

Compte-Rendu : Transformée de Radon Fenêtrée et Décomposition Tensorielle de Rang 1 pour le Beamforming Adaptatif en Échographie Ultrarapide

CADET Florent, DORFNER François

14 mars 2025

Résumé

Ce compte-rendu analyse une nouvelle approche de beamforming adaptatif pour l'imagerie ultrasonore ultrarapide, basée sur la combinaison de la transformée de Radon fenêtrée et de la décomposition tensorielle de rang 1. Cette méthode permet une correction efficace des aberrations de phase tout en maintenant une excellente résolution d'image.

Table des matières

1	Analyse de la Méthode Proposée	2
1.1	Avantages de l'Approche	2
1.2	Résultats Principaux	2
2	Conclusion	2
A	Annexes : Illustrations et Résultats	3
A.1	Méthodologie et Pipeline de Traitement	3
A.2	Évaluation sur Fantôme Numérique	3
A.3	Analyse des Performances	4
A.4	Analyse Détaillée des Structures	4
A.5	Impact du Nombre d'Insonifications	5
A.6	Validation In-Vitro	6
A.7	Validation In-Vivo	7

1 Analyse de la Méthode Proposée

La méthode présentée dans l'article introduit une approche novatrice pour le beamforming adaptatif en échographie ultrarapide. L'innovation principale réside dans la combinaison de deux techniques : la transformée de Radon fenêtrée et la décomposition tensorielle de rang 1. Cette approche permet de corriger simultanément les aberrations en émission et en réception, tout en préservant la parallélisation des calculs, comme illustré dans la Figure 1 des annexes. Le pipeline de traitement comprend une segmentation des données en patches, suivie d'une analyse par transformée de Radon fenêtrée et d'une décomposition tensorielle, avant la reconstruction finale de l'image.

1.1 Avantages de l'Approche

La méthode développée présente plusieurs avantages significatifs par rapport aux techniques existantes. La correction simultanée des aberrations en émission et réception constitue une amélioration majeure, permettant une meilleure reconstruction des images échographiques. La parallélisation efficace des calculs, rendue possible par l'architecture proposée, optimise les temps de traitement. Les résultats présentés en Figure 2 démontrent une amélioration notable de la résolution des diffuseurs et une augmentation significative du contraste des images par rapport aux méthodes conventionnelles.

1.2 Résultats Principaux

L'analyse quantitative des performances, détaillée dans la Figure 3, révèle l'influence cruciale du paramètre de régularisation μ sur la qualité des images reconstruites. Pour les inclusions anéchoïques, le contraste atteint -25 dB, tandis que les inclusions hypoéchoïques sont mieux définies avec un contraste de -6 dB. La résolution spatiale montre également une amélioration significative, avec une réduction de la FWHM des diffuseurs entre 200 et 600 μm , comme le montre la Figure 4 qui présente une analyse détaillée des structures reconstruites.

La validation in-vivo, présentée en Figure 7, démontre l'applicabilité clinique de la méthode. Les images de la paroi abdominale montrent une amélioration notable de la définition des structures anatomiques, avec une meilleure délimitation des interfaces tissulaires et une réduction des artefacts d'aberration. Cette amélioration est particulièrement visible dans les zones profondes de l'image, où les effets des aberrations sont traditionnellement plus prononcés.

2 Conclusion

Cette nouvelle approche représente une avancée significative dans le domaine du beamforming adaptatif. Les résultats quantitatifs démontrent sa supériorité par rapport aux méthodes existantes, particulièrement en termes de contraste et de résolution. La méthode offre également un contrôle précis du compromis entre qualité d'image et robustesse via son paramètre de régularisation, ouvrant la voie à des applications cliniques prometteuses. L'ensemble des validations, tant sur données simulées qu'in-vivo, confirme le potentiel de cette approche pour améliorer la qualité diagnostique de l'imagerie échographique ultrarapide.

A Annexes : Illustrations et Résultats

A.1 Méthodologie et Pipeline de Traitement

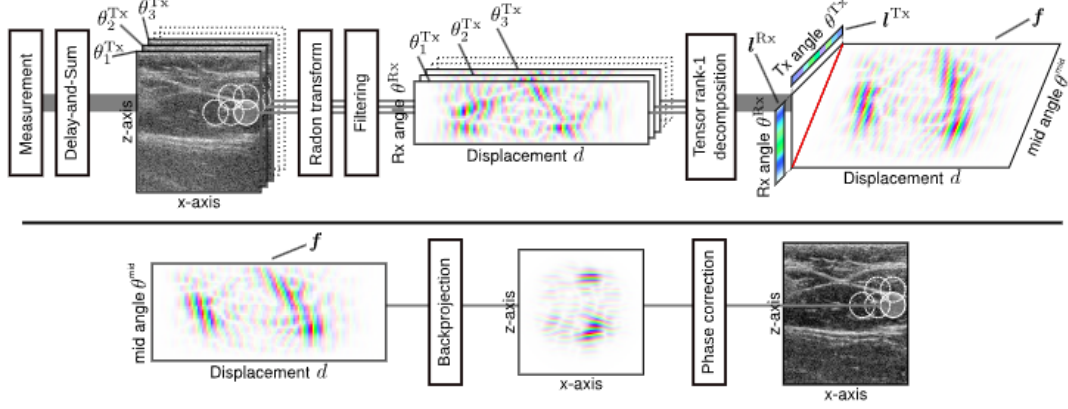


Fig. 1. Summary of the proposed method. Top row: beamforming of a single complex radio-frequency image per insonification, followed by windowed Radon transform and filtering. Tensor rank-1 decomposition is then performed patch-wise according to (19) and Algorithm 1. The phase and magnitude of complex numbers are encoded by the hue and darkness of the depicted colors, respectively. Bottom row: reconstruction of a patch from the result of tensor decomposition, followed by the reconstruction of the output image from the whole set of patches according to Algorithm 2.

FIGURE 1 – Vue d’ensemble de la méthode proposée : (haut) étapes de beamforming et transformée de Radon fenêtrée, (bas) reconstruction d’image à partir des patches traités.

A.2 Évaluation sur Fantôme Numérique

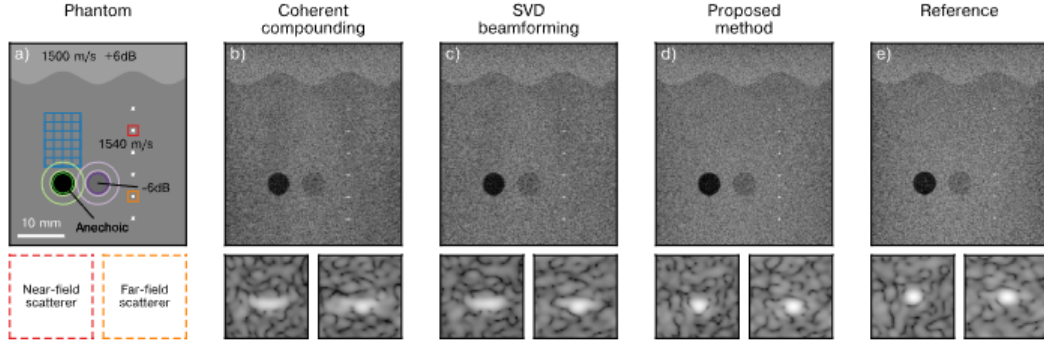


Fig. 2. Top row: B-mode images reconstructed from simulated data depicted with a 60 dB dynamic range, bottom row: examples of scatterers. a) Phantom geometry with the top aberrating layer and the zones considered for the computation of the metrics highlighted. b) Coherent compounding image reconstructed from a single speckle realisation of the phantom. c) Result of the SVD beamformer. d) Result of the proposed method. e) Reference coherent compounding image obtained from data simulated without the aberrating layer.

FIGURE 2 – Résultats sur fantôme numérique : (a) Géométrie du fantôme avec zones d’analyse, (b) Compounding cohérent, (c) Beamforming SVD, (d) Méthode proposée, (e) Image de référence sans aberration.

A.3 Analyse des Performances

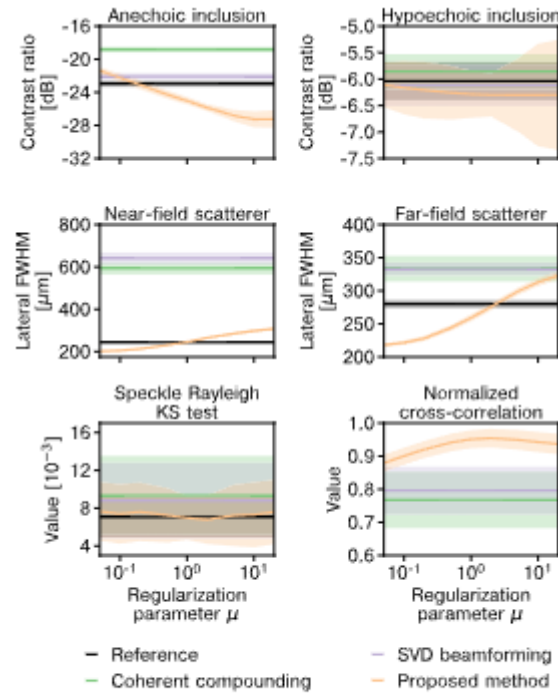


Fig. 3. Influence of the regularization parameter μ on the average image quality metrics. The metrics are computed over 10 speckle realizations of the phantom and depicted with their standard deviations.

FIGURE 3 – Influence du paramètre de régularisation μ sur les métriques de qualité d'image : contraste des inclusions, résolution des diffuseurs, statistiques du speckle et corrélation avec l'image de référence.

A.4 Analyse Détaillée des Structures

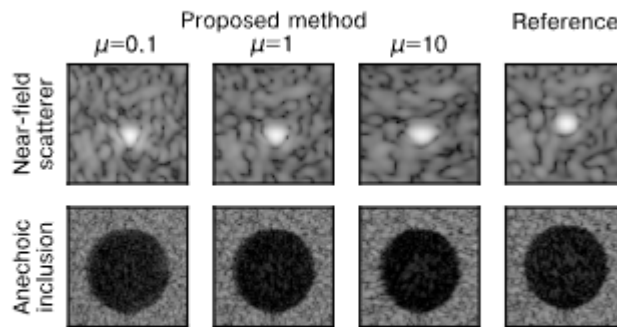


Fig. 4. B-mode examples of scatterer and anechoic inclusion reconstructed using different values of the regularization parameter μ . They are compared with a reference aberration-free image and displayed with a 60 dB dynamic range.

FIGURE 4 – Exemples de reconstruction de diffuseurs et d'inclusions avec différentes valeurs du paramètre de régularisation μ , comparés à l'image de référence.

A.5 Impact du Nombre d'Insonifications

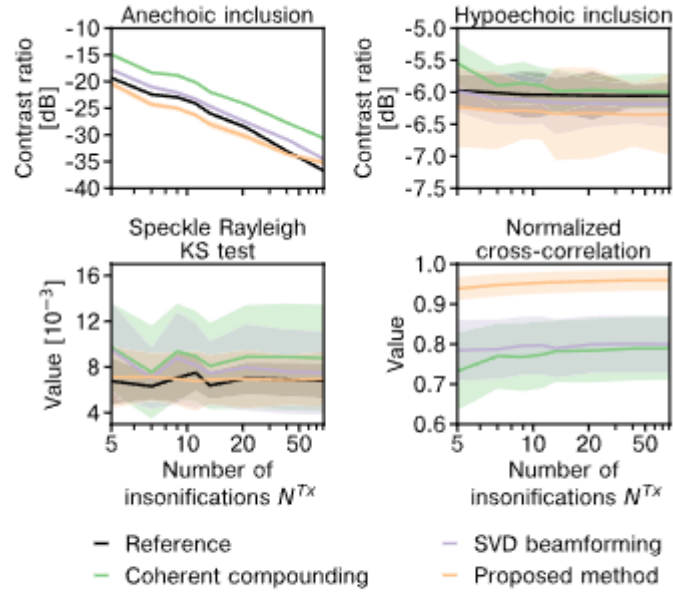


Fig. 5. Evolution of the average image quality metrics with respect to the number of insonifications. The metrics are computed over 10 speckle realizations of the phantom and depicted with their standard deviations.

FIGURE 5 – Évolution des métriques de qualité d'image en fonction du nombre d'ondes planes émises, montrant la robustesse de la méthode même avec peu d'insonifications.

A.6 Validation In-Vitro

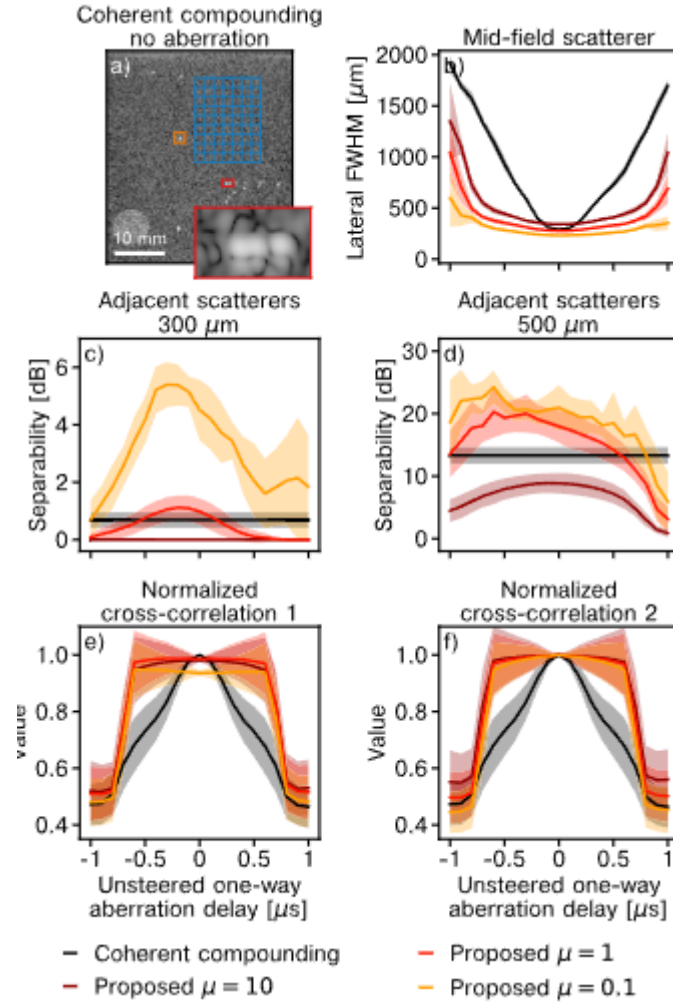


FIGURE 6 – Résultats sur fantôme in-vitro : (a) Image de référence avec zones d’analyse, (b-f) Métriques de performance en fonction du délai d’aberration.

A.7 Validation In-Vivo

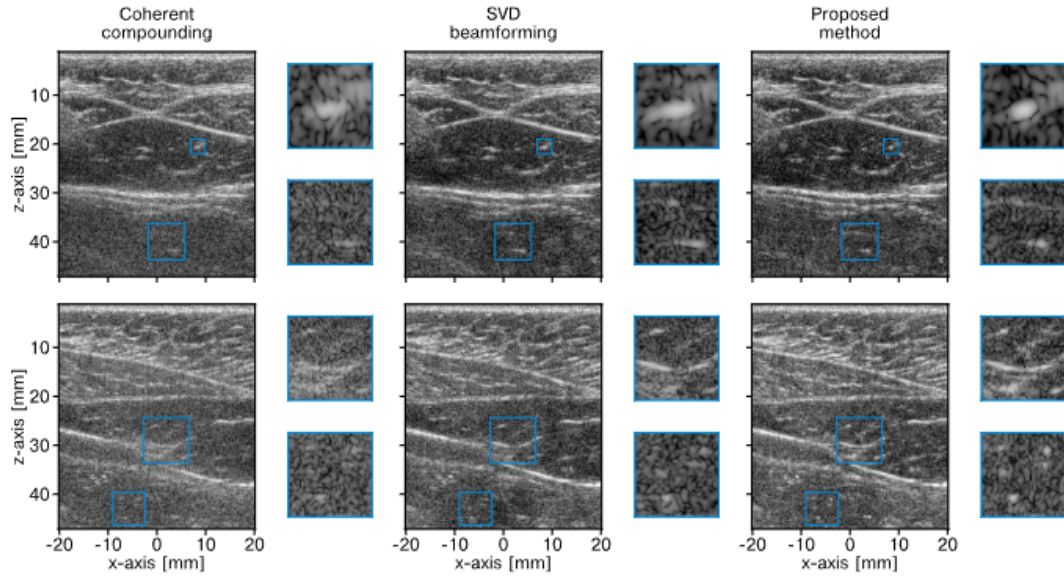


Fig. 7. Two in-vivo images of an abdominal wall (top and bottom row), using 9 plane wave insonifications and displayed with a 60 dB dynamic range. Results of coherent compounding, SVD beamforming and the proposed method are depicted. Areas of interest are highlighted in blue.

FIGURE 7 – Images in-vivo de la paroi abdominale obtenues avec différentes méthodes de reconstruction, démontrant l'amélioration de la qualité d'image dans un contexte clinique.