

Sistem Kendali dan Monitoring Cairan Infus pada Proses Tata Laksana Dehidrasi Berbasis IoT

Marta Diana, Kemalasari, Eru Puspita, dan Aji Sasongko Jati
Politeknik Elektronika Negeri Surabaya
Kampus PENS, Jalan Raya ITS Sukolilo, Surabaya 60111
e-mail: martadiana2503@gmail.com

Abstrak—Diare merupakan penyakit endemis potensial Kejadian Luar Biasa (KLB) yang sering disertai dengan kematian di Indonesia. Secara global, penyakit diare telah menyebabkan setidaknya 525.000 kematian pada anak setiap tahunnya dengan ancaman paling parah yang ditimbulkan adalah dehidrasi. Dibutuhkan sebuah sistem yang dapat menentukan derajat dehidrasi dan melakukan proses tata laksana dehidrasi secara cepat dan tepat guna menekan angka kematian yang ada. Pada penelitian ini dibuat sebuah sistem yang mampu untuk menentukan derajat dehidrasi dan melakukan proses tata laksana dehidrasi secara otomatis. Pada proses penentuan tingkatan derajat dehidrasi dilakukan dengan menggunakan parameter denyut jantung dan untuk proses justifikasi dilakukan pengukuran terhadap kondisi fisik. Pada proses tata laksana dehidrasi, dilakukan pemberian cairan intravena secara otomatis dengan menggunakan motor servo. Untuk meningkatkan keamanan pada pengguna infus, dilakukan juga deteksi volume infus, deteksi aliran tersumbat, deteksi gelembung udara dan deteksi darah naik. Semua hasil akan diolah pada mikrokontroler dan akan dikirimkan ke ESP32 melalui komunikasi serial. Hasil dari pengolahan data akan dihubungkan menggunakan *Internet of Things*, sehingga tenaga medis dapat memonitoring melalui *website*. Hasil penelitian menunjukkan bahwa error rata-rata pengukuran denyut jantung menggunakan metode *moving average* sebesar 0.41% dan nilai keakuratan pada sistem kendali infus mencapai 90 %.

Kata kunci: *infus, dehidrasi, denyut jantung, moving average, internet of things*

Abstract—Diarrhea is an endemic disease with Potential Extraordinary Events (PEE), often accompanied by death in Indonesia. Globally, at least diarrheal disease has caused 525,000 deaths in children each year, with the most severe threat being dehydration. It takes a system that can determine the degree of dehydration and manage dehydration quickly and appropriately to reduce the mortality rate. This study created a system to assess the degree of dehydration and perform the dehydration management process automatically. The method of determining the degree of dehydration using heart rate parameters and the process of justification is measured physical condition. In the process of dehydration management, intravenous fluid administration is carried out automatically using servo motors. To improve safety in infusion users, infusion volume, flow obstruction, air bubble, and rising blood detection are also carried out. All results will be processed on the microcontroller and will be sent to the ESP32 via serial communication. The data processing results will be connected using the Internet of Things so medical personnel can monitor via the website. The results showed that the average error of heart rate measurement using the moving average method of 0.41%, and the accuracy value in the infusion control system reached 90%.

Keywords: *infusion, dehydration, heart rate, moving average, internet of things*

I. PENDAHULUAN

Penyakit diare bisa diartikan sebagai kondisi encernya feses dengan frekuensi buang air besar yang lebih sering dari pada biasanya (lebih dari tiga kali dalam sehari). Penyakit diare merupakan penyebab kematian kedua pada anak yang berusia dibawah 5 tahun yang setidaknya telah menyebabkan 525.000 kematian pada anak setiap tahunnya [1]. Di Indonesia sendiri, penyakit diare merupakan penyakit endemis potensial Kejadian Luar Biasa (KLB) yang sering disertai dengan kematian. Melansir Profil Kesehatan Indonesia tahun 2018, angka kematian (CFR) saat KLB diare diharapkan 1%, kecuali pada tahun 2011 CFR pada saat KLB sebesar 0,40%, sedangkan tahun 2018

CFR diare saat KLB mengalami peningkatan dibanding tahun 2017 yaitu menjadi 4,76% [2]. Penyakit diare umumnya tersebar pada semua kelompok umur, namun prevalensi tertinggi pada anak usia (1-4 tahun) yaitu 12,8% [3].

Ancaman paling parah yang ditimbulkan oleh diare adalah dehidrasi atau hilangnya cairan dalam jumlah besar dalam tubuh beserta elektrolit utamanya, yaitu Natrium dan Kalium [1]. Kehilangan dua cairan ini dapat menyebabkan terjadinya gangguan irama jantung maupun pendarahan otak, hal inilah yang menyebabkan tingginya resiko kematian akibat diare karena cairan dan elektrolit tubuh tidak segera digantikan. Dalam hal ini, menentukan derajat dehidrasi yang tepat dan melakukan proses tata

laksana dehidrasi yang cepat sangatlah penting untuk mengurangi resiko kematian pada anak akibat diare.

Salah satu metode pengukuran yang dapat dilakukan untuk menentukan derajat dehidrasi, yaitu pengukuran pada denyut jantung. *Akhmad Rosid Ridlo* dkk [4] menggunakan parameter denyut jantung dalam menentukan derajat dehidrasi dan melakukan pemberian cairan infus. Selain menggunakan parameter denyut jantung, derajat dehidrasi juga dapat ditentukan melalui observasi kondisi fisik pasien [5].

Pada penelitian ini akan dikembangkan sebuah sistem kendali dan monitoring cairan infus pada proses tatalaksana dehidrasi. Pada proses penentuan derajat dehidrasi dilakukan dengan menggunakan parameter denyut jantung yang dilengkapi dengan metode *moving average* [6] dan sebagai proses justifikasi dilakukan pemeriksaan terhadap kondisi fisik pasien [7]. Pada proses tata laksana dehidrasi akan dilakukan pemberian cairan intravena secara otomatis menggunakan motor servo yang berperan untuk menggantikan klem infus dalam mengatur jumlah tetesan setiap menitnya [8]. Dalam meningkatkan keamanan dan kenyamanan pada pengguna infus dilakukan juga pendeteksian volume infus [9]-[10], pendeteksian jika cairan tersumbat, pendeteksian gelembung udara pada selang [11], dan pendeteksian jika terdapat darah yang naik pada selang [12]. Pada sistem monitoring dilengkapi dengan *user interface* berupa LCD dan *website*, semua hasil pengukuran oleh sensor akan diolah oleh mikrokontroler dan akan dikirim ke ESP32 menggunakan komunikasi serial. Hasil dari pengolahan data akan dihubungkan menggunakan *internet of things* sehingga selain dapat memonitoring melalui LCD tenaga medis juga dapat memonitoring melalui *website*. Dengan ini diharapkan dapat mempermudah tenaga medis dalam menentukan derajat dehidrasi dan melakukan pemantauan kondisi infus serta denyut jantung pasien secara *real time*.

II. STUDI PUSTAKA

A. Pengukuran Derajat Dehidrasi

Derajat dehidrasi berdasarkan kondisi fisik anak dibagi menjadi 3 yaitu, tanpa dehidrasi, dehidrasi ringan-sedang, dan dehidrasi berat [13]. Selain itu, tingkat derajat dehidrasi dapat dilihat dari denyut jantung, hal ini dikarenakan saat tubuh mengalami dehidrasi akan terjadi peningkatan tekanan darah yang menyebabkan kinerja jantung terpengaruhi. Berdasarkan kajian tersebut maka akan dilakukan dua metode pengukuran derajat dehidrasi, yaitu pengukuran denyut jantung dan pengukuran kondisi fisik sebagai proses justifikasi derajat dehidrasi.

1. Metode Pengukuran Denyut Jantung

Pada penelitian ini metode pengukuran denyut jantung dilakukan untuk menentukan derajat dehidrasi secara otomatis. Menurut referensi [14] dengan mengacu pada pengukuran ortostatik, saat seseorang mengalami dehidrasi maka kinerja denyut jantung akan terpengaruhi. Kondisi

Tabel 1. Denyut Jantung Berdasarkan Derajat Dehidrasi [15]

Assessing Severity of Pediatric Dehydration			
Clinical Parameters	Score		
	1 (Normal-Mild)	2 (Moderate)	3 (Severe)
General Appearance	Well-Appearing	III-Appearing, Nontoxic	Lethargic, Toxic
Heart Rate			
0-6 months	≤150	151-169	≥170
6-18 months	≤140	141-159	≥160
18 months – 3 years	≤130	131-149	≥150
3-5 years	≤120	121-139	≥140
5-8 years	≤110	111-129	≥130
8-12 years	≤110	111-129	≥130
>12 years	≤110	111-129	≥130

tersebut juga dapat mengakibatkan pengentalan darah yang menyebabkan gangguan fungsi pada jantung. Tabel 1 menampilkan nilai denyut jantung berdasarkan kondisi derajat dehidrasi seseorang.

2. Pengukuran Kondisi Fisik

Tabel 2 menunjukkan nilai pengukuran kondisi fisik sebagai proses justifikasi atau pertimbangan dari hasil pengukuran denyut jantung yang dilakukan. Hal ini berguna untuk menambah keakuratan dalam sistem penentu tingkat derajat dehidrasi pada anak.

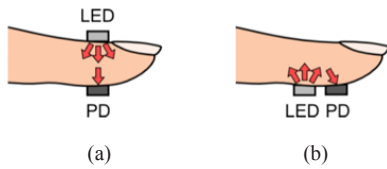
B. Tatalaksana Dehidrasi Menurut WHO

Menurut WHO, pemberian terapi intravena pada anak usia >1 tahun saat proses tata laksana dehidrasi hanya dilakukan untuk kasus kondisi dehidrasi berat, sedangkan pada kasus kondisi tanpa dehidrasi dan dehidrasi ringan-sedang dilakukan dengan proses pemberian Oralit dan tablet Zinc.

Pemberian terapi intravena pada anak usia >1 tahun dilakukan selama 3 jam, yaitu dengan menggunakan cairan Ringer Laktat. Pada ½ jam pertama diberikan cairan sebanyak 30ml/kgBB dan 2 ½ jam selanjutnya diberikan cairan sebanyak 70ml/kgBB seperti yang dijabarkan pada

Tabel 2. Penilaian Dehidrasi Berdasarkan Kondisi Fisik [13]

	Klasifikasi		
	Tanpa Dehidrasi	Dehidrasi Ringan-Sedang	Dehidrasi Berat
Keadaan umum	Sehat, aktif	Mengantuk, rewel, gelisah	Tidak sadar, lemah
Air mata	Ada	Tidak ada	Tidak ada
Mata	Normal	Cekung	Sangat cekung
Mulut/lidah	Basah	Kering	Sangat Kering
Napas	Normal	Agak cepat	Cepat dan dalam
Cubitan kulit	Kembali normal	Kembali lambat	Sangat lambat (>2 detik)



Gambar 1. Mode konfigurasi PPG (a) transmittance (b) reflectance

persamaan (1) dan (2) [13].

$$\text{Pemberian cairan pertama} = 30\text{ml/kgBB/}1/2 \text{ jam} \quad (1)$$

$$\text{Pemberian cairan kedua} = 70\text{ml/kgBB/}21/2 \text{ jam} \quad (2)$$

C. Photoplethysmograph

Photoplethysmograph (PPG) merupakan metode optik sederhana yang dapat mendeteksi perubahan volume darah dari pemompaan jantung secara non-invasive [16]. Terdapat dua jenis pengukuran PPG seperti pada Gambar 1, yaitu secara reflectance dan transmittance [17]. Pengukuran jenis reflectance dinilai lebih efektif, hal ini dikarenakan mobilitas yang lebih besar dan dapat digunakan pada area yang lebih luas. Jenis pengukuran secara reflectance akan memantulkan sinar LED dengan hasil gelombang yang didapatkan dari perubahan volume darah menuju ke photodetector yang kemudian akan dikirimkan ke mikrokontroler [18].

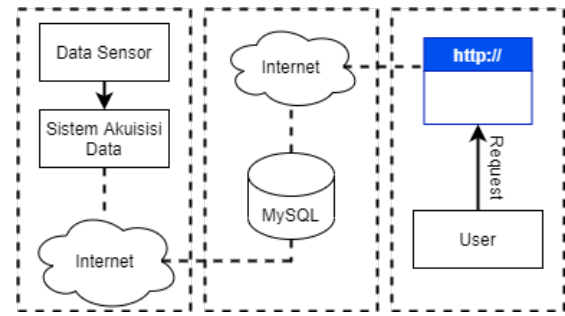
D. Moving Average

Dalam penelitian ini metode Moving Average (MA) digunakan untuk membuat hasil dari denyut jantung menjadi lebih stabil. Metode pengukuran dilakukan dengan membuat buffer array sepanjang 10 elemen data, setiap sensor selesai melakukan pembacaan nilai denyut jantung maka seluruh elemen buffer array akan digeser dari elemen 8 ke-9, dari 7 ke-8, dari 6 ke-7, dari 5 ke-6, dari 4 ke-5, dari 3 ke-4, dari 2 ke-3, dari 1 ke-2, dan dari 0 ke-1. Data denyut jantung yang baru dibaca oleh sensor akan ditampung pada elemen ke-0, lalu semua data akan dijumlahkan dan dibagi dengan total elemen keseluruhan sesuai dengan persamaan (3) dengan $\sum X_i$ yang merupakan penjumlahan dari seluruh elemen dan N yang merupakan total elemen [6].

$$MA = \frac{\sum X_i}{N} \quad (3)$$

E. Internet of Things

Internet of Things merupakan konsep jaringan yang bertujuan untuk memperluas manfaat konektivitas internet dimana berbagai objek ataupun device dapat saling terhubung dan saling bertukar data secara otomatis [12], dalam penelitian ini konsep internet of things diterapkan dalam proses monitoring kondisi infus dan denyut jantung pasien.



Gambar 2. Pengiriman data

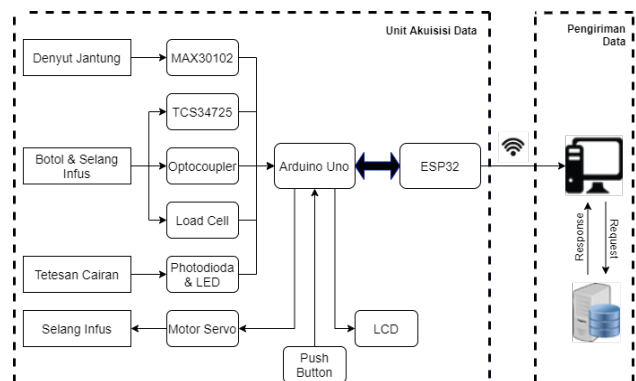
Hasil dari pembacaan nilai sensor yang dilakukan oleh mikrokontroler akan dikirimkan ke ESP32 melalui komunikasi serial dan ESP32 akan mengirimkan data dalam bentuk http request melalui jaringan internet ke database MySQL. User yang akan mengakses data akan mengirimkan request melalui internet dan database yang telah berisikan basis data akan merespon permintaan user dengan mengirimkan data ke halaman website seperti yang digambarkan pada Gambar 2.

III. METODE

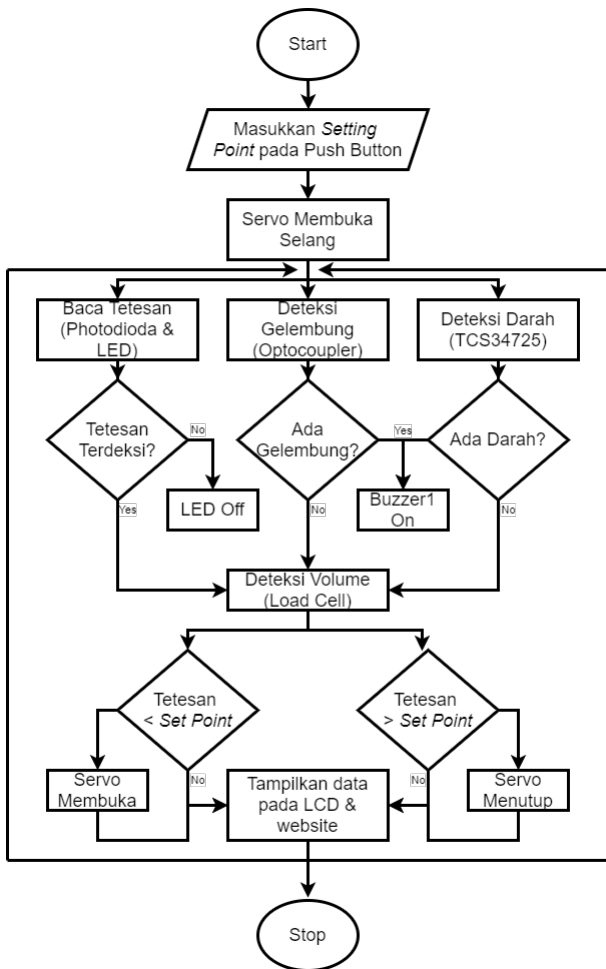
Perancangan dan pembuatan sistem pada penelitian ini meliputi perancangan dan pembuatan hardware serta software.

Gambar 3 menjelaskan bahwa nilai denyut jantung dideteksi oleh sensor MAX30102, aliran darah pada selang infus dideteksi oleh sensor TCS34725, gelembung udara pada selang infus dideteksi oleh optocoupler, volume infus dideteksi oleh load cell, dan tetesan cairan infus pada drip chamber dideteksi oleh photodiode dan LED [19]. Pada sisi perancangan software, semua hasil pembacaan nilai sensor yang telah terintegrasi ke dalam sistem akan dikirimkan ke ESP32 oleh Arduino Uno melalui komunikasi serial. Hasil dari pembacaan nilai sensor akan disimpan ke dalam database MySQL dan akan diteruskan kepada client sebagai interface website.

Dalam perancangan sistem kendali cairan infus, akan digunakan push button counter sebagai nilai masukkan untuk setting point jumlah tetesan. Motor servo yang telah terintegrasi dengan sensor photodiode dan LED akan difungsikan sebagai aktuator penggerak pengganti klem



Gambar 3. Rancangan sistem



Gambar 4. Flowchart sistem pada infus

infus. Ketika nilai *setting point* telah dimasukkan, motor servo akan bergerak membuka selang dengan melakukan proses kendali pada PWM-nya.

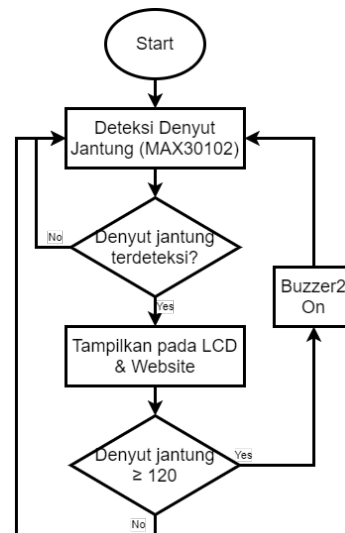
Sistem akan melakukan perhitungan *error* seperti pada persamaan (4).

$$Error = setting\ point - hasil\ pembacaan\ sensor \quad (4)$$

Jika *error* yang didapatkan tidak sama dengan 0 maka sistem akan terus melakukan perhitungan dan motor servo akan terus melakukan proses kendali dengan mengatur lebar pulsanya. Namun jika *error* sama dengan 0 maka motor servo akan mempertahankan posisinya.

Alur proses kendali dan monitoring cairan infus secara keseluruhan digambarkan pada Gambar 4. Sistem dapat dimulai ketika *user* memasukkan nilai *setting point* jumlah tetesan infus melalui *push button*.

Pada saat nilai telah selesai dimasukkan motor servo akan melakukan proses kendali dengan melakukan perhitungan *error*. Saat proses kendali berlangsung dilakukan juga proses pengecekan kondisi infus yang meliputi pengecekan terhadap tetesan infus, pengecekan terhadap gelembung udara pada selang infus, dan pengecekan terhadap darah yang naik ke selang infus. Jika sistem mendeteksi adanya gangguan pada infus maka Buzzer1 akan menyala sebagai indikator peringatan dan selain mendeteksi adanya gangguan, sistem juga



Gambar 5. Flowchart sistem deteksi denyut jantung

mendeteksi volume pada cairan infus. Pada proses kendali laju cairan dilakukan pengecekan terhadap tetesan yang terdeteksi dengan *setting point*, saat tetesan yang terdeteksi kurang dari *setting point* maka motor servo akan membuka selang dengan mengurangi nilai pada PWM-nya dan jika tetesan yang terdeteksi lebih dari *setting point* maka motor servo akan menutup selang dengan menambah nilai pada PWM-nya.

Proses deteksi denyut jantung digambarkan pada Gambar 5. Jika denyut jantung pasien ≥ 120 Bpm maka Buzzer2 akan menyala sebagai tanda peringatan naiknya denyut jantung. Kondisi ini berdasarkan pada penetapan nilai denyut jantung anak yang sesuai dengan Tabel 1.

Semua hasil dari sistem pada infus dan denyut jantung akan ditampilkan melalui *user interface* berupa *LCD* dan *website*.

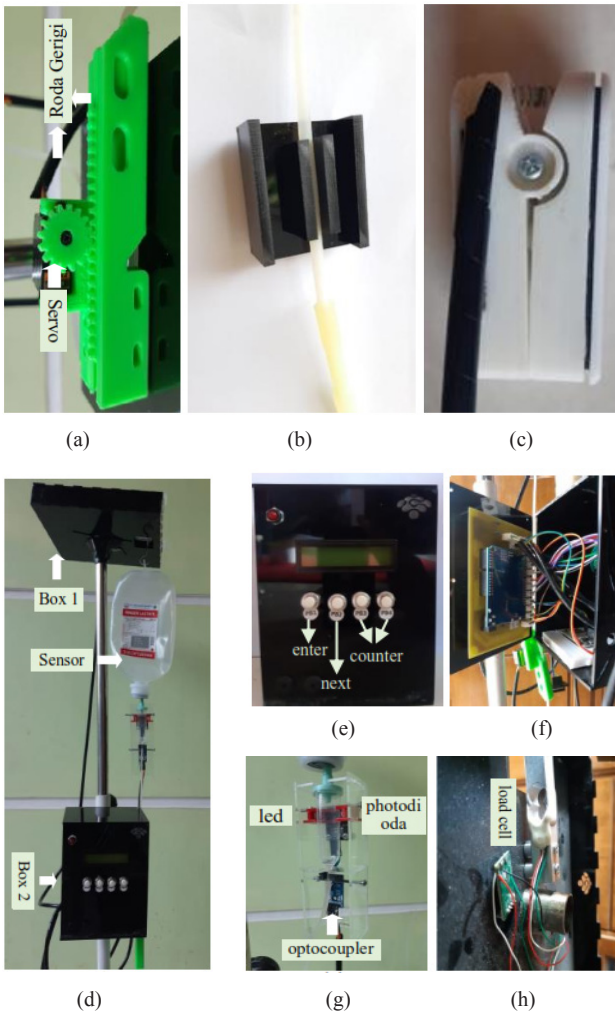
IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

Dalam penelitian ini, dihasilkan sebuah prototipe sistem kendali laju cairan infus dan sistem monitoring kondisi infus serta denyut jantung seperti yang digambarkan pada Gambar 6.

Pada penelitian ini akan dilakukan tiga pengujian sistem, yaitu yang pertama pengujian terhadap keakuratan sistem denyut jantung dan hasil pengukuran denyut jantung menggunakan metode *moving average*. Pengujian kedua, yaitu pengujian sistem kendali terhadap laju tetesan cairan infus dengan menggunakan motor servo. Pengujian ketiga, yaitu pengujian dari hasil seluruh sensor yang telah terintegrasi dan tampilan pada *user interface*.

A. Pengujian Sistem Denyut Jantung

Pengujian yang pertama, yaitu pengujian keakuratan sistem denyut jantung dan hasil pengukuran denyut jantung menggunakan metode *moving average*. Pada pengujian keakuratan sistem, dilakukan pengambilan 10 data oleh sensor MAX30102 yang akan dibandingkan dengan alat



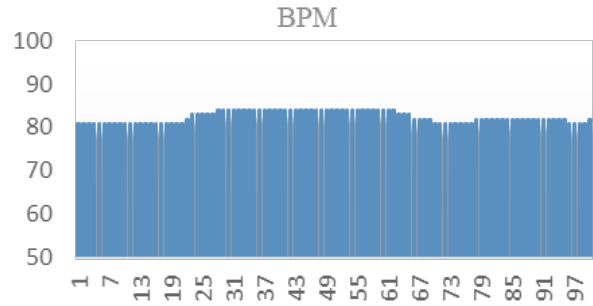
Gambar 6. (a). Mekanik sistem kontrol; (b). Mekanik sensor TCS34725; (c). Mekanik sensor MAX30102; (d). Mekanik sistem; (e). Box 2; (f). Isi Box 2; (g). Mekanik sensor led, photodiode dan optocoupler; (h). Isi Box 1

ukur pulse oximeter seperti pada Tabel 3. Perhitungan nilai kesalahan pada sistem didapatkan melalui persamaan (5) dengan hasil rata-rata error sebesar 0.41%.

$$Error = \frac{hasil\ ukur\ sensor - alat\ ukur}{alat\ ukur} \quad (5)$$

Tabel 3. Uji Keakuratan Sistem Denyut Jantung

No	Alat Ukur Pulse Oximeter (Bpm)	Sensor MAX30102 (Bpm)	% Error
1	80	80.65	0.81
2	80	80.75	0.93
3	81	80.97	0.03
4	81	81.08	0.09
5	83	83.10	0.12
6	83	83.33	0.39
7	85	85.47	0.55
8	85	85.59	0.69
9	86	85.59	0.47
10	88	87.98	0.02



Gambar 7. Metode moving average

Untuk mendapatkan nilai denyut jantung yang stabil maka ditambahkan metode *moving average* dengan membuat *buffer array* sepanjang 10 data untuk menampung nilai denyut jantung secara bergantian. Setelah seluruh elemen dalam *buffer array* terisi maka diambil rata-rata pengukuran setiap 10 data dengan menggunakan persamaan (3). Pada pengujian kali ini dilakukan pengambilan data denyut jantung sebanyak 100 data, yang mana setiap data yang tampil merupakan hasil dari rata-rata per-10 data. Hasil pengujian digambarkan melalui grafik pada Gambar 7.

B. Pengujian Sistem Kendali

Pengujian yang kedua, yaitu pengujian terhadap sistem kendali laju cairan infus. Pada pengujian ini motor servo yang telah terintegrasi dengan sensor photodiode dan LED akan menjadi aktuator penggerak menggantikan klem infus dalam proses pengaturan laju tetesan.

Pada pengujian kendali laju tetesan dilakukan dengan mengatur PWM motor servo. Saat *setting point* berupa jumlah tetesan dimasukkan melalui *button counter* seperti yang digambarkan pada Gambar 6(e), motor servo yang sebelumnya dalam kondisi menutup selang dengan lebar pulsa 1600 uS akan menggerakkan roda gerigi seperti pada Gambar 6(a) dengan mengurangi lebar pulsa nya sampai mencapai kondisi *steady state*. Hasil pengujian saat sistem mencapai *steady state* ditunjukkan pada Tabel 4 dengan nilai keakuratan sebesar 90% menggunakan persamaan (6).

Tabel 4. Uji Sistem Kendali

No	Setting Point	Hasil Sistem	Servo (uS)
1	40	41	1467
2	40	40	1469
3	40	40	1469
4	40	40	1469
5	40	40	1469
6	40	40	1469
7	40	40	1469
8	40	40	1469
9	40	40	1469
10	40	40	1469



Gambar 8. Infusion pump analyzer

$$R(\%) = \frac{\text{jumlah keberhasilan}}{\text{jumlah percobaan}} \times 100\% \quad (6)$$

$$= \frac{9}{10} \times 100\% = 90\%$$

Pada penelitian kali ini, pengujian sistem kendali laju tetesan juga dilakukan di Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan (BPFK) Surabaya. Pengujian dilakukan dengan membandingkan hasil dari laju tetesan yang dikendalikan oleh motor servo dengan *infusion pump analyzer*.

Pengujian dilakukan dengan memberikan *setting point* sebesar 40 tetesan per menit menggunakan selang infus terumo, pada *infusion pump analyzer* dilakukan pemberian nilai *setting point* dengan menggunakan persamaan (7).

$$\text{Infusion Terumo} = 20 \text{ drops / ml}$$

$$\text{Laju (ml / h)} = \frac{\text{tetesan per menit}}{20} \times 60 \quad (7)$$

$$= \frac{40}{20} \times 60 = 120 \text{ ml / h}$$

Hasil dari pengujian sistem kendali oleh motor servo terhadap *infusion pump analyzer* didapatkan rata-rata laju tetesan sebesar 123.40 ml/h dengan nilai kesalahan

id	tetes	volume	kondisi	denyut
1	40	59.92	0	73
2	40	59.92	0	73
3	40	59.92	0	66
4	40	59.94	0	66
5	40	59.94	0	66
6	40	59.94	0	66
7	40	59.94	0	66
8	40	59.94	0	66
9	40	59.94	0	66
10	40	59.94	0	66
11	40	59.94	0	66
12	40	59.94	0	66
13	40	59.94	0	66
14	40	59.94	0	66
15	40	59.94	0	66
16	40	59.94	0	66
17	40	59.94	0	66
18	40	59.94	0	66
19	40	59.94	0	66
20	40	59.94	0	66

Gambar 10. Database

rata-rata sebesar 2.8% seperti yang digambarkan pada Gambar 8. Hasil dari nilai kesalahan yang didapatkan pada pengukuran masih dalam batas toleransi, hal ini dikarenakan nilai penyimpangan yang diijinkan pada akurasi *flow* dalam *infusion pump* berkisar $\pm 5\%$ [20].

C. Pengujian Sistem Monitoring

Pengujian sistem monitoring dilakukan pada saat semua sistem telah terintegrasi. Pengujian monitoring jarak jauh dengan *user interface* berupa *website* dimulai dari *user* melakukan *log in* pada halaman *website* dan memasukkan data pasien pada halaman yang telah tersedia.

Setelah data pasien selesai dimasukkan, *user* memulai proses monitoring dengan melakukan pengukuran denyut jantung untuk menentukan tingkatan derajat dehidrasi dan melakukan pengukuran kondisi fisik sebagai proses justifikasi sesuai dengan Gambar 9.

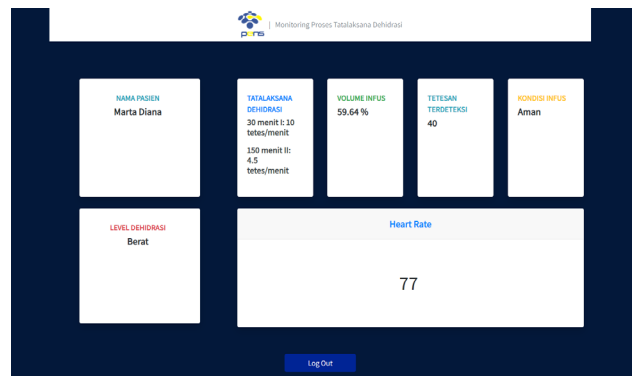
Pada proses penampilan data secara keseluruhan akan ditampilkan pada halaman *dashboard*, yang mana semua data yang tampil merupakan data yang telah tersimpan di dalam database MySQL yang digambarkan pada Gambar 10.

Halaman *dashboard* pada Gambar 11 akan menampilkan data yang meliputi nama pasien, nilai derajat dehidrasi, volume cairan, deteksi jumlah tetesan, kondisi infus pasien (deteksi darah dan gelembung udara) dan jumlah cairan yang dibutuhkan berdasarkan berat badan pasien sesuai dengan persamaan (1) dan (2).

Tampilan *user interface* melalui LCD akan



Gambar 9. Tampilan website, (a). Halaman login; (b). Halaman input data pasien; (c). Halaman pengecekan tingkat dehidrasi lewat denyut jantung; (d). Halaman justifikasi



Gambar 11. Dashboard



Gambar 12. Tampilan pada LCD

ditampilkan seperti pada Gambar 12. Setelah *user* selesai memasukkan *setting point* melalui *push button counter* dan menekan tombol *enter* yang ada pada Gambar 6(e) maka semua nilai hasil pembacaan sensor yang terukur akan tampil secara bergiliran setiap 9 detik. Pengujian seluruh system ditunjukkan pada Tabel 5.

V. KESIMPULAN

Penelitian ini telah menghasilkan sebuah sistem kendali laju tetesan cairan infus secara otomatis dan sebuah sistem *monitoring* kondisi infus serta denyut jantung secara *real time*. Sistem mampu melakukan pengaturan laju tetesan infus sesuai dengan *setting point* yang telah diberikan melalui *push button* dan mampu melakukan monitoring kondisi infus yang meliputi jumlah tetesan infus, volume cairan infus, deteksi darah naik, deteksi gelembung udara, dan denyut jantung dalam jarak jauh dengan penerapan konsep *internet of things*.










Dalam proses kendali, sistem mampu mencapai nilai ketepatan sebesar 90% dan telah diujikan pada Balai Pengamanan Fasilitas Kesehatan Surabaya dengan nilai kesalahan sebesar 2.8%. Pada sistem deteksi denyut jantung sistem memiliki rata-rata kesalahan sebesar 0.41%, selain itu sistem juga dapat menampilkan seluruh data pengujian pada kedua *user interface* yaitu LCD dan *website*.

REFERENSI

[1] WHO, "Diarrheal Diseases," 2017. [Online]. Available: WHO Media Centre.
 [2] Kementerian Kesehatan RI, Profil Kesehatan Indonesia Tahun 2018, Jakarta: Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, 2019.

[3] Tim Riskesdas 2018, Laporan Nasional Riskesdas 2018, Jakarta: Lembaga Penerbit Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan, 2019.
 [4] A. R. Ridlo, B. Supeno dan W. Hadi, "Sistem pengendali laju tetesan infus menggunakan parameter denyut jantung," *Berkala Sainstek*, vol. II, no. 1, pp. 7-11, 2015.
 [5] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, Manajemen Terpadu Balita Sakit (MTBS), Jakarta: Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, 2015.
 [6] I. Nugraha, Aplikasi Pendeteksi Detak Jantung Menggunakan Photolethysmograph dan Moving Average Filter Berbasis Android, Bandung: Universitas Komputer Indonesia (UNIKOM), 2014.
 [7] F. Y. Chani dan D. Mayasari, "Penatalaksanaan holistik pada pasien diare akut dehidrasi ringan sedang dan gizi buruk melalui pendekatan kedokteran keluarga," *Medula*, vol. 10, no. 1, 2020.
 [8] G. P. Mahardhika dan M. Herawati, "Rancang bangun perangkat pengendali debit tetesan infus otomatis untuk proses terapi infus," dalam *Seminar Nasional Informatika Medis (SNIMed) VI*, 2015.
 [9] D. Sasmoko dan Y. A. Wicaksono, "Implementasi penerapan internet of things (IoT) pada monitoring infus menggunakan ESP 8266 dan web untuk berbagi data," *Jurnal Ilmiah Informatika*, vol. 2, no. 1, 2017.
 [10] M. K. Bhavasaar, M. Nithya, R. Praveena, N. Bhuvanewari and T. Kalaiselvi, "Automated intravenous fluid monitoring and alerting system," in 2016 IEEE Technological Innovations in ICT for Agriculture and Rural Development (TIAR) *IEEE*, 2016, pp.77-80.
 [11] T. Kurrahan, Pendeteksi Gelembung Udara pada Pemberian Cairan Infus, Yogyakarta: Universitas Muhammadiyah Yogyakarta, 2017.
 [12] I. Halifatullah, D. H. Sulaksono dan Tukadi, "Rancang bangun sistem monitoring dan kontrol infus dengan penerapan internet of things (IoT)," *Jurnal Sistem dan Teknologi Informasi*, vol. 5, no. 2, pp. 82-88, 2019.
 [13] Tim Adaptasi Indonesia, Pelayanan Kesehatan Anak di Rumah Sakit Pedoman Bagi Rumah Sakit Rujukan Tingkat Pertama di Kabupaten/Kota, Jakarta: World Health Organization Indonesia, 2009.
 [14] M. H. S. T. Penggalih, Z. M. Sofro, E. R. t. Rizqi dan Y. Fajri, "Prevalensi kasus dehidrasi pada mahasiswa Universitas Gadjah Mada," *Jurnal Gizi Klinik Indonesia*, vol. 11, no. 2, pp. 72-73, 2014.
 [15] [Online]. Available: <https://www.mdedge.com/familymedicine/article/34383/pediatrics/simple-scoring-system-assesses-pediatric-dehydration>.
 [16] R. Yulian dan B. Suprianto, "Rancang bangun photoplethysmography (PPG) tipe gelang tangan untuk menghitung detak jantung berbasis Arduino," *Jurnal Teknik Elektro*, vol. 6, no. 3, pp. 223-231, 2017.
 [17] A. N. Qahar, Desain Alat Ukur Denyut Jantung Dan Saturasi Oksigen Pada Anak Menggunakan Satu Sensor, Yogyakarta: Universitas Islam Indonesia, 2018.
 [18] D. E. Savitri, Gelang Pengukur Detak Jantung dan Suhu Tubuh Manusia Berbasis Internet of Things (IoT), Jakarta: Universitas Islam Negeri Syarif Hidayatullah Jakarta, 2020.
 [19] M. V. Caya, M. U. Cosindad, N. I. M. Jr, J. N. M. Santos dan J. L. Torres, "Design and Implementation of an Intravenous Infusion Control and Monitoring System," in International Conference on Consumer Electronics - Asia (ICCE-Asia), 2019, pp. 68-72.
 [20] Departemen Kesehatan RI, Pedoman Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan, Jakarta: Departemen Kesehatan RI, 2001.

Tabel 5. Pengujian Seluruh Sistem

No	Setting Point (drops/m)	Jumlah Tetesan Terdeteksi (drops/m)	Volume Cairan (%)	Denyut Jantung (Bpm)	Kondisi	Dashboard
1	40	41	59.82	73	0 (Aman)	
2	40	40	59.82	73	0 (Aman)	
3	40	40	59.82	68	0 (Aman)	
4	40	40	59.64	68	0 (Aman)	
5	40	40	59.64	68	0 (Aman)	
6	40	40	59.64	68	0 (Aman)	
7	40	40	59.64	68	0 (Aman)	
8	40	40	59.64	68	0 (Aman)	
9	40	40	59.64	77	0 (Aman)	
10	40	40	59.64	77	0 (Aman)	