

# Filtrage spatiotemporel de séquences d'images ultrasonores pour l'estimation d'un champ dense de vitesses

A.MARION<sup>1</sup>, D.VRAY<sup>1</sup>

<sup>1</sup>CREATIS, CNRS, UMR5220, INSERM, U630, INSA-LYON, UCBL, F-69621 Villeurbanne, France

adrien.marion@creatis.insa-lyon.fr

didier.vray@creatis.insa-lyon.fr

**Résumé** – Ce papier propose une nouvelle méthode d'estimation de champ de vitesses complémentaire à l'imagerie Doppler qui est une référence pour l'estimation de vitesse mais qui présente quelques limites.

On s'appuie sur la réponse impulsionnelle 3D du système d'imagerie pour développer un banc de filtres qui estime une orientation locale de texture spatiotemporelle dans le volume 2D+t de données pour en déduire le champ de vitesse 2D.

La méthode est appliquée à des séquences d'images ultrasonores de flux calibré dans un vaisseau. Ces images sont caractérisées par leur texture, appelée speckle, liée au processus de formation de l'image.

**Abstract** – This paper proposes a new method to estimate velocity fields. It is complementary to the Doppler technique which is a reference for estimating velocities but which presents some limits. We use the knowledge of the 3D point spread function of the system to develop a bank of filters which evaluates a local orientation of spatiotemporal texture in 2D+t volume of data. This orientation allow us to deduce the 2D velocities field. Our method is applied to sequences of calibrated flow images acquired on gelatine phantoms containing a vessel of 1 mm diameter (mean velocity < 1mm.s<sup>-1</sup>). These images are characterized by their texture, called speckle, which is related to the image formation process.

## 1. Introduction

L'imagerie ultrasonore est une technique couramment utilisée pour l'estimation des vitesses du sang dans les vaisseaux. C'est une imagerie temps-réel. L'image résulte de la rétrodiffusion de l'onde ultrasonore par un ensemble de diffuseurs répartis aléatoirement dans les tissus biologiques ou le sang. On dispose alors d'une image de texture appelée speckle. Néanmoins la connaissance de la réponse impulsionnelle (en anglais Point Spread Function) du système d'imagerie permet de s'appuyer sur un modèle de speckle qui sera utilisé dans le développement des méthodes de traitement.

Les techniques Doppler constituent une référence pour l'estimation de vitesses de flux sanguin mais on recense quelques limites :

- vitesses faibles mal estimées,
- résolution spatiale limitée
- et surtout il est indispensable de connaître l'orientation de la vitesse pour estimer son amplitude.

Pour pallier ces limites, de nouvelles méthodes d'estimation ont été proposées. Ce sont notamment les méthodes du type mise en correspondance de blocs (Block Matching) appelé Speckle Tracking dans le domaine de l'imagerie ultrasonore. Cette technique consiste à mettre en correspondance 2 blocs d'images successives, par minimisation d'un critère de distance [1].

Il existe également des méthodes « temporelles » qui cherchent à évaluer le décalage entre les signaux reçus pour en estimer la vitesse le long de l'axe du faisceau ultrasonore [2]. Plus récemment sont apparues les méthodes exploitant la statistique de l'image ultrasonore et reliant vitesse et décorrélation [3] [4].

Dans cet article, nous proposons une nouvelle méthode, basée sur le filtrage spatiotemporel du volume 2D+t de données pour estimer un champ dense de vitesses. La vitesse est estimée à partir de l'orientation de la texture spatiotemporelle. L'estimation est locale et permet de construire un profil dynamique de vitesse. Les traitements ont été réalisés sur des séquences d'images de fantôme de flux. Les résultats de cette approche sont présentés dans la dernière partie et comparés aux profils théoriques.

## 2. Matériel et méthodes

### 2.1 Principes de l'analyse spatiotemporelle

L'analyse spatiotemporelle considère une séquence de données 2D+t comme un volume 3D qu'on appelle espace spatiotemporel. Dans cet espace spatiotemporel « xyt », la trace d'un objet en translation est contenue dans un volume. Pour notre problème, l'objet en question est une région de speckle de l'image (FIG.1a).

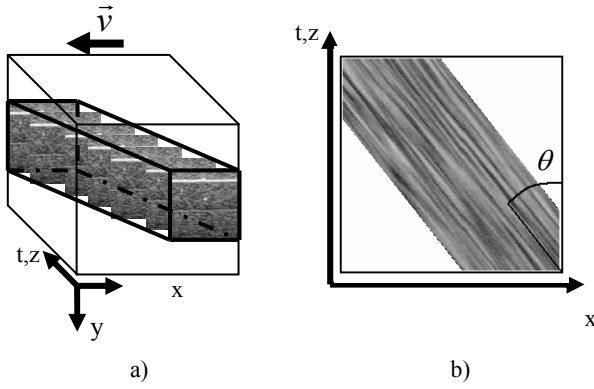


FIG. 1 : Principe de l'analyse spatiotemporelle de speckle. a) espace spatiotemporel b) coupe dans le plan xt

Supposons dans un premier temps que le vecteur vitesse soit orienté suivant x. On montre que le plan xt contient une texture orientée (FIG.1b). La vitesse de déplacement est liée directement à l'orientation  $\theta$  [5] :

$$v = \frac{F_t}{F_s} \tan \theta \quad (1)$$

avec  $F_t$  la fréquence temporelle (cadence d'images) et  $F_s$  la fréquence spatiale (échantillonnage spatial).

## 2.2 Méthode de filtrage spatiotemporel pour l'estimation d'un champ dense de vitesses

La FIG.2 présente une séquence d'images de flux dans un vaisseau dont la vitesse est orientée suivant x et varie le long du temps.

La visualisation de la texture orientée de la FIG.2 confirme l'intérêt de réaliser un filtrage directionnel [6] pour estimer localement cette orientation puis en déduire la vitesse de déplacement. Un changement de l'orientation de la texture le long de l'axe x traduit une évolution spatiale de la vitesse – un changement de l'orientation de cette texture le long de l'axe t traduit une évolution temporelle.

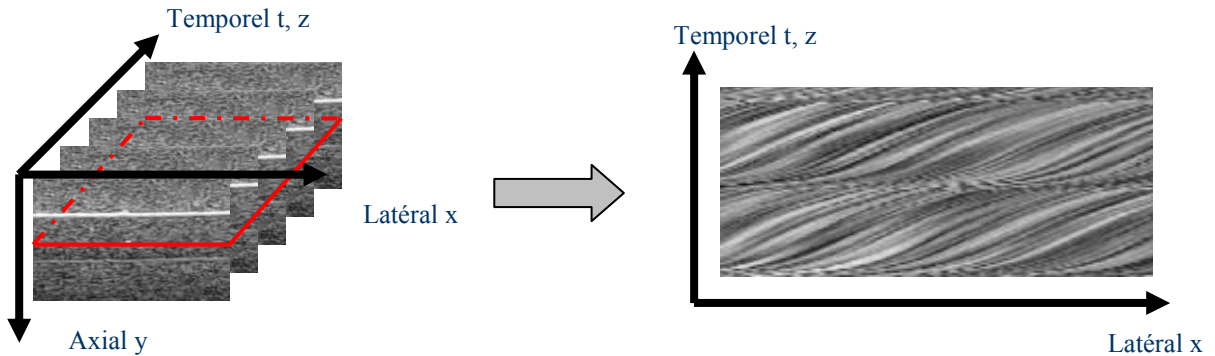


FIG. 2 Texture orientée d'une coupe spatiotemporelle

Cette texture traduit également le phénomène de speckle et le temps de corrélation associé qui est lié à la PSF 3D du système.

Pour estimer l'orientation de la texture, nous nous intéressons au filtre de Gabor [7] dont l'expression générale en 2D est donnée par :

$$g(x, y) = \frac{1}{\sigma_x \sigma_y 2\pi} \exp\left(-\frac{x'^2}{2\sigma_x^2} - \frac{y'^2}{2\sigma_y^2}\right) \exp[j2\pi f_0 x'] \quad (2)$$

$$\text{avec } \begin{cases} x' = x \cos \theta + y \sin \theta \\ y' = -x \sin \theta + y \cos \theta \end{cases}$$

Le filtre de Gabor est le produit entre une gaussienne d'écart-type  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  et une onde sinusoïdale de fréquence centrale  $f_0$ . La spécificité du spectre de Fourier du plan spatiotemporel (FIG.3a) nous a conduits à choisir dans un premier temps un filtrage à fréquence nulle ( $f_0 = 0$ ). Afin d'extraire l'orientation locale de la texture, on utilise un banc de filtres dont une représentation simplifiée est présentée sur la FIG.3b. Une stratégie de recherche multirésolution a été mise en place. On réalise un filtrage tous les  $10^\circ$  lors d'une première étape puis un filtrage par degré lors de la seconde. Un critère d'énergie sur les images filtrées permet d'estimer l'angle  $\theta$ .

## 2.3 Matériels

La méthode est appliquée à des séquences de flux calibrés acquises sur un fantôme de gélatine contenant un vaisseau de diamètre 1mm (vitesse moyenne  $< 1$ mm/s). Un fluide aux caractéristiques proches de celles du sang est injecté au moyen d'une seringue pilotée par un moteur.

Un système ultrasonore est ensuite utilisé pour acquérir les séquences d'images cadencées à 30 images par seconde avec des résolutions axiale et latérale respectivement égales à  $40\mu\text{m}$  et  $80\mu\text{m}$ .

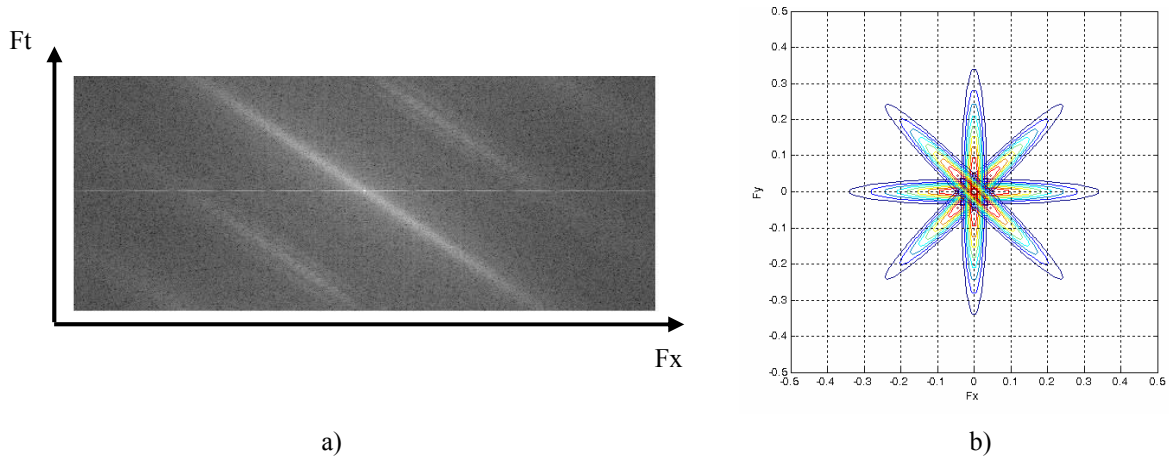


FIG. 3 a) Spectre de Fourier d'un plan spatiotemporel b) Banc de filtres de Gabor

### 3. Résultats

Nous présentons ici les résultats obtenus pour une séquence de flux calibré dont la vitesse moyenne est de 0.4mm/s.

Le profil parabolique théorique le long de l'axe fait apparaître des vitesses entre 0 au bord du vaisseau jusqu'à  $V_{max}=0.6\text{mm/s}$  au centre.

La FIG.4 représente une cartographie des vitesses dans le plan d'imagerie. Une estimation de vitesse est réalisée en chaque pixel de la zone d'intérêt et ce pour chaque image. Ceci permet alors de construire une cartographie dynamique. Enfin, la cartographie proposée traduit particulièrement bien le phénomène laminaire de l'écoulement du flux.

La FIG.5a montre un champ dense de vitesses et la FIG.5b un profil de vitesse associé (moyenne et écart-type calculés le long de l'axe du temps).

Les vitesses estimées sont en accord avec le profil parabolique théorique montrant ainsi la validité de la méthode de filtrage spatiotemporel proposée.

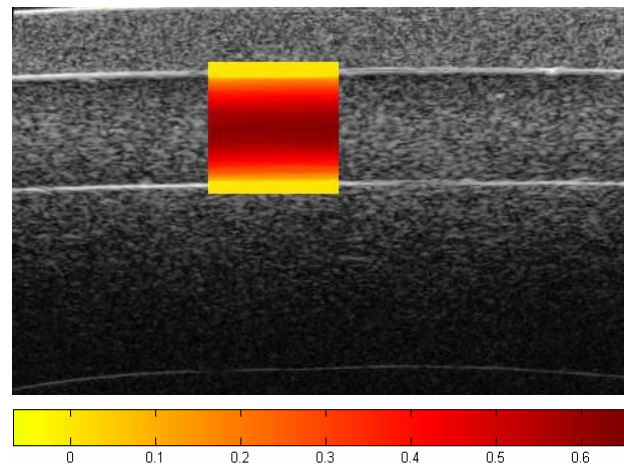


FIG. 4 Cartographie des vitesses (exprimées en mm/s)

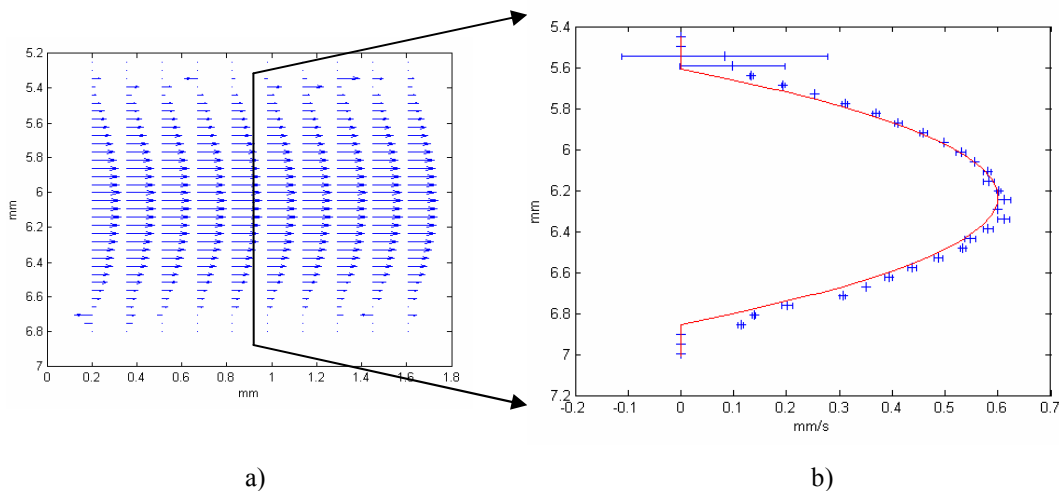


FIG. 5 a) Champ dense de vecteurs vitesse et b) profil de vitesse

## 4. Discussion

Nous avons proposé dans cet article une nouvelle méthode d'estimation de vitesses basée sur une approche spatiotemporelle. L'estimation de l'orientation de la trace laissée par une zone de speckle nous permet d'en estimer sa vitesse au moyen d'un banc de filtres orientés. Les résultats présentés sont encourageants.

Ils sont actuellement étendus à l'estimation de l'orientation locale du vecteur vitesse. Il est alors nécessaire d'utiliser un filtrage de Gabor en 3D afin d'estimer non plus un mais deux angles  $\theta$  et  $\varphi$  dans l'espace spatiotemporel. Ces deux angles permettront de remonter au champ de vitesses 2D.

La méthode étant basée sur l'utilisation d'un banc de filtres, il est tout à fait envisageable de le paralléliser. En effet, les données sont filtrées par  $n$  filtres successifs ; ces opérations peuvent donc être réalisées parallèlement au lieu de séquentiellement.

## Remerciements

Nous souhaitons remercier Stuart Foster du Sunnybrook Health Sciences Center et Andrew Needles de Visualsonics, Inc., Toronto, Canada pour l'aide apportée lors de l'acquisition des données.

## Références

- [1] L.N. Bohs, B.J. Geiman, M.E. Anderson, S.C. Gebhart et G.E. Trahey. *Speckle tracking for multidimensional flow estimation*. Ultrasonics, Vol.38, pp.369-375, 2000.
- [2] O. Bonnefous. *Statistical analysis and time correlation processes applied to velocity measurement*. IEEE Ultrasonics symposium, Vol.2, pp.887-892, 1989.
- [3] J. Rubin, T. Tuthill et J. Fowles. *Volume flow measurement using Doppler and grey-scale decorrelation*. Ultrasound in medicine and biology, Vol.27, No.1, pp.101-109, 2001.
- [4] W. Aoudi, H. Liebgott, A. Needles, V. Yang, F.S. Foster et D. Vray. *Estimation methods for flow imaging with high frequency ultrasound*. Ultrasonics, Vol.44, pp.135-140, 2006.
- [5] A. Sourice. *Mesure de vitesse d'écoulements sanguins par traitement vidéo pour l'étude de la microcirculation*. Thèse de Doctorat, 2005.
- [6] W.T. Freeman et E.H. Adelson. *The design and use of steerable filters*. IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence, Vol.13, No.9, pp.891-906, 1991.
- [7] J. Kamarainen, V. Kyrki et H. Kälviäinen. *Invariance properties of Gabor filter-based features – Overview and applications*. IEEE Transactions on image processing, Vol.15, No.5, pp.1088-1099, 2006