



HAL
open science

Imagerie ultrasonore 3-D avec des sondes parcimonieuses pour l'estimation du mouvement

Celia Mansilla Usero, D Mazierli, Alessandro Ramalli, Enrico Boni, François Varray, Hervé Liebgott

► **To cite this version:**

Celia Mansilla Usero, D Mazierli, Alessandro Ramalli, Enrico Boni, François Varray, et al.. Imagerie ultrasonore 3-D avec des sondes parcimonieuses pour l'estimation du mouvement. CFA 2025 - 17e Congrès Français d'Acoustique, Société Française d'Acoustique (SFA), Apr 2025, Paris, France. <hal-05365599>

HAL Id: hal-05365599

<https://inria.hal.science/hal-05365599v1>

Submitted on 14 Nov 2025

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.



Distributed under a Creative Commons CC BY 4.0 - Attribution - International License



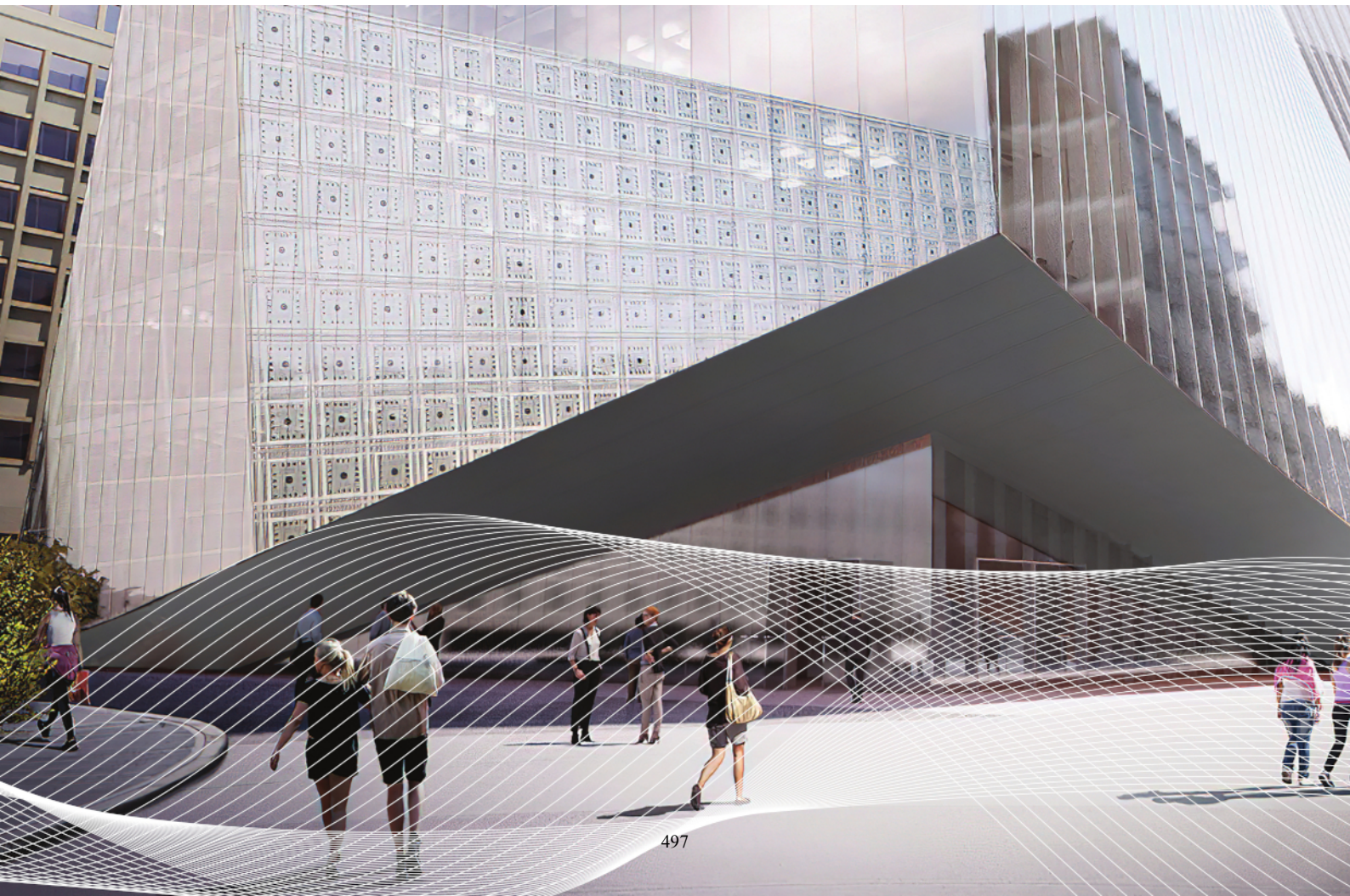
17^e Congrès Français d'Acoustique
27-30 avril 2025, Paris

Imagerie ultrasonore 3-D avec des sondes parcimonieuses pour l'estimation du mouvement

C.Mansilla Usero ^{a,b}, D.Mazierli ^b, A.Ramalli ^b, E.Boni ^b, F.Varray ^a et H.Liebgott ^a

^a INSA-Lyon, Université Claude Bernard Lyon 1, CNRS, Inserm, CREATIS UMR 5220, U1294, F-69XXX, LYON, France

^b MSDLab, Electronics and Telecommunications Dept., Università degli Studi di Firenze, Firenze, Italy



L'imagerie par ultrasons est largement utilisée dans la pratique clinique pour mesurer le flux sanguin, jouant un rôle crucial dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires (par exemple, l'athérosclérose), où l'évaluation de la vitesse du flux est essentielle. Cependant, les techniques bidimensionnelles conventionnelles sont limitées à l'estimation 2-D. Une caractérisation hémodynamique complète nécessite une reconstruction vectorielle tridimensionnelle du champ d'écoulement vasculaire.

Pour remédier à cette limitation, cette étude propose une nouvelle méthode d'estimation du mouvement en 3-D basée sur : (1) une sonde spirale parcimonieuse, réduisant le nombre d'éléments actifs pour permettre l'imagerie en 3-D avec une complexité de calcul moindre ; (2) l'ouverture synthétique comme séquence d'imagerie ; (3) une méthode d'estimation du mouvement combinant des oscillations transverses en 3-D avec un estimateur basé sur la phase.

L'approche proposée a d'abord été validée par des simulations Field II puis appliquée expérimentalement avec une sonde spirale 2D de 256 éléments connecté au système ULA-OP 256. Un fantôme homogène se déplaçant à une vitesse constante a été simulé et utilisé. La précision de l'estimateur de mouvement 3-D a été évaluée en comparant le déplacement moyen estimé avec le mouvement réel dans différentes régions d'intérêt. Les résultats ont montré une forte concordance entre le déplacement réel et le déplacement estimé, avec une erreur relative inférieure à 6%. Une amélioration supplémentaire de l'estimateur et son application à l'estimation du mouvement du flux sont en cours d'étude.

Keywords : ultrason, 3-D, sondes parcimonieuses, estimation du mouvement

1 Introduction

L'imagerie ultrasonore, utilisée de façon quotidienne en clinique, permet un ensemble de mesures de flux. Ce type d'imagerie joue un rôle important dans le diagnostic des maladies cardiovasculaires (e.g. athérosclérose), où il est crucial de connaître la vitesse du flux sanguin. La pratique clinique repose sur des images 2-D des estimations de flux sanguin le long de la direction du faisceau ultrasonore. Ces techniques présentent certaines limitations liées à la fréquence de rafraîchissement de l'image, limitant la capture de phénomènes se produisant à grande vitesse, ainsi qu'à la possibilité d'estimer uniquement la projection de la vitesse le long du faisceau ultrasonique. Une caractérisation hémodynamique complète nécessite une reconstruction vectorielle 3-D du flux.

L'estimation du mouvement en 3-D nécessite des sondes bidimensionnelles. Cette technique reste un défi pour de nombreuses raisons, tels que (1) la faible qualité de l'image. Ces types de sondes doivent contenir un nombre très élevé d'éléments piézoélectriques dans les deux dimensions pour obtenir la même résolution que celle fournie par un réseau conventionnel (1-D), typiquement plusieurs milliers, ce qui ne peut pas être réalisé concrètement. (2) La charge de calcul et le temps de reconstruction des images qui sont également directement reliés au nombre d'éléments. Cela rend plus complexes les systèmes qui permettent le contrôle de chaque élément. (3) La difficulté d'estimer un mouvement dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau [1]. De nombreuses tentatives ont été faites pour estimer le flux 3-D, mais ce n'est pas seulement la qualité de l'image qui a une influence (déterminée par le nombre, la taille et la distribution des éléments, la géométrie de la sonde, etc.), mais aussi la séquence utilisée pour produire l'image et les méthodes d'estimation telles que le speckle tracking [2], flux optique [3], entre autres. L'une des limites communes à ces estimateurs est le manque de précision dans les directions transversales du faisceau ultrasonore (US).

Pour surmonter les limitations associées aux matrices 2-D, diverses techniques qui se focalisent sur la réduction du nombre d'éléments ou du nombre de signaux transférés au système d'imagerie, ont été proposées. Les techniques les plus importantes sont (1) le microbeamforming [4], proposé pour réduire la quantité de données transférées de la sonde au système d'échographie et donc, diminuer le nombre de canaux de formation de faisceaux

requis. (2) L'adressage ligne colonne (Row-Column Arrays, RCA) [5] focalisé sur la réduction des canaux où au lieu d'adresser des éléments individuels, on adresse une ligne ou une colonne entière. (3) Les matrices 2-D parcimonieuses, qui se caractérisent par une réduction de la quantité d'éléments actifs dans la sonde pour permettre l'imagerie 3-D avec une complexité de calcul réduite. Dans ce type de sondes, l'objectif est de distribuer de manière optimale un nombre réduit d'éléments sur l'ouverture de la matrice (par exemple spirale [6], [7], [8]).

D'autre part, dans le but d'améliorer l'estimation d'écoulement dans toutes les directions cette étude se focalise sur l'obtention d'oscillations non seulement le long de la direction axiale (direction le long de laquelle le faisceau ultrasonore est émis) mais aussi dans la direction transversale. Cette technique basée sur l'introduction d'oscillations transverses (OTs) a été proposée pour la première fois en 2-D par Jensen et Munk [9] et Anderson [10]. Cette technique dénote un champ ultrasonore 2-D reçu comportant des oscillations et permet une meilleure estimation du mouvement dans la direction transversale au faisceau ultrasonore. Il existe différentes approches pour l'introduction de ces oscillations transverses, comme celle proposée par Jensen et Munk, qui décrivent une méthode produisant des OTs en appliquant un schéma spécial d'apodisation et de focalisation. Une autre approche proposée par Varray et Liebgott consiste à introduire les OTs par filtrage [11]. Dans l'étude de Salles *et al.* [12], cette dernière approche a été combinée avec une technique d'estimation du mouvement basée sur la phase et l'imagerie ultrarapide afin de développer un estimateur de mouvement 2-D à haute fréquence d'images. De plus, Salles *et al.* [13] ont confirmé la possibilité d'estimer un mouvement 3-D ultrarapide *in vitro* et *in vivo* basé sur les oscillations transverses, par rapport à la sous-estimation produite lors l'utilisation de la méthode 'speckle tracking'.

Cette étude propose d'effectuer l'estimation de l'écoulement en 3-D pour la première fois avec une sonde spirale de densité de 256 éléments connectée au système ULA-OP 256. Une nouvelle méthode est proposée basée sur : (1) l'utilisation d'une sonde spirale de densité de 256 éléments connectée au système ULA-OP 256 ; (2) une séquence d'imagerie par ouverture synthétique ; (3) une méthode d'estimation de mouvement basée sur la méthode des oscillations transverses 3-D et un estimateur de phase [14]-[16]. Dans cette première étude, les travaux se concentrent sur

l'estimation du déplacement en 3-D avec la sonde spirale parcimonieuse et son contrôle avec un système à 256 canaux.

2 Matériaux et méthodes

2.1 Méthode

L'objectif des oscillations transverses est d'introduire des oscillations dans les directions transverses, la direction latérale en considérant l'imagerie 2-D et les directions latérales et d'élévation dans l'imagerie 3-D. Ces oscillations transverses peuvent être introduites de deux manières : (1) par apodisation, la PSF (Point Spread Function) doit présenter un modèle d'oscillation bidimensionnel ou tridimensionnel. Sur la base de l'approximation de Fraunhofer sur le point focal, la PSF latérale peut être approximée comme la transformée de Fourier de la fonction d'ouverture. Le signal gaussien possède une propriété intéressante en matière de traitement des signaux : sa transformée de Fourier est également une fonction gaussienne. Le profil latéral doit être oscillant et donc être composé d'une fonction oscillante (un cosinus ou un sinus) limité dans l'espace par une fenêtre dénotée $g(x)$. Le profil latéral $h(x)$ est exprimé comme dans l'équation 1. Pour ses nombreux avantages $g(x)$ est prise comme une gaussienne. La fonction d'apodisation étant la TF inverse du profil de la PSF, en obtenant pour $w_r(x_i)$, l'expression de l'équation 2, c'est à dire une gaussienne convoluée avec deux diracs. Dans ces deux fonctions delta, x_i est la position latérale sur l'ouverture, σ_0 est l'écart-type de chaque pic et $\pm x_0$ leurs positions (Eq.2) (see Figure 1).

$$h(x) = g(x) \cos\left(2\pi \frac{x}{\lambda_x}\right) \quad (1)$$

$$w(x_i) = \frac{1}{2} e^{-\pi \left(\frac{x_i}{\sigma_0}\right)^2} \otimes (\delta(x_i - x_0) \delta(x_i + x_0)) \quad (2)$$

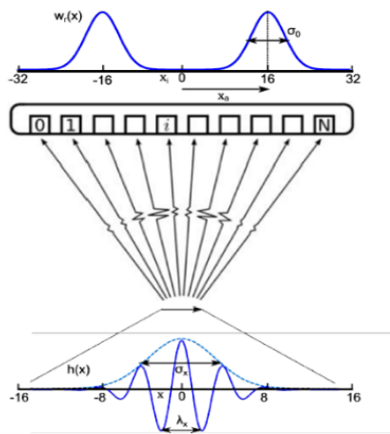


FIGURE 1 – Principe de la formation de l'image OT. Comme l'indique l'approximation de Fraunhofer, au point focal, le profil du champ latéral $h(x)$ peut être approximé par la transformée de Fourier de la fonction d'apodisation de réception ($w_R(x)$) [12].

L'application de cette méthode en 3-D consiste en la multiplication de deux fonctions d'apodisation, l'une appliquée dans la direction latérale et l'autre dans la direction d'élévation [17].

Dans cette étude, l'objectif étant de travailler avec une sonde sparse, l'introduction des OTs par apodisation reste difficile en raison de la petite taille de l'ouverture. Comme le montre la Figure 1, la fréquence des oscillations latérales est directement liée à la position des pics dans la fonction d'ouverture. La distance ne peut pas être plus grande que la taille de l'ouverture, donc en considérant une petite ouverture comme celle utilisée dans cette étude (16 mm), l'apodisation est assez limitée. Pour cette raison, le choix a été d'introduire des OTs en filtrant la longueur d'onde latérale et d'élévation souhaitée.

(2) La deuxième façon d'introduire les OTs est par filtrage. Cette approche consiste à filtrer directement le spectre f-k des images formées pour sélectionner une fréquence latérale (Eq.3) (la même equation est utilisée pour filtrer en élévation) dans laquelle σ_x est la largeur à mi-maximum du profil latéral de la PSF, f_x l'axe de fréquence spatial latéral dans la direction x, et λ_x la longueur d'onde des oscillations transversales. Cette approche est réalisée dans le domaine de Fourier, ce qui la rend peu coûteuse, et a été décrite par Salles *et al.* [16]. Un filtre gaussien est utilisé le long de l'axe latéral pour conserver une fréquence latérale.

$$g_x = e^{-2(\sigma_x \pi (f_x - \frac{1}{\lambda_x}))} \quad (3)$$

Une fois les oscillations transverses introduites, l'estimation est réalisée sur la base d'une approche similaire à celle développée par Kasai *et al.* [18]. L'estimation est réalisée sur de petites régions d'intérêt (ROIs) qui sont pondérées par une fenêtre de Hamming pour réduire les effets de bord et dont la taille est comprise entre 2 et 3 $\lambda_{x,y,z}$. Une extension de la transformée de Hilbert au cas n-dimensionnel est utilisée pour extraire les signaux analytiques [19]. Une fois que les phases des première, deuxième et troisième signaux analytiques sont extraites, les déphasages sont estimés sur la base de la différence entre les phases des signaux consécutifs avec un décalage dans le temps [14]. Connaissant la relation entre la phase et la vitesse, les vitesses 3-D peuvent être estimées en utilisant une projection des déphasages comme indiqué dans les équations 4-7.

À partir de deux images tridimensionnelles à deux instants consécutifs séparées d'un temps $\tau = 1/\text{PRF}$ et spatiaux, les signaux analytiques tridimensionnels sont calculés. Les phases correspondant aux signaux analytiques sont données dans l'équation Eq.4.

$$\begin{aligned} \phi^I(t) &= 2\pi f_x(x + dx(t)) + 2\pi f_y(y + dy(t)) + 2\pi f_z(z + dz(t)) \\ \phi^{II}(t) &= -2\pi f_x(x + dx(t)) - 2\pi f_y(y + dy(t)) + 2\pi f_z(z + dz(t)) \\ \phi^{III}(t) &= -2\pi f_x(x + dx(t)) + 2\pi f_y(y + dy(t)) + 2\pi f_z(z + dz(t)) \end{aligned} \quad (4)$$

Les différences de phases sont définies par l'équation 5, où $\Delta\phi^I$, $\Delta\phi^{II}$ et $\Delta\phi^{III}$ sont les déphasages des première, deuxième et troisième signaux analytiques.

$$\begin{aligned} \Delta\phi^I(t) &= \phi^I(t + \tau) - \phi^I(t) \\ \Delta\phi^{II}(t) &= \phi^{II}(t + \tau) - \phi^{II}(t) \\ \Delta\phi^{III}(t) &= \phi^{III}(t + \tau) - \phi^{III}(t) \end{aligned} \quad (5)$$

Ces déplacements peuvent aussi être écrit :

$$\begin{aligned} \Delta\phi^I(t) &= 2\pi f_x \Delta x(t) + 2\pi f_y \Delta y(t) + 2\pi f_z \Delta z(t) \\ \Delta\phi^{II}(t) &= -2\pi f_x \Delta x(t) - 2\pi f_y \Delta y(t) + 2\pi f_z \Delta z(t) \\ \Delta\phi^{III}(t) &= -2\pi f_x \Delta x(t) + 2\pi f_y \Delta y(t) + 2\pi f_z \Delta z(t) \end{aligned} \quad (6)$$

où Δ_x , Δ_y et Δ_z sont les déplacements de t à t + τ . Les composantes de vitesse latérale, élévation et axiale sont récupérées à l'aide d'une projection des déphasages :

$$\begin{aligned}
 v_x &= \frac{PRF}{\tau} \frac{c}{4f_x} \frac{\Delta\hat{\phi}^I(\tau) - \Delta\hat{\phi}^{III}(\tau)}{\pi} \\
 v_y &= \frac{PRF}{\tau} \frac{c}{4f_y} \frac{\Delta\hat{\phi}^{III}(\tau) - \Delta\hat{\phi}^I(\tau)}{\pi} \\
 v_z &= \frac{PRF}{\tau} \frac{c}{4f_z} \frac{\Delta\hat{\phi}^{II}(\tau) + \Delta\hat{\phi}^{III}(\tau)}{\pi}
 \end{aligned}
 \tag{7}$$

2.2 Simulations

Les simulations ont été effectuées à l'aide du programme Field II [20], [21]. L'ouverture de la sonde ultrasonore est similaire à celle utilisée expérimentalement. Il s'agit d'un réseau 2-D parcimonieux en spirale de 256 éléments PZT centrés sur 5 MHz [6]. L'ouverture de la sonde est de 16 mm et les éléments ont des dimensions latérales de 195 x 195 μm².

- Une première étude concernant la séquence d'imagerie à utiliser a été réalisée. L'espacement entre les éléments est généralement supérieur à λ/2, ce qui entraîne l'introduction de lobes de réseau dans le diagramme de rayonnement, la distance par rapport au lobe principal diminuant à mesure que l'espacement entre les éléments augmente. Le but a été de comparer principalement deux séquences : l'ouverture synthétique (en anglais 'synthetic aperture' donc 'SA') et des ondes divergentes (en anglais 'diverging waves' donc 'DW'). Dans le cas de l'ouverture synthétique, la transmission est faite avec un élément et la réception avec tous. Cette opération est répétée jusqu'à avoir transmis avec tous les éléments. Dans le cas des ondes divergentes, l'émission a été faite avec 40 sources virtuelles qui activent tous les éléments en transmission et réception. À la suite de l'étude réalisée par Matessini *et al.* [22], la disposition de ces sources virtuelles a été réalisée en forme de spirale dans laquelle le secteur angulaire a été défini comme étant de 60° et l'angle maximal de divergence de ces sources étant de 10° (Figure 2). Un milieu simple composé d'un diffuseur au centre de l'image a été simulé pour comparer la résolution latérale et en élévation lors de l'utilisation des deux séquences.
- Une deuxième étude a été faite pour tester l'estimateur. Pour cela, un milieu dense et homogène composé de diffuseurs acoustique ponctuels a été créé. La densité du milieu a été définie en fonction de la cellule de résolution. La séquence mise en œuvre a été celle de l'ouverture synthétique, car de meilleurs résultats ont été obtenus en comparant les mesures de la qualité de l'image (présentées dans la section Résultats). Les oscillations transverses introduites ont été définies comme λ_{x,y} = 2.5 mm, σ_{x,y} = 3 mm en latéral et élévation. Pour capturer le mouvement, un déplacement a été appliqué aux diffuseurs, puis les signaux RF ont été acquis, et ainsi de suite. Il ne s'agit pas d'un flux continu. La précision de l'estimateur de mouvement 3-D a été évaluée en termes d'écart-type entre le mouvement moyen estimé (à partir d'un certain nombre de ROI) et le déplacement réel.

2.3 Expérimentation

L'expérimentation a été basée sur la sonde parcimonieuse 2-D en spirale connectée au système ULA-OP 256 présentée dans l'article [6] (MSDLab, Florence, Italie).

Les premières acquisitions ont été réalisées sur un fantôme de fils afin d'analyser la résolution dans les directions latérales et

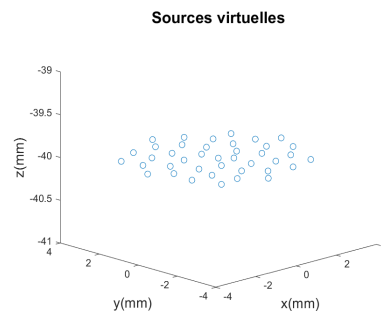


FIGURE 2 – Disposition en spirale des sources virtuelles pour l'émission d'ondes divergentes

d'élévation et d'analyser les paramètres nécessaires pour obtenir un SNR et une image reconstruite suffisante. Par la suite, un fantôme d'alcool polyvinylique (PVA), dont la vitesse du son est de 1535 m/s, a été utilisé pour imiter les tissus. Le 'Fnumber' a été maintenu à 3 dans chaque cas, en faisant varier le nombre d'éléments actifs selon la profondeur et, par conséquent, l'ouverture de la sonde [23].

La séquence choisie pour travailler a été l'ouverture synthétique. L'ULA-OP 256 a été programmé pour émettre des faisceaux divergents élément par élément. Le signal de transmission (TX) était une sinusoïdale de 5 MHz à 9 cycles, pondérée par une fenêtre de Hann. En réception (RX), les signaux d'écho ont été échantillonnés à 78,125 MHz.

Le déplacement a été effectué à l'aide d'un bras motorisé avec possibilité de déplacement dans les 3 directions (setup dans Figure 3). Le déplacement dans les trois directions a été évalué de même que le module du vecteur déplacement qui est une métrique plus robuste aux potentiels écarts d'alignement (l'équation 8).

$$|d| = \sqrt{d_x^2 + d_y^2 + d_z^2}
 \tag{8}$$

où d_x, d_y et d_z sont les déplacements estimés dans les directions latérale, en élévation et axiale.

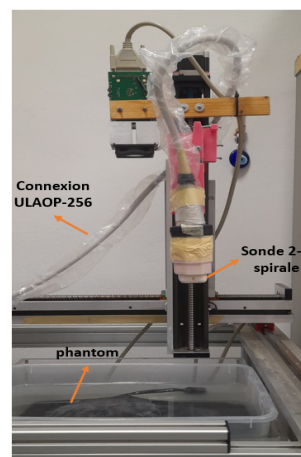


FIGURE 3 – Visualisation du montage pour l'acquisition des signaux RF avec mouvement. La sonde spirale est connectée à l'ULAOP-256 et est positionnée au-dessus du fantôme, à quelques millimètres de distance pendant l'acquisition. La sonde est attachée à un bras motorisé qui permet un déplacement en trois dimensions.

3 Résultats

3.1 Simulations

En ce qui concerne la comparaison entre les séquences SA et DW, la Figure 4 montre la PSF du diffuseur au centre de l'image (environ 30 mm) reconstruite avec les deux séquences. Les résolutions obtenues avec la séquence SA sont de 1.16 mm en latéral et 1.18 en élévation, alors qu'avec la séquence DW, ces résolutions sont respectivement de 1.39 mm et 1.36 mm. Dans la Figure 4 plus de lobes secondaires sont présents en utilisant des ondes divergentes, ce qui affecte directement la qualité de l'image.

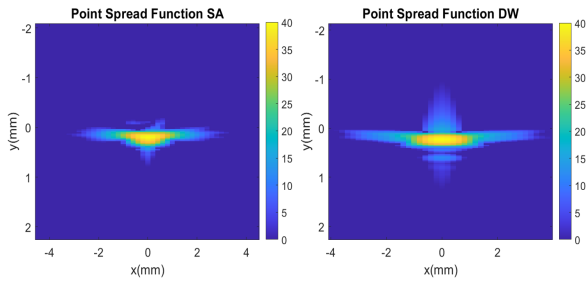


FIGURE 4 – Résultat de la PSF d'un diffuseur de 30 mm de profondeur fait en simulation. (Gauche) ouverture synthétique, (droite) ondes divergentes.

Dans l'estimation des mouvements en 3-D, les simulations ont été utiles pour la sélection des paramètres permettant d'obtenir une estimation cohérente. Dans la Figure 5, les résultats d'estimation ont été obtenus avec des erreurs relatives de 7.17% dans la direction latérale, 6.04% en élévation et 5.6% en profondeur/axiale. Le déplacement était de $\lambda_{x,y,z}/7$ dans toutes les directions, ce qui équivaut à 1.5 pixel. La taille des ROIs a été fixée à $3*\lambda$ dans toutes les directions et les paramètres pour introduire les oscillations ont été fixés à $\lambda_{x,y} = 2.5$ mm, $\sigma_{x,y} = 3$ mm.

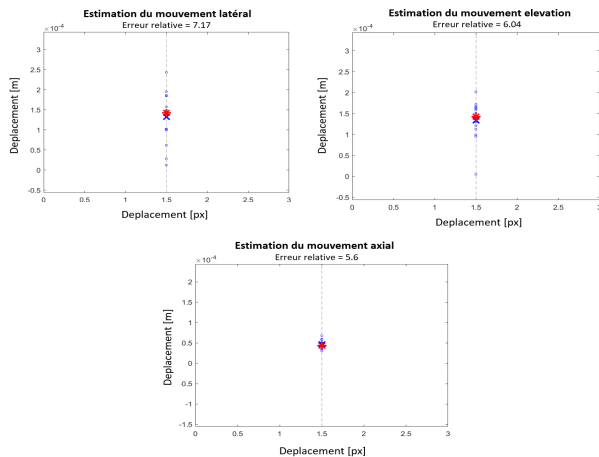


FIGURE 5 – Le graphique représente par un astérisque rouge le déplacement réel tandis que la croix bleue est le déplacement moyen estimé parmi toutes les zones d'intérêt (l'estimation de chacune est représentée par un cercle en bleu).

3.2 Expérimentation

Afin d'étudier la symétrie réelle de la sonde, la résolution latérale et en élévation ont été étudiées dans le cas d'un Fnumber de 3. La résolution était respectivement de 0.71 mm et de 0.70 mm.

Dans les Figures 6 et 7, peut être observé le changement d'allure des motifs de speckle dans les images suite à l'introduction des OTs. Les spectres montrent la transition de l'image originale caractérisée par une bande de fréquences en latéral et en élévation, à un spectre caractéristique formé par quatre points. C'est le résultat du filtrage pour l'introduction des oscillations transverses. Celles-ci sont situées à $f_0 = 5$ MHz en axial et $1/\lambda_{x,y}$ en latéral et en élévation.

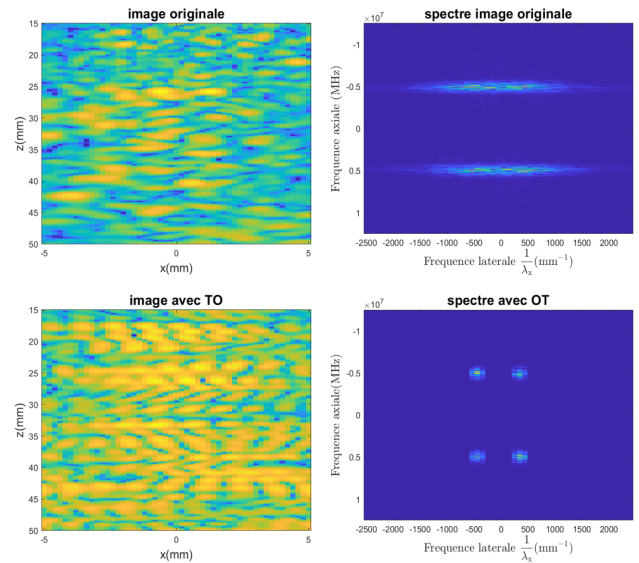


FIGURE 6 – Introduction des oscillations transverses dans la direction latérale. Dans la colonne gauche, image originale en haut et image avec les oscillations en bas. Dans la colonne droite, le spectre de l'image originale caractérisé par une bande de fréquence latérale peut être reconnu, tandis que dans le spectre de l'image contenant les OTs, où la fréquence latérale a été filtrée par λx .

La Figure 8 montre le résultat de l'estimation d'un pur déplacement latéral de 0.1 mm. Les paramètres du OT et la taille des ROIs ont été fixés comme celles de la simulation. Les oscillations ont été fixés à $\lambda_{x,y} = 2.5$ mm, $\sigma_{x,y} = 3$ mm. Et la taille des ROIs étaient de $3*\lambda_{x,y,z}$.

4 Discussion

Après une étude approfondie au moyen de simulations des deux séquences, ouverture synthétique et ondes divergentes, il été conclu que l'ouverture synthétique, évite les problèmes de l'introduction de lobes de réseau produite par l'espacement entre les éléments. De plus, elle peut être optimisé en utilisant moins d'éléments ou en utilisant la technique d'ouverture synthétique entrelacée laquelle devient un point très intéressant pour l'estimation de la vitesse du flux [24]. La qualité des images réussie en utilisant l'ouverture synthétique est aussi très satisfaisante. Parmi les aspects négatifs,

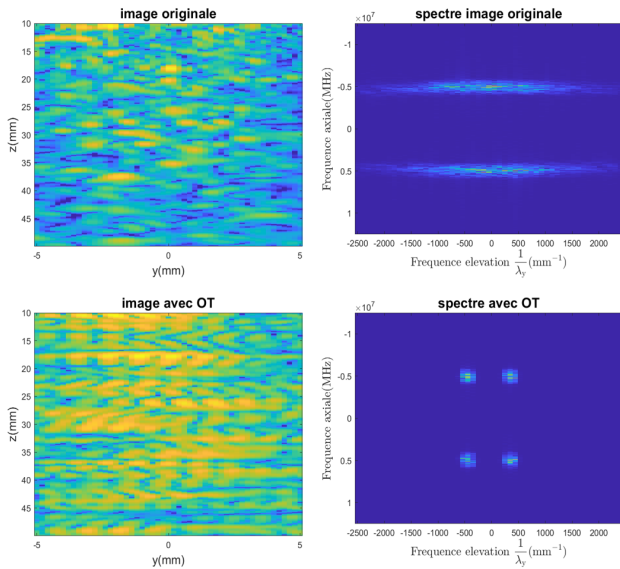


FIGURE 7 – Introduction des oscillations transverses dans la direction élévation. Dans la colonne gauche, image originale en haut et image avec les oscillations en bas. Dans la colonne droite, le spectre de l’image originale caractérisé par une bande de fréquence élévation peut être reconnu, tandis que dans le spectre de l’image contenant les OTs, où la fréquence élévation a été filtrée par λy .

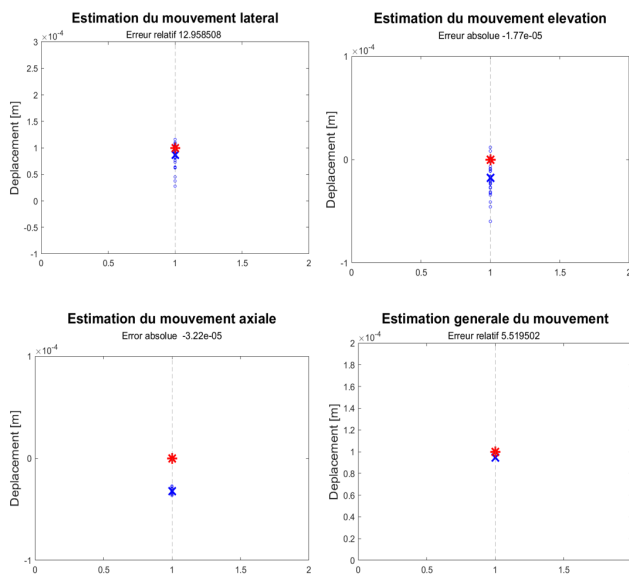


FIGURE 8 – Estimation du mouvement pur latéral en 3-D. Le graphique représente par un astérisque rouge le déplacement réel tandis que la croix bleue est le déplacement moyen estimé parmi toutes les zones d’intérêt (l’estimation de chacune est représentée par un cercle en bleu). L’estimation dans chaque direction est montré en plus du module du vecteur de déplacement (en bas à droite).

peuvent être considérés la faible fréquence d’images et la faible énergie émise (SNR) lorsqu’on travaille avec un seul élément. D’un autre côté, avec l’utilisation des ondes divergentes la qualité des images est dégradée du fait d’utiliser tous les éléments de la sonde au même temps qui ne respectent pas la contrainte d’une distance entre eux d’au moins $\lambda/2$. Au même temps, le fait d’utiliser plus d’éléments permet d’émettre un signal plus énergétique et aussi augmenter la cadence d’images. Pour ces raisons, et afin d’obtenir une meilleure résolution (Figure 4), il a été décidé de travailler avec l’ouverture synthétique au niveau expérimental.

L’une des difficultés a été la mise en œuvre de cette séquence d’ouverture synthétique dans l’expérimentation avec la sonde spirale connectée à ULA-OP 256. L’émission d’un seul élément génère un signal avec un faible rapport signal/bruit, ce qui, dans l’expérience, a entraîné un impact plus élevé et a rendu plus difficile l’obtention d’un signal suffisant. En outre, le fait de travailler avec un fantôme présentant une discontinuité entre l’eau et le fantôme, a constitué un nouveau problème, car une grande partie du signal était dispersée par l’interface du fantôme. Malgré cela, des images avec suffisante énergie ont été obtenues en augmentant la tension et la longueur du signal.

Le processus d’introduction d’oscillations transverses par filtrage a été réalisé et réussi avec la sonde spirale parcimonieuse Figure 6 et 7 ce qui n’avait jamais été réalisé auparavant. L’estimation du mouvement en 3-D qui a suivi a montré une performance correcte de l’algorithme basé sur l’estimation de la vitesse à partir des données de simulation (Figure 5) mais aussi expérimentales (Figure 8). L’écart-type entre l’estimation et la valeur réelle ont été de 0.065 mm en latéral, 0.046 mm en élévation et 0.0099 mm en axial en simulation. Ces écart-types ont été de 0.022 en latéral, 0.024 en élévation et 0.003 en axial en expérimentation. Dans la Figure 8 l’estimation dans la direction axiale et de l’élévation n’est pas purement 0 alors qu’elle devrait l’être. Cela est dû au fait que tous les composants du montage (sonde, fantôme et système motorisé) ne sont pas alignées à 100%. Le module du déplacement a été calculé, ce qui est une mesure plus globale et robuste aux problèmes d’alignements. Cette métrique a ainsi permis de valider l’approche car une erreur relative de moins de 6% a pu être obtenue.

Il convient toutefois de noter que ces résultats sont préliminaires puisque l’algorithme est en cours d’amélioration afin d’obtenir une meilleure résolution au niveau des fréquences et, par conséquent, une estimation plus précise. Une fois que l’algorithme fonctionnera correctement pour tous les cas de déplacement homogène et hétérogène, l’idée est de passer à l’estimation du mouvement du flux. Dans ce cas, une réduction du nombre de transmissions sera nécessaire (au lieu de 256 éléments, environ 32-64 devraient être utilisés) et la mise en œuvre de la séquence d’ouverture synthétique entrelacée.

Il s’agit d’une étude dont les résultats permettent d’espérer que l’objectif de l’estimation du flux peut être atteint en 3-D. C’est également envisageable de trouver une application pour la mesure de l’onde de pouls, comme cela a été fait dans l’étude de Perrot *et al* [25].

Références

[1] S. SALLES, H. LIEBGOTT, D. GARCIA AND D. V. Full 3-D Transverse Oscillations : A Method for Tissue Motion Estimation. IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 62, no. 8, pp. 1473-1485, August 2015.

- [2] J. MEUNIER. **Tissue motion assessment from 3d echographic speckle tracking**. *Physics in Medicine and Biology*, 43(5) :1241, 1998.
- [3] HORN, B. K. P., AND B. G. SCHUNCK. **Determining Optical Flow**. *Artificial Intelligence* 17 (1–3) (1981).
- [4] G. MATRONE, A. S. SAVOIA, M. TEREZI, G. CALIANO, F. QUAGLIA, AND G. MAGENES. **A volumetric cmut-based ultrasound imaging system simulator with integrated reception and -beamforming electronics models**. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 61, no. 5, pp. 792–804, 2014.
- [5] L. T. JORGENSEN, S. K. PRASIUS, M. B. STUART AND J. A. JENSEN. **Row–Column Beamformer for Fast Volumetric Imaging**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 70, no. 7, pp. 668–680, 2023.
- [6] L. WEI ET AL. **Sparse 2-D PZT-on-PCB Arrays With Density Tapering**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 69, no. 10, pp. 2798–2809, Oct. 2022
- [7] A. RAMALLI, E. BONI, E. ROUX, H. LIEBGOTT, P. TORTOLI. **Design, implementation, and medical applications of 2-D ultrasound sparse arrays**. *IEEE Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control*, vol.69, N°10, pp 2739-2755, 2022
- [8] B. DIARRA, ROBINI, M., TORTOLI, P., CACHARD, C., ET LIEBGOTT H. **Design of optimal 2-D non-grid sparse arrays for medical ultrasound**. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, p. 3093 - 3102 , 2013.
- [9] J. A. JENSEN AND P. MUNK. **A new method for estimation of velocity vectors**. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, vol. 45, pp. 837–851, 1998.
- [10] ANDERSON, M.E. **Multi-Dimensional Velocity Estimation with Ultrasound Using Spatial Quadrature**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 45 (3) : 852 61, 1998
- [11] F. VARRAY AND H. LIEBGOTT. **An alternative method to classical beamforming for transverse oscillation images : Application to elastography**. 2013 IEEE 10th International Symposium on Biomedical Imaging, San Francisco, CA, USA, 2013
- [12] S. SALLES, A. J. Y. CHEE, D. GARCIA, A. C. H. YU, D. VRAY, AND H. LIEBGOTT. **2-d arterial wall motion imaging using ultrafast ultrasound and transverse oscillations**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferro-electrics, and Frequency Control*, 62(6) :1047– 1058, 2015.
- [13] S. BECH, S. SALLES AND H. TORP. **Comparison of 3D tissue motion estimation methods using transverse oscillations**. 2017 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS), Washington, DC, USA, 2017
- [14] BASARAB, A., P. GUETH, H. LIEBGOTT, AND P. DELACHARTRE. **Phase-Based Block Matching Applied to Motion Estimation with Unconventional Beamforming Strategies**. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control* 56 (5) : 945–57, 2009.
- [15] SÉBASTIEN SALLES. **Estimation du mouvement de la paroi carotidienne en imagerie ultrasonore par une approche de marquage ultrasonore**. PhD thesis, 2015.
- [16] S. SALLES, D. VRAY, H. LIEBGOTT, S. LAI, A. YU AND D. GARCIA. **Estimation of arterial wall motion using ultrafast imaging with transverse oscillations : Phantom study**. 2014 IEEE International Ultrasonics Symposium, Chicago, IL, USA, 2014.
- [17] HOLBEK, S. **3-D Vector Flow Imaging**. Technical University of Denmark, Department of Electrical Engineering, 2016.
- [18] KASAI, C., K. NAMEKAWA, A. KOYANO, AND R. OMOTO. **Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique**. *IEEE Transactions on Sonics and Ultrasonics* 32 (3) : 458–64 (1985).
- [19] HAHN, S. L. **Hilbert Transforms in Signal Processing**. Boston : Artech House. Artech House Signal Processing Library (1996).
- [20] J.A.JENSEN. **Field : A Program for Simulating Ultrasound Systems**. Paper presented at the 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging Published in *Medical Biological Engineering Computing*, pp. 351-353, Volume 34, Supplement 1, Part 1, 1996.
- [21] J.A.JENSEN AND N. B. SVENDSEN. **Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers**. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, 39, pp. 262-267, 1992.
- [22] P. MATTESINI, G. LE MOIGN, E. ROUX, E. BADESCU, L. PETRUSCA, ET AL. **Optimal virtual sources distribution in 3-D diverging wave Ultrasound Imaging : an experimental study**. *IEEE International Ultrasonics Symposium*, Oct 2018
- [23] VINCENT PERROT, MAXIME POLICETTI, FRANÇOIS VARRAY, DAMIEN GARCIA. **So you think you can DAS? A viewpoint on delay-and-sum beamforming**. *Ultrasonics*, 2021.
- [24] JENSEN JA. **Estimation of High Velocities in Synthetic Aperture Imaging : I : Theory**. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2019.
- [25] V. PERROT, H. LIEBGOTT, A. LONG AND D. VRAY. **Simultaneous Tissue and Flow Estimation at High Frame Rate Using Plane Wave and Transverse Oscillation on in Vivo Carotid**. *IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, Kobe, Japan, 2018.