



**HAL**  
open science

# Conception et réalisation d'une pince acoustique pour la manipulation de cellules

Sylvain Toru

► **To cite this version:**

Sylvain Toru. Conception et réalisation d'une pince acoustique pour la manipulation de cellules. JCGE, Jun 2013, Saint-Nazaire, France. pp.actes électroniques. hal-00833833

**HAL Id: hal-00833833**

**<https://hal.science/hal-00833833>**

Submitted on 13 Jun 2013

**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.

# Conception et réalisation d'une pince acoustique pour la manipulation de cellules

Sylvain TORU

Université de Lyon, Ecole Centrale Lyon, CNRS, UMR 5005, Laboratoire Ampère  
36 avenue Guy de Collongue, 69134 Ecully Cedex  
*sylvain.toru@ec-lyon.fr*

**RESUME** – Parmi les techniques de manipulation sans contact de micro-objets comme des cellules vivantes, l'acoustophorèse présente l'avantage de permettre leur manipulation dans leur milieu de culture sans aucun marquage préalable. Un substrat piézoélectrique sur lequel sont déposées des électrodes interdigitées (IDTs) permet de générer une onde acoustique de surface stationnaire. Celle-ci se transmet au fluide de la chambre microfluidique dans laquelle baignent les microparticules à manipuler. En fonction de certaines propriétés physiques, ces dernières sont poussées vers les nœuds ou les ventres de pression. La modification du déphasage entre les deux IDTs générant l'onde stationnaire modifie en temps réel la position des nœuds de pression et donc des microparticules. Nous présentons ici une simulation par éléments finis de cette puce acoustofluidique qui nous permettra d'optimiser le design des futures puces de tri ou de manipulation de cellule unique. Le champ de pression à l'intérieur du canal est calculé ainsi que le champ de force s'exerçant sur une microparticule de polystyrène.

**ABSTRACT** – Among contactless manipulation techniques, acoustophoresis offers the advantage to enable cell manipulation in their culture medium and does not require cell labeling. Standing surface acoustic waves are generated on a piezoelectric substrate on which interdigitated transducers (IDTs) are deposited. These waves propagate into the microparticles surrounding medium. Depending on physical properties, those microparticles are pushed either to a node or an antinode of the pressure wave. The position of the pressure nodes can be shifted in real time by playing on the electrical phase shift between the two IDTs. We present here a finite element simulation of the acoustofluidic chip that will further be exploited to optimize its design for single-cell manipulation or sorting purposes. The pressure field inside the microchannel is computed and the force field on a polystyrene microparticle derived.

**MOTS-CLES** – pince acoustique, ondes acoustiques de surface, acoustophorèse, microfluidique, manipulation sans contact, piézoélectrique, cellules, bactéries.

## 1. Introduction

Les biologistes ont besoin d'outils pour manipuler les cellules qu'ils étudient, pour par exemple les concentrer, les isoler, ou les trier sur des critères tels que la taille ou des caractéristiques physiques spécifiques. Les instruments macroscopiques existant pour cela peuvent être des machines « agressives » pour les cellules comme des centrifugeuses, ou des équipements très onéreux, comme les cytomètres trieurs de cellules ou FACS (*Fluorescence Activated Cell Sorter*), nécessitant les compétences d'un technicien spécialement formé. Des solutions alternatives, telles que les laboratoires sur puce ou LOC (Lab on Chip) se développent donc sur ce constat. Ces systèmes miniaturisés, avantageux du fait de leur portabilité, leur faible coût et leur faible consommation de réactifs, font l'objet d'une recherche de plus en plus active, ce qui a permis à des plateformes complètes de voir le jour [1],[2]. Les fonctions de manipulation dans les laboratoires sur puce sont primordiales car elles permettent de faire du mélange, du tri, du positionnement précis de cellules, tout en assurant leur acheminement dans les différents compartiments de la puce.

Parmi les méthodes de manipulation sans contact, on retrouve classiquement la diélectrophorèse [3], la magnétophorèse [4], les pinces optiques [5] et l'acoustophorèse [6]. Les techniques diélectrophorétiques ne conviennent pas à la manipulation de cellules dans leur milieu de culture car celui-ci, très conducteur, devient alors le siège d'échauffements par effet Joule, indésirables pour les cellules. De plus, la diélectrophorèse positive (acheminement des cellules vers les maxima de champ électrique) n'est pas possible dans ce type de milieux. Les techniques magnétiques nécessitent généralement un marquage préalable des cellules pour que celles-ci soient sensibles au champ magnétique, ce qui peut poser problème quand les cellules d'intérêt ne doivent pas être modifiées. Enfin, les pinces optiques permettent le contrôle de cellules uniques avec une grande précision mais ne sont pas adaptées à la gestion d'un flux de cellules ou à la manipulation d'un grand nombre d'objets. Par ailleurs, l'intégration de la partie optique limite l'emploi de cette méthode dans les LOC. La manipulation acoustique, quant à elle, ne nécessite pas de milieu ni de marquage spécifiques

et peut donc être utilisée sur des cellules dans leur milieu de culture. C'est également une force de longue portée qui permet la manipulation simultanée d'un grand nombre de cellules.

Dans des précédents travaux [7], nous avons montré qu'il était possible de manipuler en temps réel une microparticule de polystyrène de 3 µm ou encore un alignement de bactéries dans un canal microfluidique. Nous proposons dans ce papier une simulation par éléments finis de la puce acoustofluidique utilisée à l'aide de Comsol Multiphysics. Cette simulation nous permettra d'une part de prédire la trajectoire de particules dans un canal microfluidique, aussi soumises à un flux et d'autre part de dimensionner les futures puces pour optimiser le transfert énergétique entre la source RF et le déplacement de la particule.

Dans la partie 2, nous présenteront l'acoustophorèse ainsi que la méthode de manipulation en temps réel de microparticules. Ensuite nous expliqueront comment sont fabriquées de telles puces et les résultats obtenus. Dans une dernière partie, nous détailleront la simulation et ses résultats avant de les lier au prototype expérimental.

## 2. Théorie

### 2.1 La force acoustique de radiation

Des particules présentes dans un champ acoustique stationnaire sont poussées vers les ventres ou les nœuds de l'onde acoustique, selon leurs densités et compressibilités respectives, ainsi que celles de leur milieu environnant. L'expression de cette force de radiation primaire  $\mathbf{F}_{RP}$  sur une sphère compressible dérive d'un potentiel acoustique  $U_{ac}$  et est proposée par Gorkov en 1962 :

$$\mathbf{F}_{RP} = -\nabla U_{ac} \quad (1)$$

$$U_{ac} = V_p \left( f_1 \langle E_{pot} \rangle - \frac{3f_2}{2} \langle E_{cin} \rangle \right) \quad (2)$$

où les paramètres  $f_1$  et  $f_2$  dépendant des propriétés physiques des particules et du milieu environnant sont

$$f_1 = 1 - \frac{\rho_m c_m^2}{\rho_p c_p^2} \quad (3)$$

$$f_2 = \frac{2(\rho_p - \rho_m)}{2\rho_p + \rho_m} \quad (4)$$

et les énergies potentielle et cinétique moyennées dans le temps sont

$$\langle E_{pot} \rangle = \frac{\langle p^2 \rangle}{2\rho_m c_m^2} \quad (5)$$

$$\langle E_{cin} \rangle = \frac{\rho_m \langle v^2 \rangle}{2} \quad (6)$$

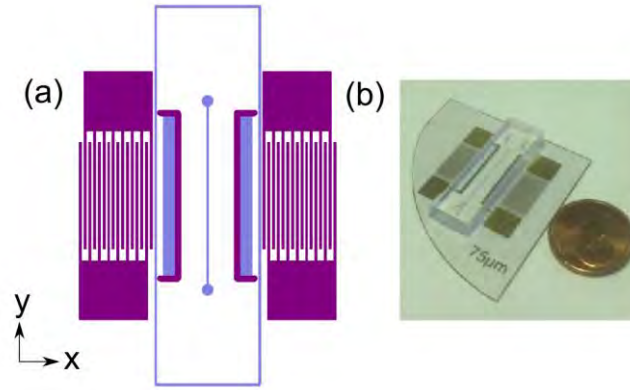
Dans ces expressions,  $p$  et  $v$  sont les amplitudes des champs de pression et de vitesse dus à l'onde acoustique se propageant dans le fluide.  $\rho$  et  $c$  sont les densités et vitesse de propagation du son de la particule manipulée avec l'indice 'p' ou du milieu dans lequel elle est plongée avec l'indice 'm'. Enfin  $V_p$  est le volume de la particule. On remarque que cette force est volumique, ce qui donne lieu à des application de tri par la taille de particules [8],[9]. Si on suppose que le champ acoustique est sinusoïdal et variant suivant une seule direction, par exemple en respectant l'équation (7), alors (1) peut se simplifier pour donner l'expression (8).

$$p = p(x) = p_0 \cos(kx) \quad (7)$$

$$\mathbf{F}_{RP} = \frac{kp_0^2 V_p \beta_m}{4} \left[ \frac{5\rho_p - 2\rho_m}{2\rho_p + \rho_m} - \frac{\beta_p}{\beta_m} \right] \sin(2kx) \mathbf{u}_x \quad (8)$$

où  $\beta=1/\rho c$  est la compressibilité. Cette force s'annule tous les  $\lambda/2$  aux nœuds de l'onde acoustique et son sens dépend du signe de l'expression entre crochets, appelé facteur de contraste, soit des rapports de densités et de compressibilités des particules et du milieu. Pour le calcul en 2 dimensions qui sera utilisé pour la simulation, nous utiliserons l'expression la plus générale (1).

Il faut donc à l'intérieur d'un canal microfluidique générer une onde acoustique stationnaire. Pour cela, on trouve dans la littérature deux grandes catégories de méthodes. Certains utilisent des ondes acoustiques de volume [10],[11]: le canal est gravé dans du silicium et celui-ci vibre grâce à un actionneur piézoélectrique. A une certaine fréquence, le canal amplifie la vibration en jouant le rôle de cavité résonante. L'inconvénient de cette approche est que les conditions aux limites sont imposées aux parois de la cavité, ce qui impose la position des nœuds et des ventres de pression. De plus, les polymères mous comme le polydiméthylsiloxane (PDMS), très utilisés en microfluidique ne conviennent pas



**Figure 1 - (a) Schéma du montage pour la pince acoustique. En violet les électrodes et en bleu le canal microfluidique. (b) Photographie de la puce acoustofluidique.**

pour ce type de stimulation car ils ont un fort coefficient d'absorption des ondes acoustiques, comme le fait remarquer Shi [12]. Pour pallier ces problèmes, les ondes acoustiques de surface peuvent être utilisées [9],[13],[14]. Celles-ci sont générées à la surface d'un matériau piézoélectrique à l'aide d'électrodes interdigitées ou IDTs (*InterDigitated Transducers*). La surface de ce matériau constitue aussi le « sol » du canal et est directement en contact avec le milieu dans lequel sont manipulées les particules. Dans ce cas, les canaux peuvent classiquement être moulés en PDMS. Nous avons choisi cette technique d'une part car l'énergie acoustique étant confinée en surface du matériau, elle n'est pas nécessaire en aussi grande quantité que pour les ondes de volume, et d'autre part car contrairement aux ondes de volume, la position des nœuds et ventres à la surface du piézoélectrique peut être modifiée en modifiant le déphasage entre les deux IDTs générant l'onde stationnaire.

## 2.2 Manipulation de particules en temps réel

Dans un champ acoustique de pression stationnaire, des particules se retrouvent donc piégées dans un ventre ou un nœud de pression. Tout déplacement de ce piège se traduit par un déplacement de la particule, d'où le nom de pince acoustique.

Comme mentionné précédemment, l'utilisation de SAW ne fixe pas de conditions aux limites pour l'onde de pression aux parois du canal. Etant liés aux nœuds de pression, les pièges peuvent ainsi être déplacés en temps réel. En effet, le champ de pression dans le canal est la superposition de deux champs de pression résultant des deux ondes progressives générées par chaque IDT (Figure 1). En modifiant la différence de phase entre les deux sources RF, on crée également un déphasage  $\Delta\varphi$  entre les ondes de pression. Le champ de pression total est donc :

$$P = \frac{p_0}{2} \cos(\omega t - kx + \Delta\varphi) + \frac{p_0}{2} \cos(\omega t + kx) \quad (9)$$

$$P = p_0 \cos\left(kx - \frac{\Delta\varphi}{2}\right) \cos\left(\omega t + \frac{\Delta\varphi}{2}\right) \quad (10)$$

où  $P$  est la pression instantanée,  $\omega$  la pulsation imposée et  $\Delta\varphi$  le déphasage entre les deux champs de pression. Les nœuds de pression sont donc situés aux positions  $x_0$  vérifiant :

$$kx_0 - \frac{\Delta\varphi}{2} = \frac{\pi}{2} - n\pi \Leftrightarrow x_0 = \lambda \frac{\Delta\varphi}{720} + \frac{\lambda}{4} + \frac{n\lambda}{2} \quad (11)$$

où  $\Delta\varphi$  est exprimé en degrés et  $\lambda$  est la longueur d'onde. Le facteur  $\lambda/4$  est arbitraire car aucune origine sur l'axe des  $x$  n'a été choisie. Cette équation nous confirme que les nœuds sont bien distants de  $\lambda/2$  et surtout qu'un déphasage de  $\Delta\varphi$  conduit à un décalage du nœud de l'onde stationnaire de  $\lambda \times \Delta\varphi / 720$ .

Contrôler ce déphasage permet ainsi de contrôler la position des nœuds de l'onde stationnaire et par la suite de la particule qui y est piégée. Ce déplacement peut se faire en temps réel puisqu'il s'agit simplement de déphaser les deux signaux électriques qui alimentent les IDTs. La seule limitation est la vitesse limite due à la force de trainée qui s'oppose à la force acoustique. Cette vitesse limite  $v_{max}$  est la solution de l'équation :

$$F_{RPmax} = F_{trainée} = 6\pi\eta r v_{max} \quad (12)$$

où  $\eta$  est la viscosité dynamique.

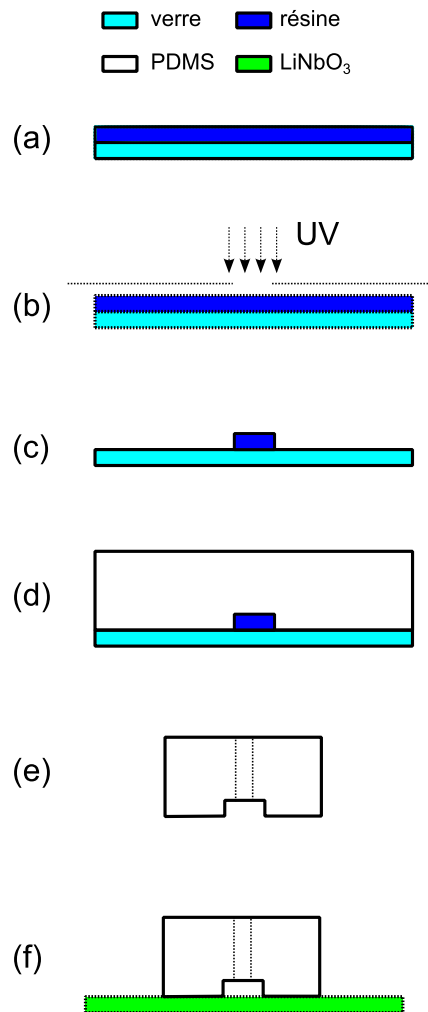


Figure 2 - Étapes de fabrication des canaux. (a) Dépôt d'une résine sèche, (b) Insolation, (c) Révélation, (d) Coulage du PDMS liquide+durcisseur, (e) Découpe des canaux et perçage des entrées/sorties, (f) Collage sur un substrat pour refermer le canal.

### 3. Réalisation expérimentale

#### 3.1 Fabrication de la puce acoustofluidique

Les canaux microfluidiques sont réalisés en PDMS. C'est un polymère qui est très avantageux car il est transparent, rendant possible les manipulations sous microscope et il est biocompatible, ce qui permet de travailler avec des cellules eucaryotes ou des bactéries. Les étapes de leur fabrication par lithographie « molle » sont décrites Figure 2.

Le matériau piézoélectrique que nous avons choisi est le niobate de lithium car celui-ci présente un fort coefficient de couplage électromécanique et les électrodes ont été réalisées en chrome/or. Celle-ci sont déposées par évaporation et les motifs sont révélés par lift-off. Les étapes de ce procédé sont visibles sur la Figure 3. Un traitement au plasma permet de coller le canal sur ce substrat.

#### 3.2 Résultats expérimentaux

Grâce à cette technique, nous avons pu contrôler en temps réel la position d'une bille de polystyrène de 3  $\mu\text{m}$  (Figure 4) dans un microcanal ou encore la position d'un faisceau de bactéries dans un autre canal. La même technique permet également avec deux jeux d'électrodes interdigitées en quadrature de manipuler des particules en deux dimensions.

Dans le cas de la bille de polystyrène, à l'aide d'ImageJ, un logiciel de traitement d'images, nous avons pu remonter à l'amplitude moyenne des oscillations. Nous avons trouvé une amplitude de 148.9  $\mu\text{m}$ . En théorie, d'après (11), avec une longueur d'onde de 300  $\mu\text{m}$  et un déphasage variant de manière sinusoïdale et d'amplitude  $\Delta\phi = 360^\circ$ , on obtient un déplacement également sinusoïdal et d'amplitude 150  $\mu\text{m}$ . Ces deux valeurs sont très proches, ce qui valide la théorie.

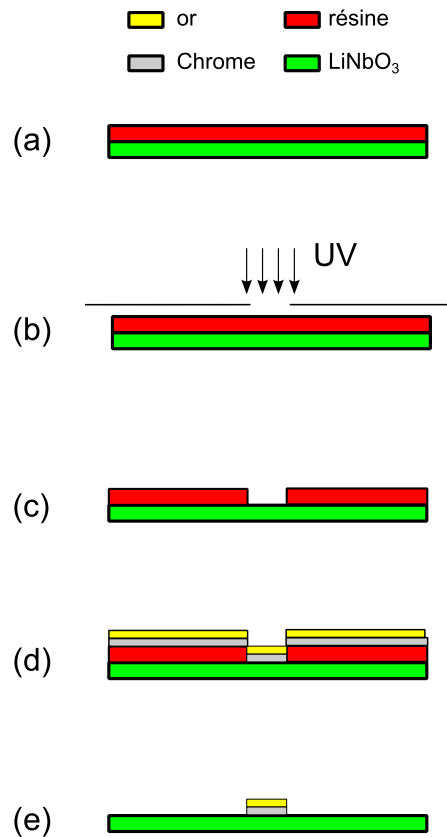


Figure 3 - Étapes de fabrication des électrodes par lift-off. (a) Dépôt de la résine par spin-coating, (b) Insolation, (c) Révélation, (d) Dépôt des métaux par évaporation, (e) Lift-off (solvant de la résine + ultrasons).

## 4. Simulation de la puce acoustofluidique

### 4.1 Présentation de la simulation

Pour réaliser le dimensionnement de puces permettant par exemple de façon efficace le tri de cellules ou encore pour optimiser le mieux possible le transfert d'énergie entre le générateur RF et le déplacement des particules manipulées, une simulation du dispositif s'impose. En effet, il s'agit d'un dispositif complexe combinant le couplage électromécanique des électrodes sur le substrat piézoélectrique, la propagation mécanique de l'onde ultrasonore, absorbée en partie par le PDMS constituant les bords du canal, la transmission de cette onde au fluide se déplaçant dans le canal et enfin le calcul du champ de force auquel seront soumis les objets à manipuler. Nous avons donc réalisé un tel modèle qui permet de calculer la force acoustique de radiation sur des particules données. La géométrie de la simulation est donnée Figure 5.

Le substrat est le  $128^\circ$  YX  $\text{LiNbO}_3$ . Sur ce substrat, les électrodes en peignes interdigités sont modélisées par des conditions aux limites électriques : le potentiel  $y$  est imposé, soit à 0, soit à  $V_0$  ou  $V_0 \exp(j \Delta \phi)$ . L'air est également modélisé pour permettre aux lignes de champ électrique de se reboucler au dessus du substrat. Enfin, le canal est modélisé par un rectangle rempli d'eau. A ses bords, nous avons mis l'impédance acoustique du PDMS pour prendre en compte les réflexions à l'intérieur de la cavité microfluidique. Les ondes étant stationnaires, une simulation fréquentielle est réalisée à la fréquence de résonance, soit 13.26MHz.

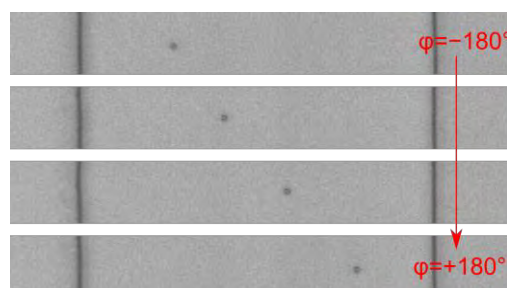


Figure 4 - Manipulation d'une bille de  $3\mu\text{m}$  dans un microcanal.

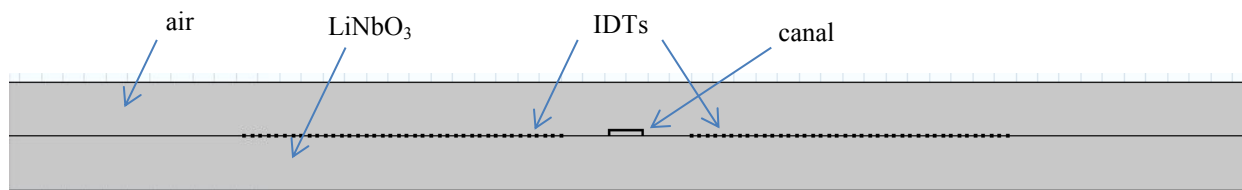


Figure 5 - Géométrie de la simulation Largeur du canal : 300  $\mu\text{m}$ .

## 4.2 Résultats de simulation

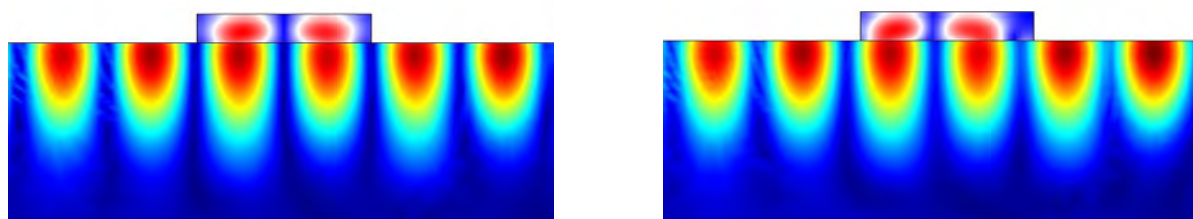


Figure 6 - Champ de pression dans le canal (max 0.5 MPa), déplacement vertical dans le piézoélectrique (max 2.8 nm) pour un déphasage nul et de  $90^\circ$ .

Ce modèle a été simulé pour différents déphasages entre les deux IDTs. Le déplacement en surface du substrat piézoélectrique et le champ de pression à l'intérieur du canal sont représentés Figure 6. Lors de la simulation, le champ de vitesse dans le fluide est également calculé. A l'aide des équations (1) et (2), et pour une microparticule donnée, on peut remonter au champ de force qui lui sera appliqué. Un exemple est donné pour une particule de polystyrène de 20  $\mu\text{m}$  de diamètre qui serait dans un canal rempli d'eau, les électrodes étant alimentées par un signal d'amplitude 20V. Les forces obtenues sont de l'ordre de la dizaine de pN, ce qu'on retrouve dans la littérature pour d'autres dispositifs utilisant les ondes acoustique de surface [14],[15]. Pour un déphasage de  $\Delta\phi = -90^\circ$ , le champ de force calculé est représenté Figure 7.

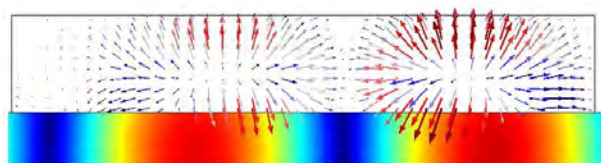


Figure 7 - Champ de force (max 35 pN) sur une particule de polystyrène de 20  $\mu\text{m}$  dans de l'eau pour une tension appliquée de 20V et un déphasage de  $-90^\circ$ . Sur le substrat: le déplacement vertical (max 4.8 nm).

## 4.3 Comparaison avec le dispositif expérimental

Les résultats expérimentaux obtenus nous ont permis d'observer des particules suivre la position des nœuds de pression contrôlés par le déphasage entre les signaux électriques imposés aux IDTs. On observe le même comportement dans la simulation mais une confrontation plus poussée avec le dispositif réel demande la mesure du champ de pression dans le canal. Une telle mesure n'est pas simple, car des capteurs classiques seraient intrusifs et modifieraient la mesure. Nous prévoyons donc de l'estimer à partir de trajectoires enregistrées et du modèle approché de l'équation (8), comme l'ont fait Barnkob *et al.* [16] avec une caméra classique, ou encore Augustsson *et al.* [17] avec une caméra rapide pour une meilleure résolution, et cela pour des dispositifs à ondes acoustiques de volume.

## 5. Conclusion

Nous avons présenté une simulation d'une pince acoustique basée sur des SAW, jusqu'au calcul de la force de radiation qui est appliquée sur n'importe quelle particule. Ces résultats vont pouvoir nous permettre de concevoir des dispositifs à basse consommation pour par exemple s'affranchir d'un amplificateur RF dans l'optique d'une intégration plus aisée. La prochaine étape sera d'ajouter des microparticules dans la simulation soumises à un flux pour pouvoir prévoir leur déplacement dans un canal en 3 dimensions. Cela permettra par exemple de dimensionner des puces de tri acoustique les plus efficaces possible avec cette technologie.

## Références

- [1] J. Melin and S. R. Quake, "Microfluidic large-scale integration: the evolution of design rules for biological automation.," *Annual review of biophysics and biomolecular structure*, vol. 36, pp. 213–31, Jan. 2007.
- [2] E. P. Kartalov and S. R. Quake, "Microfluidic device reads up to four consecutive base pairs in DNA sequencing-by-synthesis.," *Nucleic acids research*, vol. 32, no. 9, pp. 2873–9, Jan. 2004.
- [3] B. Cetin and D. Li, "Dielectrophoresis in microfluidics technology.," *Electrophoresis*, vol. 32, no. 18, pp. 2410–27, Sep. 2011.
- [4] N. Pamme, "Magnetism and microfluidics.," *Lab on a chip*, vol. 6, no. 1, pp. 24–38, Jan. 2006.
- [5] H. C. Hunt and J. S. Wilkinson, "Optofluidic integration for microanalysis," *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 4, no. 1–2, pp. 53–79, Sep. 2007.
- [6] H. Tsutsui and C.-M. Ho, "Cell Separation by Non-Inertial Force Fields in Microfluidic Systems.," *Mechanics research communications*, vol. 36, no. 1, pp. 92–103, Jan. 2009.
- [7] S. Toru, M. Frenea-Robin, N. Haddour, and F. Buret, "Tunable and label-free bacteria alignment using standing surface acoustic waves," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 4998–5001.
- [8] R. Guldiken, M. C. Jo, N. D. Gallant, U. Demirci, and J. Zhe, "Sheathless Size-Based Acoustic Particle Separation," *Sensors*, vol. 12, no. 1, pp. 905–922, Jan. 2012.
- [9] J. Shi, H. Huang, Z. Stratton, Y. Huang, and T. J. Huang, "Continuous particle separation in a microfluidic channel via standing surface acoustic waves (SSAW).," *Lab on a chip*, vol. 9, no. 23, pp. 3354–9, Dec. 2009.
- [10] A. Nilsson, F. Petersson, H. Jönsson, and T. Laurell, "Acoustic control of suspended particles in micro fluidic chips.," *Lab on a chip*, vol. 4, no. 2, pp. 131–5, Apr. 2004.
- [11] P. Augustsson, L. B. Åberg, A.-M. Swärd-Nilsson, and T. Laurell, "Buffer medium exchange in continuous cell and particle streams using ultrasonic standing wave focusing," *Microchimica Acta*, vol. 164, no. 3–4, pp. 269–277, Jul. 2008.
- [12] J. Shi, X. Mao, D. Ahmed, A. Colletti, and T. J. Huang, "Focusing microparticles in a microfluidic channel with standing surface acoustic waves (SSAW).," *Lab on a chip*, vol. 8, no. 2, pp. 221–3, Feb. 2008.
- [13] T. Franke, S. Braunmüller, L. Schmid, A. Wixforth, and D. a Weitz, "Surface acoustic wave actuated cell sorting (SAWACS).," *Lab on a chip*, vol. 10, no. 6, pp. 789–94, Mar. 2010.
- [14] N. D. Orloff, J. R. Dennis, M. Cecchini, E. Schonbrun, E. Rocas, Y. Wang, D. Novotny, R. W. Simmonds, J. Moreland, I. Takeuchi, and J. C. Booth, "Manipulating particle trajectories with phase-control in surface acoustic wave microfluidics.," *Biomicrofluidics*, vol. 5, no. 4, pp. 44107–441079, Dec. 2011.
- [15] X. Ding, S.-C. S. Lin, B. Kiraly, H. Yue, S. Li, I.-K. Chiang, J. Shi, S. J. Benkovic, and T. J. Huang, "On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves.," *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, vol. 109, no. 28, pp. 11105–9, Jul. 2012.
- [16] R. Barnkob, P. Augustsson, T. Laurell, and H. Bruus, "Measuring the local pressure amplitude in microchannel acoustophoresis.," *Lab on a chip*, vol. 10, no. 5, pp. 563–70, Mar. 2010.
- [17] P. Augustsson, R. Barnkob, S. T. Wereley, H. Bruus, and T. Laurell, "Automated and temperature-controlled micro-PIV measurements enabling long-term-stable microchannel acoustophoresis characterization.," *Lab on a chip*, vol. 11, no. 24, pp. 4152–64, Dec. 2011.