

Réduction du bruit par pré-détection pour la localisation échographique radio fréquence de micro-outils dans les tissus biologiques

J.M. Mari¹, C. Cachard¹

¹ CREATIS, CNRS UMR 5515, INSERM U630, Université Claude Bernard Lyon 1, Villeurbanne, France.
mari@creatis.insa-lyon.fr

Résumé – La localisation d’une micro inclusion linéaire dans un volume de données ultrasonores est une tâche délicate pour laquelle la Projection Intégrale Parallèle (PIP) présente de nombreuses dispositions. Cependant cette transformée ne peut être calculée directement sur le volume complet de données radio fréquences (RF). La sommation des lignes ultrasonores ayant croisé l’inclusion avec celles se propageant uniquement dans les tissus biologiques étant destructrice, le calcul de la PIP ne conduit à aucun résultat cohérent. Cependant l’utilisation de l’atténuation provoquée par la micro inclusion permet de sélectionner les lignes ultrasonores ayant croisé la cible et d’écarter les autres lignes qui constituent, vis à vis de la PIP, le bruit à supprimer. Les résultats, estimés à partir de données 3D d’un foie de porc piqué par une électrode de tungstène de 150 μm de diamètre, et obtenus par combinaison de la méthode de sélection et de la Projection Intégrale Parallèle, montrent que le gain sur le diamètre apparent est de 7 par rapport au résultat initial obtenu par Projection Intégrale Parallèle des données redressées.

Abstract – The localization of a linear micro inclusion in 3D ultrasonic data is a ticklish task to which the Parallel Integral Projection offers a relevant solution. Unfortunately this transform cannot be computed on the whole 3D set of radio frequency (RF) data. Indeed the summation of the ultrasonic lines that imaged the micro inclusion and the one that imaged only the surrounding tissues is a destructive process that does not lead to a significant result. However the shadow generated by the inclusion offers a mean to suppress the ultrasonic lines that did not crossed it, and that stand here as noise. Estimated on a 3D set of RF data acquired on a pig liver crossed by a tungsten electrode of 150 μm of diameter, the results of both combined approaches, selection through the shadow and Parallel Integral Projection show that the apparent diameter is reduce by 7, compared to the initial Parallel Integral Projection performed on data envelope.

1. INTRODUCTION

A mesure que les instruments chirurgicaux se miniaturisent, atteignant parfois une centaine de micromètres de diamètre seulement (micro-outils), leur visualisation au cours d’une intervention devient délicate. Des modalités doivent être développées pour permettre un suivi dynamique de ces outils de plus en plus petits [3]. Parmi ces modes d’imagerie, l’échographie présente de nombreux avantages tels que son innocuité, son affichage temps réel et son faible coût de mise en oeuvre. Elle souffre aussi, comme chaque modalité, de ses propres limites. La faible taille des diffuseurs tissulaires donnent à l’image une texture particulière appelée speckle. De plus, quand un faisceau ultrasonore rencontre une interface bien marquée, il est réfracté et le faisceau réfléchi s’écarte de la direction d’incidence à mesure que l’angle formé avec la normale à l’interface augmente. Cela implique que le signal rétrodiffusé par un micro outil varie fortement et qu’un instrument, même métallique et donc fortement échogène au sein de tissus mous, ne renvoie pas obligatoirement un signal de niveau important ni même minimal, comme illustré en Figure 1. Pour certaines configurations géométriques, des segments de la cible peuvent même être absents de l’image échographique, ce qui est particulièrement critique quand il s’agit de l’extrémité de l’outil, zone d’intérêt médicale. De plus, les dimensions apparentes de l’outil sur l’image sont bien plus importantes que celles de l’outil lui même.

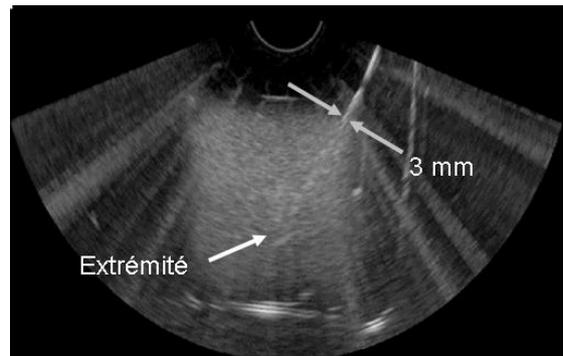


Figure 1 : Echographie mode B d’un bloc de cryogel piqué par une aiguille de tungstène de 150 μm de diamètre.

Ces différents problèmes rendent difficile l’imagerie de micro outils dans les tissus biologiques. Mais si la quantité d’information affichée est de faible qualité, c’est en partie imputable aux traitements effectués dans les échographes entre l’acquisition et l’affichage. En effet le signal radio fréquence (RF) issu des éléments piézo-électriques de la sonde contient toutes les informations relatives à la propagation de l’onde dans les tissus biologiques, et ce dans la bande passante de la sonde. L’image finale produite par l’échographe correspond à une version filtrée, comprimée logarithmiquement et interpolée des signaux RF initiaux. Notre équipe a montré [1][4][5] que la localisation d’une micro inclusion linéaire par Projection Intégrale Parallèle (PIP) voit la résolution sur la mesure du diamètre apparent de la cible améliorée d’un facteur 5 au minimum quand celle-ci est réalisée directement sur les signaux RF redressés par rapport au résultat obtenu sur un volume constitué de coupe en mode B (Figure 2).

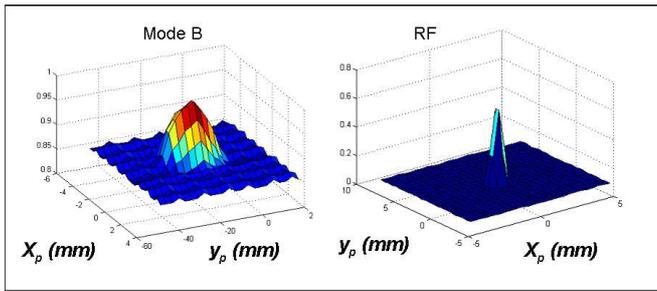


Figure 2 : Plan de maximum de cumul de la PIP sur des données 3D d'une inclusion de 1 mm de diamètre. A gauche, PIP calculée sur des images mode B (amplitude de l'enveloppe), à droite PPI calculée sur des données RF redressés. Le volume mode B a été calculé à partir des données RF pour effectuer la comparaison de résolution. Le rapport minimal des diamètres apparents à - 6 dB est de 5 et au mieux de 12. Les amplitudes en z sont sans dimensions.

Cette méthode est utilisée dans sa forme inverse en tomographie par rayons X pour calculer un volume à partir de ses projections. Dans sa version directe elle permet de repérer la position d'une inclusion linéaire dans un volume (angles d'introduction et position sur le plan de cumul perpendiculaire à l'inclusion [1][4]). De plus, son aspect global l'affranchit des problèmes de variation d'amplitude et de discontinuité du signal rétrodiffusé en privilégiant la forme linéaire de la cible. Cependant cette méthode doit s'appliquer sur une version redressée des signaux RF initiaux car la projection et la sommation des données alternatives donnent lieu à des interférences destructives. Ainsi l'information relative à la cible se trouve détruite par celle des tissus environnants. Calculer la PIP sur le signal RF redressé est ennuyeux, car ce redressement fait perdre toute notion de phase, introduit des harmoniques, et finalement « épaisse » le diamètre apparent de l'instrument. Il est donc intéressant de calculer la PIP directement sur le signal RF sans redressement. Une solution est de calculer la PIP uniquement sur les lignes RF qui ont croisé l'inclusion. Nous montrons ici que c'est possible en utilisant l'atténuation provoquée par une inclusion fortement échogène comme information de sélection.

Nous montrons dans un premier temps que la segmentation des cartes d'énergie des lignes RF permet de sélectionner les lignes pertinentes ainsi que de détecter l'extrémité de la cible, puis nous mettons en évidence que la composition des deux approches, sélection et PIP, permet d'effectuer le calcul directement sur le signal RF et se traduit par un gain en résolution angulaire et spatiale. La dernière partie conclue.

2. PRE SELECTION PAR L'ATTENUATION

Pour régler le problème de localisation de l'extrémité d'un outil linéaire et pour permettre à la Projection Intégrale Parallèle de discerner les échos en provenance de la cible de ceux rétrodiffusés par des structures linéaires tels que les vaisseaux sanguins ou certaines interfaces, notre équipe a montré [1] que le cône d'ombre provoqué par l'inclusion pouvait permettre de sélectionner les lignes ultrasonores susceptibles de l'avoir croisée. Si les dimensions de la cible et celles de la cellule de résolution du faisceau ultrasonores incident sont proches, elles donnent lieu à de la diffusion, mais aussi à de la réflexion spéculaire. Ce dernier mode de

réflexion fait apparaître sur l'image mode B un cône d'ombre qui témoigne d'une forte atténuation.

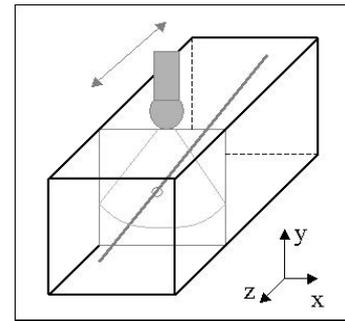


Figure 3 : Schéma d'acquisition d'un volume plan par plan par translation de la sonde sectorielle.

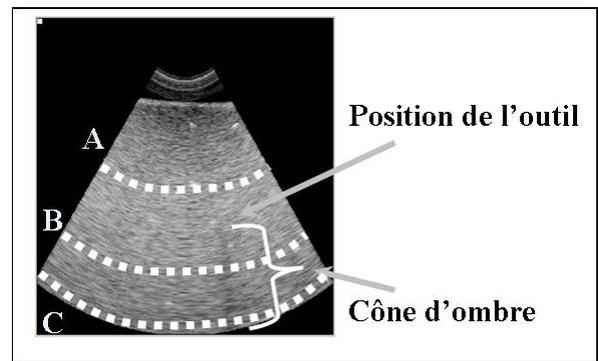


Figure 4 : Image mode B transversale (voir Figure 3) d'une aiguille de tungstène de 150µm de diamètre piquée dans du cryogel - Absence des échos provenant de la cible, mais formation d'un cône d'ombre.

Comme illustré sur la Figure 4, les échos issus de la cible peuvent être absents sur l'image affichée car ils n'ont pas été rétrodiffusés en direction de la sonde, mais une zone d'ombre apparaît toujours en aval, couramment appelée cône d'ombre. Nous nous sommes donc intéressés à l'énergie de chaque signal ultrasonore. L'énergie peut être calculée sur tout le signal ou seulement sur une partie du signal. Lorsque le calcul est effectué sur tout le signal, la valeur de l'énergie sort du niveau moyen si l'objet cible se trouve sur le parcours de l'onde ultrasonore et qu'une partie est rétrodiffusé vers la sonde. Par contre, lorsque le calcul de l'énergie est effectué seulement sur une partie du signal correspondant à des profondeurs au-delà de l'objet cible, la valeur obtenue est très faible et ceci quelque soit le phénomène de diffusion ou de réflexion mis en jeu au niveau de la cible. Pour un volume acquis selon la configuration de la Figure 3, le calcul de l'énergie de chaque signal ultrasonore a été effectué soit sur toute la durée du signal (profondeur A à C, la zone ne champ proche avant A n'est pas prise en compte), soit uniquement au-delà de la cible (profondeur B à C) telles qu'indiquées sur la Figure 4. La Figure 5 représente les cartes d'énergie calculé suivant ces deux profondeurs. Sur la Figure 5-a, la zone claire observée correspond aux signaux de forte amplitude renvoyés vers la sonde échographique par l'électrode. On constate que l'énergie présente dans les signaux mesurés indique que l'électrode s'enfonce dans les tissus jusqu'à la coupe 13. Sur la Figure 5-b, la carte d'énergie, calculée entre les profondeurs B et C, fait apparaître une tache sombre allant

jusqu'à la coupe 18. Cette tache sombre révèle que l'inclusion pénètre dans le bloc de cryogel 7 mm plus profondément que ne l'indique l'information présente dans la Figure 5-a. La recherche de l'information d'atténuation offre donc le moyen de déterminer avec plus de robustesse qu'un calcul basé sur l'énergie rétrodiffusée la présence d'une micro-inclusion fortement échogène. Cette méthode souffre malheureusement de deux limites.

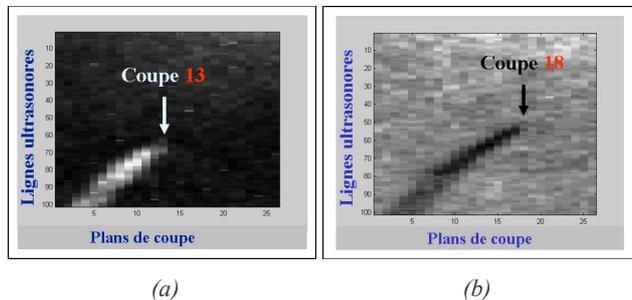


Figure 5 : Cartes d'énergie des lignes RF calculées pour les profondeurs A à C en (a) et B à C en (b) telles qu'indiquées sur la Figure 4, pour une électrode de tungstène de 150 μm de diamètre plantée dans du cryogel à 45° par rapport aux cotés de la boîte englobante.

La première limite est de requérir un a priori sur la profondeur de la cible. La deuxième est la nécessité de faire appel à un opérateur de segmentation pour ne retenir que les lignes RF ayant croisé l'inclusion. Cependant ces limites peuvent facilement être repoussées. En effet un praticien a forcément un a priori sur la position de la zone qu'il cherche à étudier, et donc sur la profondeur approximative de l'extrémité de son outil. De plus les profondeurs B et C ne sont pas critiques, du moment qu'elles sont plus grandes que la profondeur de l'extrémité de la cible.

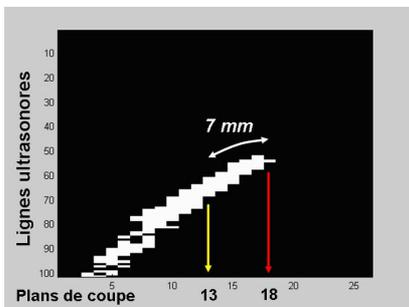


Figure 6 : Carte d'énergie de la Figure 5-b seuillée et binarisée par une sélection à mi moyenne.

Ensuite, le calcul d'une segmentation d'une carte d'énergie du type de la Figure 5-b à partir d'un critère très simple (seuillage à mi hauteur) a montré que les lignes RF ayant croisé l'inclusion sont facilement retenues. La Figure 6 donne un exemple de segmentation/binarisation, à partir de ce même critère, de la carte d'énergie représentée en Figure 5-b. On constate cependant sur la Figure 6 la présence de points noirs à l'intérieur de la région sélectionnée. L'étape de segmentation n'est donc pas critique, mais le critère actuellement mis en œuvre doit tout de même être reconsidéré. Les erreurs d'estimation entre les cartes d'énergie aux profondeurs AC et celles aux profondeurs BC ont été calculées, et ce pour différents angles d'introduction de l'aiguille dans un bloc de cryogel. Le tableau 1 montre que l'erreur de localisation de l'extrémité est nulle pour les deux

approches quand l'inclusion est perpendiculaire au faisceau ultrasonore, mais que cette erreur augmente avec l'angle d'introduction si l'estimation est faite sur les signaux présents dans les mesures, alors que cette erreur reste stable quand l'estimation est réalisée sur l'ombre laissée par la cible. Quand la cible est perpendiculaire aux faisceaux ultrasonores, elle retrodiffuse systématiquement les ultrasons vers la sonde, ce qui permet de réaliser une bonne estimation. Mais à mesure qu'on incline l'inclusion dans les tissus, son extrémité commence à disparaître des signaux mesurés, alors que son ombre persiste.

TAB. 1 : Erreurs d'estimation pour différents angles d'introduction de l'inclusion ; $\alpha=0^\circ$ et $\beta=90^\circ$ signifie que l'inclusion est perpendiculaire à l'axe de la sonde et au plan d'imagerie, respectivement.

Angles en degrés		Écart pour l'approche par l'écho (mm)	Écart pour l'approche par l'ombre (mm)
α	β		
0	90	0	0
60	0	16	2.2
45	45	8.5	1

L'estimation par l'ombre est donc effectivement plus robuste qu'une estimation réalisée sur les échos présents. Cette méthode permet de distinguer les lignes RF imageant la cible des autres lignes, et donc de calculer la PIP sur les seules lignes sélectionnées et non sur tout le volume, les autres lignes jouant le rôle d'un bruit. Combinée à la Projection Intégrale Parallèle effectuée sur les données redressées, cette méthode de pré-détection menée avec notre opérateur de segmentation élémentaire (seuillage à mi hauteur) a permis, sur des données mesurées dans du foie de porc piqué par une électrode de tungstène de 150 μm de diamètre, de supprimer les lignes ultrasonores n'ayant imagé que les tissus, de détecter l'extrémité de l'électrode à plus de deux centimètres de sa position apparente et d'améliorer le diamètre apparent par un facteur supplémentaire de 1.4.

3. LOCALISATION SUR LE SIGNAL RF NON REDRESSE

La Projection Intégrale Parallèle ne peut pas être calculée sur le volume RF complet car l'aspect spéculaire des données font se compenser les valeurs contenant du signal, c'est à dire ayant croisé la cible, de celles provenant uniquement des tissus. La méthode de pré-sélection, même si elle souffre encore de faux positifs dans son implémentation actuelle, offre la possibilité de supprimer les lignes ultrasonores superflues, essentiellement celles faisant face à l'inclusion ou se trouvant dans le voisinage. Le calcul de la Projection Intégrale Parallèle sur les données RF est donc maintenant possible. Le maximum de projection s'obtient alors quand les réponses ultrasonores de l'inclusion sont parfaitement alignées, un léger écart angulaire impliquant la sommation d'échantillons de signes opposés. L'aspect destructif des sommations de signaux non alignés entraîne donc lors du calcul en RF une amélioration de la sensibilité angulaire et

spatiale, le maximum étant observé pour un parfait alignement des réponses acoustiques de l'inclusion dans chaque ligne RF.

La Figure 7 illustre le résultat de calcul de la PIP sur des données redressées mesurées dans du foie de porc piqué par une micro électrode de tungstène après sélection des lignes par segmentation de la carte d'énergie sur la profondeur BC. La Figure 8 illustre le résultat sur ce même jeu de données, mais cette fois ci sélectionnées mais non redressées. On observe sur la Figure 7 la formation d'un unique pic de diamètre apparent à -6 dB de $1500 \mu\text{m}$. Sur la Figure 8 on observe la formation de plusieurs pics positifs et négatifs. Ces pics sont le résultat de la sommation des réponses ultrasonores le long de la cible. Le plan de la Figure 8 reflète la signature acoustique de l'inclusion. Le calcul de la PIP sur les signaux RF permet donc d'obtenir des informations à l'intérieur de l'enveloppe du pic de la Figure 7. Le petit pic isolé est issu de faux positifs de la méthode de pré sélection. Le diamètre apparent, mesuré selon le même critère que précédemment, est de $900 \mu\text{m}$ et le gain obtenu est de 2.3 par rapport à celui obtenu sur les données redressées sans pré sélection, et de 1.6 par rapport aux données redressées avec présélection.

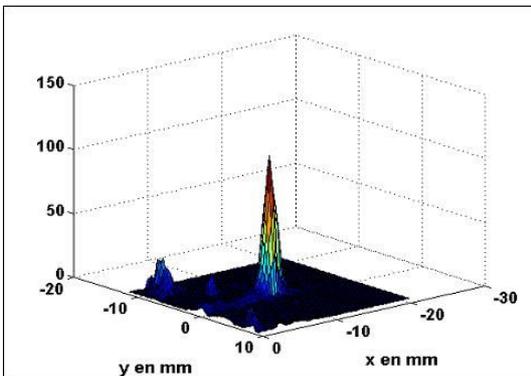


Figure 7 : Plan de maximum de projection pour des données RF redressées mesurées dans du foie de porc piqué par une micro électrode en tungstène. Les valeurs en z ne sont pas significatives.

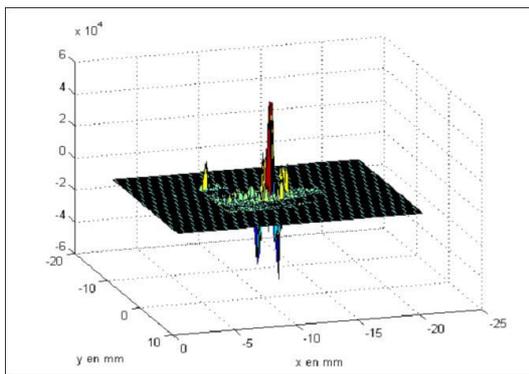


Figure 8 : Plan de maximum de projection pour des données RF mesurées dans du foie de porc piqué par une micro électrode en tungstène. Les valeurs en z ne sont pas significatives.

Cependant le diamètre apparent étant encore de $900 \mu\text{m}$, il est probable que le pic positif ne soit pas la position réelle de la cible et que ce soit le pic négatif de gauche, qui est du côté de l'incidence, qui reflète le mieux la position et le diamètre réel

de l'électrode, ramenant le diamètre apparent à environ $300 \mu\text{m}$ avec un nouveau gain de 5. Comparé au diamètre apparent obtenu sur les données non triées et redressées, le gain obtenu est de 7.

4. CONCLUSION

La localisation d'une micro inclusion dans des tissus mous par imagerie échographique 3D est une tâche difficile, et ce à cause de la nature singulière de la réflexion des ultrasons sur ce type de cible. La Projection Intégrale Parallèle est une méthode globale qui permet de s'affranchir d'un bon nombre de ces difficultés, mais dont l'aspect global empêche de la calculer sur des volumes radiofréquence entiers. Cependant l'atténuation provoquée par un micro outil permet de sélectionner les seules lignes ayant croisé la cible. Les résultats obtenus démontrent que la sélection par l'atténuation est plus robuste que n'importe quelle méthode utilisant les échos présents dans les mesures, ces échos disparaissant pour certaines incidences sur l'inclusion. De plus notre équipe a montré que la combinaison de la méthode de localisation par Projection Intégrale Parallèle et de la méthode de sélection par l'atténuation permet de traiter directement les données RF ultrasonores et d'améliorer la précision angulaire, spatiale, et sur le diamètre apparent. La sélection des données, et donc l'élimination des signaux issus des seuls tissus biologiques, est une opération de suppression de bruit qui permet de traiter un signal non redressé, contenant encore des informations sur le détail de l'incidence. Les estimations de diamètres apparents sur des données mesurées dans des tissus biologiques piqués d'une inclusion fortement échogène ont montré que le gain obtenu est au minimum de 1.6 si le diamètre est estimé sur le pic positif, mais que le premier pic négatif, qui représente l'incidence sur la cible, reflète mieux la véritable position de celle ci, ramenant le diamètre apparent à $300 \mu\text{m}$, ce qui correspond à un gain total de 7.

Références

- [1] J.M. Mari, *Localisation échographique d'inclusions fortement échogènes en tissus mous, application à la détection d'électrode*, Thèse de doctorat, 152 pages, Université Claude Bernard Lyon 1, France, décembre 2004.
- [2] Chu and B.K. Rutt, *Polyvinyl Alcohol Cryogel: An Ideal Phantom Material for MR Studies of Arterial Flow and Elasticity*, *Magnetic Resonance in Medicine*, Vol. 37, pp 314-319 (1997).
- [3] P.W. Glimcher, V.M Ciaramitaro, M.L. Platt, H.M. Bayer, M.A Brown, and A. Handel, *Application of neurosonography to experimental physiology*. *Journal of Neuroscience Methods*. 108:131-44, 2001.
- [4] M. Barva, J.M. Mari, J. Kybic, C. Cachard. *A Radial Radon Transform dedicated to Micro-object Localization from Radio Frequency Ultrasound Signal*, *IEEE Ultrasonic Symposium*, Montreal, Canada, august 2004.
- [5] M. Barva, JM Mari, J. Kybic, C. Cachard. *Automatic localization of curvilinear object in 3D ultrasound images*, *Biomedical Engineering*, Czech Technical University, Czech Republic, SPIE 2005.