

Analisis Keakurasian Sensor Tekanan Pada Parameter *Occlusion Infusion Device Analyzer* 2 Channel

Ria Ramadhani[#], Syaifudin, Sumber

Jurusan Teknik Elektromedik Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia

[#Riaramadhani3@gmail.com](mailto:Riaramadhani3@gmail.com), nyong74@yahoo.com, sumberrani@gmail.com

Abstract— In the medical world, patient safety is a top priority. The frequency of use of a *syringe pump* and *infusion pump* in the long term will affect the accuracy of the *device*. The occurrence of *occlusion* in the *syringe pump* and *infusion pump* can cause drugs can not flow into the patient's blood vessels. So it can cause heart failure or pulmonary edema. Calibration is carried out to determine the correctness of the value of measuring instruments or measuring materials. The purpose of this research is the analysis of pressure sensor accuracy in *occlusion Infusion Device Analyzer 2 channel* parameters. The contribution of this research module can display the results of the highest pressure calibration which is <20 Psi by ECRI 416-0595 and has 2 *channels* so that it can calibrate 2 *devices* simultaneously. Module design in the form of pressure sensor for *occlusion* value reading. This study used 2 SKU water pressure sensors for *channels* 1 and 2. The liquid will enter the module and there is a solenoid to create flow barriers. When the pressure sensor is blocked by a liquid, it detects the pressure and is processed by STM32. Next, the results will be displayed on the 20x4 LCD. After testing and measurement at 100ml/h setting, *channel* average error value of 0.30 % and *channel* 2 0.60 % result is obtained from error value difference with the comparison. It can be concluded that this *device* meets the standards. The overall system works well and can display Peak Psi results on LCD displays.

Keyword—*Infusion Device Analyzer; STM32; Occlusion*

Abstrak— Pada dunia medis, keamanan pasien merupakan prioritas utama. Frekuensi pemakaian *syringe pump* dan *infusion pump* dalam jangka panjang akan berpengaruh pada keakurasian alat. Terjadinya *occlusion* pada *syringe pump* dan *infusion pump* dapat menyebabkan obat-obatan tidak dapat mengalir ke pembuluh darah pasien. Sehingga dapat menimbulkan gagal jantung atau oedema paru. Kalibrasi perlu dilakukan untuk menentukan kebenaran nilai alat ukur atau bahan ukur. Tujuan dari penelitian ini adalah dibuatnya analisis keakurasian sensor tekanan pada parameter *occlusion Infusion Device Analyzer 2 channel*. Kontribusi penelitian ini berupa modul yang dapat menampilkan hasil kalibrasi tekanan tertinggi yaitu <20 Psi sesuai dengan ECRI 416-0595 dan memiliki 2 *channel* sehingga dapat mengkalibrasi 2 alat secara bersamaan. Perancangan modul berupa sensor tekanan untuk pembacaan nilai *occlusion*. Penelitian ini menggunakan 2 sensor tekanan air SKU untuk *channel* 1 dan 2. Cairan akan masuk pada modul lalu terdapat solenoid untuk membuat hambatan aliran. Ketika sensor tekanan tersumbat oleh cairan, maka sensor akan mendeteksi tekanan tersebut dan diproses oleh STM32. Selanjutnya hasil akan di tampilkan pada LCD 20x4 setelah dilakukan pengujian dan pengukuran pada setting 100ml/h, nilai *error* rata-rata *channel* 1 0,30 % dan *channel* 2 0,60 %. Dari hasil tersebut didapatkan dari nilai *error* selisih dengan perbandingan yang selanjutnya hasil penelitian disimpulkan bahwa alat ini sudah memenuhi standart dan secara keseluruhan Sistem dapat bekerja dengan baik, dan dapat menampilkan hasil Peak Psi pada display LCD.

Kata Kunci—*Infusion Device Analyzer; STM32; Occlusion*

I. PENDAHULUAN

Infusion pump yaitu alat yang digunakan untuk memasukkan suatu cairan kedalam tubuh pasien dalam jumlah tertentu melalui pembuluh darah vena pasien yang dilakukan secara terus menerus dalam jangka waktu tertentu [1]. *Syringe pump* adalah alat yang berfungsi untuk mendorong batang alat suntik agar dapat mengeluarkan rentang aliran bersekala mikroliter sampai mililiter per menit secara berkala dengan ketelitian tinggi sehingga tidak terjadi kesalahan dalam pemberian dosis kepada pasien dan alat ini dapat digunakan

sebagai pengganti alat infus konvensional yang berupa infus tiang gantung [2]. Keuntungan yang didapat dari menggunakan *infusion pump* atau *syringe pump* adalah tenaga medis tidak perlu menghitung jumlah tetesan atau volume secara manual [3]. Karena, pada kedua alat tersebut sudah terdapat pengaturan untuk laju aliran dan volume yang secara otomatis akan memasukkan cairan dengan kecepatan yang konstan dan dalam waktu tertentu [4].

Alat *infusion pump* atau *syringe pump* adalah peralatan medis yang dapat mempermudah tenaga medis dalam

pemberian cairan kepada pasien secara efisien dan efektif [5], apabila laju aliran dan volume yang diberikan kepada pasien tidak terkontrol (overdosis atau laju aliran cairan terlalu tinggi), akan dapat menyebabkan hipertensi, gagal jantung atau edema paru. Begitu juga ketika oklusi terjadi dapat menyebabkan obat-obatan atau nutrisi tidak dapat mengalir ke pembuluh darah pasien. Pemberian obat-obatan atau nutrisi untuk terapi pasien secara manual akan menjadi tidak efisien dan tidak efektif [6] [7]. Alat *Infusion pump* maupun *syringe pump* sebagai media yang membantu pemasukan cairan harus dapat mendeteksi adanya kesalahan untuk meminimalisasi efek samping yang berlebihan salah satunya adanya sumbatan ataupun emboli udara dengan batas maksimal tekanan yang diperbolehkan masuk ke dalam tubuh pasien [8]. Tanda-tanda adanya sumbatan adalah terjadinya Plebitis pada pasien [9]. Plebitis adalah peradangan pembuluh darah vena yang terjadi karena kerusakan pada dinding vena yang menyebabkan pelepasan mediator inflamasi dan pembentukan bekuan [10]. Sehingga penting dilakukan kalibrasi pada sumbatan yang akan dideteksi oleh *syringe pump* maupun *infusion pump*.

Kalibrasi menurut Permenkes no 54 Tahun 2015 adalah kegiatan peneraan untuk menentukan kebenaran nilai penunjukkan alat ukur dan atau bahan ukur [11]. Alat kesehatan secara berkala wajib dilakukan pengkalibrasian paling sedikit satu tahun sekali. Penggunaan alat dalam jangka panjang dapat menyebabkan perubahan keakurasian dalam pengukuran, sehingga penting dilakukan suatu metode kalibrasi. Infus pump dan *syringe pump* merupakan bagian dari beberapa alat kesehatan yang harus dikalibrasi [12]. Alat kalibrasi *syringe pump* dan infusi pump adalah *Infusion Device Analyzer* (IDA) [13] yang digunakan untuk mengukur flow rate dan *occlusion* pada alat [14].

Dalam penelitian ini, penulis menggunakan penelitian terdahulu sebagai acuan dan tolak ukur untuk menyelesaikan penelitian. Berdasarkan telusur pustaka, tahun 2011 Yanu Eko P. telah melakukan penelitian tentang "Alat Kalibrasi Flow Rate pada Infus Pump Berbasis Mikrokontroler". Pada penelitian ini dikembangkan alat yang mampu mendeteksi kecepatan aliran pada infus pump. Dalam pengolahan datanya alat ini menggunakan mikrokontroler AT89S51 tampil LCD karakter 2x16. Prinsip kerja dari alat ini adalah mengukur tetesan yang ditampung oleh tabung dan di deteksi oleh optocoupler. Namun, alat ini hanya dapat melakukan pengukuran sebanyak 3 kali berturut – turut dengan pemilihan setting yang telah ditetapkan. Pada tahun 2012 Adhif Ristianto. telah melakukan penelitian tentang "Alat Kalibrasi *Syringe pump* Berbasis PC". Pada tugas akhir ini pengukuran volume dilakukan pada spuit dengan menggunakan sensor gerak yang kemudian ditampilkan pada *Personal Computer* (PC) yang fungsinya untuk mengkonversikan jarak menjadi volume dan grafik. Dalam pengolahan datanya alat ini menggunakan mikrokontroler AT89S51. Prinsip kerja dari alat ini adalah membaca pergeseran alat kalibrasi yang dideteksi oleh sensor gerak. Namun, alat ini tidak terdapat pengukuran flow rate. Penelitian terbaru tahun 2019 Safira Pintasari telah melakukan penelitian tentang "Rancang Bangun *Infusion pump Analyzer*". Pada tugas akhir Safira Pintasari telah

mengembangkan alat yang mampu mendeteksi kecepatan aliran dan volume cairan pada infus. Dalam pengolahan datanya alat ini menggunakan mikrokontroler Atmega 328 tampil LCD dan dilengkapi dengan indikator *buzzer*, dimana *buzzer* akan berbunyi apabila sensor photodiode infrared untuk menentukan hasil *flowrate* dan level air melalui sebuah chamber. Safira Pintasari menentukan ukuran chamber menggunakan rumus luas tabung hasil kalibrasi menggunakan rumus laju aliran air. Namun, alat ini hanya dapat melakukan 1 kali pengukuran dan tidak ada parameter *occlusion*.

Berdasarkan masalah tersebut penulis ingin membuat "Analisis Keakurasian Sensor Tekanan Pada Parameter *Occlusion Infusion Device Analyzer 2 Channel*" untuk memudahkan kalibrasi, penulis menggunakan 2 *channel* karena lebih efisien. dan tolak ukur untuk menyelesaikan penelitian.

II. BAHAN-BAHAN DAN METODE

A. Setting Percobaan

Menggunakan setting kecepatan aliran 100 ml/jam pada *infusion pump* dan *syringe pump* sesuai dengan ECRI 416-0595 [15]. Menampilkan hasil pengukuran berupa monitoring dan tekanan tertinggi, hasil kalibrasi *occlusion* (Psi).

1) Bahan dan Alat

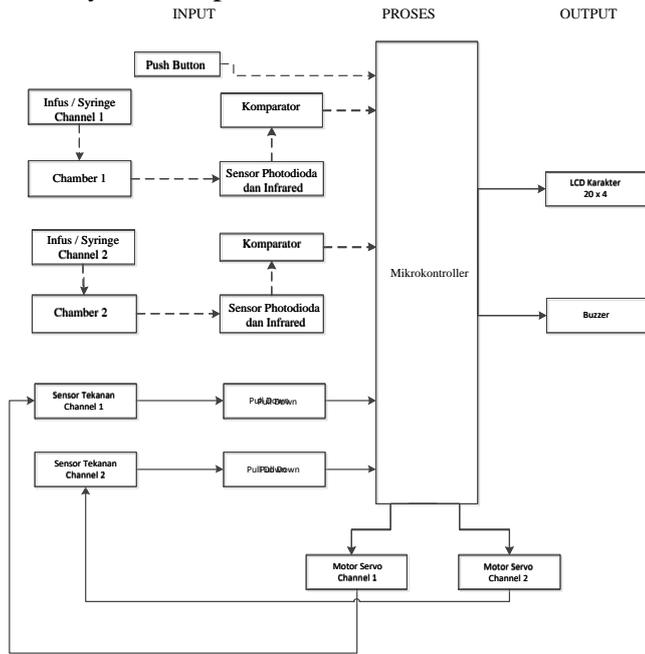
Dalam penelitian ini, penulis menggunakan Menggunakan STM32 sebagai mikrokontroler. Menggunakan LCD Karakter 20x4. Menggunakan sensor tekanan, dan rangkaian *driver selenoid*.

2) Eksperimen

Pada penelitian ini setelah perancangan selesai maka dilakukan pengambilan data dan membandingkan modul dengan alat standart. Pengambilan data pada *channel 1* dan *channel 2* secara bersamaan dengan setting 100mL/h pada *syringe pump* terkalibrasi. Pengambilan data dilakukan 6x pada masing-masing *channel*.

B. Diagram Balok

Ketika tombol power ditekan rangkaian power supply mendapatkan tegangan dari PLN dan mensuplai tegangan ke seluruh rangkaian. Setelah *syringe pump* atau *infusion pump* disetting dengan *flowrate* 100ml/jam dan ditekan *start*, maka air akan mengalir masuk dan mengisi seluruh selang yang ada di IDA. Setelah itu, pilih jenis kalibrasi *occlusion* dan batas toleransi tekanan yang akan dideteksi. Setelah pemilihan dilakukan dan ditekan tombol *start* maka secara otomatis sensor tekanan akan mendeteksi tekanan air pada selang dan motor akan memberikan tekanan pada selang secara perlahan hingga *alarm occlusion* pada *infusion pump* atau *syringe pump* mendeteksi adanya *occlusion* pada selang lalu motor berhenti dan display menunjukkan tekanan tertinggi yang dapat dideteksi oleh alat yang dikalibrasi. Data analog diolah oleh mikrokontroler sehingga menjadi digital. Kemudian LCD menampilkan lamanya waktu kalibrasi, tekanan yang terdeteksi dan hasil kalibrasi yang dicapai. Setelah selesai pengukuran maka *buzzer* akan berbunyi.



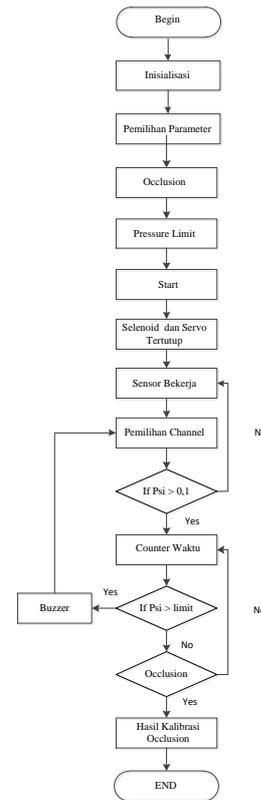
Gambar 1. The diagram block Infusion Device Analyzer

Keterangan :

- > : Bagian yang dibahas penulis
- > : Bagian yang tidak dibahas penulis

C. Diagram Alir

Diagram alir Infusion Device Analyzer di mulai dari mengatur kecepatan aliran pada *infusion pump* atau *syringe pump* yang akan di kalibrasi dan tekan tombol *start* pada *infusion pump* atau *syringe pump*. Selanjutnya pengaturan pada alat kalibrator atau modul *Infusion Device Analyzer* dengan memilih parameter *occlusion* dan batas tekanan yang diinginkan, sesuai dengan ketentuan ECRI vatas maksimal dari *occlusion* yaitu tidak lebih dari 20 Psi. kemudian tekan tombol *start* pada modul *Infusion Device Analyzer* sehingga *driver* motor mengaktifkan motor agar bekerja mendorong cairan yang beerasal dari *infusion pump* maupun *syringe pump* yang di hubungkan pada *channel 1* dan *channel 2* kemudian sensor tekanan mendeteksi tekanan pada selang berupa tegangan yang kemudian dikonversikan dalam bentuk tekanan (Psi). Konversi tersebut diolah oleh modul STM32 sebagai mikrokontroler. Ketika tekanan mencapai tekanan maksimal yang dapat dideteksi sensor tekanan pada *infusion pump* atau *syringe pump*, kemudian tombol “*stop*” ditekan agar motor berhenti dan membuka tekanan pada selang. Apabila pengukuran selesai dilakukan maka *display* menunjukkan hasil kalibrasi tekanan (Psi) dan waktu kalibrasi pada masing – masing channel.

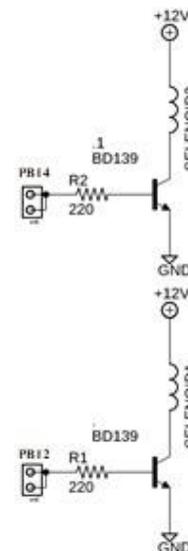


Gambar 2. The Flowchart Infusion Device Analyzer

D. Rangkaian

1) Sensor Driver solenoid

Spesifikasi rangkaian *driver solenoid* memerlukan komponen-komponen berikut: Menggunakan tegangan input sebesar +5V untuk trigger transistor NPN BD139 sehingga dapat mengaktifkan solenoid. Berfungsi untuk mengatur ON/OFF solenoid yang dibutuhkan.



Gambar 3. Rangkaian Driver solenoid

III. HASIL

Tabel 1. Hasil Pengukuran *Syringe pump* Pembanding 1 Dengan Modul *Infusion Device Analyzer* Parameter *Occlusion Setting Limit Pressure 16*.

Setting 100	Rata Rata	UA
CH1	10,3	0,06
CH2	10,4	0,1
Pembanding	10	±0,0

Tabel 2. Hasil Pengukuran *Syringe pump* Pembanding 1 Dengan Modul *Infusion Device Analyzer* Parameter *Occlusion Setting Limit Pressure 20*.

Setting 100	Rata Rata	UA
CH1	10,3	0,12
CH2	10,6	0,13
Pembanding	10	±0,0

Tabel 3. Hasil Pengukuran *Syringe pump* Pembanding 2 Dengan Modul *Infusion Device Analyzer* Parameter *Occlusion Setting Limit Pressure 16*.

Setting 100	Rata Rata	UA
CH1	9,1	0,04
CH2	9,6	0,1
Pembanding	9	±0,03

Tabel 4. Hasil Pengukuran *Syringe pump* Pembanding 2 Dengan Modul *Infusion Device Analyzer* Parameter *Occlusion Setting Limit Pressure 20*.

Setting 100	Rata Rata	UA
CH1	9,2	0,06
CH2	9,6	0,09
Pembanding	9	±0,03

Berdasarkan data pengukuran yang telah didapatkan dapat dijabarkan bahwa modul *Infusion Device Analyzer* ini memiliki nilai yang presisi. Pengukuran modul terhadap *syringe pump* yang berperan sebagai *Unit Under Test (UUT)*, dapat dijabarkan bahwa alat ini masih memiliki hasil nilai yang presisi dengan nilai kalibrasi yang masih dapat diterima sesuai dengan standart yang ditetapkan oleh ECRI 416-0595 yaitu <20 Psi.

1) Listing Program untuk Smoothing dan Timer

Ketika inisialisasi yang diperlukan telah lengkap, maka pemrograman smoothing dan timer untuk *occlusion* dapat dijalankan. Program smoothing ini bertujuan ntuk mengurangi nois yang dikeluarkan oleh sensor agar hasil pengukuran lebih stabil.

```
void smoothing()
{
//=====CH1=====
total = total - readings[readIndex];
readings[readIndex] = analogRead(sensor);
total = total + readings[readIndex];
readIndex = readIndex + 1;

if (readIndex >= numReadings) {
```

```
readIndex = 0;
}
average = total / numReadings;

//=====CH2=====
total2 = total2 - readings2[readIndex2];
readings2[readIndex2] = analogRead(sensor0);
total2 = total2 + readings2[readIndex2];
readIndex2 = readIndex2 + 1;

if (readIndex2 >= numReadings2) {
readIndex2 = 0;
}
average2 = total2 / numReadings2;
}
void waktustart1(){//=====Waktu Occlusion
Ch1=====
unsigned long waktu1 = millis();
if(waktu1 - waktusekarang1 >=980){
waktusekarang1 = millis();
detik1++;
}
if(detik1 > 59){
menit1++;
detik1 = 0;
}
if(menit1 > 59){
menit1 = 0;
}}
void waktustart2(){//=====Waktu Occlusion
CH2=====
unsigned long waktu2 = millis();
if(waktu2 - waktusekarang2 >=980){
waktusekarang2 = millis();
detik2++;
}
if(detik2 > 59){
menit2++;
detik2 = 0;
}
if(menit2 > 59){
menit2 = 0;
}}}
```

2) Listing Program untuk Pembacaan Sensor

Selanjutnya, pembacaan data analog sensor tekanan di konversikan menjadi nilai tekanan dengan satuan Psi. Ketika nilai tekanan melebihi pressure limit yang telah di atur maka *alarm* akan berbunyi dan selenoid akan terbuka. Untuk program dapat dituliskan sebagai berikut:

```
void occ (){
smoothing();
float p=average*3.3/4095;
float input = ((250* ((p-t1)/5.4))-25)+5;
```

```
float p2=average2*3.3/4095;
float input2 = ((250*((p2-t2)/5))-25)+3.6;
if(input<0) {input=0;}
if(input2<0) {input2=0;}
w=millis()-r;
if(w>500)
{ if(peakpsi <= input){
  peakpsi = input;}
else{
  peakpsi = peakpsi;
}
if(peakpsi2 <= input2){
  peakpsi2 = input2;
}
else{
  peakpsi2 = peakpsi2;
}
if(input>batas||input2>batas)
{
  digitalWrite(buzz,HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(buzz, LOW); //solenoid terbuka
  delay(500);
  digitalWrite(buzz,HIGH);
  delay(500);
  digitalWrite(buzz, LOW); //solenoid terbuka
  digitalWrite(S1CH1, LOW); //solenoid terbuka
  delay(1000);
  digitalWrite(S2CH1, LOW); //solenoid terbuka
  delay(1000);
  digitalWrite(S1CH2, LOW); //solenoid terbuka
  delay(1000);
  digitalWrite(S2CH2, LOW); //solenoid terbuka
  waktu1=waktu1;
  waktu2=waktu2;
  peak=1;
  error=1;
}
r=millis();
}}
```

IV. PEMBAHASAN

Hasil pengambilan data pada alat pembanding 1 menyatakan nilai rata-rata pengukuran yang dihasilkan oleh modul *Infusion Device Analyzer* ini pada *channel* 1 adalah 10,33 Psi, pada *channel* 2 adalah 10,42 Psi, dan pada alat pembanding 10 dengan setting pressure limit 16. Nilai rata-rata pengukuran yang dihasilkan oleh modul *Infusion Device Analyzer* ini pada *channel* 1 adalah 10,32 Psi, pada *channel* 2 adalah 10,60 Psi, dan pada alat pembanding 10 dengan setting pressure limit 20. Hasil pengambilan data pada alat pembanding 2 menyatakan nilai rata-rata pengukuran yang dihasilkan oleh modul *Infusion Device Analyzer* ini pada *channel* 1 adalah 9,16 Psi, pada *channel* 2 adalah 9,68 Psi, dan pada alat pembanding 9 dengan setting pressure limit 16. Nilai rata-rata pengukuran yang dihasilkan oleh modul *Infusion*

Device Analyzer ini pada *channel* 1 adalah 9,28 Psi, pada *channel* 2 adalah 9,61 Psi, dan pada alat pembanding 9 dengan setting pressure limit 20. Pengukuran pada modul *Infusion Device Analyzer channel* 1 dan 2 memberikan indikasi bahwa nilai pengukuran mendekati nilai yang sebenarnya, karena ketidakpastian pada masing2 *channel* tidak lebih dari ± 1 .

V. KESIMPULAN

Setelah dilakukan pembuatan modul dan penyusunan skripsi pada penelitian ini, penulis dapat menyimpulkan bahwa: Dapat dibuatnya alat *Infusion Device Analyzer* menggunakan sensor tekanan yang sesuai. Rangkaian driver solenoid dapat bekerja sesuai dengan program yang telah dibuat. Sistem keseluruhan dapat bekerja dengan baik, dan dapat menampilkan hasil Peak Psi pada display LCD. Analisa ketidakpastian tipe A (UA) lebih besar disebabkan oleh *syringe pump* yang kurang stabil saat pengukuran, kebocoran cairan pada modul sehingga aliran tidak maksimal, kebocoran yang dimaksud adalah kebocoran (sambungan selang, sambungan selenoid, dan sambungan selang menuju ke sensor tekanan) sehingga mempengaruhi hasil pengambilan data.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] R. Assuncao *et al.*, "Developing the control system of a syringe infusion pump," *Proc. 2014 11th Int. Conf. Remote Eng. Virtual Instrumentation, REV 2014*, no. February, pp. 254–255, 2014.
- [2] W. Zeng, S. Li, and Z. Wang, "Characterization of Syringe-pump-driven Versus Pressure-driven Microfluidic Flows," *IEEE Int. Conf. Technol. Innov.*, pp. 711–715, 2015.
- [3] L. H. Dodge, "Free flow prevention system for Infusion pump," 1990.
- [4] H. Elkhesheh, I. Deni, A. Baalbaky, M. Dib, L. Hamawy, and M. A. Ali, "Semi-Automated Self-Monitored-Syringe Infusion Pump," *2018 Int. Conf. Comput. Appl. ICCA 2018*, pp. 331–335, 2018.
- [5] N. Thongpance and K. Roongprasert, "Design and construction of infusion device analyzer," *BMEiCON 2014 - 7th Biomed. Eng. Int. Conf.*, 2015.
- [6] N. F. HIKMAH and PROGRAM, "RANCANG BANGUN SYRINGE PUMP BERBASIS MIKROKONTROLER ATMEGA8535 DILENGKAPI DETEKTOR OKLUSI," vol. 4, no. 3, pp. 2003–2005, 2012.
- [7] P. Zhang, S. Wang, C. Yu, and M. Zhang, "Design of Occlusion Pressure Testing System for Infusion Pump," *J. JBISE*, vol. 2, no. 6, pp. 431–434, 2009.
- [8] K. Roongprasert, "Design and Construction of Infusion Device Analyzer," *BMEiCON 2014 - 7th Biomed. Eng. Int. Conf.*, 2014.
- [9] A. M.S.V Appaji, Shivakanth Reddy, "Microcontroller Based Syringe Pump Control System For Surface Micromachining," *AMME*, vol. 5, pp. 1791–1800, 2014.
- [10] S. D. Richard, "Pemberian Obat Melalui Intravena terhadap Kejadian Phlebitis pada Pasien Rawat Inap di Rumah Sakit," *J. STIKES Vol. 6, No. 1, Juli 2013*, vol. 6, no. 1, pp. 63–73, 2013.
- [11] M. K. RI, *PERMENKES NOMOR 54 TAHUN 2015*, vol. 151. 2015.
- [12] A. Arbelaez, S. Edwards, K. Littlefield, S. Wang, and K. Zheng, "Securing Wireless Infusion Pumps," *IEEE Cybersecurity Dev.*, pp. 141–141, 2018.
- [13] I. D. Analyzer, "Infusion Device Analyzer," *Biomed. Saf. Stand.*, vol. 26, no. 1, p. 7, 1996.
- [14] Copyright © 2014 SEAWARD GROUP, *RIGEL MULTI FLO Infusion Pump Analyser*. 2014.
- [15] ECRI, *ECRI*.