

PERANCANGAN DAN PEMBUATAN MODUL ECG DAN EMG DALAM SATU UNIT PC

Sub Judul : PEMBUATAN RANGKAIAN ECG DAN SOFTWARE ECG PADA PC

Fandi Ahmad ^{#1}, Ir.Ratna Adil ^{#2}, M.T, Paulus Susetyo Wardana ^{#3}, ST., Ir. Moch. Rochmad, M.T. ^{#4}

*Jurusan Teknik Elektronika, Politeknik Elektronika Negeri Surabaya
Kampus PENS-ITS Sukolilo, Surabaya*

¹phandie_ahmed@yahoo.co.id

²ratna@eepis-its.edu

³wardana@eepis-its.edu

⁴mrochmad@yahoo.com

ABSTRAK

Elektrokardiograph adalah sinyal-sinyal elektrik yang dihasilkan tubuh akibat kerja jantung. Sinyal yang terdeteksi pada permukaan kulit sangat rendah yaitu dalam range milliVolt, sehingga perlu dikuatkan beberapa kali dengan sebuah rangkaian *defferensial amplifier*. Sinyal ecg mempunyai karakter yang khas untuk masing masing sadapan untuk pengukuran, sinyal elektrokardiograph atau sinyal ECG merupakan sinyal ac dengan bandwidth antara 0.05 Hz sampai 100 sehingga untuk menghilangkan noise diperlukan beberapa rangkaian filter yaitu *notch filter* dengan frekuensi cut off 50 Hz, dan *Low Pass Filter* dengan frekuensi cut off 100 Hz untuk memfilter noise yang terbawa oleh penguatan sinyal tersebut. Sehingga dihasilkan sinyal ECG dari rangkaian ini dengan level yang paling tinggi sekitar 5,00 V dan yang paling rendah 1,19 V. Lalu ADC mengubah sinyal tersebut menjadi data digital. Terakhir akan dikirimkan ke sebuah PC untuk melihat hasil tampilannya

Kata kunci : *elektrokardiograph, Deferensial Amplifier, Low Pass Filter, , Notch Filter*

ABSTRACT

Elektrokardiograph are the electrical signals produced by the body due to cardiac work. Signals were detected on the skin surface is very low at the millivolt range, so that should also be strengthened several times with a series of *defferensial amplifier*. ECG signal has a distinctive character for each lead to measurement, the signal *elektrokardiograph* or ECG signal is an ac signal with a bandwidth between 0:05 Hz to 100 so as to eliminate noise filter circuit which required *notch filter* with frequency cut off 50 Hz, and *Low Pass Filter* with frequency cut off 100 Hz for filtering noise that yielded by strengthened of the signal. We get a high level signal on 5,00 V and low level

signal on 1,19 V. Then ADC changes those signal become a digital data. And finally the signal have already transmitted to some PC to see the signal result.

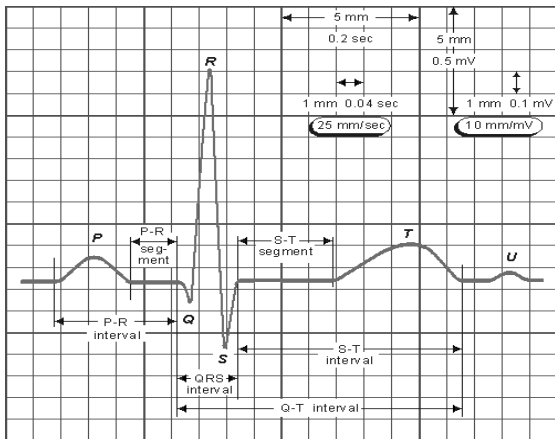
Keyword : *elektrokardiograph, Deferensial Amplifier, Low Pass Filter, High Pass Filter, Notch Filter*

1. PENDAHULUAN

Sinyal bioelektrik adalah sinyal elektrik yang dihasilkan oleh tubuh. Dengan adanya aktifitas tubuh baik secara periodik maupun non periodik, yang membangkitkan sinyal elektrik dapat dimanfaatkan dalam bidang kesehatan [2]. Salah satu alat untuk mengukur bioelektrik tubuh adalah *elektrokardiograf (ECG)* yaitu sebuah peralatan medis yang digunakan untuk mengukur aktivitas listrik dari jantung dan *elektromyograph (EMG)* yaitu sebuah peralatan medis yang digunakan untuk mengukur aktifitas listrik dari otot. Pengukuran sinyal ECG dan Sinyal EMG merupakan salah satu materi dalam praktikum elektronika medika di politeknik elektronika negeri surabaya (PENS-ITS). Biopac MP30 adalah satu-satunya modul yang digunakan dalam praktikum tersebut, sehingga kegiatan praktikum elektronika medika sangat bergantung pada modul tersebut, jumlah modul yang terbatas dan belum adanya modul pengganti adalah salah satu permasalahan dalam praktikum elektronika medika di politeknik elektronika negeri surabaya (PENS-ITS). Berdasarkan keadaan tersebut maka pada proyek akhir ini akan dibuat sebuah modul praktikum yang dapat digunakan untuk merekam sinyal ECG dan EMG dengan output tampilan menggunakan sebuah PC. Alat yang dibuat ini diharapkan dapat digunakan sebagai salah satu modul dalam praktikum elektronika medika di politeknik elektronika negeri surabaya (PENS-ITS).

2. TINJAUAN PUSTAKA

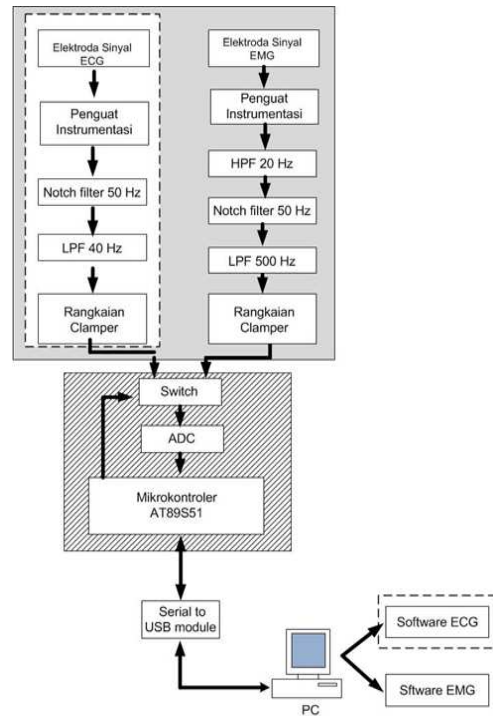
2.1 Elektrokardiograf Elektrokardiograf (ECG) adalah peralatan medis yang digunakan secara luas untuk mengukur aktivitas listrik dari jantung dengan mengukur perbedaan biopotensial dari bagian luar tubuh. Sebuah ECG dapat digunakan untuk mengukur denyut jantung, mendiagnosis adanya infark miokard yang sedang berkembang, mengidentifikasi aritmia dan efek dari obat dan peralatan yang digunakan pada penanganan jantung. Elektrokardiogram atau sinyal ECG merupakan sinyal ac dengan bandwidth antara 0.05 Hz sampai 100 Hz [6]. Sinyal ECG normal seperti pada Gambar 2.1 terdiri atas sebuah gelombang P, gelombang QRS dan gelombang T. Besar amplitudo dari Sinyal ECG bervariasi tergantung pada pemasangan elektroda dan pada kondisi fisik dari pasien. Variabel-variabel klinis yang penting dari sinyal ECG antara lain magnitudo, polaritas dan durasi waktu. Variasi dari tanda-tanda tersebut dapat mengindikasikan sebuah penyakit [7].



Gambar 2.1 Sinyal ECG Normal

3. PERANCANGAN DAN PEMBUATAN ALAT

Diagram blok perangkat keras untuk sistem ECG pada tugas akhir ini ditunjukkan pada gambar 3.1. Secara garis besar perangkat keras untuk sistem ECG ini dibedakan menjadi dua yaitu rangkaian analog dan rangkaian digital. Blok sistem pada gambar 3.1 yang berada pada Kotak dengan garis putus - putus menunjukkan blok rangkaian analog. Blok-blok tersebut membutuhkan sumber tegangan +9V dan - 9V yang diperoleh dari regulator. Sedangkan blok yang berada pada daerah Kotak abu-abu merupakan blok rangkaian digital yang membutuhkan sumber tegangan 5V. Sumber tegangan 5 V .

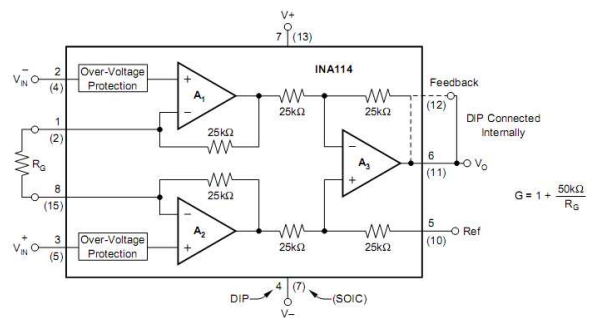


Gambar 3.1 Blok Perangkat Keras

3.1 PEMBUATAN PERANGKAT KERAS

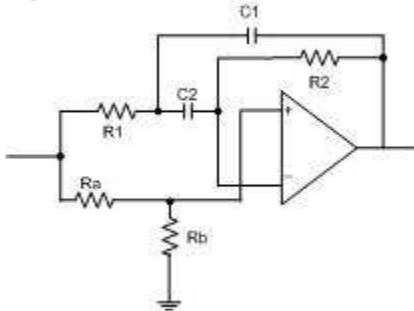
3.1.1 Rangkaian Penguat Instrumentasi

Pada pembuatan modul ini amplifier instrumentasi yang digunakan berada dalam satu chip yaitu INA114BP. Pada INA114BP ini kita dapat mensetting besarnya penguatan yang kita inginkan hanya dengan menambahkan resistor Rg untuk pengaturan nilai R2 seperti yang terlihat pada gambar rangkaian sebelumnya, pada INA114BP pengaturan R2 tidak diperlukan sebab dalam IC INA114BP sudah memiliki nilai R2 sebesar 25 kΩ begitu juga dengan R4 dan R3 semua besarnya sama yaitu 25 kΩ. Berikut gambar dari bagian dalam IC INA114BP.



Gambar 3.2 IC INA 144BP

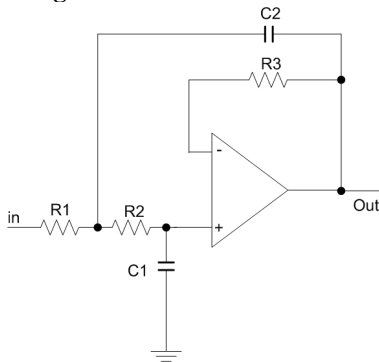
3.1.2 Rangkaian Notch Filter 50 Hz



Gambar 3.3 Notch Filter 50 Hz

Dengan mengetahui nilai frekuensi resonansi (ω_c) 50 Hz dan faktor kualitas (Q) dari notch filter ini adalah 5

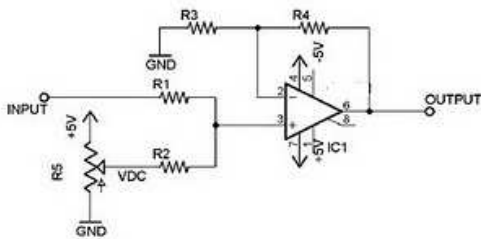
3.1.3 Rangkaian Low Pass Filter 40 Hz



Gambar 3.4 Low Pass Filter

Rangkaian Diatas memiliki peredaman sebesar 40 dB /decade

3.1.4 Rangkaian Clamper



Gambar 3.5 Rangkaian Clamper

Dengan menggunakan nilai resistor $R3 = R4$ maka output dari rangkaian adder ini ditentukan oleh persamaan berikut:

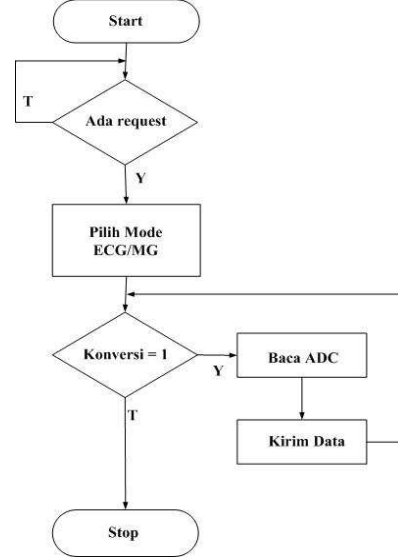
$$V_{out} = V_{in} + V_{dc}$$

3.1.5 ADC dan Minimum Sister AT89S51

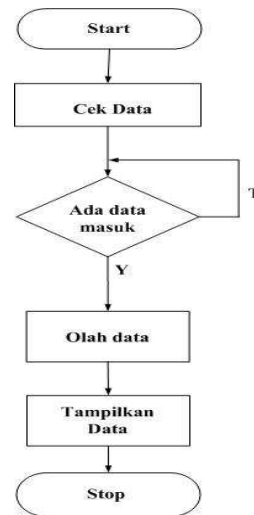
Pada rancangan sistem ECG ini digunakan mikrokontroler AT89S51 sebagai pusat pemrosesan data serta sebagai kontrol. Fungsi ATmega8 dalam rangkaian ini antara lain mengatur kerja switching dari analog multiplexer, kemudian melakukan proses konversi sinyal ECG ke digital dan mengirimkan data sinyal ECG digital ke komputer secara bergantian melalui komunikasi serial via USB to Serial.

3.2 PERANCANGAN PERANGKAT LUNAK

Perangkat lunak yang dirancang terdiri dari dua bagian yaitu perangkat lunak pada mikrokontroler dan perangkat lunak pada komputer. Perangkat lunak pada mikrokontroler dirancang untuk melakukan proses konversi analog ke digital, pengiriman data melalui komunikasi serial dan mengontrol rangkaian pemilih mode ECG atau EMG. Perangkat lunak pada komputer memproses data untuk ditampilkan dalam bentuk grafik.



Gambar 3.6 Diagram Alir program mikrokontroler



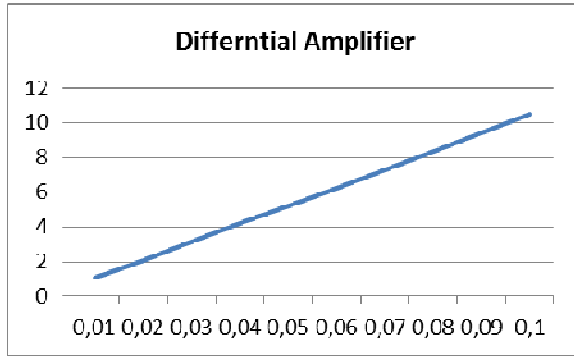
Gambar 3.7 Diagram Alir program pada komputer

4. PENGUJIAN DAN ANALISA DATA

4.1 Pengujian penguat instrumentasi

Dilakukandengan menguji linearitas penguatan pada $R_G = 480 \text{ Ohm}$. Sinyal input dari penguat instrumentasi ini function generator. Hasil dari pengujian beberapa sinyal input ditunjukkan pada tabel 4.1. pengujian rangkaian differensial amplifier dengan masukan berupa gelombang sinus dengan frekuensi 50 Hz dan dengan range sinyal masukan sebesar 0,01 – 0,1 Volt. Metode

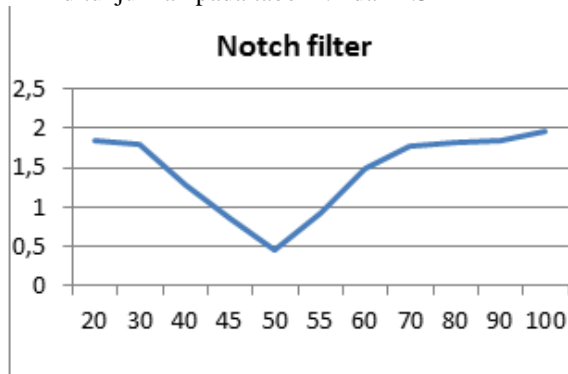
pengujian rangkaian diatas superposisi dimana salah satu masukan digroundkan secara bergantian



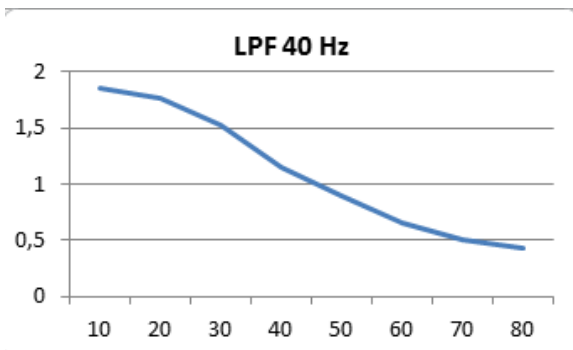
Gambar 4.1 Hasil pengujian rangkaian diff. amplifier

4.2 Pengujian Filter Analog

Pengujian pada filter analog dilakukan untuk melihat respon frekuensi dari rangkaian. Masukkan pada percobaan ini didapatkan dari sinyal generator dengan tegangan input sebesar 2Vp-p. Hasil pengujian pada filer analog ini ditunjukkan pada tabel 4.2 dan 4.3



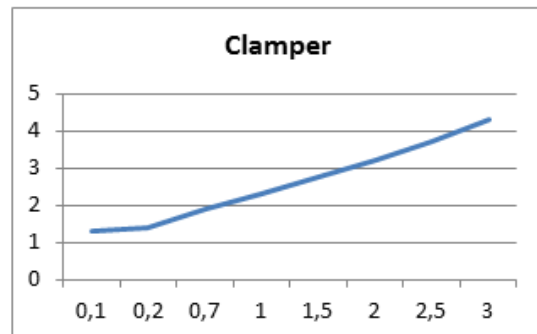
Gambar 4.2 Pengujian Notch filter 50 Hz



Gambar 4.3 Pengujian Low Pass Filter 40 Hz

4.3 Pengujian Rangkaian Clamper

Pengujian ini dilakukan dengan memberikan sinyal input sebesar 0,1 - 3 Vp-p dengan frekuensi sinyal 50 Hz kemudian hasilnya dilihat pada Oscilloscope



Gambar 4.4 Pengujian Clamper

4.4 Pengujian Rangkaian ECG

Pengujian di lakukan dengan pemasangan elektroda jepit pada pasien kemudian output elektroda di hubungkan pada inputan Biopac MP30 dan modul ECG. Pengujian dilakukan pada 2 orang pasien pada saat santai dan setelah beraktifitas jogging selama 3 menit, masing masing pengujian untuk pasien sebanyak 2 kali. Maka diperoleh hasil sebagai berikut :

4.4.1 Pengukuran Lead 1

Tabel 4.1 pengujian Lead 1 (santai)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	83,5	5	73	4,7
	Pasien 2	79,4	5	54	4,6
2	Pasien 1	80,5	5	62	4,7
	Pasien 2	80,1	5	64	4,5
Rata-rata		80,87	5	63,25	4,6

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(80,87 - 63,25) \times 100\% = 21,7\%$

Sedangkan presentase error untuk p-p sinyal R $(5 - 4,6) \times 100\% = 8\%$

Tabel 4.2 pengujian Lead 1 (Jogging)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	90,5	5	84	5
	Pasien 2	89,4	5	81	4,7
2	Pasien 1	93,5	5	88	4,5
	Pasien 2	91,1	5	89	4,7
Rata-rata		91,12	5	85,5	4,7

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(91,12 - 85,5) \times 100\% = 6,1\%$
 Sedangkan presentase error untuk sinyal R $(5 - 4,7) \times 100\% = 6\%$

4.4.2 Pengukuran lead 2

Tabel 4.3 pengujian Lead 2 (santai)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	80,2	2	54	3,5
	Pasien 2	80,4	2	63	3
2	Pasien 1	80,6	2	66	3
	Pasien 2	79,1	2	41	2
Rata-rata		80,075	2	56	2,875

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(80,075 - 56) \times 100\% = 30\%$
 Sedangkan presentase error untuk sinyal R $(2 - 2,875) \times 100\% = 43,7\%$

Tabel 4.4 pengujian Lead 2 (Jogging)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	90,4	2	81	3
	Pasien 2	90,7	2	78	4
2	Pasien 1	94,6	2	82	3
	Pasien 2	93,1	2	81	3
Rata-rata		92,2	2	80,5	3,25

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(92,2 - 80,5) \times 100\% = 12\%$
 Sedangkan presentase error untuk sinyal R $(2 - 3,25) \times 100\% = 62,5\%$

4.4.3 Pengukuran Lead 3

Tabel 4.5 pengujian Lead 3 (santai)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	78,6	5	62	4,5
	Pasien 2	76,74	5	63	5
2	Pasien 1	82,4	5	64	4,5
	Pasien 2	79,3	5	57	4,5
Rata-rata		79,26	5	61,5	4,6

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(79,26 - 61,5) \times 100\% = 22,4\%$
 Sedangkan presentase error untuk sinyal R $(5 - 4,6) \times 100\% = 8\%$

Tabel 4.6 pengujian Lead 3 (jogging)

Perc.	pasien	Biopac MP30		Modul ECG	
		BPM	Sinyal R (mV)	BPM	Sinyal R (mV)
1	Pasien 1	88,4	5	81	5
	Pasien 2	92,3	5	83	5
2	Pasien 1	94,1	5	82	5
	Pasien 2	89,1	5	81	4,5
Rata-rata		90,97	5	81,75	4,8

Persentase error untuk BPM pada Modul ECG adalah $(90,97 - 81,75) \times 100\% = 10,1\%$
 Sedangkan presentase error untuk sinyal R $(5 - 4,8) \times 100\% = 4\%$

5. PENUTUP

5.1 KESIMPULAN

Setelah melakukan tahap perancangan dan pembuatan sistem yang kemudian dilanjutkan dengan tahap pengujian dan analisa maka dapat diambil kesimpulan sebagai berikut :

- Hasil rata - rata persentase error masih cukup tinggi yaitu pada hasil BPM (Beat Per Minute) nya untuk kondisi santai sebesar 24,7 % dan pada saat beraktifitas persentasi error BPM nya sebesar 9,4% .Untuk tinggi sinyal R persentase errornya pada saat beraktifitas sebesar 19,9 % dan pada saat beraktivitas sebesar 24,1%
- Persentasi Error terbesar pada tinggi sinyal R yang dihasilkan adalah pada pengukuran Lead 2 yaitu : pada saat santai sebesar 43,7% dan pada saat beraktifitas sebesar 62,5% .
- Perancangan Notch filter dan Low pass filter yang dibuat secara hardware belum mampu meredam sinyal noise yang ada sehingga selain filter secara hardware masih di perlukan filter secara digital.

5.2 SARAN

Dari hasil pembuatan modul ECG yang telah penulis lakukan, maka saran – saran dari penulis adalah:

- Agar sinyal yang ditampilkan tidak terganggu noise jala-jala disarankan untuk menambahkan digital notch filter 50 Hz, agar sinyal yang di tampilkan pada PC lebih baik.
- Kabel lead yang digunakan disarankan menggunakan kabel lead yang standar agar hasil akuisisi sinyal ECG lebih baik. Penggunaan modul USB dengan kecepatan full speed dapat meningkatkan hasil akuisisi ECG

DAFTAR PUSTAKA

1. Biopac Student Lab Lesson By MP30”, Biopac System, New York, 2001
2. Graham, I. (1999). *National Semiconductor*. National Semiconductor Corporation.
3. Huges, F. W. (1981). *OP-AMP Hand book*. Prentice Hall, A Division Of Simon And Schuster.
4. Ir. Ratna Adil MT, (2006), *Petunjuk Praktikum Elektronika Medikal*, PENS ITS, Surabaya.
5. Leslie C, F. J. (1978). *Biomedical Instrumentation and Measurement*. los Angles, California..
6. Madcoms, 2005, “ Mahir dalam 7 hari Pemrograman Visual Basic 6.0 “ Yogyakarta: Andi.
7. Malvino. (1992). *Prinsip - Prinsip Elektronika*. Jakarta: Erlangga.
8. Richard Aston, ‘Principles of Biomedical Instrumentation and Measurment” Merrill Publishing Company, 1990.
9. Sergio Franco, ‘Design with Operational Amplifier and Analog Integrated Circuit’, Mc Graw-Hill, Electrical Engineering Service, 1998.
10. Webster, J. G. (1978). *Medical Instrumentation (Application and Design)*. Boston: Houghton Mifflin Company.
11. <http://www.bem.fi/book/15/15x/masonlik.htm>. Diakses tanggal 19 desember 2010.
12. <http://biomeng.lecture.ub.ac.id/> Diakses tanggal 2 nopember 2010.
13. <http://www.burr-brown.com/> Diakses tanggal 6 Januari 2011.