

## SISTEM ALARM PENGGANTIAN CAIRAN INFUS BERBASIS MIKROKONTROLER MENGGUNAKAN *WIRELESS*

Leila Nurfitri<sup>1</sup>, Susanto Sambasri<sup>2</sup>, Salita Ulitia Prini<sup>\*3</sup>

<sup>1,2</sup>Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Jenderal Achmad Yani

<sup>3</sup>Pusat Penelitian Elektronika dan Telekomunikasi Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia

Email: <sup>1</sup> leila.nurfitri@gmail.com, <sup>2</sup> santo.sambasri@gmail.com, <sup>3</sup> salitaulitia@gmail.com

\*Penulis Korespondensi

(Naskah masuk: 25 Februari 2019, diterima untuk diterbitkan: 22 April 2020)

### Abstrak

Terdapat kasus rumah sakit yang memiliki jumlah pasien yang lebih banyak daripada perawat jaga sehingga dapat menyebabkan kelalaian dalam pengontrolan sehingga menyebabkan adanya masalah pada sistem organ dalam dikarenakan penggantian cairan infus dilakukan terlambat atau bahkan cairan infus tidak menetes akibat kesalahan alat, sehingga harus dibuat sistem notifikasi untuk pengontrolan cairan infus di rumah sakit menggunakan mikrokontroler dan terhubung secara *wireless* ke ruang perawat. Perancangan sistem alarm infus ini menggunakan photodiode dan inframerah sebagai pendeteksi ada tidaknya cairan infus yang menetes, serta untuk menghitung volume cairan infus. Sistem alarm ini akan terhubung ke sebuah *buzzer* yang terdapat di ruang jaga secara *wireless* dengan tipe nRF2401L dengan menggunakan sistem minimum arduino nano 328p. Sistem catu daya menggunakan baterai lithium yang dapat di charge melalui USB sehingga alat ini menjadi *portable* dengan bantuan modul TP4056. Alarm akan berbunyi pada dua kondisi yaitu ketika cairan tidak menetes dan ketika cairan <100 mL. Hasil pengujian sistem untuk perhitungan tetesan/menit memiliki nilai rata-rata *error* yang dihasilkan dari perbandingan nilai tetesan manual dan LCD adalah 1.97%. Apabila tetesan terlalu cepat dan melebihi 230/m maka pembacaan LCD akan *error*. Alarm berfungsi dengan efektif pada saat tidak ada tetesan dalam waktu 7 s dan saat cairan infus < 100 mL dengan jarak efektif pengiriman data pada 4 m - 6 m.

**Kata kunci:** *alarm infus, arduino nano 328p, inframerah, wireless nRF2401L*

## ***ALARM SYSTEM FOR INFUSION FLUID BASED ON MICROCONTROLLER USING WIRELESS***

### *Abstract*

*Some hospitals that have a larger number of patients than nurse duty so as to cause negligence in controlling causing problems in the organs system due to fluid replacement is done late or even infusion fluid does not drip due to faulty tool, so we created notification system for control hospital infusion fluid using a microcontroller and wireless connected to the nurses room. The design of this infusion alarm system using photodiode and infrared as a detector of the presence of infusion fluids that drip, as well as to calculate the volume of intravenous fluids. This alarm system will connect to a buzzer contained in the duty space wirelessly with type nRF2401L using a minimum system arduino nano 328p. The power supply system uses lithium batteries that can be charged via USB so that the device becomes portable with the help of TP4056 module. The alarm will sound in two conditions when the liquid does not drip and when the liquid is <100 mL. The results of system testing for droplet / minute calculations have an average error value generated from the comparison of manual and LCD droplet values is 1.97%. If the droplets are too fast and exceed 230 / m, the LCD reading will be error. The alarm functions effectively when there are no droplets within 7 s and when the infusion fluid is <100 mL with the effective distance of data transmission at 4 m - 6 m.*

**Keywords:** *arduino nano 328p, infusion alarm, infrared, wireless nRF2401L*

### 1. PENDAHULUAN

Pemanfaatan teknologi yang semakin berkembang untuk membantu memudahkan pekerjaan manusia pada bidang kesehatan. Salah satunya yaitu membantu pasien dan perawat dalam

hal pemberian obat atau cairan infus (Jianwen dan Han, 2011; Pavel *et al.*, 2013).

Pada saat pemberian infus, sangat diperlukan manajemen pengawasan yang baik. Tidak sebandingnya jumlah pasien dengan perawat jaga

dapat menyebabkan kelalaian dalam pengontrolan dan *monitoring* sistem infus, sehingga perlu adanya sistem untuk memonitor cairan infus (Chi-Fang Huang dan Jen-Hung Lin, 2011; Hamel, 2018).

Beberapa sistem yang ada sebelumnya telah memiliki alarm notifikasi yang berbunyi apabila cairan infus hampir habis (Ma *et al.*, 2013). Namun, alarm atau *buzzer* ini hanya dipasang di ruang pasien. Sehingga apabila terjadi alarm maka akan mengganggu pasien sakit yang sedang beristirahat, sementara di ruang perawat jaga tidak terpasang alarm bahkan notifikasi cairan infus sama sekali.

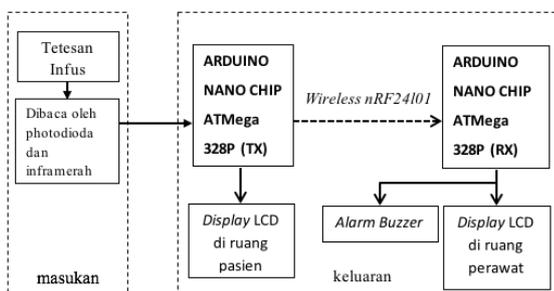
Berdasarkan latar belakang tersebut maka penulis bermaksud membuat suatu sistem penggantian cairan infus berbasis mikrokontroler dengan sistem *wireless* yang berfungsi sebagai alarm notifikasi apabila cairan infus akan segera habis yang dikoneksikan langsung ke ruang jaga perawat. Pemilihan *wireless* sebagai sistem komunikasi untuk mendapatkan suatu sistem yang *realtime* dan *user-friendly* (Jianwen dan Han, 2011).

Perancangan sistem terdiri atas beberapa bagian diantaranya perancangan perangkat keras (*hardware*) dan perancangan perangkat lunak (*software*), serta perancangan mekanik yang membantu kerja sistem.

## 2. METODE PERANCANGAN

Perancangan perangkat keras (*hardware*) yaitu merangkai beberapa komponen elektronika menjadi satu kesatuan sistem, perancangan perangkat lunak (*software*) adalah pembuatan program yang dibutuhkan dalam sistem diantaranya program pengambilan dan pengiriman data secara *wireless*, program skenario alarm *buzzer*, serta program *monitoring* LCD. Sementara sistem mekanik adalah membuat *packaging* dari keseluruhan sistem.

Keterkaitan antar komponen dalam sistem ini ditunjukkan pada blok diagram pada Gambar 1 berikut.



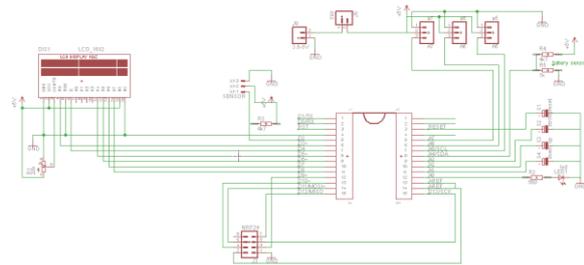
Gambar 1. Blok diagram perancangan sistem

Penjelasan blok diagram sistem pada Gambar 1 diatas adalah :

- a. Tetesan infus yang akan dibaca oleh photodiode dan inframerah pada setiap tetesnya, kemudian data tersebut dikirim ke Arduino Nano ATmega328P bertindak sebagai pusat pengontrol sistem.

- b. Arduino nano akan mengolah data sesuai dengan program dan akan ditampilkan pada LCD dibagian *transmitter* (sisi pengirim data).
- c. Kemudian data yang diterima dikalibrasi dengan melihat apakah faktor tetesan membaca setiap tetesan dan muncul di LCD sesuai dengan kecepatan tetesan pada alat infus.
- d. Jika telah sesuai maka, tekan tombol *start* untuk mengganti mode pengiriman, sehingga data tersebut dikirim ke *receiver* di ruang perawat jaga dengan metode *wireless*.
- e. Penerima akan menampilkan data yang dikirim melalui LCD.
- f. Sistem ini juga dilengkapi dengan sistem alarm *buzzer* yang akan berbunyi ketika tidak ada tetesan pada infus selama 10 s dan level cairan infus yang mencapai limit bawah yaitu 100 mL. Sehingga perawat dapat melakukan persiapan untuk penggantian cairan infus.

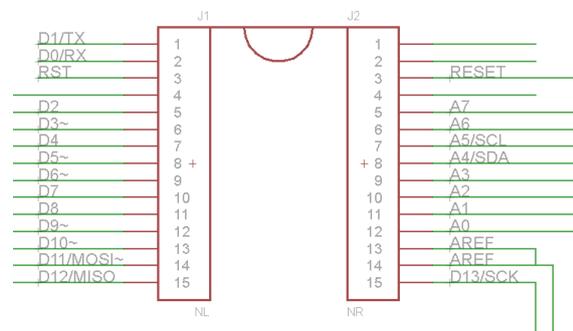
Perancangan perangkat keras pada sistem notifikasi cairan infus terdiri dari lima bagian, yaitu perancangan sistem minimum Arduino Nano 328P, perancangan catu daya, perancangan *wireless* nRF24L01, perancangan photodiode dan inframerah, serta perancangan LCD 16x2.



Gambar 2. Skematik rangkaian keseluruhan

### 2.1. Perancangan Sistem Minimum Arduino Nano 328P

Rangkaian skematik untuk sistem minimum Arduino Nano dapat dilihat pada Gambar 3 berikut.



Gambar 3. Skematik untuk pin Arduino Nano (Arduino Nano (V2.3) User Manual, 2008)

Pada gambar skematik tersebut arduino nano memiliki 30 pin dan terhubung ke Atmega328P berdasarkan pada *datasheet* Atmega328P (*Arduino Nano (V2.3) User Manual*, 2008). Tabel 1 berikut merupakan keterangan pin yang digunakan untuk mengontrol atau berfungsi sebagai penghubung.

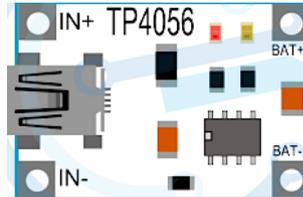
Tabel 1. Fungsi pin arduino nano

No pin	Nama Pin	Type	Fungsi/ Terhubung ke
1 NL	D1/TX	D I/O	Mode internal mengirim TTL data serial (TX)
2 NL	D0/RX	D I/O	Mode internal untuk menerima (RX)
3 NL	RST	INPUT	Reset internal, tidak terhubung kemanapun
4 NL	GND	PWR	Ground
5 NL	D2	D I/O	Input dari inframerah LED dan photodioda
6 NL	D3	D I/O	
7 NL	D4	D I/O	
8 NL	D5	D I/O	Terhubung ke output LCD 16 x 2
9 NL	D6	D I/O	
10 NL	D7	D I/O	
11 NL	D8	D I/O	
12 NL	D9	D I/O	Terhubung ke pin 3 CE pada nRF24L01
13 NL	D10	D I/O	Terhubung ke pin 4 CSN pada nRF24L01
14 NL	D11/MOSI	D I/O	Terhubung ke pin 6 MOSI pada nRF24L01
15 NL	D12/MISO	D I/O	Terhubung ke pin 7 MISO pada nRF24L01
1 NR	VIN	PWR	NA
2 NR	GND	PWR	NA
3 NR	RESET	INPUT	Terhubung ke tombol untuk fungsi reset
4 NR	5+	I/O	NA
5 NR	A7	A I	NA
6 NR	A6	A I	NA
7 NR	A5/SCI	A I	Terhubung ke Buzzer
8 NR	A4/SCA	A I	Terhubung ke Baterai lithium untuk membaca status baterai
9 NR	A3	A I	Terhubung ke tombol untuk fungsi start/stop
10 NR	A2	A I	Terhubung ke tombol untuk fungsi Up
11 NR	A1	A I	Terhubung ke tombol untuk fungsi Down
12 NR	A0	A I	Terhubung ke LED 3mm sebagai indikator
13 NR	AREF	INPUT	Terhubung ke power nRF24L01
14 NR	AREF/3V3	OUT	
15 NR	D13/SCK	I/O	Terhubung ke pin 5 pada nRF24L01

## 2.2. Perancangan Sistem Catu Daya

Sistem catu daya dibuat dengan menggunakan sistem DC (*Direct Current*) atau sumber listrik searah yang berasal dari baterai lithium yang dapat diisi ulang sehingga alat ini menjadi sistem yang *portable*. Karena rangkaian sistem minimum mikrokontroler ATmega328P dan komponen lain bekerja dengan baik pada level tegangan 5 Volt maka digunakan baterai lithium dengan kapasitas 3.6 – 5 Volt.

Dalam perancangan ini penulis menambahkan modul TP4056 sebagai modul untuk mengisi ulang baterai yang mengambil langsung tegangan *input* baterai dan menggunakan *port* USB untuk pengisiannya sehingga mudah dan efisien untuk digunakan. Gambar 4 berikut memperlihatkan *board* modul *battery charger* TP4056. Lampu merah akan hidup ketika proses *charging*.



Gambar 4. Board modul *battery charger* TP4056 (e-Gizmo Mechatronix Central, 2016)

## 2.3. Perancangan Wireless nRF24L01

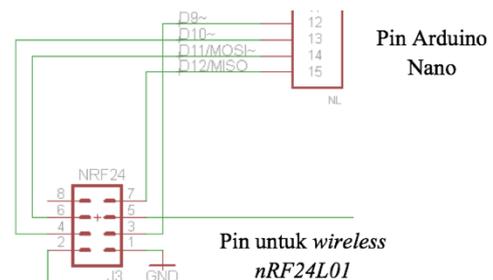
*Wireless* nRF24L01 memiliki 8 buah pin sebagai koneksi ke perangkat lainnya yang memiliki fungsi seperti pada Tabel 2 berikut ini (Nordic Semiconductor ASA, 2008).

Tabel 2. Fungsi pin *wireless* NRF24L01

Nama Pin	Fungsi	Tx mode	RX mode	Stand by
GND	Ground	-		
VCC	Catu daya	-		
CE (Chip Enable)	Input	High Pulse>10us	High	Low
CSN	Input	SPI Chip Select, active low		
SCK	Input	SPI Clock		
MOSI	Input	SPI Serial Input		
MISO	Tristate Output	SPI Serial Output		
IRQ	Output	Interrupt, active low		

Berdasarkan Tabel 2, mode yang digunakan dalam perancangan ini adalah mode pengirim (TX) dan mode penerima (RX). Pin 3 (CE) memiliki mode pengirim (TX) di ruang pasien dan memiliki mode penerima (RX) sebagai alat *monitoring* di ruang perawat jaga.

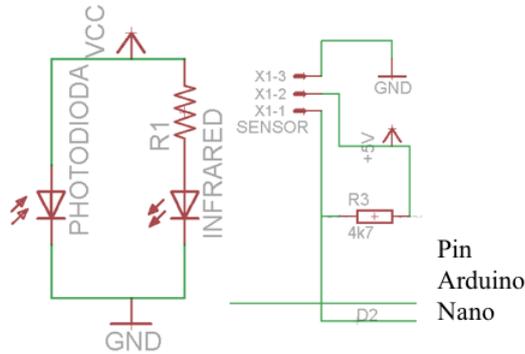
Sementara untuk mode *standby* dan *power down* tidak digunakan. Pin *wireless* ini langsung terkoneksi ke arduino nano.



Gambar 5. Skematik rangkaian *wireless* nRF24L01 (Nordic Semiconductor ASA, 2008)

### 2.4. Perancangan Photodiode dan Inframerah

Photodiode dan inframerah digunakan untuk *sensor level infus* dan *sensor tetesan* (Norgia et al., 2014, 2015). Photodiode sebagai penerima dan sebuah LED sebagai pemancar. Pada Gambar 6 ditunjukkan rancangan skematik untuk photodiode dan inframerah.



Gambar 6. Rangkaian skematik photodiode dan inframerah

Fungsi dari rangkaian ini yaitu untuk mendeteksi keberadaan cairan infus (ada/habis) dan untuk mendeteksi serta menghitung jumlah tetesan per menit yang keluar dari tabung cairan infus, dimana saat *input* diberi 5 V, output akan mengeluarkan nilai 5 V saat tidak terpantul inframerah, dan *output* 0 V saat terpantul sinar inframerah.

Saat photodiode tidak menerima sinar inframerah, maka arus photodiode menjadi kecil dan menyebabkan tegangan keluaran besar. Sedangkan pada saat photodiode menerima pantulan sinar inframerah, arus photodiode menjadi besar dan menyebabkan tegangan keluaran kecil.

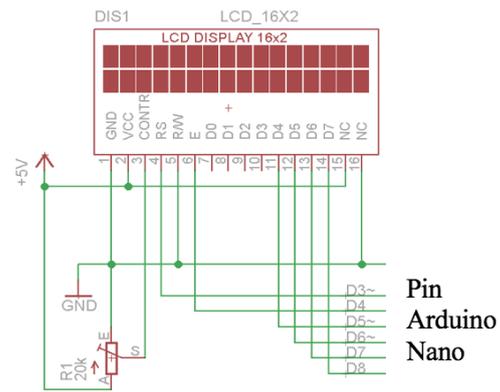
### 2.5. Perancangan LCD 16x2

Dalam penggunaan pin diperlukan suatu rangkaian tambahan berupa LCD yang dapat digunakan untuk mengatur kontras dan *input* data dari sistem minimum ATmega328P pada arduino nano.

Berdasarkan panjang data, LCD memiliki dua buah teknik antarmuka, yaitu antarmuka 4 bit dan antarmuka 8 bit. Pada teknik antarmuka 8 bit, data yang diproses oleh mikrokontroler dilakukan dalam sekali proses. Sedangkan pada teknik antarmuka 4 bit, penggunaan I/O pada mikrokontroler dapat direduksi.

Pada teknik ini, penulisan atau pembacaan dilakukan sebanyak dua kali untuk 8 bit data. Dalam perancangan digunakan teknik antarmuka LCD 4 bit yang dapat menyederhanakan proses pembuatan PCB.

Antarmuka LCD 4 bit diatur pada mode penulisan data, dengan menghubungkan kaki R/W ke GND. Rangkaian skematik dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7 Rangkaian Skematik LCD 16x2

Konfigurasi pin LCD dapat dilihat pada Tabel 3 berikut.

No Pin	Nama Pin	Terhubung ke
1	GND	GND
2	Vcc	Vcc 5Volt
3	Contrast	Resistor <i>Pull down</i>
4	RS	PortD3
5	RW	GND
6	E	PortD4
7	D0-D3	Tidak digunakan
8	D4- D7	PortD5 – PortD8
9	NC	Resistor <i>Pull up</i>
10	NC	GND

### 2.6. Perancangan Perangkat Lunak

Program yang dibuat terbagi menjadi 2 bagian, yaitu program untuk sisi pengirim (TX) dan program untuk sisi penerima (RX) meliputi beberapa bagian yang meliputi:

- Program tampilan awal pada TX ketika catu daya ada adalah LCD menampilkan data tegangan baterai, faktor tetes, tetesan per menit, dan volume cairan infus.
- Program pengaturan volume cairan infus dan faktor tetes yang digunakan dengan cara menekan tombol S4.
- Program untuk mengirimkan data ke penerima dengan cara menekan tombol start (S2), maka di layar pengirim hanya akan ada tulisan “TX MONITOR”.
- Program tampilan awal pada RX ketika catu daya ada adalah LCD menampilkan data tegangan baterai. Setelah TX mengirim makan LCD pada TX akan menerima data tetesan permenit secara *realtime*.
- Jika pada sisi pengirim ditekan tombol stop, maka nilai tetesan per menit, dan volume cairan infus, akan menampilkan tampilan terakhir

- sebelum di stop dan tidak akan berubah selama tombol *start* belum ditekan kembali.
- Pada sisi penerima tidak dapat melakukan pengaturan seperti pada sisi pengirim, jadi hanya dapat menerima data yang dikirimkan saja.
  - Program RESET ada pada kedua sisi, baik itu pada TX maupun RX, namun dengan fungsi yang berbeda. Reset pada sisi TX berfungsi untuk mereset pengaturan yang telah dibuat, sedangkan reset pada sisi RX juga berfungsi untuk mereset bunyi *buzzer* dan menghilangkan bunyi *buzzer* untuk sementara.

Keterangan pada tampilan LCD :

V : Volume cairan Infus  
 B : Kapasitas Baterai  
 T : Tetesan / menit  
 F : Faktor tetes

Proses tersebut akan terus berlangsung selama tombol catu daya tidak di *off* atau dimatikan. Dalam perancangan *software* terdapat beberapa rumus atau program untuk mendapatkan nilai yang ditampilkan di LCD diantaranya adalah :

- Nilai volume cairan infus (V)

```
// status isi cairan ( satuan ml )
cairan=(jumlah_tetes-
counter)/faktor_tetes;
// batas minimal
if(cairan<0)cairan=0;
jumlah_tetes=mili*faktor_tetes;
//jumlah tetes
```

- Nilai tegangan / kapasitas baterai (B)

```
float read_volt(){
float volt,voltout;
float voltmax=3.1578,involtmax=18.0;
int data=analogRead(vsensor);
// rumus sensor tegangan
// r1= 4,7k r2= 1k
// external aref 3.3v
// involt max= 18.0 volt (sesuai
kebutuhan dimana hasil perhitungan
voltmax tidak lebih dari 3.3v)
// mencari voltmax (max 3.3V),
voltmax=r2/(r1+r2)*involtmax
// voltmax=1k/(4,7+1)*18.0
// voltmax= 3.1578 volt
volt=data*((float)3.3/1023);
// mengubah nilai adc ke tegangan
voltout=volt*((float)involtmax/voltmax
; // mengubah nilai tegangan kecil ke
tegangan sensor
return voltout;
}
```

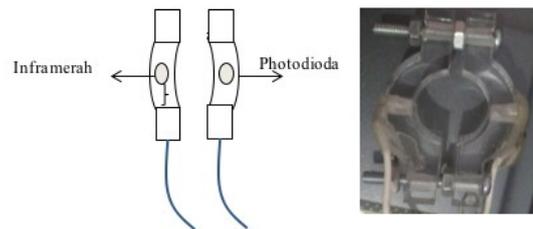
- Nilai cacahan faktor tetes dan tetesan / menit (F & T)

```
void isr1(){digitalWrite(ledpin,HIGH);
// indikator led tetes ON
if(mulai==1){
counter++; // hitung tetesan
```

```
counter_write(); // simpan di eeprom
}
cn++; // counter indikator faktor
tetes
flag++; // hitung kode (jika flag
bernilai 0 timer diizinkan mencacah,
jika flag bernilai 1 timer berhenti
mencacah )
// variable timer berhenti mencacah
if(flag>=1){
tetes=(float)1000/timer*60; // ubah ke
tetes per menit
flag=0; // reset flag
timer=0; // reset timer
}
```

## 2.7. Perancangan Mekanik

Perancangan mekanik terdiri dari *packaging* photodiode dan inframerah, *packaging* sistem *monitoring* di ruang pasien, *packaging* sistem *monitoring* dan alarm di ruang perawat. Photodiode dan inframerah merupakan pendeteksi ada tidaknya tetesan infus, sehingga harus ditempatkan pada tabung *reservoir* (penampung cairan) infus secara langsung. Gambar 8 dan 9 berikut merupakan gambar rancangan dan aplikasi pemasangan.



Gambar 8 Rancangan *packaging* photodiode dan inframerah



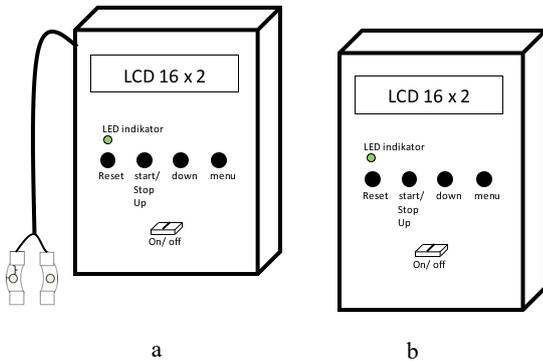
Gambar 9 Pemasangan *packaging* pada tabung *reservoir*

Sistem *monitoring* terdapat di dua ruang yang berbeda yaitu di ruang pasien dan ruang perawat. Keduanya dirancang menggunakan akrilik yang dibuat box dengan LCD 16x2 sebagai sistem *monitoring* yang dilengkapi dengan 4 tombol dan 1 tombol saklar, serta LED indikator sebagai indikasi bahwa koneksi antara pengirim dan penerima terkoneksi dengan baik.

Perbedaannya adalah untuk sistem *monitoring* di ruang pasien langsung terhubung ke *packaging*

photodiode dan inframerah, sementara sistem di ruang perawat menggunakan koneksi *wireless* sebagai media pengirim dan penerima data. Selain itu, pada sistem *monitoring* di ruang rawat jaga terdapat *buzzer* di dalam box sebagai indikasi alarm.

Gambar 10 berikut merupakan rancangan *packaging* sistem *monitoring* di ruang pasien (a) dan *packaging* sistem *monitoring* di ruang perawat (b).



Gambar 10 (a) *packaging* di ruang pasien (b) *packaging* di ruang perawat

### 3. HASIL DAN ANALISA

#### 3.1. Pengujian tegangan photodiode dan Inframerah

Pengukuran tegangan photodiode dan inframerah pada posisi saat cairan menetes sebaliknya dapat dilihat pada Tabel 4 berikut.

Kondisi	Tegangan	
	Photodiode (V)	Inframerah (V)
Menetes / terhalang	4	4
Tidak Menetes / tidak terhalang	0.4	4

Berdasarkan hasil pengukuran diatas bahwa photodiode memiliki *output* 4 V saat tidak terpantul inframerah, dan memiliki *output* 0.4 V saat terpantul sinar inframerah. Saat photodiode tidak menerima sinar inframerah, maka arus photodiode menjadi kecil dan menyebabkan tegangan keluaran besar. Sedangkan pada saat photodiode menerima pantulan sinar inframerah, arus photodiode menjadi besar dan menyebabkan tegangan keluaran kecil.

#### 3.2. Pengujian cairan infus

Pengujian cairan infus terdiri atas pengujian tetesan infus, volume cairan infus, dan waktu habis cairan infus. Pengujian tetesan infus terdiri dari perbandingan antara jumlah tetesan yang terhitung manual dan yang tertampil pada *display* LCD pada Tabel 5 berikut.

Tabel 5. Nilai tetesan manual dan tampilan LCD

No	Tampilan T di LCD	Waktu (m)	Manual (tetes)	Error (%)
1	30 /m	1	31	3.3
2	38 /m	1	40	5.26
3	52 /m	1	52	0
5	66 /m	1	67	1.5
6	86 /m	1	85	1.16
7	104 /m	1	101	2.88
8	122/m	1	120	1.63
9	140-230/m	1	*NA	*NA

\*NA dikarenakan pada nilai 140-230 tetes/menit tidak bisa dihitung dengan mata manusia secara langsung karena terlalu cepat.

Berdasarkan Tabel diatas, rata-rata *error* ( $\Delta error$ ) yang dihasilkan dari perbandingan nilai tetesan manual dan LCD adalah 1.97%. Apabila tetesan terlalu cepat dan melebihi 230/m maka pembacaan LCD akan *error*. Kondisi penempatan posisi sensor dan tabung kotor dapat menyebabkan pembacaan yang *error*/salah. Perhitungan volume cairan infus adalah sebagai berikut ini :

$$Volume\ cairan\ infus = \frac{Jumlah\ tetesan - counter}{Faktor\ Tetes} \quad (1)$$

Keterangan :

- Jumlah tetesan : volume cairan infus (ml) x faktor tetes
- Counter : cacahan cairan infus yang menetes
- Faktor tetes : faktor tetes yang diset ketika pertama kali (20tetes/ml)

Volume infus pada pengujian ini adalah sebanyak 500mL, yang akan dibandingkan antara nilai hitung berdasarkan rumus dengan nilai yang tertampil di LCD. Pengujian dilakukan per/100mL yang akan dibandingkan setiap per/100 tetes.

Contoh salah satu perhitungan ketika jumlah tetesan sebanyak 100 tetes:

$$Volume\ cairan\ infus = \frac{Jumlah\ tetesan - counter}{Faktor\ Tetes}$$

$$Volume\ cairan\ infus = \frac{(500\ mL \times 20\ tetes/mL - 100)}{20\ tetes/mL}$$

$$Volume\ cairan\ infus = 495\ mL$$

Tabel 6 juga memperlihatkan data untuk sistem *monitoring* level cairan infus mempunyai perbedaan tingkat kesalahan pembacaan sebesar 1 mL dari perhitungan yaitu sekitar 0.2%, sehingga dapat dikatakan sistem berfungsi dengan baik. Contoh kondisi pembacaan pada tabung infus dapat dilihat pada Gambar 11.

Tabel 6. Nilai tetesan manual dan tampilan LCD

No	Jumlah tetes	Nilai tetesan terbaca	
		Manual (mL)	LCD (mL)
1	0	500	499
2	100	495	494
3	200	490	489
4	300	485	484
5	400	480	479
6	500	475	474
7	600	470	469
8	700	465	464
9	800	460	459
10	900	455	454
11	1000	450	449
12	1100	445	444
13	1200	440	439
14	1300	435	434
15	1400	430	429
16	1500	425	424
17	1600	420	419
18	1700	415	414
19	1800	410	409
20	1900	405	404
21	2000	400	399

Sementara untuk setiap 100mL membutuhkan waktu sebagai berikut.

$$60 = \frac{100 \text{ mL} \times 20 \text{ tetes/mL}}{\text{Waktu (menit)}}$$

$$\text{Waktu (menit)} = \frac{2000}{60} = \pm 33 \text{ menit}$$

Tabel 7. Hasil pengujian waktu habisnya cairan infus

Volume (mL)	Waktu* (stopwatch)	Rentang waktu (menit)
500	0 menit	
400	34 menit	} 34
300	1 jam 5 menit	} 31
200	1 jam 35 menit	} 30
100	2 jam 11 menit	} 36
0 (habis)	2 jam 48 menit	} 37

Semakin berkurangnya volume cairan infus pada tabung menyebabkan tekanan tetesan infus juga semakin berkurang sehingga harus dilakukan pengaturan dari *scroll* pengatur cairan infus. Faktor tersebut dapat mempengaruhi waktu karena perbedaan TPM. Hasil uji mendekati hasil hitung dengan selisih 4 menit dan waktu rata-rata yang dibutuhkan untuk menghabiskan cairan infus 100 mL adalah ~33menit.

### 3.3. Pengujian buzzer

Sistem *buzzer* sebagai alarm ini akan berbunyi ketika dua kondisi, yaitu :

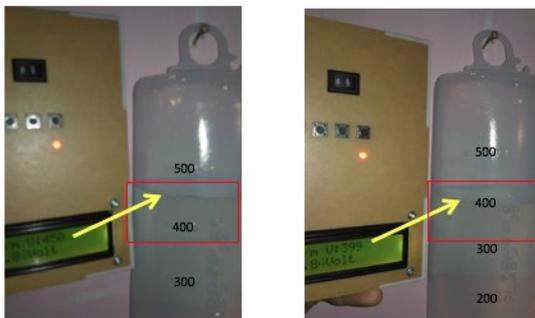
- Tidak ada tetesan cairan infus selama 10s.
- Level cairan infus < 100mL

Sehingga apabila terjadi dua kondisi diatas maka *buzzer* akan berbunyi hingga keadaan kembali normal.

Tabel 8. Hasil pengujian *buzzer* kondisi tidak menetes

No	Waktu Alarm ke1 (s)	Reset	Buzzer	Waktu Alarm ke2 (s)	Buzzer
1	7	Ya, kondisi masih tidak menetes	Aktif	3	Aktif
2	6.8	Tidak	Aktif	-	Aktif
3	7	Ya, kondisi sudah menetes, TX reset	Aktif	-	Non aktif

Berdasarkan hasil tabel diatas bahwa waktu *delay* untuk terjadinya alarm setelah tetesan infus tidak menetes adalah rata-rata 7 s dimana kondisi ini



Gambar 11. Tampilan volume pada LCD dan tabung infus

Pada pengujian waktu habis cairan infus, dibandingkan nilai perhitungan dan dapat dijadikan sebagai patokan untuk waktu yang digunakan oleh perawat untuk mempersiapkan cairan infus baru. Pengujian dilakukan dengan TPM rata-rata 60 tetes/menit, sehingga bila dilakukan perhitungan.

$$\text{TPMmenit} = \frac{\text{Volume (ml) kebutuhan} \times \text{Faktor tetesan}}{\text{Waktu (menit)}} \quad (2)$$

$$60 = \frac{500 \text{ mL} \times 20 \text{ tetes/mL}}{\text{Waktu (menit)}}$$

$$\text{Waktu (menit)} = \frac{10000}{60}$$

$$\text{Waktu (menit)} = \pm 166 \text{ menit} = 2 \text{ jam } 46 \text{ menit}$$

lebih cepat dari skenario program yaitu 10 s. Level cairan akan berbunyi ketika < 100mL

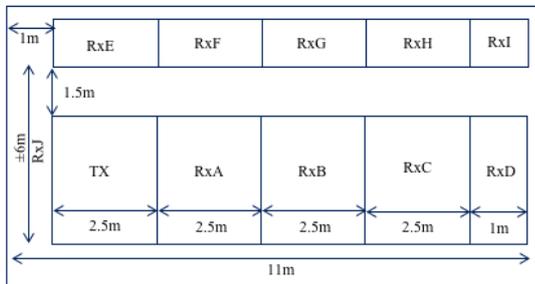
Batas 100 mL dimaksudkan agar perawat memiliki waktu untuk menyiapkan infus ganti. Alarm *buzzer* dapat dimatikan sementara hingga perawat melakukan pengecekan di ruang pasien, melakukan stop pengiriman data ataupun hal-hal yang dirasa perlu. Kemudian, apabila kondisi sudah normal kembali, sistem akan kembali melakukan pengiriman data.

Tabel 9. Pengujian *buzzer* volume <100mL

Level (mL)	Buzzer	Delay time alarm (s)
500	Tidak aktif	-
400	Tidak aktif	-
300	Tidak aktif	-
200	Tidak aktif	-
100	Tidak aktif	-
99	Aktif	1
98	Aktif	1

### 3.4. Pengujian jarak *wireless*

Pengujian *wireless* ini dilakukan untuk melihat jarak jangkauan oleh *wireless* ini, karena pemantauan alarm cairan infus dilakukan secara nirkabel. Pengujian dilakukan dengan memberikan jarak variasi antara pengirim dan penerima.



Gambar 12. Ilustrasi pengujian *wireless*

Gambar 12 diatas menunjukkan ilustrasi pengujian *wireless* yang dilakukan. Huruf TX menunjukkan posisi pengirim / pemancar berada. sementara Rx(N) menunjukkan posisi-posisi (dalam hal ini untuk menggantikan kamar-kamar) dengan jarak variasi pengujian yang berbeda (A - J). Hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 10 berikut.

Tabel 10. Hasil pengujian *buzzer* kondisi tidak menetes

Ruang	Jarak (m)	Indikator	Status Data
TX – RxA	± 4	LED menyala	Diterima
TX – RxB	± 6.5	LED menyala	Diterima
TX – RxC	± 8-9	LED berubah-ubah	Berubah-ubah
TX – RxD	± 11	LED mati	Tidak diterima
TX – RxE	± 2	LED menyala	Diterima
TX – RxF	± 4	LED menyala	Diterima

TX – RxG	± 5	LED menyala	Diterima
TX – RxH	± 11	LED mati	Tidak diterima
TX – RxI	± 12.5	LED mati	Tidak diterima
TX – RxJ	± 1	LED menyala	Diterima

Berdasarkan data tabel diatas terlihat bahwa jarak maksimal yang dapat dijangkau dengan *wireless* tipe nF24L01 ini adalah ± 8 m dengan nilai data berubah-ubah. Pengujian dilakukan tanpa memperhitungkan ketebalan dinding. Jarak efektif untuk pengiriman data yaitu pada jarak 4 m - 6 m.

## 4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil perancangan, pengujian, dan analisa data, maka didapatkan kesimpulan yaitu sistem notifikasi dan alarm *buzzer* telah efektif melakukan pengontrolan pada batasan yang telah *disetting* untuk cairan infus yang hampir habis dan terhubung melalui *wireless* tipe nRF24L01 ke ruang perawat jaga sehingga bunyi dari *buzzer* tidak mengganggu kenyamanan pasien lain. Nilai rata-rata *error* ( $\Delta error$ ) yang dihasilkan dari perbandingan nilai tetesan manual dan LCD adalah 1.97%. Apabila tetesan terlalu cepat dan melebihi 230/m maka pembacaan LCD akan *error*. Alarm berfungsi dengan efektif pada saat tidak ada tetesan dalam waktu 7 s dan saat cairan infus < 100 mL dengan jarak efektif pengiriman data pada 4 m - 6 m.

Untuk penelitian selanjutnya dapat dilakukan pengembangan dengan penambahan penguat sinyal *wireless* atau *amplifier wireless* untuk memperluas area cakupan sistem.

## DAFTAR PUSTAKA

- ARDUINO NANO (V2.3) USER MANUAL (2008). Tersedia pada: <http://creativecommons.org/licenses/by-sa/2.5/> (Diakses: 20 Februari 2019).
- CHI-FANG HUANG dan JEN-HUNG LIN (2011) “A warning system based on the RFID technology for running-out of injection fluid,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, hal. 2212–2215. doi: 10.1109/IEMBS.2011.6090418.
- E-GIZMO MECHATRONIX CENTRAL (2016) *TP4056 1A Li-ION Battery Charger*. Tersedia pada: <http://radiolux.com.ua/files/pdf/TP4056-manual.pdf> (Diakses: 20 Februari 2019).
- HAMEL, R. S. (2018) “Perbedaan Tingkat Kelelahan Kerja Perawat Di Unit,” *e-journal Keperawatan (eKp)*, 6(2).
- JIANWEN, C. dan HAN, Z. (2011) “Design of intravenous infusion monitoring and alarm system based on wireless communication technology,” in *2011 IEEE International*

- Conference on Mechatronics and Automation*. IEEE, hal. 130–134. doi: 10.1109/ICMA.2011.5985644.
- MA, J. *ET AL.* (2013) “A New Algorithm of Drop Speed Measuring of Infusion Monitoring Device,” in *2013 International Conference on Computer Sciences and Applications*. IEEE, hal. 229–232. doi: 10.1109/CSA.2013.157.
- NORDIC SEMICONDUCTOR ASA (2008) “nRF24L01+ Single Chip 2.4GHz Transceiver,” *Nordic Semiconductor*, 21(1), hal. 21–22. doi: 10.1080/09613219308727250.
- NORGIA, M. *ET AL.* (2014) “Optical system for drop volume measurement,” in *2014 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings*. IEEE, hal. 1322–1325. doi: 10.1109/I2MTC.2014.6860960.
- NORGIA, M. *ET AL.* (2015) “Drop Measurement System for Biomedical Application,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 64(9), hal. 2513–2517. doi: 10.1109/TIM.2015.2398972.
- PAVEL, M. *ET AL.* (2013) “The Role of Technology and Engineering Models in Transforming Healthcare,” *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 6, hal. 156–177. doi: 10.1109/RBME.2012.2222636.

*Halaman ini sengaja dikosongkan*