

Un estimateur de vitesse basé sur la variance temporelle locale de l'intensité dans une séquence d'images ultrasonores

W. Aoudi¹, D. Vray¹

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

Tel : +33 (0)4 72 43 87 86. Fax : +33 (0)4 72 43 85 26. Email : aoudi@creatis.insa-lyon.fr

Résumé – Ce travail s'inscrit dans la problématique de la quantification des vitesses dans les séquences d'images ultrasonores, ou images échographiques de speckle. Habituellement, les méthodes Doppler font référence, mais restent limitées en matière de résolution et inadaptées pour estimer des vitesses de flux faibles (de l'ordre du mm/s). Par ailleurs, les méthodes dites Speckle Tracking donnent des résultats satisfaisants mais sont coûteuses en temps de calcul et ne permettent d'accéder qu'à une projection de la vitesse sur le plan d'imagerie.

De nombreux travaux se sont intéressés aux spécificités de la texture ultrasonore pour proposer des modèles qui relient la statistique de l'image aux mouvements des tissus sous-jacents. Ce travail propose une nouvelle méthode pour l'estimation des vitesses dans les séquences d'images ultrasonores à travers l'estimation de la variance temporelle locale de l'intensité d'un pixel. Tout d'abord, en partant de la théorie de la statistique du speckle, on montre que la variance temporelle locale de l'intensité d'un pixel dans une séquence d'images est liée à la vitesse. Ensuite, on propose une formulation statistique d'un estimateur de variance. Ce nouvel estimateur de vitesse est évalué sur des séquences ultrasonores haute fréquence (40 MHz) de flux à vitesses calibrées et permet de quantifier les faibles vitesses. Une formulation récursive et simplifiée de l'estimateur est dérivée et permet d'obtenir des résultats similaires.

Abstract – This work is about velocity quantification in ultrasound image sequences or echographic images of speckle. Usually, Doppler methods are the reference but still limited in terms of resolution and unsuitable for estimating slow flow velocities (in the order of the mm/s). Speckle tracking methods give good results but are computationally expensive and they permit only the estimation of a projection of the velocity within the imaging plane. Several authors have given interest to specificities of ultrasonic texture to propose models that relate image statistics to the underlying tissue motion. This work proposes a new method for the estimation of velocities in ultrasound image sequences through the estimation of the local temporal variance of the intensity of a pixel. At first, starting from the speckle statistics theory, we show that the local temporal variance of the intensity of one pixel in the image sequence is related to the local velocity. Then we propose a statistical formulation of a variance estimator. This new estimator is evaluated on high frequency ultrasound image sequences (40 MHz) of flows with calibrated velocities and permits slow velocities quantification. A recursive and simplified formulation of the estimator is derived and gives to similar results.

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.

Plusieurs travaux ont montré la nécessité de quantifier la dynamique des fluides dans la microcirculation notamment pour des applications en oncologie [1]. L'imagerie ultrasonore haute fréquence (40MHz) est une modalité d'imagerie bien adaptée à l'évaluation des paramètres de la microcirculation car c'est une modalité d'imagerie temps réel, non invasive et simple de mise en œuvre.

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. Cela représente une sévère limitation qui rend l'imagerie Doppler inadaptée dans le cas des faibles flux. Par ailleurs, les méthodes dites Speckle Tracking donnent des résultats satisfaisants mais sont coûteuses en temps de calcul et ne permettent d'accéder qu'à une projection de la vitesse sur le plan d'imagerie [2].

Ce travail propose un nouvel estimateur statistique basé sur la variance temporelle locale de l'intensité dans une série

d'images ultrasonores (2D+t) qui permet de quantifier le champ de vitesse.

2. De la statistique spatiale à la statistique spatiotemporelle du speckle

Le speckle résulte de l'interférence des ondes acoustiques rétrodiffusés par les réflecteurs du milieu imagé. Une des manières d'étudier ce phénomène aléatoire est de modéliser sa statistique. On note U le signal enveloppe complexe. La réponse impulsionnelle ou PSF du système est notée g , c'est une gaussienne 3D dont les largeurs à mi-hauteur sont reliées aux résolutions axiale y , latérale x et élévationnelle z , du système. Le temps est noté t . Pour une pile d'images, l'axe temporel est perpendiculaire au plan d'imagerie (x, y). A chaque pixel d'une image, on peut associer une vitesse réelle V (Fig.1).

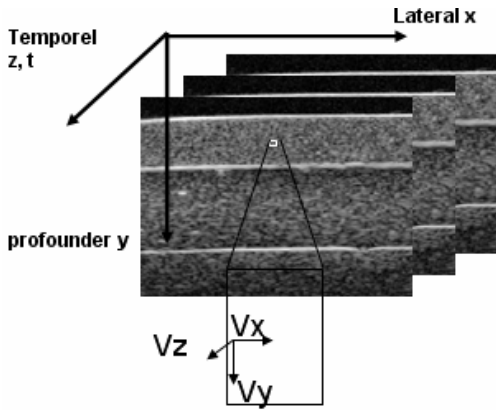


Fig1 – Séquences d'images réelles de flux. Volume de données (2D +T). En chaque pixel, on associe une vitesse réelle 3D.

La statistique spatiale d'ordre 1 du speckle représente la répartition des amplitudes des signaux dans une image unique. La statistique spatiale d'ordre 2 est l'autocorrélation. On montre que l'autocorrélation du speckle (notée R) est égale à l'autocorrélation de la PSF. En 1D, pour simplifier, on peut écrire par exemple pour deux positions latérales distantes de Δx :

$$R_U(\Delta x) = g(-\Delta x) \otimes g^*(\Delta x) \quad (1)$$

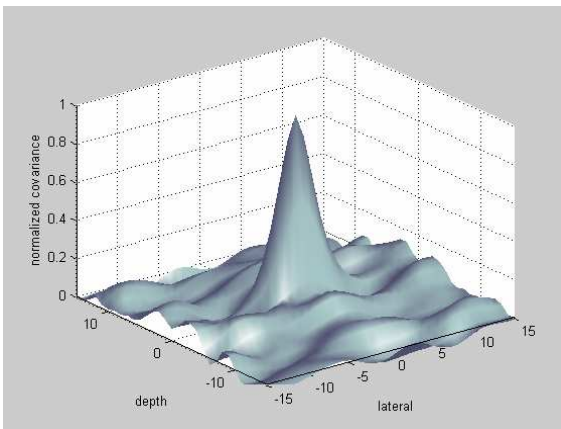


Fig2 – Autocorrélation spatiale du speckle. C'est l'autocorrélation de la PSF avec comme largeur à mi-hauteur les longueurs de corrélation du système.

Les statistiques spatiales dépendent uniquement de la PSF [3] [8] et ne permettent pas d'estimer des vitesses (Fig 2).

L'autocorrélation spatiotemporelle (notée $R'(\Delta x, \Delta t)$) est obtenue en intégrant l'équation (1) en tenant compte de la densité de probabilité des vitesses $p(v)$ des diffuseurs, et de leur déphasage $\Theta \Delta t$ [4].

$$R'_U(\Delta x, \Delta t) = \exp[i\theta(\Delta t)] * \int p(v) g^*(\Delta x - v\Delta t) \otimes g(-\Delta x + v\Delta t) dv \quad (2)$$

On montre qu'on peut exprimer analytiquement la corrélation spatiotemporelle en évaluant l'intégrale de l'équation (2) et en normalisant le résultat. On obtient :

$$\rho_x(\Delta x, \Delta t) = \left| \frac{R'_U(\Delta x, \Delta t)}{R'_U(0,0)} \right| = \exp\left(\frac{-(V_x \Delta t - \Delta x)^2}{2\gamma_x^2}\right) \quad (3)$$

Avec V_x la composante latérale de la vitesse et γ_x la longueur de corrélation latérale de la PSF.

Ce résultat est généralisable en 3D, et la corrélation spatiotemporelle vaut pour $\Delta x = \Delta y = \Delta z = 0$:

$$\rho(\Delta t) = \exp\left(\frac{-(V_x \Delta t)^2}{2\gamma_x^2}\right) * \exp\left(\frac{-(V_y \Delta t)^2}{2\gamma_y^2}\right) * \exp\left(\frac{-(V_z \Delta t)^2}{2\gamma_z^2}\right) = \exp\left(\frac{-(\vec{V} \Delta t)^2}{2\vec{\gamma}^2}\right) \quad (4)$$

La statistique spatiotemporelle d'un point de l'image est un réseau de gaussiennes lié au vecteur vitesse 3D, au temps (pour la séquence d'images, Δt représente la cadence d'acquisition) et aux longueurs de corrélation de la PSF. L'équation (4) représente la loi de décorrélation temporelle du speckle ou la fonction de corrélation (Fig.3).

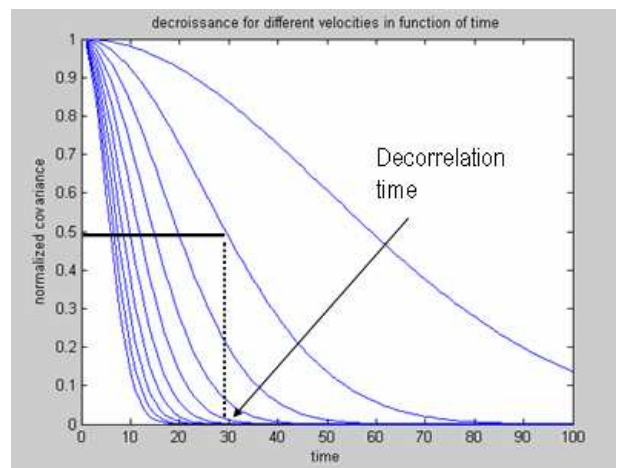


Fig3 – Lois de décorrélation temporelle pour différentes vitesses. La décorrélation augmente avec la vitesse. Le temps de décorrélation (défini ici à mi-hauteur) détermine l'intervalle de cohérence temporelle pour une vitesse donnée ou l'intervalle de corrélation des données.

De nombreux auteurs ont quantifié la décorrélation [5] [6] [7] et ont proposé des index de vitesses par calibration à partir de l'expression (4). Ces approches demeurent toutefois très sensibles aux autres sources de décorrélation tels que les gradients de vitesses [10]. Pour pallier à ces inconvénients, on propose un estimateur de la variance temporelle locale de l'intensité d'un pixel pour déterminer la vitesse.

3. Estimateur de variance temporelle locale

On s'intéresse à la série temporelle formée par les intensités d'un même pixel au cours de la séquence d'images. Si les échantillons d'une variable aléatoire ne sont pas indépendants, alors l'estimation de leur variance est biaisée [9].

La variance temporelle calculée sur N échantillons de la série temporelle est :

$$E(V_A) = \sigma_A^2 \left[1 - \frac{1}{N(N-1)} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^N \rho_{ij} \right] \quad (5)$$

Avec $E(V_A)$ l'espérance de la variance temporelle, σ_A^2 la variance réelle du processus aléatoire et ρ_{ij} un terme qui tient compte de la corrélation entre deux échantillons i et j , avec :

$$\rho_{i,j} = \rho(\Delta t * |t_j - t_i|) = \exp\left(\frac{-(V\Delta t |j-i|)^2}{2\gamma^2}\right) \quad (6)$$

On a une égalité entre la variance estimée et la variance réelle lorsque les N échantillons sont décorrélés sinon la variance estimée sera sous évaluée avec un biais qui est fonction de la vitesse.

En faisant tendre le nombre d'échantillons N vers l'infini, la variance estimée est égale à la variance réelle, on a un estimateur de variance asymptotiquement sans biais. On considère un nombre N d'échantillons corrélés et on estime leur variance temporelle locale, directement fonction de la vitesse.

Par ailleurs, on montre que :

$$\begin{aligned} \frac{1}{2} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^N \rho_{ij} = \\ (N-1) * \left[\exp\left(\frac{-V^2 \Delta t^2}{2\gamma^2}\right) \right]^1 + \\ (N-2) * \left[\exp\left(\frac{-V^2 \Delta t^2}{2\gamma^2}\right) \right]^2 + \dots + \\ 1 * \left[\exp\left(\frac{-V^2 \Delta t^2}{2\gamma^2}\right) \right]^{(N-1)^2} \end{aligned} \quad (7)$$

L'équation (5) peut être approchée, à l'ordre un, par l'équation (8) en tenant compte de la décroissance exponentielle.

$$E(V_A) \cong \sigma_A^2 \left[1 - \frac{2}{N} \exp\left(\frac{-(V\Delta t)^2}{2\gamma^2}\right) \right] \quad (8)$$

On établit une correspondance entre la variance temporelle locale normalisée (équation 9) et la vitesse (équation 10):

$$\frac{E(V_A)}{\sigma_A^2} = \sigma_{Norm} \quad (9)$$

$$V = \sqrt{-\ln[(1 - \sigma_{Norm}) \frac{N}{2}] \frac{2\gamma^2}{\Delta t^2}} \quad (10)$$

On vient de démontrer que la vitesse est proportionnelle à la variance normalisée de la série temporelle.

On propose la formulation suivante pour estimer la variance de N échantillons corrélés. La moyenne de I se calcule sur les N réalisations temporelles du processus. Cette variance est ensuite lissée spatialement sur une fenêtre qui tient compte de la corrélation spatiale de la PSF

$$Var_{estimée} = \frac{1}{N-1} \sum_{t=1}^N (I_t - \bar{I})^2 \quad (11)$$

4. Résultats

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 μ m et la résolution latérale est de 80 μ m. La cadence d'acquisition est de 30 images par seconde et des séquences de 300 images sont acquises.

On a montré que la méthode permet d'estimer des flux entre 0.1 et 2 mm/s. Pour des vitesses plus grandes, on a une saturation de la variance, il y a uniquement détection du flux, ce qui est en accord avec le modèle théorique simulé pour les mêmes conditions expérimentales (Fig. 4).

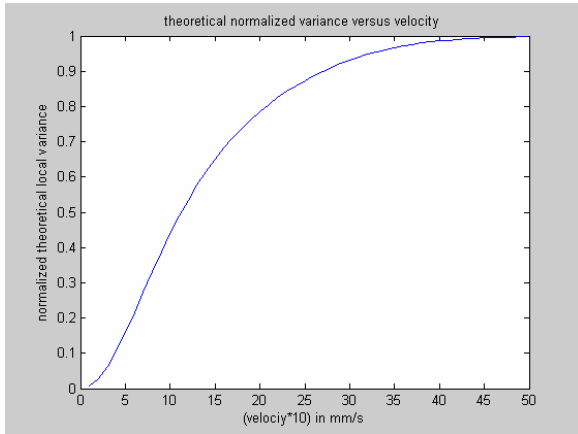


Fig4 – Courbe théorique de l'évolution de la variance temporelle locale en fonction de la vitesse.

Une version approchée de l'estimateur, obtenue par un filtrage spatiotemporel récursif de la série d'images, a été mise en œuvre pour réaliser des cartographies couleurs de la vitesse [11]. Les profils théoriques paraboliques des écoulements peuvent être retrouvés grâce à la précision de la méthode (Fig. 5).

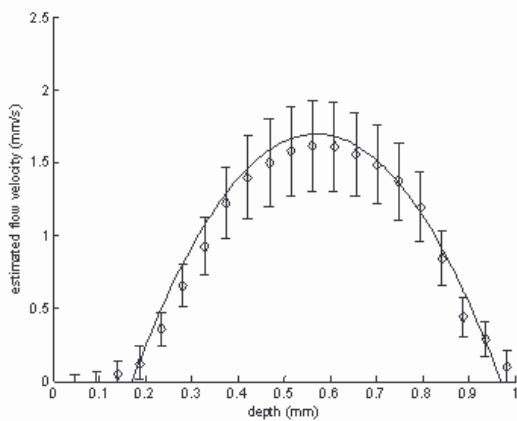


Fig5 – Profil théorique parabolique d'écoulement et profil estimé

5. Conclusions

On a montré que la variance temporelle locale (entre données corrélés) de l'intensité d'un pixel dans une séquence d'images ultrasonores est liée à la vitesse, à la PSF du système et à la cadence d'acquisition des images.

On a formulé un estimateur mathématique de la variance temporelle locale et on a montré la possibilité de quantifier des vitesses de flux faibles.

Références

[1] R. K. Jain, K. Scenger, M. Hockel, F. Yuan, "Quantitative angiogenesis assays : progress and problems", *Nature Medicine*, vol. 3, pp. 1203-1208, 1997.

[2] 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.

[3] J. M. Thijsen, "Ultrasonic speckle formation, analysis and processing applied to tissue characterization", *Pattern Recognition letters*, vol. 24, pp. 659–675, 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] W. Li, A. F. W. Van Der Steen, C. T. Lancee, J. Honkoop, E. J. Gussenhoven, and N. Bom, "Temporal correlation, of blood scattering *in vivo* from radiofrequency intravascular ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, vol. 22, pp. 583–590, 1996.

[8] R. F. Wagner, S. W. Smith, J. M. Sandrick, and H. Lopez, "Statistics of speckle in ultrasound B-scans", *IEEE Trans. Sonics Ultrason*, vol. SU-30, pp. 156-163, 1983.

[9] V. Dutt. "Statistical Analysis of Ultrasound Echo Envelope", Thesis report, the faculty of The Mayo Graduated School, 1995

[10] Pai-Chi Li, Chong-Jing Cheng and Chih-Kuang Yeh, "On Velocity Estimation Using Speckle Decorrelation" , *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Contr.*, vol 48, no 4, pp 1084-1091, 2001.

[11] W. Aoudi, H. Liebgott, A. Needles, V. Yang, F.S. Forster, and D. Vray. Estimation Methods for Flow Imaging with High Frequency Ultrasound. *Ultrasonics*, 44:135-140, May 2006.