

# Applications de la micro-PIV dans des écoulements libre et confiné.

M. R. Vetrano\*, V. Ruwet\*, F. Lebeau\*\*, P. Corieri\*, J. van Beeck\* and M. Riethmuller\*

\*Institut von Karman de Dynamique des Fluides, Chaussée de Waterloo 72, B – 1640  
Rhode-Saint-Genèse, Belgique

\*\*Faculté Universitaire des Sciences Agronomiques de Gembloux -UMC,  
2 passage des déportés, 5030 Gembloux, Belgique

vetrano@vki.ac.be

L'objectif de cette communication est l'étude de deux micro-écoulements différents au moyen d'un système de micro-PIV non inversé. Ces écoulements diffèrent entre eux par les aspects suivants: Le premier, un écoulement pulmonaire, est représentatif d'un flux stationnaire confiné. Le second, la formation de gouttelettes par un capillaire contrôlé par un cristal piézoélectrique, est représentatif d'un écoulement périodique à surface libre.

La faisabilité de ce type de mesure est évaluée en mettant l'accent sur le fait que ces expérimentations ont été menées sur des micro-écoulements courbes tridimensionnels.

## 1 Introduction

La micro-PIV consiste en une extension de la technique classique de vélocimétrie par image de particules pour l'étude des écoulements à l'échelle micrométrique. Cette technique a été présentée pour la première fois par Santiago et al. à la fin des années quatre-vingt-dix [1] [2]. Dans ses premières expérimentations, Santiago utilisait des particules fluorescentes de 300  $\mu\text{m}$  pour observer un écoulement de Hele-Shaw autour d'un obstacle cylindrique de 30  $\mu\text{m}$  de diamètre. Par la suite des mesures dans un micro-canal rectangulaire furent réalisées. Beaucoup d'autres études ont été menées pour analyser les capacités et les désavantages de la technique micro-PIV. Des problèmes liés à la profondeur de champ ou à la faible concentration en particules sont actuellement relativement bien résolus [1], [2], [3], [4]. L'objectif de cette communication est l'étude de deux micro-écoulements différents au moyen d'un système de micro - PIV non inversé. Ces écoulements diffèrent entre eux par les aspects suivants: Le premier, un écoulement pulmonaire, est représentatif d'un flux stationnaire confiné. Le second, la formation de gouttelettes produites par un capillaire contrôlé par un cristal piézoélectrique, est représentatif d'un écoulement périodique à surface libre.

Les poumons, indispensables à la vie évoluée, permettent les échanges gazeux air/sang, mais sont quotidiennement assiégés par les polluants divers en suspension dans l'air ambiant. Mieux comprendre les mécanismes complexes gouvernant le comportement des particules d'aérosol dans l'appareil respiratoire humain permettra dès lors de développer des outils de diagnostic et de protection efficaces mais aussi des traitements adéquats pour les nombreuses maladies pulmonaires existantes. Si beaucoup d'investigations numériques ont déjà été réalisées sur la dépôt des particules d'aérosol, peu de données expérimentales sont disponibles pour la validation de ces codes numériques [5], [7].

La technologie jet d'encre connaît un large développement. La compréhension des principaux phénomènes physiques à la base de ce procédé complexe est de première importance pour la progression de telles technologies. Les performances du procédé d'impression à jet d'encre sont fortement dépendantes du choix des paramètres rhéologiques appropriés. En particulier, la formation de gouttelettes satellite est en général liée à la manière dont les gouttelettes se forment à partir du jet liquide éjecté par la buse d'impression. Alors que des mesures de micro-PIV peuvent être réalisées aisément dans les canaux de la tête d'impression, il serait plus complexe de mesurer le champ de vitesse au sein des buses qui ont en général une forme toroïdale. Il serait également plus complexe de mesurer le champ de vitesse au sein du jet et des micro-gouttes.

Ce papier a pour objet des applications de la technique micro-PIV à des situations expérimentales proches de celles mentionnées ci-dessus.

## 2 La technique de mesure

### 2.1 Configuration optique

La technique micro-PIV peut être vue comme une PIV standard à la différence que le plan de mesure n'est plus défini par un plan laser mais par le plan de mesure d'un système de microscopie épifluorescente. L'ensemencement utilisé est constitué par des particules de polyester fluorescentes sub-micrométriques possédant un décalage de Stokes de plus de 40 nm. Un schéma simplifié de la configuration optique d'un système micro-PIV est présenté à la Figure 1.

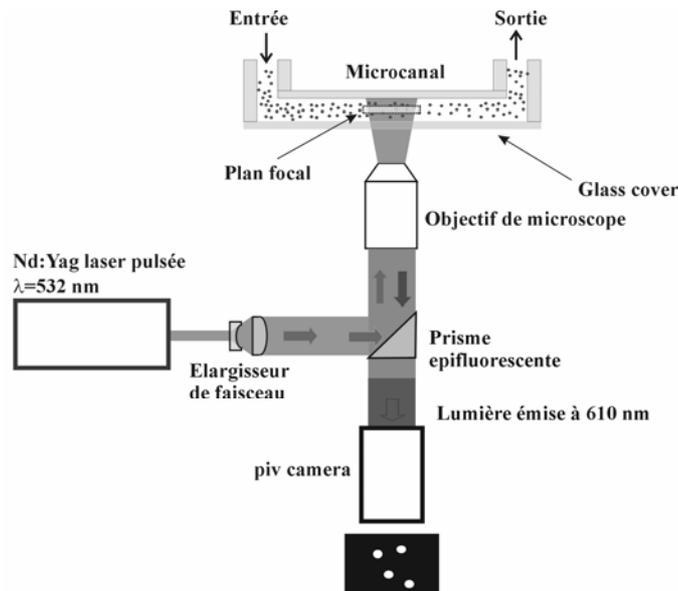


Figure 1 : Schéma de la configuration optique d'un système de micro-PIV

Le faisceau d'un laser pulsé Nd-Yag possédant une longueur d'onde  $\lambda$  de 532 nm est élargi par un système de lentilles et dirigé au moyen d'un prisme épifluorescent au travers de l'objectif du microscope. La lumière provenant de l'objectif illumine un volume déterminé du micro-canal au sein duquel le fluide ensemencé de particules fluorescentes s'écoule. Les particules fluorescentes sont excitées par la lumière du laser et réémettent dans une bande spectrale différente (Figure 2). La lumière réémise est collectée par l'objectif du microscope et après être passé par le prisme épifluorescent est dirigé sur une caméra PIV synchronisée qui acquiert les images de particules.

### 2.2 Profondeur de mesure et concentration de particule

La principale différence entre une configuration optique PIV classique et celle en micro-PIV réside dans le fait que le plan de mesure n'est pas défini par un plan laser. L'écoulement est illuminé sur toute sa profondeur et le plan de mesure est défini par la profondeur de champ de la configuration optique. En raison de cette configuration particulière, le rapport signal – bruit pour des mesures instantanées du champ de vitesse est faible si certaines précautions ne sont pas prises en compte. En effet, les particules en dehors du champ peuvent émettre de la lumière qui est collectée par le microscope mais qui n'est pas inter-corrélée. Les études montrent qu'une voie pour réduire ce problème est d'utiliser une faible concentration en particules ou de réduire l'épaisseur du canal de mesure [3]. Malheureusement, cette diminution de la concentration de particules restreint le nombre de particules présentes dans les fenêtres de corrélation et donc empêche l'utilisation de l'algorithme standard d'inter-corrélation pour lequel un minimum de 10 particules par fenêtre est nécessaire.

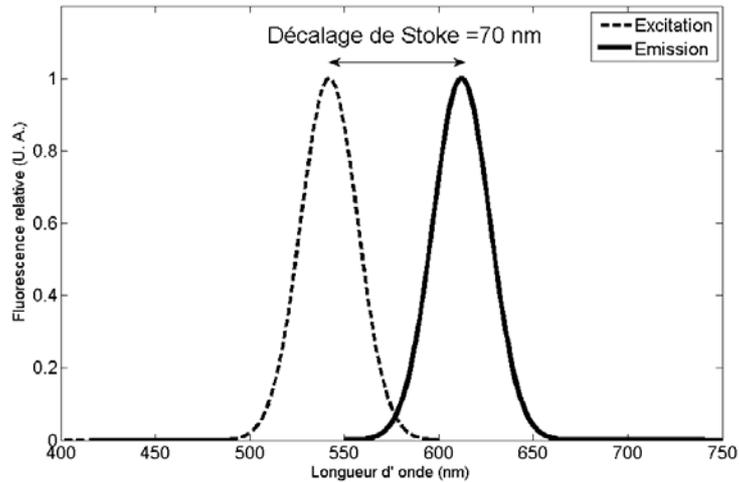


Figure 2 : Exemple de décalage de Stokes d'un type de particules utilisées en Micro – PIV

### 2.3 Moyenne d'ensemble

Comme les écoulements rencontrés en micro fluide sont en général laminaires, et soit stationnaire soit périodique, il n'est pas nécessaire de mesurer le champ de vitesse instantané car le champ de vitesse moyen est suffisant. La méthode de la moyenne d'ensemble a été introduite par Meinhart et al. [4]. Cette méthode calcule en effet la fonction de corrélation moyenne comme la somme des fonctions de corrélation issues de la corrélation croisée de simples images :

$$\overline{R}_{AB}(s) = \overline{\iint A(X)B(X+s) \cdot d^2X} = \iint \overline{A(X)B(X+s)} \cdot d^2X = \iint [A_1B_1 + A_2B_2 + \dots + A_NB_N] \cdot d^2X \quad (1)$$

La fonction de corrélation est fortement améliorée par la méthode de la moyenne d'ensemble comme cela peut être observé à la Figure 3

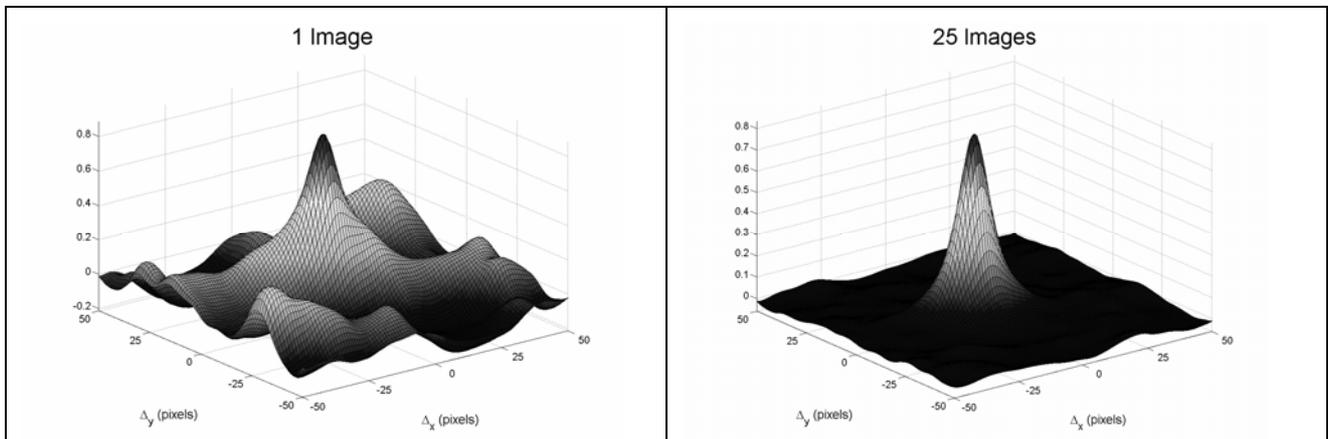


Figure 3 : Amélioration du rapport signal bruit à travers l'utilisation de la méthode de la moyenne d'ensemble

## 3 Les manipulations expérimentales

### 3.1 Ecoulement pulmonaire

Les précédentes études utilisaient des modèles in vitro agrandis pour faciliter les mesures de champ de vitesse, par PIV notamment. La micro PIV permet aujourd'hui de mesurer dans des modèles de bifurcations pulmonaires à l'échelle 1:1. Cette étude concerne la première bifurcation de l'acinus humain, i.e. une bifurcation dont le diamètre des conduits aériens est de l'ordre de 400  $\mu\text{m}$ . Un modèle de bifurcation a été construit par stéréolithographie. Cette technique de

prototypage rapide permet d'usiner une micro bifurcation composée de canaux circulaires de 540  $\mu\text{m}$  de diamètre pour la branche mère et 330  $\mu\text{m}$  de diamètre pour la branche fille (Figure 4 gauche). Ces dimensions correspondent à la bifurcation reliant les générations 17 et 18 du modèle pulmonaire de Weibel. De l'eau déminéralisée ensemencée avec des particules fluorescentes de 3 microns de diamètre a été utilisée comme fluide technique. L'écoulement est établi par deux micro-seringues placées en aval des branches filles de la bifurcation. La même vitesse de déplacement a été imposée aux pistons de ces seringues, permettant d'aspirer exactement le même débit (0.11  $\mu\text{l/s}$ ) dans les deux branches filles.

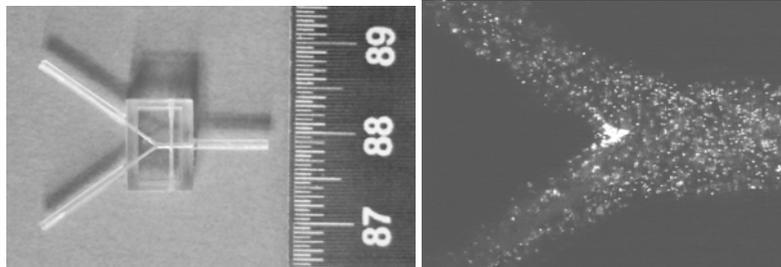


Figure 4 Modèle de bifurcation usinée par stéréo lithographie(gauche) et exemple d'image de micro PIV (droite)

L'accès optique réduit dans les branches filles est responsable du haut niveau de bruit dans les images Micro PIV (Figure 4 droite). Pour palier à la mauvaise qualité optique du modèle dans certaines régions, et en particulier dans les branches filles, un algorithme combinant la superposition d'images et la moyenne d'ensemble des fonctions de corrélation a été utilisé. En effet, étant donné le peu de particules visibles dans ces zones peu transparentes, certaines corrélations de deux images individuelles peuvent présenter une forme complètement distordue, i.e. un rapport signal bruit très faible. Ces corrélations extrêmement bruitées peuvent biaiser la corrélation obtenue par la moyenne d'ensemble des corrélations individuelles si le nombre d'images prises en compte pour obtenir la corrélation moyenne n'est pas suffisamment élevé.

Après soustraction du fond et un filtrage d'intensité, les N paires d'images acquises sont sommées M à M pour former N/M paires de super images où une super image est la somme de M images simples. Ces N/M paires de super images sont ensuite inter-corrélées. La fonction de corrélation moyenne est alors obtenue à partir de ces N/M super images dont la concentration en traceurs a été artificiellement augmentée par rapport aux images originales. Cette méthode hybride permet d'éviter d'inclure dans la moyenne d'ensemble des corrélations individuelles complètement distordues obtenues à partir de deux fenêtres où seulement un ou deux traceurs sont visibles.

### 3.2 Ecoulement libre

Un tube capillaire de section de sortie de 70 microns contrôlé par un élément piézoélectrique annulaire a été utilisé pour générer des gouttelettes liquides dans l'air (écoulement libre). Le signal utilisé pour contrôler l'élément piézoélectrique est une sinusoïde de fréquence 8 kHz. Le liquide utilisé est un mélange 50% eau – 50% glycérine. L'image de gauche de la Figure 5 présente le tube capillaire sous l'objectif du microscope tandis que l'image de droite présente une image de micro-PIV.

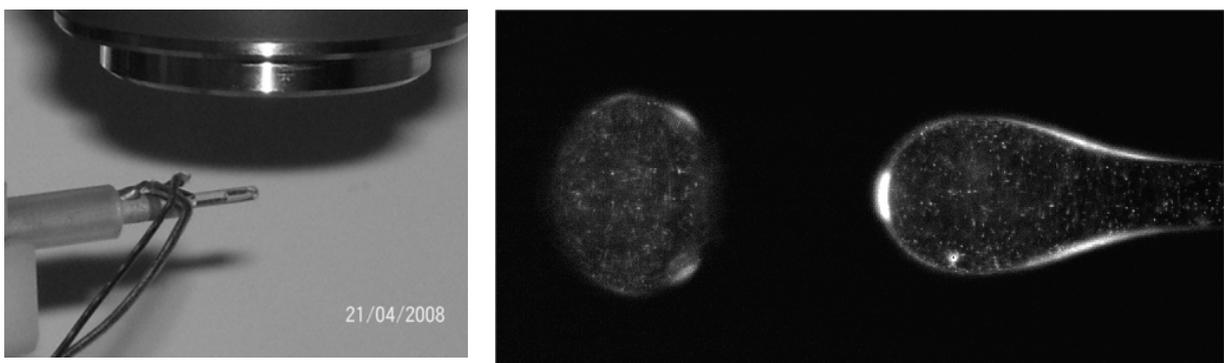


Figure 5 : Gauche, image du tube capillaire, droite exemple d'image de micro-PIV

La méthode utilisée pour réaliser les mesures est la suivante. Un dispositif pousse-seringue est utilisé pour contrôler un écoulement à un débit constant dans le tube capillaire. L'élément piézoélectrique est mis en vibration par une onde sinusoïdale à la fréquence  $f_c$ . Pour réaliser la prise d'images, deux signaux synchronisés sont générés par une carte génératrice de signaux analogiques. Le premier signal est amplifié pour actionner l'élément piézoélectrique. Le second (trigger) est utilisé pour déclencher le système de PIV laser. La fréquence du signal trigger  $f_t$  est inférieure à 5 Hz pour être compatible avec la fréquence maximale d'acquisition de la caméra. Par ailleurs, la période du signal trigger est adaptée de manière à réaliser une séquence stroboscopique de  $n_1$  acquisitions couvrant un cycle du signal de contrôle de l'élément piézoélectrique. Cela permet d'obtenir une séquence d'image régulièrement déphasées. La même séquence de signaux est répétée  $n_2$  fois successivement pour obtenir  $n_2$  répétitions synchronisées pour chaque pas de phase ( $n_1 \times n_2$  étant limité par le nombre maximum d'image prise par la caméra). De telle manière un événement de rupture de veine fluide peut être divisé en un nombre défini de pas de temps et peut être analysé en fonction du temps. De plus la stroboscopie offre la possibilité d'utiliser la corrélation d'ensemble pour l'analyse d'image. En particulier ici, le champ vectoriel de vitesse présenté est mesuré en utilisant un maximum de 4 paires d'images pour calculer la moyenne d'ensemble. La vitesse de sortie du jet à la sortie du tube capillaire est soustraite du champ de vitesse mesuré par micro-PIV de manière à visualiser les mouvements internes du fluide (vitesse relative). Les essais ont été réalisés à débit constant, et donc à vitesse de sortie de buse similaire, de manière à rendre les comparaisons plus robustes.

## 4 Résultats

### 4.1 Ecoulement pulmonaire

Le champ de vitesse dans la bifurcation a été mesuré par micro-PIV pour un nombre de Reynolds de 0.52 dans la branche mère et de 0.42 dans les deux branches filles correspondant respectivement aux générations 17 et 18 du modèle de Weibel. Les résultats, présentés à la Figure 6, ont été obtenus à partir de 450 paires d'images originales ( $N=450$ ), combinées en 45 paires de super images, où chaque super image est la somme de 10 images originales ( $M = 10$ ).

Les profils de vitesse dans la branche mère présentent une forme parabolique, en accord avec la théorie de Poiseuille pour des écoulements à très faible  $Re$ . Dans la branche mère, l'intégration des profils de vitesse sur la section droite permet de retrouver le débit imposé par le pousse seringue avec seulement 2,5 % de différence. Le champ de vitesse dans les branches filles est, quant à lui, sous estimé de 10 à 20% par rapport aux vitesses attendues pour le débit imposé.

Cependant, cette sous estimation peut être expliquée par le mauvais aspect optique dans les branches filles engendrant énormément de bruit dans les corrélations. La corrélation d'ensemble des 450 paires d'images initiales mène à de grosses erreurs sur la mesure de la vitesse dans les zones de faible accès optique (Figure 7 gauche). Notamment les vitesses les plus importantes sont mesurées aux parois et non au centre du canal comme attendu. Seule l'utilisation de la méthode hybride de corrélation décrite au paragraphe précédent permet de retrouver des vitesses nulles aux parois et maximales au centre du conduit (Figure 7 droite). Il est important de remarquer que le nombre d'images combinées dans une super image, i.e. le paramètre  $M$ , doit être ajusté avec attention. En effet, un nombre  $M$  trop important mènera à une diminution du contraste des particules et à un niveau de bruit trop important, tandis qu'un nombre  $M$  trop faible mènera à des vitesses erronées par manque de traceurs. Le paramètre  $M$  a été choisi égal à 10 pour optimiser le rapport signal/bruit pour une fenêtre caractéristique des branches filles, mais ne détériore pas la mesure dans la branche mère grâce à la robustesse de la technique de corrélation d'ensemble.

Malgré la nette amélioration des résultats, la vitesse du fluide dans les branches filles reste sous-estimée à cause des problèmes optiques. De part leur taille réduite, les branches filles présentent un mauvais état de surface de leurs parois tandis que l'état de surface de la branche mère est beaucoup plus lisse, car son diamètre est presque le double de celui des branches filles. De plus, le procédé de mise à forme par stéréo lithographie, fabriquant le modèle par un assemblage de couches de 50  $\mu\text{m}$  placées l'une à la suite de l'autre, induit des variations locales et périodiques de l'indice de réfraction du modèle.

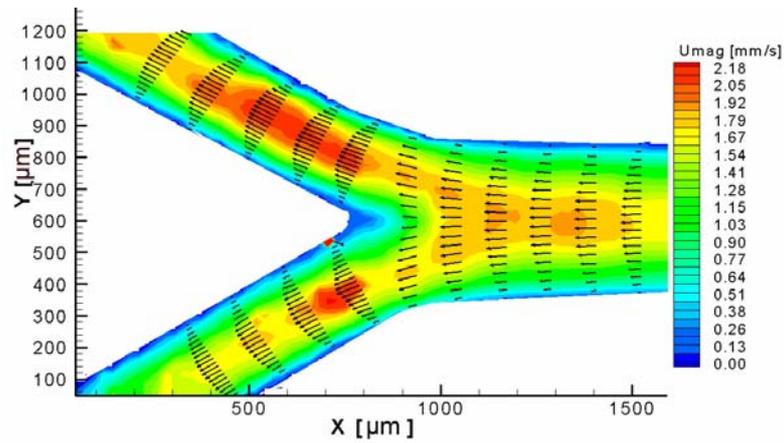


Figure 6 : Champ de vitesse mesuré par traitement hybride de 450 paires d'images

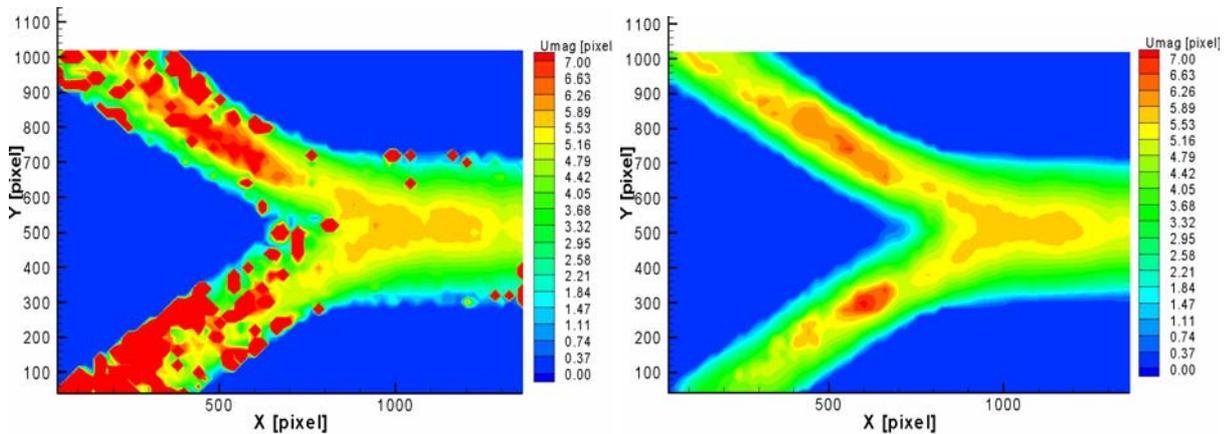


Figure 7 : Champs de vitesse obtenu par corrélation d'ensemble de 450 images (gauche) et par méthode hybride à partir de 450 images originales combinées 10 à 10 en 45 super images ( $M=10$ )

Le mauvais état de surface pour de petites géométries et la variation d'indice de réfraction à l'intérieur même du modèle sont deux défauts majeurs de ce processus de fabrication. Pour démontrer que cette sous-estimation est la conséquence directe d'un accès optique limité, les vitesses le long de la ligne médiane d'une branche fille ont été mesurées en utilisant d'une part de l'eau distillée ( indice de réfraction = 1,33) et d'autre part une solution aqueuse de 60% en masse de glucose (indice de réfraction = 1,44). L'indice de réfraction du modèle étant en moyenne de 1,52, la mesure dans la solution de glucose est moins sensible aux problèmes d'état de surface et de variation d'indice de réfraction. Les vitesses mesurées dans cette dernière sont, en effet, en moyenne dix pourcent plus importantes que les vitesses mesurées dans l'eau (Figure 8).

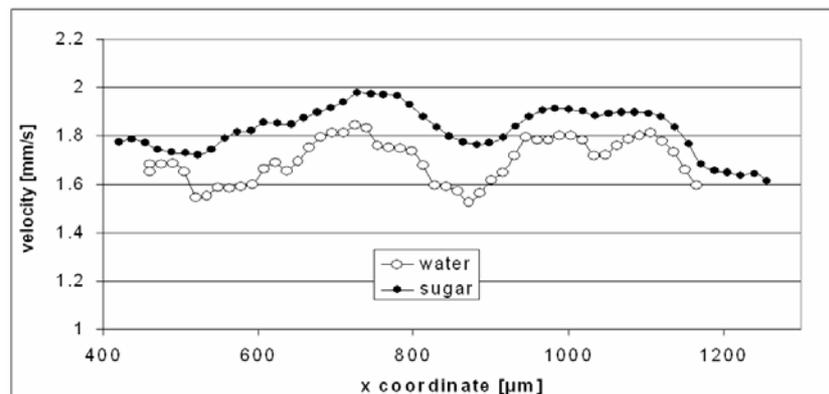


Figure 8 : Norme de la vitesse le long de la ligne médiane d'une branche fille dans une solution d'eau distillée (water) et dans une solution aqueuse de glucose 60% (sugar)

## 4.2 Écoulement libre

La distribution de la vitesse relative à l'intérieur d'une goutte durant sa formation a été mesurée par micro-PIV grâce à un ensemencement du liquide au moyen de particules fluorescentes de  $0.86 \mu\text{m}$ . La Figure 9 présente le champ de vitesse interne d'une goutte en cours de séparation du jet liquide. La vitesse moyenne du jet  $V_m$  selon l'axe X avoisine 3 mètres par seconde. Le champ de vitesse de la Figure 9 est relatif à la vitesse  $V_m$ . Il permet d'observer la manière dont la recirculation s'opère à l'intérieur du bulbe liquide principal. Par ailleurs, en raison de l'élongation du bulbe, le liquide à la surface de la goutte décélère.

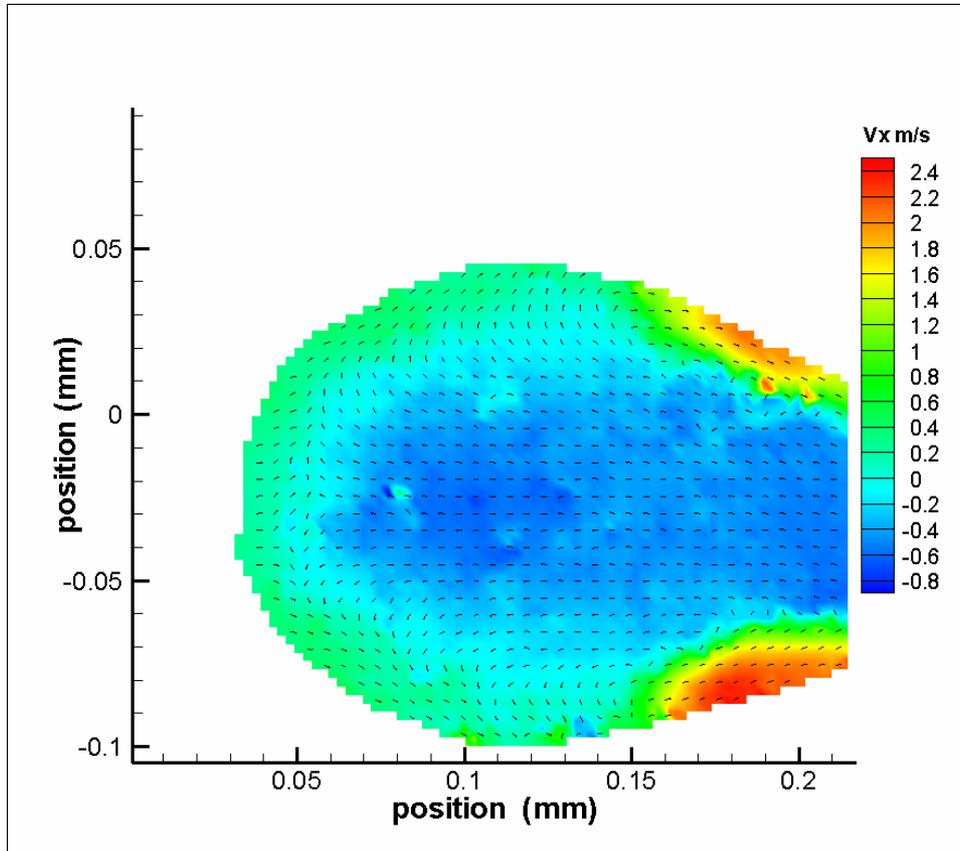


Figure 9 : Champ de vitesse interne au sein d'une goutte se détachant d'un jet liquide.

De plus, différents plans de mesure, espacé de  $20 \mu\text{m}$  ont été sélectionnés de manière à permettre une reconstruction tridimensionnelle du champ de vitesse au sein dans un écoulement (voir Figure 10).

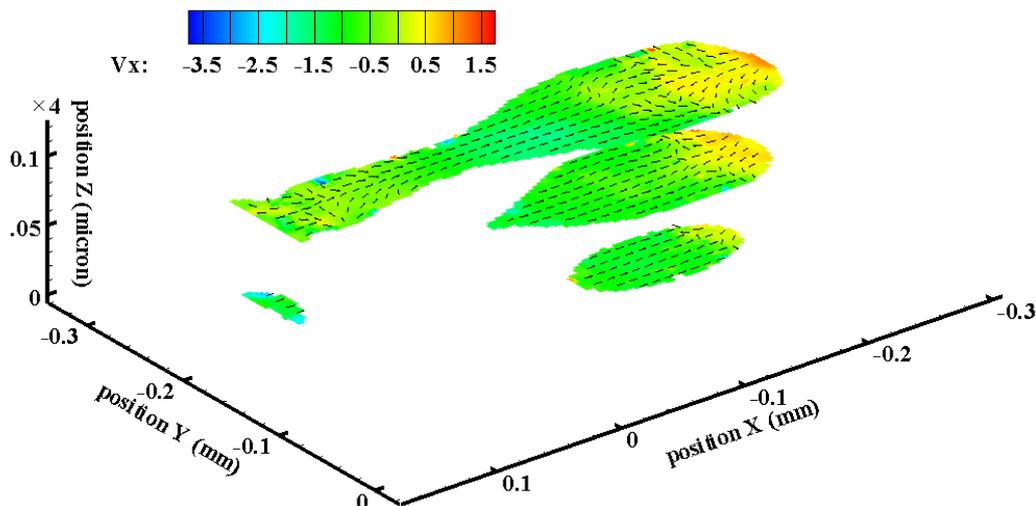


Figure 10: Reconstruction du champ de vitesse au sein de l'écoulement.

## 5 Conclusions

En conclusion, deux applications émergentes de la technique micro-PIV ont été présentées. Il a été montré que la technique est flexible et adaptable pour mesurer le champ de vitesse au sein d'objets courbes. Dans le cas des écoulements pulmonaires, des mesures de champ de vitesses ont été réalisées par micro-PIV dans un modèle de bifurcation pulmonaire à échelle 1:1 usiné par stéréolithographie. Pour palier à la mauvaise qualité optique de certaines zones, une méthode hybride d'interrogation des images PIV a été employée. Cette technique hybride a permis d'améliorer fortement les résultats même si les deux défauts optiques majeurs engendrés par le procédé de stéréolithographie.

Dans le cas des écoulements libres, la possibilité de mesurer le champ de vitesse interne d'une goutte pendant son détachement d'un jet liquide a été démontrée. De plus, par l'usage de gros grossissements, différentes profondeurs dans le micro écoulement peuvent être sélectionnées et une reconstruction tridimensionnelle du champ de vitesse peut être réalisée.

## 6 Références

- [1] J. G. Santiago, S. T. Wereley, C. D. Meinhart, D. J. Beebe and R. J. Adrian, "A micro particle image velocimetry system", *Exp. Fluids* 13, 105-116 (1998)
- [2] C. D. Meinhart, S. T. Wereley and J. G. Santiago, "PIV measurement of a microchannel flow", *Exp. Fluids* 27, 414-419 (1999)
- [3] C. D. Meinhart, S. T. Wereley and M. H. B. Gray, "Volume illumination for two-dimensional particle image velocimetry", *Meas. Sci. Technol.* 11, 809-814 (2000)
- [4] C. D. Meinhart, S. T. Wereley and J. G. Santiago, "A PIV algorithm for Estimating time-averaged velocity fields" *Journals of fluid engineering*, 122 285-289 (2000)
- [5] Henry F.S., Butler J.P., Tsuda A., "Kinematically irreversible acinar flow: A departure from classical dispersive aerosol transport theories" *Journal of Applied Physiology*, 92, pp. 835-845, 2002.
- [6] Van Ertbruggen C., Corieri P., Theunissen R., Riethmuller M.L., Darquenne C., "Validation of CFD predictions of flow in a 3D alveolated bend with experimental data", *Journal of Biomechanics*, 41, Issue 2, 399- 405, 2008.
- [7] Weibel E.R., "Morphometry of the Human Lung", Academic Press Inc., New York, Springer Verlag, 1963.