

# A NUMERICAL METHOD FOR FAST 3D PHOTOACOUSTIC TOMOGRAPHY WITH ARBITRARY GEOMETRY OF SENSORS

Maxime Lafont (1,2), Paul Escande (1), Caroline Chaux (1), Jérôme Gateau (2)

1. Aix-Marseille Univ, CNRS, I2M, Marseille, France ; 2. Sorbonne Université, CNRS, INSERM, Laboratoire d'Imagerie Biomédicale, LIB, F-75006, Paris, France

## Contexte

La tomographie photoacoustique (PAT) est une modalité récente d'imagerie biomédicale multi-ondes qui présente un grand potentiel pour la recherche biologique et clinique, car elle permet de cartographier l'absorption optique à des profondeurs de plusieurs centimètres et à des résolutions submillimétriques. Ainsi des informations moléculaires et fonctionnelles peuvent être obtenues avec des absorbeurs optiques comme l'hémoglobine ou des agents de contrastes.

La PAT est basée sur une excitation optique (impulsion laser) des tissus et une détection ultrasonore. L'énergie lumineuse absorbée conduit à une augmentation locale de la température puis de la pression par expansion thermoélastique. Cette surpression conduit à la génération d'ondes ultrasonores qui se propagent et sont captées en sortie du milieu par un ensemble de capteurs ultrasonores. La reconstruction d'images en PAT consiste à reconstruire  $p_0 \in \mathbb{R}^N$  le champ de surpression initiale discrétisé sur une grille de  $N$  pixels à partir des signaux ultrasonores enregistrés avec un nombre  $n$  de capteurs et un nombre  $T$  de pas de temps. On note  $g \in \mathbb{R}^{n \times T}$  le vecteur de mesures. Le problème direct s'écrit sous forme matricielle :  $g = Ap_0$ . La matrice  $A$  de taille  $nT \times N$  se décompose en  $A = MH$  où  $H$  modélise la propagation des ondes dans le milieu et  $M$  décrit les mesures réalisées par chacun des  $n$  capteurs. La matrice  $M$  inclut en particulier la réponse spatio-temporelle des détecteurs ultrasonores qui est liée à leur taille finie et leur géométrie. La modélisation de  $M$  est souvent négligée dans le problème inverse par les méthodes conventionnelles qui considèrent des capteurs isotropes ce qui conduit à une qualité d'image (contraste, résolution) et une utilisation de l'information enregistrée sous optimales.

Notre objectif est de proposer une méthode de reconstruction incorporant le plus fidèlement possible la réponse spatio-temporelle des capteurs afin d'obtenir une grande qualité d'image tout en réduisant le nombre de mesures  $n$  afin de limiter le nombre de capteurs physiques ou le temps d'acquisition lorsqu'un système de balayage est mis en œuvre.

L'efficacité de la méthode de reconstruction par inversion de modèle est déterminée en grande partie par la rapidité de l'implémentation des produits matrice-vecteur avec  $A$  et son adjoint  $A^*$ . La majorité des méthodes employées reposent sur une discrétisation du noyau de Green de l'équation des ondes [1,2]. Ces méthodes implémentent des produits matrice-vecteur rapides lorsque les capteurs sont ponctuels. Traiter des

capteurs de géométrie complexes nécessite de les assimiler à une somme de contributions d'un grand nombre de capteurs ponctuels. Les temps de reconstruction deviennent prohibitifs et contraignent à réduire la complexité du capteur dégradant la qualité des images reconstruites.

## Méthode

En considérant l'équation des ondes dans le domaine de Fourier, au lieu du domaine spatial, nous avons développé une méthode de calcul rapide des produits matrice-vecteur. Elle conduit à des algorithmes de reconstruction efficaces sans compromis sur la qualité des reconstructions en caractérisant la géométrie exacte des capteurs.

Cette idée permet de relier  $A$  aux opérateurs Fourier intégraux (FIO) et leurs outils de calculs rapides [3]. La contribution de chaque capteur peut être précalculée et être intégrée sans surcoût de calculs dans les produits matrice-vecteur. De surcroît les produits matrice-vecteur sont implémentés avec des opérations standards disponibles dans toutes les bibliothèques de calcul scientifique et hautement parallélisables.

Pour établir la preuve de concept d'une inversion utilisant les FIO pour la reconstruction d'image photoacoustique, nous nous sommes restreints à une géométrie 2D. Nous avons simulé numériquement des signaux photoacoustiques correspondant au fantôme d'imagerie présenté sur la figure 1 (haut), occupant une région de 30 mm x 30 mm. Nous avons considéré un détecteur ultrasonore focalisé cylindrique (ouverture 7.5 mm, distance focale 25 mm) et se déplaçant à  $n=315$  positions autour de l'objet suivant un balayage en translation-rotation [4]. Cette géométrie de balayage est actuellement développée au LIB pour la PAT 3D.

Pour l'inversion, nous avons implémenté un algorithme itératif nommé FISTA (Fast Iterative Shrinkage Thresholding Algorithm) [5] qui utilise le produit  $A^*A$  avec  $A^*$  l'opérateur adjoint pour inverser le modèle direct.

## Résultats

Le problème direct a été codé en 2D et 3D avec le formalisme des FIO. Nous avons premièrement vérifié que la forme des signaux du problème direct correspond à des signaux photoacoustiques connus. La Figure 2 présente une mesure directe pour un transducteur ponctuel et une boule absorbante et démontre la pertinence de la méthode des FIO pour modéliser les signaux photoacoustiques.



Figure 1 (haut) Fantôme d'imagerie numérique avec une structure de vaisseaux connectés de différentes tailles. (bas) Reconstructions d'une image de 30 mm x 30 mm par (gauche) la méthode avec discrétisation du noyau de Green et une régularisation TV, et (droite) avec la méthode des FIO et avec une inversion par l'algorithme FISTA.

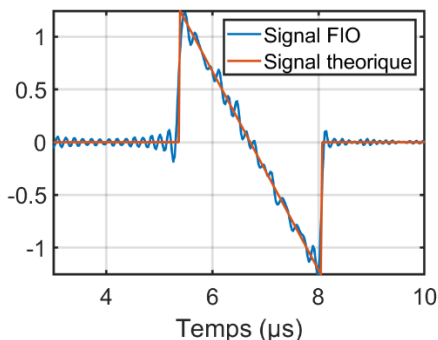


Figure 2 Comparaison du signal théorique pour une boule absorbante de rayon 2 mm avec le signal obtenu par le problème direct et la méthode des FIO.

Dans le contexte du fantôme d'imagerie 2D (315 positions de mesures, capteur focalisé cylindrique), la Figure 1 (bas droite) montre qu'une image a pu être reconstruite. Cette image est comparée à une image du même fantôme numérique obtenue par une inversion d'un modèle basé une discrétisation du noyau de Green de l'équation des ondes et une inversion avec une régularisation de type « total variation » (TV) [6] (Figure 1 bas gauche). Pour cette dernière image, les capteurs ont été modélisés avec 3 points seulement pour réduire le temps de calcul, alors que la géométrie des capteurs a été intégralement prise en compte avec les FIO. Le temps de calcul avec la méthode des FIO était de 52 minutes alors qu'il était de 1h50 avec la méthode des fonctions de Green. Notons qu'aucune des deux méthodes n'a été parallélisée. On constate la fidélité des images au fantôme, même si des hétérogénéités

d'amplitude apparaissent sur les deux images. L'image reconstruite par la méthode des FIO est plus lisse que celle obtenue par la méthode des fonctions de Green, bien que certains vaisseaux les plus fins n'apparaissent pas sur la première.

## Discussion

Nous avons mis en place une nouvelle méthode de reconstruction d'image photoacoustique permettant d'incorporer la géométrie exacte des détecteurs. La méthode a un fort potentiel de parallélisation du calcul grâce au formalisme utilisé : les opérateurs Fourier intégraux (FIO).

Les résultats préliminaires obtenus en 2D sont prometteurs, et représentent une base solide pour une extension en 3D et une parallélisation massive des algorithmes notamment en procédant à des calculs sur carte graphique (GPU).

Une fois consolidée en 3D et accélérée, cette méthode de reconstruction modélisant la géométrie des capteurs permettra de mieux prendre en compte l'ensemble des informations contenues dans les signaux photoacoustiques mesurés et permettra ainsi de réduire le nombre de mesures nécessaires à l'obtention d'une image de qualité. Un dispositif expérimental est en développement au LIB [7] et profitera de ces travaux de reconstruction d'images.

## Références

1. Rosenthal, Ntziachristos, Razansky, "Acoustic Inversion in Optoacoustic Tomography: A Review". *Curr. Med. Imaging Rev* (2013)
2. Dean-Ben, Ntziachristos and Razansky, "Acceleration of Optoacoustic Model-Based Reconstruction Using Angular Image Discretization," in *IEEE Trans. on Medical Imag.* (2012)
3. Candès, Demanet, Ying, "Fast Computation of Fourier Integral Operators", *SIAM J. on Sci. Comput.*(2007)
4. Gateau, J.; Caballero, M.Á.; Dima, A.; Ntziachristos, V. "Three-dimensional optoacoustic tomography using a conventional ultrasound linear detector array: whole-body tomographic system for small animals". *Medical physics*, 40(1), p. 013302 (2013) doi: 10.1118/1.4770292.
5. Beck and Teboulle, "A Fast Iterative Shrinkage-Thresholding Algorithm for Linear Inverse Problems", *SIAM J. Imaging Sciences*, Vol. 2, No. 1, pp. 183–202 (2009)
6. Chambolle, "An algorithm for total variation minimization and applications", *J. Math. Imag. Vis.*, 20(1-2):89–97 (2004)
7. Lucas, T.; Quidu, I.; Bridal, S.L.; Gateau, "J. High-Contrast and -Resolution 3-D Ultrasonography with a Clinical Linear Transducer Array Scanned in a Rotate-Translate Geometry". *Applied Sciences*, 11(2), p. 493 (2021). doi: 10.3390/app11020493

## Remerciements

Ce travail a été partiellement soutenu par France Life Imaging (programme ANR-11-INBS-0006) dans le cadre du projet COCON3D 2021-2022, échange d'expertise du WP4.