

Sistem Pembangkit Laju-Aliran-Rendah Fluida Cair Presisi Tinggi menggunakan Kendali PID

HERI SUTANTO¹, MUHAMMAD SABILA HAQQI¹, ARIES SUBIANTORO^{1,2},
BENYAMIN KUSUMOPUTRO^{1,2}

¹ Departemen Teknik Elektro, Universitas Indonesia, Indonesia

² *Research Center for Advanced Vehicle - RCAVe*, Fakultas Teknik, Universitas Indonesia, Indonesia

Email: heri.sutanto01@ui.ac.id

Received 11 Mei 2022 | Revised 10 Juni 2022 | Accepted 15 Juni 2022

ABSTRAK

Peralatan infus medis seperti syringe pump dan infusion pump semakin banyak digunakan di rumah sakit dan fasilitas-fasilitas kesehatan. Kalibrasi peralatan tersebut sangat krusial dilakukan untuk mengidentifikasi penyimpangan pengukuran dan menghindari kerugian klinis hingga mortalitas. Peralatan tersebut umumnya dikalibrasi dengan metode perbandingan terhadap Infusion Device Analyzer (IDA). Untuk memastikan ketertelusuran kalibrasi tersebut, IDA perlu dikalibrasi, salah satunya dengan metode gravimetrik. Namun, kendala terbesar dalam kalibrasi IDA adalah membangkitkan laju aliran rendah dengan keberulangan yang baik dan kepresisian tinggi. Pada penelitian ini telah dibangun sebuah sistem pembangkit laju aliran rendah fluida cair presisi tinggi menggunakan kendali PID lingkaran tertutup dengan kecepatan motor DC sebagai feedback. Hasil pengujian menunjukkan bahwa sistem dapat membangkitkan laju aliran pada rentang ukur 100 ml/jam kemudian turun ke 10 ml/jam. Ketidakpastian pengukuran yang diperoleh antara 0,06% pembacaan sampai 0,24% pembacaan, pada tingkat kepercayaan 95% dengan faktor cakupan $k=2$. Sistem yang dikembangkan layak digunakan dalam kalibrasi IDA.

Kata Kunci: kalibrasi, peralatan infus medis, laju aliran rendah, kendali PID, ketidakpastian pengukuran

ABSTRACT

Medical infusion such as syringe pump and infusion pump are widely used in hospitals and health facilities. Calibration of the equipments are crucial in order to identify any measurement errors and to avoid clinical losses which may lead to mortality. The equipments are generally calibrated by an Infusion Device Analyzer (IDA). To ensure the traceability of the calibration results, IDA needs to be calibrated, one of which is by the gravimetric methods. However, the biggest problem in the calibration of IDA is generating low flow rates with good repeatability and high precision. In this research, the high-precision liquid low flow rate generator system has been built using a closed-loop PID control with DC motor speed as feedback. The results showed that the system was able to generate low flow rates at 100 ml/h then down to 10 ml/h. The uncertainty of calibrations range were from 0.06% to 0.24% of reading, at 95% confidence level with a coverage factor $k=2$. Hence, the system is suitable to be used in IDA calibration.

Keywords: calibration, medical infusion, low flow rate, PID control, measurement uncertainty

1. PENDAHULUAN

Peralatan infus medis berfungsi untuk menginjeksikan obat-obatan, nutrisi dan hidrasi ke tubuh pasien **(Batista, dkk, 2017)**. Pemberian obat intravena (IV) melalui infus sangat menantang terutama pada aplikasi kritis karena diperlukan laju aliran yang sangat stabil. Variabilitas laju aliran menyebabkan kesalahan dosis, dan dapat menyebabkan efek klinis yang merugikan. Efek klinis ini dapat diklasifikasikan sebagai kemanjuran yang tidak mencukupi (*underdosing*) atau peningkatan toksisitas (*overdosis*) **(Snijder, dkk, 2015)**, morbiditas dan mortalitas **(Batista, dkk, 2020a)(Sousa, dkk, 2021)**. Oleh karena itu, laju aliran yang dihasilkan harus akurat dan presisi. Untuk memastikan hal tersebut, perlu dilakukan kalibrasi menggunakan metode kalibrasi dan evaluasi ketidakpastian yang tepat **(Batista, dkk, 2018)**.

Pengujian dan/atau kalibrasi peralatan infus medis perlu dilakukan menggunakan metode dan standar kalibrasi yang sesuai agar tertelusur ke satuan SI **(Batista, dkk, 2013)**. Salah satu metode yang digunakan untuk mengkalibrasi peralatan infus medis adalah metode perbandingan terhadap *Infusion Device Analyzer* (IDA). IDA pada hakekatnya menggantikan gelas kimia dan *stopwatch* tradisional menjadi cara modern untuk mengukur volume cairan di dalam gelas menggunakan sensor optik dan *timer* elektronik **(Sirenden, dkk, 2015)**. Untuk memastikan ketertelusuran kalibrasi tersebut, IDA perlu dikalibrasi. Metode pompa jarum suntik (*syringe*) dan gravimetrik dapat digunakan untuk mengkalibrasi IDA **(Batista, dkk, 2018)**. Metode tersebut didasarkan pada pengukuran massa cairan sebagai fungsi waktu pada neraca analitik, dan telah diaplikasikan oleh beberapa Lembaga Metrologi Nasional (*National Metrology Institute* - NMI) untuk mengukur laju aliran fluida cair. *Portuguese Institute for Quality* (IPQ) sebagai NMI negara Portugal mampu melakukan pengukuran menggunakan metode ini sampai titik ukur minimum 120 $\mu\text{l}/\text{jam}$ dengan ketidakpastian 3% **(Bissig, dkk, 2015a) (Batista, dkk, 2017)**.

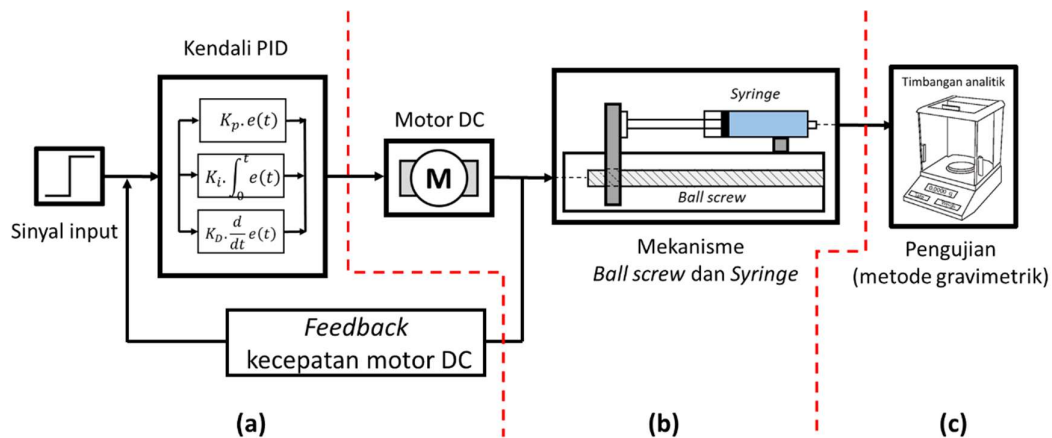
IDA tidak dapat menghasilkan laju aliran, maka untuk mengkalibrasi IDA dibutuhkan pembangkit laju aliran rendah dengan kestabilan laju aliran yang tinggi. Salah satu cara untuk membangkitkan laju aliran rendah yaitu menggunakan pompa eksternal seperti sebuah *syringe* dan motor penggerak. Kemampuan pompa eksternal mengendalikan dan mempertahankan kestabilan laju aliran rendah menjadi aspek penting yang harus dipertimbangkan, karena merupakan penyebab utama tingginya nilai ketidakpastian pengukuran **(Batista, dkk, 2020c)**. Timmerman dkk, menemukan tiga penyebab utama ketidakstabilan laju aliran rendah dalam dinamika sistem pompa eksternal, yaitu sistem mekanis, hambatan aliran, dan *dead volume* **(Timmerman, dkk, 2015)**. Sistem mekanis merupakan kendala yang terkait secara langsung dengan proses pembangkitan laju aliran rendah dan menyebabkan laju aliran yang terukur memiliki nilai ketidakpastian yang tinggi, sehingga tingkat kepresisiannya menjadi menurun. Beberapa studi telah dilakukan untuk membangkitkan laju aliran rendah. Sirenden dkk, menggunakan *Field Programmable Gate Array* (FPGA) untuk mengendalikan laju aliran rendah menggunakan aktuator linear dan jarum suntik. Ketidakpastian yang diperoleh sebesar 1,6% sampai 11,6% pada rentang pengukuran 90,3 ml/jam hingga 1177,1 ml/jam **(Sirenden, dkk, 2015)**. Sementara Chinarak dkk, membangkitkan laju aliran rendah menggunakan *syringe pump* untuk mengkalibrasi IDA. Ketidakpastian pengukuran yang diperoleh berkisar antara 0,31% hingga 0,57% pada titik ukur 300 ml/jam, 100 ml/jam dan 50 ml/jam **(Chinarak, dkk, 2017)**. Laboratorium volume dan aliran (LVC) – IPQ Portugal mengukur laju aliran rendah hingga titik ukur 1 $\mu\text{l}/\text{jam}$, namun dengan ketidakpastian yang sangat tinggi sekitar 25%, akibat pengaruh ketidakstabilan yang disebabkan oleh motor penggerak pompa jarum suntik **(Batista, dkk, 2020c)**. Ketidakpastian pengukuran yang diperoleh dari hasil penelitian-penelitian tersebut masih tinggi, sehingga pengendalian laju aliran dengan kestabilan yang tinggi masih menjadi kendala pada sistem kalibrasi IDA.

Pada penelitian ini, kendali PID dirancang untuk menjawab permasalahan ketidakstabilan laju aliran pada sistem kalibrasi IDA. Laju aliran dibangkitkan menggunakan metode *syringe* dan motor DC sebagai penggerak. Kendali PID dirancang untuk mengendalikan kecepatan motor DC dan diharapkan mampu meningkatkan kestabilan laju aliran dan memperkecil nilai ketidakpastian pada kalibrasi IDA. Motor DC merupakan salah satu jenis motor listrik yang banyak diaplikasikan sebagai aktuator pada berbagai jenis sistem kendali, karena karakteristik kontrolnya yang sederhana, lebar dan presisi (Al-Bargothi, Qaryouti, & Jaber, 2019). Motor DC memiliki respon yang cepat, tetapi masih memiliki *error steady state* (Rantung & Luntungan, 2020). Meskipun demikian, motor DC lebih banyak digunakan karena memiliki daya yang rendah, kinerja yang baik (Tang & Cao, 2018) dan karakteristik yang mudah dikendalikan (Jaya, dkk, 2017). Selain itu, motor DC memiliki keunggulan dibandingkan dengan motor stepper dalam pengendalian kecepatan dikarenakan gerakan yang kontinu dan waktu respon yang lebih cepat. Pengendali kecepatan motor DC yang lazim digunakan yaitu kendali PID, karena cukup sederhana dan mudah diimplementasikan (Ma'arif & Setiawan, 2021). Kendali PID dapat digunakan untuk mengendalikan proses kontrol aliran (Gasparesc, 2016), sehingga memungkinkan untuk digunakan pada proses pembangkitan laju aliran rendah. Modifikasi umpan balik kendali PID dilakukan pada penelitian ini, dimana parameter umpan balik yang digunakan yaitu kecepatan motor DC bukan laju aliran. Modifikasi tersebut dilakukan karena sensor laju aliran rendah fluida cair sulit didapatkan dan beberapa masih dalam tahap pengembangan (Bissig, dkk, 2015b) (Batista, 2020b).

Sistem yang dikembangkan mampu membangkitkan laju aliran rendah pada rentang ukur 100 ml/jam kemudian turun hingga 10 ml/jam dengan ketidakpastian pengukuran yang diperoleh sebesar 0,06% pembacaan sampai 0,24% pembacaan pada tingkat kepercayaan 95% dengan faktor cakupan $k=2$. Berdasarkan nilai ketidakpastian tersebut, sistem pembangkit laju aliran rendah yang dikembangkan diharapkan mampu digunakan untuk mengkalibrasi IDA yang memiliki tingkat kesalahan maksimum yang diijinkan sebesar 1% dari pembacaan.

2. METODE KENDALI PID PADA PEMBANGKIT LAJU ALIRAN RENDAH

Pada penelitian ini dirancang sebuah sistem pembangkitan laju aliran rendah menggunakan kendali PID. Laju aliran rendah yang dimaksud adalah laju aliran fluida cair dengan rentang ukur kurang dari 500 ml/jam. Blok diagram dari sistem yang dirancang pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 1.

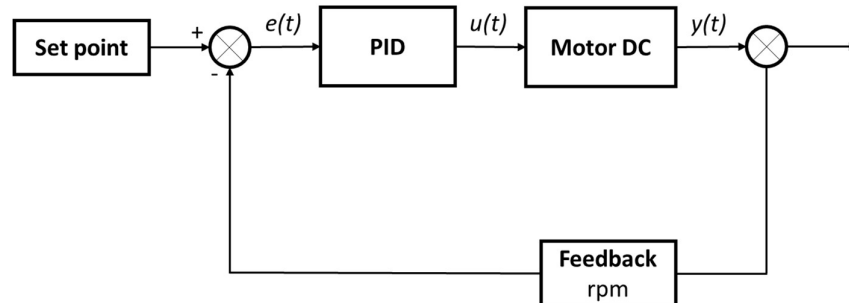


Gambar 1. Blok diagram sistem pembangkit laju aliran rendah fluida cair dengan pengendali PID, (a) kendali laju aliran, (b) aktuator laju aliran, dan (c) pengujian laju aliran

Pada Gambar 1, sistem pembangkit laju aliran rendah dengan kendali PID terdiri dari 3 bagian yaitu (a) kendali laju aliran, (b) aktuator laju aliran, dan (c) pengujian laju aliran. Laju aliran fluida cair didefinisikan sebagai jumlah volume air destilasi yang dikirimkan atau dipindahkan dari *syringe* menuju ke timbangan analitik melalui sebuah pipa medis. Perancangan kendali PID pada sistem pembangkit laju aliran bertujuan untuk mendapatkan laju aliran yang stabil (presisi) dan output yang sesuai dengan nilai input yang dikehendaki (akurat). Pengendalian laju aliran dimulai dengan tahap perancangan kendali laju aliran. Dalam hal ini, kendali PID dirancang untuk mengendalikan kecepatan motor DC pada aktuator laju aliran. Kendali PID yang dirancang selanjutnya dievaluasi berdasarkan respon *transient* yang diperoleh. Setelah parameter respon *transient* sesuai dengan spesifikasi yang ditetapkan, kendali PID diaplikasikan pada aktuator laju aliran. Pada tahap ini motor DC dijalankan selama 120 detik untuk mengalirkan fluida cair dari *syringe* ke timbangan analitik di bagian pengujian laju aliran. Pengujian volume fuida cair dan laju aliran dilakukan menggunakan metode gravimetrik, yang didasarkan pada penimbangan massa fluida cair dan nilai densitasnya. Volume dan laju aliran aktual yang diperoleh dievaluasi berdasarkan nilai ketidakpatian pengukurannya, kemudian dibandingkan dengan spesifikasi dari IDA untuk mengetahui kelayakan dari sistem kendali yang dirancang. Sistem tersebut dinyatakan layak sebagai sumber laju aliran pada kalibrasi IDA jika nilai ketidakpastian pengukuran yang diperoleh lebih kecil dari 1/3 kali kesalahan maksimum yang diijinkan pada spesifikasi IDA.

2.1 Kendali laju aliran

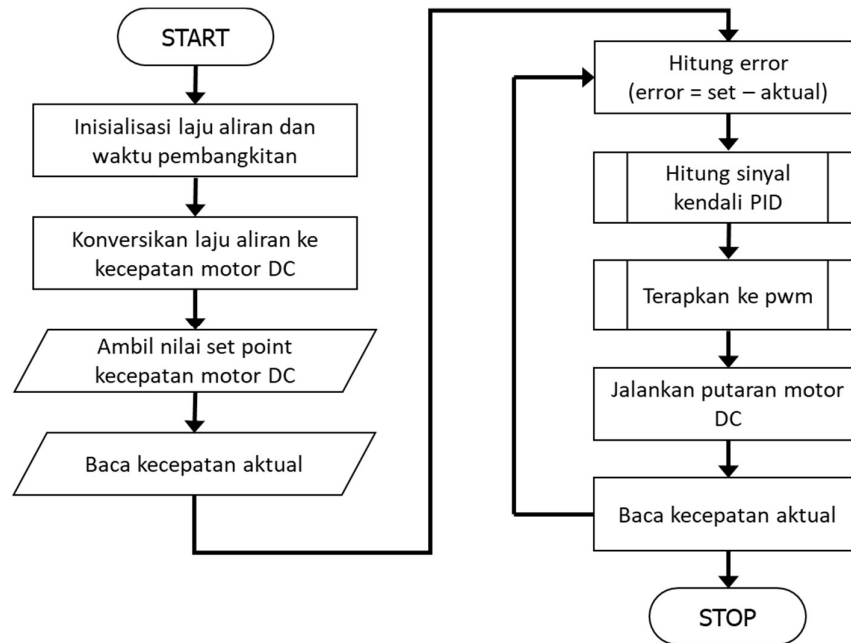
Kendali laju aliran dirancang untuk membangkitkan dan mengendalikan laju aliran rendah dengan tingkat kepresisian yang tinggi. Sistem kendali yang dirancang pada penelitian ini yaitu kendali PID lingkaran tertutup dengan modifikasi umpan balik (*feedback*). *Feedback* sistem kendali laju aliran tidak berasal dari laju aliran melainkan dari kecepatan motor DC. Hal ini dilakukan untuk menjawab permasalahan terkait sulitnya akses mendapatkan sensor laju aliran. Desain sistem kendali PID pada pembangkit laju aliran rendah ditunjukkan pada Gambar 2.



Gambar 2. Kendali PID pada pembangkit laju aliran rendah

Pada Gambar 2, sinyal masukan atau *set point* berupa nilai kecepatan motor DC dalam rpm yang digunakan sebagai acuan untuk menjalankan putaran motor DC, $e(t)$ adalah nilai *error* antara *set point* dan *feedback*, PID digunakan untuk mengolah *error* menjadi sinyal kendali, $u(t)$ adalah sinyal kendali, motor DC merupakan komponen dari aktuator laju aliran yang akan dikendalikan dengan *feedback* kecepatan motor DC, dan $y(t)$ adalah sinyal keluaran berupa kecepatan aktual dari motor DC dalam rpm.

Diagram alir kendali PID yang dirancang pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3.



Gambar 3. Diagram alir kendali PID pada pengendali laju aliran rendah

Proses kendali dimulai dengan menginisialisasi laju aliran dan lamanya waktu pembangkitan. Laju aliran dikonversikan menjadi kecepatan motor DC yang kemudian ditetapkan sebagai *set point* dari sistem kendali PID. Konversi dilakukan menggunakan Persamaan konversi *set point* yang diperoleh dari hasil karakterisasi kecepatan motor DC terhadap laju aliran yang dibangkitkan. Selanjutnya, *error* dihitung dari nilai *set point* dikurangi dengan nilai *feedback* kecepatan motor DC. Pengendali mencoba meminimalkan kesalahan dengan menyesuaikan input dari proses kendali berdasarkan nilai K_p , K_i , dan K_d . Sinyal kendali diubah ke bentuk sinyal pwm untuk menjalankan putaran motor DC, kemudian dibaca oleh sensor dan dijadikan sebagai *feedback* sistem kendali.

Sinyal kendali PID pada pembangkit laju aliran rendah, dihitung menggunakan Persamaan (1):

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt} \quad (1)$$

dengan, $e(t)$ adalah *error* antara *set point* dan *feedback*, dan $u(t)$ adalah sinyal kendali. K_p , K_i , dan K_d adalah parameter kendali PID yang harus ditentukan secara tepat agar menghasilkan respon *transient* yang optimal. Pada penelitian ini parameter tersebut ditentukan dengan metode Ziegler Nichols, dikarenakan kemudahan, kesederhanaan dan hasil yang optimal. Penyetelan dilakukan dengan mengatur K_i dan K_d pada nilai 0 (nol), kemudian nilai K_p dinaikan secara perlahan hingga sistem tidak stabil atau berosilasi. Nilai K_p pada kondisi tersebut disebut K_{MAX} , dan frekuensi getaran pada kondisi tersebut bernilai f_0 . Nilai K_p dihitung berdasarkan K_{MAX} , sedangkan nilai K_i dan K_d dihitung berdasarkan nilai f_0 (Mamadapur & Mahadev, 2019). Nilai K_p , K_i , dan K_d dapat dihitung berdasarkan Tabel 1.

Tabel 1. Pengaturan K_p , K_i dan K_d berdasarkan metode Ziegler-Nichols.

	K_p	K_i	K_d
Pengendali P	$0,5 K_{MAX}$	0	0
Pengendali PI	$0,45 K_{MAX}$	$1,2 f_0$	0
Pengendali PID	$0,6 K_{MAX}$	$2,0 f_0$	$0,125/f_0$

Tabel 1 digunakan untuk menentukan nilai parameter K_p , K_i , dan K_d menggunakan metode penyetelan Ziegler-Nichols pada pengendali proporsional (pengendali P), pengendali proporsional integral (pengendali PI), dan pengendali proporsional integral derivatif (pengendali PID).

Pada sistem kendali pembangkit laju aliran yang dirancang, Persamaan konversi *set point* diperlukan untuk dapat menentukan kecepatan motor DC (*set point*) pada laju aliran tertentu. Persamaan konversi *set point* diperoleh dari karakterisasi sistem pembangkit laju aliran berdasarkan nilai pwm motor DC. Persamaan konversi *set point* untuk laju aliran 10 ml/jam sampai 100 ml/jam ditetapkan berdasarkan Persamaan (2) dan Persamaan (3), sebagai berikut:

$$\omega = 0.0899 \cdot Q - 0.0214 \quad (2)$$

$$\omega = 0.0506 \cdot Q - 0.0248 \quad (3)$$

Persamaan (2) dan (3) digunakan untuk mengkonversi laju aliran menjadi *set point* dengan kapasitas *syringe* 10 ml dan 20 ml, secara berurutan. Berdasarkan kedua Persamaan tersebut, nilai *set-point* dapat diestimasi untuk membangkitkan laju aliran dari 10 ml/jam sampai 100 ml/jam, seperti ditunjukkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Estimasi *set-point* 10 ml/jam sampai 100 ml/jam

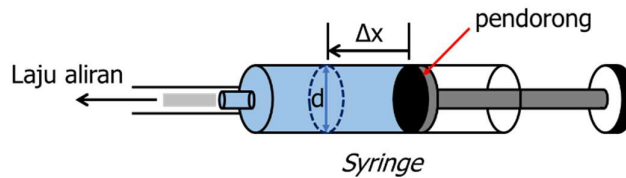
Kapasitas <i>syringe</i> (ml)	Laju aliran (ml/jam)	<i>Set-point</i> (rpm)	Kapasitas <i>syringe</i> (ml)	Laju aliran (ml/jam)	<i>Set-point</i> (rpm)
10	10	0,878	20	70	3,523
	20	1,777		80	4,028
	30	2,676		90	4,533
	40	3,575		100	5,038
	50	4,474			
	60	5,373			

Pada Tabel 2, *set point* laju aliran 10 ml/jam sampai 60 ml/jam diestimasi bernilai 0,878 rpm sampai 5,373 rpm dengan kapasitas *syringe* 10 ml, dan *set point* laju aliran 70 ml/jam sampai 100 ml/jam diestimasi bernilai 3,523 rpm sampai 5,038 rpm dengan kapasitas *syringe* 20 ml.

Pada penelitian ini, perangkat pengendali yang digunakan yaitu sebuah komputer, *controller* ESP32, dan *driver* motor L298N. ESP32 dipilih karena memiliki kinerja yang memadai, seperti tegangan dan arus yang dihasilkan memiliki ketelitian tinggi (**Widyatmika, dkk, 2021**). Motor penggerak pada aktuator yang digunakan yaitu motor DC jenis *worm gear* tipe JGY-370 12 volt dengan kecepatan maksimum 6 rpm dan dilengkapi *encoder* sensor kecepatan. *Power supply* 12 volt tipe MDB 3010EC dengan ketidakstabilan tegangan ≤ 30 mV rms digunakan sebagai *input power* untuk aktuator dan perangkat kendali.

2.2 Aktuator laju aliran

Aktuator laju aliran merupakan bagian sistem pembangkit laju aliran rendah yang berfungsi mengirimkan air destilasi ke timbangan analitik selama waktu pembangkitan aliran. Aktuator laju aliran terdiri dari motor DC, *syringe* berbahan kaca, dan mekanisme *ball screw*. *Syringe* berbahan kaca digunakan karena memiliki kestabilan volume yang lebih baik dibandingkan *syringe* berbahan plastik atau *polypropylene* (PP) (**Batista, dkk, 2020b**). Laju aliran dibangkitkan menggunakan metode *syringe*, dimana pendorong *syringe* dihubungkan dengan motor DC melalui mekanisme *ball screw*. Prinsip kerja pembangkitan laju aliran air destilasi menggunakan metode *syringe* ditunjukkan pada Gambar 4.



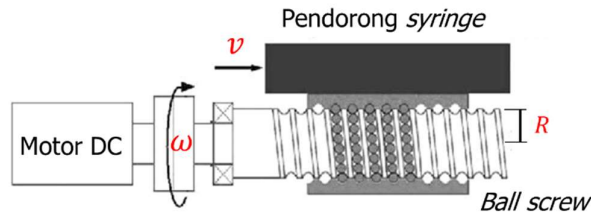
Gambar 4. Prinsip kerja *syringe*

$$\Delta V_T = \Delta x \cdot A_T \quad (4)$$

$$Q_{V_T} = \frac{\Delta V_T}{\Delta t} = \frac{\Delta x}{\Delta t} \cdot A_T = v \cdot A_T \quad (5)$$

Volume air destilasi yang dikirimkan (ΔV_T) didefinisikan sebagai perubahan posisi pendorong *syringe* (Δx) dikalikan luas penampang *syringe* (A_T). Sedangkan, laju aliran volume air destilasi (Q_{V_T}) adalah volume air destilasi yang dikirimkan (ΔV_T) dibagi dengan lamanya waktu pembangkitan aliran (Δt). Dengan mensubstitusikan Persamaan (4) dan Persamaan (5), maka nilai laju aliran (Q_{V_T}) sebanding dengan kecepatan pendorong *syringe* (v) dikalikan luas penampang *syringe* (A_T). Sebuah *syringe* dengan kapasitas tertentu memiliki luas permukaan yang bernilai tetap (konstan) dan tidak berubah secara signifikan akibat pemuaiannya, sehingga besarnya laju aliran sangat ditentukan oleh kecepatan pendorong *syringe*.

Perubahan posisi pendorong *syringe* dilakukan dengan mekanisme *ball screw* yang menghubungkan motor DC dan pendorong *syringe*, seperti ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 5. Mekanisme *ball screw*

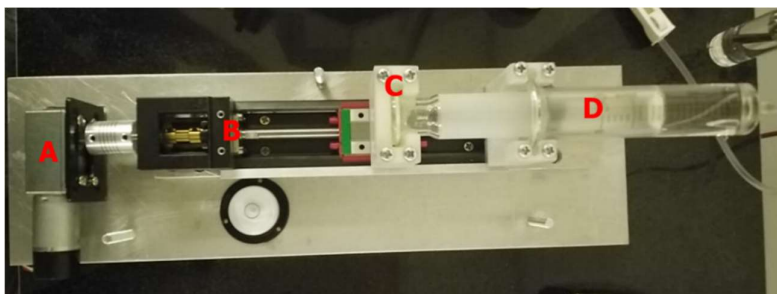
$$v = \omega \cdot R \quad (6)$$

$$Q_{V_T} = \omega \cdot R \cdot A_T \quad (7)$$

$$Q_{V_T} \approx \omega$$

Pada Gambar 5, mekanisme *ball screw* mengonversikan kecepatan rotasi motor DC menjadi kecepatan translasi pendorong *syringe*. Pada Persamaan (6), kecepatan translasi pendorong *syringe* (v) merupakan perkalian antara kecepatan rotasi motor DC (ω) dan jari-jari *ball screw* (R). Persamaan (6) kemudian disubstitusikan dengan Persamaan (5) menjadi Persamaan (7), sehingga diperoleh hubungan antara laju aliran dengan kecepatan motor DC. Pada penelitian ini hanya digunakan 1 mekanisme *ball screw*, sehingga jari-jari *ball screw* dan luas penampang *syringe* memiliki nilai yang konstan. Dengan demikian, maka kecepatan rotasi motor DC menjadi faktor dominan dan sangat berpengaruh terhadap pembangkitan laju aliran.

Realisasi aktuator laju aliran pada penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 6.



Gambar 6. Aktuator laju aliran rendah, (A) motor DC JGY-370, (B) Mekanisme *ball screw*, (C) pendorong *syringe*, (D) *syringe*

Pada Gambar 6, aktuator laju aliran rendah terdiri dari (A) motor DC tipe JGY-370 dengan kecepatan putar maksimum 6 rpm, (B) mekanisme *ball screw* dengan lintasan gerak sejauh 15 cm, (C) pendorong *syringe* yang dapat digunakan pada kapasitas 10 ml dan 20 ml, dan (D) *syringe* berbahan kaca dengan kapasitas 10 ml dan 20 ml yang dapat digunakan secara bergantian. *Syringe* tersebut dihubungkan ke timbangan analitik menggunakan saluran intravena (IV) dengan jarum 18G.

2.3 Pengujian laju aliran

Pengujian laju aliran adalah bagian dari sistem pembangkit laju aliran rendah yang berfungsi sebagai kalibrator untuk mendapatkan nilai laju aliran aktual dan ketidakpastiannya. Nilai laju aliran aktual dihitung berdasarkan hasil pengukuran volume air destilasi yang dikirimkan oleh aktuator laju aliran ke timbangan analitik selama waktu pembangkitan laju aliran. Pengukuran volume air destilasi dilakukan menggunakan metode gravimetrik yaitu dengan menimbang massa air destilasi yang dikirimkan. Air destilasi digunakan sebagai fluida cair standar karena nilai densitasnya telah diketahui berdasarkan Persamaan Tanaka (**Tanaka, dkk, 2001**).

Pengujian laju aliran dilakukan di laboratorium Standar Nasional Satuan Ukuran – Badan Standardisasi Nasional (SNSU – BSN) menggunakan beberapa peralatan ukur dengan ketelitian tinggi agar dapat mencapai hasil dengan tingkat kepresisian tinggi. Beberapa peralatan ukur yang digunakan tercantum pada Tabel 3.

Tabel 3. Peralatan ukur laju aliran metode gravimetrik

Jenis alat ukur	Tipe	Rentang ukur/ Resolusi	Ketidakpastian
Timbangan analitik	AG204	10 g/ 0,1 mg	0,08 mg
Sensor suhu air destilasi	Almemo 2590	(17~23) °C/ 0,1 °C	0,12 °C
Sensor suhu udara	Almemo 2590	(10~40) °C/ 0,01 °C	0,30 °C
Sensor kelembapan udara	Almemo 2590	(36~87) %RH/ 0,1 %RH	2,3 %RH
Sensor tekanan udara	Almemo 2590	(900 ~1040) mbar/ 0,1 mbar	0,2 mbar
Stopwatch standar	HS-70W	(0~5) menit/ 1 ms	58 ms

Peralatan ukur laju aliran yang tercantum pada Tabel 3 berkontribusi terhadap nilai ketidakpastian hasil pengukuran laju aliran aktual sebesar 0,007 ml/jam.

Selama pengujian laju aliran, kondisi lingkungan dan suhu air destilasi harus dijaga sesuai dengan persyaratan metode gravimetrik, seperti pada Tabel 4. Hal ini dilakukan agar kondisi lingkungan tidak berpengaruh buruk terhadap hasil pengujian.

Tabel 4. Persyaratan kondisi lingkungan dan suhu air destilasi

Persyaratan	Nilai batas	Fluktuasi selama pengujian
Suhu ruangan	(20 ± 3) °C	1 °C
Kelembapan relatif	(50 ± 10) %RH	10 %RH
Suhu air destilasi	± 0,5 °C dari suhu ruangan	1 °C

Pada Tabel 4, dokumen acuan mensyaratkan suhu ruang laboratorium berada pada rentang 17 °C hingga 23 °C dengan fluktuasi maksimum sebesar 1 °C selama pengujian berlangsung. Kelembapan udara pada rentang 40 %RH sampai 60 %RH dengan fluktuasi maksimum 10 %RH selama pengujian berlangsung. Perbedaan suhu air destilasi dibatasi 0,5 °C dari suhu ruang laboratorium dengan fluktuasi 1 °C selama pengujian berlangsung. Persyaratan kondisi lingkungan tersebut ditetapkan agar perbedaan kondisi lingkungan yang mungkin terjadi selama pengujian tidak berpengaruh secara signifikan terhadap hasil pengujian.

Laju aliran aktual (Q) dihitung berdasarkan volume aktual air destilasi pada suhu acuan 20 °C (V_{20}) yang dikirimkan dan waktu pembangkitan aliran ($t_f - t_i$) (**IEC 60601-2-24, 2012**).

$$Q = 3600 \times \frac{1}{t_f - t_i} \times V_{20} \quad (8)$$

dengan, Q adalah laju aliran aktual (ml/jam), V_{20} adalah volume aktual air destilasi (ml) pada suhu 20 °C, dan ($t_f - t_i$) adalah waktu pembangkitan aliran dikurangi waktu inialisasi (detik).

Volume aktual (V_{20}) air destilasi dihitung berdasarkan selisih penimbangan massa air destilasi sebelum dan setelah pembangkitan laju aliran ($I_L - I_E$), dan faktor koreksi dari kondisi lingkungan dan suhu acuan air destilasi (**ISO 4787, 2021**).

$$V_{20} = (I_L - I_E) \times \frac{1}{(\rho_W - \rho_A)} \times \left(1 - \frac{\rho_A}{\rho_B}\right) \times [1 - \gamma(t - 20)] \quad (9)$$

dengan ($I_L - I_E$) adalah massa air destilasi (g), ρ_W adalah densitas air destilasi (g/cm³), ρ_A adalah densitas udara (g/cm³), ρ_B adalah densitas anak timbangan yang digunakan untuk mengkalibrasi timbangan analitik (g/cm³) dan t adalah suhu air destilasi (°C). Densitas air destilasi diestimasi berdasarkan suhunya menggunakan Persamaan Tanaka.

Hasil pengukuran laju aliran aktual (Q) dan volume aktual (V_{20}) hanya merupakan perkiraan (*approximation* atau *estimate*), dan dengan demikian maka hasil pengukuran akan lengkap hanya jika disertai dengan pernyataan ketidakpastian hasil pengukuran (**JCGM 100, 2008**). Ketidakpastian hasil pengukuran laju aliran rendah aktual $u(Q)$ dievaluasi berdasarkan Persamaan (10).

$$u(Q) = \left[\left(\frac{\partial Q}{\partial t_f}\right)^2 u^2(t_f) + \left(\frac{\partial Q}{\partial t_i}\right)^2 u^2(t_i) + \left(\frac{\partial Q}{\partial V_{20}}\right)^2 u^2(V_{20}) + u^2(\delta Q_{rep}) \right]^{\frac{1}{2}} \quad (10)$$

dengan, $u(t_f)$ adalah komponen ketidakpastian akibat pembacaan waktu pembangkitan laju aliran, $u(t_i)$ adalah komponen ketidakpastian akibat pembacaan waktu inialisasi, $u(V_{20})$ adalah komponen ketidakpastian akibat pengukuran volume air destilasi, dan $u(\delta Q_{rep})$ adalah komponen ketidakpastian akibat pengukuran laju aliran berulang.

Ketidakpastian hasil pengukuran volume air destilasi $u(V_{20})$ dievaluasi berdasarkan dokumen acuan EURAMET cg-19, dan dihitung menggunakan Persamaan (11) (**EURAMET cg-19, 2018**).

$$u(V_{20}) = \left[\left(\frac{\partial V_{20}}{\partial m}\right)^2 u^2(m) + \left(\frac{\partial V_{20}}{\partial t}\right)^2 u^2(t) + \left(\frac{\partial V_{20}}{\partial \rho_W}\right)^2 u^2(\rho_W) + \left(\frac{\partial V_{20}}{\partial \rho_A}\right)^2 u^2(\rho_A) + \left(\frac{\partial V_{20}}{\partial \rho_B}\right)^2 u^2(\rho_B) + \left(\frac{\partial V_{20}}{\partial \gamma}\right)^2 u^2(\gamma) + u^2(\delta V_{evap}) + u^2(\delta V_{rep}) \right]^{\frac{1}{2}} \quad (11)$$

Dengan $u(m)$ adalah komponen ketidakpastian akibat penimbangan massa air destilasi, $u(t)$ adalah komponen ketidakpastian akibat pengukuran suhu air destilasi, $u(\rho_W)$ adalah komponen ketidakpastian akibat perhitungan densitas air destilasi, $u(\rho_A)$ adalah komponen ketidakpastian akibat pengukuran densitas udara, $u(\rho_B)$ adalah komponen ketidakpastian densitas anak timbangan yang digunakan untuk mengkalibrasi timbangan, $u(\gamma)$ adalah

komponen ketidakpastian koefisien muai termal *syringe*, $u(\delta V_{evap})$ adalah komponen ketidakpastian akibat penguapan air destilasi selama pengukuran, $u(\delta V_{rep})$ adalah komponen ketidakpastian akibat pengukuran volume berulang.

Ketidakpastian hasil pengukuran dapat diubah ke dalam bentuk ketidakpastian relatif untuk memudahkan penentuan tingkat kepersisiannya.

$$U_{relatif} (\%) = \frac{U_{95}}{\text{Nominal titik ukur}} \times 100\% \quad (12)$$

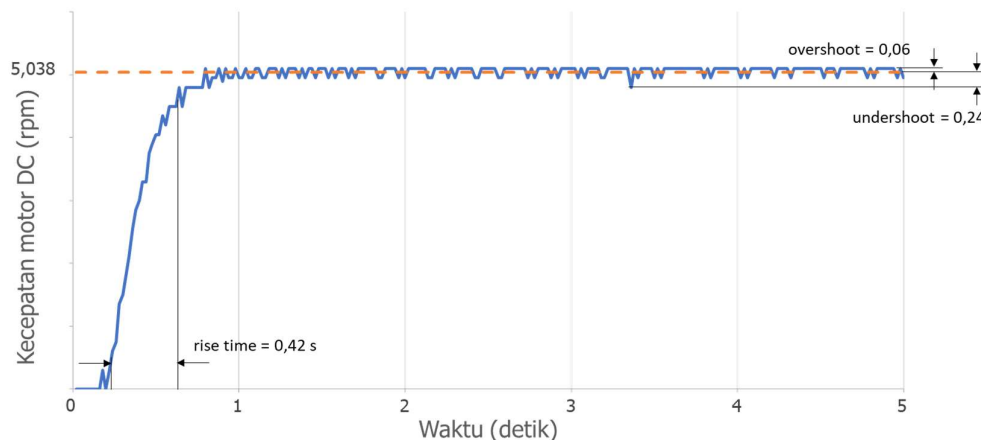
Ketidakpastian relatif dengan nilai yang kecil menunjukkan kualitas pengukuran yang tinggi. Pada penelitian ini ketidakpastian relatif yang diperoleh dibandingkan dengan spesifikasi IDA untuk mendapatkan gambaran kemampuan dari sistem pembangkit laju aliran rendah yang dikembangkan.

3. ESKPERIMEN DAN ANALISIS HASIL

Analisis hasil eksperimen dibagi ke dalam 3 bagian yaitu respon kendali PID, pengujian aktuator laju aliran dan pengukuran laju aliran aktual. Ini dilakukan untuk melihat performa dari masing-masing bagian, sehingga tujuan penelitian dapat dicapai.

3.1 Respon Kendali PID

Respon kendali PID merupakan hasil pengujian kendali PID lingkaran tertutup dengan *feedback* kecepatan motor DC pada sistem pembangkit laju aliran. Pengujian tersebut bertujuan untuk mengetahui parameter-parameter respon *transient* dari sistem kendali PID yang dirancang. Respon *transient* dari kendali PID dengan parameter tuning $K_p = 2$, $K_i = 80$, dan $K_d = 0,003$ ditunjukkan pada Gambar 7.



Gambar 7. Respon *transient* kendali PID sistem pembangkit laju aliran rendah

Pada Gambar 7, *set point* kecepatan motor DC sebesar 5,038 rpm dan respon *transient* yang diperoleh yaitu *rise time* sekitar 0,42 s, *settling time* sebesar 0,48 s, *overshoot* sebesar 1,2% dan *undershoot* sebesar 4,7%. Sistem kendali PID tersebut memiliki kesalahan kuadrat rata-rata (MSE) sebesar 0,0052.

Analisis respon *transient* juga dilakukan pada laju aliran 10 ml/jam hingga 100 ml/jam dengan nilai *set point* sesuai dengan yang ditetapkan pada Tabel 2. Parameter respon *transient* kendali PID pada laju aliran 10 ml/jam sampai 100 ml/jam ditunjukkan pada Tabel 5.

Tabel 5. Respon *transient* kendali PID pada laju aliran 10 ml/jam sampai 100 ml/jam

Kapasitas Syringe	Respon PID	Set point (rpm)	Rise Time (s)	Overshoot (%)	Undershoot (%)	Settling Time (s)	Error Steady State (rpm)	MSE
	Spesifikasi Penelitian	-	<10	<10	<10	<10	<0.1	<0.01
10 ml	10 ml/jam	0,878	0,32	19	14	0,40	0,001	0,0029
	20 ml/jam	1,777	0,32	9,9	7,0	0,42	0,002	0,0030
	30 ml/jam	2,676	0,30	6,7	4,6	0,34	0,004	0,0030
	40 ml/jam	3,575	0,32	4,9	3,5	0,38	0,001	0,0032
	50 ml/jam	4,474	0,36	3,9	2,8	0,52	-0,001	0,0033
	60 ml/jam	5,373	0,46	3,3	2,3	0,64	-0,001	0,0035
20 ml	70 ml/jam	3,523	0,34	2,1	6,2	0,52	-0,001	0,0078
	80 ml/jam	4,028	0,32	4,2	3,2	0,42	-0,003	0,0085
	90 ml/jam	4,533	0,40	2,8	3,6	0,50	-0,001	0,0061
	100 ml/jam	5,038	0,42	1,2	4,7	0,48	0,012	0,0052

Nilai *overshoot* dan *undershoot* merupakan persentase dari masing-masing nilai terhadap nilai *set point*. Pada Tabel 5 terlihat bahwa hampir seluruh parameter respon *transient* kendali PID memiliki nilai yang sesuai dengan spesifikasi yang ditetapkan. Hanya pada laju aliran 10 ml/jam yang menunjukkan nilai *overshoot* dan *undershoot* yang tidak sesuai, karena nilai *set point* terlalu rendah, sehingga nilai persentasenya menjadi tinggi. Namun demikian, nilai *rise time*, *settling time* dan MSE pada laju aliran 10 ml/jam menunjukkan hasil yang sesuai dengan spesifikasi. Hal ini menunjukkan bahwa secara umum kendali PID lingkaran tertutup dengan *feedback* kecepatan motor DC pada sistem pembangkit laju aliran berhasil mengatasi masalah ketidakstabilan kecepatan putaran motor DC pada sistem pembangkit laju aliran rendah.

3.2 Pengujian aktuator laju aliran

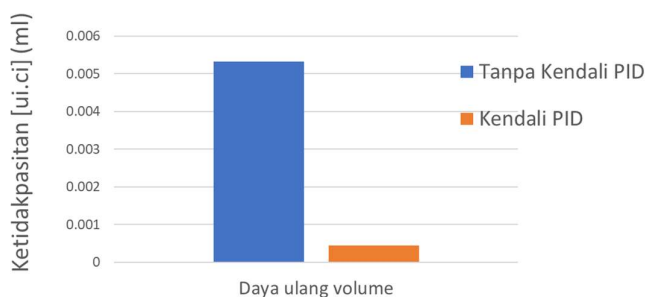
Pengujian aktuator laju aliran bertujuan untuk melihat kinerja kendali PID yang diaplikasikan pada aktuator laju aliran dengan cara mengukur volume air destilasi yang dikirimkan. Kinerja kendali PID dievaluasi berdasarkan konsistensi volume air destilasi yang dikirimkan dari *syringe* ke timbangan analitik dalam waktu sekitar 120 detik. Pengukuran waktu dilakukan secara manual menggunakan *stopwatch* standar yang terkalibrasi. Volume air destilasi yang dikirimkan dihitung menggunakan Persamaan (7), dan hasil yang diperoleh tercantum pada Tabel 6.

Tabel 6. Volume air destilasi pada laju aliran 10 ml/jam sampai 100 ml/jam dengan durasi pengujian ± 120 detik

Kapasitas Syringe	Laju aliran (ml/jam)	Volume nominal (ml)	Volume aktual (ml)	Ketidakpastian (μ l)
10 ml	10	0,347	0,347 73	0,62
	20	0,670	0,671 21	0,80
	30	1,007	1,007 91	0,40
	40	1,339	1,338 08	0,40
	50	1,674	1,673 85	0,53
	60	2,005	2,005 10	0,95
20 ml	70	2,355	2,354 16	0,74
	80	2,689	2,687 28	0,72
	90	3,020	3,019 20	0,89
	100	3,348	3,349 07	0,86

Pada Tabel 6, volume nominal adalah target volume yang diperoleh pada set point yang ditetapkan, dan volume aktual adalah volume air destilasi yang dikirimkan. Pengujian laju aliran pada rentang ukur 10 ml/jam sampai 100 ml/jam dilakukan dengan 2 kapasitas *syringe* yaitu 10 ml dan 20 ml, karena keterbatasan *hardware* yang ada, sehingga *generate* laju aliran tidak dapat dilakukan hanya dengan 1 kapasitas *syringe*. Volume air destilasi yang dikirimkan

berkisar antara 0,34773 ml hingga 3,34907 ml dengan ketidakpastian pengukuran berkisar antara 0,40 μ l hingga 0,95 μ l. Nilai ketidakpastian pengukuran volume air destilasi yang dikirimkan dapat menjadi indikator kualitas pengukuran volume, semakin kecil nilai ketidakpastian yang diperoleh maka semakin baik kualitas pengukurannya. Perbandingan nilai ketidakpastian pengukuran volume menggunakan kendali PID dan tanpa kendali PID ditunjukkan pada Gambar 8.



Gambar 8. Ketidakpastian volume air destilasi yang dikirimkan

Pada Gambar 8, dapat dilihat perbandingan nilai ketidakpastian akibat daya ulang pengukuran volume air destilasi yang dikirimkan pada laju aliran 90 ml/jam. Daya ulang volume merupakan nilai standar deviasi dari 10 data pengukuran volume aktual. Berdasarkan Gambar 8, nilai standar deviasi pada daya ulang volume dengan kendali PID mengalami penurunan yang signifikan dibandingkan dengan daya ulang volume tanpa kendali PID yang dibangkitkan menggunakan metode ON/OFF. Ini menandakan kendali PID yang dirancang mampu meningkatkan konsistensi volume air destilasi yang dikirimkan pada proses pembangkitan laju aliran.

3.3 Pengujian sistem pembangkit laju aliran rendah

Pengujian sistem pembangkit laju aliran rendah bertujuan untuk melihat kualitas atau kepresisian dari kendali PID pada sistem pembangkit laju aliran rendah. Tingkat kepresisian dapat dilihat dari seberapa kecil nilai ketidakpastian laju aliran aktual yang diperoleh, semakin kecil nilai ketidakpastiannya maka tingkat kepresisiannya semakin tinggi. Nilai laju aliran aktual dihitung menggunakan Persamaan (6) berdasarkan volume air destilasi yang dikirimkan (Tabel 6) dan waktu pembangkitan laju aliran yang diukur menggunakan *stopwatch* standar yang terkalibrasi. Hasil pengujian laju aliran aktual dari sistem pembangkit laju aliran menggunakan kendali PID ditunjukkan pada Tabel 7.

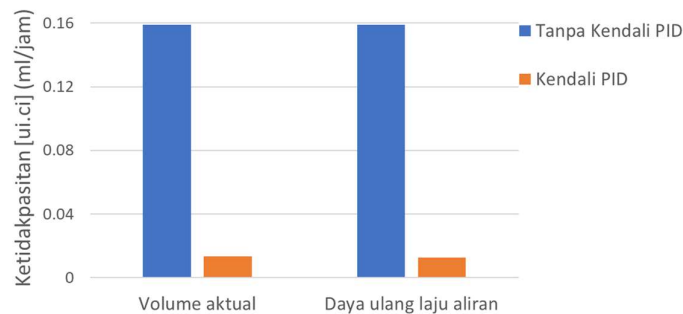
Tabel 7. Hasil pengujian laju aliran aktual menggunakan kendali PID

Kapasitas syringe (ml)	Set-point (rpm)	Waktu pembangkitan (detik)	Laju aliran aktual (ml/jam)	Ketidakpastian pengukuran (ml/jam)	Ketidakpastian relatif (%)
10	0,878	120,337	10,403	0,025	0,24
	1,777	120,382	20,073	0,031	0,15
	2,676	120,316	30,158	0,020	0,07
	3,575	120,353	40,025	0,022	0,06
	4,474	120,370	50,061	0,031	0,06
	5,373	120,331	59,988	0,042	0,07
20	3,523	120,356	70,416	0,053	0,08
	4,028	120,338	80,392	0,063	0,08
	4,533	120,368	90,300	0,056	0,06
	5,038	120,362	100,171	0,066	0,07

Berdasarkan Tabel 7, kendali PID pada sistem pembangkit laju aliran rendah mampu membangkitkan laju aliran pada rentang 10 ml/jam sampai 100 ml/jam, dengan nilai laju aliran

aktual berkisar antara 10,403 ml/jam hingga 100,171 ml/jam. Nilai ketidakpastian relatif yang diperoleh sangat baik yakni di bawah 0,10% pembacaan pada titik ukur 30 ml/jam sampai dengan 100 ml/jam. Sedangkan ketidakpastian relatif pada titik ukur 10 ml/jam dan 20 ml/jam memiliki nilai yang sedikit lebih besar yaitu sebesar 0,24% pembacaan dan 0,15% pembacaan. Namun demikian, nilai tersebut masih lebih kecil dibandingkan dengan spesifikasi IDA yaitu sebesar 1% pembacaan.

Selain itu, nilai ketidakpastian laju aliran aktual dengan kendali PID juga jauh lebih kecil dibandingkan dengan nilai ketidakpastian laju aliran aktual tanpa kendali PID pada sistem pembangkit laju aliran rendah. Perbandingan nilai ketidakpastian tersebut ditunjukkan pada Gambar 9.



Gambar 9. Ketidakpastian laju aliran aktual

Gambar 9 merupakan perbandingan nilai ketidakpastian laju aliran aktual pada titik ukur 90 ml/jam. Kendali PID berhasil menurunkan nilai ketidakpastian laju aliran aktual secara signifikan yaitu dari nilai 0,51% pembacaan ke nilai 0,06% pembacaan. Penurunan nilai ketidakpastian terjadi pada pengukuran volume aktual dan daya ulang laju aliran. Kedua parameter ini sangat erat kaitannya dengan tingkat kestabilan laju aliran rendah. Kendali PID yang diterapkan pada pembangkit laju aliran berhasil meningkatkan kestabilan laju aliran dan menurunkan nilai ketidakpastian secara signifikan, sehingga tingkat kepresisiannya menjadi lebih tinggi.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, kendali PID lingkaran tertutup dengan *feedback* kecepatan motor DC dapat diterapkan pada sistem pembangkit laju aliran rendah dan mampu menghasilkan laju aliran dengan rentang ukur 100 ml/jam kemudian turun hingga ke 10 ml/jam. Ketidakpastian relatif yang diperoleh berkisar antar 0,06% pembacaan sampai 0,24% pembacaan. Hasil tersebut sangat memadai mengingat akurasi IDA sebesar 1% pembacaan, sehingga sistem pembangkit laju aliran rendah yang dikembangkan mampu digunakan sebagai pembangkit laju aliran maupun standar dalam kalibrasi IDA.

Namun demikian, perlu dikembangkan sensor laju aliran rendah yang dapat dijadikan sebagai *feedback* dari kendali laju aliran atau sebagai transfer standar dalam kalibrasi IDA. Selain itu, kinerja sistem kendali PID perlu ditingkatkan dengan pengaturan parameter kendali yang lebih adaptif untuk meningkatkan respon sistem kendali dan memperkecil kesalahan, sehingga akurasi dapat meningkat. Sistem kendali pembangkit laju aliran juga perlu dikembangkan terutama untuk kebutuhan ketertelusuran pengukuran dengan rentang ukur kurang dari 10 ml/jam.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada BRIN dan Laboratorium SNSU–BSN yang telah memberikan dukungan fasilitas pada penelitian ini. Pelaksanaan riset ini sebagian dibiayai melalui pendanaan Riset PTUPT Kemdikbudristek No. NKB-1029/UN2.RST/ HKP. 05.00/2022.

DAFTAR RUJUKAN

- Al-Bargothi, S., Qaryouti, G., & Jaber, Q. (2019). Speed control of DC motor using conventional and adaptive PID controllers. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, *16*, 1221. doi:10.11591/ijeecs.v16.i3.pp1221-1228
- Batista, E., Almeida, N., Filipe, E., & Costa, A. (2013). Calibration and use of syringe pumps. International Congress of Metrology. Retrieved from <https://doi.org/10.1051/metrology/201302007>
- Batista, E., Alves e Sousa, J., Ribeiro, Á., Martins, L., Pereira, M., & Navas, H. (2018). Calibration of Infusion Pumps Analyser. *Journal of Physics: Conference Series*, *1065*, 092003. doi:10.1088/1742-6596/1065/9/092003
- Batista, E., Furtado, A., Pereira, J., Ferreira, M., Bissig, H., Graham, E., . . . Boudaoud, A. W. (2020a). New EMPIR project – Metrology for Drug Delivery. *Flow Measurement and Instrumentation*, *72*, 101716. doi:<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2020.101716>
- Batista, E., Godinho, I., Céu Ferreira, M. d., Furtado, A., Lucas, P., & Silva, C. (2017). Comparison of infusion pumps calibration methods. *Measurement Science and Technology*, *28*(12), 124003. doi:10.1088/1361-6501/aa8474
- Batista, E., Godinho, I., Martins, R. F., Mendes, R., & Robarts, J. (2020b). Development of an experimental setup for microflow measurement using interferometry. *Flow Measurement and Instrumentation*, *75*, 101789. doi:<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2020.101789>
- Batista, E., Sousa, J. A., Cardoso, S., & Silvério, V. (2020c). Experimental testing for metrological traceability and accuracy of liquid microflows and microfluidics. *Flow Measurement and Instrumentation*, *71*, 101691. doi:<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2020.101691>
- Bissig, H., Peter, H. T., Lucas, P., Batista, E., Filipe, E., Almeida, N., . . . Sparreboom, W. (2015a). Primary standards for measuring flow rates from 100 nl/min to 1 ml/min – gravimetric principle. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, *60*(4), 301-316. doi:10.1515/bmt-2014-0145
- Bissig, H., Tschannen, M., & de Huu, M. (2015b). Micro-flow facility for traceability in steady and pulsating flow. *Flow Measurement and Instrumentation*, *44*, 34-42. doi:<https://doi.org/10.1016/j.flowmeasinst.2014.11.008>

- Chinarak, T., Leetang, K., & Wongthep, P. (2017). *Calibration guideline for the infusion pump analyzer applied in secondary laboratories in Thailand*. FLOMEKO 2016.
- EURAMET cg-19. (2018). Guidelines on the Determination of Uncertainty in Gravimetric Volume Calibration.
- Gasparese, G. (2016). *PID control of a DC motor using Labview Interface for Embedded Platforms*. 2016 12th IEEE International Symposium on Electronics and Telecommunications (ISETC). doi:10.1109/ISETC.2016.7781078
- IEC 60601-2-24. (2012). Medical electrical equipment - Part 2-24: Particular requirements for the safety of infusion pumps and controllers
- ISO 4787. (2021). – Laboratory glass and plastic ware – Volumetric instruments – Methods for testing of capacity and for use
- Jaya, A., Purwanto, E., Fauziah, M. B., Murdianto, F. D., Prabowo, G., & Rusli, M. R. (2017, 26-27 Sept. 2017). Design of PID-fuzzy for speed control of brushless DC motor in dynamic electric vehicle to improve steady-state performance. *2017 International Electronics Symposium on Engineering Technology and Applications (IES-ETA)*.
- JCGM 100. (2008). Evaluation of measurement data – Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement. Joint Committee for Guides in Metrology.
- Ma'arif, A., & Setiawan, N. (2021). Control of DC Motor Using Integral State Feedback and Comparison with PID: Simulation and Arduino Implementation. *Journal of Robotics and Control (JRC)*, 2. doi:10.18196/jrc.25122
- Mamadapur, A., & Mahadev, G. U. (2019, 21-23 Aug. 2019). Speed Control of BLDC Motor Using Neural Network Controller and PID Controller. *The 2019 2nd International Conference on Power and Embedded Drive Control (ICPEDC)*.
- Rantung, J., & Luntungan, H. (2020). DC motor PID controller with pwm feedback. *Jurnal Tekno Mesin*, 6(1).
- Sirenden, B., Zaid, G., Prajitno, P., & Hafid. (2015). Development of Volumetric Micro-Flow Calibration System Using FPGA for Medical Application. *21st IMEKO World Congress on Measurement in Research and Industry*.
- Snijder, R. A., Konings, M. K., Lucas, P., Egberts, T. C., & Timmerman, A. D. (2015). Flow variability and its physical causes in infusion technology: a systematic review of in vitro measurement and modeling studies. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, 60(4), 277-300. doi:doi:10.1515/bmt-2014-0148
- Sousa, J. A., Batista, E., Demeyer, S., Fischer, N., Pellegrino, O., Ribeiro, A. S., & Martins, L. L. (2021). Uncertainty calculation methodologies in microflow measurements:

- Comparison of GUM, GUM-S1 and Bayesian approach. *Measurement*, *181*, 109589. doi:<https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109589>
- Tanaka, M., Girard, G., Davis, R., Peuto, A., & Bignell, N. (2001). Recommended table for the density of water between 0 °C and 40 °C based on recent experimental reports. *Metrologia*, *38*(4), 301-309. doi:10.1088/0026-1394/38/4/3
- Tang, W., & Cao, S. (2018, 25-27 July 2018). *A Fast Realization Method of Fuzzy PID Control for DC Motor*. Paper presented at the 2018 37th Chinese Control Conference (CCC).
- Timmerman, A. M., Snijder, R. A., Lucas, P., Lagerweij, M. C., Radermacher, J. H., & Konings, M. K. (2015). How physical infusion system parameters cause clinically relevant dose deviations after setpoint changes. *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*, *60*(4), 365-376. doi:10.1515/bmt-2014-0139
- Widyatmika, I. P. A. W., Ni Putu Ayu Widyanata, I., Prastya, I. W. W. A., Darminta, I. K., Sangka, I. G. N., & Saptaka, A. A. N. G. (2021). Perbandingan Kinerja Arduino Uno dan ESP32 Terhadap Pengukuran Arus dan Tegangan. *Jurnal Otomasi, Kontrol, dan Instrumentasi*, *13*(1), 37-45. doi:10.5614/joki.2021.13.1.4