
Optimasi dan Analisis Desain 3-D *Piezoelectric Micropump* pada Laju Aliran Fluida

Nada Sadidah¹, Lilik Hasanah^{2*}, Naftalia Trivenia Simbolon², Roer Eka Pawinanto¹,
Chandra Wulandari^{2,3}, Budi Mulyanti¹, Ahmad Aminudin²

¹ *Departemen Pendidikan Teknik Elektro, Universitas Pendidikan Indonesia, Jl. Dr. Setiabudhi
229 Bandung 40154, Indonesia*

² *Departemen Pendidikan Fisika, Universitas Pendidikan Indonesia, Jl. Dr. Setiabudhi 229
Bandung 40154, Indonesia*

³ *Teknik Fisika, Insitut Teknologi Bandung, Bandung 40132, Indonesia*

* *Corresponding author. E-mail: lilikhasanah@upi.edu (Lilik Hasanah),*

No. hp/WA: +62-817-431716

ABSTRAK

Micropump adalah komponen penting dalam sistem mikrofluida dan digunakan untuk mengontrol jumlah cairan yang tepat dalam ukuran mikroliter hingga nanoliter. Penelitian ini bertujuan mengoptimasi desain 3-D *micropump* yang menggunakan aktuator piezoelektrik. Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah metode simulasi dengan perangkat lunak COMSOL *Multiphysics* 5.6. *Micropump* dianalisis dengan memvariasikan radius *inlet* dan *outlet*, tegangan penggerak, serta frekuensi kerja untuk menemukan laju aliran tertinggi. Ukuran radius pada *inlet* dan *outlet* divariasikan dari 0,6 mm sampai 1,4 mm dengan *interval* sebesar 0,2 mm. Hasil penelitian menunjukkan bahwa radius yang lebih tinggi memiliki laju aliran yang lebih rendah karena efisiensi rektifikasi yang lebih rendah. Namun, terdapat nilai optimum pada radius 0,8 mm dengan laju aliran tertinggi pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,941 mL/menit dan 0,957 mL/menit. Selain itu, kenaikan tegangan penggerak menyebabkan peningkatan laju aliran. Namun, pengaruh kenaikan frekuensi kerja terhadap laju aliran berbanding terbalik dengan kenaikan tegangan penggerak yang diterapkan pada aktuator piezoelektrik. Semakin tinggi nilai frekuensi kerja maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet*

terus mengalami penurunan. Laju aliran pada frekuensi yang lebih rendah menyebabkan membran dapat mencapai titik maksimum amplitudo getaran. Hasil dari penelitian ini dapat dimanfaatkan untuk pengembangan dan optimasi desain pada aplikasi biomedis.

Kata Kunci : Aktuator Piezoelektrik; COMSOL *Multiphysics* 5.6; Laju Aliran; *Micropump*

ABSTRACT

Micropumps are an important component in microfluidic systems and are used to control precise amounts of liquid in microliter to nanoliter sizes. This study aims to optimize the design of a 3-D micropump using a piezoelectric actuator. The method used in this study is a simulation method with COMSOL Multiphysics 5.6 software. The micropump was analyzed by varying the radius of the inlet and outlet, the driving voltage, and the working frequency to find the highest flow rate. The size of the radius at the inlet and outlet varied from 0.6 mm to 1.4 mm with an interval of 0.2 mm. The results show that higher radius have lower flow rates due to lower rectification efficiency. However, there is an optimum value at a radius of 0.8 mm with the highest flow rates at the inlet and outlet being 0.941 mL/min and 0.957 mL/min, respectively. In addition, an increase in the driving voltage causes an increase in the flow rate. However, the effect of increasing the working frequency on the flow rate is inversely proportional to the increase in the driving voltage applied to the piezoelectric actuator. The higher the working frequency value, the fluid flow rate at the inlet and outlet continues to decrease. The flow rate at a lower frequency causes the membrane to reach the maximum point of vibration amplitude. The results of this study can be used for the development and optimization of designs in biomedical applications.

Keywords : Piezoelectric Actuator; COMSOL Multiphysics 5.6; Flow Rate; *Micropump*

1. Pendahuluan

Perkembangan teknologi miniaturisasi memberikan banyak manfaat, salah satunya pada bidang mikofluida yang membantu pekerjaan di bidang medis [1]. Keuntungan potensial dari miniaturisasi ini untuk mengembangkan sistem miniatur yang dapat menangani cairan pada skala mikro hingga nano [2]. Teknologi yang mencakup miniaturisasi perangkat mekanik maupaun elektromekanik disebut dengan *microelectromechanical systems* (MEMS) [3]. Beberapa studi MEMS telah melakukan penelitian pada pengembangan berbagai jenis perangkat mikofluida seperti *micropumps*, *micromixers*, *microvalves*, *microfilters*, *microreactors*, dan *microseparators* [2].

Salah satu jenis mikofluida yang umum digunakan adalah micropump. *Micropump* dapat diklasifikasikan berdasarkan cara kerjanya dibagi menjadi mekanis atau non-mekanis [4]. *Micropump* mekanis memiliki bagian mekanis yang bergerak seperti diafragma dan *valve*. Sebaliknya, *micropump* non-mekanis tidak memiliki bagian mekanis yang bergerak dan mencapai aktuasi fluida melalui efek hidrodinamik, elektroosmosis, atau pembasahan listrik. *Micropump* mekanis

yang paling umum yaitu, elektrostatik, piezoelektrik, *shape memory alloy* (SMA), termopneumatik, dan elektromagnetik [2].

Micropump dengan aktuator piezoelektrik memanfaatkan pembengkokan diafragma saat dikenai tegangan AC. Pembengkokan diafragma ini terjadi karena adanya konversi energi listrik menjadi regangan mekanik [5]. Tegangan aktuasi aktuator piezo bervariasi antara 1 sampai 320 V dengan respons frekuensi sekitar 50 kHz [2]. Aktuator piezoelektrik memberikan keuntungan diantaranya defleksi yang besar, gaya aktuasi yang tinggi, respons mekanis yang cepat, dan fasilitas integrasi [6]. Sebagai metode penggerak mikofluida yang umum, aktuator piezoelektrik banyak digunakan karena biayanya yang rendah, pengoperasian yang mudah, dan efisiensi yang tinggi [7]. Namun tidak dapat dipungkiri bahwa setiap aktuator memiliki kekurangan yaitu proses fabrikasi yang rumit seperti pemasangan diafragma [4].

Material yang menghasilkan laju aliran tinggi untuk setiap jenis aktuator sebagian besar terbuat dari bahan berbasis polimer seperti PDMS atau PMMA [2]. Polimer saat ini dapat ditemukan di berbagai instrumentasi

biomedis karena sifat mekaniknya yang sangat baik, kontrol yang tepat dan juga biokompatibilitas [8]. Selain itu, *bio-inertness* dapat menghambat pertumbuhan mikroba sehingga membuatnya sering digunakan untuk aplikasi biomedis [9].

Sebuah *micropump* membutuhkan *inlet* dan *outlet* untuk masuk atau keluarnya cairan dan katup sebagai pintu untuk membuka atau menutup saluran. Saat ini, katup yang ada dapat dikategorikan menjadi *check valve* dan *valveless*. Salah satu katup yang bisa digunakan pada *micropump* piezoelektrik adalah *check valve* [10]. Katup *check valve* digunakan pada *micropump* piezoelektrik karena dapat mengatasi hambatan aliran yang lebih tinggi untuk cairan maupun gas, sehingga telah menjadi fokus dari banyak kegiatan penelitian dan pengembangan [11]. Pada kinerja *micropump* piezoelektrik dalam hal laju aliran dan tekanan, katup *check valve* lebih baik daripada dengan katup *valveless* [10]. Pada *micropump*, radius pada katup memiliki pengaruh yang signifikan terhadap kinerja *micropump*. Radius yang lebih rendah memiliki laju aliran yang lebih tinggi karena efisiensi rektifikasi yang lebih rendah [2]. Selain

itu, modifikasi dimensi pada katup lebih efisien karena tidak bergantung pada daya eksternal apa pun [12].

Salah satu penelitian mengenai *micropump* yang menggunakan aktuator piezoelektrik *valveless* yang didesain untuk aplikasi *drug delivery system* melakukan variasi radius dari 70 sampai 130 μm dengan masing-masing interval sebesar 10 μm . Nilai optimal dari radius adalah 100 μm dengan laju aliran sebesar 7,7 $\mu\text{L}/\text{menit}$ [5]. Sebuah *micropump* yang serupa melakukan studi secara parametrik dengan menyelidiki salah satu pengaruh parameter utama, yaitu panjang dan radius *valve* [12]. Selain itu, *micropump* yang menggunakan aktuator elektromagnetik untuk aplikasi *drug delivery system* melakukan studi parametrik untuk menguji pengaruh radius *valve* terhadap laju aliran [13]. Selanjutnya, desain *micropump* yang optimal diidentifikasi dan dibuat. Berdasarkan hasil literatur terdapat berbagai variasi ukuran *inlet* dan *outlet* yang diterapkan dengan hasil laju aliran yang berbeda. Namun, jenis katup yang digunakan pada desain di beberapa penelitian sebelumnya menggunakan jenis katup *valveless*. Jenis katup yang digunakan pada penelitian ini berbeda

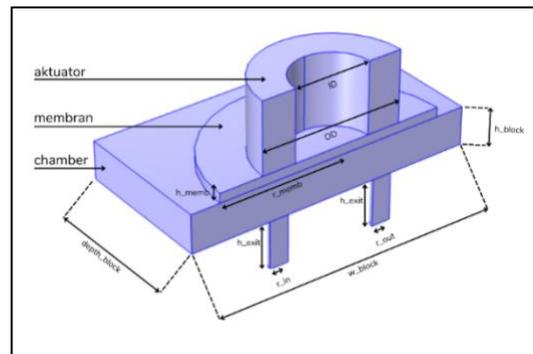
dengan beberapa artikel tersebut, yaitu *check valve*.

Dalam penelitian ini, desain 3-D *micropump* yang menggunakan aktuator piezoelektrik dengan material PDMS akan dianalisis. Desain 3-D *micropump* ini akan dilakukan variasi radius pada *inlet* dan *outlet* serta frekuensi kerja untuk menemukan laju aliran tertinggi dengan mengurangi tegangan penggerak yang digunakan. Perangkat lunak yang digunakan untuk merancang dan menganalisis *micropump* adalah COMSOL *Multiphysics* 5.6. Hasil dari penelitian ini dapat dimanfaatkan untuk pengembangan aplikasi biomedis.

2. Metode

Gambar 1 menunjukkan desain 3-D *micropump* yang menggunakan aktuator piezoelektrik dengan material PDMS. Simulasi awal yang dilakukan memvariasikan ukuran *inlet* dan *outlet* dengan nilai tegangan penggerak dan frekuensi kerja yang masih sesuai parameter utama. Kemudian pada simulasi selanjutnya memvariasikan tegangan penggerak pada rentang tertentu dengan nilai frekuensi kerja dan ukuran *inlet* serta *outlet* yang sesuai parameter utama. Pada kedua simulasi ini material membran yang digunakan belum diganti menjadi PDMS. Terakhir,

simulasi yang dilakukan memvariasikan frekuensi kerja pada ukuran *inlet* dan *outlet* serta tegangan penggerak yang menghasilkan laju aliran paling optimum dan material membran telah diganti menjadi PDMS.



Gambar 1. Desain 3-D *micropump* dengan aktuator piezoelektrik yang terletak pada bagian paling atas dan bagian yang berada di bawah aktuator merupakan membran serta chamber untuk menampung fluida pada bagian paling bawah

Pada Gambar 1 parameter desain struktural yang dilakukan variasi hanya r_{in} serta r_{out} , sedangkan parameter lain tetap pada ukurannya. Untuk parameter operasi yang dilakukan variasi yaitu V_0 dan *frequency*. Ukuran geometri dan deskripsi dari setiap parameter desain struktural maupun operasi dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Parameter dan ukuran geometri

Nama	Ukuran
w_block	30 mm
depth_block	30 mm
h_block	5 mm
h_exit	$5 \times r_{inlet}$
h_memb	1 mm
id	8 mm
od	15 mm
r_inlet	1 mm
r_memb	12 mm
r_outlet	1 mm
t_0	0,1 mm
N	75
E_0	0,2 [V/ μ m]
V_0	$E_0 \times t_0 \times n$
frequency	60 Hz
high_stress	5000
low_stress	0,1

Desain 3-D *micropump* ini menggunakan aktuator piezoelektrik yang terletak pada bagian paling atas. Bahan piezoelektrik yang digunakan ini merupakan PZT-5H. Bagian yang berada di bawah aktuator merupakan membran. Bahan yang digunakan untuk membran ini diganti menjadi PDMS pada simulasi variasi frekuensi kerja. Berikut ini merupakan nilai dari sifat bahan material yang digunakan dalam

desain *micropump* yang tertulis pada Tabel 2.

Air digunakan sebagai fluida yang akan mengalir keluar ketika aktuator diberikan tegangan, sehingga menarik fluida dari saluran di kiri dan mendorong fluida keluar ke saluran di kanan. Sifat fluida ini memiliki viskositas dinamik dan massa jenis masing-masing $1,5 \times 10^{-3}$ kg/m · s dan 1025 kg/m³.

Tabel 2. Sifat material

Bahan	Modulus Young	Rasio Posisi	Massa Jenis
PZT - 5H	2×10^{11} [N /m ²]	0,33	7500 [kg /m ³]
PDMS	$7,5 \times 10^5$ [N /m ²]	0,49	970 [kg /m ³]

Persamaan yang digunakan harus mencakup aliran fluida, perilaku elastis padatan, dan efek material piezoelektrik. Karena kecepatan fluida kecil, aliran fluida diasumsikan laminar dan karena dimensi pompa yang kecil, efek gravitasi diabaikan [12]. Persamaan (1) hingga (2) merupakan persamaan yang mengatur aliran fluida.

$$\rho \nabla \cdot \vec{u}_2 = 0 \tag{1}$$

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{u}_2}{\partial t} + (\vec{u}_2 \cdot \nabla) \vec{u}_2 \right) = -\nabla p + \eta \nabla^2 \vec{u}_2 \quad (2)$$

dimana \vec{u}_2 adalah selisih dari vektor kecepatan fluida dengan kecepatan *mesh* dengan satuan m/s, t adalah waktu dengan satuan s, dan p adalah tekanan dengan satuan internasional N/m², dan η adalah viskositas dinamik fluida dengan satuan internasional kg/m · s.

Persamaan (3) dan (4) merupakan persamaan yang mempertimbangkan efek lentur atau perilaku elastis padatan.

$$\rho_s \frac{\partial^2 \vec{u}}{\partial t^2} = \nabla \cdot (\sigma \vec{F})^T + \rho_s f_b \quad (3)$$

$$\vec{F} = I + \nabla \vec{u} \quad (4)$$

dimana ρ_s adalah massa jenis benda padat dengan satuan kg/m³, \vec{u} adalah perpindahan benda dengan satuan $\frac{\partial^2 \vec{a}_s}{\partial t^2}$ merupakan m/s², \vec{F} adalah gaya eksternal yang diterapkan dengan satuan N, dan f_b adalah gaya yang dihasilkan dalam benda.

Persamaan 5 merupakan persamaan yang menyatakan σ sebagai tensor tegangan yang berhubungan dengan $\vec{\epsilon}$ sebagai tensor regangan.

$$\sigma = 2\mu_s \vec{\epsilon} + \lambda_s \text{tr}(\vec{\epsilon}) I \quad (5)$$

dimana μ_s dan λ_s adalah konstanta Lamé, tr adalah tensor trace, dan I adalah matriks identitas. Konstanta Lamé adalah dua besaran yang bergantung pada material dalam hubungan tegangan-regangan.

Persamaan (6) hingga (8) menyatakan tensor regangan dan konstanta Lamé.

$$\vec{\epsilon} = \frac{1}{2} (\vec{C} - I) \quad (6)$$

$$\lambda_s = \frac{(v_s E)}{(1+v_s)(1-2v_s)} \quad (7)$$

$$\mu_s = \frac{E}{2(1+v_s)} \quad (8)$$

dimana \vec{C} merupakan definisi dari tensor Cauchy [14], E adalah Modulus Young dengan satuan N/m², dan v_s adalah Rasio Posisi.

Komponen utama lain dari *micropump* adalah aktuator dengan jenis piezoelektrik. Untuk memompa fluida, tegangan bolak-balik harus diterapkan pada bahan piezoelektrik yang menghasilkan regangan [12]. Persamaan yang digunakan termasuk hukum Gauss dan perilaku elastis material. Perilaku elastis ini telah

diperhitungkan dalam persamaan (3) hingga (8). Persamaan (9) dan (10) merupakan persamaan yang menyatakan kekekalan muatan.

$$\vec{\epsilon} = -\vec{\nabla}V \tag{9}$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = \rho_v \tag{10}$$

dimana $\vec{\epsilon}$ adalah medan listrik dengan satuan V/m, V adalah tegangan dengan satuan volt, \vec{D} adalah kerapatan fluks listrik dengan satuan C/m² yang merupakan hasil kali permitivitas listrik bahan yang memiliki satuan F/m dengan medan listrik, dan ρ_v adalah kerapatan muatan volume.

Kemampuan *micropump* untuk mengontrol cairan dengan akurat memiliki kemungkinan integrasi dengan sistem lain tergantung pada parameter desain yaitu parameter struktural, fungsional, dan operasi [5]. Parameter desain struktural dan parameter operasi yang digunakan pada desain *micropump* ini tertulis pada Tabel 3.

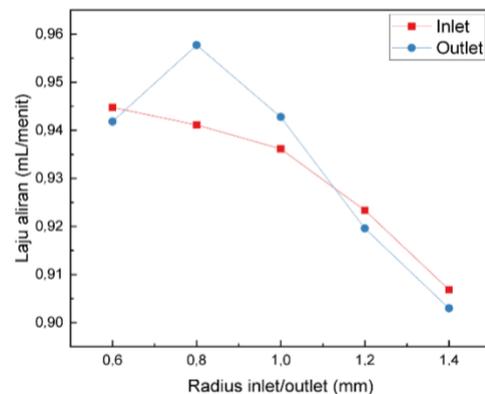
Tabel 3. Parameter ukuran geometri dan intervalnya

Variabel Desain dan Operasi	Variasi Ukuran	Interval
Radius inlet/outlet (mm)	0,6 – 1,4	0,2

Tegangan (volt)	37,5 – 75	7,5
Frekuensi (Hz)	60 – 170	25 – 30

3. Hasil dan Pembahasan

Hasil aplikasi dalam 3-D yang diperoleh dari perangkat lunak COMSOL *Multiphysics* 5.6 sangat membantu dalam proses optimasi parameter pada desain *micropump*. Pengaruh radius *inlet* dan *outlet* terhadap laju aliran fluida ditunjukkan pada Gambar 2.

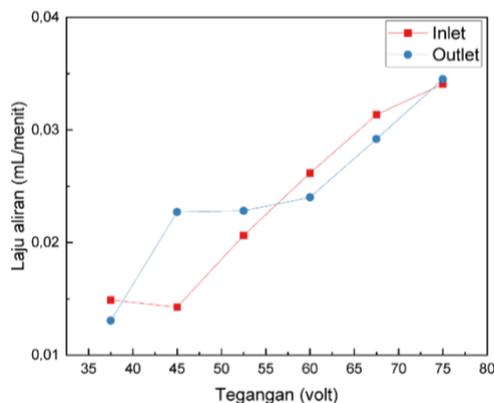


Gambar 2. Pengaruh radius inlet dan outlet terhadap laju aliran

Pada Gambar 2 menunjukkan hasil simulasi variasi parameter radius *inlet* dan *outlet* pada rentang ukuran 0,6 mm sampai 1,4 mm. Radius dengan ukuran 0,6 mm menghasilkan laju aliran fluida pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,944 mL/mentit dan 0,941 mL/mentit. Kemudian setelah ukuran radius dinaikan sebesar 0,2 mm menjadi 0,8

mm laju aliran yang dihasilkan pada *outlet* menjadi 0,957 mL/menit, sedangkan pada *inlet* menghasilkan laju aliran menjadi 0,941 mL/menit. Selanjutnya pada radius berukuran 1 mm, 1,2 mm, dan 1,4 mm setiap laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami penurunan. Pada radius yang lebih tinggi memiliki laju aliran yang lebih rendah karena efisiensi rektifikasi yang lebih rendah [2]. Rektifikasi merupakan aliran fluida yang dibuuh menjadi searah melalui *valve inlet* maupun *outlet*.

Pengaruh nilai tegangan penggerak terhadap laju aliran fluida ditunjukkan pada Gambar 3.



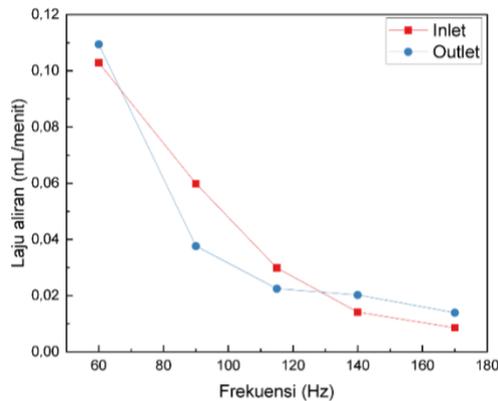
Gambar 3. Pengaruh tegangan penggerak terhadap laju aliran

Laju aliran fluida pada variasi tegangan penggerak ini menurun secara drastis dikarenakan perbedaan tegangan penggerak yang sangat tinggi. Nilai tegangan penggerak yang digunakan pada variasi radius *inlet* dan *outlet*

adalah 1500 volt. Sedangkan variasi tegangan ini dimulai dari 37,5 volt sampai dengan 75 volt. Selain itu, variasi tegangan penggerak ini dilakukan dengan ukuran radius *inlet* dan *outlet* sesuai parameter utama yaitu 1 mm.

Pada tegangan penggerak sebesar 37,5 volt menghasilkan laju aliran fluida pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,0148 mL/menit dan 0,0136 mL/menit. Setelah tegangan dinaikan sebesar 7,5 volt menjadi 45 volt, laju aliran yang dihasilkan pada *outlet* menjadi 0,0227 mL/menit, sedangkan laju aliran pada *inlet* mengalami sedikit penurunan menjadi 0,0142 mL/menit. Selanjutnya semakin tinggi nilai tegangan penggerak maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami kenaikan. Laju aliran tertinggi pada variasi tegangan penggerak ini terdapat pada 75 volt yaitu *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,0340 mL/menit dan 0,0345 mL/menit. Hasilnya menunjukkan bahwa kinerja pompa relatif rendah pada tegangan yang diberikan lebih rendah. Dengan kata lain, untuk mencapai laju aliran yang besar, tegangan penggerak yang tinggi harus diterapkan pada komponen piezoelektrik [12].

Pengaruh nilai frekuensi kerja terhadap laju aliran fluida ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 4. Pengaruh frekuensi kerja terhadap laju aliran

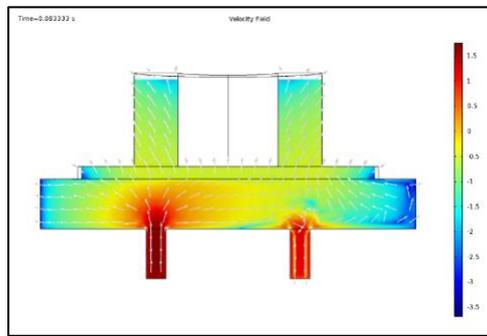
Simulasi terakhir ini merupakan variasi frekuensi kerja yang dilakukan pada ukuran *inlet* dan *outlet* serta tegangan penggerak yang menghasilkan laju aliran paling optimum yaitu 0,8 mm dan 75 volt. Simulasi variasi parameter frekuensi kerja ini dilakukan pada rentang 60 Hz sampai 170 Hz. Selain itu, bahan yang digunakan untuk membran sudah diganti menjadi PDMS. Material PDMS dianggap sebagai bahan paling populer untuk aplikasi perangkat biomedis fleksibel. Karakteristik polimer ini bermanfaat dalam mencapai deformasi struktur yang besar dan terkontrol dari bagian yang dapat digerakkan [8]. Hasil laju aliran dengan material membran menggunakan PDMS ini lebih baik yang terbukti pada Gambar 4, dimana laju aliran yang dihasilkan

pada rentang 0,008 mL/menit hingga 0,109 mL/menit. Sedangkan pada Gambar 3, dimana material membran belum diganti menjadi PDMS menghasilkan laju aliran pada rentang 0,013 mL/menit hingga 0,034 mL/menit.

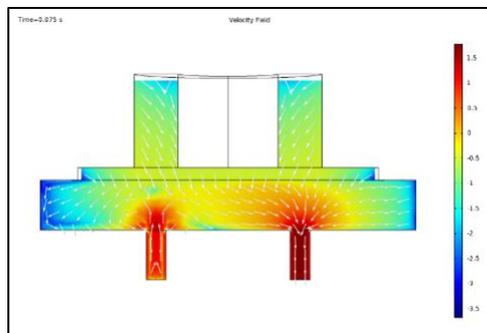
Pada frekuensi kerja sebesar 60 Hz menghasilkan laju aliran fluida pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,102 mL/menit dan 0,109 mL/menit. Kemudian setelah frekuensi kerja dinaikan sebesar 30 Hz menjadi 90 Hz laju aliran yang dihasilkan pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,0598 mL/menit dan 0,0376 mL/menit. Selanjutnya semakin tinggi nilai frekuensi kerja maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami penurunan. Laju aliran pada frekuensi yang lebih rendah menyebabkan membran dapat mencapai titik maksimum amplitudo getaran [15]. Pengaruh kenaikan frekuensi kerja ini berbanding terbalik dengan kenaikan tegangan penggerak yang diterapkan pada aktuator piezoelektrik.

Persebaran laju aliran fluida pada bagian *chamber* yang melalui *inlet* di bagian kiri dan *outlet* di bagian kanan ditunjukkan pada Gambar 5. Terlihat pada Gambar 5(a), 5(c), dan 5(e) yang

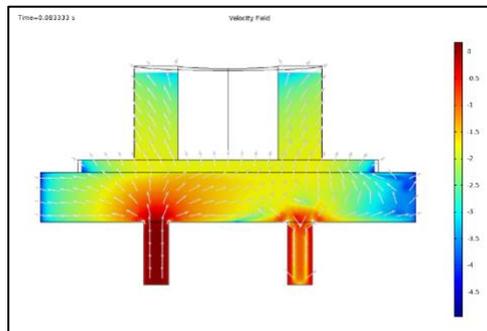
menunjukkan fluida sedang masuk melalui *inlet* dengan persebaran fluida yang paling besar. Sedangkan pada Gambar 5(b), 5(d), dan 5(f) menunjukkan fluida sedang keluar melalui *outlet*.



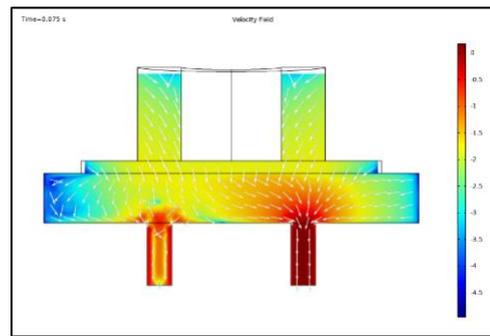
(a)



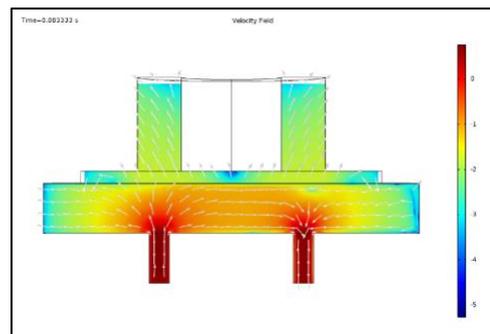
(b)



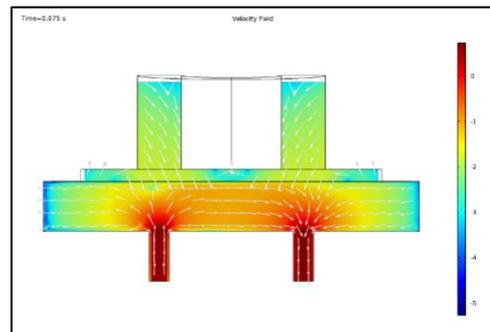
(c)



(d)



(e)



(f)

Gambar 5. Persebaran laju aliran fluida pada *valve* inlet dengan variasi (a) radius, (c) tegangan, (e) frekuensi, dan pada *valve* outlet dengan variasi (b) radius, (d) tegangan, (f) frekuensi

4. Simpulan

Dalam penelitian ini, radius *inlet* dan *outlet*, tegangan penggerak yang diterapkan pada aktuator, dan frekuensi kerja berpengaruh pada laju aliran

fluida. Desain geometri dan efek parameter listrik yang ditunjukkan sangat penting pada laju aliran fluida. Laju aliran yang tinggi untuk parameter radius terjadi pada ukuran radius 0,8 mm yaitu 0,957 mL/menit pada *outlet* dan 0,941 mL/menit pada *inlet*. Selanjutnya semakin tinggi radius maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami penurunan. Pada variasi tegangan penggerak, semakin tinggi nilai tegangan penggerak maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami kenaikan. Laju aliran tertinggi pada variasi tegangan penggerak ini terdapat pada 75 volt yaitu *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,0340 mL/menit dan 0,0345 mL/menit. Pada frekuensi kerja sebesar 60 Hz menghasilkan laju aliran fluida pada *inlet* dan *outlet* masing-masing 0,102 mL/menit dan 0,109 mL/menit. Selanjutnya semakin tinggi nilai frekuensi kerja maka laju aliran fluida pada *inlet* maupun *outlet* terus mengalami penurunan. Hasil dari penelitian ini dapat dimanfaatkan untuk pengembangan dan optimasi desain serta efek parameter listrik pada aplikasi biomedis.

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. Penulis juga mengucapkan terima kasih kepada Direktorat Jenderal Pendidikan Tinggi, Riset, dan Teknologi Kementerian Pendidikan, Kebudayaan, Riset, dan Teknologi yang telah memberikan dana kepada penulis melalui Program Talenta Inovasi Indonesia untuk mendukung program Merdeka Belajar Kampus Merdeka (MBKM) yang berbasis pada luaran penelitian.

5. Referensi

- [1] S. Mohith, P. N. Karanth, and S. M. Kulkarni, "Performance analysis of valveless micropump with disposable chamber actuated through Amplified Piezo Actuator (APA) for biomedical application," *Mechatronics*, vol. 67, no. November 2019, p. 102347, 2020, doi: 10.1016/j.mechatronics.2020.102

- 347.
- [2] S. Mohith, P. N. Karanth, and S. M. Kulkarni, "Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review," *Mechatronics*, vol. 60, no. November 2018, pp. 34–55, 2019, doi: 10.1016/j.mechatronics.2019.04.009.
- [3] S. Kumar, P. Bhushan, M. Pandey, and S. Bhattacharya, "Additive manufacturing as an emerging technology for fabrication of microelectromechanical systems (MEMS)," *J. Micromanufacturing*, vol. 2, no. 2, pp. 175–197, 2019, doi: 10.1177/2516598419843688.
- [4] Y. N. Wang and L. M. Fu, "Micropumps and biomedical applications – A review," *Microelectron. Eng.*, vol. 195, no. March, pp. 121–138, 2018, doi: 10.1016/j.mee.2018.04.008.
- [5] R. R. Gidde, P. M. Pawar, and V. P. Dhamgaye, "Fully coupled modeling and design of a piezoelectric actuation based valveless micropump for drug delivery application," *Microsyst. Technol.*, vol. 26, no. 2, pp. 633–645, 2020, doi: 10.1007/s00542-019-04535-8.
- [6] T. Barkat, F. Z. Kadid, M. S. Aggoune, and R. Abdessemed, "Modeling and simulation of a circular valveless micropump," *J. Serbian Soc. Comput. Mech.*, vol. 12, no. 2, pp. 95–105, 2018, doi: 10.24874/jsscsm.2018.12.02.07.
- [7] Y. Guan, "Performance analysis of a microfluidic pump based on combined actuation of the piezoelectric effect and liquid crystal backflow effect," *Micromachines*, vol. 10, no. 9, 2019, doi: 10.3390/mi10090584.
- [8] J. Yunas *et al.*, "Polymer-Based MEMS electromagnetic actuator for biomedical application: A review," *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 5, 2020, doi: 10.3390/POLYM12051184.
- [9] N. Gadad *et al.*, "Fabrication and development of magnetically actuated PDMS micropump for drug delivery," *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.*, vol. 376, no. 1, 2018, doi: 10.1088/1757-899X/376/1/012128.
- [10] X. Wu, L. He, Y. Hou, X. Tian, and X. Zhao, "Advances in

- passive check valve piezoelectric pumps,” *Sensors Actuators, A Phys.*, vol. 323, p. 112647, 2021, doi: 10.1016/j.sna.2021.112647.
- [11] R. Zhang, F. You, Z. Lv, Z. He, H. Wang, and L. Huang, “Development and characterization a single-active-chamber piezoelectric membrane pump with multiple passive check valves,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 12, 2016, doi: 10.3390/s16122108.
- [12] A. Aboubakri, V. Ebrahimpour Ahmadi, and A. Koşar, “Modeling of a passive-valve piezoelectric micro-pump: A parametric study,” *Micromachines*, vol. 11, no. 8, 2020, doi: 10.3390/MI11080752.
- [13] R. R. Gidde, P. M. Pawar, B. P. Ronge, and V. P. Dhamgaye, “Design optimization of an electromagnetic actuation based valveless micropump for drug delivery application,” *Microsyst. Technol.*, vol. 25, no. 2, pp. 509–519, 2019, doi: 10.1007/s00542-018-3987-y.
- [14] A. Kaye, R. F. T. Stepto, W. J. Work, J. V. Aleman, and A. Y. Malkin, “Definition of terms relating to the non-ultimate mechanical properties of polymers (recommendations 1998),” *Pure Appl. Chem.*, vol. 70, no. 3, pp. 701–754, 1998.
- [15] H. A. Dereshgi and M. Z. Yildiz, “Investigation of electro-mechanical factors effecting piezoelectric actuator for valveless micropump characteristics,” *J. Eng. Sci. Technol.*, vol. 13, no. 9, pp. 2843–2856, 2018.