 1982 ;

[LAS 92] P. Lasaygues, Etude de l'écho d'une fissure, traitement de signaux par analyse en ondelettes en contrôle non destructif, *Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II*, 1992 ;

[LEF 00] J.-P. Lefebvre, P. Lasaygues, S. Mensah, S. Delamare and A. Wirgin, Born ultrasonic reflexion tomography: some limits and improvements , *Acoustical Imaging*, 25, Kluwer Academic/Plenum Publishers, in M. Halliwell and PNT Wells Ed., 79-86, 2000

[DEL 99] DELAMARE S. Sur l'approximation de Born pour la tomographie ultrasonore, *Thèse de l'Université Aix-Marseille II*, 1999 ;

méthodes de résolution contrôlées du problème direct et les avons appliquées à des situations 2D variées. Cela nous a permis d'explorer l'approximation de Born inverse tant du point de vue quantitatif que, et surtout – et c'est là que réside toute l'originalité – du point de vue qualitatif. Nous avons en effet montré que la méthode est très rapidement faussée (ce qui était déjà connu) du point de vue quantitatif dès que le contraste dépasse quelques pour-cent ; mais qu'au-delà, jusqu'à des contrastes assez importants (quelques dizaines de pour-cent), elle reste encore intéressante du point de vue qualitatif (rendu des formes et des structures). C'est la raison pour laquelle une technique d'imagerie "classique" comme l'échographie marche assez bien. Ayant été bien au-delà des très faibles contrastes explorés par les autres auteurs qui ne s'intéressaient qu'au quantitatif, nous avons pu examiner en détail les "artefacts" de reconstruction de la méthode et voir leur évolution en fonction de paramètres comme le contraste et la bande passante des transducteurs. Nous avons ainsi montré comment ces artefacts sont "gommés" en basse fréquence. Nous avons aussi pu fournir une explication à leur formation et même trouvé une manière assez simple [DEL 99] et systématique, sinon pour les éliminer, du moins pour les diminuer fortement. La méthode a été testée en pratique et, vu son efficacité, implantée expérimentalement.

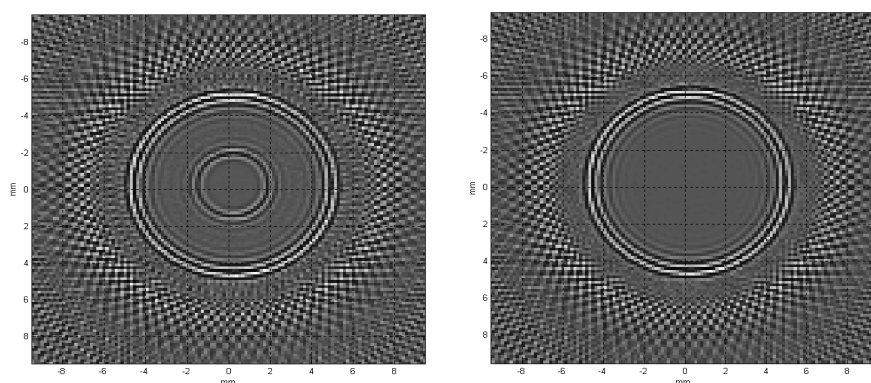


Figure 2 : Tomographie en réflexion, gauche: Tomographie standard, droite : Tomographie après élimination des artefacts

2. Stratégie 1 : Méthode dite de "Born distordu itératif" avec itération sur les campagnes d'acquisition

Concernant l'imagerie des os, la méthode que nous avons adaptée, consiste à modéliser la diaphyse des os longs par des cylindres non-circulaires (méthode du "***cylindre équivalent interceptant***"), et à assimiler la zone corticale à un objet de contraste relativement moyen d'impédance par rapport à l'environnement en admettant que les fluctuations locales des caractéristiques mécaniques de l'os, suivant une coupe perpendiculaire aux sens des fibres, sont faibles ; ce qui se justifie en regard des longueurs d'onde utilisées. L'objet est immergé dans un milieu homogène (l'eau pour nos essais *in vitro*) fortement contrasté par rapport à lui.

La mise en œuvre de cette méthode a fait l'objet de la thèse de **Edgard Ouedraogo (1997–2002)**^[OUE 02]. Nous l'avons qualifiée d'"expérimentale" par rapport aux deux autres stratégies plus "numériques". Elle permet d'exploiter les propriétés des ondes réfléchies par la corticale osseuse et des ondes transmises à travers elle. Nous combinons autour d'un processus itératif de reconstruction tomographique, les propriétés des ondes réfléchies et transmises sur la base d'un *a priori* grossier mais raisonnable des propriétés géométriques et acoustiques du milieu. La tomographie **[publication i]**, ultrasonore en réflexion donnera une image des limites intérieure et extérieure de la corticale osseuse et la tomographie ultrasonore en transmission fournira la cartographie des célérités **[publication ii]** des ondes de compression.

[OUE 02] **OUEDRAOGO E.**, Tomographie des os, *Thèse de l'Université Paris VI*, 2002

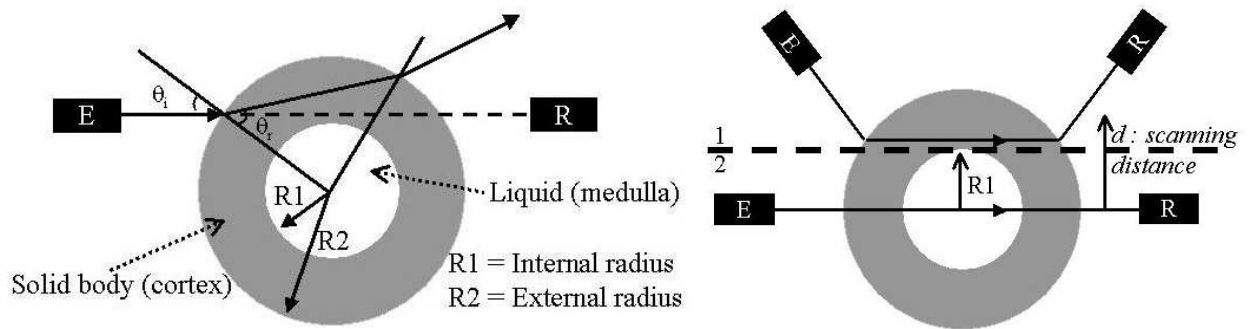


Figure 3 : Protocoles d'acquisitions pour la stratégie de Born distordu itérative sur les campagnes de mesures, gauche : sans corrections ; le faisceau incident est dévié ; droite : avec corrections des phénomènes de réfraction à l'interface eau/os ; (E : émetteur, R : récepteur, zone 1 : mono-couche cortex ; zone 2 : multicouche, cortex – canal médullaire – cortex ; R1 : rayon du canal médullaire ; R2 : rayon extérieur de la corticale)

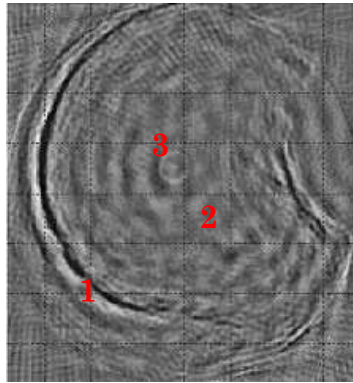


Figure 4 : Coupe qualitative d'une vertèbre lombaire L2 sans apophyses articulaire et transverse, (1) limite extérieure de la corticale osseuse, (2) zone poreuse, (3) tige métallique, support de l'objet au banc d'imagerie

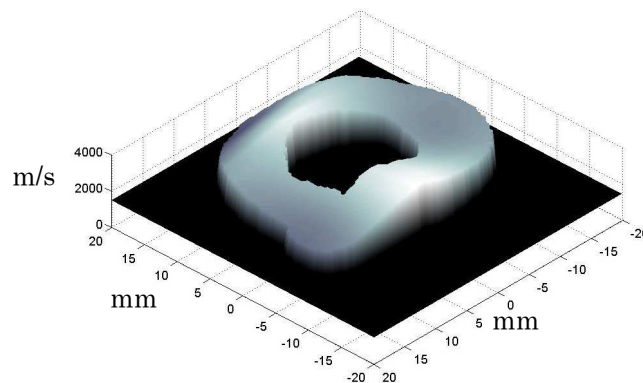


Figure 5 : Coupe quantitative (célérité en m/s) de la diaphyse d'un fémur humain

Cette stratégie d'imagerie tomographique, que nous avons nommé "**Compound Quantitative Ultrasonic Tomography**" (CQUT) est itérative avec correction des artéfacts de réfraction à l'interface os-peau/eau. Cette méthode permet en réalité de s'affranchir du calcul systématique de la fonction de Green par un protocole d'acquisition corrigeant les réfractions de faisceau autorisant *in fine* l'utilisation de la fonction de Green en milieu homogène (et donc l'algorithme d'inversion par transformée de Fourier spatiale). On parle de méthode de Born distordu ou à fond variable, itérative

expérimentalement. Elle est initialisée à partir de valeurs *a priori* sur les propriétés acoustiques (en l'occurrence la vitesse des ondes longitudinales que nous pouvons raisonnablement approcher à 10% près), et basée sur la théorie des rayons, corrigée par la prise en compte d'artéfacts physiques [KAK 84].

La méthode donne d'assez bons résultats, mais elle est lourde à mettre en œuvre car elle nécessite de réaliser au moins une campagne d'acquisitions en réflexion et deux campagnes d'acquisitions en transmission, soit trois en tout.

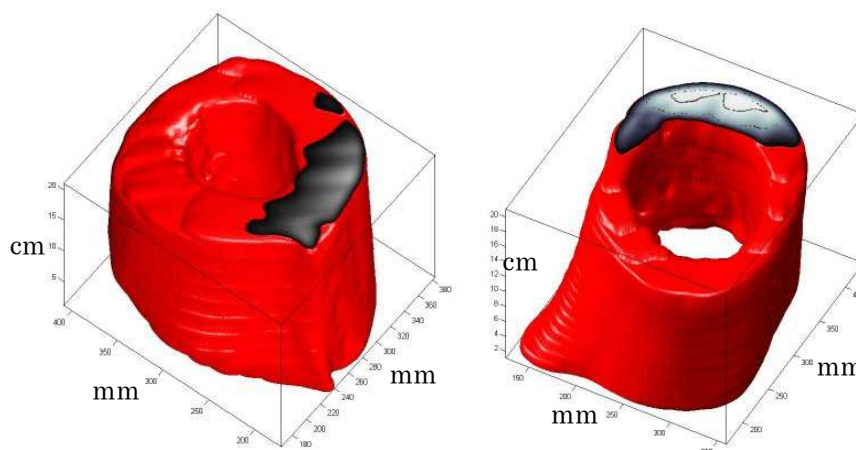


Figure 6 : Tomographie ultrasonore 3D qualitative par empilement d'images 2D, à 1 MHz d'un fémur

Le tomogramme de gauche correspond au fémur d'une femme non ménopausée et celui de droite d'une femme atteinte d'ostéoporose. On notera la réduction de l'épaisseur de la zone corticale ; critère important dans le diagnostic de la pathologie et du risque de fracture qui lui est associé.

3. Stratégie 2 : Méthode dite de "Born distordu itératif" avec itération sur les modèles à partir d'une seule campagne de mesures

Comme exposé précédemment, et comme le rappellent, entre autres, les travaux de J.-P. Lefebvre, l'approximation de Born permet donc de contourner la non-linéarité du problème théorique de la tomographie ultrasonore. Pour autant, tout n'est pas résolu, et, dans une version asymptotique "simple", le passage à l'imagerie quantitative pose encore de sérieux problèmes ! D'autres stratégies sont envisagées comme par exemple des schémas basés toujours sur l'approximation de Born (et Born distordu itératif) mais avec des itérations sur les seules modélisations à partir d'une seule campagne de mesures. Cette variante de la méthode décrite précédemment [Lu 96] – ou cette évolution [HAD 98] – reposant sur une approche algébrique [BEL 01][TIJ 01], ne nécessite pas *a priori* pour un contraste élevé mais raisonnable (cas d'une configuration os-peau) mais beaucoup d'itérations. L'itération impose la résolution du problème direct associé à l'itération précédente – la version analytique de la stratégie n°1 pouvant être le premier itéré.

[KAK 84] A.C. Kak and A. H. Anderson The application of ray tracing towards a correction for refracting effects in computed tomography with diffracting sources, *School of Electrical Engineering, TR-EE 84-14*, Purdue University West Lafayette, 1984 ;
[Lu 96] C. Lu, J. Lin, W. Chew and G. Otto, Image reconstruction with acoustic measurement using distorted Born iteration method, *Ultrasonic Imaging*, 18 (2), 141-156, 1996.
[HAD 98] Haddadin O.S. Ultrasound inverse scattering for tomographic imaging and self-focussing arrays. *Ph.D. thesis*, University of Michigan, 1998.
[BEL 01] K. Belkebir and M. Saillard, Special section : Testing inversion algorithms against experimental data, *Inverse Problems*, 17, 1565-1571, 2001.
[TIJ 01] A.G. Tijhuis, K. Belkebir, A.C.S. Litman and B.P. de Hon, Multiple-frequency distorted-wave Born approach to 2D inverse profiling, *Inverse Problems*, 17, 1635-1644, 2001.

Dans le cadre de la thèse de **Régine Guillermin (1997–2000)**^[GUI 00], nous nous sommes familiarisés avec ces méthodes pour finalement orienter nos travaux vers la représentation intégrale, la discrétisation par une méthode de collocation et la régularisation du problème inverse "mal posé" [publicationⁱⁱⁱ].

Reprenons la formulation et la configuration exposées pour la première stratégie (Figure 1). Supposons que les deux milieux soient fluides (la propagation des ondes de cisaillement est négligée), linéaires et isotropes, et c_0 , c_1 sont les célérités respectives des ondes dans chaque milieu. Pour simplifier les calculs, on fera l'approximation que l'objet a la même densité que le milieu dans lequel il est plongé, autrement dit $\rho_1 = \rho_0$. Cette hypothèse est assez éloignée du cas des tissus osseux mais cette première approche était nécessaire. Les développements actuels prennent en compte des variations de densités mais les résultats ne sont pas encore significatifs.

Le champ diffracté est décrit par l'équation (18), la fonction de contraste à déterminer étant $f(\vec{r}) = k^2(\vec{r}) - k_0^2$, connaissant l'onde incidente et le champ de pression en certains points de Ω_0 .

La représentation en intégrale de domaine est discrétisée en utilisant la méthode des moments.

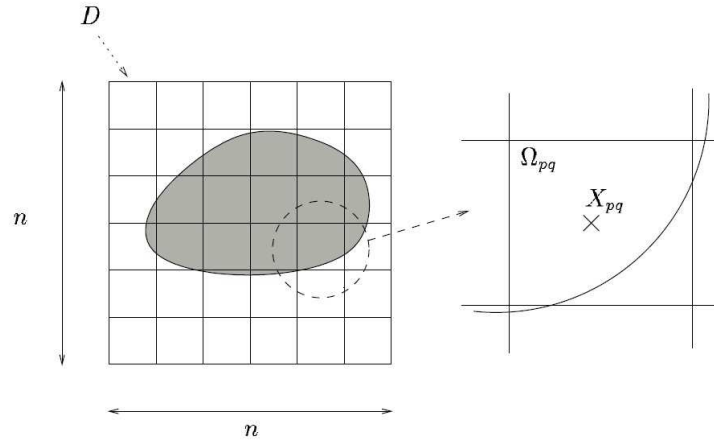


Figure 7 : Position du problème : discrétisation de l'objet (extrait de la thèse de R. Guillermin)

On détermine $p(\vec{r})$ à l'intérieur de l'objet Ω_1 afin de déterminer $p(\vec{r}) \quad \forall \vec{r} \in (\Omega_0 + \Omega_1)$.

Soit D un domaine carré contenant l'objet Ω_1 , on découpe en n^2 cellules élémentaires carrées. Ω_{pq} est le domaine correspondant à une cellule élémentaire. On considère Ω_{pq} suffisamment petits pour que $k(\vec{r})$ et $p(\vec{r})$ soient constants sur ces domaines. On obtient :

$$p(\vec{r}) = p_i(\vec{r}) + \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n (k^2(X_{pq}) - k_0^2) p(X_{pq}) \int_{\Omega_{pq}} G(\vec{r}, \vec{r}') d\vec{r}' \quad (28)$$

Le problème direct consiste à trouver la pression en tous les points $\vec{X}_{pq}$. On réécrit l'équation (28) aux points $\vec{r} = \vec{X}_{\alpha\beta}$ $\alpha, \beta = 1, 2, \dots, n$. On obtient un système de n^2 équations linéaires à n^2 inconnues.

$$p_i(\vec{X}_{\alpha\beta}) = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \left[\delta_{\alpha p} \delta_{\beta q} - (k^2(\vec{X}_{pq}) - k_0^2) \int_{\Omega_{pq}} G(\vec{X}_{\alpha\beta}, \vec{r}') d\vec{r}' \right] p(\vec{X}_{pq}) \quad (29)$$

$$p_d(\vec{r}) = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n f(\vec{X}_{pq}) p(\vec{X}_{pq}) \int_{\Omega_{pq}} G(\vec{r}, \vec{r}') d\vec{r}' \quad (30)$$

[GUI 00] GUILLERMIN R. Caractérisation d'objets enfouis dans des sédiments marins par imagerie acoustique, *Thèse de l'Université Aix-Marseille II*, 2000 ;

On utilise la méthode de Born distordu itératif (**annexe C**) consistant donc à résoudre le problème par approximation linéaire successive, mais ici en "modifiant" le modèle, et non plus les données. Ci après un résumé simplifié.

L'équation n°29 et la n°30 s'écrivent sous forme matricielle :

$$P_i = A(f) P \quad (31)$$

$$P_d = Q(P) f \quad (32)$$

avec $P_d = \begin{bmatrix} P_d(\vec{r}_1) \\ . \\ P_d(\vec{r}_M) \end{bmatrix}$ le champ de pression connu aux points M et $f = \begin{bmatrix} f(\vec{X}_{11}) \\ . \\ f(\vec{X}_{nn}) \end{bmatrix}$ les fonctions de contraste

inconnues à chaque itération. Ce système est non carré et mal conditionné. Une solution au sens des moindres carrés est obtenue via une Décomposition en Valeurs Singulière (méthode SVD) associée à une régularisation de type Tikhonov^[HAN 94]. Nous obtenons alors une première solution f_0 du problème inverse et nous pouvons calculer une nouvelle valeur P_{i+1} de P qui servira pour déterminer f_{i+1} à l'itération suivant :

$$P = P_i$$

$$f = 0$$

$$\text{Pour } i = 0 \text{ à } n \begin{cases} P = A(f)^{-1} P_i \\ f = Q(P^{-1}) P_d \end{cases}$$

Si on connaît f_i , alors la solution à l'ordre suivant est :

$$\left[p_d(\vec{r}_j) - (p_d(\vec{r}_j))_i \right]_{j=1}^M = \sum_{p=1}^n \sum_{q=1}^n \left\{ (f_{i+1}(\vec{X}_{pq}) - f_i(\vec{X}_{pq})) p_i(\vec{X}_{pq}) G_i(\vec{r}_j, \vec{X}_{pq}) \right\} \quad 33$$

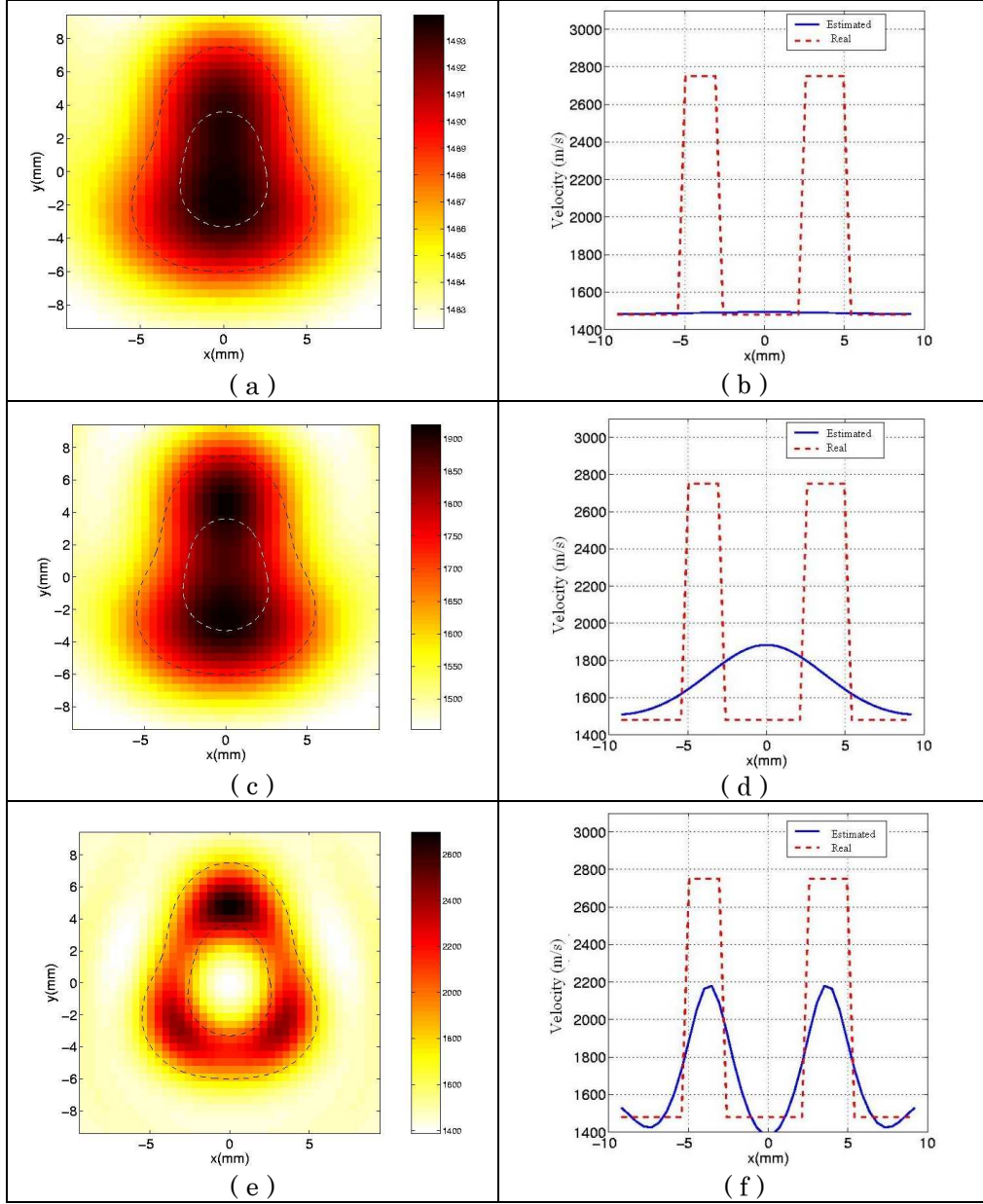
Pour l'itération i , G_i est la fonction de Green de l'objet f_i immergé dans Ω_0 et $G_i(\vec{r}_j, \vec{X}_{pq})$ représente le champ total de pression calculé aux points $\vec{r}_j$ pour une source placée au point $\vec{X}_{pq}$, en présence de l'objet diffractant immergé dans Ω_0 et caractérisé par sa fonction de contraste f_i . p_i et $(p_d)_i$ sont les champs respectivement total et diffracté mesurés lorsque la source est au point E (Figure 1). Ces quantités sont calculées en utilisant la représentation intégrale et en résolvant le problème direct pour l'objet dont la fonction de contraste f_i est connue. L'équation (30) est développée (discrétisée) et le problème inverse résolu pour l'objet diffractant de fonction de contraste inconnue f_{i+1} . Ainsi de suite, la fonction de Green, les champs de pression, le problème direct puis finalement le problème inverse sont calculés rendant la méthode adaptative ("distorsion" de la fonction de Green) et itérative.

Régine Guillermin^[GUI 06] a évalué les potentialités de la méthode sur des données simulées. Pour cela, elle a développé un code basé sur une méthode d'équations intégrales de frontière (BEM). L'objet analysé est un tube semi-infini en résine de diamètre environ 6 et 12 mm. La densité est de $\rho_1 \approx 1150 \text{ kg/m}^3$, et la vitesse moyenne des ondes de $c_1 \approx 2750 \text{ m/s}$. Le milieu de référence initial est de l'eau à 18° ($\rho_0 = 1000 \text{ kg/m}^3$, $c_0 = 1480 \text{ m/s}$). Les positions de l'émetteur et du récepteur sont incrémentées de 5° autour de 360° . Les simulations sont menées pour 5 fréquences : 80 kHz, 150 kHz, 300 kHz, 750 kHz et 1 MHz. La méthode assez coûteuse en temps CPU donnent sur des simulations des résultats intéressants puisque qualitatifs (forme, géométrie) et quantitatifs (vitesses). Le travail sur cette

[HAN 94] P.C. Hansen, Regularization tools: a Matlab package for analysis and solution of ill-posed problems, Numerical Algorithms 6, 1-35, 1994

[GUI 06] R. Guillermin et P. Lasaygues, Imagerie ultrasonore d'objets à fort contraste par une méthode d'équations intégrales de domaine, Actes du 8ème Congrès Français d'Acoustique, SFA-ABAV, à paraître 2006

stratégie doit se poursuivre – notamment par des essais expérimentaux, car il est *évident* (les limites numériques seront résolues avec l'augmentation des puissances de calcul des ordinateurs) de penser que cette solution mérite une attention toute particulière.



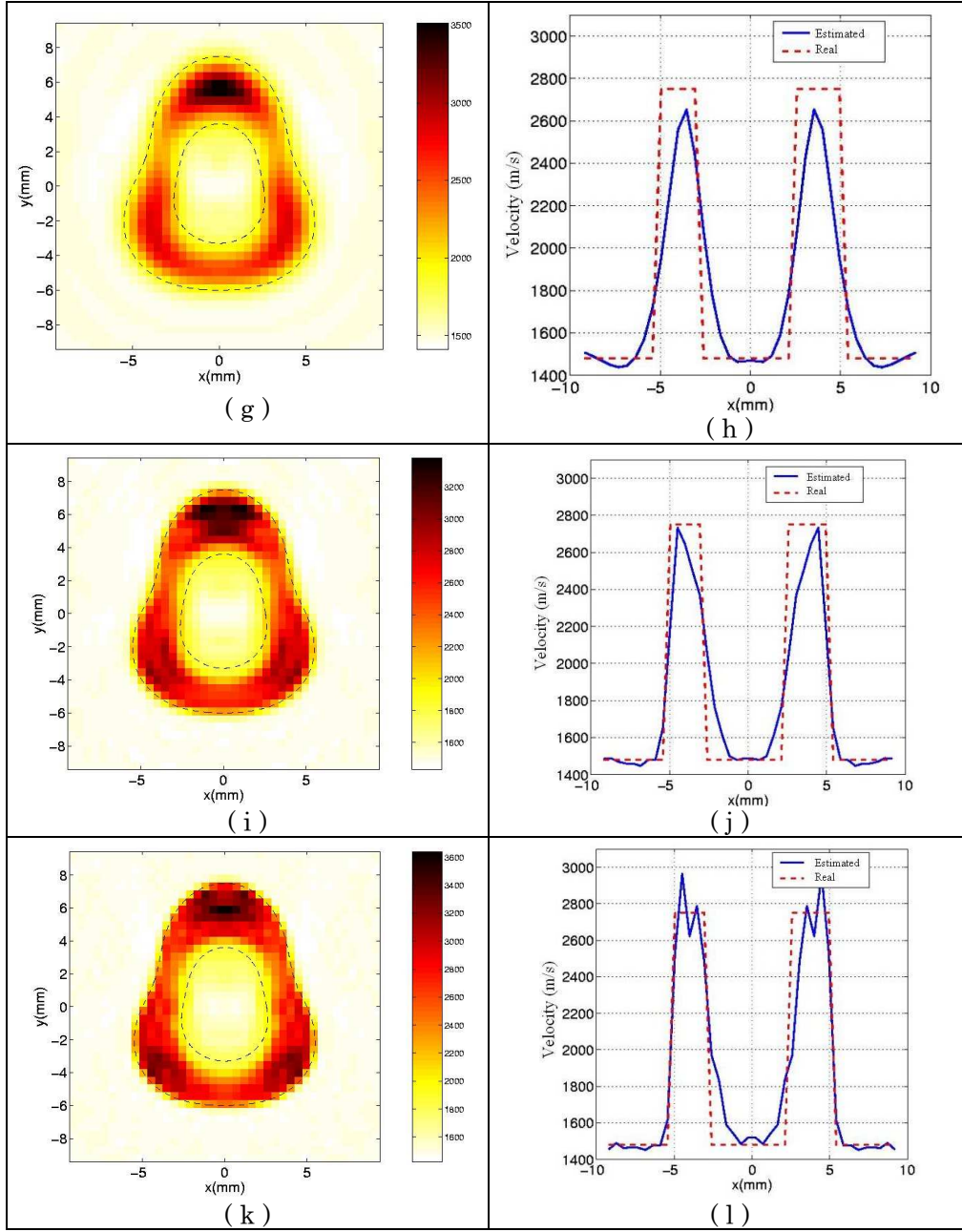


Figure 8 : Inversions numériques par la méthode de Born distordu itératif

(a – b) solution initiale à 80 kHz (c – d) après 24 itérations à 80kHz, (e – f) 8 itérations à 150 kHz, (g – h) 8 itérations à 300 kHz, (i – j) 8 itérations à 750 kHz, (k – l) 8 itérations à 1 MHz

remarque : Dans cette simulation, nous avons supposé que les densités des deux milieux étaient les mêmes ($\rho_1 = \rho_0$). Le paramètre reconstruit, initialement la fonction de contraste f , représente donc ici la seule célérité des ondes de compression.

4. Stratégie 3 : Méthode basée sur une modélisation approchée canonique du problème direct

Enfin, la dernière stratégie est basée sur une modélisation consistant à assimiler l'os long enrobé de sa peau à un cylindre (non circulaire) multicouches, chaque couche (peau, os, moelle, ...) étant considérée comme homogène (sinon de fait homogénéisée). Un tel problème peut alors être traité par exemple par la méthode ICBA - *Intercepting Canonical Body Approximation* (relativement légère en coût de calcul) (travaux d'Armand Wirgin et de Thierry Scotti [SCO 95]). On se retrouve alors avec un problème d'identification de paramètres en nombre limité ; les caractéristiques de chaque couche (2 paramètres) et leur contour (soit leur rayon si elles sont circulaires, i.e. 1 paramètre, soit N paramètres si le contour est discrétisé sur N points). Il s'agit encore d'un problème non linéaire résolu à coup d'itérations, mais comme le nombre de paramètres à identifier est limité et le calcul du problème direct "léger" avec la méthode ICBA, cette stratégie est envisageable en pratique. Les premiers résultats, numériques (simulations) et expérimentaux, sont encourageants.

L'approximation ICBA a été développée au LMA par A. Wirgin au cours des années 1990-2000. Dans le cadre de la thèse de **Loïc LE MARREC (2001 – 2004)** [MAR 04] nous l'avons confrontée au cas particulier des objets à contour simple mais contrastés par rapport à l'environnement direct.

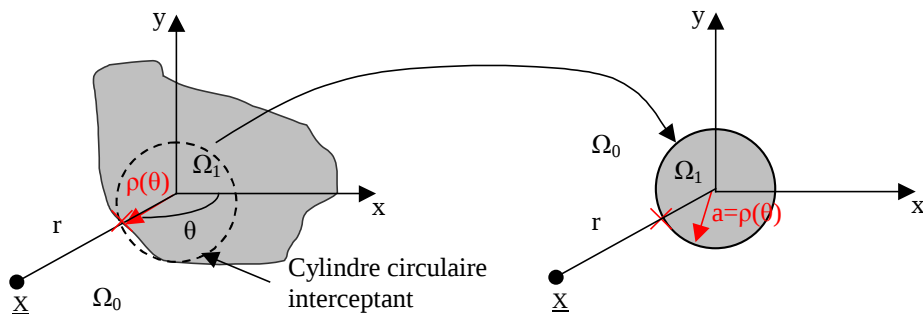


Figure 9 : Corps canonique interceptant (à gauche, configuration d'origine, à droite, configuration canonique équivalente)

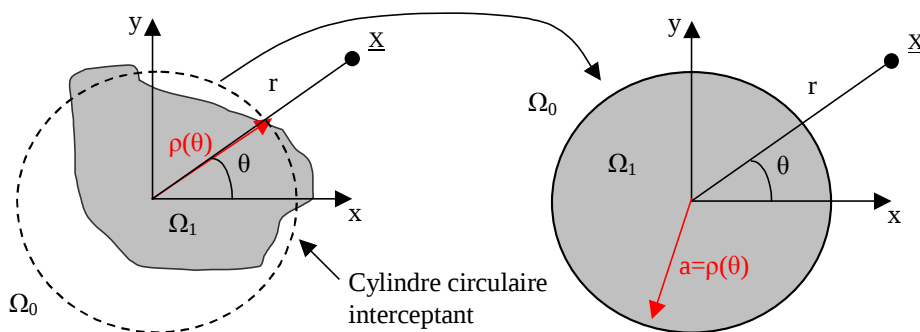


Figure 10 : Corps canonique interceptant pour une autre direction de diffusion (à gauche configuration d'origine, à droite configuration canonique équivalente)

Cette méthode fait appel à la solution exacte du problème canonique de la diffusion d'une onde plane par un cylindre circulaire (pénétrable ou non) pour calculer une approximation du champ diffusé par

[SCO 95] T. Scotti and A. Wirgin, Shape reconstruction using diffracted waves and canonical solutions, *Inverse Problems* 11 1097-1111, 1995;

[MAR 04] **LE MARREC L.**, Investigation ultrasonore qualitative et quantitative d'objets à fort contraste, *Thèse de l'Université Aix-Marseille II*, 2004 ;

un obstacle de forme quelconque : le champ diffusé est développé sur une base complète de fonctions, les ondes partielles cylindriques. Mais les coefficients des fonctions de la base sont des inconnues qu'il faut déterminer en résolvant un problème direct à chaque étape du processus d'inversion.

L'utilisation de la méthode ICBA permet de contourner la résolution de ce problème direct. Par hypothèse, le diffuseur est assimilé – localement – à un cylindre circulaire centré, de rayon égal au rayon local de l'obstacle.

Localement, pour une direction de diffusion donnée, les coefficients inconnus sont ceux de ce cylindre circulaire, et sont donc connus, analytiquement, à une seule inconnue près : le rayon de ce cylindre circulaire. Le problème inverse se ramène alors simplement à la recherche de ce rayon, ce qui se fait en résolvant une équation non linéaire pour chaque choix de direction de diffusion.

L'originalité du travail de cette thèse est d'avoir intégré l'information disponible en pratique à savoir par exemple, l'information large bande des signaux expérimentaux [publication iv].

Quelques résultats pertinents.

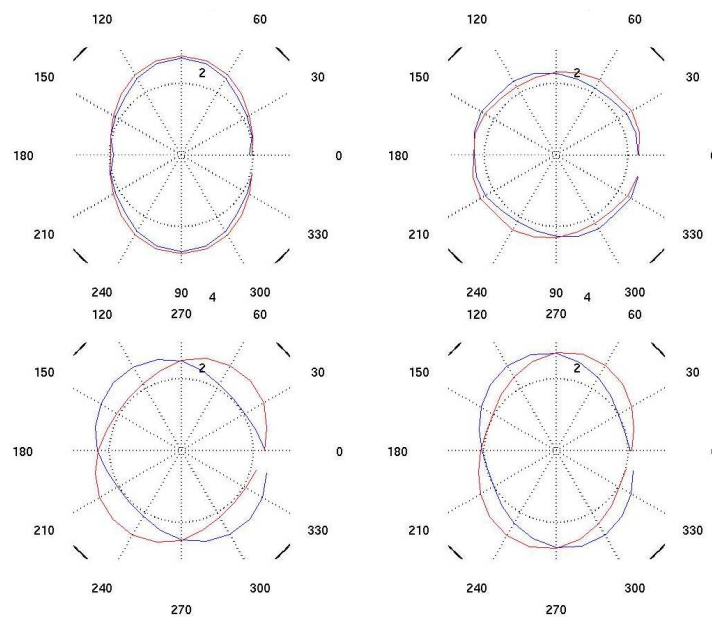


Figure 11 : Identification géométrique de la section d'une ellipse suivant 4 angles d'observation (extrait de la thèse de L. Le Marrec)

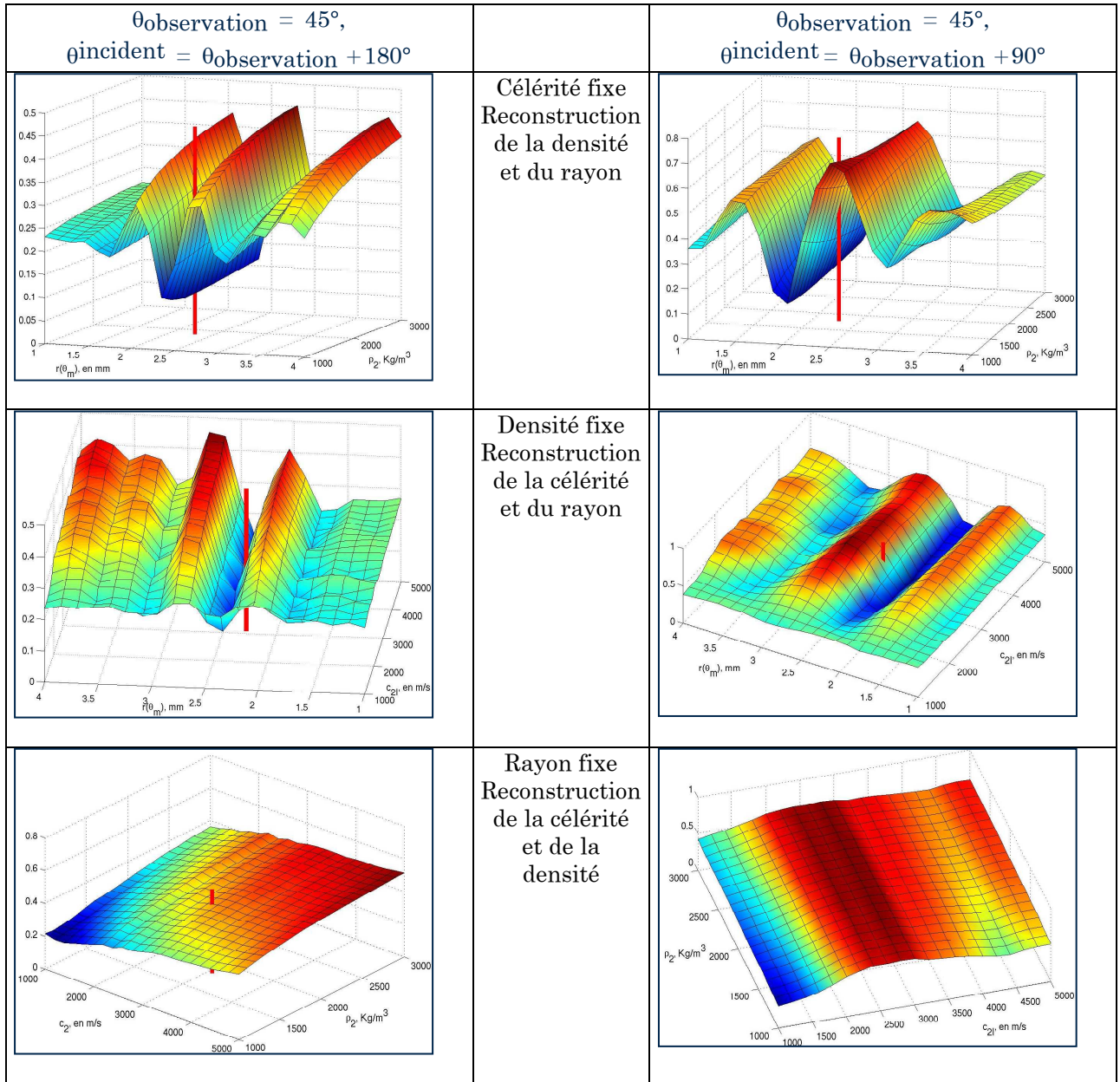


Figure 12 : Sensibilité des paramètres géométriques et physiques à la méthode ICBA. (extrait de la thèse de L. Le Marrec)

On constate que l'identification de la section de l'objet diffractant est indépendante des paramètres physiques et que la précision sur la mesure du rayon n'influence pas l'optimisation des résultats pour l'identification des paramètres physiques

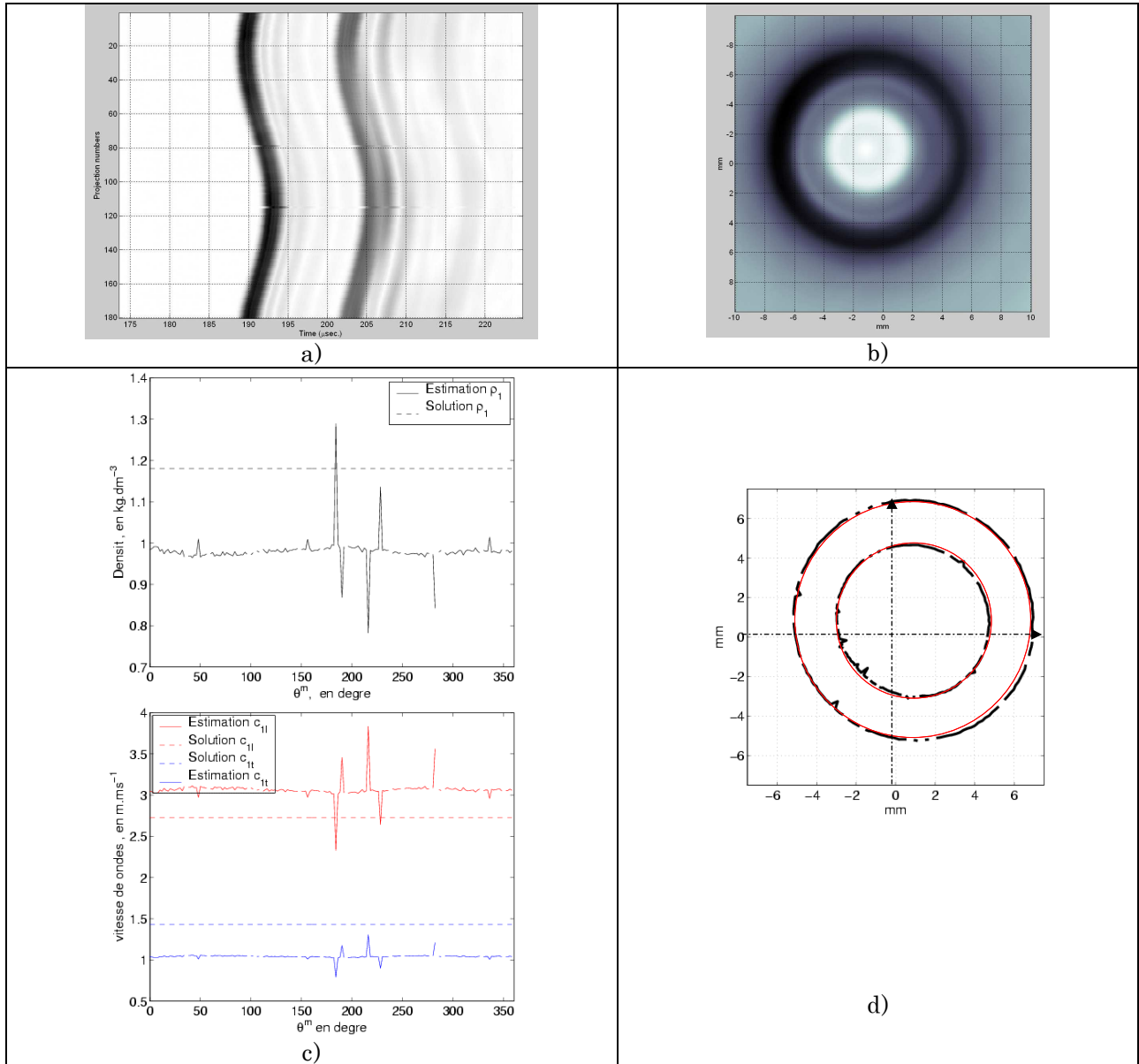


Figure 13 : Inversion par la méthode ICBA d'un tube en plexiglas (extraits de la thèse de Loïc Le Marrec, 2004)

Données expérimentales en rétrodiffusion, 180 angles à 1 MHz, 2048 échantillons à 20 MHz. Tube décentré de 6 mm de rayon extérieur et 4 mm d'intérieur, célérité des ondes longitudinales de 2730 m/s, transversales de 1430 m/s, densité de 1180 kg/m^3 (1er itéré à 2500 m/s, 1100 m/s, 1200 kg/m^3).

a) sinogramme expérimental (enveloppe des signaux), b) tomogramme qualitatif par approximation de Born sans itération, c) estimation paramétrique vitesse et densité d) reconstruction géométrique

L'intérêt de l'approximation canonique renforçant une approche algébrique ou analytique de type Born prend tout son sens dans l'illustration de la Figure 13. Puisque le tube analysé a une épaisseur (2 mm) de l'ordre de la longueur d'onde dans l'eau (1,5 mm à 1 MHz pour une célérité de 1500 m/s), et compte tenu du contraste d'impédance, on atteint les limites de la résolution pour la tomographie de Born au 1^{er} ordre puisqu'il est strictement impossible sur le tomogramme (b) de déterminer/définir les contours du tube – sauf à utiliser un algorithme spécifique de segmentation d'image [paragraphe 4]. Par la méthode ICBA, nous atteignons les dimensions du tube avec une précision (et une relative rapidité dans les calculs) suffisante ($< 7\%$) pour poursuivre l'étude. Actuellement des tests de reconstruction sont menés lorsque l'objet n'a plus une géométrie circulaire. Pour l'estimation des

paramètres physiques comme la vitesse des ondes ou la densité, l'erreur est encore importante et la méthode doit être optimisée. Plusieurs options sont explorées [travaux de Thierry Scotti] aussi bien sur la résolution du problème directe qu'inverse.

5. Homogénéisation et caractérisation élastique des tissus osseux

Toutes ces méthodes d'imagerie/inversion appliquées aux tissus osseux s'appuient sur l'analyse approfondie des mécanismes physiopathologiques de ces structures ; les hypothèses et les approximations reposant fortement sur ces observations. Les études actuelles sur l'organisation architecturale montrent que l'os cortical (et plus généralement tous les os longs, voir l'**annexe F**) est un matériau viscoélastique, à gradient de porosité du canal médullaire vers l'extérieur du cortex, où la présence de fluide dans les micro-porosités induit un comportement particulier à la propagation des ondes mécaniques. Les théories d'homogénéisation comme la théorie de Biot (travaux de Zine Fellah [FEL 04]) et l'étude des lois de dispersion (travaux de Jean-Marie Rossi [ROS 06]) permettent alors d'aborder la caractérisation en décrivant les liens existants entre les paramètres physiques (densité, porosité, tortuosité, ...), mécaniques (modules élastiques) et acoustiques (vitesses et atténuations des ondes) des os.

Depuis de nombreuses années, nous nous intéressons à la caractérisation en ondes planes ultrasonores de ces milieux. L'objectif est double, d'une part, rendre compte des paramètres les plus pertinents pour la quantification (initialisation des processus itératifs) en imagerie paramétrique, et d'autre part, apporter à l'outil de simulation numérique, de plus en plus utilisé en biomécanique ou en génie biologique et médical, une connaissance plus fine de ces milieux.

Dans le cadre de la thèse de **Martine Pithioux (1997-2000)** [PIT 00], nous avons cherché à identifier les propriétés mécaniques d'un matériau hétérogène et anisotrope comme l'os ce qui revient alors à déterminer les paramètres dans chaque direction des fibres le constituant. Nous nous sommes appuyés sur les relations linéaires entre paramètres acoustiques et élastiques et nous avons mis au point un protocole expérimental de mesure ultrasonore exploitant les degrés de liberté du scanner 2D à ultrasons. Cette technique *in vitro* n'induit pas de risque de plastification des échantillons et permet ainsi une étude approfondie suivant toutes les directions de l'anisotropie [LAS 02] sans préparations spécifiques de l'échantillon (état de surface, forme, ...).

B.4. **Les scanners à ultrasons**

A l'actif des réalisations de notre groupe, trois "scanners" à ultrasons: deux systèmes à deux dimensions (un à balayage mécanique, un à balayage électronique) ; un système à trois dimensions (à balayage mécanique).

Faisant appel à une électronique et une électroacoustique standards, toutes les procédures numériques mises au point et implantées sur ces systèmes sont susceptibles d'être portées sur des échographes médicaux ou des systèmes standards d'inspection de matériaux.

Système à balayage électronique

Le système à balayage électronique, sur lequel ont particulièrement porté mes efforts ces dernières années, est architecturé autour d'une antenne-couronne de 8 transducteurs équi-répartis et pilotés en régime séquentiel : chaque transducteur est tour à tour émetteur et les autres (et lui-même) récepteurs. L'acquisition des 64 signaux de diffraction, s'effectue en quelques fractions de seconde, donnant accès à

[FEL 04] Z E.A. Fellah, J.Y. Chapelon, S. Berger, W. Lauriks and C. Depollier, Ultrasonic wave propagation in human cancellous bone: Application of Biot theory, *J Acoust Soc Am.* **116** (1), 61-73 (2004).

[ROS 06] J.M. Rossi, S. Wendling, M. Pithioux et P. Chabrand, travaux sur le remodelage osseux et mécano-transduction, mécanique de la cellule et le cytosquelette, LABM, UMR USR CNRS 2164, Marseille

[PIT 00] **PITHIOUX M.** Lois de comportement et modèles de rupture des os longs , *Thèse de l'Université Aix-Marseille II*, 2000 ;

[LAS 02] P. Lasaygues and M. Pithioux, Ultrasonic characterization of homogeneous, orthotropic elastic bovine bones, *Ultrasonics* **39**, 567-573, 2002 ;

16 projections équi-réparties sur 360°. Il s'agit d'un système assez pauvre en termes de nombre d'acquisitions (mais autorisant des acquisitions en diffraction et non uniquement en rétrodiffusion). Des mouvements en rotation permettent d'augmenter le nombre de vue et ainsi synthétiquement simuler une antenne de plusieurs éléments permettant de multiplier les angles de vue et pallier la difficulté du faible nombre de capteurs.

Un premier algorithme de reconstruction a été conçu et implanté dans l'ordinateur de pilotage-acquisitions-imagerie. L'antenne est principalement dédiée aux applications médicales, pour des études de faisabilité concernant le diagnostic du cancer du sein [Publication v] et prochainement de l'imagerie osseuse pédiatrique.

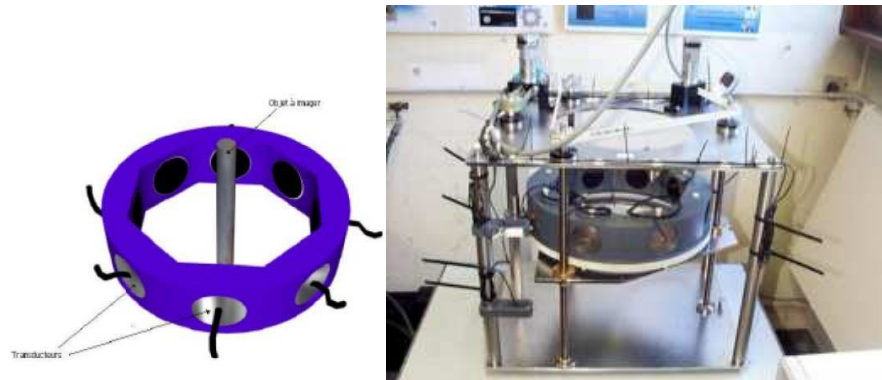


Figure 14 : Antenne circulaire multivoie pour l'imagerie tomographique en diffraction
(à gauche schéma de principe, à droite, vue générale du prototype dans une version haute fréquence à 1 MHz et 2,25 MHz)

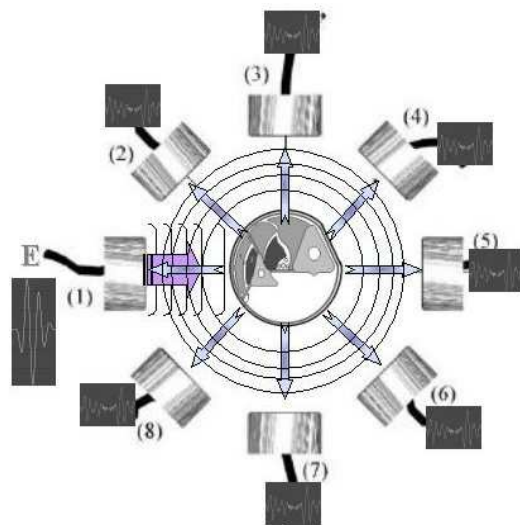


Figure 15 : Protocole d'acquisition de signaux ultrasonores pour la tomographie en diffraction à partir de l'antenne circulaire multivoies

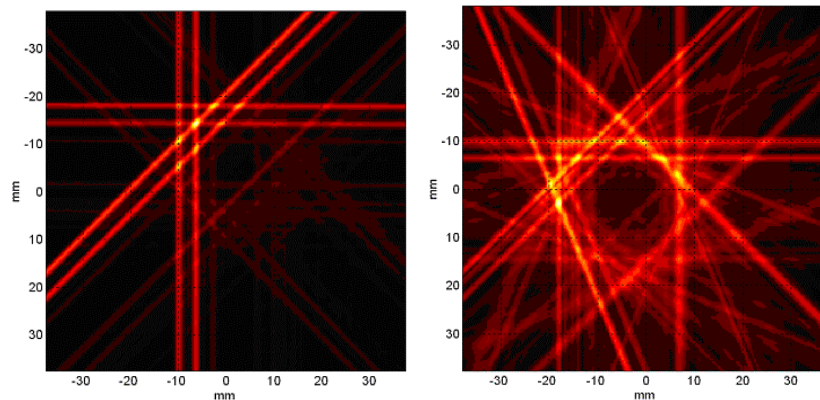


Figure 16 : Tomogramme en réflexion avec 8 transducteurs (gauche) Tomogramme en diffraction avec les mêmes 8 transducteurs soit 8 X 8 signaux (droite)
Tube décentré en résine synthétique remplie d'eau, diamètre externe 30 mm, diamètre interne 18 mm, Fréquence nominale = 2,25 MHz

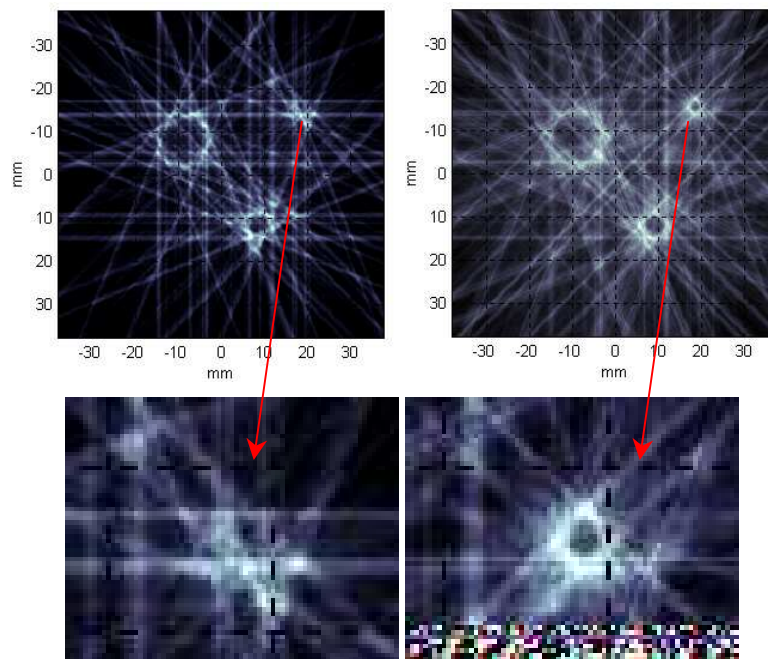


Figure 17 : Comparaison de la tomographie en réflexion 8 éléments (gauche) et de la tomographie en diffraction 8 X 8 éléments (droite) de trois tiges en laiton de 3, 6 et 12 mm de diamètre.

*Sur l'image de la petite tige, nous pouvons apprécier l'intérêt de la redondance d'information disponible par diffraction.
 Fréquence nominale = 2,25 MHz à 80 MHz, image 256 X 256 pixels*

Systèmes à balayage mécanique

Le scanner 2D à balayages mécaniques mono-statiques, dont la construction remonte à 1982 sous l'impulsion de J.-P. Lefebvre, a été rénové dans sa partie pilotage et informatique en 1996 puis en 2000 (balayages bi-statiques) sous ma responsabilité. L'avantage de ce système est sa souplesse d'utilisation : il permet pratiquement tous les balayages avec 1 ou 2 transducteurs (acquisitions en mode réflexion, transmission et, moyennant une certaine adaptation, diffraction). Son inconvénient, comme pour tous les systèmes à balayage mécanique, est la lenteur des acquisitions.



Figure 18 : Scanner à ultrasons 2D de 1^{ère} génération

Le second scanner est plus récent (2000). Imageur à balayage mécanique automatique 3D, il est aujourd'hui essentiellement utilisé pour mettre au point les procédures pratiques de reconstruction 3D, et permet de simuler le fonctionnement de rétines sphériques ou hémisphériques.

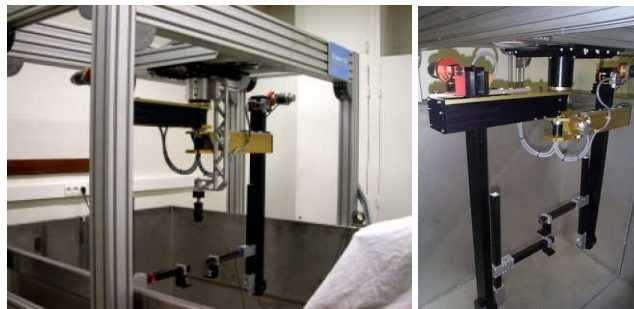
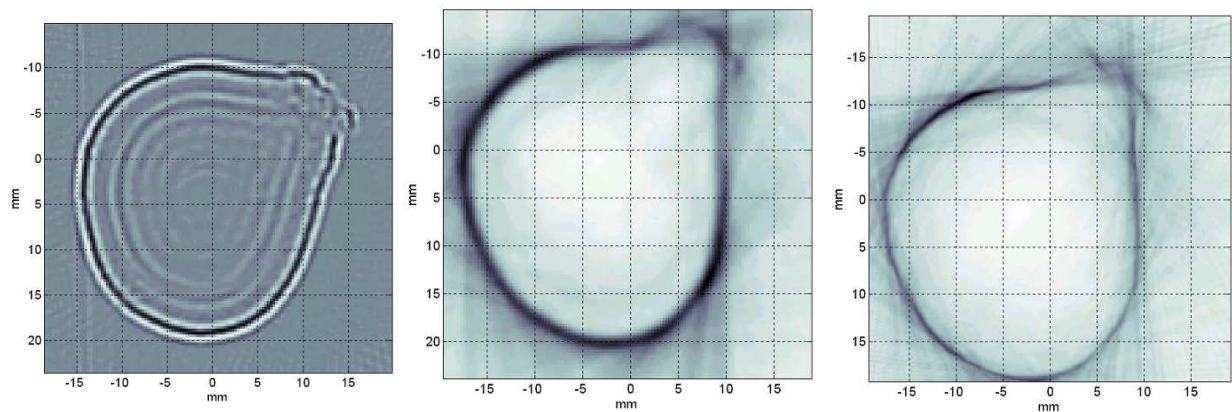


Figure 19 : Scanner à ultrasons 3D (à gauche, vue générale, à droite, vue des bras porte-transducteurs)

B.5. Résolution et quantification de l'information

La discrimination et le traitement des signaux acoustiques ayant traversés un milieu biologique "mou" ne pose pas *a priori* de problèmes autres que ceux traités par l'analyse classique (filtrage, transformée de Fourier, ...). Par contre, lorsque les milieux sont fortement contrastés et beaucoup plus échogènes, nous sommes confrontés à des signaux d'amplitude très variable et il se pose souvent le problème de la détection de l'information utile noyée dans un environnement bruité ou saturé. C'est le cas par exemple lorsqu'il s'agit de détecter les signaux provenant d'une propagation directe dans l'os d'une propagation perturbée par son passage dans l'épaisseur corticale, plus atténuante ou encore du récurrent problème de la détection des temps de propagation d'une onde. J'ai donc été amené à développer différents algorithmes de traitements des signaux, avec un double objectif :

- améliorer la résolution, c'est à dire "*extraire*" l'information relative aux hautes fréquences du spectre ;
- améliorer la quantification, c'est à dire "*extraire*" l'information relative aux basses fréquences.



**Figure 20 : Effet de la fréquence sur la résolution des tomogrammes ultrasonores de fémurs humains ;
de gauche à droite : 500 kHz, 1 MHz, 2,25 MHz**

Pour l'un comme pour l'autre de ces objectifs, la première solution qui s'est imposée, est la déconvolution des signaux de réception par la fonction d'appareillage du dispositif expérimental. Plusieurs algorithmes ont été mis au point dans le groupe, comme celui utilisant le filtrage de Kalman des signaux (travaux de Serge Mensah^[MEN 90]), sur la base des travaux de G. Demoment ^{[DEM 01][HER 82]} ou celui basé sur la méthode de Papoulis ^{[PAP 75][PAP 79][LAS 97]} et le filtrage de Wiener.

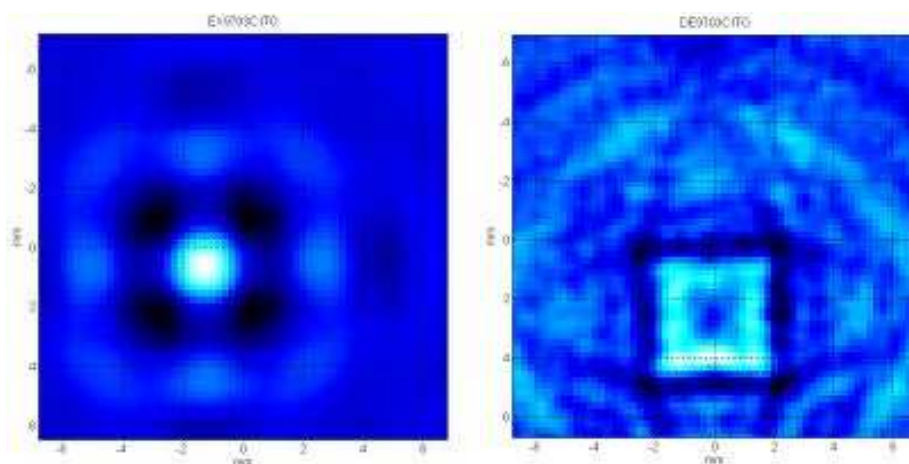


Figure 21 : Tomogramme ultrasonore en réflexion d'une tige d'aluminium de 4 mm de section ; (gauche) sans déconvolution (droite) après déconvolution de Papoulis au premier ordre

(180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 250 kHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 256 x 256 pixels) On remarque que la dimension de la tige (4 mm) est inférieure à la longueur d'onde dans l'eau (6 mm). Sans déconvolution l'identification du contour de cet objet est impossible.

-
- [MEN 90] S. Mensah, Tomographie ultrasonore en réflexion, application à l'imagerie médicale, Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II, 1990
[DEM 01] G. Demoment, Chapitre 1, Problèmes inverses et problèmes mal posés, & chapitre 2, Régularisation d'un problème mal posé: approches génériques, *Approche bayésienne pour les problèmes inverses*, dir. J. Idier, Série Traitement du Signal et de l'image, Hermès – Lavoisier, 2001
[HER 82] A. Herment, G. Demoment, and M. Vaysse, Algorithm for on line deconvolution of echographic signals, *Acoustical Imaging*, 10, 325 - 345, 1982 ;
[PAP 75] A Papoulis, A new algorithm in spectral analysis and band-limited extrapolation, in *IEEE Trans. Circuits Syst.*, 22, 9, 735-742, 1975 ;
[PAP 79] A. Papoulis and C. Chamzas, Improvement of range resolution by spectral extrapolation, *Ultrasonic Imaging*, 121-135, 1979 ;
[LAS 97] P. Lasaygues, J.-P. Lefebvre and S. Mensah, High Resolution Low Frequency Ultrasonic Tomography *Ultrasonic Imaging*, 19, 278-293, 1997 ;

1. Déconvolution par filtrage de Wiener

Dans sa version générale (et surtout temporelle), la "tomographie" laisse apparaître un caractère idéal puisqu'elle ne prend pas en compte les limitations introduites par les transducteurs (bande passante, résolutions axiale, latérales et azimutales, ...) et par l'ensemble du système d'acquisition (jeux, offset mécanique, ...). Pour atténuer ces effets de filtrage, on cherchera à déconvoluer les signaux d'émission- réception par une fonction "d'appareillage". La déconvolution, c'est à dire la solution de l'intégrale de convolution, est un problème inverse classique rencontré dans de nombreux domaines. Par analogie avec les définitions présentées dans l'annexe C, nous noterons le signal à restaurer $x(t)$ (ici la réponse impulsionnelle du milieu), $h(t)$ la réponse impulsionnelle de la chaîne électroacoustique incluant les transducteurs, et mesurée sur un réflecteur plan parfait (i.e. le dioptre eau/air), et $y(t)$ le signal observé.

$$y(t) = \int_{-\infty}^t x(z) h(t-z) dz = (h * x)(t) \quad (34)$$

Lorsque la réponse impulsionnelle $h(t)$ ne peut être raisonnablement approchée par une impulsion de Dirac, l'entrée $x(t)$ doit être restaurée à partir de la sortie mesurée

Si on se restreint au cas où x, y et h sont des fonctions ou des distributions tempérées possédant des transformées de Fourier, une méthode de résolution utilisant les propriétés de la convolution semble s'imposer. En effet dans le plan de Fourier, nous avons

$$Y(v) = H(v) X(v) \quad (35)$$

et par filtrage inverse :

$$X(v) = Y(v) H^{-1}(v) \quad (36)$$

Pour qu'elle est un sens, il faut que $H^{-1}(v)$ existe et soit une distribution tempérée. Il faut donc que $H(v)$ soit une fonction qui ne s'annule pour aucune valeur de v et qui ne tende pas vers zéro à l'infini plus vite que toute puissance de $\frac{1}{v}$.

$$\{ H(v) \rightarrow 0 \text{ si } v \rightarrow \infty \}. \quad (37)$$

Si $H(v)$ est à support borné, $y(v)$ a le même support. Elaborer une méthode s'appliquant à tous les signaux ayant une transformée de Fourier n'a pas de sens et il faut la généraliser pour réduire les limites naturelles de l'inversion.

On cherche donc une estimée $\tilde{X}$ de $X(v)$ en minimisant la somme des erreurs résiduelles définie par :

$$J = |Y - H\tilde{X}|^2 = (Y - H\tilde{X})^* (Y - H\tilde{X}) \quad (38)$$

*: opérateur conjugué

Si on pose $G = \frac{H^*}{H^*H}$ avec $v \in \text{support}(H)$, alors

$$\tilde{X}(v) = G(v) Y(v) \quad (39)$$

$$G(v) = H^{-1} \text{ si } v \in \text{support}(H)$$

$G(v)=0$ si $v \notin \text{support}(H)$.

L'inversion généralisée permet d'étendre la notion de solution mais on ne prend pas en compte les éventuelles petites valeurs que prend H^*H sur les bords du domaine (problème de stabilité). Une régularisation s'impose.

On cherchera ici une estimée $\tilde{X}(v)$ de $X(v)$ suivant le critère $J = \|Y - H\tilde{X}\|^2 + \alpha \|\tilde{X}\|^2$ minimum avec α le paramètre de régularisation.

L'approche quadratique par filtrage de Wiener permet de décrire une estimée de x en exprimant la fonction G comme le rapport de l'interspectre entrée-sortie $S_{xy}(v)$ et le spectre de sortie $S_y(v)$ et si $S_b(v)$ est le spectre du bruit, alors l'estimateur $\tilde{X}(v)$ s'écrit, si $S_x(v) \neq 0$

$$\tilde{X}(v) = \left[\frac{H^*(v)}{H^*(v)H(v) + \frac{S_b(v)}{S_x(v)}} \right] y(v) \quad (40)$$

Le paramètre de régularisation α est alors l'inverse du rapport signal à bruit $\alpha = \frac{S_b(v)}{S_x(v)}$

2. L'analyse temps-fréquence par décomposition en ondelettes

L'analyse temps-fréquence permet d'analyser le contenu fréquentiel d'un phénomène basse fréquence nécessitant un temps d'observation long (pour pouvoir être correctement analysé), et d'un phénomène aux fréquences plus élevées qui aura tendance à évoluer plus rapidement et nécessitera un temps d'observation plus réduit pour estimer ses composantes [MAL 99].

La transformée en ondelettes est une de ces familles d'analyse temps-fréquence. Cette transformée se rapproche par calcul de la transformée de Fourier à fenêtre glissante ou de la transformée de Gabor. On effectue la corrélation, au sens du produit scalaire sur $L^2(\mathcal{R})$, entre le signal à analyser et une famille de fonctions bien localisées $\{\psi_{s,u}(t), s \in \mathcal{R}_+, u \in \mathcal{R}\}$ en temps et en fréquence :

$$TO_y(s, u) = \langle y, \psi_{s,u} \rangle = \int_{\mathcal{R}} y(t) \psi_{s,u}^*(t) dt \quad (41)$$

avec s le paramètre lié à la dilatation et u le paramètre lié à la translation.

Les coefficients $TO_y(s, u)$ s'interprètent comme la projection du signal $y(t)$ sur une famille $\{\psi_{s,u}(t)\}$ des fonctions obtenues par dilatation de s et translation de u de l'ondelette mère ψ :

$$\psi_{s,u}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) \quad (42)$$

Le facteur $\frac{1}{\sqrt{s}}$ normalise la fonction $\psi_{s,u}$ afin de préserver l'énergie du motif analysant :

$$\|\psi_{s,u}\|^2 = \int_{\mathcal{R}} |\psi_{s,u}(t)|^2 dt = 1. \quad (43)$$

La transformée en ondelettes est une représentation covariante par changement d'échelle et translation en temps, c'est-à-dire qu'elle vérifie :

$$y_1(t) = \sqrt{s_0} y(s_0(t - u_0)) \Rightarrow TO_{y_1}(s, u) = TO_y\left(\frac{s}{s_0}, s_0(u - u_0)\right). \quad (44)$$

[MAL 99] S. Mallat, A wavelet tour of signal processing. Boston academic Press, 1999 ;

Le signal peut être reconstruit à partir de ses coefficients en ondelettes sous réserve que l'ondelette ψ vérifie la condition d'admissibilité, c'est-à-dire que l'intégrale suivante existe et soit finie :

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\hat{\psi}(v)|^2}{|v|} dv < +\infty \quad (45)$$

où $\hat{\psi}(v)$ désigne la transformée de Fourier de $\psi(t)$. La formule de reconstruction fait intervenir ce coefficient de normalisation C_ψ :

$$y(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_{\psi} \int_{u \in \mathfrak{R}} \int_{s>0} TO_y(s, u) \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-u}{s}\right) du \frac{ds}{s^2} \quad (46)$$

La transformée en ondelettes continue est redondante, en ce sens qu'il suffit en pratique de quelques coefficients pour couvrir entièrement le plan temps-échelle. On discrétise ainsi la représentation continue en échantillonnant à la fois le paramètre d'échelle s et le paramètre temporelle u . L'échantillonnage rigoureux, compromis optimum entre redondance et perte d'information, tout en utilisant au mieux les caractéristiques propres aux fonctions analysantes $\psi_{s,u}$ est l'échantillonnage logarithmique uniforme :

$$\{y(s, u) = (s_0^j, k u_0 s_0^j); s_0 > 1, u_0 > 0; k, j \in \mathbb{Z}\} \quad (47)$$

où j et k représentent les indices d'échelle et de temps.

La transformée en ondelettes discrète se formalise alors :

$$TO_{j,k}(s, u) = s_0^{-\frac{j}{2}} \int_{-\infty}^{+\infty} y(t) \psi^*(s_0^{-j}t - k u_0) dt; \quad j, k \in \mathbb{Z} \quad (48)$$

et la formule de reconstruction s'écrit :

$$y(t) = \sum_j \sum_k \langle y, \psi_{j,k}^* \rangle \psi_{j,k}(t) = \sum_j \sum_k TO_{j,k}(x) \Psi_{j,k}(t). \quad (49)$$

Généralement, on choisit $s_0 = 2$ et $u_0 = 1$ ce qui conduit à une échelle logarithmique formant un réseau dyadique (octave par octave). Un tel échantillonnage permet de construire des bases orthonormées associées à des ondelettes bien localisées en temps et en fréquence [MEY 92].

La famille $\left\{ \psi_{j,k}(t) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}t - k); (j, k) \in \mathbb{Z}^2 \right\}$ constitue alors une base (non nécessairement orthonormale) multirésolution de $L^2(\mathfrak{R})$ (**annexe D**).

On parle de décomposition d'un signal $y(n)$ de longueur 2^N :

$$y(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} d_{jk} \psi_{jk}(n) + \sum_{k=1}^{2^{(N-J)}} \alpha_{Jk} \phi_{Jk}(n); \quad J \leq N \quad (50)$$

Avec J le nombre de voies d'analyse dans $y(n)$, $d_{jk} \psi_{jk}(n)$ détail de $y(n)$ à la voie j et à l'instant k , et $\alpha_{Jk} \phi_{Jk}(n)$ approximation de $y(n)$ à la voie J et à l'instant k .

Les fonctions d'ondelettes $\psi_{jk}(n)$ et d'échelles $\phi_{Jk}(n)$ sont définies par :

$$\psi_{jk}(n) = 2^{-\frac{j}{2}} \psi(2^{-j}n - k + 1), \quad 1 \leq j \leq J, \quad 1 \leq k \leq 2^{N-j}, \quad (51)$$

$$\phi_{Jk}(n) = 2^{-\frac{J}{2}} \psi(2^{-J}n - k + 1), \quad 1 \leq k \leq 2^{N-J} \quad (52)$$

[MEY 92] Y. Meyer, Ondelettes et algorithmes concurrents, Herman Editeur, 1992 ;

les coefficients d_{jk} et a_{jk} sont définis comme les produits scalaires de $y(n)$ et l'ondelette et la fonction d'échelle respectivement

$$d_{jk} = \langle y, \psi_{jk} \rangle \quad (53)$$

$$a_{jk} = \langle y, \phi_{jk} \rangle \quad (54)$$

Remarque n°1 : Notre premier algorithme basé sur la décomposition proposée par S. Jaffard^[JAF 89] exploite les potentialités des ondelettes-mère définies par Y. Meyer^[MEY 92] (les ondelettes de Y. Meyer sont particulièrement intéressantes, ayant un module de spectre bien adapté aux signaux ultrasonore). La famille de fonctions associées définit une base orthonormée.

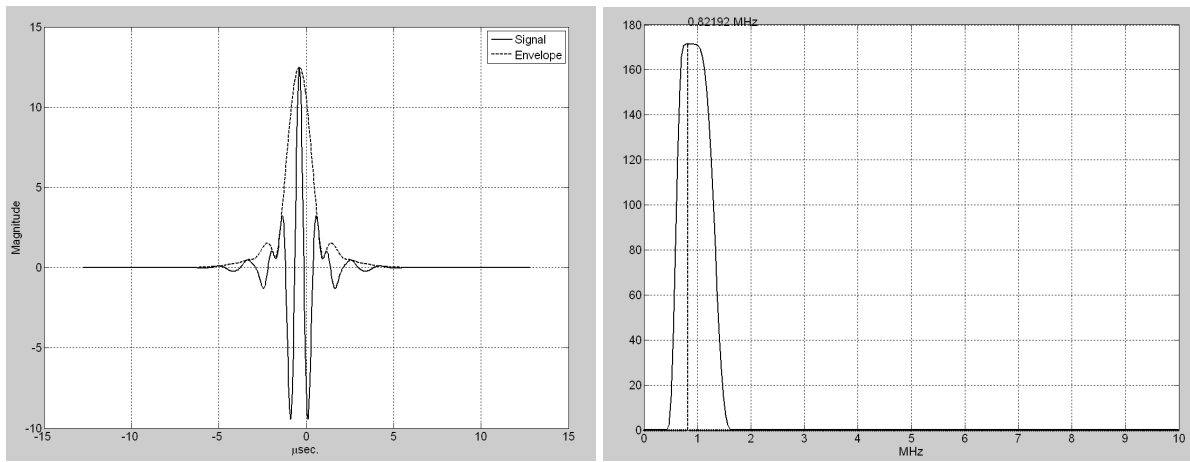


Figure 22 : Ondelette de Yves Meyer, exemple pour la voie d'analyse $J=-4$ (gauche) représentation temporelle, (droite), module du spectre pour les fréquences positives

Dans l'exemple qui suit, nous avons traité le cas particulier des signaux transmis à travers la zone corticale d'un fémur humain adulte. Il s'agissait de concevoir un algorithme automatique de détermination des temps de vol de l'onde de compression entre l'émetteur et le récepteur pour le protocole de la tomographie combinée, *Compound Quantitative Ultrasonic Tomography* (voir Figure 3). Les premiers algorithmes proposaient beaucoup trop de fausses alarmes ; un seuil mal adapté à des signaux très bruités et structurés en paquets d'amplitude différente, transcrivant les différentes ondes se propageant et devant être différenciées. Exploitant les propriétés de filtrage et de (re)synthèse ^[LAS 92] (voir aussi **publication ii**), nous avons conçu un algorithme de décomposition (illustré ici dans sa version redondante non nécessaire pour une version automatique rapide), permettant d'une part d'augmenter la résolution/discrimination des signatures acoustiques, et d'autre part d'optimiser (70% des fausses alarmes en moins) la détection des temps de vol.

[JAF 89] S. Jaffard, Algorithme de transformation en ondelettes, Note de l'Ecole Polytechnique et de l'Ecole National des Ponts et Chaussées, 1989

[LAS 92] P. Lasaygues, thèse ;

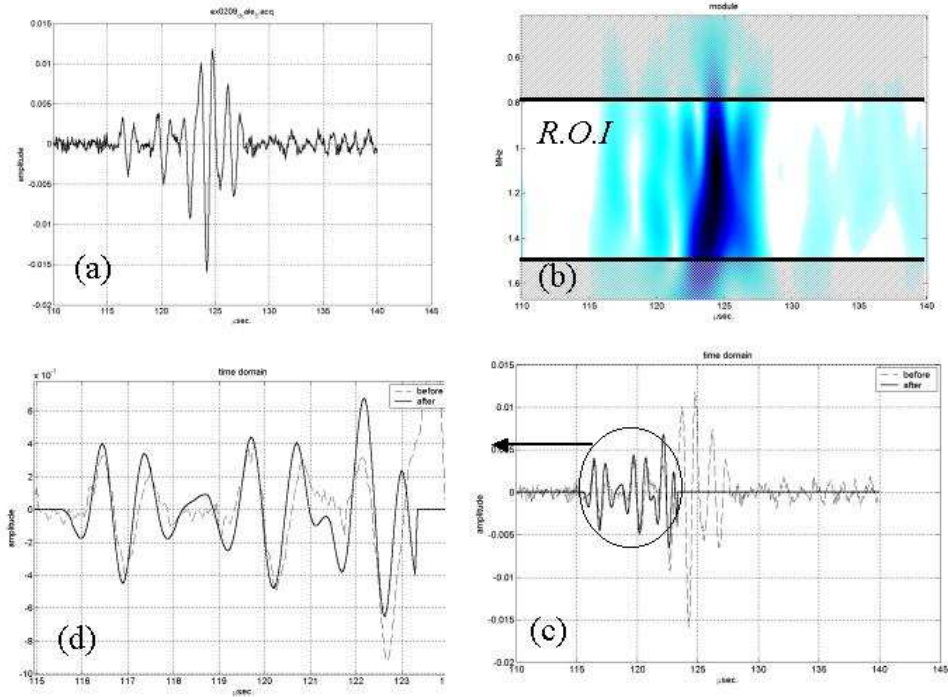


Figure 23 : Exemple de décomposition en ondelettes d'un signal résultant de la propagation d'une onde ultrasonore à travers la diaphyse d'un fémur humain sain.

(1024 échantillons, Fréquence nominale = 1 MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz)

On remarquera la complexité de la signature acoustique de ce signal présentant plusieurs paquets de signaux représentatifs d'un phénomène physique particulier d'interaction onde-os, difficile à interpréter (ondes circonférentielles, ondes guidées, ...). L'analyse en ondelettes joue ici un rôle de filtre adapté pour le "débruitage" du signal, l'amélioration de la résolution, notamment pour le premier signal reçu supposé être, suivant nos hypothèses liées à la théorie des rayons, celui correspondant au trajet le plus direct dans la diaphyse, et donc celui de référence pour le calcul du temps de vol.

Remarque n°2 : "Pseudo-déconvolution" expérimentale

La fonction d'appareillage est une donnée entière du problème de déconvolution et parmi les idées exploitables, celle de "choisir" ou de "définir" cette fonction est aujourd'hui envisageable en regard des progrès technologiques pour la génération programmable de signaux numériques (i.e. des ondes). L'idée proposée repose sur la création d'un signal d'émission qui aurait les propriétés mathématiques des ondelettes de Yves Meyer que nous pourrions utiliser comme signal de référence du milieu de propagation sans objet.

Soit $s_0(t)$ le signal émis (signal avant l'objet) et soit $s(t)$ celui correspondant à l'écho sur l'objet (ou dans le cas de la transmission à l'onde transmise à travers l'objet) alors nous pouvons écrire :

$$s(t) = s_0(t) \otimes h_M(t) \quad (55)$$

ou $h_M(t)$ est la fonction de transfert de l'objet (le symbole $\otimes$ exprime le produit de convolution).

Si maintenant le signal généré est une ondelette que nous notons $\varphi_J(t)$ centrée à l'échelle de dilatation J (J entier relatif), nous avons :

$$s_0(t) = \varphi_J(t) \text{ et } s(t) = \varphi_J(t) \otimes h_M(t). \quad (56)$$

La Figure 24 illustre la comparaison entre le signal émis lorsque l'excitation est impulsionnelle ou lorsqu'elle est synthétique.

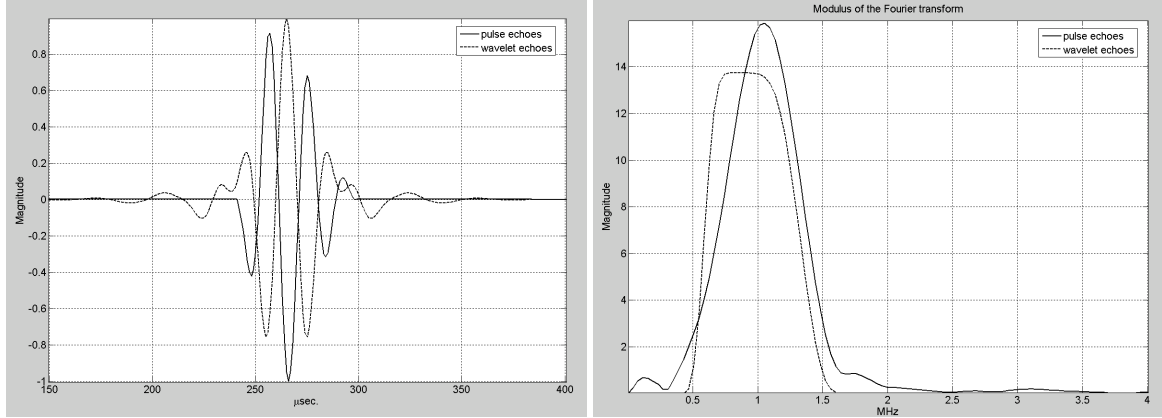


Figure 24 : Comparaison entre le signal émis lorsque l'excitation est impulsionnelle (pulse-echoes) ou synthétique (wavelet, $J = -4$).

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 permet de calculer les coefficients X_j ,

$$X_j(t) = s(t) \otimes \phi_{j,0}(t) = (\phi_J \otimes h_M)(t) \otimes \phi_{j,0}(t) = h_M \otimes (\phi_J \otimes \phi_{j,0})(t) \quad (57)$$

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

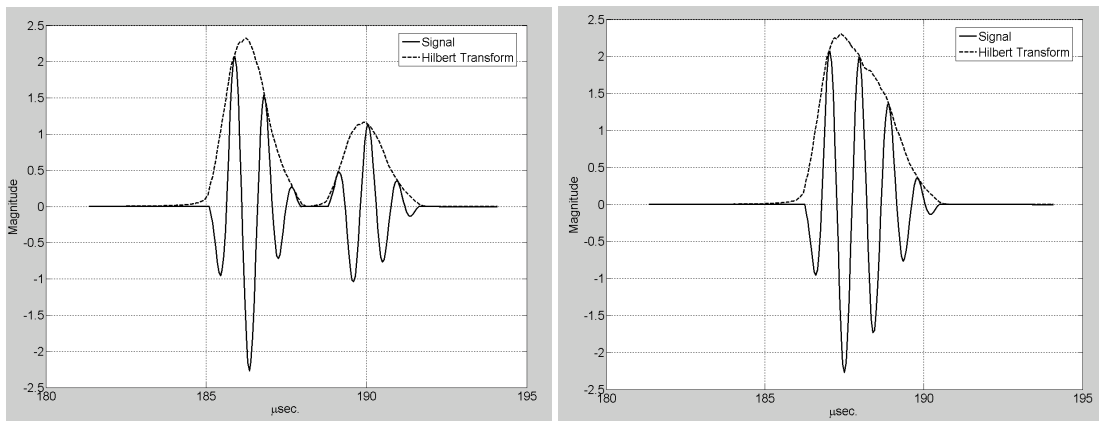
$$X_j(t) = \begin{cases} (h_M \otimes \delta)(t) = h_M(t) & \text{si } j = J \\ 0 & \text{si } j \neq J \end{cases} \quad (58)$$

En toute rigueur, cet algorithme revient à déconvoluer, ici encore le signal radio-fréquence (RF) par une fonction d'appareillage aux propriétés particulièrement adaptées.

Pour illustrer cette "**pseudo-déconvolution**", présentons la simple simulation du sondage d'un dioptre plan de profondeurs variables. Considérons une suite de deux interfaces distantes de D séparant un milieu dont la réponse s'écrit :

$$h_M(t) = \delta(t - t_1) + \delta(t - t_2) \quad (59)$$

avec $\Delta t = t_2 - t_1 = D/c_M$, c_M étant la célérité des ondes de compression (ici $c_M = 2700$ m/s).



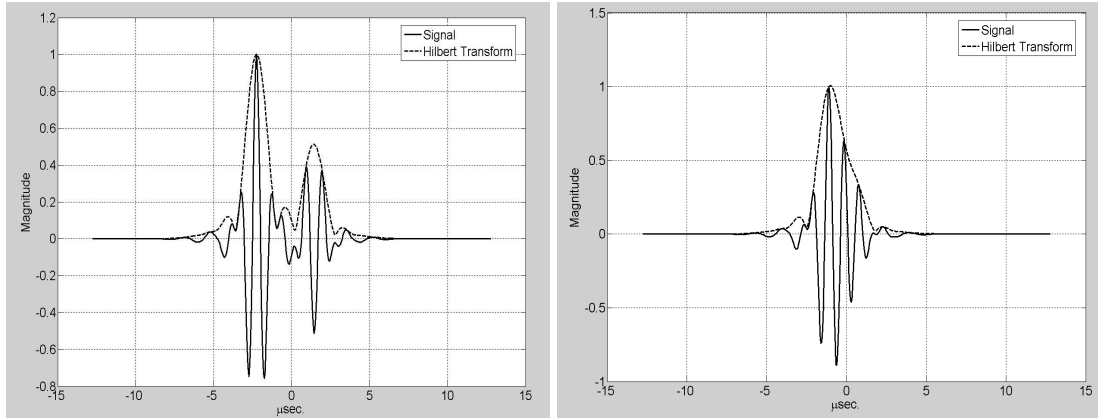


Figure 25 : Echogrammes simulés sur un dioptré plan pour différentes profondeurs D

(Haut) pulse-écho, (bas), ondelette-mère $J = -4$, (gauche), 5 mm, (droite) 2 mm, Fréquence nominale = 1 MHz, 512 échantillons, 20 MHz de fréquence d'échantillonnage, célérité des ondes de compression = 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 ($\lambda = 1.5$ mm pour $c_0 = 1500$ m/s) est du même ordre de grandeur et les signaux entrée-sortie sont confondus. La limite de la résolution est atteinte.

On décompose ces signaux sur une base de fonctions d'échelles. Les coefficients de la grille dyadique maximum identifient la voie j de la pseudo-déconvolution.

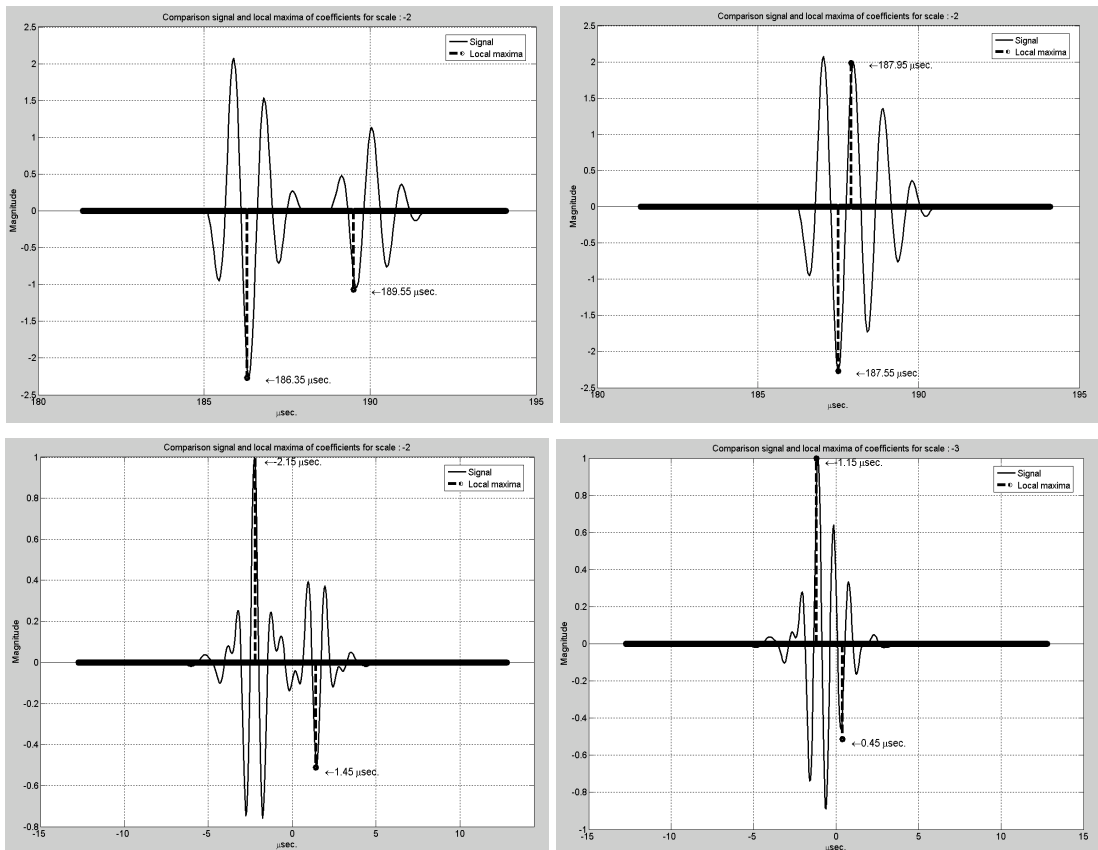


Figure 26 : Eléments de la grille dyadique correspondant à la voie J des coefficients non nuls

(Haut) pulse-écho, (bas), ondelette-mère $J = -4$, (gauche), 5 mm, (droite) 2 mm, Fréquence nominale = 1 MHz, 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	5,4 (8%)	6,48 (23.6%)
2	3,24 (62%)	2,16 (8%)

Approximativement lorsque les échos sont bien dissociés, quelque soit le mode d'excitation, la discrimination est correcte (la méthode impulsionnelle étant meilleure). Lorsque, à l'inverse, la discrimination est impossible du fait des dimensions proches de la longueur d'onde, l'utilisation d'une ondelette pour générer l'onde avant l'objet s'avère pertinente lors du traitement. L'erreur relative diminue de 63% à 8 % et, élément remarquable, la signature acoustique est également respectée (sens du pic positif pour l'interface d'entrée et négatif pour l'interface de sortie). Mais dans une démarche plus résolvante encore, cette erreur sur des données simulées n'est pas satisfaisante. Nous avons alors exploité une autre propriété de cette décomposition et effectué une analyse sur des fonctions d'échelle, et non plus ondelette. Le critère d'orthogonalité n'est plus respecté mais par un algorithme de fenêtre glissante des éléments de la grille dyadique sur les coefficients continus, nous améliorons encore la précision.

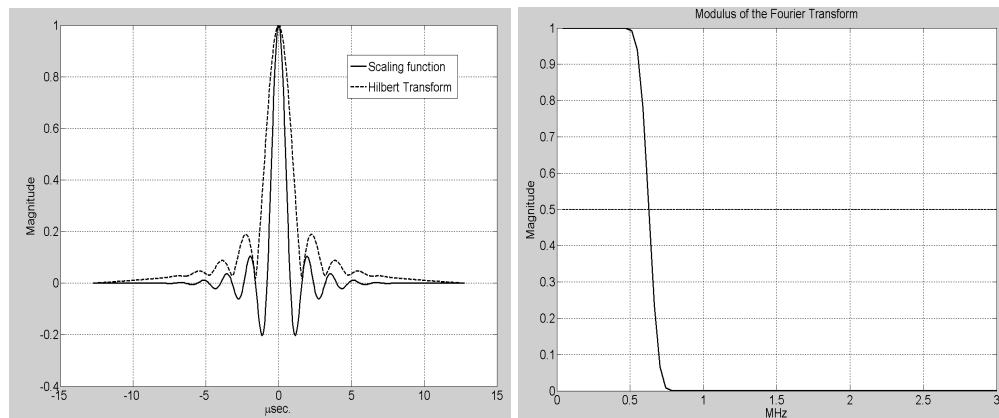


Figure 27 : Fonction d'échelle (ou de détail), exemple pour la voie d'analyse $J= 4$ (gauche) représentation temporelle, (droite), module du spectre pour les fréquences positives

Epaisseurs réelles (mm)	Epaisseurs calculées (mm) (erreur %)
	Ondelette
5	4,995 (0.099%)
2	1,89 (5,5%)

Déjà appliquée en géophysique [GON 02], mais dans une autre configuration et avec d'autres ondelettes moins adaptées aux traitements de nos signaux ultrasonores, la mise en œuvre expérimentale devrait nous permettre d'affiner davantage le processus quant aux choix de l'ondelette-mère, de la décomposition et des traitement appropriés.

[GON 02] Y. Le Gonidec, D. Gibert and JN Proust, Multiscale analysis of waves reflected by complex interfaces: Basic principles and experiments. *Journal of Geophysical Research*, 107, B9, 558-573, 2002 ;

3. Affinage du filtrage de Wiener par traitement en ondelettes des signaux RF

Dans cette partie, nous présentons une association originale du filtrage de Wiener et de la décomposition en ondelettes. Le filtrage inverse régularisé de Wiener est appliqué en première intention, mais n'est pas bien adapté pour les signaux qui contiennent des phénomènes localisés de discontinuités (saut d'interfaces) ; caractéristiques qui peuvent même être distordues pendant le traitement. Les ondelettes quant à elles, par leur propriété de capter des changements brusques d'information haute fréquence permettent théoriquement d'optimiser cette inversion.

La méthode WVD (wavelet-vaguelette-decomposition) développée par D.L. Donoho [DON 95], consiste en une simple inversion dans le domaine de Fourier. Nous estimons la fonction $H^{-1}(f)$ de l'entrée, que nous décomposons sur une base d'ondelettes que nous seuillons proportionnellement à la variance du bruit. La méthode est limitée lorsque la variance de bruit augmente et que la fonction de transfert tend vers zéro. C'est la raison pour laquelle nous avons préféré une méthode hybride proposée par R. Neelamani et al [NEE 99] et également exploitée par S. Wan [SUI 03] pour l'échographie de la peau, combinant un filtrage de Wiener à une approche WVD.

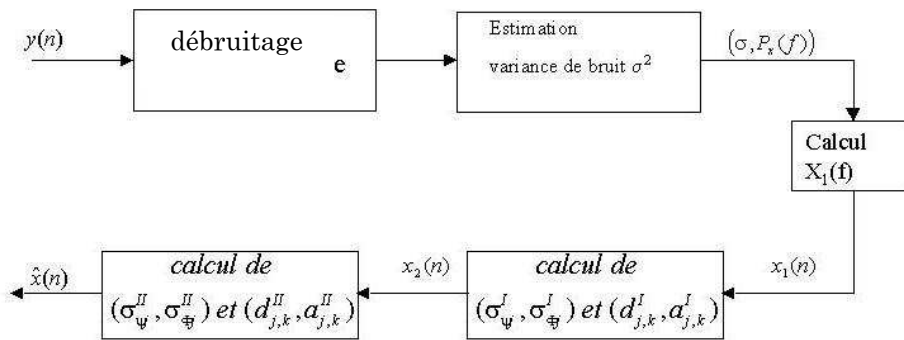


Figure 28 : Schéma bloc de la procédure de déconvolution par filtrage inverse régularisé de Wiener et transformée en ondelettes

(La première consiste en un filtrage inverse régularisé de Wiener dans le domaine de Fourier, qui fournit une estimation initiale du $x(n)$ noté $x_1(n)$. Dans la seconde étape, on applique un deuxième filtrage de Wiener, mais sur les ondelettes, donnant $x_1(n)$ et $x_2(n)$ puis l'estimée $\hat{x}(n)$.)

o Procédure de débruitage

Le signal RF est décomposé par l'ondelette de I. Daubechies "DB14". Les coefficients issus de cette décomposition sont alors préalablement débruités par une méthode de seuillage qui consiste à rendre quelques coefficients nuls.

$$d_{1k} = \begin{cases} d_{1k} & \text{si } |d_{1k}| > T \\ 0 & \text{si } |d_{1k}| \leq T \end{cases} \quad (60)$$

avec $T = \sigma\sqrt{2\ln L}$ et L la longueur du signal. La déviation standard du bruit, σ , est égale à 1,5 fois la moyenne des coefficients de détail les plus fins.

[DON 95] D.L. Donoho, Nonlinear solution of linear inverse problems by wavelet-vaguelette decomposition *Appl. Comput. Harmonic Anal.*, **2**, 101-126, 1995 ;

[NEE 99] R. Neelamani, H. Choi, and R.G. Baraniuk, Wavelet-based deconvolution for ill-conditioned systems, *IEEE Conf. Acoust. Speech, and Signal Processing (ICASSP)*, **6**, 3241-3244, 1999 ;

[SUI 03] Suiren Wan, Balasundar I. Raju, and A. Mandayam Srinivasan, Robust Deconvolution of high-frequency ultrasound images using higher-order spectral analysis and wavelets, *IEEE transaction on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, **50** (10), October 2003 ;

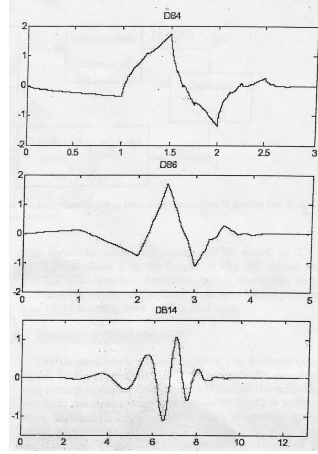


Figure 29 : Les ondelettes de Daubechies : il faut noter que l'échelle des temps est différente pour les trois ondelettes, DB4 a le plus petit support temporel (d'après [SUI 03])

o Filtrage inverse de Wiener

Pour obtenir la première estimée $x_1(n)$, on applique le filtrage inverse de Wiener $W(f)$:

$$\begin{cases} X_1(f) = W(f) Y(f) \\ W(f) = \frac{H^*(f) P_{x_1}(f)}{|H(f)|^2 P_{x_1}(f) + \alpha \sigma^2} \end{cases} \quad (61)$$

où $X_1(f)$ et $Y(f)$ sont respectivement les transformées de Fourier de $x_1(n)$ et $y(n)$, $p_{x_1}(f)$ est la densité spectrale de puissance de $x_1(n)$, α est le paramètre de régularisation, ($\alpha = 0,5$ après plusieurs essais), et σ^2 est la variance du bruit, (i.e. moyenne des coefficients du détail le plus fin).

o Seuillage et filtrage par ondelettes

On effectue une décomposition en ondelettes de $x_1(n)$ par l'ondelette de Daubechies "DB6". Chaque coefficients d_{jk} et a_{jk} sont traités séparément, pour obtenir finalement l'estimée $x_2(n)$.

$$x_1(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} d_{jk} \psi_{jk}(n) + \sum_{k=1}^{2^{(N-J)}} a_{Jk} \phi_{Jk}(n); \quad J \leq N \quad (62)$$

On utilise l'indice I pour la décomposition en ondelettes suivant :

$$x_2(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} d_{jk}^I \psi_{jk}^I(n) + \sum_{k=1}^{2^{(N-J)}} a_{Jk}^I \phi_{Jk}^I(n); \quad J \leq N \quad (63)$$

$x_1(n)$ et $x_2(n)$ sont les décompositions en ondelettes, d_{jk}^I et a_{Jk}^I les coefficients de détails et d'approximation :

$$d_{jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \psi_{jk}^I \rangle & si \left| \langle x_1, \phi_{Jk}^I \rangle \right| > \sigma_{\psi^I}^I \\ 0 & si \left| \langle x_1, \phi_{Jk}^I \rangle \right| \leq \sigma_{\psi^I}^I \end{cases} \quad (64)$$

$$\alpha_{Jk}^I = \begin{cases} \langle x_1, \phi_{jk}^I \rangle & si \langle x_1, \phi_{jk}^I \rangle > \sigma_{\phi_{jJ}}^I \\ 0 & si \langle x_1, \phi_{jk}^I \rangle \leq \sigma_{\phi_{jJ}}^I \end{cases} \quad (65)$$

Il convient de noter que les seuils sont dépendants de l'échelle. De même les seuils appliqués aux coefficients de détails ($\sigma_{\psi_j}^I$) sont différents du seuil appliqué aux coefficients d'approximation ($\sigma_{\phi_{jJ}}^I$), ainsi une estimation du bruit pour chaque échelle est nécessaire en calculant la moyenne des coefficients correspondants.

A présent le signal est filtré et débruité. On applique le filtre de Wiener sur les coefficients issus de la décomposition en ondelettes de $x_1(n)$ et $x_2(n)$.

Pour recouvrir l'estimation finale $\hat{x}(n)$ on a appliqué une transformée en ondelettes discrète inverse en utilisant cette fois, l'ondelette de Daubechies "DB4".

$$\hat{d}_{jk}^{II} = \frac{|d_{jk}^{II}|^2 \langle x_1, \psi_{jk}^{II} \rangle}{|d_{jk}^{II}|^2 + |\sigma_{\psi_j}^{II}|^2}, \quad (66)$$

$$\hat{\alpha}_{Jk}^{II} = \frac{|a_{Jk}^{II}|^2 \langle x_1, \psi_{Jk}^{II} \rangle}{|a_{Jk}^{II}|^2 + |\sigma_{\phi_{jJ}}^{II}|^2}, \quad (67)$$

$$\begin{aligned} d_{jk}^{II} &= \langle x_2, \psi_{jk}^{II} \rangle, \\ \alpha_{Jk}^{II} &= \langle x_2, \phi_{Jk}^{II} \rangle. \end{aligned} \quad (68)$$

$$\hat{x}(n) = \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^{2^{N-j}} \hat{d}_{jk}^{II} \psi_{jk}^{II}(n) + \sum_{k=1}^{2^{(N-J)}} \hat{\alpha}_{Jk}^{II} \phi_{Jk}^{II}(n) \quad J \leq N \quad (69)$$

Nous avons appliqué cet algorithme sur chaque rétroprojection, et nous avons pu avoir une résolution meilleure sur différents tomogrammes.

o Signal synthétique

- Peigne de Dirac convolué à une fonction de Ricker, et bruit additif de moyenne nulle.

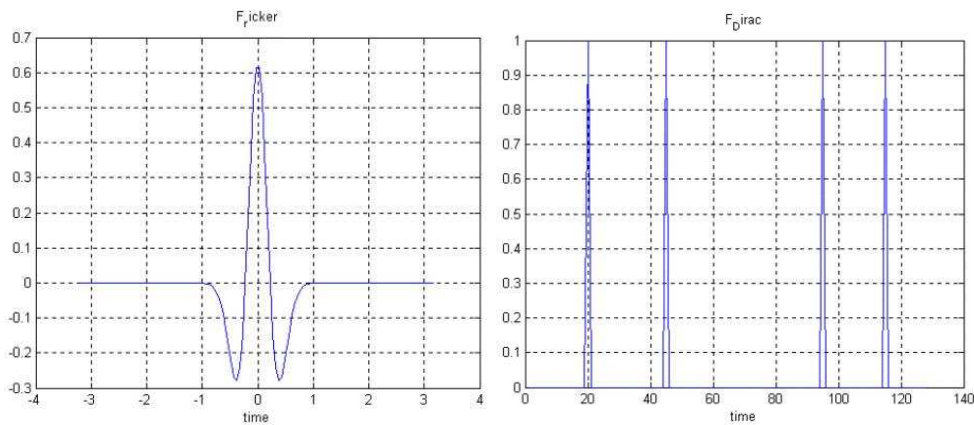


Figure 30 : (gauche) Fonction de Ricker à 1 MHz de fréquence nominale, (droite) Peigne de Dirac

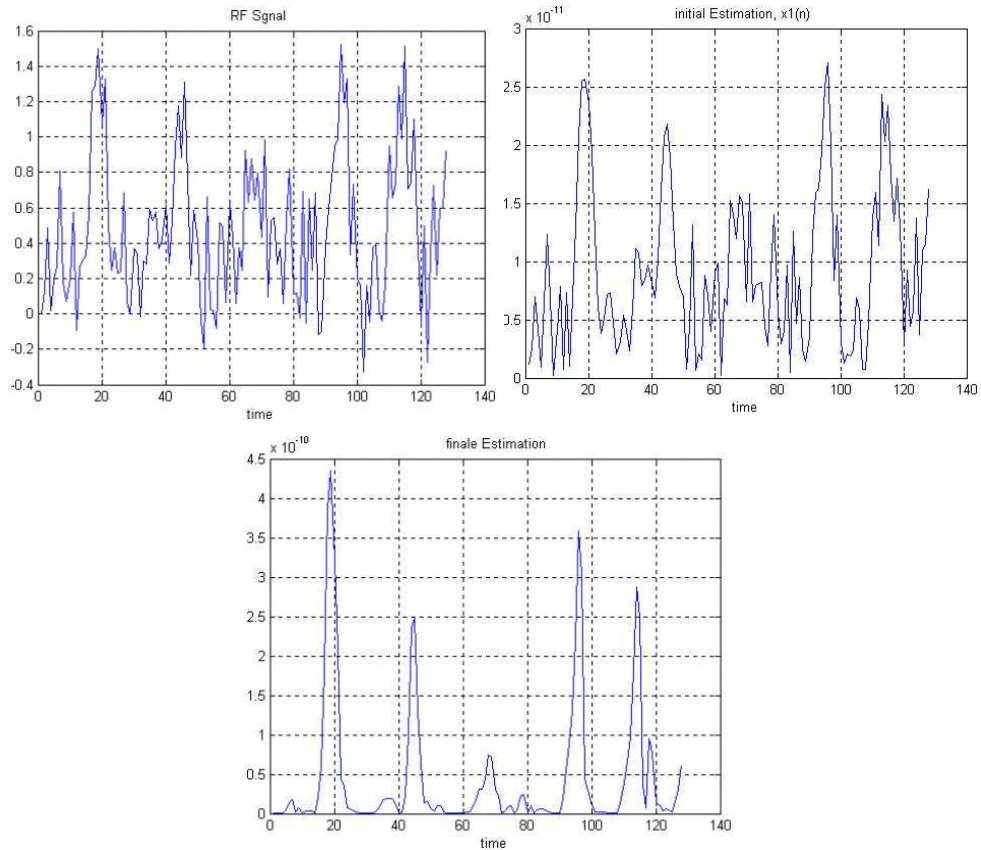


Figure 31 : (haut, gauche) Signal simulé avec pondération des impulsions, (haut droit) Estimation initiale de l'inversion ($x_1(n)$), (bas) Estimation finale ($x_2(n)$)

o Cas d'un cylindre plein en plexiglas (données expérimentales)

L'expérience est menée en mode réflexion (un seul transducteur) sur le scanner à ultrasons 2D. 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 20MHz). La fréquence nominale du transducteur est de 1MHz.

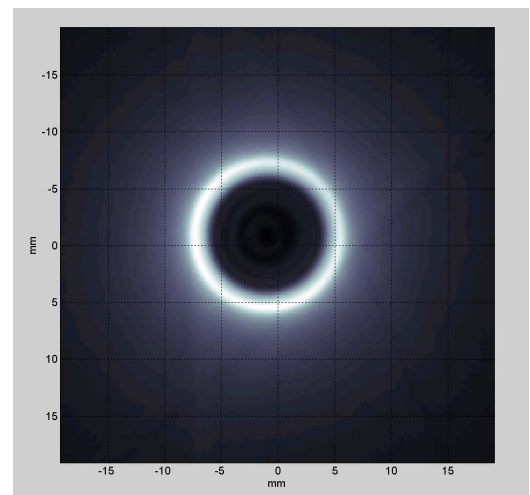
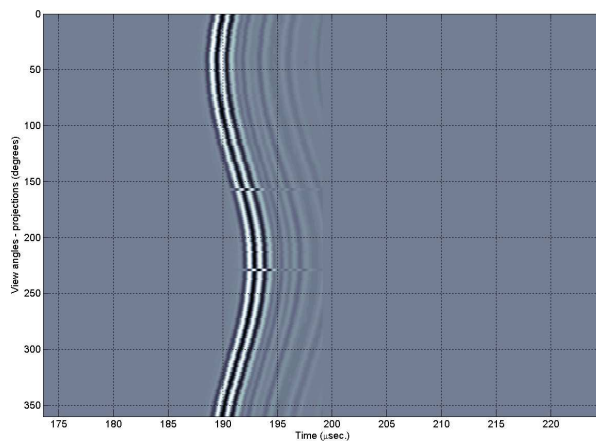


Figure 32 : (gauche) Sinogramme temps – projections angulaires, (droite) tomogramme

(180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

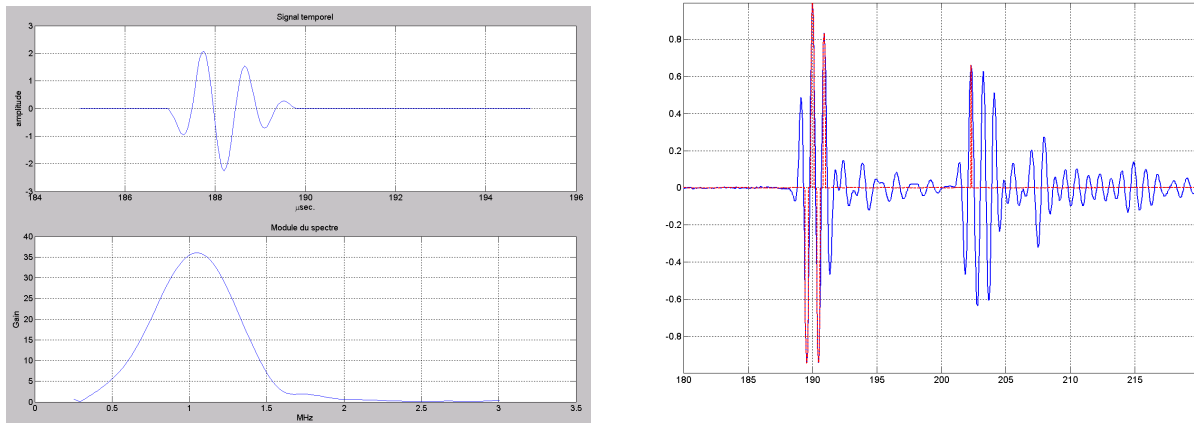


Figure 33 : (gauche) Réponse impulsionnelle du transducteur sur un dioptre eau/air à 1 MHz, (droite) Effet de la déconvolution (en rouge) sur la 1^{ère} projection à 0° d'incidence (en bleu)

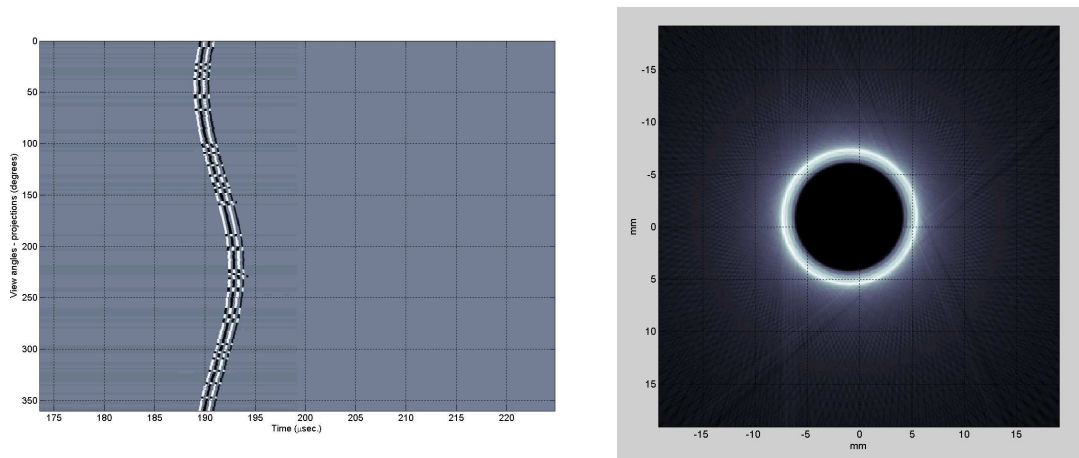


Figure 34 : (gauche) Déconvolution des projections par l'algorithme de Wiener-Daubechies, (droite) , tomogramme final après déconvolution

(180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

La longueur d'onde à 1MHz est 1,5 mm dans l'eau. Après déconvolution, la définition du contour externe du cylindre est bien mieux résolue.

o Tube en résine Neukadur ProtoCast 113TM (données expérimentales)

L'expérience est menée en mode réflexion (un seul transducteur) sur le scanner à ultrasons 2D. L'objet analysé est constitué d'un tube en résine Neukadur ProtoCast 113TM. Les dimensions du tube

sont de l'ordre de 15 mm pour la plus grande largeur et de 12 mm pour la plus petite et 6 mm en moyenne (non circulaire) pour l'intérieur.

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 35 : Tube en résine Neukadur ProtoCast 113TM

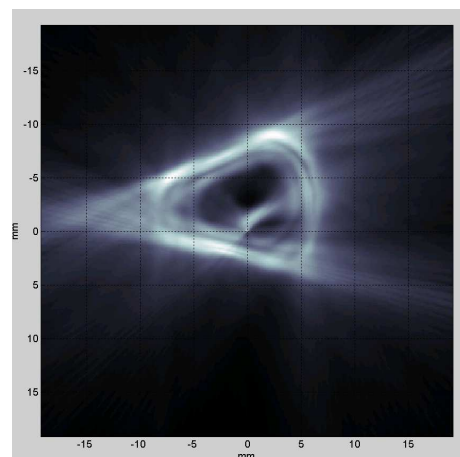
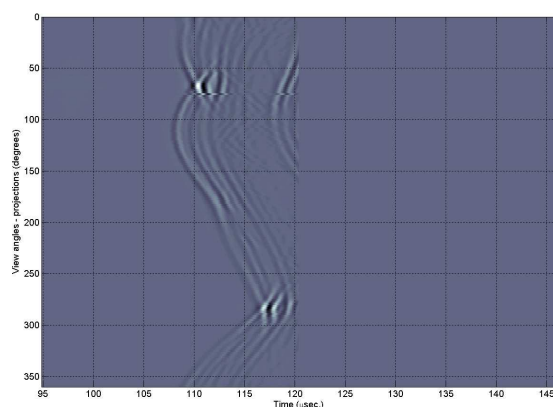


Figure 36 : (gauche) Sinogramme (Droite), Tomogramme

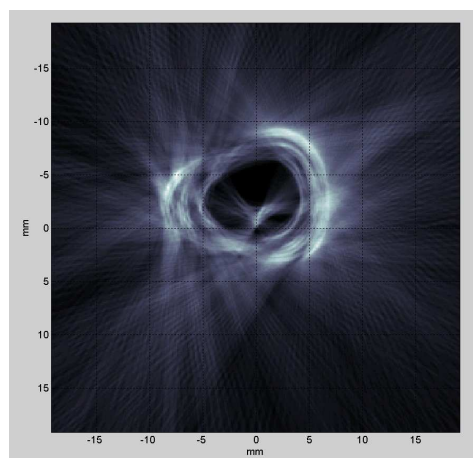
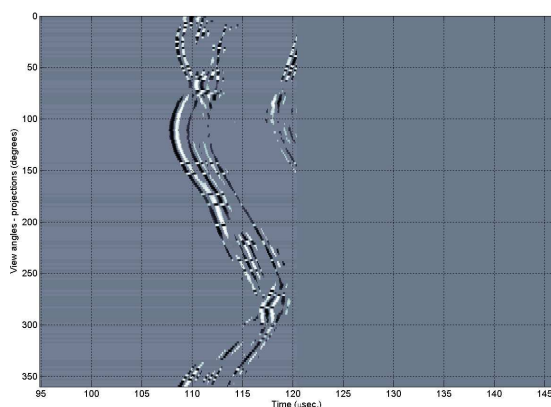


Figure 37 : (gauche) Sinogramme et (droite) tomogramme après déconvolution par l'algorithme de Wiener – Daubechies

(180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

L'amélioration de la résolution de l'image après déconvolution est nette qu'il s'agisse du contour externe de l'objet ou du contour interne. Le bruit sur l'image dû aux forts échos rétro-propagés est diminué. Les flans droit et gauche de l'objet sont mieux imagés même si le flan supérieur semble moins bien résolu. Les dimensions extérieures de l'objet sont plus proches de la réalité.

4. Segmentation d'image

Pour le traitement d'image, j'ai mis en œuvre une méthode de segmentation de contours externe et interne des cavités médullaires osseuses [publication vi]. Cette méthode donne des résultats très pertinents en regard de sa simplicité. Toutefois elle reste très sensible à la qualité de résolution de l'image. C'est pourquoi j'envisage d'exploiter d'autres méthodes basées sur les contours actifs statistiques et les modèles aléatoires de Markov [ADEL 04].

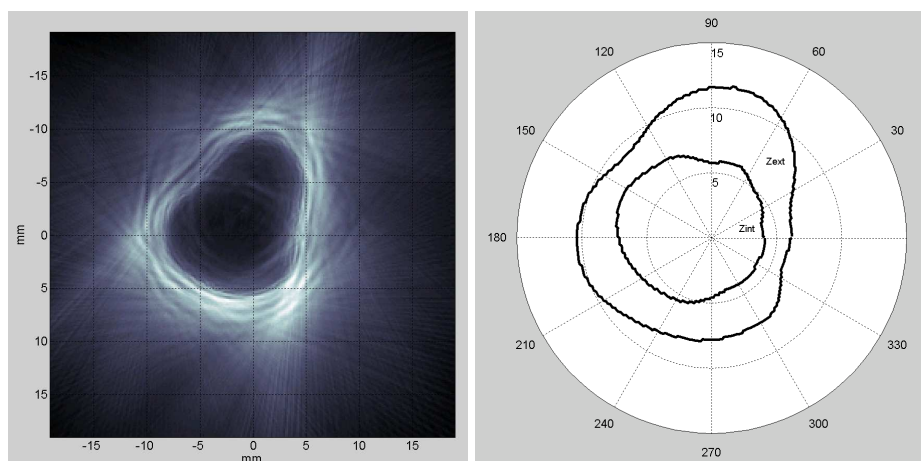


Figure 38 : Evaluation de l'épaisseur d'un tube non-circulaire en résine Neukadur ProtoCast 113TM aux dimensions caractéristiques d'un os d'enfant (diamètre interne ≈ 11 mm, externe ≈ 19 mm)

(8 X 8 signaux en diffraction, 4096 échantillons, Fréquence nominale = 2,25 MHz, Fréquence d'échantillonnage = 80 MHz ; Image de 256 x 256 pixels)

[ADEL 04] M. Adel, V. Guis, M. Rasigni : Etude la faisabilité du scorage automatique de fantômes mammographiques par traitement d'image. *Innovations Technologiques en Biologie et Médecine, RBM*, **25** (6), 313-323, 2004 ;

B.6. Perspectives pour l'imagerie des os longs d'enfant

Aujourd'hui, j'oriente mes travaux vers l'imagerie ostéoarticulaire pédiatrique. Les dimensions, la constitution (os non lamellaire plutôt isotrope) ou encore l'élasticité (faible module de Young) des os longs d'enfants se prêtent mieux aux approximations envisagées (approximation de Born et Born distordu), même si la problématique ultrasonore reste toujours liée aux variations, plus faibles que pour un os adulte, des propriétés mécaniques de l'os par rapport à l'environnement d'examen. Cette problématique est également liée à la description mathématique (choix du modèle) que nous faisons du champ ultrasonore pouvant aller de la théorie géométrique de la diffraction (TGD) au calcul de la fonction de Green spécifique du milieu considéré.

1. Contexte médical et technologique

L'échographie s'est imposée depuis longtemps comme l'examen de première intention dans l'approche de très nombreuses pathologies pédiatriques (digestives, néphro-urologiques, cardiaques, cérébrales, ...).

En pathologie ostéoarticulaire, cet examen voit ses indications se multiplier. L'échographie est indéniablement l'examen d'imagerie de référence dans le dépistage de la dysplasie de hanche. La recherche d'un épanchement intra-articulaire, d'une collection sous-périostée d'origine infectieuse, d'un amincissement cartilagineux au cours d'une pathologie inflammatoire chronique, d'une récurrence tumorale au contact d'un matériel prothétique métallique et plus récemment de lésions ligamentaires d'origine traumatique sont autant de situations rendant l'utilisation conjointe de la radiographie et des ultrasons incontournables (**annexe F**).

Chez l'enfant et le tout-petit, la composante cartilagineuse du squelette en cours de maturation est importante et le cartilage de croissance (la physe) n'est pas dissociable du cartilage épiphysaire. A l'inverse chez l'enfant grandissant, elle apparaît sous la forme d'une bande hypo-échogène, intercalée entre la portion ossifiée de l'épiphyse et la métaphyse.

La diaphyse proprement dite n'est à l'état normal pas accessible à l'échographie conventionnelle puisque, aux fréquences usuelles utilisées en orthopédie pédiatrique, elle n'est visible que sous la forme d'une ligne hyper-échogène, correspondant à la réflexion des échos ultrasonores sur la corticale externe. La pénétration des ondes ultrasonores plus en profondeur n'est pas possible, ou alors interprétée comme synonyme de lyse osseuse.

L'échographie est non-invasive, non-irradiante, indolore, peu onéreuse et réalisable au lit du patient. Son utilisation pour l'examen ostéoarticulaire repose sur un matériel standard plus ou moins adapté aux zones explorées (hanche, fontanelle) et les échographes cliniques ne présentent pas de performances particulières pour cette imagerie spécifique, ni en terme de gain ou d'amplification, ni au niveau des sondes parfois mal adaptées (dimension, résolutions, ...).

Deux facteurs principaux en limitent principalement l'extension :

- les fréquences d'émission utilisées en pratique médicale courante, trop élevées ne permettent pas de franchir la barrière d'une corticale osseuse ; aucune information n'est actuellement fournie sur la face profonde de cette corticale ainsi que sur le tissu osseux sous-jacent (médullaire).
- les alternatives que constituent la tomodensitométrie, l'IRM et la scintigraphie osseuse sont actuellement les outils de référence dans l'analyse du tissu osseux et de son environnement. Mais ils sont associés à de nombreuses contraintes et inconvénients, variables en fonction du type d'examen concerné : coût, irradiation, sédation, disponibilité, accessibilité,.... . L'ultrasonographie osseuse a alors peut être un rôle à jouer.

Les techniques ultrasonores développées pour l'os d'adulte, comme l'examen du calcaneum, restent malcommodes et ne sont pas transposables à l'imagerie infantile. Ici encore, l'analyse des os longs, comme le fémur ou le péroné, ou d'os courts comme les vertèbres apparaît bien plus pertinente. Mais comme pour l'os d'adulte - l'hétérogénéité du matériau en moins - nous devons résoudre le double problème de propagation d'ondes dans un objet complexe de forme également complexe, et de

dimensionnement/résolution lorsque ces os sont isolés (fémur, humérus, doigt) ou jointifs (vertèbres, tibia-péroné, radius-cubitus, poignet).

2. Projet de recherche

Bien qu'encore exploratoires, les méthodes d'inversion proposées, de la "classique" tomographie à l'approximation canonique, apparaissent comme des alternatives possibles aux limites de l'échographie, permettant, d'une part, de prendre en compte des phénomènes physiques liés à la propagation des ultrasons dans les tissus osseux hyper-échogènes, et/ou de s'en affranchir par des modélisations appropriées, et d'accéder, d'autre part, à un ou plusieurs paramètres significatifs du milieu.

La mise en œuvre des différentes stratégies se fera avec le double objectif d'améliorer la résolution des images lorsque les os sont isolés ou joints permettant d'évaluer les variations de la géométrie, de l'épaisseur ou de la surface (*recherche de fissures, de décollements du périoste, ...*), et de caractériser le matériau "os" pour identifier les paramètres pertinents comme, par exemple, la célérité et l'atténuation des ultrasons s'y propageant, à la base de la quantification de ces mêmes images (*décalcification des os liées aux corticothérapies, ...*).

Pour mener à bien ces recherches prospectives, j'envisage d'engager des recherches suivant trois axes thématiques complémentaires :

- modélisation de la propagation et de l'interaction onde-os,
- stratégies d'inversion
- recherche technologique exploratoire autour des scanners à ultrasons incluant le traitement du signal et de l'image.

o Modélisation numérique de la propagation et de l'interaction onde-os : outils de visualisation

Nous choisissons de modéliser le milieu en le discrétisant simplement. Ici encore, nous devons résoudre un double problème de propagation d'ondes dans un objet complexe de forme également complexe (cylindre ou tube circulaire ou non, sans point d'ambiguïté, ellipse par exemple), formé de l'os cortical et de sa moelle, enchâssé dans un autre objet cylindrique multicouche, fortement contrasté avec lui, la chair qui l'enrobe. Les phénomènes d'interaction onde – os sont complexes et la multitude d'articles parus sur le sujet depuis 10 ans en est la preuve.

Pour des raisons assez différentes, nous souhaitons utiliser deux codes de simulation numérique, un commercial et un autre développé au LMA. Le code commercial (Wave2000/3000 Pro – Cyberlogic® Inc), bien que limité dans la prise en compte de phénomènes et configurations physiques, permet un abord rapide du problème. Le second code développé initialement à l'INRIA par C. Tsogka (Université de Chicago, USA) est décliné en plusieurs versions dont une version "propagation dans un milieu fluide" et une autre "dans un milieu élastique" développées et modifiées au LMA par C. Tsogka et par J.-P. Groby [GRO 03], ou encore celle développée au Laboratoire d'Imagerie Paramétrique (LIP - UMR CNRS 7623) par E. Bossy et M. Talmant [BOS 02]. Ces versions sont évidemment complémentaires (modélisation 2D ou 3D, prise en compte de l'atténuation).

Ces codes effectuent la modélisation de la propagation dans le domaine temporel. La discrétisation en espace est effectuée à l'aide d'éléments finis mixtes. Pour la discrétisation en temps, à quelques détails près, les codes utilisent un schéma de différences finies centré d'ordre 2. Pour la prise en compte des géométries complexes la méthode des domaines fictifs est privilégiée. Dans le cas d'un milieu non borné, la technique des couches PML (Perfectly Matched Layer) permet de se ramener à un domaine de calcul borné de géométrie simple.

[GRO 03] J.P. Groby and C. Tsogka, A time domain method for modeling wave propagation phenomena in viscoacoustic media, *Proceedings of the sixth International Conference on Mathematical and Numerical Aspects of Wave Propagation*, Springer-Verlag, 631-636, 2003 ;

[BOS 02] E. Bossy, M. Talmant and P. Laugier, Effect of bone cortical thickness on velocity measurements using ultrasonic axial transmission: A 2D simulation study, *J Acoust Soc Am.*, 112 (1), 297-307, 2002 ;

La prise en compte des processus dissipatifs qui jouent un rôle important dans les tissus osseux, est aujourd'hui un des intérêts des récentes versions. Par exemple, J.-P. Groby^[GRO 05] a introduit de l'atténuation dans le code de propagation fluide et élastique (cas des ondes de cisaillement à polarisation horizontale - SH) par l'intermédiaire de bandes spectrales de relaxation permettant d'introduire une atténuation linéaire en fréquence.

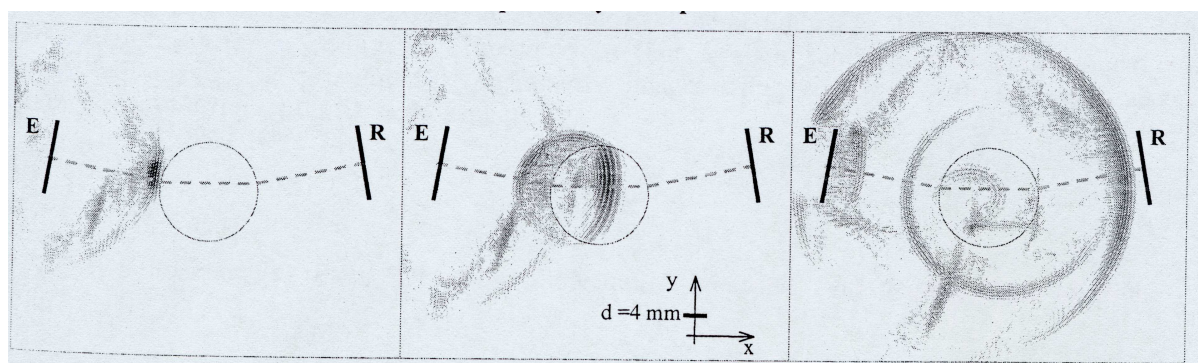


Figure 39 : Fronts d'onde en simulation avec Wave2000/3000 Pro – Cyberlogic® Inc , avec correction pour le cylindre plein (extraits de la thèse d'Egard Ouedraogo)

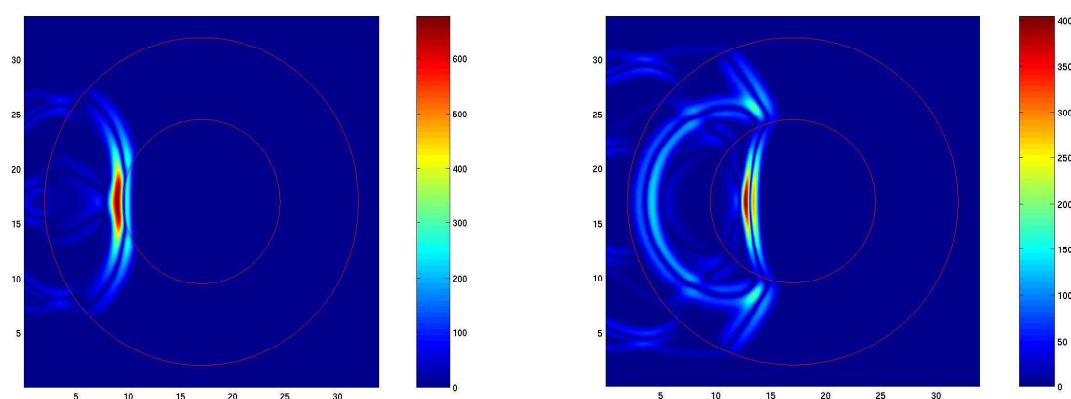


Figure 40 : Modélisation des phénomènes de propagation d'une onde de compression dans un tube creux en plexiglas de 15 mm de diamètre externe et de 8 mm interne (code C. Tsogka, 2003)

Notre objectif ici est d'exposer les différents trajets de propagation à travers le cortex osseux ou la zone cortico-medullaire (trajets différents en fonction de la fréquence – *d'où l'importance du choix de cette fréquence d'examen*), et de traiter le cas général des milieux élastiques (i.e., prise en compte des ondes de cisaillement). Les basses fréquences seront exploitées pour limiter l'absorption dans les os ; absorption que nous souhaitons également prendre en compte. Les produits " ka " (nombre d'onde externe multiplié par le rayon de l'os) seront limités à quelques dizaines pour avoir des calculs raisonnables. Nous prévoyons de travailler à une fréquence centrale comprise entre 500 kHz et 3 MHz, ce qui conduit à des longueurs d'onde dans les tissus (ou dans l'eau) de l'ordre de 3 mm à 0,5 mm (une variation du ka permettra de "jouer" sur l'âge de l'os, enfant/adulte).

L'idée principale est d'apporter une compréhension des phénomènes physiques mis en jeu dans le cas particulier des os d'enfants prépubères (incluant également le nourrisson). En effet nous ne pouvons envisager d'avancées significatives que par une maîtrise complète des phénomènes physiques mis en jeu lors de l'exploration ultrasonore. Il faut comprendre et savoir modéliser "ce qui se passe" lors de

[GRO 05] J.-P. Groby, Modélisation de l'action d'une onde sismique dans une ville, Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II, 2005 ;

l'examen, c'est à dire savoir modéliser finement la propagation d'ondes élastiques en milieux complexes, pour pouvoir visualiser (c'est le but des simulations numériques) les phénomènes qui se produisent à l'intérieur du milieu. C'est grâce à ces visualisations que nous pouvons espérer trouver la meilleure méthode d'inspection par ultrasons des structures osseuses d'enfants. Nous prévoyons pour le projet d'effectuer des expériences "modèles" (expériences numériques sur des fantômes numériques contrôlés d'os réels).

o *Stratégies d'inversion*

Cette action sera consacrée aux méthodes d'inversion présentées au précédent chapitre. Notre attention se portera toujours sur l'imagerie des contours géométriques et morphologiques, combinée à une mesure paramétrique de la vitesse et de l'atténuation des ondes. Trois stratégies avaient été retenues :

- *Compound tomography*, que nous considérerons comme l'information *a priori* disponible pour les autres approches ;
- *Inversion matricielle*, basée sur une méthode algébrique basée sur l'approximation de Born distordu et un processus itératif (travaux de Régine Guillermin) ;
- *Méthode basée sur l'approximation canonique ICBA* (travaux de Thierry Scotti).

De premiers résultats ont été obtenus de manière satisfaisante, nous permettant d'envisager cette action convenablement.

Les algorithmes d'inversion standard exploitent les mesures acquises en champ lointain. Depuis plusieurs années, autour des travaux de Serge Mensah^[FER 03], nous cherchons à exploiter des mesures acquises en champ proche lorsque la sonde est en contact avec la peau (cas général de l'exploitation clinique). Les premiers développements^{[FER 01] [FRA 06]} menés sur des tissus mous permettent d'obtenir des reconstructions tomographiques de bonne qualité par rapport aux images échographiques usuelles en ce sens que 1/ le bruit de speckle a quasiment disparu, 2/ le contraste (rapport signal à bruit de discrétisation spatio-temporel) peut augmenter jusqu'à 20 dB, 3/ le rendu est isotrope ; nous n'observons pas de direction privilégiée où les interfaces sont mieux décrites comme dans le cas des images échographiques (échos spéculaires), 4/ le pouvoir de résolution est accru ; un objet de taille $\lambda/10$ ($\approx 0,05$ mm, λ longueur d'onde) est détecté, un objet de $\lambda/5$ est résolu (caractérisation tissulaire). De plus, nous observons une bonne robustesse de la méthode face aux fluctuations aléatoires des paramètres mécaniques (ou acoustiques) décrivant les tissus biologiques. L'extension aux tissus biologiques osseux est envisagée moyennant quelques hypothèses s'adaptant bien aux squelettes pédiatriques. En effet ces méthodes de reconstruction reposent sur l'hypothèse de faible fluctuation des caractéristiques du milieu de propagation (approximation de Born). Or si nous nous intéressons aux cas des os longs, par exemple la diaphyse osseuse, nous pouvons admettre que la porosité est très faible voire inexistante chez l'os immature et que cette zone est faiblement hétérogène. Sur ce critère, il est alors envisageable d'appliquer, à l'intérieur du domaine que cette diaphyse délimite, une linéarisation de la propagation et une modélisation de type "fluide" (i.e. séparation des modes et prise en compte d'un seul schéma de conversion de modes) à un tel milieu élastique. L'os sera assimilé à un cylindre non-circulaire infiniment long par rapport à une hauteur de coupe définie et les méthodes de type Born, Born distordu itératif, moyennant la correction des artéfacts dus à la réfraction des ondes aux interfaces eau-os et os-eau pourront être mises en place et les algorithmes d'inversion exploités.

Remarque : Evolution de la méthode "Compound Tomography"

Cette méthode repose sur la prise en compte des propriétés physiques locales du milieu analysé. Une évolution envisagée serait de conditionner les phénomènes aléatoires liés aux hétérogénéités en

[FER 03] R. Ferriere, S. Mensah and J.-P. Lefebvre, Weakly inhomogeneous media tomography, *Ultrasonic Imaging* 25(2):122-33, 2003 ;

[FER 01] R. Ferriere, Propagation d'ondes et imagerie ultrasonore quantitative, *Thèse de l'Université de la Méditerranée (Aix-Marseille II)*, 2003 ;

[FRA 06] E. Franceschini, Imagerie tomographique du sein, *Thèse de l'Université d'Aix-Marseille II*, 2006

exploitant une approche de type "**layer stripping**" déjà mise en œuvre en tomographie du sein par notre groupe[FER 01][MEN 04][FRA 06] et donnant, sur des simulations numériques d'objets de contraste moyen de célérité des résultats déjà probants. Cette méthode s'inscrirait en remplacement des processus de correction de trajectoires et de réfraction mis en œuvre pour la Compound Tomography. Le principe du Layer stripping est basé sur une estimation locale de paramètres à l'aide d'une technique de décorticage de couches (à l'image de l'épluchage d'un oignon). Une reconstruction tomographique de la couche est faite à partir des données acquises en diffraction ou réflexion après correction des variations de célérité (échantillonnage multi-cadence). L'amplitude des échos doit permettre de remonter à l'estimation de l'impédance locale (information quantitative), la mesure des temps de vol à l'estimation des célérités des ondes dans chaque couche. L'estimation commence par les couches externes puis se poursuit pas à pas sur les couches internes.

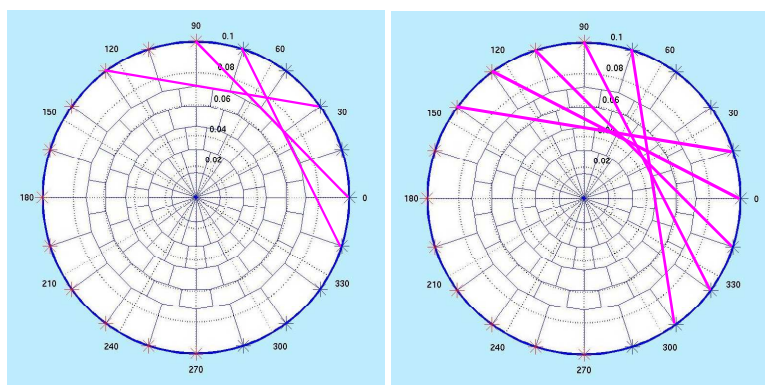


Figure 41 : Technique du "layer stripping" (gauche) Calcul des célérités dans la première couche (droite) Détermination des célérités des mailles d'une couche connaissant les célérités des couches externes (extrait de la thèse de R. Ferrière)

o Recherche technologique exploratoire

Cette action sera consacrée aux développements expérimentaux avec trois principaux objectifs. Le premier objectif est de confronter les simulations numériques et les méthodes d'inversion à des mesures expérimentales calibrées sur des objets académiques (cylindres circulaires ou non, en résine, simple ou double, de diamètres variables) et des fantômes de pièces biologiques (géométrie et caractéristiques), multicouches fluides/solide/fluides, suivant les principes des "benchmarks" expérimentaux ; d'échantillons biologiques réels (modèle animal) ou pièces d'anatomie (adulte et enfant). Pour cela nous exploiterons les potentialités des trois scanners du LMA, scanners 2D et 3D, et antenne circulaire multivoies.

[MEN 04] S. Mensah and R. Ferriere, Diffraction tomography: a geometrical distortion free procedure, *Ultrasonics*, **42**, 677-682, 2004 ;

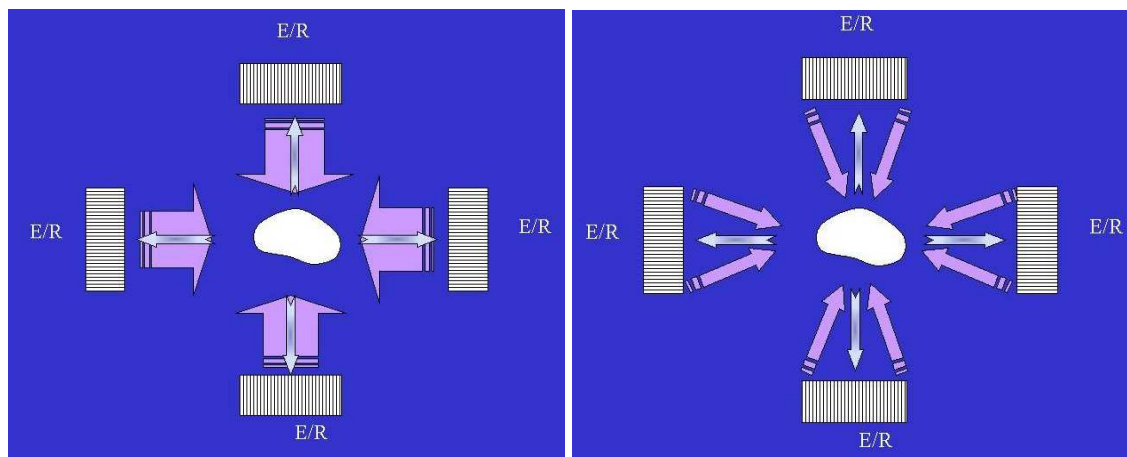


Figure 42 : Protocoles d'acquisition par barrette linéaire à 128 éléments envisagée pour le prototype final d'imageur 2D des tissus osseux d'enfants (gauche) réflexion front d'onde plan (droite) rétro-diffusion, focalisation "phased array"

Le second objectif est de développer un démonstrateur permettant d'exploiter toutes les méthodes développées. L'idée est d'adapter l'antenne circulaire multivoies à balayage transversal au plan de coupe et angulaire dans ce même plan, développé initialement pour l'imagerie du sein, mais ne disposant pas d'un nombre suffisant de transducteurs pour l'imagerie des os longs, en remplaçant les transducteurs d'origine par une barrette linéaire 128 éléments "pilotées" par une gestion électronique parallèle des séquences (focalisation électronique, formation de voies, phased array, ...). Plusieurs avancées technologiques significatives, répondant à des cahiers des charges précis, ont déjà vu le jour, dans l'équipe, autour du projet "ANAIS" d'imageur 3D du sein.

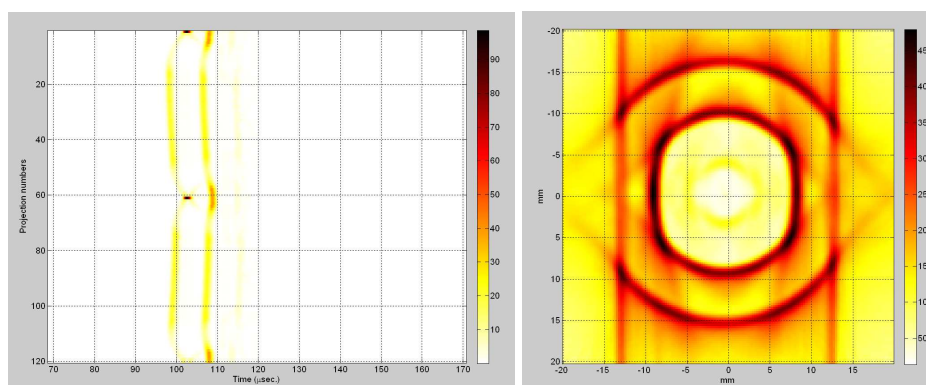


Figure 43 : (gauche) Sinogramme et (droite) tomogramme en réflexion

Acquisitions par barrette linéaire 128 éléments (simulée par déplacements linéaires d'un élément), front d'onde plan, sommation des signaux pour chaque angle Tube usiné à 2 méplats $\phi_{ext} = 31 \text{ mm}$, $\phi_{int} = 12 \text{ mm}$ (180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1 MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

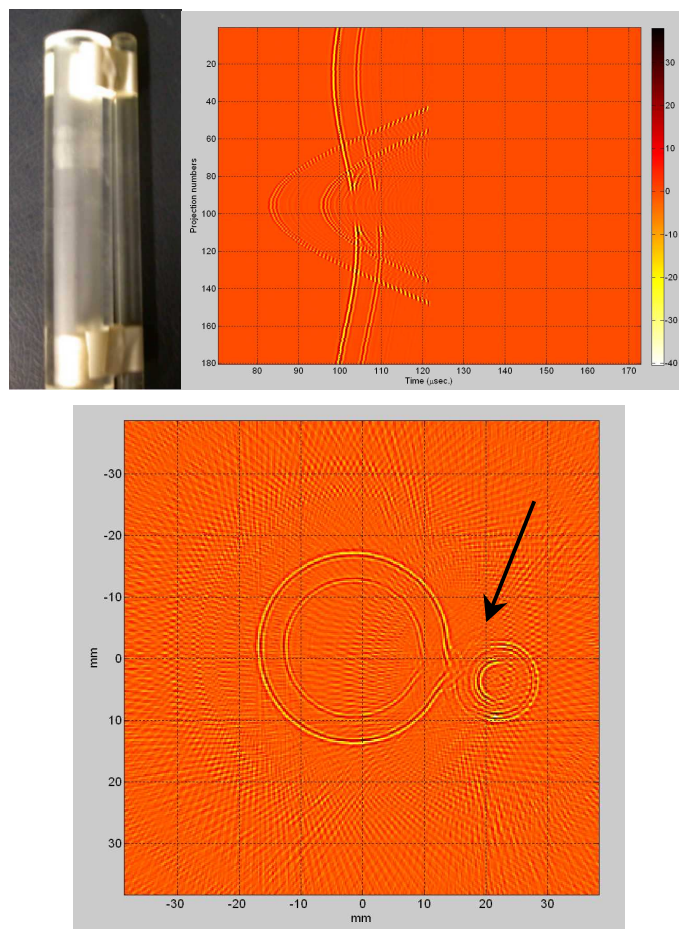


Figure 44 : Tomographie en réflexion par sommation de 128 signaux à chaque angle de vue de deux tubes plexiglas 30 mm et 12 mm, distants de 3,5 mm

Au niveau de la flèche, nous remarquons que la résolution n'est quand même pas suffisante pour bien distinguer les deux tubes séparément ; on perd totalement l'information sur le contour externe du petit tube et, par effet probablement de concentration du faisceau d'énergie, on visualise mieux sa cavité interne. (180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1 MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

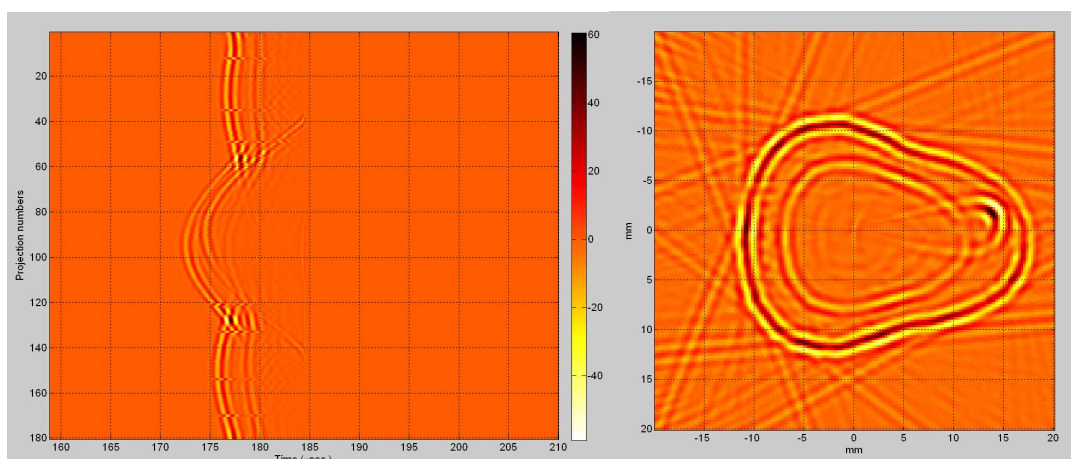


Figure 45 : (gauche) Sinogramme et (droite) Tomogramme en réflexion par sommation des 128 signaux à chaque angle de vue du tube en résine Neukadur ProtoCast 113™

Ces deux images sont à comparer avec celles traitées par déconvolution du même objet (cf Figure 35, Figure 36, Figure 37). Nous remarquons que sans aucun traitement autre que la sommation des voies, le tomogramme est "meilleur" que celui sans

sommation mais déconvolué. La déconvolution dans ce cas ne peut être qu'un plus ! (180 projections ($\delta\alpha = 2^\circ$), 1024 échantillons, Fréquence nominale = 1 MHz, Fréquence d'échantillonnage = 20 MHz ; Image de 300 x 300 pixels)

Enfin, le troisième objectif porte sur le pré- et post-traitement de l'information, signaux et images. Pour le traitement des signaux, nous continuerons nos travaux sur la déconvolution des projections par la "fonction d'appareil", permettant une augmentation du rapport signal sur bruit et une amélioration de la résolution (déconvolution par l'algorithme de Wiener - Daubechies, et "*pseudo-déconvolution par analyse en ondelettes du signal ultrasonore*". Le programme engagé sur la segmentation d'images sera également poursuivi.

B.7. Publications les plus significatives du travail présenté

❖ *Born distordu itératif "expérimental" – Compound tomography*

ⁱ P. Lasaygues and J.-P. Lefebvre, Cancellous and cortical bone imaging by reflected tomography, *Ultrasonic Imaging*, **23**, 55-68, 2001

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

❖ *Born distordu itératif "numérique"*

ⁱⁱⁱ R. Guillermin, P. Lasaygues, J.-P. Sessarego and A. Wirgin, Imaging an object buried in the sediment bottom of a deep sea by linearized inversion of synthetic and experimental scattered acoustic wave fields, *Inverse Problems*, **16**, 1777-1797, 2000

❖ *Méthode canonique ICBA*

^{iv} L. Le Marrec, P. Lasaygues, T. Scotti and C. Tsogka, Efficient shape reconstruction of non-circular tubes using broadband acoustic measurements, *Acta Acustica united with Acustica*, **92** (3), 355-361, 2006

❖ *Perspectives expérimentales et "os-enfants"*

^v P. Lasaygues, D. Tanne, S. Mensah and J.-P. Lefebvre, Circular antenna for breast ultrasonic diffraction tomography, *Ultrasonic Imaging* **24**, 135-146 2002

^{vi} P. Lasaygues, Assessing the cortical thickness of long bone shafts in children, using two-dimensional ultrasonic diffraction tomography, *Ultrasound in Med. & Biol.*, **12** (8), 1215-1227, 2006