



Étalonnage du tomographe Anaïs et résultats préliminaires

Julien Rouyer, Serge Mensah, Philippe Lasaygues

► To cite this version:

Julien Rouyer, Serge Mensah, Philippe Lasaygues. Étalonnage du tomographe Anaïs et résultats préliminaires. 10ème Congrès Français d'Acoustique, Apr 2010, Lyon, France. <hal-00534644>

HAL Id: hal-00534644

<https://hal.science/hal-00534644v1>

Submitted on 16 Nov 2010

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

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



HAL Authorization

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Etalonnage du Tomographe ANAïs et Résultats Préliminaires

Julien Rouyer, Serge Mensah, Philippe Lasaygues

CNRS - Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, UPR-7051, 31 chemin J. Aiguier, 13402 Marseille cedex 20, rouyer@lma.cnrs-mrs.fr

Les recherches en tomographie ultrasonore menées par le LMA débouchent aujourd'hui sur la réalisation d'un mammographe à ultrasons : le projet ANAïs (ANATomical Imaging and Interventional System). Ces travaux ont pour objectif la caractérisation tissulaire et la détection précoce du cancer du sein. L'originalité du système repose sur une antenne à géométrie semi-circulaire permettant une inspection cohérente avec l'organisation des structures mammaires. Le système est étalonné par plusieurs moyens, décrits ici. En guise de résultat préliminaire, l'imagerie d'un fantôme de sein vient illustrer les possibilités du système tomographique.

1 Introduction

Le cancer du sein est une maladie répandue placée au deuxième rang des cancers les plus communs [1]. Cette donnée statistique donne une idée du déficit lancé aux systèmes de santé en ce qui concerne le dépistage. La mammographie par rayon X est l'examen standard réalisé en premier lieu. Cette inspection n'est pas efficace dans plusieurs cas ; cette technique n'est pas adaptée à l'imagerie des seins denses (radio-opaques) constituées principalement de tissus glandulaires atténuants du point de vue des rayons X, et est peu efficace pour la détection de certains cancers (femmes à risque héréditaire, gènes BRCA1 et BRCA2). En seconde intention, l'utilisation des ultrasons est retenue pour pallier ces limitations. Une étude comparative [2] entre des images obtenues par mammographie X et celles réalisées par échographie sur un large panel de patientes expose les points positifs de la méthode ultrasonore : sans risque, non-invasif, non-ionisant, et permet un diagnostic précoce. Cependant la mammographie reste l'examen standard pour imager de façon rapide et systématique la globalité du volume mammaire.

Le sein est un organe complexe qui est principalement composé de tissus adipeux et de tissus glandulaires arrangés en lobe. Chaque sein contient entre 15 et 20 lobes. Une campagne d'inspection échographique [3] a montré qu'il existe une grande variabilité dans l'organisation des structures mammaires. Un lobe contient un canal galactophore relié au mamelon ; à l'autre extrémité ce canal principal se ramifie en un réseau de canaux plus fins eux-même reliés à des lobules regroupant les unités terminales ductolobulaires productrices de lait. Ce système de canaux arborescents est nommé la structure ductolobulaire. Il a été montré que 85 % des cancers du sein s'établissent dans cette arborescence ductolobulaire par dégénérescence des cellules épithéliales qui tapissent les canaux et les lobules [4]. La première modification anatomique induite correspond à une augmentation de la taille des canaux (2-3 mm).

Une nouvelle pratique d'examen est apparue en 1995 : l'échographie ductale [5] agréée par FDA. Elle

visait à guider l'opérateur dans l'exploration des tissus, en balayant la sonde selon les axes canaux du sein. L'échographie ductale permet ainsi d'obtenir une imagerie anatomique, intelligible et cohérente avec l'organisation interne du sein et avec le développement des principales pathologies.

La tomographie ultrasonore est une technique d'exploration automatisée permettant de visualiser des sections complètes d'organes. Elle exploite une couronne de transducteurs répartis sur un cercle entourant l'organe à étudier et réalise la mesure du champ diffracté par les structures de l'organe. Depuis l'apparition des premiers scanners dans les années soixante-dix [6], les récentes avancées dans le domaine de l'électronique permettent la conception d'antennes multi-éléments couplées avec des systèmes d'acquisition performants. Depuis une vingtaine d'années, plusieurs tomographes à ultrasons ont été construits. Ceux-ci ont en commun une antenne à géométrie circulaire et un nombre élevé d'élément. Toutefois les coupes *transversales* (coupes axiales) réalisées n'ont pas de relation directe avec l'organisation interne des structures mammaires et des canaux (région d'intérêt pour un dépistage précoce).

En s'inspirant du principe exploratoire de l'échographie ductale, nous étudions la faisabilité d'un système tomographique à antenne semi-circulaire effectuant des coupes sagittales passant par le mamelon [7]. Une simulation numérique employant un code EF 2D modélise une acquisition tomographique avec une antenne semi-circulaire à 1MHz sur un fantôme anatomique numérique. Les images de réflectivité reconstruites avec un algorithme de rétroprojection elliptique filtrée en champ proche [8] donne un résultat satisfaisant : les tissus composants le sein sont correctement résolus, y compris les canaux de diamètre inférieur à la longueur d'onde (sup. à $\lambda/2$). Cette validation numérique a encouragé le laboratoire à concevoir le tomographe ANAïs pour le dépistage précoce du cancer du sein. L'objectif est d'offrir une caractérisation multiparamétrique des tissus et de permettre une inspection adaptée à la morphologie de l'organe et cohérente avec le développement des lésions.

La modélisation du problème acoustique et les caractéristiques du démonstrateur ANAÏS sont ici brièvement traitées. Nous détaillons ensuite la méthode d'étalonnage effectuée sur l'antenne. Un résultat préliminaire d'imagerie, obtenu sur un système tomographique transitoire, est présenté.

2 Méthodes et Matériels

2.1 Le formalisme acoustique

La stratégie de reconstruction développée permet d'obtenir des informations quantitatives sur les structures traversées par les ultrasons. La méthode et le formalisme sont tirés d'un article donné en référence [8].

L'expression du champ de pression diffracté porte l'information sur les caractéristiques acoustiques du milieu de propagation. Le modèle décrivant la propagation des ultrasons doit tenir compte du type du milieu, de la largeur de bande des transducteurs utilisés et de la nature des ondes émises. Une formulation en terme d'impédance et de célérité [9] a été choisie pour décrire le problème direct. La modélisation s'intéresse essentiellement aux phénomènes de diffraction engendrés par les inhomogénéités. Les phénomènes d'absorption et de dispersion ne sont pas pris en compte. Le sein est principalement fait de tissus adipeux et glandulaires; nous considérons que ces tissus mous se caractérisent par leur faible inhomogénéité. Par conséquent, les variations du couple de paramètres α , la distribution quadratique de la célérité et ξ , la distribution logarithmique de l'impédance décrivant le milieu sont faibles par rapport au milieu référence, et sont décrits par les relations (1) et (2) :

$$2\alpha = \frac{c^2 - c_0^2}{c^2} \quad (1)$$

$$\xi = \log \left(\frac{z}{z_0} \right) \quad (2)$$

où c_0 est la célérité des ultrasons dans le fluide de couplage, c est la célérité des ultrasons à l'intérieur de l'organe, z est l'impédance acoustique des tissus définie par la relation $z = \rho c$, ρ est la masse volumique. La condition de faible contraste conduit à l'équation (3) régissant la propagation du champ de pression acoustique P dans tout le milieu :

$$\begin{aligned} & -\frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} + \Delta P \\ & = -\frac{2\alpha}{c_0^2} \frac{\partial^2 P}{\partial t^2} - \vec{\nabla} \alpha \cdot \vec{\nabla} P + \vec{\nabla} \xi \cdot \vec{\nabla} P \end{aligned} \quad (3)$$

Pour résoudre le problème direct, nous recherchons une solution harmonique pour le champ de pression acoustique et nous supposons que l'émetteur transmet une onde sphérique. L'approximation de Born au premier ordre est utilisée pour linéariser le champ de pression diffracté p_d . On considère que l'on peut négliger la diffusion multiple : chacun des diffuseurs dans le milieu ne reçoit que le champ incident p_i . Dans l'expression du champ diffracté, cette approximation revient à remplacer le champ de pression total p_T par le champ de

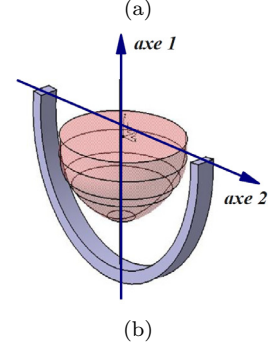
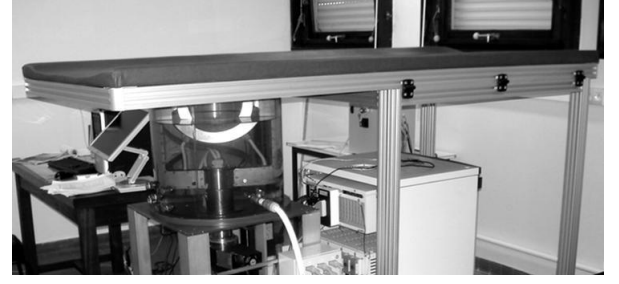


FIG. 1: (a) Photographie du démonstrateur ANAÏS. (b) Position de l'antenne par rapport au sein permettant d'obtenir une imagerie anatomique des structures canalaies.

pression incident p_i ($p_T \sim p_i$). L'expression (4) est alors obtenue :

$$\begin{aligned} p_d = \int_D G(\mathbf{r}, \mathbf{x}, \omega) \cdot [2k^2 \alpha(\mathbf{x}) p_i(\mathbf{x}, \omega) \\ - \vec{\nabla} \alpha(\mathbf{x}) \cdot \vec{\nabla} p_i(\mathbf{x}, \omega) + \vec{\nabla} \xi(\mathbf{x}) \cdot \vec{\nabla} p_i(\mathbf{x}, \omega)] d\mathbf{x} \end{aligned} \quad (4)$$

où G est la fonction de Green d'espace libre, p_i est le champ de pression incident, \mathbf{x} est un point d'intérêt du domaine, \mathbf{r} est la position d'un élément récepteur sur la couronne. Pour certaines configurations d'acquisition, le champ diffracté peut s'exprimer en fonction d'un unique paramètre : en réflexion, la formulation obtenue dépend des fluctuations d'impédance (6); en transmission, elle dépend des fluctuations de célérité (5). Ainsi, théoriquement, l'inversion des données permet la reconstruction sélective de la cartographie des fluctuations de célérité ou d'impédance selon le mode d'acquisition réalisé par le système.

$$p_d(\mathbf{e}, \mathbf{r}, \omega) = -2k^2 \check{\alpha}(\mathbf{K}) \quad (5)$$

$$p_d(\mathbf{e}, \mathbf{r}, \omega) = -2k^2 \check{\xi}(\mathbf{K}) \quad (6)$$

La résolution du problème inverse est obtenue à partir d'un algorithme de sommation des rétroprojections elliptiques filtrées en champ proche. La géométrie elliptique résulte de la prise en compte de la nature sphérique des ondes (champ proche). Les rétroprojections sont tracées pour chacune des positions émetteur/récepteur. La sommation cohérente des informations construit une image de contraste d'indice. En transmission, la procédure de reconstruction fournit une image de contraste de célérité; en réflexion, une image de contraste d'impédance.

2.2 Le système d'imagerie

Le design de l'antenne doit permettre une inspection anatomique du sein pour rendre possible un dépistage

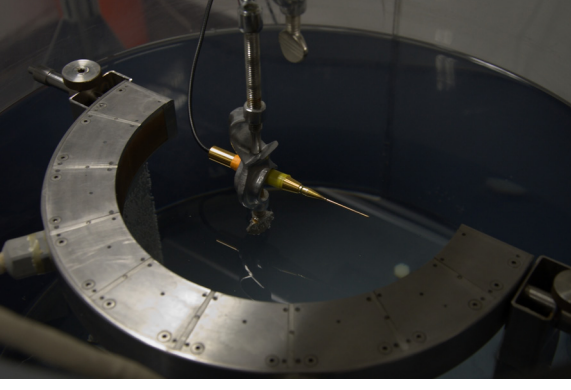


FIG. 2: Photographie du montage de calibration de l'antenne avec l'hydrophone placé au centre à 50 mm des éléments.

précoce. Le prototype présenté sur la figure 1a comporte une cuve cylindrique contenant l'antenne, la baie électronique et une table d'examen permettant à la patiente (en décubitus ventral) d'immerger son sein dans la cuve. La figure 1b illustre la position de l'antenne par rapport au sein en condition d'examen. Un mécanisme de rotation vertical passant par le mamelon (*axe 1* fig. 1b) permet d'imager la globalité du volume (balayage multi-plan co-axial). Nous nommons cette modalité la tomographie ductale. Par ailleurs, une rotation de l'antenne suivant l'axe horizontal (*axe 2* fig. 1b) permet encore d'effectuer un balayage redondant. Un système de positionnement dans le plan horizontal permet un déplacement global du système cuve-antenne par rapport à l'organe.

L'antenne, d'un rayon de 100 mm, possède 1024 éléments piezo-électriques rectangulaires répartis de manière uniforme tous les 0.1855 degrés sur les 190 degrés de l'antenne. En moyenne ceux-ci ont une bande passante de 2.25 MHz à -6 dB centrée sur 3 MHz. La surface active des éléments - 0.3 mm de largeur et 20 mm de hauteur - est curviligne pour assurer une focalisation en élévation. L'ensemble de ces caractéristiques assurent à l'émission la formation d'un champ acoustique ayant une large ouverture dans le plan à inspecter. Les émissions-réceptions sont gérées par un module multiplexer à 32 voies. Chacun de ces 32 éléments peut être, ou non, activé à l'émission. Les signaux sont collectés en parallèle sur 32 canaux - le convertisseur A/N opère sur 12 bit de codage à la fréquence de 80 MHz avec un gain variable de 10 à 60 dB. Un générateur à forme d'onde arbitraire permet d'optimiser le signal électrique transmis à chaque éléments piezocomposites et les 32 canaux permettent d'effectuer une formation de voie.

3 Résultats

3.1 Etalonnage de l'antenne

3.1.1 Décalage temporel

Pour compenser le décalage spatial entre les éléments, un fil en cuivre de 80 μm est placé au centre de l'antenne. Une acquisition en rétrodiffusion est réalisée avec chacun des 1024 éléments ; celle-ci est répétée plusieurs fois dans le but d'améliorer le rapport signal à bruit. Un signal représentatif et son spectre sont

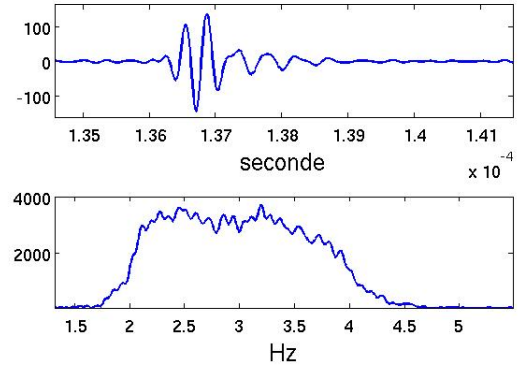


FIG. 3: Signal réfléchi par un fil de 80 μm enregistré par un élément de l'antenne et le spectre correspondant.

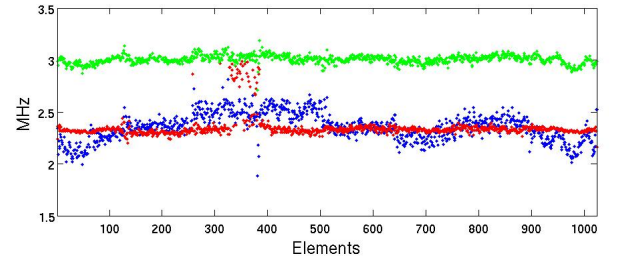


FIG. 4: Propriétés spectrales des 1024 signaux enregistrés - en rouge, le maximum du spectre ; en bleu, la largeur de bande à -6 dB ; en vert, la fréquence centrale du spectre.

représentés sur la figure 3. Le temps de propagation aller-retour du champ transmis vers le fil est obtenu en utilisant la méthode du premier passage par zéro. Une correction temporelle propre à chaque transducteur est déterminée et, est intégrée au protocole de traitement des données.

3.1.2 Sensibilité piezoélectrique

Pour calibrer la sensibilité des éléments de l'antenne, une série de 1024 mesures en transmission sont réalisées : un élément du système transmet un pulse vers un hydrophone de largeur de bande quasi-uniforme sur 1 à 15 MHz [10]. Cet hydrophone est placé à 50 mm de tous les éléments pour chaque enregistrement (figure 2). Cette expérience a pour but la mesure de la correction de gain à effectuer sur chaque élément. Lorsque l'amplitude maximale d'une mesure est inférieure à -6 dB de la valeur moyenne globale, l'élément est considéré inutilisable. Les propriétés spectrales de l'ensemble des signaux RF enregistrés sont représentées sur la figure 4.

3.1.3 Répartition spatiale du champ émis

La caractérisation de la distribution spatiale du champ émis par un éléments est réalisée. Un hydrophone est installé sur un scanner pour enregistrer en plusieurs points du plan tomographique le champ transmis (figure 2). L'ouverture angulaire du champ acoustique mesurée est égale à 28 ± 5 degrés. Une manipulation similaire est réalisée avec l'hydrophone [10] pour connaître la largeur du faisceau ultrasonore dans le plan de focalisation à 50 mm de la source. L'épaisseur azimutale mesurée à -3dB est égale à 8 ± 2 mm.

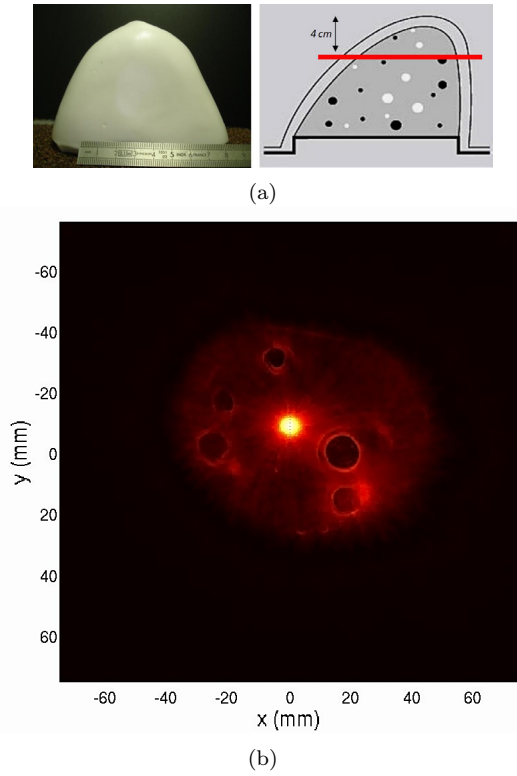


FIG. 5: (a) Photographie du fantôme de sein CIRS, à gauche, et à droite, coupe schématisée illustrant la position aléatoire des inclusions dans la matrice. Le plan d'inspection est repéré par le trait rouge. (b) Tomogramme du fantôme de sein.

3.2 Tomographie d'un fantôme

Le fantôme de sein [11] est fabriqué par une entreprise spécialisée dans la mise au point de fantômes biologiques pour le domaine médical. Le modèle choisi, représenté sur la figure 5, peut être imagé par les rayons X, les ultrasons et l'IRM. Fabriqué en Zerdine[®], il simule les propriétés mécaniques des tissus mammaires avec $c_Z = 1540$ m/s et $\alpha_Z = 0.5$ dB/cm/MHz. Le volume contient deux types d'inclusions réparties aléatoirement : des billes assimilables à des masses denses et des poches sphériques remplies de liquide assimilables à des kystes. Le fantôme mesure 12 cm de longueur, 10 cm de largeur et 9 cm de hauteur, pour un volume global de 500 cm³. Les inclusions sphériques ont un rayon variable compris entre 2 et 8 mm pour les masses denses et, entre 3 et 10 mm pour les kystes. Les caractéristiques mécaniques du Zerdine[®] et des inclusions ne sont pas connues.

Nous utilisons une barrette de 128 éléments qui possèdent les mêmes propriétés piezoélectriques que l'antenne. La barrette est montée sur un scanner permettant de retrouver les conditions d'acquisition du prototype ANAïs. Le fantôme est placé au centre de la couronne d'acquisition pour inspecter une coupe située à 4 cm de la pointe. Avec un unique élément de la barrette, 720 rétrodiffusions sont enregistrées avec un pas angulaire de 0.5 degré. Les signaux sont échantillonnés à 20 MHz. La célérité des ultrasons dans l'eau est $c_0 = 1476$ m.s⁻¹. L'algorithme de sommation des rétroprojections elliptiques filtrées a été utilisé pour reconstruire la matrice image composée de 512×512 pixels, illustrée sur la figure 5.

4 Discussion

La reconstruction décrit 5 kystes et 4 masses denses. On distingue bien toutes les structures constituant le milieu de propagation : le fluide de couplage (eau) en noir autour du fantôme, la matrice en rouge foncé contenant les inclusions. Les kystes sont reconstruits avec une géométrie circulaire et les contours sont correctement définis. Le milieu à l'intérieur des kystes (masses liquidiennes) est codé en rouge tendant vers le noir qui s'approche de la représentation du fluide de couplage. La masse dense reconstruite est bien identifiable au centre de la figure en jaune ; son contour est plus irrégulier en raison de la forte échogénicité qui se traduit par de fortes valeurs attribuées aux rétroprojections.

L'image présentée n'a pas de speckle ; les différents artefacts tels que le cône d'ombre, le renforcement postérieur présents sur les images échographiques sont éliminés par son principe de sommation isotrope.

La caractérisation préalable a permis de montrer que l'ouverture azimutale à -6 dB est de l'ordre de 10 mm à 50 mm de la source. Les échos enregistrés proviennent d'objets situés de part et d'autre du plan tomographique sur une épaisseur non négligeable. L'ambiguïté en élévation pourra être réduite en effectuant de véritables acquisitions tridimensionnelles et redondantes de l'organe.

Cette reconstruction donne une idée du type d'image attendue avec le prototype ANAïs. Nous espérons augmenter la qualité des images et la résolution spatiale en exploitant pleinement les capacités du système d'acquisition et les 1024 éléments de l'antenne. L'étalonnage réalisé permet de mettre en oeuvre les procédures de correction des données. Des essais préliminaires d'imagerie avec le prototype sur des objets académiques seront effectués très prochainement dans le but d'estimer quantitativement le pouvoir de résolution du système ainsi que sa sensibilité.

Références

- [1] World Health Organization International Agency for Research on Cancer (June 2003), "World Cancer Report", J. Clerk Maxwell, *A Treatise on Electricity and Magnetism* 3rd ed., vol 2. Oxford :Clarendon, 1892, 68-73 (2009)
- [2] Kolb T.M., Lichy J., Newhouse J.H., " Comparison of the performance of screening mammography, physical examination, and breast US and evaluation of factors that influence them : An analysis of 27,825 patient evaluations", *Radiology* 225, 165-175 (2002)
- [3] Ramsay D.T., Kent J.C., Hartmann R.A., " Anatomy of the lactating human breast redefined with ultrasound imaging", *J. Anat* 206, 525-534 (2005)
- [4] Tulinius H., Bjarnason O., and Sigvaldson H., "Tumours in iceland. 10. malignant tumours of the female breast : A histological classification, laterality, survival and epidemiological considerations", *Acta. Pathol. Microbiol. immunol. Scand.* 96, 229-238 (1988)

- [5] Teboul M., "Practical ductal echography, guide to intelligent and intelligible ultrasonic imaging of the breast", *emph*Madrid : Editorial Medgen 0(0), 15-98 (2004)
- [6] Greenleaf L.-F., Kenue S.-K., Rajagopalan B., Bahn R.-C., and Johnson S.-A., "Breast imaging by ultrasound computer-assisted tomography", *proceedings of the 8th International Symposium Acoustical Imaging* 8, 599-614 (1978)
- [7] Franceschini E., Mensah S., Amy D., Lefebvre J.-P., "A 2-d anatomic breast ductal computer phantom for ultrasonic imaging", *IEEE UFFC* 53(7), 1281-1288 (2006)
- [8] Mensah S., Franceschini E., "Near-field ultrasound tomography", *JASA* 121(3), 1423-1433 (2007)
- [9] Lefebvre J.-P., "La tomographie d'impédance acoustique", *Traitement du signal* 2(2) (1985)
- [10] [http ://www.acoustics.co.uk/products/hpm05-3](http://www.acoustics.co.uk/products/hpm05-3)
- [11] [http ://www.cirsinc.com/pdfs/051cp.pdf](http://www.cirsinc.com/pdfs/051cp.pdf)