

# Monitoring dan Identifikasi Gangguan Infus Menggunakan Mikrokontroler AVR

Akhmad Zainuri, Didik R. Santoso, dan M. Aziz Muslim

**Abstrak**— Infus adalah suatu piranti kesehatan yang dalam kondisi tertentu digunakan untuk menggantikan cairan yang hilang dan menyeimbangkan elektrolit tubuh. Pada kenyataannya, perawat atau tenaga medis terkadang lalai mengenai tugasnya dalam mengganti kantung cairan infus pasien karena keterbatasan waktu dan tenaga. Padahal hal ini juga dapat menyebabkan timbulnya komplikasi lain. Dalam penelitian ini akan dirancang suatu sistem pendeteksian kondisi cairan infus yang secara *realtime* dimonitoring oleh perawat. Detektor kondisi infus meliputi volume cairan infus, gangguan penyumbatan dan laju aliran telah berhasil dibangun dengan menggabungkan sensor *strain gauge*, RPS, mikrokontroler dan modul Rx-Tx. Pengiriman data kondisi infus telah berhasil diaplikasikan dengan komunikasi *wireless* dengan *baudrate* serial sebesar 4800bps. Hasil pengujian dan analisis didapatkan laju penurunan cairan infus terhadap volume sebesar  $y = -3.10^{-10}x^4 + 2.10^{-06}x^3 - 0.001x^2 + 0.290x + 363.4$ .

**Kata Kunci**— infus, mikrokontroler, RPS, *strain gauge*, *wireless*.

## I. PENDAHULUAN

INFUS adalah suatu piranti kesehatan yang dalam kondisi tertentu digunakan untuk menggantikan cairan yang hilang dan menyeimbangkan elektrolit tubuh (Handaya, 2010). Pada kondisi *emergency* misalnya pada pasien dehidrasi, stres metabolik berat yang menyebabkan syok hipovolemik, asidosis, gastroenteritis akut, demam berdarah dengue (DBD), luka bakar, syok hemoragik serta trauma, infus dibutuhkan dengan segera untuk menggantikan cairan tubuh yang hilang (Handaya, 2010). Infus juga digunakan sebagai larutan awal bila status elektrolit pasien belum diketahui, misal pada kasus dehidrasi karena asupan oral tidak memadai, demam, dll.

Karena fungsinya yang sangat penting, proses pemasangan infus harus dilakukan dengan benar yakni sesuai dengan prosedur yang telah ditetapkan untuk menghindari timbulnya komplikasi yang dapat memperparah kondisi pasien. Selain proses pemasangan infus, proses lain yang sering disepelekan yaitu proses penggantian kantung infus saat cairan infus mendekati habis juga sangat berpengaruh pada proses terapi pasien.

Pada kenyataannya, perawat atau tenaga medis terkadang lalai mengenai tugasnya dalam mengganti

kantung cairan infus pasien karena keterbatasan waktu dan tenaga. Padahal hal ini juga dapat menyebabkan timbulnya komplikasi lain antara lain darah dari pasien dapat tersedot naik ke selang infus dan dapat membeku pada selang infus sehingga mengganggu kelancaran aliran cairan infus. Selain itu, jika tekanan pada infus tidak stabil, darah yang membeku pada selang infus dapat tersedot kembali masuk ke dalam pembuluh darah. Darah yang membeku (*blood clot*) tersebut dapat beredar ke seluruh tubuh dan dapat menyumbat kapiler darah di paru sehingga menyebabkan emboli di paru (Waite *et al.*, 2004). Jika berbagai hal tersebut terjadi maka tempat pemasangan infus harus dipindahkan dan dipasang pembuluh darah vena lain, yang tidak menutup kemungkinan dapat menyebabkan timbulnya berbagai komplikasi yang jauh lebih berbahaya akibat pemasangan yang tidak dilakukan dengan benar (Martelli *et al.*, 2000).

Berdasarkan latar belakang tersebut maka dalam penelitian ini akan dirancang suatu sistem pendeteksian kondisi cairan infus yang secara *realtime* dimonitoring oleh perawat. Harapannya adalah dengan diterapkannya alat ini maka permasalahan yang timbul karena kelalaian petugas dapat diminimalisir.

## II. TINJAUAN PUSTAKA

Dalam tinjauan pustaka ini diterangkan beberapa hasil penelitian sebelumnya yang terkait dengan deteksi kondisi infus. Metode deteksi bermacam-macam diantaranya deteksi tetesan infus dengan sensor cahaya, deteksi level bawah pada botol infus menggunakan fotoresistif, dan deteksi menggunakan prinsip kapasitansi.

Rahman dkk tahun 2010 dalam jurnalnya yang berjudul *Pengembangan Prototipe Sistem Kontrol dan Monitoring Infus Untuk Pasien Berbasis Jaringan Nirkabel (ZigBee)*. Dalam penelitiannya mengaplikasikan sistem kontrol dan monitoring infus dalam bentuk prototipe. Penginderaan tetes infus menggunakan dioda laser dan *photodiode*, yang memberikan sinyal-sinyal listrik ke komparator, lalu diproses oleh mikrokontroler yang hasilnya dikirim ke server melalui perangkat nirkabel Zigbee. Monitoring pembacaan kondisi input didasarkan pada jumlah tetesan permenit, selanjutnya data hasil monitoring ditampilkan pada layar monitor.

Dalam jurnalnya yang berjudul *A Novel Medical Infusion Monitoring Sistem Based on ZigBee Wireless Sensor Network*, Yang dan Sun mengembangkan deteksi level cairan infus dalam botol dengan

Akhmad Zainuri adalah mahasiswa S2 Program Magister dan Doktor Fakultas Teknik Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia.

Didik R. Santoso adalah dosen Fakultas MIPA, Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia.

M. Aziz Muslim adalah dosen Fakultas Teknik, Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia.

menempatkan pemancar inframerah dan resistor fotosensitif 0.3 cm di atas dasar botol sebagai peringatan garis. Ketika tingkat cairan infus turun dibawah baris, maka akan memberikan sinyal peringatan yang akan menghidupkan *speaker* alarm dan LED. Pada saat yang sama, sinyal akan dikirim ke *host* komputer melalui jaringan ZigBee.

Ogawa dkk, dalam penelitiannya yang berjudul *A New Drip Infusion Solution Monitoring Sistem With A Free-Flow Detection Function* menemukan solusi sistem monitoring infus baru telah dikembangkan untuk rumah sakit dan fasilitas perawatan. Sistem mendeteksi jatuhnya setiap tetes cairan infus di tabung tetes dan saat tidak ada aliran. Tiga lempeng elektroda tembaga non-kontak digunakan sebagai sensor. Elektroda membungkus tabung PVC, infus dan tabung PVC dari ruang tetes. Saat menetes cairan infus memiliki konduktivitas listrik, sehingga kapasitor terbentuk antara cairan infus dan elektroda masing-masing. Sebuah gelombang sinus 30 kHz diterapkan ke elektroda melilit tabung infus pasokan PVC dari kantong infus. Ketika terjadi penurunan cairan infus, yang mana akan berakibat pada panjang dan diameter menyebabkan kapasitansi ruang tetes meningkat selanjutnya menyebabkan perubahan sinyal keluaran. Elektroda ruang tetes dapat mendeteksi jatuhnya setiap tetes ruang tetes cairan. Oleh karena itu, kapasitansi dari elektroda sekitar ruang tetes tidak mengubah sinyal keluaran. Di sisi lain, elektroda melilit tabung infus pasokan polivinil klorida di bawah ruang drip mendeteksi gelombang sinus 30 kHz oleh cairan infus.

### III. DASAR TEORI

Dalam dasar teori ini akan dibahas tentang infus, *Strain gauge*, penguat instrumentasi, mikrokontroler ATMEGA8535.

#### A. Infus

Infus adalah memasukkan cairan dalam jumlah tertentu melalui vena penderita secara terus menerus dalam jangka waktu yang agak lama. Penggunaan infus cairan intravena (*intravenous fluid infusion*) membutuhkan peresepan yang tepat dan pengawasan (*monitoring*) ketat (Weistein, 2001). Bentuk fisik infus ditunjukkan dalam Gambar 1.



Gambar 1. Infus  
(Sumber : kimia.upi.edu, 2010)

#### Komplikasi

Komplikasi yang dapat terjadi dalam pemasangan infus yang dikemukakan oleh Priska (2009) adalah :

a. *Hematoma*, yakni darah mengumpul dalam jaringan tubuh akibat pecahnya pembuluh darah arteri vena atau kapiler, terjadi akibat penekanan yang kurang tepat saat memasukkan jarum, atau tusukan "berulang" pada pembuluh darah.

b. *Infiltrasi*, yaitu masuknya darah ke dalam saluran infus, terjadi akibat cairan infus telah habis dan terjadi kevakuman dalam botol sehingga menarik darah kedalam selang. Komplikasi berupa infiltrasi ditunjukkan dalam Gambar 2b.

c. *Tromboflebitis* atau bengkak (*inflamasi*) pada pembuluh vena, terjadi akibat infus yang dipasang tidak dipantau secara ketat dan benar. Komplikasi berupa tromboflebitis ditunjukkan dalam Gambar 2a.



(2a)



(2b)

Keterangan : (2a) *Tromboflebitis*, (2b) Naiknya Darah Menuju Kantung Infus.

#### B. *Strain gauge*

*Strain gauge* adalah komponen elektronika yang dipakai untuk mengukur tekanan (deformasi atau *strain*). Sensor ini ditemukan pertama kali oleh Edward E. Simmons pada tahun 1938, dalam bentuk foil logam yang bersifat insulatif (isolasi) yang menempel pada benda yang akan diukur tekanannya. Jika tekanan pada benda berubah, maka foilnya akan terdeformasi, dan tahanan listrik alat ini akan berubah. Perubahan tahanan listrik ini akan dimasukkan ke dalam rangkaian Jembatan Wheatstone. Bentuk dari *strain gauge* ditunjukkan dalam Gambar 3.



Gambar 3. *Strain gauge*

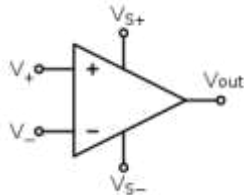
Besarnya tekanan akan dinyatakan dalam bentuk faktor *gauge*, *GF* yang didefinisikan sebagai  $GF = \frac{\Delta R/R_G}{\epsilon}$  di mana  $R_G$  adalah tahanan sebelum ada deformasi,  $\Delta R$  adalah perubahan tahanan listrik yang terjadi, dan  $\epsilon$  adalah tekanannya.

Sebuah *strain gauge* atau pengukur tekanan mekanis, sangat sensitif terhadap perubahan gaya mekanis. Alat ini terdiri dari selembar kertas foil logam tipis, yang dibentuk sedemikian rupa menjadi benang-benang yang sangat halus. Kertas foil ini terbungkus seluruhnya oleh lapisan film plastik.

*Strain gauge* dipasangkan pada objek yang akan diberi tekanan mekanik. Ketika objek terkena tekanan, kertas foil mengalami hal yang sama sehingga benang-benangnya akan tertarik memanjang. Ketika hal ini terjadi, benang-benang tersebut menjadi lebih panjang dan tipis sehingga tahanan listriknya bertambah. Perubahan nilai tahanan ini sangat kecil, sehingga diperlukan rangkaian khusus untuk mengukurnya.

### C. Penguat Operasional (*Op-amp*)

Penguat Operasional adalah sebuah penguat instan yang bisa langsung dipakai untuk banyak aplikasi penguatan. Sebuah *Op-amp* biasanya berupa IC (*Integrated Circuit*). Pengemasan *Op-amp* dalam IC bermacam-macam, ada yang berisi satu *op-amp* (contoh: 741), dua *op-amp* (4558, LF356), empat *op-amp* (contoh = LM324, TL084), dll. Simbol dari *op-amp* ditunjukkan dalam Gambar 4.



Gambar 4. Simbol *Op amp*

Penguat Operasional tersusun dari beberapa rangkaian penguat yang menggunakan transistor atau FET. Biasanya membuat penguat dari *op-amp* lebih mudah dibandingkan membuat penguat dari transistor karena tidak memerlukan perhitungan titik kerja, bias, dll.

Kelebihan penguat operasional (*op-amp*):

- Impedansi input yang tinggi sehingga tidak membebani penguat sebelumnya.
- Impedansi keluaran yang rendah sehingga tetap stabil walau dibebani oleh rangkaian selanjutnya.
- Lebar pita (*bandwidth*) yang lebar sehingga dapat dipakai pada semua jalur frekuensi audio (woofers, middle, dan tweeter)
- Adanya fasilitas offset null sehingga memudahkan pengaturan bias penguat agar tepat dititik tengah sinyal.

Bagian-bagian dalam *Op-amp* :

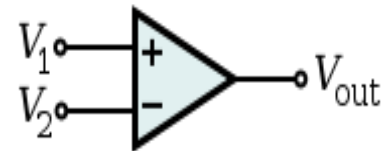
- Penguat Differensial, yaitu merupakan bagian input dari *Op-amp*. penguat differensial mempunyai dua input (input + dan input -)
- Penguat Penyangga (*Buffer*), yaitu penguat penyangga sinyal keluaran dari penguat differensial agar siap untuk dimasukkan ke penguat akhir *op-amp*.
- Pengatur Bias, yaitu rangkaian pengatur bias dari penguat differensial dan buffer agar diperoleh kestabilan titik nol pada keluaran penguat akhir
- Penguat Akhir, yaitu penguat yang merupakan bagian keluaran dari *Op-amp*. Penguat Akhir ini biasanya menggunakan konfigurasi *push-pull* kelas

B atau kelas AB.

Penggunaan penguat operasional:

#### 1. Pembanding (*Comparator*)

*Comparator* adalah penggunaan *op-amp* sebagai pembanding antara tegangan yang masuk pada input (+) dan input (-). Simbol *op-amp* sebagai komparator ditunjukkan dalam Gambar 5.

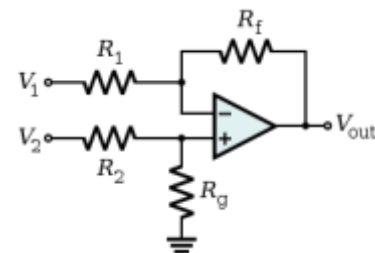


Gambar 5. *Komparator*

Jika input (+) lebih tinggi dari input (-) maka *op-amp* akan mengeluarkan tegangan positif dan jika input (-) lebih tinggi dari input (+) maka *op-amp* akan mengeluarkan tegangan negatif. Dengan demikian *op-amp* dapat dipakai untuk membandingkan dua buah tegangan yang berbeda.

#### 2. Penguat differensial

Penguat differensial adalah penggunaan *op-amp* untuk mencari selisih antara dua buah titik tegangan yang berbeda. Rangkaian *op-amp* sebagai penguat differensial ditunjukkan dalam Gambar 6.

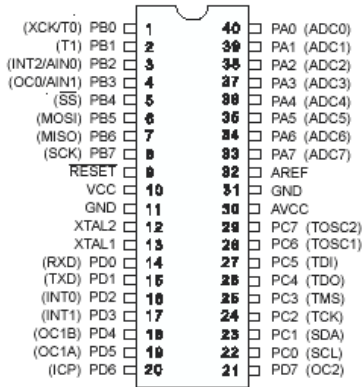


Gambar 6. Penguat Differensial

### D. Mikrokontroler ATMEGA8535

Perangkat kontrol merupakan komponen yang paling penting dalam sistem dimana semua pengendalian proses, pengolahan data dan pengaturan dipusatkan. Salah satu perangkat yang dapat digunakan sebagai perangkat kontrol adalah *Microcontroller AVR*. *Microcontroller AVR* memiliki arsitektur RISC (*Reduced Instruction Set Computing*) 8 bit. Dimana semua instruksi dikemas dalam kode 16-bit (16-bit *word*) dan sebagian besar instruksi dieksekusi dalam 1 (satu) siklus *clock*, berbeda dengan instruksi MCS51 yang membutuhkan 12 siklus *clock*. AVR berteknologi RISC, sedangkan seri MCS51 berteknologi CISC (*Complex Instruction Set Computing*). Secara umum, AVR dapat dikelompokkan menjadi empat kelas, yaitu ATTiny, AT90Sxx, ATMEGA, dan AT86RFxx. Pada dasarnya yang membedakan masing-masing kelas adalah memori, peripheral, dan fungsinya. Dilihat dari segi arsitektur dan instruksi yang digunakan, mereka bisa dikatakan hampir sama. Dalam penelitian ini

dipergunakan salah satu AVR produk Atmel, yaitu ATMEGA8535L yang memiliki fasilitas lengkap dan didukung oleh *software* CodeVision\_AVR\_1.24.0 sebagai simulator dan *compiler*. ATMEGA8535L memiliki konfigurasi pin seperti ditunjukkan dalam Gambar 7.



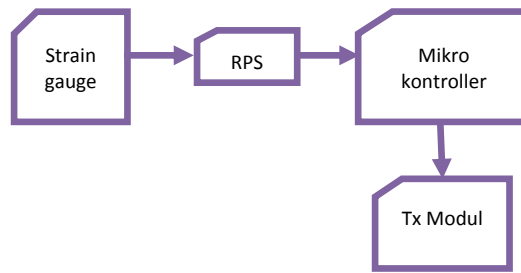
Gambar 7. Konfigurasi pin ATMEGA8535L  
Sumber: ATMEL,2006

Konfigurasi pin ATMEGA8535L dalam Gambar 7 dapat dijelaskan secara fungsional sebagai berikut:

- VCC merupakan pin yang berfungsi sebagai pin masukan catu daya.
- GND merupakan pin *ground*.
- Port A (PA0..PA7) merupakan pin I/O dua arah dan 8 pin masukan ADC(*Analog to Digital Converter*).
- Port B (PB0..PB7) merupakan pin I/O dua arah dan pin fungsi khusus, yaitu *ISP*, *Timer/Counter*, komparator analog, dan *interrupt*.
- Port C (PC0..PC7) merupakan pin I/O dua arah dan pin fungsi khusus, yaitu *JTAG*, *PCINT*.
- Port D (PD0..PD7) merupakan pin I/O dua arah dan pin fungsi khusus, yaitu *Timer/Counter*, interupsi eksternal, dan komunikasi serial.
- RESET merupakan pin yang digunakan untuk *re-set* mikrokontroler .
- XTAL1 dan XTAL2 merupakan pin *clock* eksternal.
- AREF merupakan pin tegangan referensi untuk internal ADC(*Analog to Digital Converter*).

IV. METODE PENELITIAN

Secara umum sistem yang akan dibuat terdiri dari 2 blok yaitu blok pengirim(*Transmitter*) seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 8 dan blok penerima (*Receiver*) seperti yang ditunjukkan dalam Gambar 9. Blok pengirim tersusun dari sensor *strain gauge*, rangkaian pengondisi sinyal (RPS), mikrokontroler dan modul *transmitter wireless*. Bagian penerima tersusun atas modul *receiver wireless*, mikrokontroler dan unit penampil. Cara kerja alat secara garis besar dijelaskan dalam bentuk diagram blok seperti ditunjukkan dalam Gambar 8.



Gambar 8. Diagram Blok Sistem bagian Transmitter



Gambar 9. Diagram Blok Sistem bagian Receiver

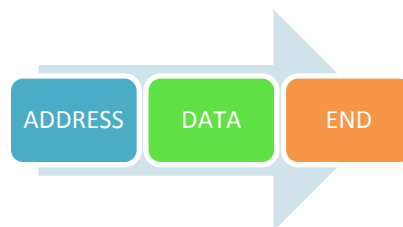
A. Cara kerja :

Bagian sensor terdiri dari *strain gauge* yang diletakkan diatas cairan infus. Setiap perubahan pada kondisi infus ditransformasi oleh sensor tersebut menjadi sinyal elektrik yang sebanding. Rangkaian pengondisi sinyal (RPS) merupakan rangkaian yang terdiri dari beberapa komponen meliputi rangkaian multivibrator dan resistor. RPS berfungsi merubah nilai resistansi dari *strain gauge* menjadi tegangan analog yang memiliki range antara 0 sd 2,56V. Nilai ini disesuaikan dengan range masukan dari ADC.

Selanjutnya sinyal analog dikonversi oleh ADC internal yang berada dalam chip mikrokontroler, keluarannya berupa nilai digital dengan range bilangan 0 sd 512 desimal. Data ini selanjutnya disimpan dalam register dan diolah secara program matematis untuk menentukan kondisi dan identifikasi masalah infus.

Kondisi yang dideteksi diantaranya adalah level cairan infus, laju cairan yang dihitung dalam satuan ml permenit, dan penyumbatan pada infus dll. Keluaran dari mikrokontroler berupa kode heksa desimal yang selanjutnya dikirim ke bagian penerima via modul *transmitter wireless*.

Data yang dikirim berupa paket data yang terdiri dari *address* pengirim, data kondisi, marker. Bentuk paket data berupa kode hexadecimal 3 byte ditunjukkan dalam Gambar 10.



Gambar 10. Paket data

Pada bagian penerima, data diterima oleh modul *receiver wireless*, data ini berupa data serial dengan format ADDRESS -DATA-END, selanjutnya data ini diparsing dalam mikrokontroler untuk dipisahkan, data informasi ADDRESS digunakan untuk menentukan

alamat pengirim yang nantinya akan diterjemahkan dalam penampil kamar. Data status dari infus ini diterjemahkan oleh mikrokontroler untuk menyalakan buzzer. Semua data ditampilkan dalam satu board yang berisi LED dan diletakkan dalam ruang perawat/ ruang jaga suster.

### B. Optimasi Rancangan

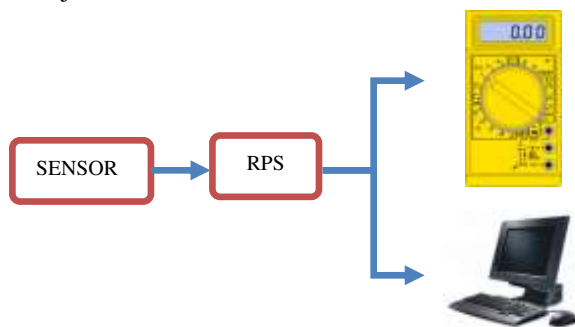
Untuk melakukan optimalisasi dalam pelaksanaan pembuatan sistem pendeteksi ini, akan dilakukan observasi terhadap beberapa kamar dan letak kamar dalam satu blok yang diawasi dari ruang jaga suster. Beberapa hal yang perlu diteliti lebih lanjut pada saat penginstalasian adalah :

- Letak infus dari kamar pasien untuk pengefisienan kabel
- Tingkat efektifitas penggunaan kabel atau *wireless* berdasarkan letak dan kondisi rumah sakit.
- Peletakan sensor dan sumber catu daya
- Pengujian dan penempatan *wireless* modul Tx dan Rx.

## V. PENGUJIAN SISTEM

Pengujian sistem deteksi infus ini terdiri dari beberapa pengujian yaitu: pengujian sensor dan rangkaian pengondisi sinyal RPS, pengujian ADC, pengujian gangguan infus.

Pengujian sensor dan RPS dilakukan dengan cara merangkai sensor dan RPS pada infus, keluaran dari sensor dihubungkan ke multimeter dan mikrokontroler yang di setting sebagai data logger dan *transmitter* data serial ke UART komputer. Bagan pengujian ditunjukkan dalam Gambar 11.



Gambar 11. Pengujian sensor dan RPS

Dari hasil pembacaan data dari sensor direkam dalam komputer dalam bentuk data tabulasi. Pengujian pertama dilakukan dengan cara mengukur respon dari sensor terhadap laju aliran infus tanpa gangguan. Data keluaran dari RPS dan mikrokontroler dikirim ke PC via komunikasi serial. Data sampel perekaman ditunjukkan dalam Tabel 1 berikut.

Pengujian berikutnya dilakukan dengan cara mengalirkan infus secara normal lalu pada t- tertentu disumbat, prosedur ini merupakan simulasi saat infus pasien terjepit sehingga cairan infus tidak mengalir ke tubuh pasien. Data hasil pembacaan di kirim ke komputer via serial port dan di rekam dalam file txt dan

xls. Data hasil pengujian ditunjukkan pada Tabel 2

TABEL 1.  
DATA HASIL PEMBACAAN SENSOR DENGAN LAJU NORMAL

sampling ke-	keluaran ADC	sampling ke-	keluaran ADC
1	695	598	461
12	693	608	442
52	690	670	376
305	624	701	309
318	655	710	291
319	692	762	283
320	651	786	260
321	624	846	154
322	642	874	149
351	632	1008	129
449	584	1033	102
582	516	1151	88

TABEL 2.  
HASIL PENGUJIAN SAAT INFUS TERSUMBAT

Sampling ke-	data ADC	Sampling ke-	data ADC
1	653	487	210
21	652	489	208
34	550	530	191
45	450	547	188
56	450	699	182
76	455	1162	108
193	443	1202	96
246	445	1225	86
297	448	1243	75
458	325	1269	59
483	220	1330	48

## VI. HASIL DAN PEMBAHASAN

Data pengujian pada Tabel 1 direpresentasikan dalam bentuk Grafik yang ditunjukkan dalam Gambar 12. Saat sampling time 0 hingga 27 kondisi pengunci infus terkunci sehingga keluaran ADC relatif datar. Dari sampling ke 28 hingga 225 pengunci dibuka sehingga muncul grafik dengan laju penurunan volume cairan mendekati linier. Pendeteksian level infus saat kondisi kritis/mendekati habis diprogram saat keluaran infus dibawah nilai 70.

Dari grafik dalam Gambar 12 didapatkan pendekatan laju penurunan cairan infus sebesar:

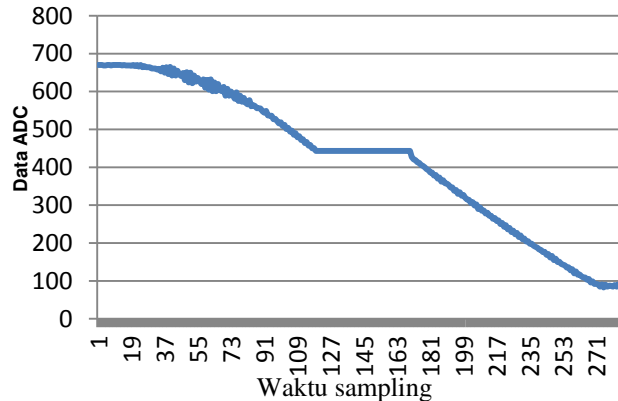
$$y = -3.10^{-10}x^4 + 2.10^{-06}x^3 - 0.001x^2 + 0.290x + 363.4.$$

Data hasil pengukuran volume cairan infuse dan hasil pembacaan ADC ditunjukkan dalam Tabel 3.

Grafik dalam Gambar 13 dan data dalam Tabel 2 menunjukkan kondisi saat terjadi penyumbatan, nilai rata-rata keluaran ADC relatif stabil di antara 430. Saat terjadi kondisi ini dimana nilai keluaran ADC relatif tetap sedangkan waktu sampling terus berjalan maka program akan mendeteksi adanya kondisi penyumbatan, metode pendeteksian terjadinya penyumbatan adalah dengan menghitung perubahan data ADC terhadap waktu sampling. Jika dalam waktu tertentu nilai ADC tetap dan masih berada diatas nilai setpoint level bawah sedangkan waktu sampling terus berjalan maka program akan mengindikasikan terjadinya penyumbatan, selanjutnya akan memberikan *warning* berupa pengiriman kode ke bagian penampil di ruang perawat. Data kode tersebut selanjutnya ditampilkan lewat LED yang disusun berdasarkan urutan dan jumlah kamar, sehingga diketahui posisi infus yang mengalami gangguan

TABEL 3. KELUARAN ADC TERHADAP VOLUME CAIRAN INFUS

No	Out ADC	Volume
1	374	500 ml
2	355	400 ml
3	246	300 ml
4	182	200 ml
5	122	100 ml

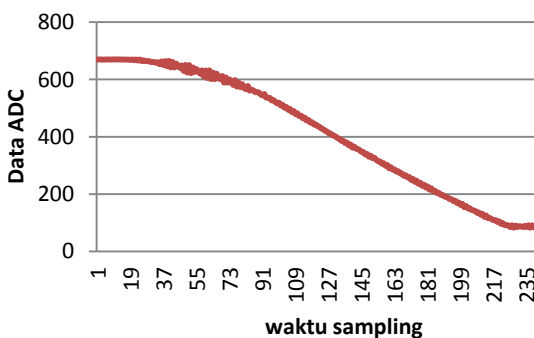


Gambar 13. Laju penurunan cairan infus saat terjadi penyumbatan

VII. KESIMPULAN

Dari hasil pengujian dan analisis didapatkan kesimpulan diantaranya:

1. Deteksi kondisi infus meliputi volume cairan infus, laju aliran dan gangguan penyumbatan telah berhasil dibangun.
2. Pengiriman data kondisi infus telah berhasil diaplikasikan dengan komunikasi *wireless* dengan *baudrate* komunikasi serial sebesar 4800bps.
3. Didapatkan hasil laju penurunan cairan infus terhadap volume sebesar  $y = -3.10^{-10}x^4 + 2.10^{-06}x^3 - 0.001x^2 + 0.290x + 363.4$



Gambar 12. Laju penurunan cairan infus normal

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Yuda Handaya. 2010. *Infus Cairan Intravena (Macam-Macam Cairan Infus)*. <http://dokteryudabedah.com/infus-cairan-intravena-macam-macam-cairan-infus/>, diakses tanggal 8 Oktober 2011).
- [2] C Waitt, P Waitt, M Pirmohamed. 2004. Intravenous therapy. *Postgrad Med J* 2004;80:1-6. doi: 10.1136/pgmj.2003.010421.
- [3] Martelli et al. 2000. Intravena Fluid Regulation. (Online, <http://www.enotes.com/nursing-encyclopedia/intravenous-fluid-regulation>, diakses tanggal 9 Oktober 2011).
- [4] \_\_\_\_\_, 2006. ATMELE Datasheetbook.
- [5] Widodo.2008.Panduan Praktikum Mikrokontroler AVR ATmega16, Elex Media Komutindo, Januari 2008.
- [6] Rachman dkk. 2010. Pengembangan Prototipe Sistem Kontrol dan Monitoring Infus Untuk Pasien Berbasis Jaringan Nirkabel (ZigBee). 11th Seminar on Intelligent Technology and Its Applications, SITIA 2010. ISSN 2087-331X
- [7] Moris, Alan.2001. Measurement and Instrumentation Principles. Butterworth-Heinemann. Oxford OX2 8DP
- [8] Yang, Wenju dan Sun, Lihua.2009. A Novel Medical Infusion Monitoring Sistem Based on ZigBee *Wireless* Sensor Network.
- [9] Ogawa.et.all. 2010 .A new drip infusion solution monitoring sistem with a free-flow detection function. *Proceeding IEEE Engineering in Medicine and Biology*. 2010;2010:1214-7. Aug. 31 2010-Sept. 4 2010
- [10] Sunardi,Joko ,dkk.2009.“Rancang Bangun Antarmuka Mikrokontroler ATMEGA32 Dengan Multimedia Card”. Seminar Nasional IV SDM Teknologi Nuklir. Yogyakarta, 5 November 2009. ISSN 1978-0176
- [11] Hermawan, Arief. 2006. Jaringan Syaraf Tiruan. Teori dan Aplikasi. Penerbit Andi. Jogjakarta.2006
- [12] Sabrina, Abi. 2010 *Penguat Operasional*. <http://abisabrina.wordpress.com/2010/08/18/penguat-operasional-op-amp/>. Diakses tanggal 1 April 2010.