

© Jurnal Nasional Teknik Elektro dan Teknologi Informasi
Karya ini berada di bawah Lisensi Creative Commons Atribusi-BerbagiSerupa 4.0 Internasional
Terjemahan dari artikel 10.22146/jnteti.v13i3.12415

Pengembangan *Syringe Pump* Berbiaya Rendah sebagai Sistem Pendukung Pemintalan Listrik

Dewa Pascal Ariyanto¹, Panji Setyo Nugroho¹, Della Astri Widayani¹, Luluk Arifatul Hikamiah¹, Jasmine Cupid Amaratirta¹, Dewanto Harjunowibowo¹, Yulianto Agung Rezeki¹

¹ Program Studi Pendidikan Fisika, Fakultas Keguruan dan Ilmu Pendidikan, Universitas Sebelas Maret, Surakarta 57126, Indonesia

[Diserahkan: 15 Maret 2024, Direvisi: 2 Mei 2024, Diterima: 5 Juli 2024]
Penulis Korespondensi: Yulianto Agung Rezeki (email: yarezeki@staff.uns.ac.id)

INTISARI — Pemintalan listrik (*electrospinning*) adalah salah satu teknik yang digunakan untuk membuat serat nano. Salah satu komponen utama pemintalan listrik adalah *syringe pump*, yang berfungsi untuk menyuntikkan dengan presisi tinggi larutan ke dalam ruang. Meskipun *syringe pump* memiliki sistem operasi yang sederhana, harganya di pasaran cukup tinggi. Harganya yang mahal menjadi salah satu kendala bagi peneliti di bidang fabrikasi serat nano. Oleh karena itu, penelitian ini bertujuan untuk memecahkan masalah tingginya harga *syringe pump* dengan mengembangkan *syringe pump* yang murah menggunakan komponen-komponen dengan harga yang terjangkau. Penelitian ini menggunakan metode dari studi pustaka tentang desain *syringe pump*, termasuk pembuatan dan perakitan komponen perangkat keras dan perangkat lunak, kalibrasi, optimalisasi, dan pengujian kinerja *syringe pump*. Analisis dari setiap tahap terus dilakukan hingga diperoleh kesimpulan. *Syringe pump* yang dibuat pada penelitian ini menggunakan motor *stepper* NEMA 17 dan penggerak motor TB6600 untuk mengendalikan laju alir. Total biaya yang dikeluarkan untuk mengembangkan *syringe pump* berbiaya rendah ini adalah Rp632.300,00. Pengujian dan kalibrasi diukur pada laju alir mulai dari 1 mL/jam hingga 5 mL/jam dengan menggunakan akuades, sehingga menghasilkan nilai akurasi dan presisi masing-masing sebesar 96,7% dan 95,0%. Penelitian selanjutnya sebaiknya menggunakan roda gigi untuk mengurangi beban motor *stepper*, sehingga dapat mencegah terjadinya panas yang berkepanjangan. Hasil penelitian ini juga dapat digunakan sebagai sarana menambah wawasan bagi para peneliti untuk mengembangkan alat yang lebih murah di bidang penelitian lainnya.

KATA KUNCI — Pemintalan Listrik, Laju Alir, *Syringe Pump* Berbiaya Rendah, Serat Nano.

I. PENDAHULUAN

Pemintalan listrik (*electrospinning*) adalah salah satu cara yang paling hemat biaya, memungkinkan untuk mengendalikan morfologi, serta sederhana dan fleksibel untuk memproduksi serat nano (1D) [1]. Prinsip kerja pemintalan listrik adalah dengan memberikan berkas muatan listrik ke larutan atau cairan [2]. Pemintalan listrik dasar terdiri atas catu daya bertegangan tinggi, pemintal (*jet*), dan *grounded collector* [3]. Pada proses pemintalan listrik, banyak parameter yang dapat memengaruhi hasilnya. Parameter-parameter tersebut dibagi menjadi tiga, yaitu parameter larutan, parameter lingkungan, dan parameter proses [4]. Parameter proses terdiri atas beberapa parameter yang memengaruhi morfologi serat nano, yaitu nilai tegangan, jarak ujung jarum ke kolektor [5], dan laju alir [6]. Laju alir memengaruhi pembentukan struktur nano yang dihasilkan. Ketika laju alir terlalu lambat, kerucut Taylor (*Taylor cone*) tidak akan terbentuk, sehingga dapat menyebabkan *spinneret* mengeras [7]. Namun, jika laju alir pada proses pemintalan listrik terlalu cepat, strukturnya akan berubah menjadi partikel [8].

Syringe pump adalah salah satu bagian terpenting dari pemintalan listrik. Pompa ini digunakan untuk menginjeksi larutan ke dalam ruang pemintalan listrik. *Syringe pump* mendorong batang jarum suntik dengan motor *stepper* untuk mengeluarkan larutan [9]. Sayangnya, harga *syringe pump* mahal, sehingga menjadi kendala untuk penelitian yang berfokus pada serat nano menggunakan pemintalan listrik. Oleh karena itu, pengembangan *syringe pump* berbiaya rendah ini memungkinkan para peneliti dengan anggaran terbatas untuk melakukan penelitian menggunakan *syringe pump*. Selanjutnya, sisa anggaran penelitian dapat dialokasikan untuk

kebutuhan penelitian akademik lainnya. Sementara itu, bagi industri manufaktur *syringe pump*, harga murah dapat meningkatkan produksi *syringe pump*. Biaya produksi yang lebih rendah memungkinkan lebih banyak produk yang dapat diproduksi dengan harga yang sama atau bahkan lebih rendah, sehingga dapat memperluas target konsumen.

Beberapa penelitian telah dilakukan untuk mengembangkan *syringe pump* berbiaya rendah. *Syringe pump* berbiaya rendah, dengan total biaya US\$75 atau Rp1.206.000,00, telah dikembangkan sebelumnya [10]. *Syringe pump* berbiaya rendah dengan biaya kurang dari US\$75 [11] dan €70 atau Rp1.145.550,00 juga telah berhasil dikembangkan [12]. Namun, *syringe pump* yang telah dikembangkan ini tidak memiliki fitur penghenti volume. Fitur ini membantu mengatur *syringe pump* untuk berhenti beroperasi ketika mencapai volume larutan tertentu. Oleh karena itu, penelitian ini mengembangkan *syringe pump* yang memiliki fitur seperti pengendali volume dan laju alir dengan biaya yang jauh lebih rendah. *Syringe pump* murah pada penelitian ini dirancang menggunakan motor *stepper* NEMA 17 dan penggerak (*driver*) motor TB6600 dengan laju alir 1–5 mL/jam. Alat yang dikembangkan dapat mengatasi masalah mahalnya harga *syringe pump* tanpa mengurangi fungsi utamanya dalam proses pemintalan listrik.

II. PARAMETER PEMINTALAN LISTRIK

Pemintalan listrik adalah teknik pemintalan serat dengan menggunakan gaya elektrostatik. Selain itu, pemintalan listrik merupakan teknik pemintalan larutan polimer menggunakan medan listrik potensial yang tinggi untuk menghasilkan serat halus dengan diameter kecil. Diameter rata-rata serat yang

dihasilkan adalah sekitar 100–500 nm, sehingga dikenal sebagai serat nano [13]. Proses pemintalan listrik dilakukan menggunakan larutan yang dimasukkan ke dalam jarum suntik dengan jarum logam, diinjeksikan melalui lubang pemintal (*jet*) dengan ujung yang kecil dan ditarik dengan medan listrik bertegangan tinggi. Adanya tegangan permukaan menyebabkan larutan pada ujung jarum tertarik oleh medan listrik dan membentuk tetesan/*jet*. *Jet* kemudian bergerak menuju kolektor yang akan mengumpulkan serat nano pada bagian ini.

Keuntungan dari pemintalan listrik adalah prosesnya yang mudah, kemampuannya dalam mengendalikan morfologi, keseragaman, porositas, serta kemampuannya dalam menghasilkan serat nano yang cukup panjang [14], [15]. Selain itu, teknik ini memiliki konsistensi dalam menghasilkan serat polimer dengan diameter nanometer hingga mikrometer sesuai dengan jenis polimer yang digunakan. Teknik pemintalan listrik dapat menghasilkan serat nano dengan rentang ukuran terkecil sekitar 0,04–2 mm [16]. Namun, teknik ini memiliki beberapa kelemahan, antara lain konsistensi produknya yang relatif tidak stabil dan adanya banyak parameter [17].

Peralatan yang dibutuhkan untuk pemintalan listrik cukup sederhana, yaitu sumber tegangan tinggi, larutan polimer, *syringe pump*, dan layar pengumpul dari aluminium yang bentuknya dapat diatur (misalnya dalam bentuk drum yang dapat diputar) [3]. Larutan polimer bermuatan listrik dimasukkan ke dalam jarum suntik, lalu ditempatkan pada *syringe pump*. Proses pemintalan listrik dimulai dengan memberikan tegangan tinggi untuk menghasilkan semburan larutan polimer pada *syringe pump*. Semburan larutan polimer di bawah pengaruh medan listrik tersebut akan dipercepat menuju elektrode dengan muatan yang berlawanan menuju layar kolektor. Pelarut polimer akan menguap, kemudian hanya serat polimer yang menempel pada layar kolektor [18]. Serat-serat tersebut memiliki ukuran yang bervariasi sesuai dengan kebutuhan.

Kualitas hasil proses pemintalan listrik tergantung pada beberapa parameter, termasuk parameter larutan, lingkungan, dan proses. Dalam pemintalan listrik, morfologi dan ukuran serat nano sangat bergantung pada parameter proses. Parameter proses ini meliputi jarak kolektor, tegangan, dan laju alir [19].

A. JARAK KOLEKTOR

Laju penguapan memengaruhi bentuk morfologi serat nano. Dalam proses pemintalan listrik, laju penguapan dipengaruhi oleh jarak dan kekuatan medan listrik. Makin jauh jarak dan makin kuat medan listrik, makin tinggi laju penguapan. Pada proses pemintalan listrik, jarak ini harus sesuai, sehingga dapat memberikan waktu yang cukup bagi pelarut untuk menguap sebelum mencapai kolektor [20]. Jarak antara kolektor dan ujung jarum memengaruhi diameter polimer yang dihasilkan. Ketika jarak yang diberikan makin besar, diameter yang dihasilkan makin kecil karena laju penguapan menjadi cepat, sehingga yang menempel pada kolektor adalah tetesan-tetesan basah [21].

B. TEGANGAN

Tegangan tinggi yang diberikan pada ujung jarum injeksi menghasilkan medan listrik dalam larutan, sehingga menyebabkan gaya elektrostatis. Besarnya medan listrik akan memengaruhi pembentukan kerucut Taylor. Ketika tegangan rendah, volume kerucut di ujung injeksi menjadi besar karena medan listrik tidak cukup kuat untuk menariknya ke kolektor,

sedangkan ketika tegangan dinaikkan, larutan akan tertarik ke arah kolektor [22]. Tegangan dapat memengaruhi morfologi dan ukuran serat nano; ketika tegangan yang diberikan terlalu tinggi atau terlalu lemah, pemintalan listrik akan menghasilkan partikel atau *beads*.

C. LAJU ALIR

Laju alir larutan adalah parameter dalam pembentukan serat nano. Laju alir dapat diatur dengan menggunakan *syringe pump*. Jika laju alir terlalu cepat, larutan di ujung jarum akan menetes. Kemungkinan lainnya adalah ketika tegangan stabil, serat yang dihasilkan di dalam kolektor akan menjadi basah [23]. Sementara itu, bila laju alir terlalu lambat dengan tegangan yang stabil, kerucut Taylor di ujung jarum tidak dapat terbentuk [24].

Laju alir yang tinggi akan memperbesar diameter serat dan morfologi partikel pada proses pemintalan listrik. Selain itu, laju alir yang tinggi menyebabkan lebih banyak larutan yang akan dilepaskan, sehingga dapat memperlama proses pengeringan [25]. Laju alir pada proses pemintalan listrik dapat diatur dengan menggunakan *syringe pump*. Perhitungan laju alir pada *syringe pump* didasarkan pada (1).

$$Q = vA \quad (1)$$

dengan Q adalah laju alir, v adalah kecepatan aliran (m/s), dan A adalah luas penampang melintang (m^2) [26]. Persamaan (1) dapat ditulis sebagai (2).

$$Q = \frac{V}{t} \quad (2)$$

dengan Q merupakan laju alir, V merupakan volume (m^3), dan t merupakan waktu (s).

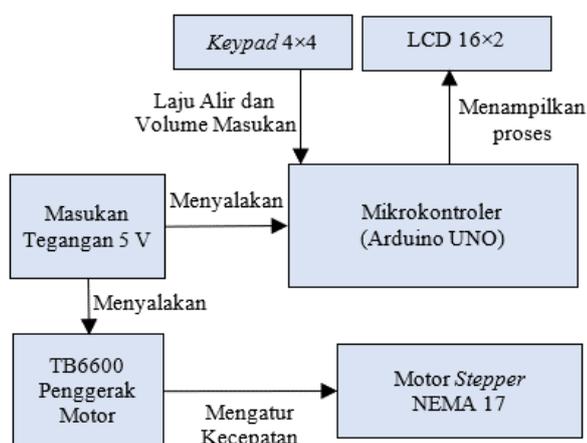
Syringe pump adalah alat yang menggerakkan larutan polimer dalam jarum suntik [11]. Alat ini juga mengendalikan jumlah dan laju larutan polimer dalam skala mililiter (mL) hingga mikroliter (μ L) per menit [27]. *Syringe pump* dapat diatur untuk beroperasi pada kecepatan tertentu menggunakan pengendali dan juga dapat diatur untuk bergerak ke kanan atau ke kiri sesuai dengan kebutuhan. Pada proses pemintalan listrik, biasanya digunakan *syringe pump* dengan kapasitas standar 5 mL. Penelitian sebelumnya menggunakan beberapa jenis ukuran jarum suntik, salah satunya menggunakan ukuran 5 mL [28].

Syringe pump memiliki keakuratan yang tinggi dan sering digunakan dalam bidang medis atau kesehatan sebagai pengendali takaran cairan infus untuk pasien. Alat ini tidak akan menyebabkan kesalahan takaran karena takarannya dapat diatur sesuai dengan kebutuhan. Selain itu, *syringe pump* juga dapat diaplikasikan dalam bidang penelitian, khususnya dalam penelitian pemintalan listrik dan *electrospray*.

Syringe pump dapat dibuat menggunakan as dan bantalan drat untuk meminimalkan terjadinya slip dan gesekan saat berputar. Selain itu, *syringe pump* dapat dirancang dengan bantuan mikrokontroler sebagai sistem kendali kerjanya. Mikrokontroler yang dapat digunakan antara lain Arduino UNO [27]. Biasanya, *syringe pump* dirancang untuk berada di dalam ruangan yang terkondisi dan diletakkan terpisah dari pengendali. *Syringe pump* memiliki keunggulan berupa presisi dan akurasi yang tinggi dalam menginjeksikan volume larutan. Di sisi lain, harga alat ini di pasaran sangatlah tinggi, meskipun prinsip kerjanya sederhana. Di Selandia Baru, misalnya, harga *syringe pump* mencapai US\$4.400 hingga US\$6.250 [10].

TABEL I
ALAT DAN BAHAN

No	Nama	Jumlah	Harga (Rp)
1	Modul penggerak motor TB6600	1	73.500
2	Motor stepper NEMA 17	1	87.500
3	Arduino UNO	1	120.000
4	Keypad matriks 4x4	1	27.500
5	LCD I2C	1	37.000
6	Perangkat lunak Arduino IDE	1	Open source (tidak berbayar)
7	Kabel jumper	4 pak	40.000
8	Kopling fleksibel	1	20.000
9	Pembuang panas (<i>heat sink</i>)	1	10.000
10	Poros linear	1	6.800
11	Baut	1	10.000
12	Rangka syringe pump (cetak 3D)	3	200.000
Total			632.300



Gambar 1. Diagram blok rangkaian elektronik.

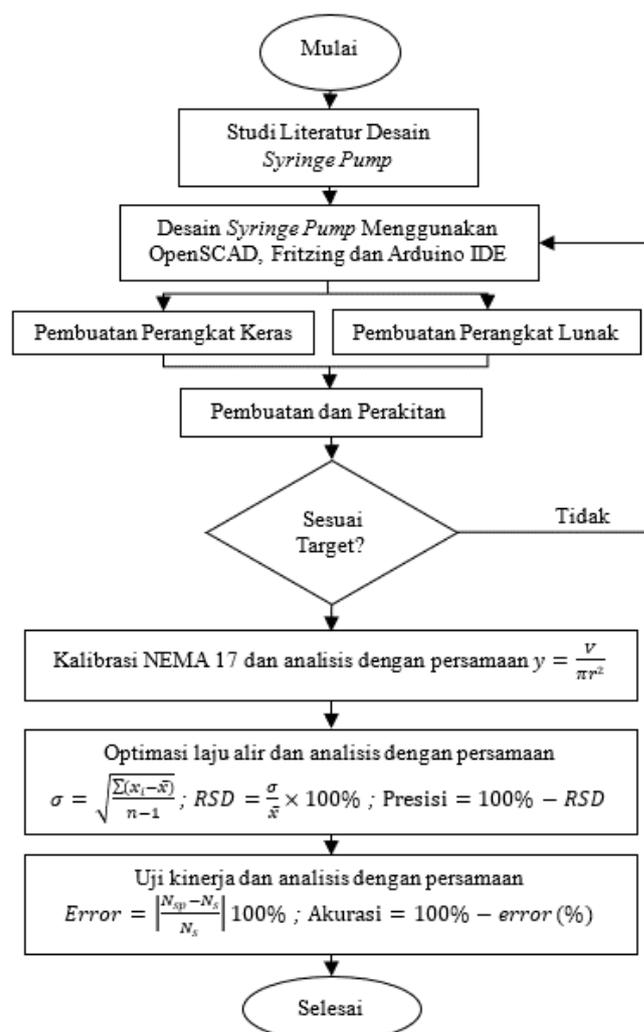
III. METODOLOGI

A. ALAT DAN BAHAN

Syringe pump menggunakan beberapa komponen, mulai dari tahap perancangan alat hingga validasi data. Perangkat lunak dan perangkat keras digunakan pada penelitian ini. Alat dan bahan yang digunakan untuk membuat perangkat keras *syringe pump* ditunjukkan pada Tabel I. Keseluruhan biaya yang dikeluarkan untuk penelitian ini kemudian dibandingkan dengan keseluruhan biaya penelitian sebelumnya. Blok rangkaian elektronik ditunjukkan pada Gambar 1. Penggerak motor TB6600, motor stepper NEMA 17, dan Arduino UNO merupakan komponen penting dalam pembuatan *syringe pump* yang murah.

1) PENGGERAK MOTOR TB6600

Penggerak motor TB6600 merupakan salah satu penggerak motor yang berfungsi sebagai pengatur gerak suatu rangkaian elektronika, terutama untuk mengatur arah dan kecepatan [29]. Alat ini dapat digunakan untuk mengatur respons kecepatan motor stepper [30]. Penelitian ini menggunakan TB6600 sebagai penggerak motor karena sesuai untuk motor stepper bipolar NEMA 17 dan memiliki enam saklar pengatur langkah mikro, yang meliputi 1/1, 1/2, 1/4, 1/8, 1/16, dan 1/32. Fitur ini diperlukan untuk menyesuaikan langkah pada NEMA 17 [29].



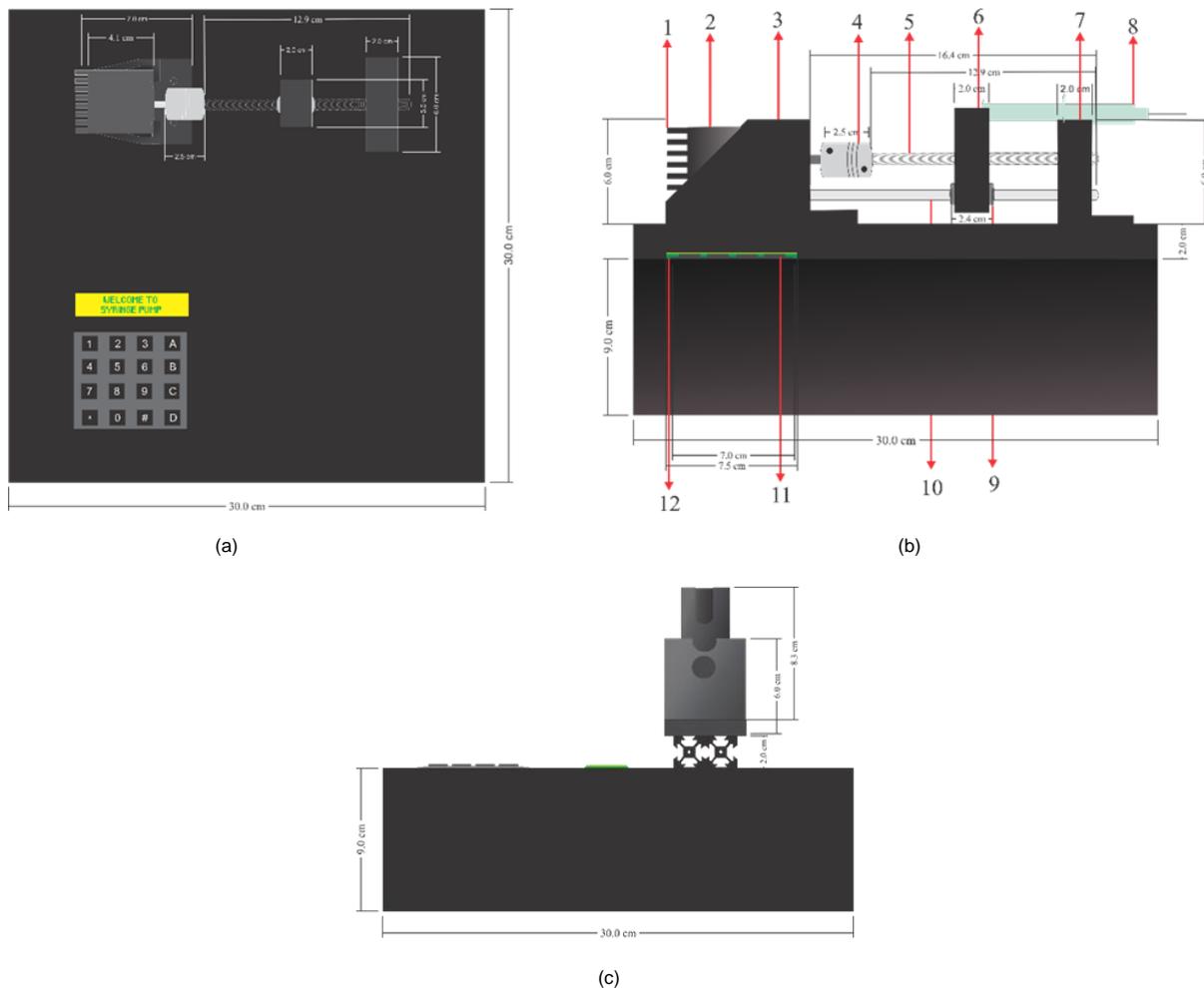
Gambar 2. Diagram metode penelitian.

2) MOTOR STEPPER NEMA 17

Penelitian ini menggunakan motor stepper NEMA 17, jenis motor bipolar dengan sudut langkah 1,8°. Oleh karena itu, NEMA 17 membutuhkan 200 langkah untuk menyelesaikan satu putaran penuh. Penggunaan motor stepper tipe bipolar menyebabkan torsi yang dihasilkan oleh NEMA 17 lebih besar daripada tipe *unipolar* dengan ukuran motor yang sama [31]. NEMA 17 menunjukkan akurasi yang tinggi pada kecepatan rendah dan tidak membutuhkan daya yang besar, yaitu hanya pada kisaran 10 V hingga 12 V [30]. Selain itu, NEMA 17 dipilih karena merupakan jenis motor stepper yang terjangkau.

3) ARDUINO UNO

Arduino UNO adalah board Arduino yang dikembangkan menggunakan mikrokontroler ATmega328. Penelitian sebelumnya menggunakan Arduino UNO karena jenis ini memiliki banyak pin masukan/keluaran [32]. Arduino UNO memiliki 14 pin masukan/keluaran digital (enam diantaranya merupakan keluaran *pulse width modulation*), 6 masukan analog, osilator kristal 16 MHz, koneksi USB, power jack, *in circuit serial programming (ICSP) header*, dan tombol reset [33]. Arduino UNO juga memiliki keunggulan dibandingkan mikrokontroler lainnya, yaitu kompatibilitasnya untuk beroperasi di berbagai sistem operasi, seperti Windows, Macintosh, dan Linux. Sementara itu, beberapa mikrokontroler lainnya hanya terbatas pada Windows saja.



Gambar 3. Desain syringe pump, (a) tampak atas, (b) tampak samping, (c) tampak depan.

B. DESAIN PENELITIAN

Penelitian ini bertujuan untuk merancang sistem pendukung syringe pump dengan biaya rendah, tetapi tetap memperhatikan fitur-fitur utamanya, seperti laju alir, dengan presisi dan akurasi yang tinggi. Desain penelitian yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 2. Diagram alir digunakan sebagai landasan untuk memandu jalannya proses penelitian dari awal hingga akhir.

Studi pustaka diperoleh dari beberapa jurnal untuk memperkuat pengetahuan dan pemahaman tentang proses penelitian. Pada perancangan perangkat keras, OpenSCAD menggunakan printer 3D digunakan untuk merancang rangka syringe pump dan Fritzing digunakan untuk membuat gambaran rangkaian sistem kendali yang digunakan pada syringe pump. Sementara itu, desain perangkat lunak untuk sistem kendali syringe pump dibuat menggunakan Arduino IDE. Setelah memperoleh desain perangkat keras dan perangkat lunak, tahap selanjutnya adalah membangun dan merakit bagian-bagian tersebut menjadi syringe pump. Syringe pump ini telah melalui banyak pengujian, meliputi pengujian kalibrasi, optimasi, dan kinerja. Analisis data hasil pengujian dilakukan pada setiap tahap pengujian. Analisis terhadap setiap pengujian dilakukan hingga diperoleh suatu kesimpulan.

Laju alir pada syringe pump diperoleh dengan menghitung jumlah langkah dan delay untuk setiap langkah pada NEMA 17. Kemudian, langkah dan delay tersebut dimasukkan ke dalam kode pada Arduino UNO sebagai perintah ke sistem kendali syringe pump. Meskipun sudah dapat beroperasi,

syringe pump harus diuji dan divalidasi berdasarkan data yang diperoleh agar dapat bekerja pada kinerja terbaiknya.

1) DESAIN PERANGKAT KERAS SYRINGE PUMP

Pada tahap ini, dibuat desain syringe pump. Gambar 3 menunjukkan desain syringe pump yang dibuat beserta deskripsi dan fungsinya. Syringe pump menggunakan beberapa komponen dengan peran dan fungsinya masing-masing. Pembuang panas atau heat sink (Gambar 3(b) nomor 1) berfungsi untuk meredam panas motor stepper NEMA 17 (Gambar 3(b) nomor 2). Motor stepper beroperasi dengan kecepatan yang sangat rendah dan dalam waktu yang lama, sehingga berpotensi menjadi panas.

Syringe pump beroperasi berdasarkan konversi gerakan rotasi dari motor stepper menjadi dorongan aksial yang diterapkan pada injeksi yang mengandung larutan (Gambar 3(b) nomor 8). Konversi ini difasilitasi melalui pemanfaatan mekanisme baut (Gambar 3(b) nomor 5) yang dihubungkan ke motor stepper melalui kopling fleksibel (Gambar 3(b) nomor 4), sehingga membentuk sistem konversi gaya yang efektif. Pada sistem plunger, poros linear (Gambar 3(b) nomor 10) juga digunakan sebagai logam untuk menopang kedudukan plunger agar baut tidak bengkok dan tidak menambah beban pada putaran motor stepper. Bantalan linear digunakan pada kedudukan plunger untuk mengurangi gesekan dengan poros linear ketika kedudukan plunger bergerak (Gambar 3(b) nomor 9).

Syringe pump berfungsi sebagai sistem pendorong injeksi. Rangka syringe pump terdiri atas tiga bagian, yaitu kedudukan

untuk motor *stepper* (Gambar 3(b) nomor 3), dudukan *plunger* (Gambar 3(b) nomor 6) sebagai pendorong injeksi yang berfungsi sebagai sistem pendorong, dan dudukan untuk *barrel* (Gambar 3(b) nomor 7) sebagai dudukan injeksi agar injeksi tidak lepas saat didorong. Rangka ini didesain dengan menggunakan perangkat lunak 3D, yaitu OpenSCAD. Perangkat lunak OpenSCAD digunakan karena banyaknya desain-desain *open-source* yang dibuat oleh peneliti lain yang dapat dimanfaatkan oleh siapa saja. Penggunaan desain *open-source* pada OpenSCAD memudahkan proses desain rangka *syringe pump* karena OpenSCAD berbasis *script*, sehingga dapat dengan mudah dimodifikasi. Selain itu, format yang diekspor dari OpenSCAD dapat dibaca di sebagian besar alat *computer-aided design* (CAD) [34].

Sistem kendali pada *syringe pump* dirancang menggunakan metode Fritzing. Hasil Fritzing kemudian digunakan sebagai petunjuk perancangan perangkat keras sistem kendali. Sistem kendali pada *syringe pump* menggunakan beberapa komponen, seperti Arduino UNO untuk menjalankan program perintah, *keypad* 4×4 untuk memberikan masukan, dan LCD 16×2 sebagai tampilan pada *syringe pump* (Gambar 3 (b) nomor 11).

2) DESAIN PERANGKAT LUNAK SYRINGE PUMP

Pada tahap ini dilakukan perancangan perangkat lunak dengan menggunakan Arduino IDE sebagai aplikasi penulisan kode yang diunggah ke dalam Arduino UNO. Tahap ini diawali dengan mengunggah kode ke dalam Arduino UNO melalui laptop. Proses pengunggahan ini juga bertujuan untuk mengetahui kondisi Arduino UNO dari segi *port*, proses pengunggahan kode, dan kinerja Arduino UNO. Setelah proses pengunggahan berhasil, LCD menyala dan muncul tulisan sesuai dengan yang telah dituliskan pada kode yang diunggah. Jika LCD tidak menyala atau tulisan tidak muncul, kemungkinan terjadi kendala pada kode, kabel LCD, atau kerusakan pada *port* Arduino UNO.

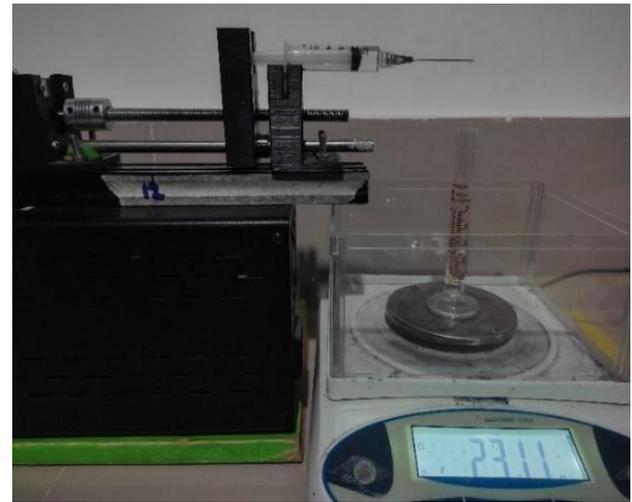
Langkah selanjutnya adalah memasukkan laju alir dan pengendali volume menggunakan *keypad*. *Syringe pump* ini memiliki fitur laju alir yang dapat diatur mulai dari 1 mL/jam. *Syringe pump* ini juga memiliki fitur penghenti volume yang mengatur agar *syringe pump* berhenti pada volume tertentu. Selain itu, terdapat fitur yang dapat mengubah arah putaran NEMA 17, sehingga pompa dapat bergerak maju dan mundur. Penggunaan *syringe pump* ini dimulai dengan memasukkan laju alir terlebih dahulu, kemudian baru penghenti volume. Laju alir dan volume yang telah dimasukkan akan tampil pada LCD. Jika tidak muncul, perlu dilakukan pengecekan pada koneksi *keypad* dengan Arduino UNO. Setelah proses ini selesai, *syringe pump* dapat bekerja. Perangkat lunak ini ditulis menggunakan C++ dan diimplementasikan pada Arduino UNO menggunakan Arduino IDE. Kodenya tersedia pada repositori <https://uns.id/ArduinoProgramCode>.

3) VALIDITAS DATA

Laju alir *syringe pump* diperoleh dengan menghitung jumlah langkah dan *delay* melalui pergeseran yang dialami oleh *syringe pump* yang digunakan pada NEMA 17 menggunakan (3).

$$y = \frac{V}{\pi r^2} \quad (3)$$

dengan y adalah jarak perpindahan *syringe pump*, V adalah volume yang diinjeksi oleh *syringe pump*, dan r adalah jari-jari jarum suntik. Pengujian dan validasi data melalui analisis presisi, *error*, dan akurasi perlu dilakukan setelah jumlah



Gambar 4. Skema eksperimen.

langkah dan *delay* berhasil didapatkan. Proses eksperimen validasi data ditunjukkan pada Gambar 4.

Syringe pump perlu diuji untuk mendapatkan nilai presisi. Tingkat presisi dapat ditentukan dengan menghitung nilai *relative standard deviation* (RSD). Makin tinggi tingkat presisi, makin kecil nilai RSD-nya [35]. Nilai *standard deviation* (SD) ditentukan dengan menggunakan (4), yang selanjutnya digunakan untuk menghitung nilai RSD.

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (4)$$

dengan x_i merupakan data penelitian, \bar{x} merupakan rata-rata data penelitian, dan n merupakan jumlah data. Setelah menentukan nilai SD [36], (5) dan (6) diterapkan untuk analisis presisi.

$$RSD = \frac{\sigma}{\bar{x}} \times 100\% \quad (5)$$

$$Presisi = 100\% - RSD. \quad (6)$$

Tingkat akurasi *syringe pump* dihitung dengan menggunakan analisis *error*, yaitu dengan membandingkan data berdasarkan (7) dengan data yang diperoleh melalui pengujian alat. Tingkat akurasi menunjukkan tingkat kepercayaan pada suatu alat. Persamaan (7) dan (8) digunakan untuk menghitung akurasi.

$$Error = \left| \frac{N_{sp} - N_s}{N_s} \right| \times 100\% \quad (7)$$

$$Akurasi = 100\% - error(\%) \quad (8)$$

dengan N_{sp} adalah nilai berdasarkan perhitungan dan N_s adalah nilai yang diperoleh melalui proses pengujian [37]. Dalam menentukan tingkat akurasi *syringe pump*, uji kinerja dilakukan dengan melakukan pengukuran berulang kali terhadap volume yang dihasilkan pada kisaran laju alir 1 mL/jam hingga 5 mL/jam dengan waktu 30 menit.

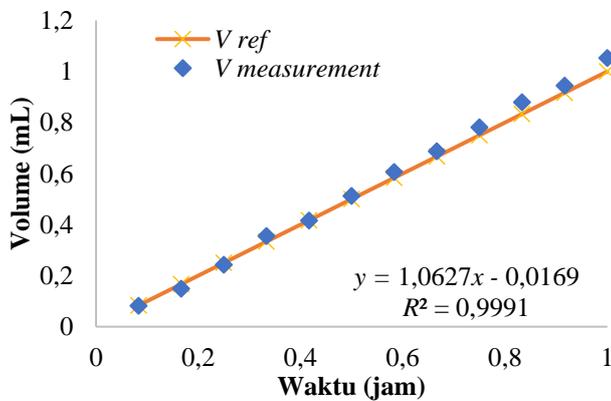
Bahan yang digunakan selama percobaan adalah akuades karena kemudahannya untuk mengukur massa jenis yang digunakan untuk menghitung volume yang dikeluarkan oleh *syringe pump*. Pemilihan jenis cairan pada percobaan tidak terlalu berpengaruh terhadap kerja *syringe pump* karena pengoperasiannya didasarkan pada perpindahan injeksi saat didorong oleh *syringe pump*. Penelitian sebelumnya melakukan percobaan mengenai pengaruh viskositas, laju alir, dan volume

TABEL II
PRESISI DATA SEBELUM OPTIMASI

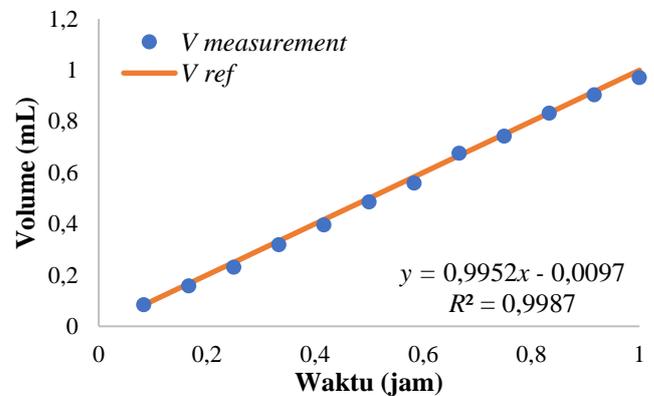
No	Waktu (menit)	Volume Rata-Rata (mL)	SD (mL)	RSD
1	5	0,08	0,02	0,22
2	10	0,15	0,02	0,12
3	15	0,24	0,02	0,09
4	20	0,36	0,02	0,06
5	25	0,41	0,02	0,05
6	30	0,51	0,02	0,04
7	35	0,60	0,04	0,07
8	40	0,69	0,04	0,06
9	45	0,78	0,04	0,05
10	50	0,88	0,05	0,06
11	55	0,95	0,05	0,05
12	60	1,05	0,02	0,02
Total RSD				0,07
Presisi (%)				93,00

TABEL III
PRESISI DATA SETELAH OPTIMASI

No	Waktu (menit)	Volume Rata-Rata (mL)	SD (mL)	RSD
1	5	0,08	0,01	0,10
2	10	0,15	0,01	0,04
3	15	0,23	0,02	0,09
4	20	0,32	0,01	0,03
5	25	0,40	0,02	0,04
6	30	0,49	0,01	0,02
7	35	0,56	0,02	0,03
8	40	0,67	0,03	0,05
9	45	0,74	0,05	0,07
10	50	0,84	0,04	0,04
11	55	0,91	0,02	0,02
12	60	1,00	0,01	0,01
Total RSD				0,05
Presisi (%)				95,00



Gambar 5. Grafik hubungan antara volume dan waktu sebelum pengoptimalan.



Gambar 6. Grafik hubungan antara volume dan waktu setelah optimasi.

pada *syringe pump* [38]. Percobaan tersebut membuktikan bahwa viskositas larutan tidak berpengaruh secara signifikan terhadap proses injeksi.

IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. HASIL PENGELUARAN BIAYA

Syringe pump berbiaya rendah ini berhasil dibuat dengan total biaya Rp632.300,00 atau sekitar US\$40, seperti yang ditunjukkan pada Tabel I. *Syringe pump* ini dikembangkan untuk menjadi sistem pendukung dalam proses pemintalan listrik. Alat ini bekerja dengan cara menghitung langkah dan *delay* pada motor *stepper*. Selain itu, *syringe pump* ini memiliki fitur pengatur volume yang berguna untuk mengatur volume yang akan dikeluarkan.

Syringe pump yang ada di pasaran harganya mahal, seperti NLS20 yang harganya mencapai US\$1.829. Fitur *syringe pump* NLS20 antara lain dapat memuat satu atau dua jarum suntik, memiliki mekanisme untuk laju alir tunggal, dan memiliki akurasi yang tinggi. Alat ini memiliki keunggulan yaitu dapat digunakan untuk dua jarum suntik, sehingga dapat meningkatkan jumlah produksi. Namun, harga NLS20 masih tergolong mahal [39]. *Syringe pump* lain yang lebih murah adalah NE-300. NE-300 dibanderol dengan harga US\$350 dan memiliki beberapa ukuran jarum suntik dan laju alir dari 0,73 hingga 1.500 mL/jam. *Syringe pump* ini memiliki harga yang lebih murah dibandingkan dengan tipe NSL20, tetapi pompa NE-300 tidak memiliki fitur untuk mengatur volume, sehingga hanya akan berhenti ketika tombol stop pada *syringe pump*

ditekan [40]. Dibandingkan dengan *syringe pump* lain yang ada di pasaran, alat yang dikembangkan dalam penelitian ini memiliki fitur penghenti volume. Fitur pengatur volume berguna untuk mengatur volume yang akan dikeluarkan oleh *syringe pump*. Fitur ini dapat mengurangi beban operator sehingga operator dapat melakukan hal lain.

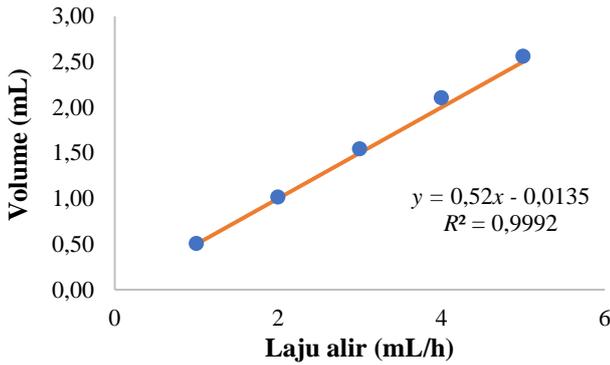
Beberapa penelitian juga telah mengembangkan *syringe pump* berbiaya rendah. Penelitian sebelumnya mengembangkan *syringe pump* berbiaya rendah dengan total biaya US\$75 [10]. Alat tersebut memiliki konsumsi baterai yang rendah dan dapat digunakan di mana pun. Kemudian, penelitian lain berhasil membuat *syringe pump* berbiaya rendah dengan biaya kurang dari US\$75 [11]. Selanjutnya, pada tahun 2022, penelitian lain mempelajari pengembangan *syringe pump* berbiaya rendah, sebesar US\$70 atau Rp1.145.550,00 [12]. Dibandingkan dengan beberapa penelitian terdahulu, *syringe pump* ini berhasil dikembangkan dengan harga 45% lebih murah dengan tetap mempertahankan fungsi utama *syringe pump* yang sama, yaitu menginjeksikan larutan dengan laju alir dan volume yang tepat.

B. PENGUKURAN JUMLAH LANGKAH

Tahap ini dilakukan untuk memastikan kinerja NEMA 17 dan kesesuaiannya dengan kode yang dimasukkan. Sebelum dilakukan pengukuran, terlebih dahulu ditentukan waktu yang diperlukan *syringe pump* untuk mengeluarkan volume sesuai yang diharapkan serta jumlah langkah dan *delay* untuk setiap langkah. Jumlah langkah untuk 1 mL/jam adalah 800 langkah

TABEL IV
 HASIL UJI KINERJA LAJU ALIR

Data	Volume (mL)				
	1 mL/h	2 mL/h	3 mL/h	4 mL/h	5 mL/h
1	0,49	1,00	1,54	2,12	2,39
2	0,51	1,02	1,55	2,11	2,64
3	0,50	1,00	1,55	2,09	2,61
4	0,52	1,03	1,60	2,06	2,53
5	0,51	1,03	1,49	2,14	2,64
Rata-rata (mL)	0,51	1,02	1,55	2,10	2,56
Error (%)	2,00	1,60	3,40	5,20	4,30
Akurasi (%)	98,00	98,40	96,60	94,80	95,70



Gambar 7. Grafik hubungan antara laju alir dan volume.

dengan *delay* 4.500 ms. Setelah itu, jumlah langkah dan *delay* dimasukkan ke dalam kode Arduino dan kemudian diuji pada laju alir 1 mL/jam.

Setelah dilakukan lima kali percobaan dengan mencatat jumlah langkah setiap 5 menit dalam 1 jam, hasil menunjukkan bahwa jumlah langkah motor *stepper* sama dengan perhitungan, yaitu 800 langkah/jam. Hal ini menunjukkan bahwa NEMA 17 bekerja sesuai dengan kode yang dimasukkan ke dalam program. Dengan demikian, NEMA 17 dapat digunakan dengan baik pada sistem *syringe pump*.

C. OPTIMASI LAJU ALIR

Syringe pump mengukur volume rata-rata larutan dari jarum selama 60 menit. Data yang diperoleh ditunjukkan pada Tabel II dan di-plot dalam grafik yang ditunjukkan pada Gambar 5. Diperoleh persamaan regresi $y = 1,0627x - 0,016$, dengan sumbu x adalah waktu dan sumbu y merupakan volume (Gambar 5). Ketika perangkat diatur pada laju alir Q tertentu pada 1 mL/jam, untuk waktu t , dihasilkan volume V , dengan Q dalam mL/jam, t dalam jam, dan V dalam mL. Tabel II menunjukkan bahwa jika alat dinyalakan selama satu jam, volume yang dihasilkan sama dengan laju alir yang ditetapkan setiap lima menit. Artinya, rasio volume dan waktu adalah 1. Gambar 5 menunjukkan persamaan regresi linear sebelum optimasi. Kemiringan regresi linear yang dihasilkan adalah 1,0627. Hasilnya tidak selaras dengan perhitungan, yaitu menunjukkan adanya perbedaan sekitar 0,0627.

Setelah itu, data volume pengukuran (titik biru) dibandingkan dengan data volume referensi (garis jingga). Hasilnya adalah pada saat laju alir 1 mL/jam, volume rata-rata yang diperoleh setelah 1 jam adalah 1,04 mL, dengan nilai presisi 93,0%. Kemudian, dilakukan optimasi berdasarkan waktu tempuh *stepper* untuk 1 mL sebesar 3.600.000 ms, lalu dilakukan perhitungan ulang jumlah langkah dan *delay*. Setelah didapatkan jumlah langkah dan *delay*, percobaan diulang. Data yang diperoleh setelah optimasi ditunjukkan pada Tabel III dan

di-plot pada grafik dalam Gambar 6. Berdasarkan Gambar 6, diperoleh persamaan regresi $y = 0,9952x - 0,0097$, dengan sumbu x adalah waktu dan sumbu y adalah volume. Berdasarkan (2), setelah optimasi, nilai *slope* makin mendekati 1, yang berarti nilai volume pada laju alir 1 mL/jam yang dihitung setiap 5 menit hampir sama dengan hasil perhitungan. Hasil ini menunjukkan bahwa hasil optimasi pada laju alir 1 mL/jam memiliki tingkat linearitas yang tinggi. Ditemukan pula bahwa nilai presisi alat setelah optimasi meningkat dari 93,0% menjadi 95,0%, dengan nilai rata-rata RSD sebesar 0,05. Secara umum, tingkat presisi alat laboratorium adalah 95% hingga 99%, yang menunjukkan bahwa *syringe pump* layak digunakan untuk pemintalan listrik setelah optimasi.

D. UJI KINERJA SYRINGE PUMP

Uji kinerja *syringe pump* dilakukan untuk memperoleh akurasi, guna memvalidasi keandalan *syringe pump*. Laju alir dan waktu digunakan sebagai variabel kendali. Pada tahap ini, laju alir ditetapkan pada 1–5 mL/jam dan pengukuran pada setiap laju alir dilakukan dengan mengukur volume yang disuntikkan selama 30 menit. Volume yang keluar dari jarum suntik ditampung dengan gelas ukur. Pengukuran ini dilakukan sebanyak lima kali pada setiap laju alir. Hasil uji coba *syringe pump* ditunjukkan pada Tabel IV.

Dari hasil perhitungan diperoleh nilai rata-rata kesalahan laju alir sebesar 3,3%, sehingga akurasinya adalah sebesar 96,7%. Analisis juga dilakukan dengan menggunakan grafik untuk memperoleh persamaan regresi (Gambar 7). Dari Gambar 7 diperoleh persamaan linear $y = 0,52x - 0,0135$. Sumbu x merupakan laju alir 1–5 mL/jam. Dari hasil grafik diperoleh nilai R^2 sebesar 0,9992 yang mendekati nilai 1, yang artinya data tersebut memiliki linearitas yang tinggi. Bila alat diatur pada laju alir Q tertentu (1–5 mL/jam), untuk waktu t dihasilkan volume V , dengan Q dalam mL/jam, t dalam jam, dan V dalam mL. Berdasarkan (2), bila alat dinyalakan selama 30 menit, volume yang dihasilkan adalah setengah dari laju alir yang ditetapkan. Ini berarti perbandingan volume dan laju alir adalah 1:2 atau 0,5. Dari persamaan regresi linear diperoleh kemiringan sebesar 0,52. Hasil tersebut sudah mendekati perhitungan teoretis.

Penggunaan *syringe pump* murah tidak hanya terbatas pada peralatan pemintalan listrik saja. Sebagaimana telah disebutkan sebelumnya, *syringe pump* dapat digunakan untuk peralatan medis di rumah sakit. Alat ini menyuntikkan obat cair ke dalam tubuh pasien secara bertahap dan otomatis sesuai dengan dosis yang diberikan. Oleh karena itu, *syringe* murah dengan fitur pengaturan volume yang telah dibuat ini dapat menunjang kegiatan penanganan medis.

V. KESIMPULAN

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, telah berhasil dibuat sebuah *syringe pump* dengan harga yang terjangkau dan dapat beroperasi dengan baik. *Syringe pump* ini dapat menghasilkan laju alir mulai dari 1 mL/jam dengan nilai kesalahan kurang dari 5%. Keseluruhan biaya yang dikeluarkan untuk membuat *syringe pump* ini adalah sebesar Rp632.300,00 atau 45% lebih murah dibandingkan dengan *syringe pump* yang telah dikembangkan sebelumnya. *Syringe pump* murah yang dibuat dalam penelitian ini memiliki tingkat akurasi sebesar 96,7% dan tingkat presisi sebesar 95,0%. Penelitian ini diharapkan dapat mengatasi permasalahan mahalnnya harga *syringe pump*, khususnya dalam penggunaannya untuk pemintalan listrik.

Dalam pengembangan *syringe pump* murah ini, ditemukan beberapa kendala dan keterbatasan, yaitu kecepatan motor *stepper* yang rendah menyebabkan *syringe pump* menjadi terlalu panas ketika digunakan dalam jangka waktu lama. Hal ini dapat terjadi karena beban pada motor *stepper*. Sementara itu, pemasangan pembuang panas pada motor *stepper* kurang memberikan hasil signifikan dalam menurunkan suhu motor. Di sisi lain, proses pengumpulan data yang berulang-ulang, untuk mendapatkan data yang akurat, memakan banyak waktu.

Penelitian selanjutnya dapat memanfaatkan penggunaan roda gigi untuk mengurangi beban motor *stepper*, sehingga tidak cepat panas saat digunakan dalam jangka waktu lama. Selain itu, hasil penelitian ini juga dapat dijadikan sebagai wawasan untuk mengembangkan alat lain yang murah dalam bidang penelitian lainnya.

KONFLIK KEPENTINGAN

Penulis menyatakan tidak ada konflik kepentingan.

KONTRIBUSI PENULIS

Konseptualisasi, Dewa Pascal Ariyanto; metodologi, Dewa Pascal Ariyanto dan Della Astri Widayani; perangkat lunak, Dewa Pascal Ariyanto dan Luluk Arifatul Hikamah; validasi, Dewa Pascal Ariyanto dan Dewanto Harjunowibowo; analisis formal, Dewa Pascal Ariyanto dan Yulianto Agung Rezeki; investigasi, Dewa Pascal Ariyanto; sumber daya, Dewa Pascal Ariyanto; kurasi data, Dewa Pascal Ariyanto; penulisan—penyusunan naskah asli, Dewa Pascal Ariyanto dan Yulianto Agung Rezeki; penulisan—peninjauan dan penyuntingan, Dewa Pascal Ariyanto, Panji Setro Nugroho, Jasmine Cupid Amaratirta, Dewanto Harjunowibowo, dan Yulianto Agung Rezeki; visualisasi, Dewa Pascal Ariyanto; pengawasan, Dewanto Harjunowibowo dan Yulianto Agung Rezeki; administrasi proyek, Dewa Pascal Ariyanto dan Panji Setyo Nugroho; akuisisi pendanaan, Yulianto Agung Rezeki.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Universitas Sebelas Maret yang telah memberikan dukungan dana melalui Hibah Penelitian HGR-UNS (Hibah No. 229/UN27.22/PM.01.01/2023).

REFERENSI

- [1] A. Luraghi, F. Peri, dan L. Moroni, "Electrospinning for drug delivery applications: A review," *J. Control. Release*, vol. 334, hal. 463–484, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.jconrel.2021.03.033.
- [2] Y. Li dkk., "Developments of advanced electrospinning techniques: A critical review," *Adv. Mater. Technol.*, vol. 6, no. 11, Nov. 2021, Art. no. 2100410, doi: 10.1002/admt.202100410.
- [3] G.K. Sharma dan N.R. James, "Electrospinning: The technique and applications," dalam *Recent Developments in Nanofibers Research*, M. Khan dan S.J.S. Chelladurai, Eds., London, Inggris: IntechOpen, 2023, doi: 10.5772/intechopen.105804.
- [4] H. Zhou dkk., "The relationships between process parameters and polymeric nanofibers fabricated using a modified coaxial electrospinning," *Nanomaterials*, vol. 9, no. 6, hal. 1–14, Jun. 2019, doi: 10.3390/nano9060843.
- [5] A.I.S. Morais dkk., "Fabrication of polymeric microparticles by electrospay: The impact of experimental parameters," *J. Funct. Biomater.*, vol. 11, no. 1, hal. 1–26, Mar. 2020, doi: 10.3390/jfb11010004.
- [6] N. Angel dkk., "Effect of processing parameters on the electrospinning of cellulose acetate studied by response surface methodology," *J. Agric. Food Res.*, vol. 2, hal. 1–5, Des. 2020, doi: 10.1016/j.jafr.2019.100015.
- [7] G. Sandri dkk., "Electrospinning technologies in wound dressing applications," dalam *Therapeutic Dressings and Wound Healing Applications*, J. Boateng, Ed., Chichester, Inggris: John Wiley and Sons Ltd, 2020, ch. 14, hal. 315–336.
- [8] G. Acik, C.E. Cansoy, dan M. Kamaci, "Effect of flow rate on wetting and optical properties of electrospun poly(vinyl acetate) micro-fibers," *Colloid Polym. Sci.*, vol. 297, no. 1, hal. 77–83, Jan. 2019, doi: 10.1007/s00396-018-4443-3.
- [9] A. Supriyanto dkk., "A control system on the syringe pump based on Arduino for electrospinning application," *J. Phys. Sci.*, vol. 32, no. 1, hal. 1–12, Apr. 2021, doi: 10.21315/JPS2021.32.1.1.
- [10] F. Pooke dkk., "Low-cost, low-power, clockwork syringe pump," *HardwareX*, vol. 16, hal. 1–23, Des. 2023, doi: 10.1016/j.ohx.2023.e00469.
- [11] H.A. Owida, B.A. Moh'd, dan M.A. Takrouri, "Designing an integrated low-cost electrospinning device for nanofibrous scaffold fabrication," *HardwareX*, vol. 11, hal. 1–20, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.ohx.2021.e00250.
- [12] M. Iannone, D. Caccavo, A.A. Barba, dan G. Lamberti, "A low-cost push-pull syringe pump for continuous flow applications," *HardwareX*, vol. 11, hal. 1–16, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.ohx.2022.e00295.
- [13] W.W.F. Leung dan Q. Sun, "Electrostatic charged nanofiber filter for filtering airborne novel coronavirus (COVID-19) and nano-aerosols," *Sep. Purif. Technol.*, vol. 250, hal. 1–17, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.seppur.2020.116886.
- [14] S.C. Coelho, B.N. Estevinho, dan F. Rocha, "Encapsulation in food industry with emerging electrohydrodynamic techniques: Electrospinning and electrospraying – A review," *Food Chem.*, vol. 339, hal. 1–11, Mar. 2021, doi: 10.1016/j.foodchem.2020.127850.
- [15] S. Zhao dkk., "Application advance of electrospayed micro/nanoparticles based on natural or synthetic polymers for drug delivery system," *Mater. Des.*, vol. 220, hal. 1–19, Agu. 2022, doi: 10.1016/j.matdes.2022.110850.
- [16] C. Großhaus dkk., "Melt electrospinning of nanofibers from medical-grade poly(ϵ -caprolactone) with a modified nozzle," *Small*, vol. 16, no. 44, Nov. 2020, Art. no. 2003471, doi: 10.1002/smll.202003471.
- [17] G. Ji dkk., "Electrospinning-based biosensors for health monitoring," *Biosensors*, vol. 12, no. 10, hal. 1–20, Okt. 2022, doi: 10.3390/bios12100876.
- [18] A. Haider dkk., "Advances in the scaffolds fabrication techniques using biocompatible polymers and their biomedical application: A technical and statistical review," *J. Saudi Chem. Soc.*, vol. 24, no. 2, hal. 186–215, Feb. 2020, doi: 10.1016/j.jscs.2020.01.002.
- [19] N.J. Kanu, E. Gupta, U.K. Vates, dan G.K. Singh, "Electrospinning process parameters optimization for biofunctional curcumin/gelatin nanofibers," *Mater. Res. Express*, vol. 7, no. 3, hal. 1–27, Mar. 2020, doi: 10.1088/2053-1591/ab7f60.
- [20] N.Z. Al-Hazeem dan N.M. Ahmed, "Effect of addition of polyaniline on polyethylene oxide and polyvinyl alcohol for the fabrication of nanorods," *ACS Omega*, vol. 5, no. 35, hal. 22389–22394, Sep. 2020, doi: 10.1021/acsomega.0c02802.
- [21] H. Zhou, X. Jing, S. Li, dan Z. Guo, "Near-bulge oil meniscus-induced migration and condensation of droplets for water collection: Energy saving, generalization and recyclability," *Chem. Eng. J.*, vol. 417, hal. 1–11, Aug. 2021, doi: 10.1016/j.cej.2021.129215.
- [22] L. Chen dkk., "Progress in electrohydrodynamic atomization preparation of energetic materials with controlled microstructures," *Molecules*, vol. 27, no. 7, hal. 1–22, Apr. 2022, doi: 10.3390/molecules27072374.
- [23] S. Vats dkk., "Stable electrospinning of core-functionalized coaxial fibers enabled by the minimum-energy interface given by partial core-sheath miscibility," *Langmuir*, vol. 37, no. 45, hal. 13265–13277, Nov. 2021, doi: 10.1021/acs.langmuir.1c01824.
- [24] J. Xiong dkk., "Mass production of high-quality nanofibers via constructing pre-Taylor cones with high curvature on needleless electrospinning," *Mater. Des.*, vol. 197, hal. 1–11, Jan. 2021, doi: 10.1016/j.matdes.2020.109247.
- [25] P. Vass dkk., "Scale-up of electrospinning technology: Applications in the pharmaceutical industry," *WIREs Nanomed. Nanobiotechnol.*, vol. 12, no. 4, hal. 1–24, Jul./Agu. 2020, doi: 10.1002/wnan.1611.
- [26] A. Buku, B. Tangaran, dan H.C.P. Tiyow, "Planning of flat plate undershot waterwheel as mini hydro power plant and irrigation power in remote areas," *Int. J. Adv. Res. Eng. Technol. (IJARET)*, vol. 11, no. 12, hal. 342–349, Des. 2020, doi: 10.34218/IJARET.11.12.2020.037.
- [27] V. Sentosa, R.T. Ginting, F. Azmi, dan D. Perangin-Angin, "High precision 3D printed syringe pump for contact angle goniometer," *JITE (J. Inform. Telecommun. Eng.)*, vol. 5, no. 1, hal. 209–215, Jul. 2021, doi: 10.31289/jite.v5i1.5321.
- [28] J.W. Tashman, D.J. Shiwerski, dan A.W. Feinberg, "A high performance open-source syringe extruder optimized for extrusion and retraction

- during FRESH 3D bioprinting,” *HardwareX*, vol. 9, hal. 1–18, Apr. 2021, doi: 10.1016/j.ohx.2020.e00170.
- [29] M. Khairudin, R. Asnawi, dan A. Shah, “The characteristics of TB6600 motor driver in producing optimal movement for the Nema23 stepper motor on CNC machine,” *TELKOMNIKA (Telecommun. Comput. Electron. Control)*, vol. 18, no. 1, hal. 343–350, Feb. 2020. [Online]. Tersedia: <https://www.proquest.com/scholarly-journals/characteristics-tb6600-motor-driver-producing/docview/2379527035/se-2>
- [30] M. Arsalan dan F. Akbar, “Infrared sensor-based remote controlled driving system for people with lower body disability and leg impairment,” *Mech. Eng. Soc. Ind.*, vol. 3, no. 1, hal. 12–21, 2023, doi: 10.31603/mesi.7871.
- [31] M.R.A. Putra dkk., “Application of multiple unipolar axial eddy current brakes for lightweight electric vehicle braking,” *Appl. Sci.*, vol. 10, no. 13, hal. 1–15, Jul. 2020, doi: 10.3390/app10134659.
- [32] S. Gadekar dkk., “Arduino Uno-ATmega328 P microcontroller based smart systems,” dalam *Proc. 3rd Int. Conf. Commun. Inf. Process. (ICCIP) 2021*, 2021, hal. 1–13, doi: 10.2139/ssrn.3920231.
- [33] M.C. Krishna, “Implementation of Arduino-based counter system,” *Int. J. Eng. Res. Technol. (IJERT)*, vol. 9, no. 9, pp. 851–855, Sep. 2020, doi: 10.17577/ijertv9is090456.
- [34] F. Machado, N. Malpica, and S. Borromeo, “Parametric CAD modeling for open source scientific hardware: Comparing OpenSCAD and FreeCAD Python scripts,” *PLoS One*, vol. 14, no. 12, pp. 1–30, Dec. 2019, doi: 10.1371/journal.pone.0225795.
- [35] I. Bulduk, “HPLC-UV method for quantification of favipiravir in pharmaceutical formulations,” *Acta Chromatogr.*, vol. 33, no. 3, pp. 209–215, Apr. 2021, doi: 10.1556/1326.2020.00828.
- [36] H. Sismoro dan Hartatik, “Multi attribute decision making – Penggunaan metode SAW dan WPM dalam pemilihan proposal UMKM,” *J. Ilm. DASI Ekon. Teknol. Bisnis*, vol. 14, no. 1, hal. 29–34, Mar. 2013.
- [37] R.R.R. Arisandi, B. Warsito, dan A.R. Hakim, “Aplikasi naïve Bayes classifier (NBC) pada klasifikasi status gizi balita stunting dengan pengujian k-fold cross validation,” *J. Gaussian*, vol. 11, no. 1, hal. 130–139, Mei 2022, doi: 10.14710/j.gauss.v11i1.33991.
- [38] M.A.D. Mailani, “Pengaruh Viskositas, Laju Aliran, dan Volume pada Syringe Pump Berbasis Mikrokontroler,” Skripsi, Universitas Pembangunan Nasional Veteran Jakarta, Jakarta, Indonesia, 2020.
- [39] Nanolab Instruments(NLI) “Syringe Pump (NLS20).” Tanggal akses: 1-Mei-2024. [Online]. Tersedia: <https://nanolab-i.com/product/nls20-2/>
- [40] New Era Pump Systems Inc. “NE-300 Just Infusion™ Syringe Pump.” Tanggal akses: 1-Mei-2024. [Online]. Tersedia: https://www.syringepump.com/NE-300.php?gclid=CjwKCAjwrcKxBhBMEiwAIVF8rPsywuh6TEJOmlVhZMI5BJkewp67z8H5dpn2Je8QoZx3Wp0gjChOghoChuoQAvD_BwE