

Estimation 3D du flux sanguin par Imagerie Ultrasonore Haute Fréquence : Application à l'étude de la microcirculation

W. Aoudi¹, H. Liebgott¹, A. Needles², V. Yang², S. Foster², D. Vray¹

1. CREATIS, CNRS UMR 5515, INSERM U630, INSA, Lyon, France

2. Sunnybrook and Women's College Health Sciences Center, Toronto, Canada

E-mail didier.vray@creatis.insa-lyon.fr

Résumé – De nombreuses études récentes ont montré que l'imagerie ultrasonore haute fréquence est une modalité d'imagerie bien adaptée pour la visualisation de la microcirculation. Toutefois, la quantification de la vitesse du flux et du débit volumétrique sanguin demeurent difficiles avec les systèmes d'imagerie haute fréquence. Dans ce papier nous proposons de combiner deux approches complémentaires dans le but d'estimer le champ de vitesses 3D dans une séquence d'images ultrasonores haute fréquence mode B. D'une part, une nouvelle méthode que nous avons appelé Speckle Flow Index (SFI) fournit un estimateur lié au module du vecteur vitesse 3D du flux. Cette technique repose sur une analyse des changements dans la morphologie du speckle au cours du temps. D'autre part, une méthode de mise en correspondance de blocs (Speckle Tracking) nous permet d'estimer les 2 composantes du vecteur vitesse dans le plan d'imagerie. Ces techniques ont été évaluées sur un fantôme en gélatine traversé par un fluide à vitesse calibrée entre 0.1 mm/s et 30 mm/s. Les résultats obtenus montrent que l'index SFI permet d'estimer les vitesses faibles (jusqu'à 2 mm/s) et est un détecteur de mouvement pour les vitesses plus grandes, qu'il permet d'évaluer des flux pulsés et qu'il est indépendant de l'orientation du vaisseau par rapport au plan d'imagerie. La méthode Speckle Tracking évaluée sur les mêmes séquences permet d'estimer les composantes de la vitesse dans le plan d'imagerie. La combinaison de ces résultats permet de remonter au champ de vecteur 3D, d'évaluer la composante de la vitesse orthogonale au plan d'imagerie et de quantifier le flux. Cette étude montre la faisabilité d'une implémentation temps réel non Doppler pour quantifier les faibles flux directement à partir de séquences d'imagerie ultrasonore haute fréquence de microcirculation.

Abstract – This article presents a new method for the quantification of slow blood flow from high frequency ultrasound B mode scans. This technique combines 2 methods: one statistical method, called SFI, and based on the analyze of changes in the speckle pattern along time, gives an index directly related to the total velocity vector and one block matching approach estimates the in-plane velocity components. Results on calibrated flow sequences of blood mimicking fluid have shown good agreement with the statistical model used. The quantification of flow is achieved with pulsed flow and is also angle independent. Speckle Tracking method has been evaluated on the same data and has shown good estimation of the in-plane velocity vector. The results of these two methods permit the evaluation of the total 3D velocity field and the orthogonal component velocity regarding to the imaging plane. This works shows the feasibility of a real time non Doppler method for the quantification of the blood flow in the microvasculature.

1. Introduction

Les images ultrasonores présentent généralement un niveau de bruit élevé qui rend difficile leur analyse. En particulier, l'estimation de mouvement doit prendre en compte les modèles de formation de l'image ultrasonore pour utiliser les propriétés statistiques du "speckle" (nom donné au bruit de texture de l'image) et extraire les informations sur le mouvement. Le présent travail s'intéresse à l'estimation de champ de vitesse de flux sanguin dans la microcirculation à partir de séquences d'images ultrasonores haute fréquence en mode B.

De récentes études biologiques ainsi que plusieurs travaux sur les modèles animaux comme la souris ont montré la nécessité de quantifier la dynamique des fluides vasculaires dans la microcirculation des tissus sains et pathologiques. En effet, en analysant la vascularisation des tissus, on parvient à suivre l'évolution de certaines pathologies comme le cancer. Parallèlement, il a été montré que l'imagerie ultrasonore haute fréquence (40MHz) était une modalité d'imagerie bien adaptée à l'évaluation des paramètres hémodynamiques de la microcirculation car c'est une modalité d'imagerie temps réel, non invasive et simple de mise en œuvre. Les avancées technologiques apportées par l'augmentation

notable de la fréquence d'émission, associées aux méthodes proposées dans ce travail devraient permettre d'évaluer des thérapies nouvelles en oncologie [1].

Pour les applications cardiovasculaires, les méthodes Doppler font habituellement références. Toutefois, pour des vitesses de flux faibles dans des vaisseaux de diamètre inférieur à 1 mm, ces méthodes atteignent leurs limites. De plus, avec les méthodes Doppler il faut connaître l'angle entre l'orientation du flux et la sonde, la résolution spatiale est limitée et il faut choisir un mode d'acquisition spécifique, ce qui représente une sévère limitation qui rend l'imagerie Doppler inadaptée dans notre cas.

Ce travail propose une nouvelle méthode temps réel non Doppler basée sur l'analyse spatio-temporelle du changement de motif du speckle directement à partir des séquences d'images ultrasonores haute fréquence (2D+t) qui a pour objectif de quantifier le flux vasculaire en calculant les composantes 3D du champ de vitesse. La méthode répond aux limitations rencontrées par les méthodes Doppler et ne demande pas de réglages spécifiques du système d'imagerie.

2. Matériel et méthodes

Pour estimer les composantes 3D de la vitesse du flux sanguin, deux méthodes complémentaires sont développées : une nouvelle méthode (appelée **Speckle Flow Index SFI**) d'estimation du module de la vitesse 3D du fluide en tout point de l'image mode B d'une séquence d'images haute fréquence et une méthode de mise en correspondance de blocs (dite **2D Speckle Tracking ST**) pour l'estimation des composantes 2D de la vitesse dans le plan d'imagerie (vitesse apparente).

2.1 Speckle Flow Index

Le principe de cette méthode repose sur l'analyse spatio-temporelle des changements dans le motif du speckle. De nombreux travaux ont étudié les propriétés statistiques du speckle [2]. Il a été également montré que les changements dans la morphologie du speckle au cours du temps sont reliées directement aux statistiques d'ordre 2 du motif de speckle.

Le modèle sur lequel se base notre estimation s'appuie sur les modèles statistiques du speckle de l'image de tissus biologiques en mouvement proposées par Wear et coll. [4] et repris par Rubin et coll. [5]. Ce modèle stipule que la loi de décorrélation du speckle dans un fluide au cours du temps est fonction de la vitesse du flux, de la réponse impulsionnelle du système d'imagerie (PSF) et de la fréquence d'acquisition des images.

L'auto covariance normalisée C d'un pixel le long du temps peut être modélisée par une gaussienne.

$$C \propto \exp \left[\frac{-\Delta t^2}{2} \left| \frac{\vec{V}}{\vec{\sigma}(y)} \right|^2 \right]$$

où Δt est la période d'acquisition des images, \vec{V} est la vitesse du fluide, $\vec{\sigma}(y)$ correspond à la largeur à mi-hauteur de la PSF dans la direction de la vitesse (pour une orientation donnée du flux, elle dépend de la profondeur y).

Le principe de la méthode SFI repose alors sur l'estimation de la variance normalisée d'un pixel le long de z (Figure 1) à partir de la séquence d'images.

Nous proposons une formulation rapide récursive temps réel de cet estimateur sous la forme d'un filtrage linéaire spatio-temporel de la séquence d'images différences, cette formulation tient compte des spécificités de nos images (haute fréquence, haute résolution spatiale, faible flux, haute cadence d'échantillonnage temporelle):

$$SFI(x, y, n) = \sum_{s \in \Omega(x, y)} \beta_s \sum_{n=1}^K \alpha_k |I(x, y, n) - I(x, y, n+1)|$$

où n est le numéro de l'image dans la séquence, (x, y) les coordonnées du pixel, α et β sont les coefficients du filtre spatiotemporel. $\Omega(x, y)$ est un voisinage spatial centré sur (x, y) .

Le terme intensité de l'image différence est lié aux changements de morphologie du speckle et il contient l'information sur le mouvement d'après le modèle de Wear et Popp. Cette formulation aussi rappelle les techniques différentielles d'estimation de mouvement comme les approches par flot optique par exemple [6] [7].

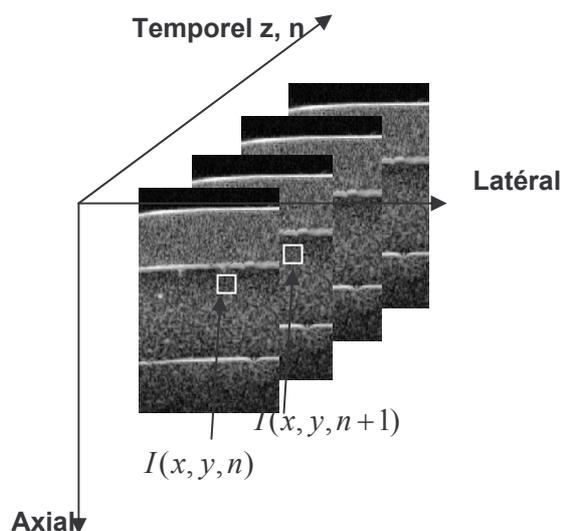


Figure 1 – Séquences d'images mode B. Le pixel de coordonnées (x, y) est analysé le long de l'axe temporel z

2.2 Speckle Tracking

Parallèlement à SFI, une méthode de mise en correspondance de blocs (méthode dite "2D speckle tracking") permet d'estimer la composante de la vitesse dans le plan d'imagerie (plan $(X Y)$ Figure 1). Le principe de ST repose sur la recherche, pour un bloc de départ dans une image donnée, du meilleur représentant de ce bloc dans l'image suivante à partir de la maximisation d'un critère de vraisemblance. Cette méthode donne des résultats satisfaisants pour l'estimation du mouvement en imagerie ultrasonore à condition de prendre en compte les spécificités du speckle en terme de propriétés statistiques et de déformation du bloc durant le mouvement entre deux images de la séquence [3].

2.3 Estimation du flux

En prenant en compte la réponse impulsionnelle du système pour le choix d'une fenêtre d'étude spatiotemporelle adéquate, la combinaison de ces deux méthodes permet de remonter aux 3 composantes du vecteur vitesse en chaque pixel de la séquence. L'intégration du champ de vitesses sur la section de surface dans le plan d'imagerie permet également de quantifier le flux en unité de volume par unité de temps par utilisation du théorème de Gauss.

2.4 Matériels

La méthode est évaluée sur des séquences d'images acquises sur un fantôme en gélatine contenant des vaisseaux de diamètre 1mm. Un fluide avec des caractéristiques proches de celles du sang est injecté au moyen d'une seringue pilotée par un moteur linéaire. La vitesse des flux calibrés est entre 0.1mm/s et 30mm/s. Un système ultrasonore haute fréquence (Vevo 660, Visualsonics, Toronto) avec une fréquence d'émission à 40MHz est utilisé pour acquérir les séquences d'images expérimentales sur le fantôme de flux. La résolution axiale du système est de $40\mu\text{m}$ et la résolution latérale est de $80\mu\text{m}$. La cadence d'acquisition est de 30 images par seconde et des séquences de 300 images sont acquises.

3. Résultats

Les résultats expérimentaux obtenus sur un ensemble de séquences de flux calibrés ont montré que :

- La calibration de l'estimateur en fonction de la vitesse réalisée sur une région d'intérêt placée au centre du vaisseau est en accord avec le modèle statistique. Moyenne et écart-type de SFI sont calculées puis tracées en fonction de la vitesse calibrée. L'index augmente de manière strictement monotone avec la vitesse jusqu'à 2 mm/s, on observe ensuite une saturation, l'estimateur agit comme un détecteur de mouvement. Il y a bonne adéquation au modèle de Wear et Popp (ligne continue par rapport aux points de mesures). Voir Figure 2.

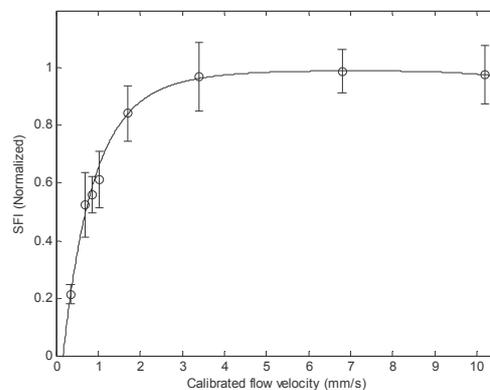


Figure 2 – SFI en fonction du module de la vitesse calibrée. Le modèle exponentiel (trait plein) suit l'évolution des données expérimentales

- l'estimateur SFI permet d'évaluer la dynamique d'un flux pulsé. L'estimateur suit les fluctuations du flux quand la vitesse n'est pas constante, elle augmente brusquement à intervalles de temps réguliers. (voir Figure 3).
- l'estimateur SFI ne dépend pas de l'orientation du vaisseau. Associé au Speckle Tracking, les composantes 3D du vecteur vitesse sont estimées.
- l'estimateur SFI possède une excellente résolution spatiale de manière à décrire précisément le profil des vitesses d'un flux laminaire même si le diamètre du vaisseau est inférieur à 1 mm. La Figure 4 montre un profil théorique correspondant à un flux laminaire ainsi que les estimations de vitesses réalisées avec SFI.

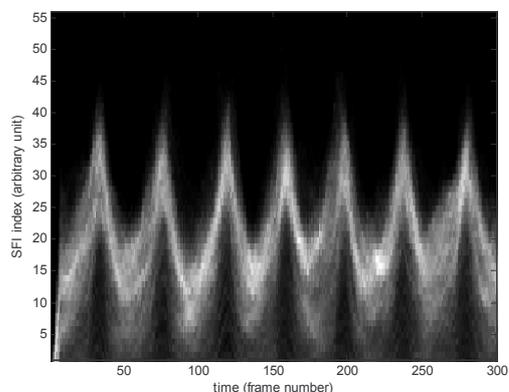


Figure 3 – Sonogramme d'un flux pulsé. La période et l'amplitude des variations de vitesses correspondent aux conditions expérimentales fixées pour le flux pulsé.

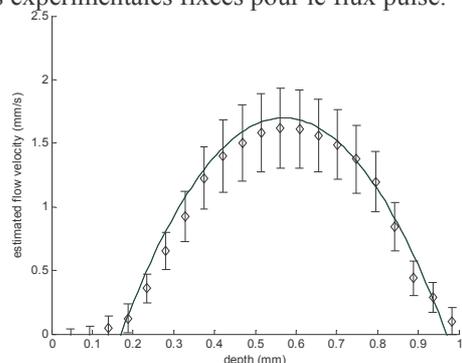


Figure 4 – Profil laminaire parabolique et les vitesses estimées avec SFI.

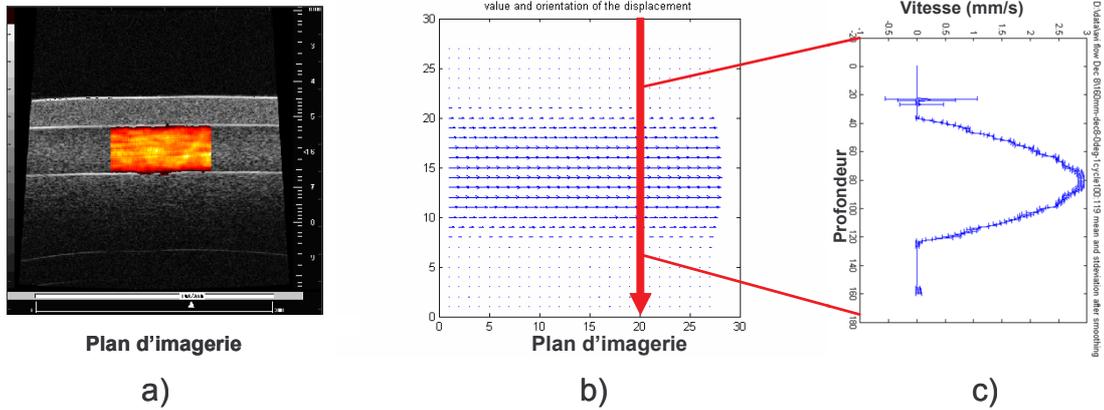


Figure 5 – a) Cartographie SFI. b) Estimation du champ de vitesse apparent dans le plan d'imagerie par Speckle Tracking. c) Profil de vitesse estimé par Speckle Tracking.

- Dans le fantôme, des flux de l'ordre de 0.05 ml/min ont été estimés par complémentarité des deux méthodes. Les valeurs étaient celles attendues compte tenu des flux calibrés injectés dans le fantôme.

Des résultats obtenus sur des modèles animaux sont également discutés. Dans le cadre d'études biologiques liées à la transgénèse, nous montrons qu'il est possible de quantifier la microcirculation dans certaines pathologies et de caractériser la vascularisation durant le développement embryonnaire (Figure 6).

En conclusion, la méthode SFI, associée au Speckle Tracking fournit un bon estimateur du flux dans une gamme de valeurs observées dans la microcirculation et permet d'estimer les vitesses du flux en temps réel sans recourir aux techniques Doppler.

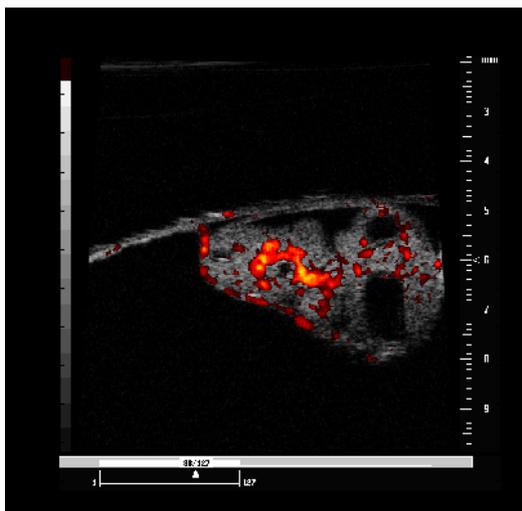


Figure 6 – Développement d'un embryon de poulet de 3 jours. Quantification de la microcirculation par SFI

Références

- [1] R. K. Jain, K. Sclenger, M. Hockel, F. Yuan, "Quantitative angiogenesis assays : progress and problems", Nature Medicine, vol. 3, pp. 1203-1208, 1997.
- [2] J. M. Thijsen, "Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization", Pattern Recognition letters, vol. 24, pp. 659–675, 2003.
- [3] D. Boukerroui, J.A. Noble, M. Brady, "Velocity estimation in ultrasound images", Proceedings 18th Information Processing in Medical Imaging (IPMI), Ambleside, pp 586-598, UK 2003.
- [4] K. Wear, R. Popp, "Methods for estimation of statistical properties of envelopes of ultrasonic echoes from myocardium", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 4, pp. 281-291, 1987
- [5] J. Rubin, T. Tuthill, J. Fowles, "Volume flow measurement using Doppler and grey-scale decorrelation", Ultrasound in Medicine and Biology, vol. 27, pp. 101–109, 2001.
- [6] R. L. Maurice, and M. Bertrand., "Lagrangian speckle model and tissue-motion estimation-theory ", IEEE Trans. Med. Imag., vol. 18, pp. 593–603, 1999.
- [7] K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining optical flow", Artif. Intell., vol. 17, pp.185–203, 1981