Contrôle en pression du coécoulement de deux liquides miscibles

I Bihi, D Vesperini, B. Kaoui, A Le Goff

▶ **To cite this version:**

I Bihi, D Vesperini, B. Kaoui, A Le Goff. Contrôle en pression du coécoulement de deux liquides miscibles. 24ème Congrès Français de Mécanique, Aug 2019, Brest, France. hal-02405299

HAL Id: hal-02405299
https://hal.science/hal-02405299

Submitted on 11 Dec 2019

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.

Contrôle en pression du coécoulement de deux liquides miscibles

I. Bihi, D. Vesperini, B. Kaoui, A. Le Goff

Laboratoire de Biomécanique et Bioingénierie - UMR 7338 CNRS UTC Alliance Sorbonne Université
Centre de recherches de Royallieu, 60 200 Compiègne, France
anne.le-goff@utc.fr

Résumé

Les circuits microfluidiques comportant une jonction en croix permettent de générer le coécoulement de deux fluides. De tels dispositifs sont fréquemment utilisés avec des liquides non miscibles pour produire des émulsions. Nous étudions ici un coécoulement miscible constitué d'un filet d'eau autour duquel s'écoule un mélange eau-glycérol. Nous explorons les conditions permettant d'obtenir un jet d'eau en aval de la jonction. En particulier, nous comparons le controle en pression, utilisé dans cette étude, avec le contrôle en débit plus classiquement utilisé pour piloter les écoulements. Nous mesurons la largeur du jet en fonction des pressions imposées aux entrées du système et du contraste de viscosité entre les deux fluides. Nous montrons que les dimensions du jet peuvent être exprimées par des lois d'échelle en fonction du rapport des débits, qui n'ont pas d'équivalent simple pour prédire ces dimensions en fonction des pressions. Nous discutons enfin de l'application de ce système pour centrer des particules dans un canal microfluidique.

Abstract

Microfluidic cross-junctions allow to generate the coflow of two fluids. Such devices are widely used with non-miscible fluids to prepare emulsions. We study here a miscible coflow where a water-glycerol mixtures flows around a pure water core. We explore the conditions allowing a stable central water jet. We measure the jet width as a function of the applied inlet pressures, varying the viscosity contrast. We show that scaling laws exist to predict the jet width as a function of the flow rate ratio, but not as a function of the pressure ratio. We discuss the application of this system to center particles in a microfluidic channel.

Mots clefs : microfluidique, interface, fluides miscibles, jet

1 Introduction

La focalisation hydrodynamique (flow focusing) consiste à faire se rencontrer deux fluides dans une jonction, de façon à ce que le fluide extérieur enveloppe le fluide intérieur. Ce procédé est classiquement utilisé pour produire et générer des mousses et des émulsions [1, 2]. En effet, les forces capillaires s'opposent à l'entraînement visqueux du fluide intérieur par le fluide extérieur et provoque sa fragmentation

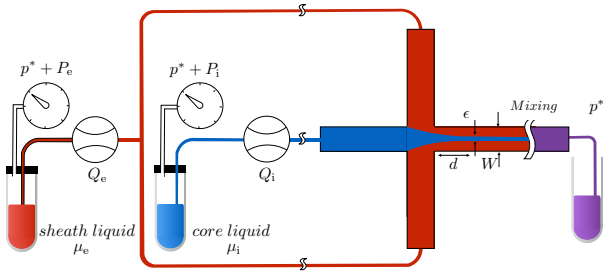

FIGURE 1 – Schéma du montage expérimental utilisant un contrôleur de pression pour injecter dans la puce deux liquides miscibles de viscosités μ_i et μ_e et et deux débitmètres pour mesurer les débits dans les deux entrées.

en gouttelettes ou en bulles. Si les deux fluides sont miscibles, ces forces disparaissent et des structures très allongées peuvent se former. Dans la configuration où le fluide intérieur est le plus visqueux, il forme un filament animé d'un mouvement quasi-solide. A l'inverse, si le fluide extérieur est le plus visqueux, les gradients de vitesse se concentrent dans le fluide intérieur sous la forme d'un jet [3]. La situation du filament est la plus étudiée dans la littérature, notamment parce qu'elle permet la fabrication de fibres [4]. Les jets ont été bien moins étudiés, mais une étude récente a montré que lorsque le jet est stable, sa largeur dépend du rapport des débits et des viscosités en suivant une loi d'échelle [5]. Cette étude a été réalisée dans des canaux en verre à section carrée et, comme la plupart des travaux de la littérature, en contrôlant le débit des fluides à l'entrée du circuit. Piloter l'écoulement en débit ou en pression est strictement équivalent lorsque la résistance hydraulique du circuit est fixe, mais ce n'est pas le cas lors de l'écoulement de particules qui peuvent obstruer les canaux, lors de la culture dynamique de cellules qui prolifèrent dans les chambres, ou dans le cas d'écoulements diphasiques. Dans le cas des coécoulements de liquides non-miscibles, des études ont été réalisées pour déterminer les conditions permettant la génération de gouttelettes et le contrôle de leurs propriétés grâce à la variation des pressions imposées au système [6, 7]. L'objectif du présent travail est d'étudier l'influence des pressions d'entrée sur la forme du jet afin d'utiliser le système pour centrer des particules dans un microcanal.

2 Matériel et méthodes

Les systèmes microfluidiques sont fabriqués en PDMS par des techniques standard de lithographie douce. Les motifs ont une épaisseur uniforme $H = 50$ μm. Les canaux d'entrée et de sortie se rencontrent pour former une jonction en croix, ainsi que représenté sur la figure 1. Leur largeur W est identique pour les entrées et pour la sortie et vaut $W = 50$, 100 ou 200 μm. Les liquides utilisés sont de l'eau pour l'entrée centrale ($\mu_\mathrm{i} = 1cP$) et un mélange eau-glycérol pour l'entrée extérieure dont la viscosité, mesurée à l'aide d'un rhéomètre cône-plan (Haake, Thermofisher Scientific), vaut 69 cP. Au cours de la perfusion, la puce est placée sur un microscope inversé (Leica DMI8) équipé d'une caméra CCD (Photron SA3). A une distance $d = 6H$ de la jonction, on mesure la largeur ϵ du jet. Un contrôleur de pression (Fluigent MFCS-EZ) permet d'imposer dans les réservoirs de liquide intérieur et extérieur des surpressions P_i et P_e comprises entre 0 et 2 bars par rapport à la pression atmosphérique, qui règne dans le réservoir de sortie. Les réservoirs sont reliés aux entrées et à la sortie de la puce par des tubes capillaires de PEEK de 250 μm de diamètre. Les débits dans les deux entrées Q_i et Q_e sont mesurés à l'aide de débitmètres (Flowell, Fluigent) recalibrés à chaque changement de liquide. Les gammes de pression et de débit testées sont choisies de façon à pouvoir distinguer la pseudo-interface entre eau et glycérol par microscopie optique.

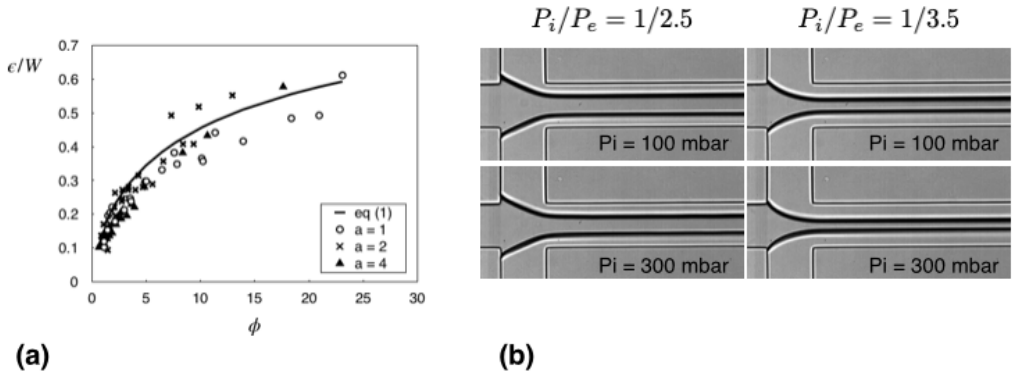

FIGURE 2 – **(a)** largeur du jet ϵ/W en fonction du paramètre ϕ, pour trois canaux de rapports d'aspect $a = 1, 2, 4$, et un contraste de viscosité de $\chi^{-1} = 69$. La courbe en trait plein représente l'équation (1). **(b)** Photographies du jet obtenu dans un canal de 100 μm de large dans le cas d'un contraste de viscosité $\chi^{-1} = 69$, pour différentes valeurs de Pi et du rapport P_i/P_e.

3 Résultats

D'après les résultats de la littérature, la largeur du jet dans un canal carré indéformable dépend uniquement du rapport des débits et du contraste de viscosité. En effet, dans un canal de très faible épaisseur H, si l'on suppose le gradient longitudinal de pression uniforme dans la section transverse, on peut écrire que les efforts visqueux qui compensent ce gradient de pression sont égaux dans les deux fluides. On en tire $\mu_e \frac{Q_e}{(W-\epsilon)H} = \mu_i \frac{Q_i}{\epsilon H}$. On en déduit alors l'expression $\epsilon/W = [1 + (\phi\chi)^{-1}]^{-1}$, avec $\phi = Q_\mathrm{i}/Q_\mathrm{e}$ le rapport des débits entre les deux liquides [8]. Dans un canal carré, les gradients de vitesse dans la direction transverse ne sont pas négligeables devant les gradients selon l'épaisseur du canal. L'expression suivante est proposée par Hu *et al.* [5] pour prendre en compte les frottements contre les parois latérales :

$$\frac{\epsilon}{W} \approx \frac{1}{1 + 0.67\phi^{-\frac{2}{3}}\chi^{-\frac{1}{2}}}. \tag{1}$$

Dans nos expériences, les canaux sont soit carrés ($a = 1$), soit rectangles ($a = 2$, $a = 4$). Dans tous les cas, la largeur du jet augmente avec le rapport des débits et les résultats sont bien ajustés par l'équation (1), représentée par la courbe en trait plein sur la figure 2. Ainsi, cette expression reste valable pour des canaux rectangles et déformables.

En revanche, une loi similaire ne peut être utilisée pour prédire ϵ en fonction du rapport des pressions : on observe en effet sur la figure 2 que la largeur du jet dépend non seulement de la valeur du rapport P_i/P_e , mais aussi de la valeur de P_i.

Pour étudier la relation entre pressions et débits, on raisonne par analogie électrique, ainsi que représenté sur la figure 3. A chaque élément du circuit fluidique (i, e ou s) on peut associer une résistance hydraulique R caractérisant la relation entre débit Q et pression ΔP à travers ce module sous la forme d'une loi de Poiseuille : $\Delta P = R\ Q$. Le réservoir de sortie étant à la pression atmosphérique, on peut écrire, en faisant l'hypothèse que le fluide se mélange dans la tubulure de sortie :

$$P_i = R_i Q_i + R_s(Q_i + Q_e) \tag{2}$$

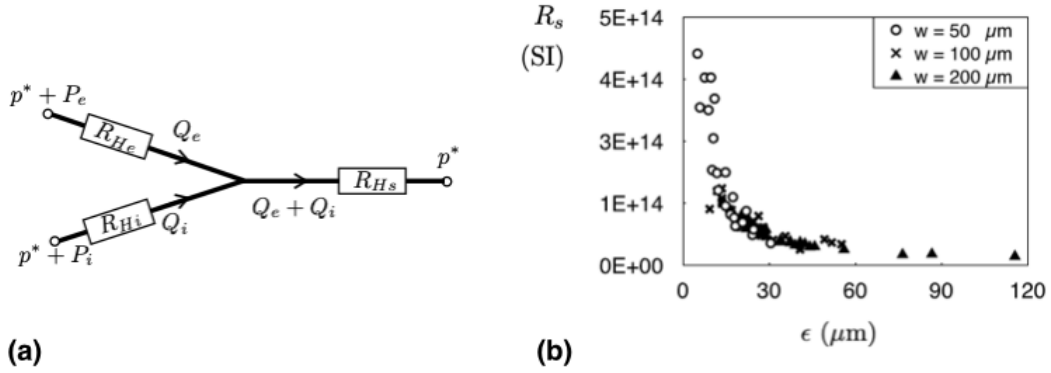

FIGURE 3 – **(a)** Représentation du circuit par analogie électrique. **(b)** Résistance R_s de la branche de sortie en fonction de la largeur ϵ du jet.

$$P_e = R_e Q_e + R_s(Q_i + Q_e) \tag{3}$$

Pour calculer les résistances R_α, ($\alpha = i, e,$ ou s), on somme deux contributions : celle des tubes capillaires en PEEK calculée par la loi de Poiseuille et celle des canaux rectangulaires en PDMS qui peut s'exprimer sous la forme d'une somme infinie [9] :

$$\frac{12\mu_\alpha L_\alpha}{H^3 W_\alpha}\left[1 - \sum_{n\ impairs}^{\infty} \frac{192}{n^5\pi^5}\frac{H}{W_\alpha}\tanh(\frac{n\pi W_\alpha}{2H})\right]^{-1}$$

On tire des équations (2) and (3) l'expression de ϕ en fonction du rapport des pressions :

$$\phi = \frac{Q_\mathrm{i}}{Q_\mathrm{e}} = \frac{R_\mathrm{s} - [R_\mathrm{e} + R_\mathrm{s}]\left(\frac{P_\mathrm{i}}{P_\mathrm{e}}\right)}{-R_\mathrm{i} - R_\mathrm{s} + R_\mathrm{s}\left(\frac{P_\mathrm{i}}{P_\mathrm{e}}\right)} \tag{4}$$

Cette relation fait intervenir la résistance R_s de la branche de sortie or le liquide dans cette branche est un mélange, dans des proportions variables, entre les deux fluides d'entrée. Pour quantifier l'échelle des variations de R_s, on peut, d'après (4), calculer R_s comme :

$$R_s = \frac{R_e P_i/P_e - \phi R_i}{(1 - \frac{P_i}{P_e})(1 + \phi)} \tag{5}$$

On obtient alors une résistance de sortie qui décroît avec la largeur ϵ du jet, comme le montre la figure 3. Comme R_s varie sur près de deux ordres de grandeur dans les conditions expérimentales testées, l'équation (4) ne constitue pas une relation directe entre rapport des pressions et rapport des débits.

Si la jonction en croix est utilisée à l'entrée d'un système pour centrer des particules en écoulement, il est alors préférable d'obtenir le jet le plus fin possible [10, 11]. Pour cela, on travaillera avec une faible valeur de P_i/P_e et une grande valeur de P_i. On observe par exemple sur la figure 4 que lorsque des microcapsules sont perfusées dans un mélange eau-glycérol avec un rapport $P_i/P_e = 1/5$, le décentrage moyen passe de 1.6 μm à 3.2 μm lorsque P_i diminue de 900 mbar à $P_i = 300$ mbar : le centrage est donc bien plus efficace à haute pression.

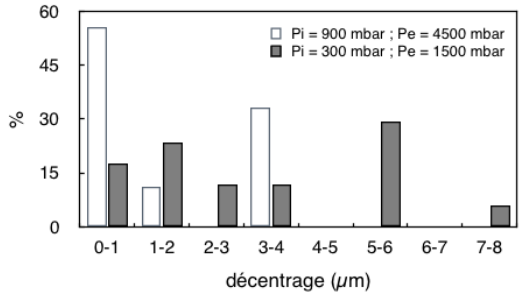

FIGURE 4 – Distribution des décentrages de microcapsules dans un coécoulement miscible. Le fluide intérieur est une suspension de microcapsules et le fluide extérieur est du glycérol pur. Le rapport de pression $P_\mathrm{i}/P_\mathrm{e} = 1/5$ est constant et P_i vaut 300 ou 900 mbar. En aval de la jonction en croix, on mesure la distance entre le centre de la capsule et l'axe du canal.

4 Conclusion

Nos résultats montrent que la forme du jet créé par la jonction en croix dépendent du rapport des débits, et qu'il n'y a pas de relation simple pour prédire la largeur du jet en fonction des pressions d'entrée. De façon similaire, les travaux de Ward et collaborateurs ont montré que pour des fluides non-miscibles utilisés pour produire des émulsions, il existe des lois d'échelle reliant la taille des gouttes ou leur fréquence de production au rapport des débits, mais pas au rapport des pressions [6, 7]. Pour autant, le contrôle en pression reste avantageux dans certaines situations car il permet d'éviter la polydispersité des gouttes due aux fluctuations des pompes mécaniques [12]. De telles fluctuations sont également indésirables lorsque des particules doivent être centrées avec précision dans un écoulement.

5 Remerciements

Ces travaux ont bénéficié du soutien de la région Hauts-de-France et du Fonds européen de développement régional (FEDER) dans le cadre du projet "FORPLAQ".

Références

[1] Piotr Garstecki, Irina Gitlin, Willow DiLuzio, George M Whitesides, Eugenia Kumacheva, and Howard A Stone. Formation of monodisperse bubbles in a microfluidic flow-focusing device. *Applied Physics Letters*, 85(13) :2649–2651, 2004.

[2] Shelley L Anna, Nathalie Bontoux, and Howard A Stone. Formation of dispersions using "flow focusing" in microchannels. *Applied physics letters*, 82(3) :364–366, 2003.

[3] T. Cubaud and T. G. Mason. High-viscosity fluid threads in weakly diffusive microfluidic systems. *New Journal of Physics*, 11 :075029, 2009.

[4] Chang Mo Hwang, Ali Khademhosseini, Yongdoo Park, Kyung Sun, and Sang-Hoon Lee. Microfluidic chip-based fabrication of PLGA microfiber scaffolds for tissue engineering. *Langmuir*, 24(13) :6845–6851, 2008.

[5] Xiaoyi Hu and Thomas Cubaud. Inertial destabilization of highly viscous microfluidic stratifications. *Phys. Rev. Fluids*, 1 :044101, Aug 2016.

[6] Thomas Ward, Magalie Faivre, Manouk Abkarian, and Howard A. Stone. Microfluidic flow focusing : Drop size and scaling in pressure versus flow-rate-driven pumping. *Electrophoresis*, 26 :3716–3724, 2005.

[7] Sarah Lignel, Anne-Virginie Salsac, Audrey Drelich, Eric Leclerc, and Isabelle Pezron. Water-in-oil droplet formation in a flow-focusing microsystem using pressure- and flow rate-driven pumps. *Colloids and Surfaces A : Physicochemical and Engineering Aspects*, 531(Supplement C) :164 – 172, 2017.

[8] Thomas Cubaud and Thomas G Mason. Formation of miscible fluid microstructures by hydrodynamic focusing in plane geometries. *Physical Review E*, 78(5) :056308, 2008.

[9] Henrik Bruus. *Theoretical microfluidics*, volume 18. Oxford university press Oxford, 2008.

[10] Xiangchun Xuan, Junjie Zhu, and Christopher Church. Particle focusing in microfluidic devices. *Microfluidics and Nanofluidics*, 9(1) :1–16, Mar 2010.

[11] Doriane Vesperini, Oriane Chaput, Nadège Munier, Pauline Maire, Florence Edwards-Lévy, Anne-Virginie Salsac, and Anne Le Goff. Deformability-and size-based microcapsule sorting. *Medical Engineering and Physics*, 48 :68–74, 2017.

[12] Wen Zeng, Ian Jacobi, Songjing Li, and Howard A Stone. Variation in polydispersity in pump- and pressure-driven micro-droplet generators. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 25(11) :115015, 2015.