



HAL
open science

Vélocimétrie par réinjection optique appliquée à la mesure d'écoulements microfluidiques.

Lucie Campagnolo

► **To cite this version:**

Lucie Campagnolo. Vélocimétrie par réinjection optique appliquée à la mesure d'écoulements microfluidiques.. Journées Nationales du Réseau Doctoral en Microélectronique (JNRDM 2012), Jun 2012, Marseille, France. hal-00714049

HAL Id: hal-00714049

<https://hal.science/hal-00714049>

Submitted on 3 Jul 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Vélocimétrie par réinjection optique appliquée à la mesure d'écoulements microfluidiques.

Lucie CAMPAGNOLO

CNRS LAAS, 7 avenue du colonel Roche,
F-31077 Toulouse Cedex 4, FRANCE
Université de Toulouse, UPS, INSA, INP,
ISAE, UT1, UTM, LAAS, F-31077 Toulouse
Cedex 4, FRANCE

Email : lucie.campagnolo@alumni.enseeiht.fr

Résumé

Le phénomène de rétro-injection optique (interférences de deux ondes dans le milieu actif d'une diode laser) est utilisé pour des applications métrologiques telles que la mesure de vitesse ou de distance. Dans le cadre de ce projet, cette technologie est appliquée à la mesure de profil d'écoulement dans des puces microfluidiques. L'évolution du signal en fonction de la taille et de la forme du canal microfluidique, du volume de mesure, de la concentration et de la taille des particules est étudiée. Une nouvelle classe de capteurs non invasifs, faible coût et intégrable, est présentée pour la mesure de la microcirculation sanguine in-vivo.

Introduction

Les capteurs à réinjection optique, ou « self-mixing », sont des capteurs compacts et non intrusifs basés sur le principe de l'interférométrie. Ces capteurs, où la diode laser tient le rôle d'émetteur, de récepteur et de micro-interféromètre, présentent un coût de fabrication faible, sont autoalignés et sans contacts, mais conservent la précision de mesure liée à l'interférométrie. Ils sont principalement utilisés pour la mesure de vibrations, de déplacement, de vitesse et d'angle [1]. En particulier, la mesure d'écoulements par self-mixing présente un intérêt pour de nombreuses applications industrielles et biomédicales. A l'échelle macroscopique et millimétrique, des débitmètres performants ont déjà été développés à partir de ce principe [2,3]. De plus, de récentes avancées dans ce domaine ont rendu possible la mesure d'écoulement dans des canaux à plus faible échelle [4].

Nous présentons ici un capteur qui mesure avec une grande précision le profil d'écoulement d'un liquide à l'intérieur d'un canal dont la section est inférieure à 500 μm . Le composant principal de ce capteur est un Vcsel (Vertical-Cavity Surface-emitting laser) à faible coût. L'écoulement est mesuré en analysant directement les changements de la tension du Vcsel, réduisant ainsi la complexité et le coût du système. En comparaison, les capteurs self-mixing classiques utilisent le signal de la photodiode de contrôle inclut dans le packaging du laser [5]. S'en affranchir rend possible une futur intégration du capteur

sur des systèmes opto-fluidiques tout intégrés, de type laboratoire sur puce (lab-on-a-chip) [6]. De plus, le capteur que nous présentons mesure directement l'écoulement à l'intérieur d'un volume de mesure micrométrique, contournant le besoin d'une modélisation préalable du profil de vitesse dans le canal.

Actuellement, l'écoulement dans de très petits canaux, comme les capillaires, est mesuré à l'aide d'une camera rapide opérant à 500 images par secondes [7]. Ce type de camera est cher, encombrant et requiert un traitement du signal complexe afin de discerner un profil d'écoulement. Les avantages des capteurs basé sur l'interférométrie self-mixing (SMI) présentent une alternative attractive aux cameras rapides.

1. Mesure de débit par réinjection optique

Grâce au phénomène de réinjection optique, il est possible de mesurer des vitesses, des distances et des vibrations. En effet, quand une cible en mouvement est éclairée par un faisceau laser, une partie de la lumière rétrodiffusée par la surface de cette cible est réintroduite dans la cavité du laser. Le fonctionnement du laser est alors perturbé. Ces perturbations modulent la fréquence propre et la puissance d'émission du laser, et sont fonction du mouvement de la cible. Elles sont observables sur la tension de jonction de la diode laser.

Quand un faisceau laser est rétrodiffusé par une cible se déplaçant à une vitesse V_{cible} , la fréquence d'émission du laser est décalée d'une quantité Doppler. Dans le cas où cette fréquence décalée est mélangée à la fréquence d'origine, une fréquence de battement f_D apparaît [8]:

$$f_D = \frac{2V_{\text{cible}}n \cos(\theta)}{\lambda} \quad (1)$$

où θ représente l'angle entre le faisceau et la direction de déplacement, n l'indice de réfraction du milieu environnant, et λ la longueur d'onde du laser.

Ainsi, si l'on trace le spectre en fréquence du signal mesuré sur la tension du laser quand celui-ci est pointé sur une cible en mouvement, un pic apparaît à f_D . Il est donc possible de remonter à la vitesse V_{cible} de cette cible à travers la relation (1). Dans le cas où la cible est représentée par un ensemble de particules présentant une distribution de vitesse dans son déplacement, une

distribution de fréquences correspondantes est alors observée dans le spectre. Le type d'interactions entre la lumière cohérente et l'écoulement de particules est traditionnellement divisé en deux régimes : la diffusion simple et la diffusion multiple. Si la concentration en particules est forte, chaque photon du faisceau incident est diffusé par plusieurs particules avant d'être réinjecté dans la cavité laser. Le spectre en fréquence du signal suit alors une distribution. Dans le cas de la diffusion simple, la concentration en particules est faible, et chaque photon n'est rétro-diffusé qu'une seule fois. Le spectre du signal de réinjection représente alors fidèlement la distribution de vitesse du liquide à l'intérieur du volume de mesure. Dans ce cas, l'ajustement du volume de mesure permet de mesurer une partie ou la totalité du profil d'écoulement dans un micro-canal.

La figure 1 illustre la distribution de fréquence mesurée quand un volume inférieur au diamètre du canal est illuminé, en régime de diffusion simple.

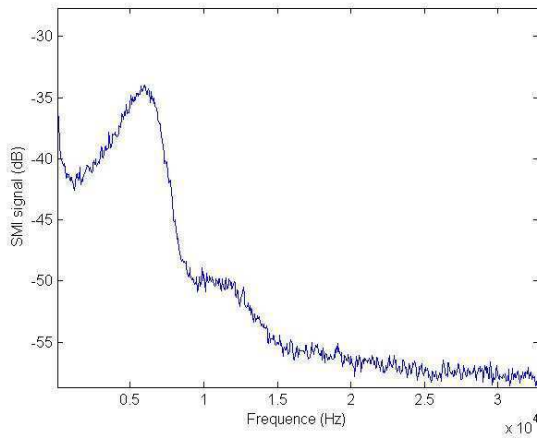


Figure 1. : Spectre du signal SMI en régime de diffusion simple

La fréquence centrale du pic gaussien correspond à la vitesse moyenne à l'intérieur du volume de mesure. En utilisant cette méthode et en scannant le micro canal, il est possible de reconstruire le profil de vitesse en mesurant la fréquence centrale de la gaussienne pour chaque position du capteur. Le processus de balayage du canal est décrit sur la figure 2.

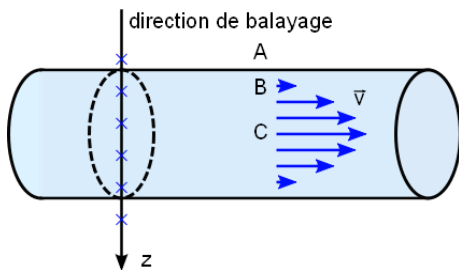


Figure 2. : Schéma de l'écoulement laminaire dans un micro tube à section circulaire et direction de balayage (axe z)

Le nombre de Reynolds qui garantit le caractère laminaire de l'écoulement [9], est calculé par :

$$R_E = \frac{\rho UL}{\mu} = 0.3 \quad (2)$$

Où ρ est la masse volumique du fluide, U la vitesse moyenne du fluide, L le diamètre du canal d'écoulement et μ la viscosité dynamique du fluide. Le mélange injecté étant composé de 98% d'eau et 2% de particules en suspension, on considère en première approximation que ce liquide se comporte comme de l'eau.

Le profil d'écoulement théorique $P(r)$ dans un canal à section circulaire S est parabolique et ne dépend que de la distance au centre du tube r [10]:

$$P(r) = \frac{2Q}{S} \left(1 - \frac{r^2}{R^2} \right) \quad (3)$$

Où Q est le débit moyen et R le rayon du canal.

2. Montage expérimental

Le laser utilisé est un VCSEL de la marque Firecomms, émettant à 665 nm, et dont le courant de seuil est de 0.9 mA. Le laser est piloté par un courant continu de 1,78 mA, ce qui correspond à une zone où le capteur est sensible à la réinjection, garantissant un bon rapport signal sur bruit. Le montage optique (Cf. Figure 3) est constitué de deux lentilles, ce qui permet de garantir un faible volume de mesure, et donc une bonne résolution spatiale. La première lentille (L1) est une lentille de collimation, dont la longueur focale est de 11 mm. La seconde lentille (L2), focalise le faisceau à l'intérieur du tube, et a une longueur focale de 4.51 mm. L'angle entre l'axe optique et la direction de l'écoulement a été mesuré à $75^\circ \pm 0.5^\circ$. Les deux lentilles ont été choisies afin de minimiser la taille du spot laser, et donc d'optimiser la résolution du système. La valeur du diamètre du spot laser théorique de $10 \mu\text{m}$ a été calculée en utilisant la méthode des matrices ABCD. Le volume de mesure est donc de $5,4 \cdot 10^{-15} \text{ m}^3$, ce qui assure une résolution spatiale suffisante pour scanner le canal.

Un canal microfluidique, dont la section est circulaire de diamètre $320 \mu\text{m}$, a été réalisé en Polydiméthylsiloxane (PDMS). Ce canal est monté sur une platine micrométrique 3D motorisée, contrôlée par ordinateur, ce qui permet de contrôler précisément la position du point de focalisation dans le canal (voir Figure 3). Le liquide test utilisé est du lait dilué dans de l'eau déminéralisée (2% lait). Il est injecté dans le canal à l'aide d'un pousse seringue dont on contrôle le débit continu à $20 \mu\text{L}/\text{min}$, ce qui correspond à une vitesse moyenne de $4.1 \text{ mm}/\text{s}$.

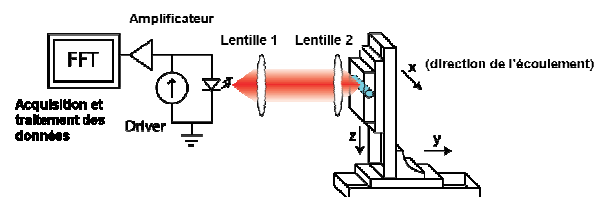


Figure 3. : Montage expérimental

Le signal sur la tension du VCSEL est amplifié par un circuit transimpédance, puis converti en signal numérique afin de permettre le traitement du signal par ordinateur. Un Vi Labview réalise une transformée de Fourier rapide (FFT). 128 FFT ont été moyennées afin de lisser le signal, puis un fit gaussien a été implémenté sur la partie utile du signal, pour déterminer avec précision la fréquence Doppler.

3. Résultats expérimentaux

Le faisceau laser a balayé le canal microfluidique selon l'axe z dans la figure 2, avec un pas de 10 μm , et le signal self-mixing a été enregistré à chaque point de mesure. Ce processus a été répété 8 fois, et le profil résultant a été reconstruit à partir de la moyenne de ces 8 scans. Les résultats sont présentés sur la figure 4. Sur la même figure, le profil parabolique d'écoulement théorique (équation (3)) a été tracé. Les résultats expérimentaux montrent une bonne concordance avec la loi théorique, particulièrement dans la partie centrale du profil. En effet, l'augmentation de l'erreur aux parois peut s'expliquer par les imprécisions sur la mesure de la fréquence centrale quand celle-ci est dans le domaine des basses fréquences, la gaussienne se confondant peu à peu avec le bruit basse fréquence. L'erreur est maximale pour des vitesses en dessous de 2 $\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$, où l'erreur relative atteint 4.5 %.

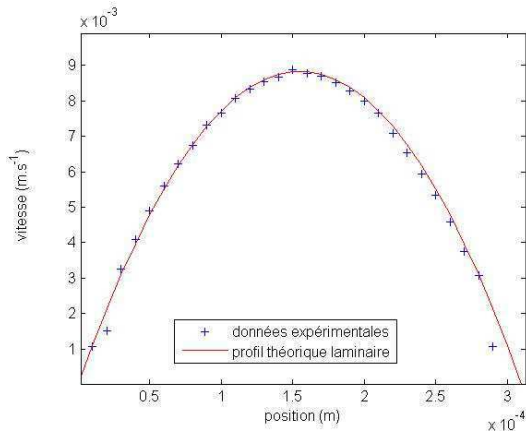


Figure 4 : Profil d'écoulement dans le micro canal théorique et expérimental.

La Figure 5 présente la superposition de 8 scans consécutifs, afin de quantifier la stabilité du capteur.

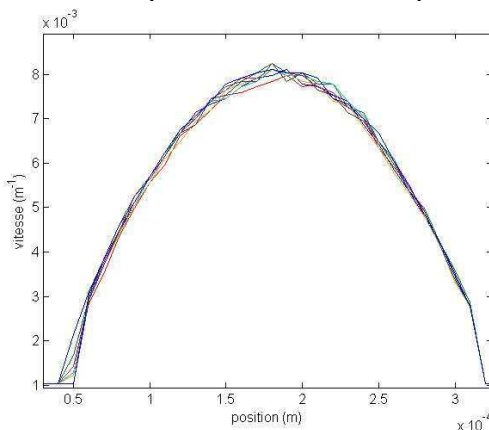


Figure 5 : Profil de vitesse pour 8 scans consécutifs

L'écart type par rapport à la vitesse maximum d'écoulement est inférieur à 5 %, ce qui indique une répétabilité satisfaisante (Figure 6). Augmenter l'angle entre le faisceau laser et l'axe perpendiculaire à la direction de l'écoulement du fluide permettra de contourner les difficultés liées à la superposition du signal utile et du bruit BF pour des écoulements lents. Le pic Doppler sera décalé vers les hautes fréquences, rendant possible la mesure d'écoulement très lents dans les microcanaux.

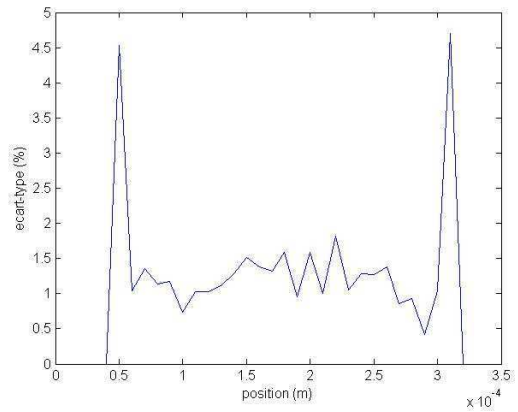


Figure 6 : Répétabilité pour 8 scans

4. Conclusion

Nous avons présenté ici un capteur basé sur le principe de l'interférométrie Self-mixing, permettant de mesurer avec précision le profil d'écoulement d'un fluide dans des canaux micrométriques. Nous avons reconstruit le profil de vitesse dans un canal à section circulaire de 320 μm . Le système présente un écart type de mesure inférieur à 5 % pour 8 scans consécutifs, ce qui indique une bonne répétabilité de la mesure.

Cette nouvelle technologie ouvre des possibilités pour une nouvelle classe de capteurs faible coût ainsi que pour des systèmes miniaturisés du type lab-on-chip. Ces capteurs sont attractifs pour les marchés existants, ainsi que pour les marchés émergents par leur faible encombrement et leur facilité de mise en place. De plus, le faible coût ainsi que la compacité de ce capteur rend possible l'apparition de matrices de capteurs microfluidiques transportables. Ces matrices de capteurs permettront de s'affranchir du balayage du canal, en acquérant plusieurs points de mesure simultanés. Le temps de mesure sera réduit, ainsi que les instabilités mécaniques dues au déplacement du canal. De plus, la matrice de capteurs pourrait être intégrée dans un système plus complexe, et être changé indépendamment du système initial. Ainsi, le marché traditionnel bénéficiera de la facilité d'utilisation ainsi que de la flexibilité de ces capteurs peu chers, réduisant ainsi les problèmes d'usure des systèmes en remplaçant seulement le bloc des capteurs.

Références

- [1] T. Bosch, C. Bes, L. Scalize & G. Plantier, “*Optical Feedback Interferometry*”, Encyclopedia of Sensors, X (2005) pp. 1,20
- [2] F. F. M. de Mul, M. H. Koelink, A. L. Weijers, J. Greve, J. G. Aarnoudse, R. Graff, A. C. M. Dassel, “*Self-mixing laser-Doppler velocimetry of liquid flow and of blood perfusion in tissue*”, Appl. Opt., **31**, pp. 5844–5851, 1992.
- [3] R. Kliese, Y. L. Lim, E. Stefan, J. Perchoux, S. J. Wilson and A. D. Rakic, “*Rapid scanning flow sensor based on self-mixing effect in a VCSEL*”, Conference on Optoelectronics and Microelectronic Materials and Devices, Dec 2010.
- [4] Y. L. Lim, R. Kliese, K. Bertling, K. Tanimizu, P. A. Jacobs, and A. D. Rakic, “*Self-mixing flow sensor using a monolithic VCSEL array with parallel readout*”, Opt. Express **18**, 11720-11727 (2010)
- [5] Y. L. Lim, K. Bertling, P. Rio, J. Tucker, and A. Rakic, “*Displacement and distance measurement using the change in junction voltage across a laser diode due to the self-mixing effect*”, **6038**, pp. 60381 – (Brisbane, Australia, 2006).
- [6] J. Godin, C. Chen, S. Cho, W. Qiao, F. Tsai, and Y. Lo, “*Microfluidics and photonics for Bio-System-on-a-Chip: A review of advancements in technology towards a microfluidic flow cytometry chip*”, Journal of Biophotonics **1**, **5**, 355-376 (2008).
- [7] M. Tomita, Y. Tomita, M. Uekawa, H. Toriumi, N. Suzuki, “*Oscillating neuro-capillary coupling during cortical spreading depression as observed by tracking of FITC-labeled RBCs in single capillaries*”, NeuroImage, **56**, Issue 3, 1 June 2011, Pages 1001-1010.
- [8] C. Riva, B. Ross and G.B. Benedek, “*Laser Doppler measurements of blood flow in capillary tubes and retinal arteries*”, Investigative Ophthalmology and Visual Science, **11**, pp. 936-944 (1972)
- [9] G.K. Batchelor, “*An introduction to fluid dynamics*”, Cambridge univ. press, **2000**
- [10] E.W. Washburn, “*The dynamics of capillary flow*”, Physical review, **17**, pp. 273, (1921)