Formation de voies avec renforcement des échos forts en imagerie ultrasonore

Teodora Szasz, Adrian Basarab, Denis Kouamé

▶ **To cite this version:**

Teodora Szasz, Adrian Basarab, Denis Kouamé. Formation de voies avec renforcement des échos forts en imagerie ultrasonore. 25eme Colloque Groupe de Recherche et d'Etudes du Traitement du Signal et des Images (GRETSI 2015), Sep 2015, Lyon, France. pp.1-4. hal-03661034

HAL Id: hal-03661034
https://hal.science/hal-03661034

Submitted on 6 May 2022

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.

Open Archive TOULOUSE Archive Ouverte (OATAO)
OATAO is an open access repository that collects the work of Toulouse researchers and makes it freely available over the web where possible.

This is an author-deposited version published in : http://oatao.univ-toulouse.fr/
Eprints ID : 16844

The contribution was presented at GRETSI 2015 :
http://gretsi.fr/colloque2015/

To cite this version : Szasz, Teodora and Basarab, Adrian and Kouamé, Denis *Formation de voies avec renforcement des échos forts en imagerie ultrasonore.* (2015) In: 25eme Colloque Groupe de Recherche et d'Etudes du Traitement du Signal et des Images (GRETSI 2015), 8 September 2015 - 11 September 2015 (Lyon, France).

Any correspondence concerning this service should be sent to the repository administrator: staff-oatao@listes-diff.inp-toulouse.fr

Formation de voies avec renforcement des échos forts en imagerie ultrasonore

Teodora SZASZ[1], Adrian BASARAB[1], Denis KOUAMÉ[1]

[1]Université de Toulouse, IRIT, UMR CNRS 5505
teodora.szasz@irit.fr

Résumé – En imagerie ultrasonore, la formation de voies influence considérablement la qualité des images. Classiquement, l'approche par retard et somme est utilisée essentiellement pour sa rapidité. Cependant, la qualité des images peut être largement améliorée avec des méthodes adaptatives comme celles inspirées du filtre de Capon. Nous proposons dans cet article d'améliorer davantage le contraste des images en nous basant sur un modèle parcimonieux des échos forts. Les résultats de simulations réalistes et expérimentaux présentés dans cet article montrent le potentiel de notre approche.

Abstract – Beamforming techniques have a crucial impact on the quality of ultrasound images. Essentially for computational reasons, delay-and-sum approach is standardy used to beamform the raw data in US imaging. However, it is well-known that the quality of US images may be improved using adaptative Capon filter-based approaches. In this paper, we propose to further improve the contrast of beamformed images based on a sparse strong reflector-based model. Simulation and experimental results confirm the interest of our approach to ultrasound imaging.

1 Introduction

L'imagerie ultrasonore (ou l'échographie) est une des modalités d'imagerie médicale les plus utilisées, avec des avantages tels que la sécurité du patient, la rapidité d'acquisition, la portabilité ou le coût relativement faible.

Le principe de l'imagerie ultrasonore (US) repose sur l'interaction entre les tissus et des ondes ultrasonores produites à l'aide de matériaux piézoélectriques constituant la sonde et émises en direction du patient. Actuellement, la grande majorité des sondes US sont constituées de plusieurs éléments, disposés linéairement ou sectoriellement, permettant à la fois l'émission des ondes US et la réception des échos réfléchis par les tissus. Ces échos, transformés en signaux électriques et numérisés, représentent les données brutes acquises par l'échographe. Afin d'améliorer la résolution spatiale, le rapport-signal-sur-bruit et le contraste des images, des méthodes de formation de voies sont utilisés pour produire des images radio-fréquences (RF) représentant la juxtaposition de plusieurs signaux (ou lignes) RF. Pour des raisons de lisibilité, les images RF sont finalement converties en images en mode B (brillance), à l'aide de post-traitements classiques tels que la démodulation et la compression logarithmique.

Les techniques de formation de voies jouent un rôle majeur dans la qualité des images US. La méthode couramment employée en imagerie US utilise les opérations de retard et somme. Avec cette méthode, les signaux brutes reçus par les éléments de la sonde sont d'abord focalisés, c'est à dire compenser les retards dus aux différences de temps de propagation, avant d'être sommés en les pondérant par des coefficients approchant la directivité de l'antenne. Ces coefficients forment la fenêtre d'apodisation en réception. Malgré ses avantages liés essentiellement à la rapidité, la méthode par retard et somme ne permet d'obtenir qu'une résolution spatiale et un contraste limités. Afin d'améliorer la qualité des images, de nombreux travaux existent et se proposent d'adapter les fenêtres d'apodisation aux données, ou autrement dit de les estimer à partir des données brutes. Inspirées du filtre de Capon [1], ces approches cherchent à obtenir un formateur de voies à variance minimum et utilisent une estimation de la matrice de covariance. En imagerie US, ces méthodes font face à deux problèmes liés d'une part au mauvais conditionnement des matrices de covariance et d'autre part à la nature large bande des signaux brutes. Pour palier ces difficultés, plusieurs approches ont été proposées, comme par exemple la pondération de la diagonale [2] [3] et le lissage spatial ou fréquentiel des matrices de covariance [4], ou des méthodes itératives [5].

Dans cet article, nous proposerons une méthode de formation de voies adaptée à l'imagerie ultrasonore qui exploite une représentation parcimonieuse des images RF. Une détection automatique des forts échos susceptibles de représenter les frontières entre les organes ou des structures hyperéchogènes de faible taille sera effectuée en réalisant un compromis entre la parcimonie spatiale de ces structures et la structure ou la forme des données brutes. Cette image ainsi obtenue sera par la suite combinée linéairement avec une image classiquement formée, afin de garder l'aspect texturé habituel des images. Nous montrerons à travers un résultat de simulation réaliste et un résultat expérimental sur fantôme (matériau de test) que la méthode proposée améliore le contraste et le rapport signal-sur-bruit comparé à des approches de formation de voies classiques.

2 Modèle d'acquisition et formateurs de voies classiques

Dans ce qui suit, nous considérerons le cas d'une acquisition ultrasonore classique, correspondant à une suite de plusieurs émissions d'ondes focalisées à une distance donnée par rapport à la sonde. Pour cela, nous considérons une sonde constitué de M éléments. Chaque émission est effectuée en activant une partie de la sonde, appelée partie active, constituée de M_{act} éléments. Pour chaque émission, les échos réfléchis par les tissus sont acquis par la même partie active de la sonde qui a servi pour l'émission. Nous notons par $\boldsymbol{y}^{(i)}(n) \in \mathbb{R}^{M_{act}\times 1}$ les données brutes correspondant à la i-ième émission reçu par les M_{act} éléments, avec la variable n allant de 1 à N qui dénote la dimension temporelle discrète des signaux. Classiquement, la partie active est ensuite déplacée d'un élément à la façon d'une fenêtre glissante et balaye ainsi de gauche à droite toute la largeur de la sonde. Les données reçues pour chaque émission servent à former un signal RF (communément appelé ligne RF en imagerie US et constituant une colonne de l'image finale).

Avec un formateur de voies classique par retard et somme, une ligne RF est obtenue par

$$\begin{aligned}\hat{\boldsymbol{s}}_i(n) = \boldsymbol{w}^H \boldsymbol{y}_d^{(i)}(n) \\ n = 1 \cdots N,\end{aligned} \tag{1}$$

avec $\boldsymbol{w} = [w_1, \ldots, w_{Mact}]^T$ la fenêtre d'apodisation en réception et $\boldsymbol{y}_d^{(i)}(n) \in \mathbb{R}^{M_{act}\times 1}$ les données brutes après focalisation, i.e. après la prise en compte des retards dus à la différence de temps de propagation entre un point physique du milieu imagé et les positions de chaque élément actif de la sonde.

Avec un formateur de voies par variance minimum, la fenêtre d'apodisation $\boldsymbol{w}$ est le résultat d'un problème d'optimisation (méthode de Capon) exprimé par :

$$\min_{\boldsymbol{w}} \boldsymbol{w}^H \boldsymbol{R} \boldsymbol{w}, \text{ sous réserve que } \boldsymbol{w}^H \boldsymbol{a} = 1, \tag{2}$$

avec $\boldsymbol{R}$ la matrice de covariance et $\boldsymbol{a}$ le vecteur de pointage. Généralement, l'optimisation est faite en utilisant les données focalisées en réception, ce qui implique que $\boldsymbol{a}$ ne contient que des 1.

Le problème d'optimisation en (2) comporte une solution analytique, donnée par :

$$\hat{\boldsymbol{w}} = \frac{\hat{\boldsymbol{R}}^{-1}\boldsymbol{a}}{\boldsymbol{a}^H \hat{\boldsymbol{R}}^{-1}\boldsymbol{a}}, \tag{3}$$

où $\hat{\boldsymbol{R}}$ est une estimation de la matrice de covariance obtenue à partir des données $\boldsymbol{y}_d^{(i)}(n)$. Il faut noter que plusieurs approches ont été proposées afin de s'affranchir de la corrélation existante entre les données brutes et d'obtenir des matrices de covariance mieux conditionnées. Elles sont essentiellement basées sur des moyennages dans une ou les deux directions de l'espace [6] [7]. En remplaçant $\boldsymbol{w}$ par $\hat{\boldsymbol{w}}$ dans (1), nous obtenons une ligne RF après formation de voies avec la technique de variance minimum. Dans la suite, nous noterons par $\tilde{\boldsymbol{s}}_i(n)$ les lignes RF ainsi formées.

3 Formation de voies proposée

Le formateur de voies présenté dans cet article se propose de détecter et de renforcer les forts échos dans les images RF. La principale motivation est que ces échos forts sont souvent liés aux frontières entre les organes où à des structures anatomiques de petite taille. La détection se basera sur un compromis entre la parcimonie spatiale des images et le respect des données brutes. Ce compromis sera obtenu en adaptant le critère d'information Bayesien (BIC) introduit dans [8].

Le modèle parcimonieux de l'image RF considéré s'écrit sous la forme suivante [9] :

$$\boldsymbol{S}(x,n) = \sum_{k=1}^{K} a_k \boldsymbol{h}_k(x - x_k, n - n_k), \tag{4}$$

avec n et x les variables spatiales axiale (dans la direction de propagation des ondes) respectivement latérale, $\boldsymbol{S}(x,n)$ la représentation parcimonieuse de l'image RF après formation des voies, (x_k, n_k) avec $k = 1..K$ les positions spatiales des K plus forts diffuseurs du milieu imagé. Les a_k représentent les amplitudes des diffuseurs et $\boldsymbol{h}_k(x,n)$ sont les formes d'ondes réfléchies par chaque diffuseur. Avec notre méthode, les positions, les amplitudes et les réponses produites par chaque diffuseur sont considérés inconnus et seront estimés. La parcimonie est liée au fait que le nombre de diffuseurs forts K est très faible dans la grille spatiale 2D des positions considérées initialement par le formateur de voies.

Notre méthode consiste en deux étapes décrites ci-dessous. La première détecte un fort diffuseur potentiel en se basant sur l'image RF formée par une approche à variance minimum. Cette image, notée $\tilde{\boldsymbol{S}}(x,n)$, est le résultat de la juxtaposition de plusieurs lignes RF $\tilde{\boldsymbol{s}}_i(n)$ formées en utilisant des fenêtres d'apodisation calculées selon (3). La deuxième étape valide ce choix en évaluant l'évolution d'une fonction de coût faisant appel aux données brutes $\boldsymbol{y}_d^{(i)}(n)$. Sans pertes de généralité, nous considérerons ici que le nombre de tirs ultrasonores est égal au nombre d'éléments de la sonde M. Pour cette raison, i varie de 1 à M et nous noterons par x_i les positions latérales des lignes RF.

1 - Détection d'un fort diffuseur

Pour une itération k, la détection de la position, de l'amplitude et de la réponse du k-ième diffuseur fort se fait comme le montre la procédure en (5).

$$\begin{aligned}(x^{(k)}, n^{(k)}) &= \underset{(x,n)\setminus\{(x^{(1)},n^{(1)}),\cdots,(x^{(k-1)},n^{(k-1)})\}}{\operatorname{argmax}} (|\tilde{\boldsymbol{S}}(x,n)|), \\ a_k &= |\tilde{\boldsymbol{S}}(x^{(k)}, n^{(k)})|, \\ \boldsymbol{h}_k(x^{(k)}, n) &= \tilde{\boldsymbol{S}}(x^{(k)}, n) \circ \boldsymbol{w}_{\boldsymbol{h}}(n), \\ n &= [n^{(k)} - \frac{\tau_p \cdot f_s}{2}, \cdots, n^{(k)} + \frac{\tau_p \cdot f_s}{2}],\end{aligned} \tag{5}$$

avec $n^{(k)}$ et $x^{(k)}$ appartenant respectivement aux ensembles $\{1, ..., N\}$ et $\{x_1, ..., x_M\}$ et $\circ$ le produit point à point de Hada-

mard. Dans (5), τ_p représente la durée d'une impulsionne ultrasonore, considérée connue dans cet article et fixée à la durée de l'excitation utilisée pour l'émission. f_s représente la fréquence d'échantillonnage des données brutes.

Après la détection de k diffuseurs forts, la forme parcimonieuse de l'image RF, notée $\boldsymbol{S}^{(k)}(x,n)$, est donnée par :

$$\boldsymbol{S}^{(k)}(x,n) = \sum_{p=1}^{k} a_p \boldsymbol{h}_p(x,n) \tag{6}$$

2 - Validation

A chaque itération, le nouveau diffuseur détecté est accepté selon une fonction de coût dont l'objectif est de trouver un compromis entre un faible nombre d'échos forts et le respect des données brutes [10]. Cette fonction, inspirée du critère d'information Bayesien [8] et adaptée ici à l'imagerie ultrasonore, a la forme suivante :

$$f(k) = \overbrace{\log(\sum_{i=1}^{M} \|\boldsymbol{s}_i^{(k)} \cdot \mathbf{1}^\top - \boldsymbol{y}_d^{(i)}\|_2^2)}^{\text{respect des données}} + \underbrace{\lambda k \log(N)}_{\text{parcimonie}}, \tag{7}$$

avec $\boldsymbol{s}_i^{(k)}$ la i-ième colonne de longueur N (ligne RF) de $\boldsymbol{S}^{(k)}(x,n)$, $\mathbf{1}^\top$ un vecteur de longueur N contenant que des 1 et λ un paramètre pondérant les deux termes. La condition que le nouveau diffuseur soit accepté est que la fonction de coût f diminue par rapport à la précédente itération, i.e. $f(k) < f(k-1)$. Si cette condition n'est pas remplie l'algorithme s'arrête et uniquement les diffuseurs forts précédemment détectés sont considérés.

Afin de préserver l'aspect texturé des images dans les régions homogènes, l'image parcimonieuse obtenue avec notre méthode est additionnée à l'image classiquement formée par variance minimum :

$$\tilde{\boldsymbol{S}}'(x,n) = \gamma \cdot \tilde{\boldsymbol{S}}(x,n) + (1-\gamma) \cdot \boldsymbol{S}^{(K)}(x,n), \tag{8}$$

avec γ un paramètre qui permet de fixer le niveau de renforcement des échos forts dans l'image finale. $\tilde{\boldsymbol{S}}(x,n)$ et $\boldsymbol{S}^{(K)}(x,n)$ en (8) représentent respectivement l'image RF formée par variance minimum et l'image RF parcimonieuse estimée par notre approche.

4 Résultats

Les performances de la méthode proposée sont évaluées sur une image de simulation réaliste [11] et une image expérimentale par comparaison avec celles obtenues avec les formateurs de voies classiques par retard et somme et par variance minimum. Afin de quantifier le gain en qualité d'image, nous utilisons trois métriques parmi celles couramment utilisées en imagerie ultrasonore : le contraste (CR et CNR) et le rapport signal-sur-bruit (RSB).

Pour deux régions R_1 et R_2 extraites de la même image, le CR et le CNR sont donnés par : $CR = |\mu_{R_1} - \mu_{R_2}|$ et

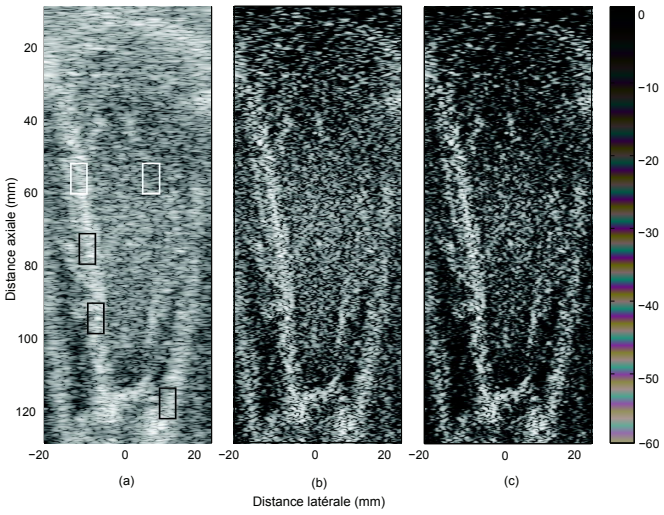

FIGURE 1 – Formateur de voie (a) par retard et somme, (b) par variance minimum, (c) proposé ($\lambda = 25$, $\gamma = 0.5$).

$CNR = \frac{|\mu_{R_1} - \mu_{R_2}|}{\sqrt{\sigma_{R_1}^2 + \sigma_{R_2}^2}}$, avec μ_{R_1} et σ_{R_1}, respectivement μ_{R_2} et σ_{R_2} les valeurs moyennes et les écarts types des deux régions. Plus les valeurs de CR et de CNR sont élevées, plus le contraste entre deux structures dans une image est important.

Le rapport signal-sur-bruit est calculé à partir d'une région homogène R par : $RSB = \frac{\mu}{\sigma}$.

4.1 Résultats de simulation

Les données ultrasonores ont été obtenues en utilisant le simulateur Field II [12] qui fait office d'état de l'art dans la littérature US. Le protocole de simulation suit le schéma ultraréaliste proposé en [11]. Premièrement, une distribution de diffuseurs ultrasonores est générée, en leur attribuant des positions spatiales aléatoires selon une loi uniforme. Afin d'obtenir une image visuellement très proche d'une image expérimentale, les amplitudes des diffuseurs sont reliées en utilisant une interpolation bi-cubique aux niveaux de gris d'une images US cardiaque *in vivo* [11]. Deuxièmement, à l'aide de Field II, une sonde ultrasonore classique est simulée, avec 64 éléments, une fréquence centrale de 3,75 MHz et une fréquence d'échantillonnage des données brutes de 40 MHz. Les images US après formation de voies avec les méthodes classiques de retard et somme et par variance minimum, ainsi que celle obtenue avec notre méthode sont montrées sur la Fig. 1. Il faut noter que pour faciliter la visualisation des images, la représentation en mode B des images RF avec une dynamique de 60 dB est affichée.

Les deux régions mises en évidence par deux rectangles blancs sur la Fig. 1(a) ont été utilisées pour calculer les CR et CNR pour les trois résultats. Le RSB a été calculé dans les trois rectangles noirs, et la moyenne des trois valeurs pour chaque résultat a été retenue. Ces résultats quantitatifs sont regroupés dans le Tableau 1. L'impression visuelle laissant apparaître que

TABLE 1 – Les valeurs du CR, du CNR et du RSB pour les résultats de simulation en Fig. 1.

Méthode	CR (dB)	CNR	RSB
Retard et somme	10.9	1.2	1.3
Variance minimum	10.4	0.7	0.6
Méthode proposée	12.3	0.7	0.6

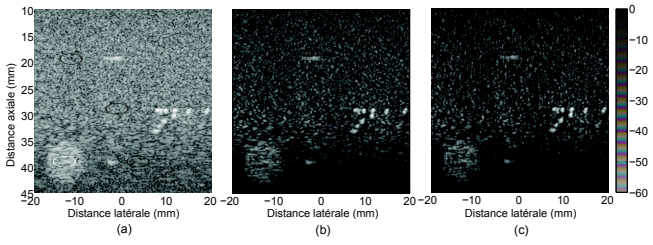

FIGURE 2 – Formateur de voie (a) par retard et somme, (b) par variance minimum, (c) proposé ($\lambda = 5$, $\gamma = 0.7$).

notre méthode permet d'obtenir des images avec un meilleur contraste est confirmée par les valeurs de CR et CNR. Comme notre méthode se base sur une image formée par variance minimum, nous pouvons cependant noter que le RSB est légèrement plus faible qu'avec une méthode par retard et somme.

4.2 Résultats expérimentaux

Les données brutes ont été acquises avec un échographe Ultrasonix MDP dédié à la recherche, équipé d'un système d'acquisition parallèle SonixDaq et d'une sonde linéaire L14-W/60 Prosonic© (Korea) avec 128 éléments. La fréquence centrale de la sonde était de 4 MHz, et les données brutes ont été échantillonnées à 40 MHz. Le milieu imagé a été un fantôme CIRS Model 054GS adapté pour évaluer la qualité des images US. Les images en mode B correspondant aux images RF formées avec les deux formateurs de voies classiques et avec la méthode proposée sont montrées sur la Fig. 2. Les CR et CNR calculés avec les deux régions entourées en blanc et le RSB moyen dans les trois régions en noir sont donnés dans le Tableau 2. Ils confirment que notre formateur de voies produit des images mieux contrastées. Pour les données expérimentales, le RSB est également amélioré.

TABLE 2 – Les valeurs du CR, du CNR et du RSB pour les résultats expérimentaux.

Méthode	CR (dB)	CNR	RSB
Retard et somme	3.5	1.6	9.7
Variance minimum	3.6	1	6.4
Méthode proposée	4.1	1.7	9.4

5 Conclusion

Nous avons présenté dans cet article une méthode de formation de voies en imagerie ultrasonore basée sur un modèle parcimonieux des échos forts. Comparée aux formateurs de voies classiques tels que par retard et somme et par variance minimum, notre approche permet d'obtenir un meilleur contraste, comme le montrent les résultats de simulation et expérimentaux.

Remerciements

Les auteurs remercient Adeline Bernard et Hervé Liebgott de l'Université de Lyon, laboratoire CREATIS, pour la mise à disposition de la plateforme échographique.

Références

[1] J. Capon, "High-resolution frequency-wavenumber spectrum analysis," *Proceedings of the IEEE*, vol. 57, no. 8, pp. 1408–1418, 1969.

[2] B. M. Asl and A. Mahloojifar, "A low-complexity adaptive beamformer for ultrasound imaging using structured covariance matrix," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 4, pp. 660–667, 2012.

[3] B. M. Asl and A. Mahloojifar, "Minimum variance beamforming combined with adaptive coherence weighting applied to medical ultrasound imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 9, pp. 1923–1931, 2009.

[4] I. K. Holfort, F. Gran, and J. A. Jensen, "Broadband minimum variance beamforming for ultrasound imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 2, pp. 314–325, 2009.

[5] A. C. Jensen and Austeng, "The iterative adaptive approach in medical ultrasound imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 61, no. 10, pp. 1688–1697, 2014.

[6] J.-F. Synnevag, A. Austeng, and S. Holm, "Adaptive beamforming applied to medical ultrasound imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 54, no. 8, pp. 1606–1613, 2007.

[7] J.-F. Synnevag, A. Austeng, and S. Holm, "Benefits of minimum-variance beamforming in medical ultrasound imaging," *Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, IEEE Transactions on*, vol. 56, no. 9, pp. 1868–1879, 2009.

[8] S. Konishi and G. Kitagawa, *Information criteria and statistical modeling*. Springer Science & Business Media, 2008.

[9] R. Tur, Y. C. Eldar, and Z. Friedman, "Innovation rate sampling of pulse streams with application to ultrasound imaging," *Signal Processing, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 4, pp. 1827–1842, 2011.

[10] T. Szasz, A. Basarab, M.-F. Vaida, and D. Kouame, "Beamforming with sparse prior in ultrasound medical imaging," in *Ultrasonics Symposium (IUS), 2014 IEEE International*. IEEE, 2014, pp. 1077–1080.

[11] M. Alessandrini, H. Liebgott, D. Friboulet, and O. Bernard, "Simulation of realistic echocardiographic sequences for ground-truth validation of motion estimation," in *Image Processing (ICIP), 2012 19th IEEE International Conference on*. IEEE, 2012, pp. 2329–2332.

[12] J. A. Jensen and N. B. Svendsen, "Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 39, no. 2, pp. 262–267, March 1992.