

## CFA/VISHNO 2016

**Focalisation Selective dans un Milieu Mal Connu : la  
Méthode SELF-EASE**S. Rodriguez<sup>a</sup>, X. Jacob<sup>b</sup> et V. Gibiat<sup>b</sup><sup>a</sup>I2M-UMR5295, Université de Bordeaux, CNRS, INP, Arts et Metiers, I2M - Site :  
Université Bordeaux 1 Bât A4 RDC, 351 cours de la Libération, 33405 Talence, France<sup>b</sup>Laboratoire PHASE, Université Paul Sabatier, 118 route de Narbonne, 31062 Toulouse  
Cedex 4, France

samuel.rodriguez@u-bordeaux.fr



LE MANS

L'utilisation de réseaux de transducteurs et de lois de retard adaptées permettent de focaliser les ondes en un point du milieu. La précision spatiale du point de focalisation dépend alors de la bonne connaissance des propriétés élastiques du milieu. Si les propriétés du milieu sont inconnues, des méthodes basées sur le retournement temporel permettent la focalisation. Cependant, ces méthodes sont soit intrusives (une source active doit être introduite au futur point de focalisation) soit aveugles (la cible ne peut pas être sélectionnée en présence de plusieurs objets.) La méthode présentée ici permet une focalisation précise sur une cible choisie à partir de propriétés du milieu connues approximativement. Parmi les applications potentielles, on trouve la chirurgie non invasive par HIFU (High Intensity Focused Ultrasound). La démarche mathématique de la méthode se base sur l'imagerie topologique et l'inversion d'un système linéaire surdéterminé. Des expériences numériques montrent la capacité de la méthode Self-EASE (Selective Focusing through target identification and Experimental Acoustic Signature Extraction) à permettre une focalisation précise sur des cibles préalablement choisies dans un milieu aux propriétés mal connues.

## 1 Introduction

La focalisation des ondes élastiques dans un milieu donné peut être utilisée à des fins non-destructives (amélioration du contraste de l'image) ou à des fins destructives. Les principales applications destructives sont médicales comme la lithotritie [1] (traitement des calculs renaux) et la nécrose des tissus mous pour le traitement des tumeurs par hyperthermie [2]. Ces applications sont regroupées sous l'acronyme HIFU (High-Intensity Focused Ultrasound). Ces méthodes permettent une chirurgie non-invasive. La précision de l'intervention dépend alors de la précision de la focalisation. La méthode Self-EASE (Selective Focusing through target identification and Experimental Acoustic Signature Extraction) présentée ici assure la précision de la focalisation même dans un milieu dont on connaît mal les propriétés [3].

La méthode "classique" de focalisation avec un réseau de transducteurs est de considérer le milieu comme homogène, de calculer les temps de vol entre les émetteurs et le point de focalisation, et d'appliquer des retards à l'émission tels que les arrivées des ondes rayonnées par chaque émetteur sur la cible sont simultanées. La précision de cette méthode dépend donc de la validité de l'hypothèse d'homogénéité et de la connaissance précise de la vitesse des ondes dans le milieu. Dans les milieux dont les propriétés sont inconnues, le retournement temporel permet une focalisation précise [4]. Les méthodes reposant sur ce principe consistent à acquérir ou à calculer la signature acoustique de la cible. L'acquisition directe de cette signature implique soit une phase intrusive [5] (une source active doit être introduite à la position de la cible), soit une connaissance très précise du milieu [6]. La méthode DORT (Décomposition de l'Opérateur de Retournement Temporel) permet d'extraire les signatures des diffuseurs les plus échogènes [7] dans un milieu inconnu de façon non-invasive. Cependant, cette extraction est aveugle car il est difficile d'associer ces signatures à tel ou tel diffuseur sans connaissance préalable du milieu.

La méthode Self-EASE présentée ici permet une focalisation précise avec une connaissance approximative du milieu. Elle repose sur une méthode d'imagerie "reversible", c'est à dire qui permet de passer des signaux expérimentaux à l'image et réciproquement de l'image aux signaux expérimentaux. Dans sa forme la plus simple, la méthode EASE consiste à réaliser une émission-acquisition à l'aide d'un réseau de transducteurs, à calculer l'image, à modifier l'image pour ne conserver que la ou les cible(s) et à appliquer l'imagerie inverse pour isoler, dans les signaux expérimentaux, la signature des objets conservés dans l'image. Une fois cette

signature obtenue, il suffit de la retropropager pour que le champ ondulatoire focalise sur la ou les cible(s). La condition du succès de la méthode est la reconnaissance de ou des cibles dans l'image. Si les propriétés supposées pour le milieu sont suffisamment "raisonnables" alors le milieu et en particulier les cibles sont reconnaissables et les signaux extraits grâce à la désignation des cibles dans l'image correspondront aux cibles effectivement dans le milieu expérimental. La focalisation sera alors précise même si les hypothèses inexactes sur le milieu impliquent une image distordue par rapport à la réalité.

## 2 Extraction de la signature des signaux correspondant aux cibles

### 2.1 La FTIM (Fast Topological Imaging) matricielle

L'optimisation topologique fut initialement mise en oeuvre pour l'optimisation de structures, donc dans le domaine de l'élastostatique. Elle consiste à enlever de la matière de manière itérative afin d'alléger la structure tout en satisfaisant les contraintes mécaniques imposées. Aux débuts des années 2000 [8, 9], elle fut appliquée à l'élastodynamique pour l'insertion de "trous" dans un milieu virtuel dit de référence censé converger vers le milieu expérimental dans lequel les mesures acoustiques sont effectuées. Dans ce type de méthodes itératives pour problèmes inverses, le milieu de référence correspondant à l'itération suivante est construit à l'aide de la sensibilité (ou gradient) de la fonction coût évaluée dans le milieu de référence de l'itération courante. Dans le cas de l'optimisation topologique et de la Full Waveform Inversion [10], ces gradients peuvent s'écrire de manière explicite comme des fonctions de deux champs ondulatoires calculés dans le milieu de référence : les solutions des problèmes direct et adjoint. Utiliser ces gradients (ou leurs formes dérivées) comme fonction d'imagerie permet une imagerie haute-résolution avec un unique éclairage du milieu. Dans le cas de l'optimisation topologique, on parle d'imagerie topologique. Dans le cas de la full waveform inversion, cela revient à mettre en oeuvre la RTM (Reverse Time Migration).

Une mise en oeuvre spécifique de l'imagerie topologique est la méthode FTIM (Fast Topological Imaging) [11] qui s'appuie sur la connaissance préalable des réponses impulsionnelles des différents capteurs. Les champs rayonnés par chaque capteur dans les problèmes direct et adjoint s'obtient donc par convolution des réponses

impulsionnelles avec les signaux à émettre. Le champ total est alors obtenu par simple sommation des champs générés par chaque émetteur. Dans la mesure où les bandes de fréquences exploitables avec les capteurs sont restreintes, on obtient de meilleures performances numériques en travaillant dans le domaine des fréquences. La solution du problème direct  $U$  est alors donné par Eq. (1) :

$$U(\mathbf{M}, \omega) = \sum_i H_i^e(\mathbf{M}, \omega) E_i(\omega) \quad (1)$$

avec  $H_i^e(\mathbf{M}, \omega)$  la fonction de transfert entre le champ de pression rayonné au point  $\mathbf{M}$  et l'accélération imposée par le  $i^{\text{ème}}$  émetteur à la pulsation  $\omega$ .  $E_i(\omega)$  est la condition limite d'accélération normale appliquée au transducteur  $i$ . La solution du problème adjoint  $V$  est donnée par Eq. (2) :

$$V(\mathbf{M}, \omega) = \sum_j H_j^r(\mathbf{M}, \omega) (U(\mathbf{M}_j^t, \omega) - R_j(\omega))^* \quad (2)$$

avec  $\mathbf{M}_j^t$  la position du récepteur et  $H_j^r(\mathbf{M}, \omega)$  la fonction de transfert du  $j^{\text{ème}}$  émetteur. Le résidu est donné par  $U(\mathbf{M}_j^t, \omega) - R_j(\omega)$  où  $R_j(\omega)$  est la pression mesurée dans l'expérience par le  $i^{\text{ème}}$  récepteur. La conjugaison de phase dans le domaine fréquentiel est équivalente au retournement temporel dans le domaine temporel.

La grandeur  $G(\mathbf{M})$  correspondant à un dérivé du gradient topologique est donné par Eq. (3) :

$$G(\mathbf{M}) = \sum_{\omega > 0} U(\mathbf{M}, \omega) V(\mathbf{M}, \omega) \quad (3)$$

Ainsi  $G(\mathbf{M})$  dépend linéairement du résidu conjugué  $(U(\mathbf{M}_j^t, \omega) - R_j(\omega))^*$  et Eq. (3) peut s'écrire sous forme de la relation matricielle Eq. (4) :

$$\mathbf{G} = \mathbf{A}\mathbf{X} \quad (4)$$

avec

$$G_k = G(\mathbf{M}_k) \quad (5a)$$

$$X_l = (R_j(\omega_m) - U(\mathbf{M}_j, \omega_m))^* \quad (5b)$$

$$A_{kl} = -H_j^r(\mathbf{M}_k, \omega_m) \sum_{i=1}^{N_e} H_i^e(\mathbf{M}_k, \omega_m) E_i(\omega_m) \quad (5c)$$

et

- $k$  l'indice du pixel localisé aux coordonnées du point  $\mathbf{M}_k$
- $i$  l'indice du  $i^{\text{ème}}$  émetteur,
- $j$  l'indice du  $j^{\text{ème}}$  récepteur,
- $m$  l'indice de la  $m^{\text{ème}}$  composante fréquentielle,
- $l$  l'indice pour le vecteur  $\mathbf{X}$  donné par  $l = (j-1)N_\omega + m$ .

et  $N_p$ ,  $N_e$ ,  $N_r$  and  $N_\omega$  les nombres de pixels, d'émetteurs, de récepteurs et de points de fréquence.

Une telle formulation s'avère nécessaire lors de la mise en oeuvre de l'imagerie inverse présentée paragraphe 2.2. Les expériences numériques présentées au paragraphe 3 sont réalisées à l'aide d'un réseau linéaire de transducteurs où les transducteurs sont supposés identiques et utilisés à la fois pour l'émission et pour la réception. Chaque transducteur a donc la même fonction de transfert à une

translation près. La fonction de transfert du  $i^{\text{ème}}$  transducteur  $H_i(\mathbf{M}, \omega_m)$  peut être obtenue à partir de celle du premier transducteur noté  $H(\mathbf{M}, \omega_m)$  par la formule suivante  $H_i(\mathbf{M}, \omega_m) = H(\mathbf{M} - (\mathbf{M}_i^t - \mathbf{M}_1^t), \omega_m)$ . De plus, un éclairage pseudo-plan est utilisé en excitant chaque transducteur avec le même signal. Ainsi  $\forall i, E_i(\omega) = E(\omega)$ . Dans ce cas,  $A_{kl}$  est donné par :

$$A_{kl} = -H(\mathbf{M}_k - \mathbf{M}_j^t, \omega_m) E(\omega_m) \sum_{i=1}^{N_r} H(\mathbf{M}_k - \mathbf{M}_i^t, \omega_m) \quad (6)$$

Ces hypothèses ne sont pas restrictives. Dans le cas général on peut utiliser n'importe quelle répartition de transducteurs et n'importe quelle excitation.

## 2.2 La procédure EASE (Experimental Acoustic Signature Extraction)

La procédure EASE présentée Figure 1 est composée des quatre étapes suivantes :

1. Des ondes sont générées dans le milieu et la réponse est mesurée.
2. L'image est calculée selon la méthode FTIM.
3. Un utilisateur (ou un programme) identifie la ou les cibles dans l'image et l'image est modifiée de manière à mettre à zéro tous les autres pixels.
4. La signature acoustique des objets présents dans l'image modifiée est obtenue en suivant la procédure d'inversion.

La première étape correspond à la basique première étape de n'importe quelle méthode d'imagerie active. Le milieu est éclairé, les ondes se propagent, sont diffractés par les objets présents et la réponse globale du milieu est mesurée au cours du temps. Dans les résultats présentés ici, tous les transducteurs du réseau sont excités simultanément. Comme le réseau est linéaire, on observe une quasi-onde plane.

La deuxième étape est déjà décrite dans le paragraphe de présentation de la FTIM. La nuance à apporter est que la quantité  $G(\mathbf{M})$  est complexe et que pour simplifier la représentation du milieu, c'est sa norme qui sert de fonction d'imagerie, c'est à dire qui est représentée. Cependant, c'est bien la valeur complexe qui servira à l'inversion.

La troisième étape consiste à modifier l'image en appliquant un masque à toutes les parties de l'image qui ne sont pas la cible de la focalisation. Dans les expériences numériques présentées, la zone préservée par le masque a simplement été délimitée à l'aide de la souris. Il est tout à fait possible de garder plusieurs objets dans l'image, les signaux extraits à l'étape suivante seront alors la superposition des réponses des différents objets présents.

La quatrième étape correspond à l'extraction des signaux. Notons l'image modifiée  $\mathbf{G}_{mod}$  et supposons qu'il existe un vecteur résidu  $\mathbf{X}_{mod}$  qui générerait cette image, alors ces deux quantités doivent vérifier Eq. (4). L'hypothèse d'un problème surdéterminé, c'est à dire que la taille de  $\mathbf{G}_{mod}$  est bien plus grande que celle de  $\mathbf{X}_{mod}$  est très raisonnable [3]. Ainsi, on peut appliquer la méthode des moindres carrés et  $\mathbf{X}_{mod}$  est donné par Eq. (7) :

$$\mathbf{X}_{mod} = (\mathbf{A}^* \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^* \mathbf{G}_{mod} \quad (7)$$

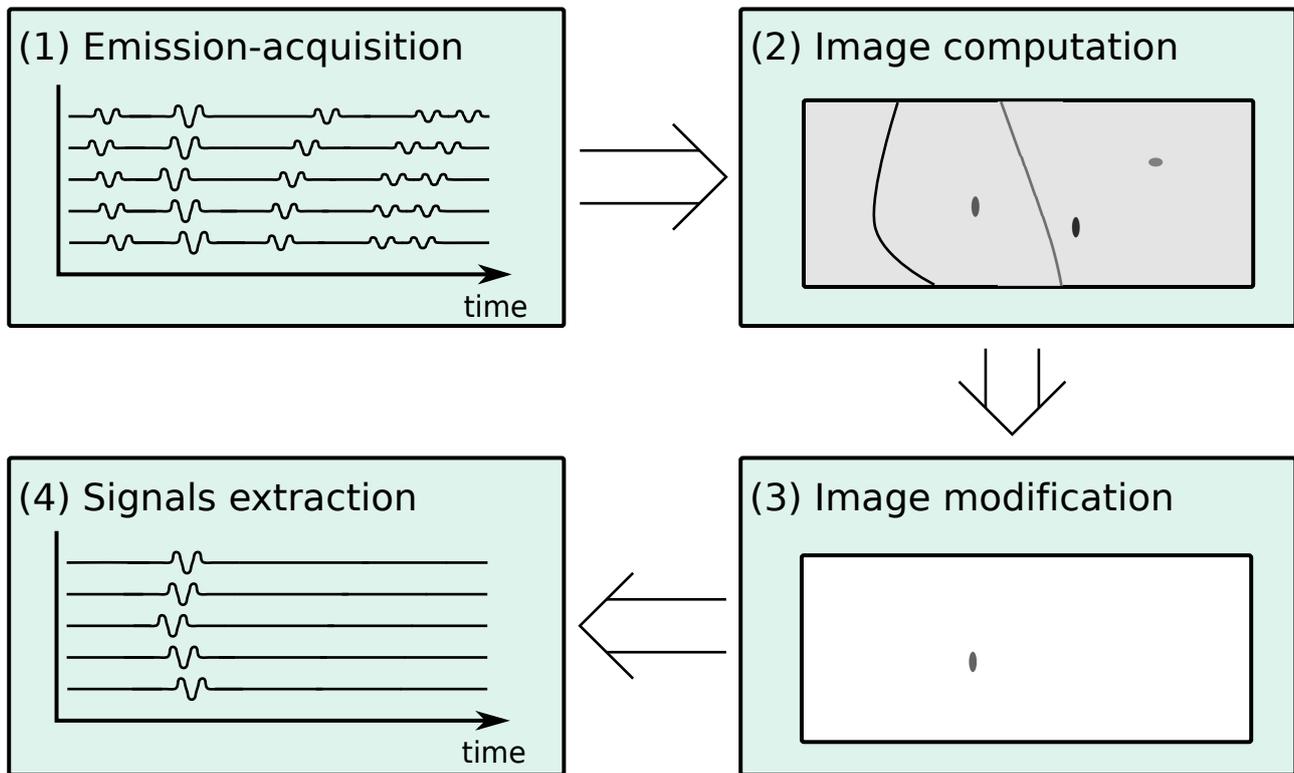


FIGURE 1 – La procédure d'extraction de la signature acoustique expérimentale EASE (Experimental Acoustic Signature Extraction)

Cette relation implique que  $A^*A$  est inversible. Il est montré dans [3] que cette condition est vérifiée quand la taille de l'image est plus grande que la taille du domaine physique effectivement inspecté avec la durée d'acquisition de l'expérience. Le vecteur  $\mathbf{X}_{mod}$  ainsi obtenu correspond à la signature acoustique retournée temporellement de ou des cibles isolées dans l'image modifiée à l'étape 3. En utilisant ces signaux pour exciter les transducteurs ayant servi à la mesure, le champ élastique généré va focaliser sur les dites cibles.

### 3 Expériences numériques

Les expériences numériques présentées sont menées en deux dimensions dans le domaine des fréquences à l'aide d'un code de calcul par éléments finis. Un réseau linéaire de 64 transducteurs est simulé. La distance inter-éléments est de 0.3 mm et la fréquence centrale est 5 MHz. Le signal source d'accélération normale est un sinus de 4 périodes auquel on applique une fenêtre de Hanning. La zone de fréquence couverte s'étend de 3 à 7 MHz. Pour une simulation de 20  $\mu$ s, le nombre de composantes fréquentielles nécessaires est alors de  $N_\omega = 81$ . Le milieu de référence (c'est à dire celui dans lequel les solutions des problèmes direct et adjoint seront calculées) est composé d'eau à 20°C. La vitesse des ondes est de 1481.4 m/s. Comme tous les transducteurs sont supposés identiques, il n'est pas nécessaire de calculer chacune des fonction de transfert de chaque transducteur. Il suffit d'en calculer une et les autres sont obtenues par simple translation le long de la barrette. Les champs d'ondes des fonctions de transfert sont interpolés sur une grille spatiale de pas constant 50  $\mu$ m dans les deux directions.

#### 3.1 Extraction de la signature d'une cible en milieu connu

La première expérience numérique consiste en l'extraction de la signature d'un objet placé parmi d'autres objets par la méthode EASE. Il n'y aura pas d'expérience de focalisation. Le milieu est homogène et connu, c'est à dire que le milieu de référence est identique au milieu expérimental à l'exception des 11 petits objets disposés les uns à côté des autres. L'application de la méthode EASE est présentée Figure 2.

Figure 2a présente le champ de pression mesuré par les capteurs. Ces signaux sont la superposition des réponses de chacun des 11 diffuseurs. L'image FTIM est en suite calculée (Figure 2b). Tous les diffuseurs peuvent être distingués et sont localisés avec précision. Le neuvième diffuseur est la cible de l'extraction. L'image est donc modifiée de manière à masquer tous les autres objets (Figure 2c). La méthode d'inversion est ensuite appliquée (Eq. (7)) et le signal obtenu est présenté Figure 2d. Il correspond effectivement au signal qui serait obtenu en présence d'un unique diffuseur.

#### 3.2 Extraction de la signature d'une cible et focalisation en milieu mal connu

La deuxième expérience est menée dans un milieu mal connu, c'est dire dans un milieu aux propriétés différentes du milieu de référence servant à la construction de l'image. Ce milieu expérimental est présenté (Figure 3a) et comparé au milieu de référence (Figure 3b). La couleur bleue correspond à de l'eau à 20°C. La couleur jaune correspond à une zone où la vitesse du son est de  $2000(1+0.005i)$  m/s. La masse volumique est supposée constante partout. La partie imaginaire de la vitesse permet de simuler de l'absorption.

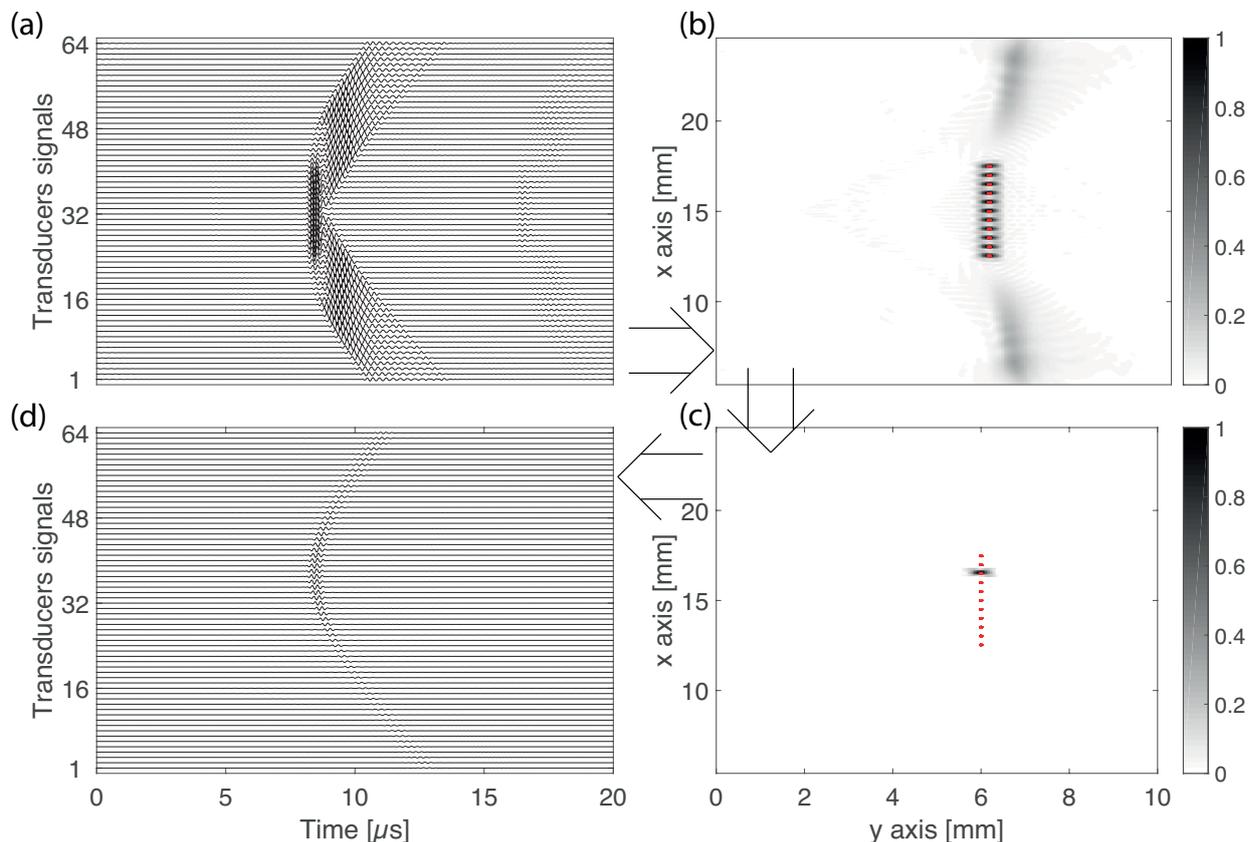


FIGURE 2 – Application de la méthode EASE à un milieu homogène où 11 diffuseurs sont disposés. (a) Signaux temporels mesurés dans l'expérience par les 64 transducteurs. (b) L'image FTIM correspondante. Les ronds rouges correspondent à la position exacte des objets dans le milieu expérimental. (c) L'image modifiée telle que tous les pixels ne correspondant pas à la cible sont mis à zéro. (d) La signature acoustique de la cible extraite.

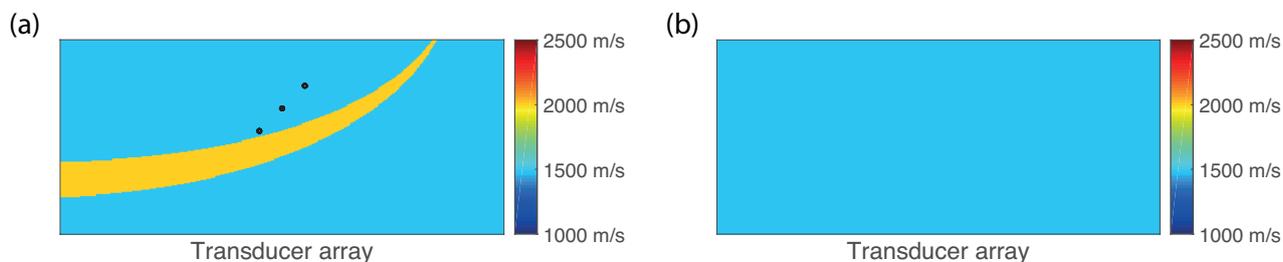


FIGURE 3 – Vitesses du son dans le milieu expérimental (a) et le milieu de référence (b) servant à la construction de l'image.

(environ 6.8 dB/cm à 5 MHz). Trois diffuseurs ont été placés de l'autre côté de cette zone par rapport à la barrette. La cible est le diffuseur central. La mise en oeuvre de la méthode EASE pour cette application est donné Figure 4.

Figure 2a présente le champ de pression mesuré par les capteurs. Ces signaux sont la superposition des réponses des différentes interfaces et de chacun des trois diffuseurs. L'image FTIM est ensuite calculée (Figure 2b). Les interfaces apparaissent dans l'image. Les trois diffuseurs apparaissent également. On remarque qu'ils ne sont pas correctement localisés. En effet la zone de haute vitesse n'est pas prise en compte dans la construction de l'image, ils apparaissent donc à des emplacements erronés. Cependant,

l'utilisateur peut les identifier. L'image est donc modifiée de manière à masquer tous les autres objets, à la fois les interfaces et à la fois les autres diffuseurs (Figure 2). La méthode d'inversion est ensuite appliquée (Eq. (7)) et le signal obtenu est présenté Figure 2d.

Ce signal est ensuite utilisée comme source dans le milieu expérimental afin d'estimer la qualité de focalisation (Figure 5b). Le résultat obtenu est comparé à celui obtenu avec la méthode classique (Figure 5a). Alors que les hypothèses de départ sont les mêmes (milieu homogène), la focalisation obtenue avec la Self-EASE méthode est nettement plus précise qu'avec la méthode classique. La méthode classique consiste à appliquer des retards adaptés aux distances de

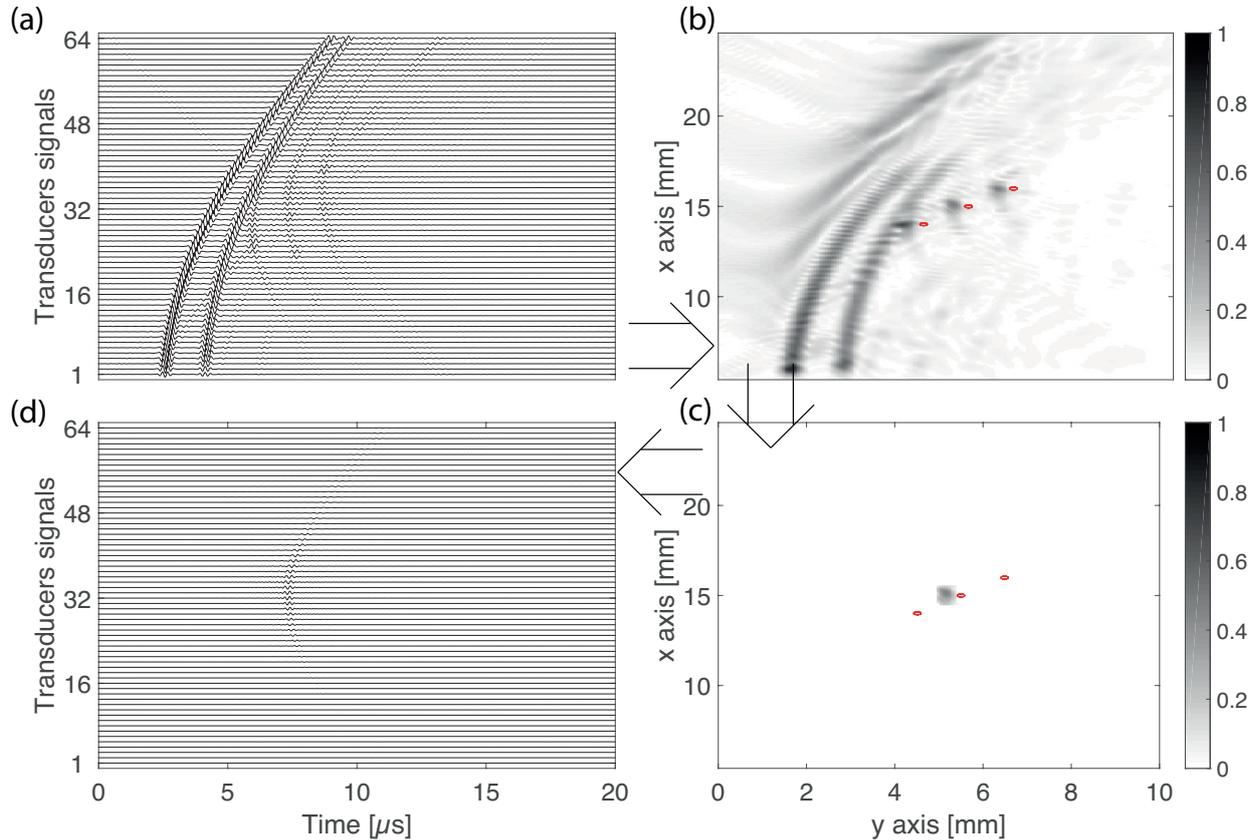


FIGURE 4 – Application de la méthode EASE à un milieu hétérogène mal connu où 3 diffuseurs sont placés. (a) Signaux temporels mesurés dans l'expérience par les 64 transducteurs. (b) L'image FTIM correspondante. Les ronds rouges correspondent à la position exacte des objets dans le milieu expérimental. (c) L'image modifiée telle que tous les pixels ne correspondant pas à la cible sont mis à zéro. (d) La signature acoustique de la cible extraite.

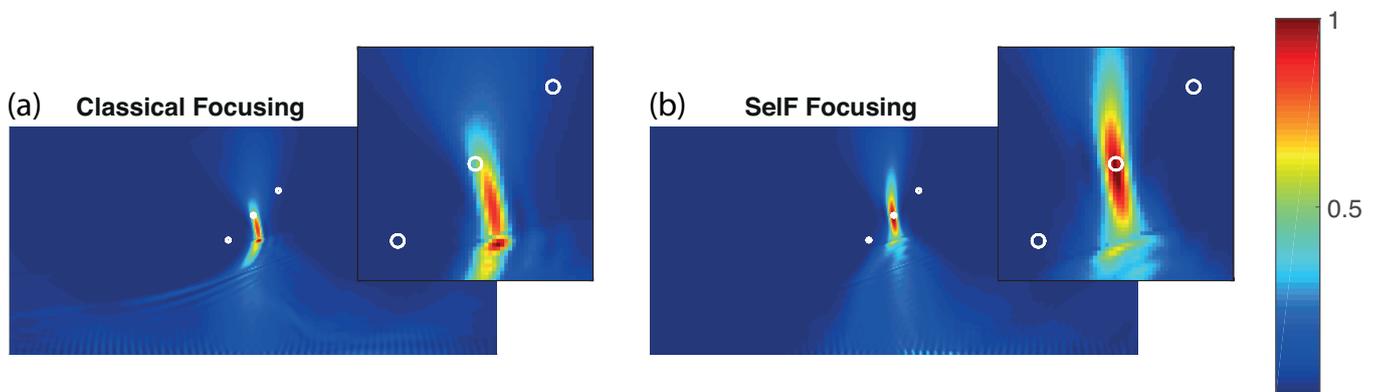


FIGURE 5 – Intensité acoustique intégrée sur le temps dans le milieu hétérogène obtenue avec la focalisation classique (a) et la méthode Self-EASE (b)

propagation entre les émetteurs et la cible. Pour obtenir la meilleure précision possible sur l'estimation de ces retards et variations d'amplitude, la méthode classique a été réalisée en retropropageant les signaux mesurés dans le milieu homogène servant de référence.

Avec la méthode Self-EASE, le maximum d'intensité est mesurée à  $18 \mu\text{m}$  de l'interface basse de la cible (celle qui est éclairée de manière privilégiée dans notre expérience). Cette valeur est inférieure à la moitié de la définition spatiale  $25 \mu\text{m}$  et correspond à un quinzième de la longueur d'onde à la fréquence centrale.

## 4 Conclusion

La méthode EASE (Experimental Acoustic Signature Extraction) est basée une méthode d'imagerie "reversible", la FTIM matricielle, et sur l'identification des objets cibles dans l'image. Cette reconnaissance implique une certaine connaissance a priori du milieu (corps humain par exemple), mais les propriétés exactes des milieux n'ont pas besoin d'être connues avec précision. Ainsi, même avec une image inexacte (image distordue, objets mal placés...), la signature du défaut désigné dans l'image est extraite et, retournée temporellement, assurera la focalisation précise sur la cible

dans le milieu expérimental. Et ce de manière non intrusive. Deux expériences numériques sont présentées. La première consiste à extraire la réponse d'un diffuseur placé dans un milieu connu et en présence d'autres diffuseurs. La seconde expérience consiste à appliquer la méthode à un milieu mal connu, puisqu'une zone étendue du matériau présente une vitesse de propagation des ondes plus de 30% supérieure à celle utilisée dans le milieu de référence servant à la construction de l'image. Malgré leur positionnements inexacts, les diffuseurs sont identifiés et la signature de l'un d'eux est extraite puis retropropagée dans le milieu pour assurer une focalisation très précise. Cette focalisation est mise en valeur par la comparaison avec la focalisation obtenue avec la méthode classique en se basant sur les mêmes hypothèses erronées sur le milieu expérimental. Dans ces expériences, un réseau linéaire de transducteurs et un unique éclairage du milieu ont été utilisés. Cette méthode est cependant tout à fait compatible avec des réseaux de transducteurs quelconques, des éclairages plus complexes et multiples.

La précision spatiale et l'aspect interactif de la méthode permettent d'envisager la Self-EASE comme une alternative aux autres méthodes de focalisation. De plus, nous pensons qu'elle présente un potentiel intéressant en terme de focalisation à travers des milieux complexes comme l'os.

## Références

- [1] M. Delius, Lithotripsy, *Ultrasound in Medicine and Biology* 26 (2000) S55–S58. doi :10.1016/S0301-5629(00)00165-4.
- [2] T. J. Dubinsky, C. Cuevas, M. K. Dighe, O. Kolokythas, J. H. Hwang, High-intensity focused ultrasound : Current potential and oncologic applications, *American Journal of Roentgenology* 190 (1) (2008) 191–199. doi :10.2214/AJR.07.2671.
- [3] S. Rodriguez, X. Jacob, V. Gibiat, Selective focusing through target identification and experimental acoustic signature extraction : Numerical experiments, *Ultrasonics* 68 (2016) 8–16. doi :10.1016/j.ultras.2016.02.002.
- [4] J.-L. Thomas, M. Fink, Ultrasonic beam focusing through tissue inhomogeneities with a time reversal mirror : application to transskull therapy, *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, IEEE Transactions on* 43 (6) (1996) 1122–1129. doi :10.1109/58.542055.
- [5] M. Pernot, J. Aubry, M. Tanter, G. Montaldo, M. Fink, Time-reversal focusing through the skull : application to high intensity focused ultrasound brain therapy, *Neurosonology* 20 (2) (2008) 89–96. doi :10.2301/neurosonology.20.89.
- [6] J. F. Aubry, M. Tanter, M. Pernot, J. L. Thomas, M. Fink, Experimental demonstration of noninvasive transskull adaptive focusing based on prior computed tomography scans, *The Journal of the Acoustical Society of America* 113 (1) (2003) 84–93. doi :10.1121/1.1529663.
- [7] C. Prada, M. Fink, Eigenmodes of the time reversal operator : A solution to selective focusing in multiple-target media, *Wave Motion* 20 (2) (1994) 151 – 163. doi :http ://dx.doi.org/10.1016/0165-2125(94)90039-6.
- [8] M. Bonnet, B. B. Guzina, Sounding of finite solid bodies by way of topological derivative, *International Journal for Numerical Methods in Engineering* 61 (13) (2004) 2344–2373. doi :10.1002/nme.1153.
- [9] N. Dominguez, V. Gibiat, Y. Esquerre, Time domain topological gradient and time reversal analogy : an inverse method for ultrasonic target detection, *Wave Motion* 42 (2004) 31–52.
- [10] J. Virieux, S. Operto, An overview of full-waveform inversion in exploration geophysics, *Geophysics* 74 (6) (2009) WCC1. doi :10.1190/1.3238367.
- [11] S. Rodriguez, P. Sahuguet, V. Gibiat, X. Jacob, Fast topological imaging, *Ultrasonics* 52 (8) (2012) 1010–1018. doi :http ://dx.doi.org/10.1016/j.ultras.2012.08.002.