

Séquences d'images d'échocardiographie avec « oscillations transverses » pour l'estimation de mouvement

H. Liebgott, M. Alessandrini, G. Xinxin, O. Bernard, D. Friboulet
Juin 2012

Ce document décrit la simulation qui a permis d'obtenir les images d'échographie avec oscillations transverses permettant la validation d'un estimateur de mouvement.

Oscillations Transverses

Un axe de recherche important en échocardiographie concerne le développement de méthodes d'estimation de mouvement au sens large (translations, déformations, rotations etc ...) afin de caractériser la fonction cardiaque. Dans ce cadre, des travaux ont conduit à développer une technique de formation d'images spécifiques, dite à *oscillations transverses*, ou encore appelée technique de *Tagging Ultrasonore*.

Le principe est de modifier la formation des images afin de superposer aux images ultrasonores des motifs ou marquages facilitant l'estimation de mouvement. Inspiré des méthodes Doppler permettant d'estimer la vitesse du flux sanguin grâce aux caractéristiques de bande étroite des signaux radiofréquence ultrasonores, le *Tagging Ultrasonore* produit des images présentant des oscillations dans les deux directions spatiales (axiales et latérales) des images.

Le principe de formation des images est le suivant

- 1) Transmission d'une onde plane dans la direction axiale (direction de propagation)
- 2) Focalisation dynamique en réception le long de la direction axiale
- 3) Pondération des signaux en réception à l'aide d'une fonction d'apodisation spécifique, présentant deux pics, caractérisés par leur largeur et leur position.

La description technique détaillée de cette méthode de formation d'images est donnée dans la référence [GUO-12].

Modèle simulé

Des images de simulation ont été produites pour la validation :

- des méthodes de formation d'images ultrasonores avec oscillations transverses
- des méthodes d'estimation de mouvement associées.

En imagerie ultrasonore le modèle d'entrée représentant l'organe à simuler est un ensemble de diffuseurs ponctuels représentant la répartition spatiale et en amplitude des échogénités du milieu. Ici le modèle numérique représentant le milieu est obtenu à partir d'une séquence d'échocardiographie réelle issue d'un échographe commercial en suivant la méthodologie décrite dans [ALES-12].

Les étapes conduisant à l'obtention des images simulées sont les suivantes

- 1) La séquence réelle est traitée afin d'extraire le contour du ventricule gauche et le champ de mouvement dans ce même ventricule au cours de la séquence
- 2) Des diffuseurs acoustiques sont répartis de manière uniforme dans l'espace
- 3) Pour la première image l'amplitude des diffuseurs est choisie en fonction de l'amplitude des pixels correspondant dans la première image mode B de la séquence
- 4) La distribution des diffuseurs pour les instants suivants se fait
 - a. comme dans 3) pour la région à l'extérieur du ventricule gauche
 - b. en translatant les diffuseurs du ventricule à l'aide du champ de déplacement estimé en 1)

Estimation de mouvement

Le mouvement de référence appliqué aux diffuseurs situés dans le ventricule gauche est obtenu par la méthode décrite dans [LEDE-05]. Connaissant la valeur du déplacement appliqué à chaque instant en tout point du milieu simulé il est possible de quantifier la qualité d'une méthode d'estimation de mouvement par comparaison et mesure d'erreur entre le champ obtenu et la référence.

Les résultats de la méthode d'estimation de mouvement développée pour les images à oscillations transverses (soumise dans [ALES-12b]) ont été évalués grâce à ces simulations.

Résultats

La plate-forme VIP a été utilisée pour produire les premières séquences (voir résultat dans la section « Ultrasound » de la galerie disponible sur <http://vip.creatis.insa-lyon.fr/gallery>). Néanmoins, les premières simulations ont mis en évidence le fait qu'une exécution locale des simulations était plus performante du fait de la granularité trop fine des tâches exécutées sur la plate-forme VIP. Ce constat a conduit aux développements suivants :

- Développement d'une nouvelle version du workflow FIELD-II déployé dans VIP (version 0.4¹). Cette version permet à l'utilisateur de spécifier la taille de la simulation (small, medium, large). La granularité des tâches est adaptée en fonction de ce paramètre.
- Développement d'une méthode de réplication de tâches permettant de limiter la perte de performance liée à l'exécution des dernières tâches [FERR-12].

Du fait des délais de développement, les simulations ci-dessous ont néanmoins été réalisées localement. [FERR-12] montre les performances obtenues a posteriori sur ces mêmes simulations.

Deux séquences réelles ont été utilisées, l'une en vue parasternale petit axe (PASA) et l'autre en vue apicale 4 cavités (A4C).

1 <http://vip.creatis.insa-lyon.fr:9002/projects/field-core/wiki>

Les principaux paramètres d'acquisition relatifs à la simulation réalisée sont donnés dans le tableau suivant.

Paramètre	Valeur
Secteur balayé	75°
Nombre de lignes	128
F0 (fréquence centrale)	4 MHz
Fs (fréquence d'échantillonnage)	40 Mhz
lambda_teta (position des pics de la fonction d'apodisation)	6°
sigma_teta (largeur des pics de la fonction d'apodisation)	4xlambda_teta

Les images individuelles mode B avec oscillations transverses et au format matlab (.mat) sont stockées dans les archives pasa.zip et A4C.zip. Elles sont disponibles en ligne².

Les vidéos avec formation de voie conventionnelle, oscillations transverses et celles représentant la superposition du mouvement de référence et du mouvement estimé sont disponibles dans l'archive movies.zip.

2 http://www.creatis.insa-lyon.fr/~liebgott/Livrable_Vip

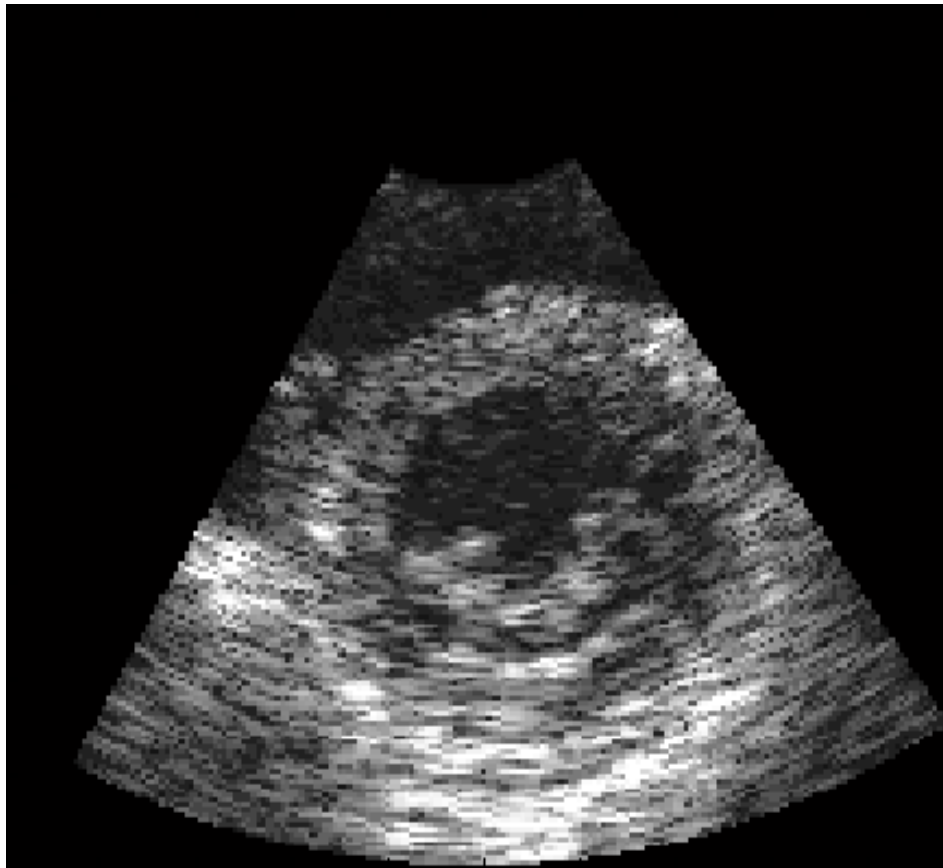


Figure 1 : Exemples d'images à oscillations transverses en vue apicale parasternale petit axe, sans oscillations transverses en-haut et avec oscillations transverses en-bas. On remarque bien la modification du grain de speckle.

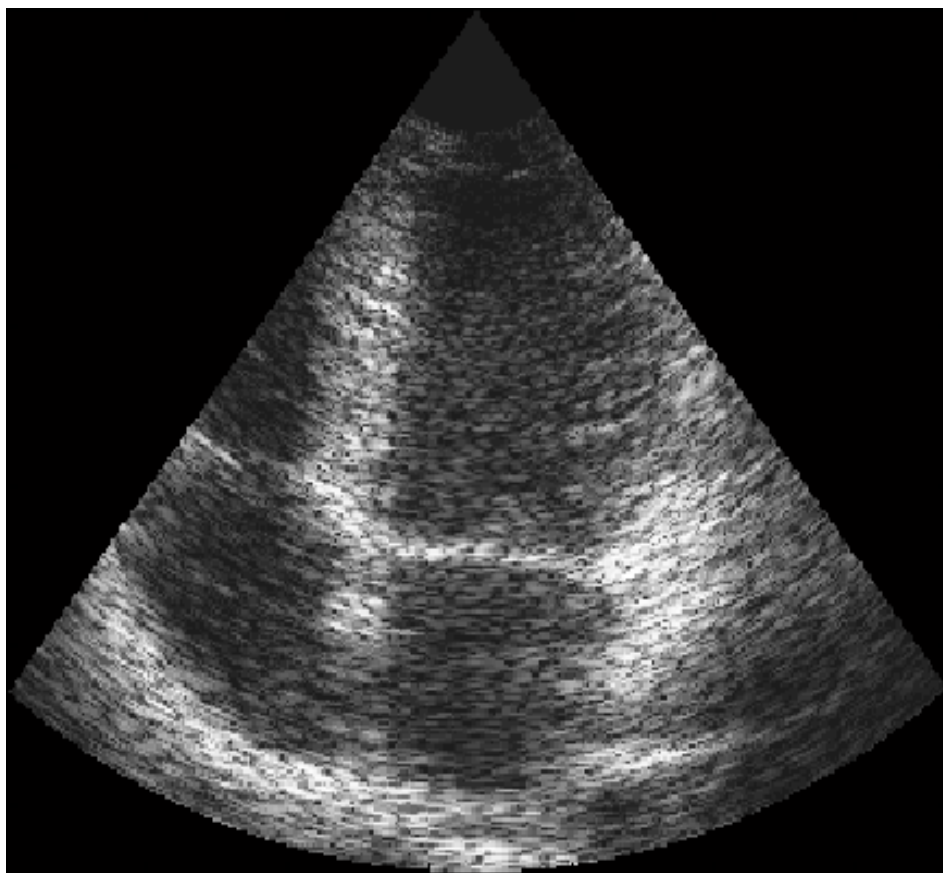
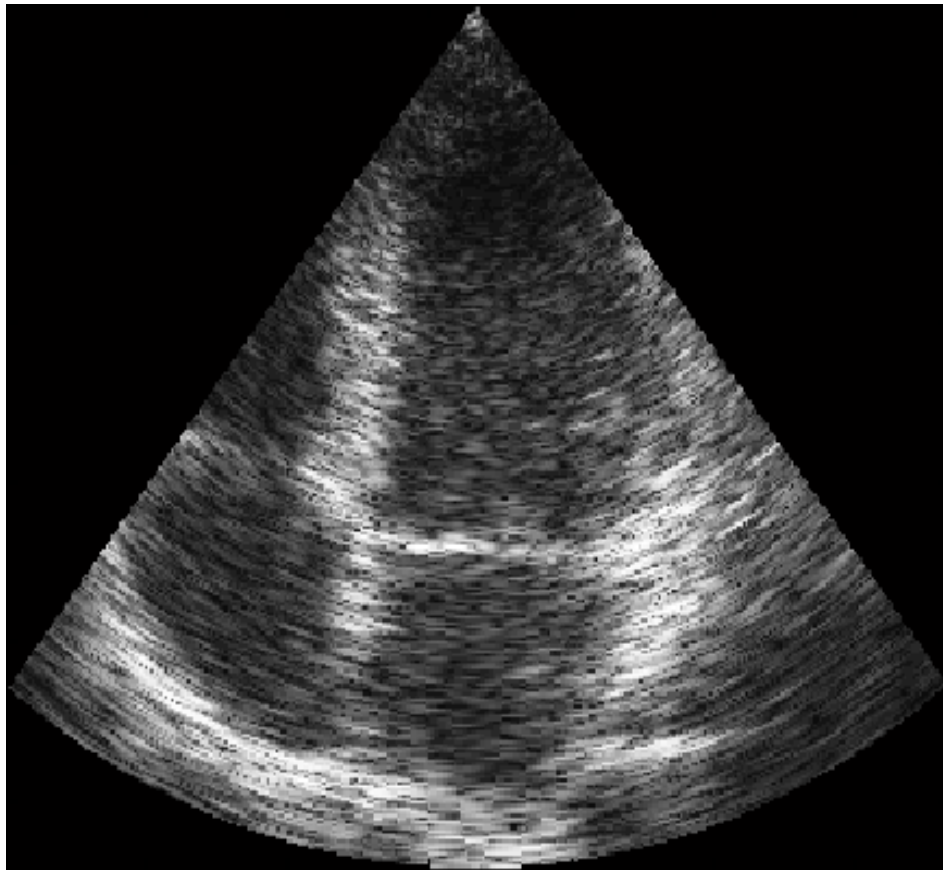


Figure 2 : Exemples d'images à oscillations transverses en vue apicale 4 cavités, sans oscillations transverses en-haut et avec oscillations transverses en-bas. On remarque bien la modification du grain de speckle.

Références

- [GUO-12] [X. Guo](#), [D. Friboulet](#), and [H. Liebgott](#), "[Transverse oscillations beamformer design for sector scan using back-propagation](#)", IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), Barcelona, Spain, pp. accepted, 2012
- [ALES-12] [M. Alessandrini](#), [H. Liebgott](#), [D. Friboulet](#), and [O. Bernard](#), "Simulation of realistic echocardiographic sequences for ground-truth validation of motion estimation", IEEE International Conference on Image Processing (ICIP), Orlando, Florida, USA, pp. accepted, 2012
- [LEDE-05] M.J. Ledesma-Carbayo, J. Kybic, M. Desco, A. Santos, M. Suhling, P. Hunziker, and M. Unser, "Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation," IEEE TMI, vol. 24, no. 9, pp. 1113 –1126, sept. 2005.
- [ALES-12b] M. Alessandrini, A. Basarab, H. Liebgott and O. Bernard, « Multiscale Optical Flow Computation from the Monogenic Signal », submitted to IEEE Trans . Image Processing.
- [FERR-12] [R. Ferreira da Silva](#), [T. Glatard](#), and [F. Desprez](#), "[Self-healing of operational workflow incidents on distributed computing infrastructures](#)", *12th IEEE/ACM International Symposium on Cluster, Cloud and Grid Computing - CCGrid 2012*, Ottawa, Canada, 2012