



# OPTIMASI RASIO INLET\_OUTLET POMPA MIKRO DALAM ALIRAN OSILASI DENGAN FLUID-STRUCTURE INTERACTION PADA COMSOL MULTIPHYSICS

Naftalia Trivenia Simbolon<sup>1</sup>, Lilik Hasanah<sup>2\*</sup>, Nada Sadidah<sup>2</sup>, Roer Eka Pawinanto<sup>3</sup>, Chandra Wulandari<sup>4</sup>, Budi Mulyanti<sup>5</sup>, dan Ahmad Aminudin<sup>6</sup>

<sup>1,2,6</sup>Departemen Pendidikan Fisika, Universitas Pendidikan Indonesia, Bandung 40154, Jawa Barat, Indonesia

<sup>3,5</sup>Departemen Pendidikan Teknik Elektro, Universitas Pendidikan Indonesia, Bandung 40154, Jawa Barat, Indonesia

<sup>4</sup>Teknik Fisika, Institut Teknologi Bandung, Bandung 40132, Jawa Barat, Indonesia

\*Alamat Korespondensi : [lilikhasanah@upi.edu](mailto:lilikhasanah@upi.edu)

## ABSTRAK

Pompa mikro merupakan teknologi yang beberapa tahun terakhir telah menarik perhatian karena kemampuannya dapat mentransfer cairan melalui perangkat mikofluida. Studi parametrik untuk mengoptimalkan laju aliran dan tekanan dari pompa mikro perlu dilakukan karena fungsi pentingnya dalam bidang biomedis, analisis kimia dan *Lab on Chip*. Pada penelitian ini, telah dilakukan simulasi analitik menggunakan *COMSOL Multiphysics* 5.6 dengan pemodelan numerik 2D. *Fluid-structure interaction* (FSI) digunakan untuk menyelesaikan aliran fluida dan deformasi struktur yang dikaji. Dalam model ini, aliran osilasi dimasukkan ke dalam saluran yang terdapat *microflaps*. Laju aliran dianalisis dengan variasi lebar *inlet* dan *outlet* terhadap karakteristik dari pompa mikro dengan rentang variasi dari 80 – 180  $\mu\text{m}$ . Hasil menunjukkan lebar *inlet* dan *outlet* berpengaruh pada kinerja pompa mikro. Didapatkan laju aliran maksimum  $3,81 \times 10^{-3} \text{ m}^3/\text{s}$ , tekanan masuk maksimum  $3,9 \times 10^{-2} \text{ Pa}$  dan tekanan kembali minimum  $2,5 \times 10^{-4} \text{ Pa}$ . Akhirnya, diperoleh rasio *inlet* dan *outlet* yang mengoptimalkan laju aliran dan tekanan adalah 9:4. Hasil penelitian ini diharapkan dapat berkontribusi terhadap pengembangan optimasi kinerja pompa mikro.

© 2021 Departemen Pendidikan Fisika FPMIPA UPI

Kata kunci: aliran osilasi, *COMSOL multiphysics*, laju aliran, pompa mikro.

## PENDAHULUAN

Dalam beberapa tahun terakhir, pompa mikro berbasis mikro elektro mekanik (MEMS) merupakan salah satu perangkat yang banyak digunakan dalam mengembangkan sistem mikro dalam berbagai bidang (Asadi dkk., 2019; Fournier dkk., 2017; Sateesh dkk., 2018). Pompa mikro bekerja dengan memasok energi yang dibutuhkan untuk menggerakkan cairan melalui saluran mikrofuida (Aboubakri dkk., 2020). Telah banyak pengaplikasian pompa mikro yang sudah teruji (Wang dkk., 2018). Forouzandeh, dkk (2019) melaporkan aplikasi pompa mikro paristaltik untuk pengiriman obat bagian dalam telinga (Forouzandeh dkk., 2019). Cobo, dkk (2016) mengembangkan pompa mikro untuk aplikasi pemberian obat kronis pada hewan yang bergerak bebas seperti tikus,

pada skala laboratorium (Cobo dkk., 2016). Chen, dkk (2019) melakukan penelitian pompa mikro untuk mensimulasikan keringat berdasarkan efek penguapan kapiler (Chen dkk., 2019).

Pompa mikro berdasarkan cara kerjanya dibagi menjadi dua kategori yaitu, pompa mikro mekanik dan non-mekanik (Mohith dkk., 2019). Pompa mikro mekanik membutuhkan aktuator fisik atau mekanisme pemompaan. Sementara pompa mikro non-mekanis harus mengubah energi non-mekanik menjadi momentum kinetik untuk menggerakkan cairan di saluran mikro (Farideh dkk., 2012). Beberapa yang termasuk pompa mekanik yaitu, elektrostatis (Johnson dkk., 2016; Shirkosh dkk., 2016), piezoelektrik (Cazorla dkk., 2016; Yazdi dkk., 2019), *Shape Memory Alloy* (SMA) (Kotb dkk., 2021), *Thermo-Pneumatik* (Chee dkk.,

2016), dan elektromagnetik (Kawun dkk., 2016). Sedangkan untuk pompa non-mekanik yaitu, magnetohidrodinamik (Zhou dkk., 2017), elektroosmosis (Yoshida dkk., 2017), *electrowetting* (Hu dkk., 2017), dan elektrokimia (Shlepakov dkk., 2019; Uvarov dkk., 2018). Kesamaan dari kedua mekanisme pemompaan tersebut, yaitu mendorong dan menghisap fluida untuk ketempat tujuan seperti pompa pada umumnya. Sehingga ketika proses pemompaan dilakukan aliran fluida bergerak secara osilasi.

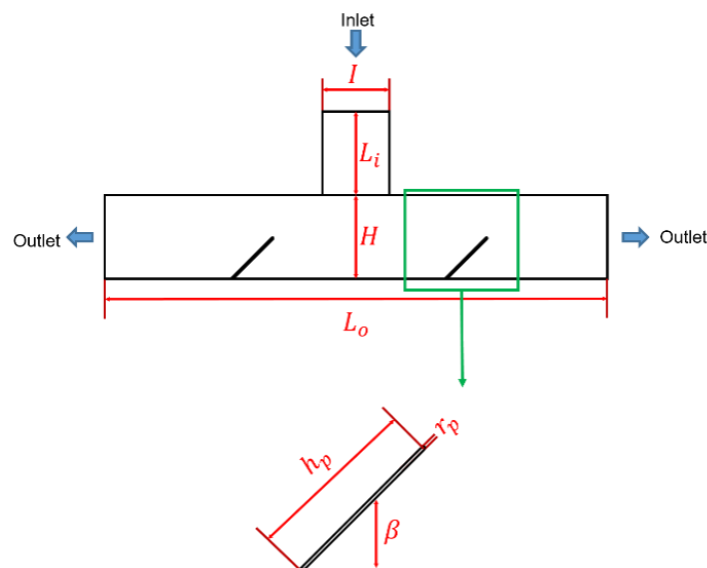
Banyak penelitian telah bfokus pada manipulasi geometri yang menjadikan nilai laju aliran sabagai karakteristik kinerja pompa mikro (Cazorla dkk., 2016; Rusli dkk., 2018). Berdasarkan aspek tipe katup terdapat dua macam tipe pada pompa micro yaitu, pompa dengan katup dan pompa tanpa katup (Gidde dkk., 2019; Lin dkk., 2020; Tang dkk., 2020). Aboubakri, dkk (2020) secara parametrik telah menyelidiki pengaruh parameter utama, yaitu panjang, lebar dan sudut serang (*angle of attack*) katup pasif, panjang piezoelektrik, dan tegangan yang diberikan (Aboubakri dkk., 2020). Namun, penelitian tersebut tidak mempelajari pengaruh lebar *inlet* dan *outlet*. Gidde, dkk (2019) melaporkan investigasi numerik dari pompa mikro tanpa katup berbasis piezoelektrik

tiga dimensi dengan hasil bahwa kinerja pompa mikro dipengaruhi dimensi utama *nose/difuser* (Gidde dkk., 2019).

Oleh karena itu, untuk mendapatkan rasio lebar *inlet* dan *outlet* yang optimum, simulasi analitik menggunakan *COMSOL Multiphysics* 5.6 dilakukan dengan memvariasikan sepuluh ukuran pada rentang 80-180  $\mu\text{m}$ . Pada studi ini, pengaruh lebar *inlet* dan *outlet* pada karakteristik aliran di katup pasif mikrofluida dan terhadap aliran fluida dipelajari dengan menggunakan *Fluid-structure interaction* (FSI). Pada studi ini akan dianalisis berdasarkan grafik selisih laju aliran, tekanan masuk, dan tekanan kembali.

## METODE

Simulasi *COMSOL Multiphysics* 5.6 telah dilakukan dengan pemodelan 2D dengan desain pompa mikro sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 1. Sebuah saluran vertikal dihubungkan pada saluran panjang horizontal yang memiliki dua *flap*. Mikroflap terpasang sedemikian rupa sehingga menghalangi sebagian aliran sepanjang saluran. Desain dirancang menggunakan aplikasi *COMSOL Multiphysics* 5.6. Kami menerapkan aliran fluida berosilasi berdasarkan mekanisme pemompaan (Hancock dkk., 2015).



Gambar 1. Model geometri pompa mikro yang dimodelkan

Dengan  $I$  adalah lebar sumber aliran fluida,  $L_i$  adalah panjang saluran vertical,  $H$  adalah lebar saluran horizontal,  $L_o$  adalah panjang saluran horizontal,  $h_p$  adalah panjang flap,  $r_p$  adalah tebal flap, dan  $\beta$

adalah sudut serang flap. Nilai  $I$  dan  $H$  divariasikan sebesar 80-180  $\mu\text{m}$ . Pada Tabel 1 ditunjukkan nilai-nilai yang digunakan untuk setiap parameter desain pompa mikro tersebut.

Tabel 1. Paramater Pompa Mikro 2D

Parameter	Nilai
$I$	80 – 180 $\mu\text{m}$
$L_i$	100 $\mu\text{m}$
$H$	80 – 180 $\mu\text{m}$
$L_o$	600 $\mu\text{m}$
$r_p$	2 $\mu\text{m}$
$h_p$	70 $\mu\text{m}$
$\beta$	45°

Dalam makalah ini, FSI digunakan untuk menyelesaikan aliran fluida dan deformasi terkait struktur. Persamaan Navier-Stokes diadopsi untuk menyelesaikan masalah fluida.

$$\frac{\partial u_{fluid}}{\partial t} + \rho(u_{fluid} \cdot \nabla)u_{fluid} = \nabla \cdot [-pI + K] + F \tag{1}$$

$$\rho \nabla \cdot u_{fluid} = 0 \tag{2}$$

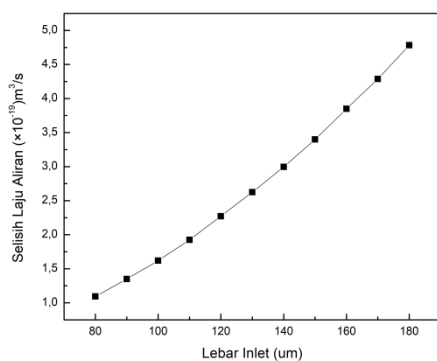
$$K = \mu (\nabla u_{fluid} + (\nabla u_{fluid})^T) \tag{3}$$

Dimana  $u_{fluid}$  adalah kecepatan fluida (m/s),  $\rho$  adalah densitas fluida ( $\text{kg}/\text{m}^3$ ),  $t$  adalah waktu (s),  $p$  adalah tekanan Pa, dan  $\mu$  adalah viskositas ( $\text{kg}/\text{m}\cdot\text{s}$ ). Fluida yang disimulasikan pada sistem ini adalah air dengan kecepatan aliran 20  $\mu\text{m}/\text{s}$ .

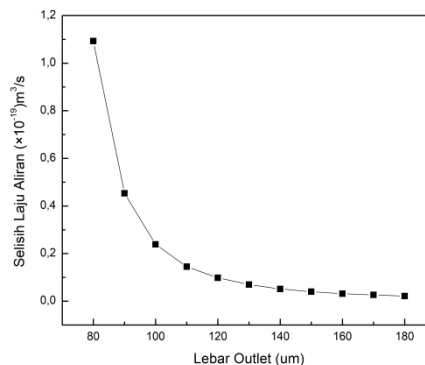
Performa pompa dianalisis berdasarkan data keluaran berupa laju aliran, tekanan masuk dan tekanan keluar.

**HASIL DAN PEMBAHASAN**

Data hasil penelitian dianalisis dalam bentuk grafik. Selisih laju aliran, tekanan masuk, dan tekanan kembali diselidiki karena besarnya tekanan masuk berpengaruh terhadap deformasi pembukaan katup pasif dan besarnya tekanan kembali berpengaruh pada kebocoran aliran dan penurunannya laju aliran (Wu dkk., 2021). Maka dari itu diperlukan pompa mikro yang mampu memberikan tekanan masuk tinggi dan tekanan kembali yang kecil yang menghasilkan laju aliran optimum.



(a)



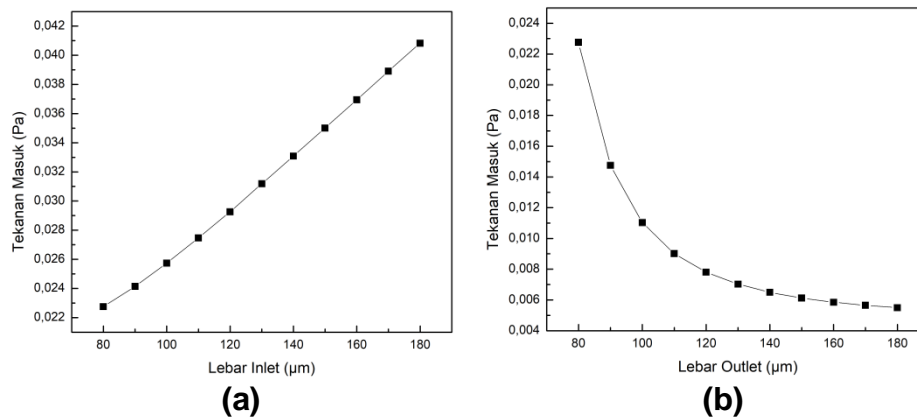
(b)

Gambar 2. Grafik Selisih Laju Aliran ( $\text{m}^3/\text{s}$ ) Maksimum (a) Variasi Lebar Inlet (b) Variasi Lebar Outlet

Gambar 2 menunjukkan grafik selisih laju aliran maksimum yang terukur pada saluran *inlet* dan *outlet*. Pada Gambar 2.(a) lebar *outlet* dibuat tetap dan lebar *inlet* divariasikan sepuluh ukuran dari ukuran 80-180  $\mu\text{m}$ . Didapatkan hasil grafik menunjukkan semakin lebar *inlet* maka selisih laju aliran maksimum yang terhitung di *outlet* dengan laju aliran maksimum yang terhitung di *inlet* semakin besar. Sedangkan pada Gambar 2.(b) lebar *inlet* dibuat tetap dan lebar *inlet* divariasikan. Hasilnya menunjukkan semakin lebar *outlet* maka selisih laju aliran maksimum yang

terhitung di *outlet* dengan laju aliran maksimum yang terhitung di *inlet* semakin kecil.

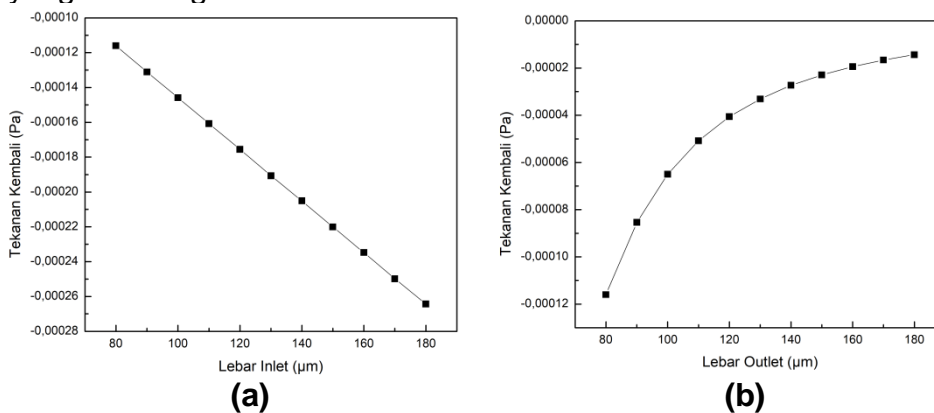
Gambar 3.(a) merupakan hasil dari variasi lebar *inlet* dari 80-180  $\mu\text{m}$  dengan *outlet* tetap. Grafik menunjukkan semakin lebar *inlet* maka tekanan masuk maksimum yang terhitung di *inlet* semakin besar. Pada Gambar 3.(b). Variasi lebar *outlet* dari 80-180  $\mu\text{m}$  dengan *inlet* tetap. Grafik menunjukkan semakin lebar *outlet* maka tekanan masuk maksimum yang terhitung di *inlet* semakin kecil.



Gambar 3. Grafik Pengaruh Lebar *Inlet* dan *Outlet* terhadap Tekanan Masuk Pa (a) Variasi Lebar *Inlet* (b) Variasi Lebar *Outlet*

Pada Gambar 4 merupakan grafik tekanan kembali yang terukur pada saluran *outlet*. Gambar 4.(a) merupakan grafik variasi lebar *inlet* dari 80-180  $\mu\text{m}$  dengan *outlet* tetap. Grafik tersebut menunjukkan semakin lebar *outlet* maka tekanan kembali maksimum yang terhitung di *outlet* semakin

besar. Gambar 4.(b) merupakan grafik variasi lebar *outlet* dari 80-180  $\mu\text{m}$  dengan *inlet* tetap. Hasil grafik menunjukkan semakin lebar *outlet* maka tekanan kembali maksimum yang terhitung di *outlet* semakin kecil.



Gambar 4. Pengaruh Lebar *Inlet* dan *Outlet* terhadap Tekanan Kembali Pa pada Rentang Ukuran 80-180  $\mu\text{m}$  (a) Variasi Lebar *Inlet* (b) Variasi Lebar *Outlet*

Berdasarkan hasil analisis grafik di atas hasil laju aliran maksimum didapatkan sebesar  $3,81 \times 10^{-9} m^3/s$ . Dan berdasarkan hasil analisis pada grafik tekanan didapatkan tekanan masuk paling besar di *inlet* sebesar  $3,9 \times 10^{-2} Pa$  dan tekanan kembali pada *outlet* yang paling

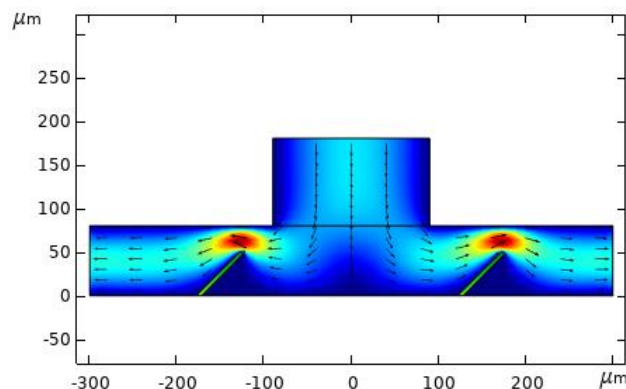
kecil didapatkan sebesar  $2,5 \times 10^{-4} Pa$ . Berdasarkan hasil yang telah dipaparkan sebelumnya, diperoleh lebar *inlet* dan *outlet* yang optimum untuk setiap parameter sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 2 berikut:

Tabel 2. Lebar *inlet* dan *outlet* yang optimum berdasarkan nilai selisih laju aliran, tekanan masuk, dan tekanan kembali

Grafik	Lebar <i>Inlet</i>	Lebar <i>Outlet</i>
Selisih Laju Aliran	180 $\mu m$	80 $\mu m$
Tekanan Masuk	180 $\mu m$	80 $\mu m$
Tekanan Kembali	180 $\mu m$	80 $\mu m$

Berdasarkan tabel didapatkan ukuran lebar *inlet* sebesar 180  $\mu m$  dan ukuran lebar *outlet* sebesar 80  $\mu m$  yang menghasilkan tekanan masuk terbesar dan tekanan kembali terkecil. Sehingga

didapatkan rasio lebar *inlet* dan *outlet* pompa mikro yang paling optimum yaitu 9:4 dengan distribusi aliran sebagaimana ditampilkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Distribusi aliran pada pompa mikro dengan rasio *inlet* dan *outlet* 9:4

Namun, dikarenakan dimensi yang digunakan penelitian ini skala kecil yaitu  $\mu m$ . Selisih yang dihasilkan pada tiap ukuran sangat kecil jauh dibelakang koma atau dapat dikatakan aliran air yang dimasukan akan sama dengan aliran air yang dikeluarkan.

## PENUTUP

Dalam studi ini, bertujuan untuk mendapatkan lebar *inlet* dan *outlet* yang optimum. Simulasi analitik menggunakan *COMSOL Multiphysics 5.6* dilakukan

dengan memvariasikan sepuluh ukuran dari ukuran 80-180  $\mu m$  geometri lebar *inlet* dan *outlet* pada pompa mikro. Data yang didapat diolah menjadi grafik selisih laju aliran, tekanan masuk, dan tekanan kembali. Hasilnya menunjukkan bahwa dengan semakin bertambahnya lebar *outlet*, hasil selisih laju aliran akan semakin kecil, tekanan kembali akan semakin besar. Dan semakin bertambahnya lebar *inlet* maka tekanan masuknya akan semakin besar. Didapatkan laju aliran maksimum  $3,81 \times 10^{-9} m^3/s$ , tekanan masuk maksimum

$3,9 \times 10^{-2} Pa$  dan tekanan kembali minimum  $2,5 \times 10^{-4} Pa$ . Sehingga, diperoleh lebar *inlet* dan *outlet* yang optimum untuk setiap parameter yaitu ukuran lebar *inlet* sebesar  $180 \mu m$  dan ukuran lebar *outlet* sebesar  $80 \mu m$  atau pada rasio 9:4. Hasil penelitian ini dapat bermanfaat dalam perkembangan optimasi pompa mikro kedepannya.

#### UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada UPI yang telah memberikan fasilitas untuk melakukan progress meeting dan IMEN, UKM untuk menyediakan perangkat lunak yang digunakan dalam penelitian ini. Penelitian ini didukung oleh dana dari Kementerian Pendidikan dan Kebudayaan Indonesia dengan hibah 275/UN40.LP/PT.01.03/2021.

#### DAFTAR PUSTAKA

- Aboubakri, A., Ebrahimpour Ahmadi, V., & Koşar, A. (2020). Modeling of a passive-valve piezoelectric micropump: A parametric study. *Micromachines*, 11(8).
- Asadi Dereshgi, H., & Yildiz, M. Z. (2019). Numerical study of novel MEMS-based valveless piezoelectric micropumps in the range of low voltages and frequencies. *2019 Scientific Meeting on Electrical-Electronics and Biomedical Engineering and Computer Science, EBBT 2019*, 2017, 1–4.
- Cazorla, P. H., Fuchs, O., Cochet, M., Maubert, S., Le Rhun, G., Fouillet, Y., & Defay, E. (2016). A low voltage silicon micro-pump based on piezoelectric thin films. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 250, 35–39.
- Chee, P. S., Nafea, M., Leow, P. L., & Ali, M. S. M. (2016). Thermal analysis of wirelessly powered thermo-pneumatic micropump based on planar LC circuit. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 30(6), 2659–2665.
- Chen, X. M., Li, Y. J., Han, D., Zhu, H. C., Xue, C. D., Chui, H. C., Cao, T., & Qin, K. R. (2019). A capillary-evaporation micropump for real-time sweat rate monitoring with an electrochemical sensor. *Micromachines*, 10(7).
- Cobo, A., Sheybani, R., Tu, H., & Meng, E. (2016). A wireless implantable micropump for chronic drug infusion against cancer. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 239, 18–25.
- Farideh Abhari, H. J. and N. A. M. Y. (2012). Selling: Outside the box. *Int. J. Electrochem. Sci.*, 7, 9765–9780.
- Forouzandeh, F., Zhu, X., Alfadhel, A., Ding, B., Walton, J. P., Cormier, D., Frisina, R. D., & Borkholder, D. A. (2019). A nanoliter resolution implantable micropump for murine inner ear drug delivery. *Journal of Controlled Release*, 298(January), 27–37.
- Fournier, S., & Chappel, E. (2017). Modeling of a Piezoelectric MEMS Micropump Dedicated to Insulin Delivery and Experimental Validation Using Integrated Pressure Sensors: Application to Partial Occlusion Management. *Journal of Sensors*, 2017, 1–7.
- Gidde, R. R., Pawar, P. M., Ronge, B. P., & Dhamgaye, V. P. (2019). Design optimization of an electromagnetic actuation based valveless micropump for drug delivery application. *Microsystem Technologies*, 25(2), 509–519.
- Hancock, M., & Brown, S. (2015). Micropump Mechanism. *COMSOL Multiphysics 5.6*, 1–18.
- Hu, Q., Ren, Y., Liu, W., Chen, X., Tao, Y., & Jiang, H. (2017). Fluid flow and mixing induced by AC continuous electrowetting of liquid metal droplet. *Micromachines*, 8(4), 1–15.
- Johnson, D. G., & Borkholder, D. A. (2016). Towards an implantable, low flow micropump that uses no power in the blocked-flow state. *Micromachines*, 7(6).
- Kawun, P., Leahy, S., & Lai, Y. (2016). A thin PDMS nozzle/diffuser micropump

- for biomedical applications. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 249, 149–154.
- Kotb, Y., Elgamal, I., & Serry, M. (2021). Shape memory alloy capsule micropump for drug delivery applications. *Micromachines*, 12(5).
- Lin, Z. H., Li, X. J., Jin, Z. J., & Qian, J. Y. (2020). Fluid-structure interaction analysis on membrane behavior of a microfluidic passive valve. *Membranes*, 10(10), 1–14.
- Mohith, S., Karanth, P. N., & Kulkarni, S. M. (2019). Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review. *Mechatronics*, 60(April), 34–55.
- Rusli, M. Q. A., Chee, P. S., Arsat, R., Lau, K. X., & Leow, P. L. (2018). Electromagnetic actuation dual-chamber bidirectional flow micropump. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 282, 17–27.
- Sateesh, J., Girija Sravani, K., Akshay Kumar, R., Guha, K., & Srinivasa Rao, K. (2018). Design and Flow Analysis of MEMS based Piezoelectric Micro Pump. *Microsystem Technologies*, 24(3), 1609–1614.
- Shirkosh, M., Hojjat, Y., & Sadeghian, H. (2016). A new design of Electrostatic Traveling Wave (ETW) micropump and the effect of parameters on the flow rate. *Flow Measurement and Instrumentation*, 48, 8–14.
- Shlepakov, P. S., Uvarov, I. V., Naumov, V. V., Melenev, A. E., & Svetovoy, V. B. (2019). Optimization of electrodes for the fast electrochemical actuator. *Journal of Physics: Conference Series*, 1410(1).
- Tang, Z., Shao, X., Huang, J., Yao, J., & Ding, G. (2020). Manipulate microfluid with an integrated butterfly valve for micropump application. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 306, 111965.
- Uvarov, I. V., Lokhanin, M. V., Postnikov, A. V., Melenev, A. E., & Svetovoy, V. B. (2018). Electrochemical membrane microactuator with a millisecond response time. *Sensors and Actuators, B: Chemical*, 260, 12–20.
- Wang, Y. N., & Fu, L. M. (2018). Micropumps and biomedical applications – A review. *Microelectronic Engineering*, 195(April), 121–138.
- Wu, X., He, L., Hou, Y., Tian, X., & Zhao, X. (2021). Advances in passive check valve piezoelectric pumps. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 323, 112647.
- Yazdi, S. A. F. F., Corigliano, A., & Ardito, R. (2019). 3-D design and simulation of a piezoelectric micropump. *Micromachines*, 10(4), 1–17.
- Yoshida, K., Sato, T., Eom, S. I., Kim, J. wan, & Yokota, S. (2017). A study on an AC electroosmotic micropump using a square pole – Slit electrode array. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 265, 152–160.
- Zhou, X., Gao, M., & Gui, L. (2017). A liquid-metal based spiral magnetohydrodynamic micropump. *Micromachines*, 8(12), 1–10.