

PERANCANGAN DAN PEMBUATAN MODUL ECG DAN EMG DALAM SATU UNIT PC

Sub Judul : PEMBUATAN RANGKAIAN EMG DAN SOFTWARE EMG PADA PC

Nomiyasari¹, Ir. Ratna Adil, M.T.², Paulus Susetyo W., S.T.³ Ir. Moch. Rochmad, M.T.⁴

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

¹nomiyasari@yahoo.co.id

²ratna@eepis-its.edu

³wardana@eepis-its.edu

⁴mrochmad@yahoo.com

Abstrak— Modul ECG dan EMG ini dibuat untuk mengimplementasikan dua buah modul ECG dan modul EMG menjadi satu unit. Selain itu modul ECG dan EMG ini dibuat supaya lebih efisien dalam penggunaan komponen karena modulnya dalam satu unit. Untuk pembahasan lebih lanjut akan dibagi menjadi dua pembahasan, salah satunya tentang pembuatan hardware dan software modul EMG. Dalam pembuatan modul EMG yang menggunakan sinyal yang berasal dari otot. Sinyal yang terdeteksi pada permukaan kulit sangat rendah yaitu dalam range *milliVolt*, sehingga perlu dikuatkan beberapa kali. Karakteristik sinyal EMG yaitu mempunyai range Frekuensi antara 20 Hz – 500Hz dan range tegangan antara 0,4 mV sampai 5 mV. Selain itu EMG mempunyai karakter sinyal tidak seperti ECG yang berupa gelombang terpolo tetapi sinyal ini bersifat acak dan sangat kacau, sehingga diperlukan beberapa macam-rangkaian *filter* seperti *notch filter* dengan frekuensi *cut off* 50 Hz, dan *Low Pass Filter* dengan frekuensi *cut off* 500 Hz, *High Pass Filter* 20 Hz, untuk memfilter noise yang terbawa oleh penguatan sinyal tersebut. Sehingga dihasilkan sinyal EMG dari rangkaian ini yang lebih sempurna tanpa adanya gangguan *noise*. Lalu ADC mengubah sinyal tersebut menjadi data digital. Terakhir akan dikirimkan ke sebuah PC dengan menggunakan kabel USB to serial 232 untuk melihat hasil tampilannya. Hasilnya adalah alat ini sudah mempunyai range yang hamper mendekati sama dengan BIOPACK MP-30 dengan persentase error untuk pengukuran *peak to peak* adalah sebesar 26.67 % sedangkan untuk pengukuran amplitudonya besarnya persentase error adalah 11.94 %.

Kata kunci : Modul EMG, *Elektromyograph*, *Filter* 500 Hz dan 20Hz, ADC, USB to Serial 232

Dengan adanya perkembangan *biomedika* atau ilmu elektronika kedokteran yang sangat cepat, saat ini banyak sekali terdapat rangkaian penguat *amplifier* atau *filter* yang dipergunakan pada alat ukur *biomedika* atau alat-alat kesehatan dan kedokteran, salah satunya yaitu alat ukur EMG (*ElectroMyoGraph*). Dimana alat tersebut akan menampilkan bentuk sinyal pergerakan otot atau sinyal EMG yang sesuai dengan pasien. EMG merupakan instrumentasi yang membantu manusia untuk mengamati sinyal yang dihasilkan oleh aktifitas otot gerak. Secara umum prinsip elektronika medik digunakan untuk mengetahui kondisi seseorang dengan suatu peralatan berbasis elektronik. Prinsip ini dapat diterapkan pada kondisi *neuroprosthesis*, yaitu dimana kekuatan kontraksi otot tangan tidak sempurna. Pada mulanya ketiga instrumentasi medika tersebut sepenuhnya menggunakan sistem analog, dimana sistem tersebut berada dalam kawasan waktu, maka dalam mengamatinya diperlukan ketelitian yang tinggi. Namun dalam kenyataannya sering dihadapi tingginya *noise* yang muncul dalam pengolahan sinyal. Sehingga muncul permasalahan, bahwa diperlukannya *filter* yang benar-benar akurat dalam meredam *noise* yang tinggi pada alat ukur EMG.

Berdasarkan keadaan tersebut maka pada proyek akhir ini akan dibuat sebuah modul praktikum yang dapat digunakan untuk mengukur sinyal ECG dan EMG dengan output tampilan pada *personal computer* (PC). Alat yang dibuat ini diharapkan dapat digunakan sebagai salah satu modul praktikum dalam praktikum elektronika medika di politeknik elektronika negeri surabaya (PENS-ITS).

I. PENDAHULUAN

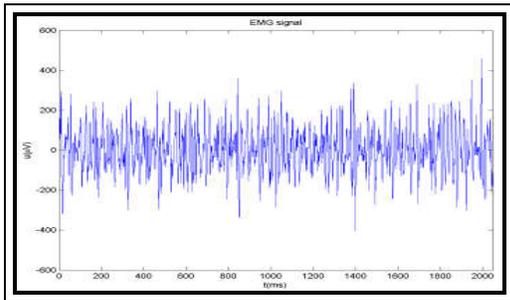
II. TINJAUAN PUSTAKA

EMG (*Electromyograph*)

EMG (*Electromyograph*) adalah instrumentasi pencatat bioelektrik untuk mengetahui sinyal yang disebabkan oleh aktifitas otot gerak. Otot gerak merupakan organ tubuh manusia yang berfungsi menggerakkan rangka. Otot gerak merupakan jenis otot lurik, dimana memiliki sifat sadar, tidak sadar, tidak teratur karena aktifitasnya bergantung pada kehendak pelaku. Secara umum, prinsip kerja dari otot gerak dengan otot jantung relative sama, yang membedakan yaitu asal dari rangsangan. Pada otot gerak tidak memiliki sifat otomatisitas. Rangsangan berasal dari otak dan disalurkan melalui syaraf. Untuk mengetahui sinyal EMG diletakkan elektrode sebagai media interaksinya.

Peletakan elektrode biasanya diletakkan langsung pada otot yang akan diamati dengan cara menempelkan pada permukaan kulit sebagai pendeteksi sinyal dari pergerakan otot. Sinyal yang ditangkap meliputi daerah yang diberikan elektrode, akibatnya sinyal yang diperoleh merupakan penjumlahan seluruh sinyal yang ada. Karena proses kontraksi dan relaksasi tiap-tiap otot gerak pada daerah tersebut tidak bersamaan, maka sinyal yang didapat terkesan seperti sinyal acak.

Elektrode juga berfungsi sebagai grounding yang ditempelkan pada daerah yang memiliki resistansi tubuh yang kecil, contohnya pada kaki atau telinga. Karakteristik dari sinyal otot EMG yang umumnya dianalisa mempunyai range frekuensi antara 20 Hz sampai 500Hz dan range tegangan antara 0,4 V sampai 5 V, terdapat amplitudo yang tinggi lagi apabila terjadi kontraksi.



Gambar 1 Sinyal EMG [2]

Peralatan di bidang medikal ini sangat erat kaitannya dengan kesehatan manusia, dikembangkan dengan bantuan teknologi serta dalam pengembangannya tidak akan lepas dari peranan teknologi. Teknologi yang bermanfaat bagi dunia medik khususnya bagi penderita neuroprosthesis adalah peralatan polygraph dimana alat ini bekerja berdasarkan prinsip biological feedback atau biofeedback. Sebagai penstimulasi syaraf dengan media sinyal listrik statik pada penderita neuroprosthesis yang kemudian hasil tersebut dideteksi melalui layar PC sehingga dapat dilakukan analisa perkembangannya. Sinyal hasil yang telah diamati akan dibandingkan dengan referensi sinyal dari manusia normal sebagai acuan.

2.4 METODE PENGAMBILAN SINYAL

Amplifier yang dirancang memiliki penguatan berkisar 1500 kali agar sinyal yang dihasilkan otot dapat mencapai 1 V_{pp} . Jika diperlukan penguatan yang lebih besar, bisa merubah besar komponen yang mempengaruhi penguatannya.

Peletakan elektroda umumnya diletakkan langsung dari pada otot yang diamati. Sinyal yang ditangkap adalah meliputi daerah yang diberikan oleh elektroda, akibatnya sinyal yang diperoleh merupakan penjumlahan seluruh sinyal yang ada. Kerena proses kontraksi dan relaksasi tiap-tiap otot gerak pada daerah tersebut tidak bersamaan, maka sinyal yang didapat terkesan seperti sinyal acak.

Sensor ini akan mendeteksi perubahan amplitudo sinyal sebesar 0.2 μV yang merupakan sinyal kontraksi otot yang dideteksi dan sensor ini memiliki *range* kerja pada frekuensi dibawah 130Hz. Penempatan sensor ini pada jari dan tangan dapat ditunjukkan pada gambar berikut ini.



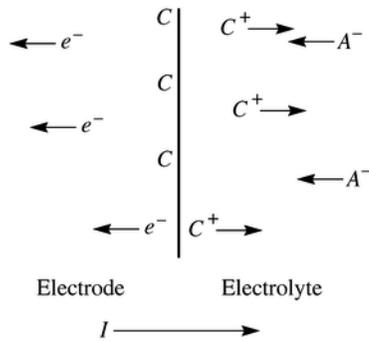
Gambar 2 Titik pengamatan pada tangan [4]

Pada gambar 2 terlihat bahwa penempatan sensor diletakkan diatas pertengahan *proximal Phalax* (tulang jari), dan elektroda referensi pada pertengahan *Intermediate Phalax*. Untuk pengaktifan simulasi diletakkan pada pergelangan tangan.

2.5 SENSOR BIOPOTENSIAL

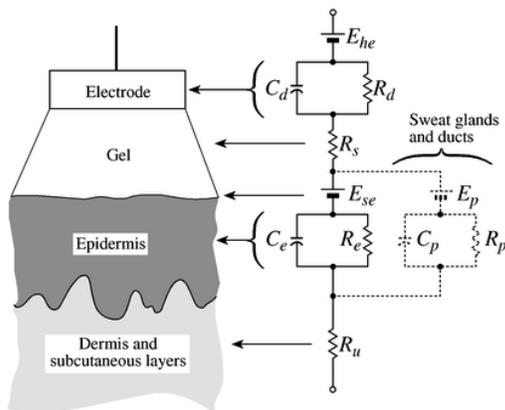
Sistem saraf tubuh manusia menggunakan perbedaan kadar ion untuk berkomunikasi. Transportasi ion di dalam dan di sepanjang serabut saraf dapat diukur pada permukaan kulit menggunakan jenis sensor elektrokimia tertentu yang sering disebut sebagai *Surface recording electrode* (kadang hanya disebut elektroda). Sebuah referensi yang baik pada pemahaman pengoperasian elektroda dapat ditemukan dalam Kedokteran Instrumentasi oleh Webster, 1992.

Tujuan dari elektroda adalah untuk bertindak sebagai transduser antara transportasi ionik saraf dan aliran elektron dalam kawat tembaga. Transduser ini adalah persimpangan antara elektroda dan elektrolit yang memungkinkan seperti transduksi untuk mengambil tempat (lihat Gambar 13). Aliran ion dalam elektrolit menimbulkan aliran elektron (sesaat) di elektroda karena adanya reaksi oksidasi atau reduksi (tergantung pada arah aliran arus) yang terjadi pada antarmuka. Artinya ini, dengan menggunakan contoh yang ditunjukkan pada Gambar 13, adalah bahwa anion dalam elektrolit akan mengalir ke batas antarmuka. Kation dalam elektrolit akan mengalir jauh dari batas antarmuka. Untuk mengatasi ini, elektron pada elektroda akan mengalir menjauh dari batas antarmuka menciptakan arus di elektroda. Proses ini disebut oksidasi dari logam, C.



Gambar 3: Elektroda - Interface elektrolit

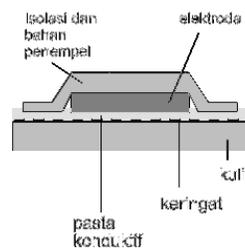
Salah satu jenis yang paling umum adalah elektroda Ag-AgCl dengan elektroda yang mengandung elektrolit. Ada dua sifat yang membuat pilihan yang baik untuk elektroda. Pertama, praktis non-terpolarisasi, yang berarti bahwa arus bebas melintasi persimpangan elektroda. (Sebuah elektroda terpolarisasi adalah satu di mana arus tidak mengalir melintasi persimpangan elektroda, sehingga menyebabkan elektroda untuk berperilaku sama dengan sebuah kapasitor.) Kedua, menghasilkan kurang dari $10\mu V$ noise. Pada aplikasi umum, Ag-AgCl elektroda dengan elektrolit gel ditempatkan langsung pada kulit. Gambar 14 menunjukkan rangkaian setara untuk aturan seperti itu. Seluruh Antarmuka hanya dapat dimodelkan untuk sebagian besar aplikasi sebagai sumber tegangan yang ideal dengan DC offset dan impedansi seri. DC offset ini disebabkan oleh potensi setengah sel dari elektrolit-elektroda dan antarmuka elektrolit-kulit. Impedansi bisa berkisar dari 100's dari ohm untuk beberapa Mohms tergantung pada frekuensi yang diukur biopotensial dan persiapan kulit.



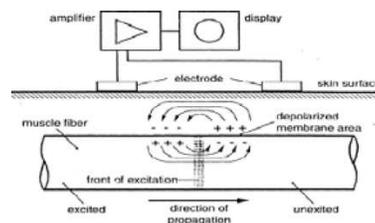
Gambar 4: Rangkaian setara elektroda ditempatkan pada kulit

Surface recording electrode dapat digunakan untuk mengukur biopotentials berbeda. Sebagai contoh, dapat digunakan untuk mengukur sinyal-sinyal listrik yang dihasilkan dari fleksi dan ekstensi otot-otot. Sinyal ini disebut sebagai *Electromyograph* atau EMG. Sinyal ini bervariasi pada frekuensi dari sekitar 50Hz hingga 1000Hz. Its amplitudo bervariasi dari sekitar 10uV untuk 1mV tergantung pada sifat-sifat seperti ukuran otot dan jumlah tenaga. Karena elektroda mampu mengambil biopotentials lain selain dua yang disebutkan di sini,

penggunaannya sebagai sensor input untuk HCI berkembang dengan pesat .



Gambar 5 Elektroda Ag/AgCl [4]

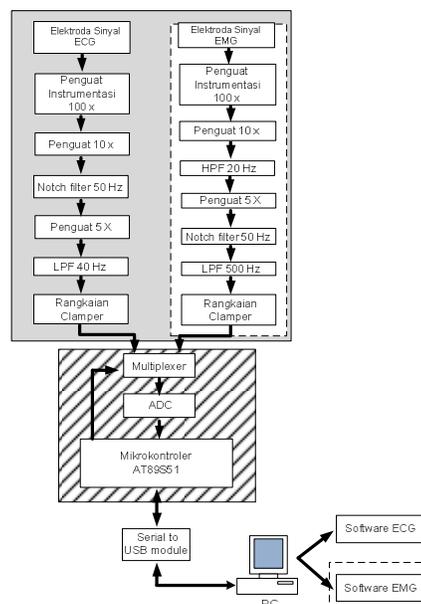


Gambar 6 Susunan Instrumen EMG Dengan Surface Electrodes [3]

III. PERANCANGAN DAN SISTEM

Sistem dari EMG yang akan dibuat, disusun atas beberapa macam modul yang digabungkan sehingga menjadi suatu sistem yang saling mendukung satu sama lain. Blok diagram utama dari perangkat keras ini ditunjukkan pada gambar 7

Kata kunci : Modul EMG, *Elektromyograph*, Filter 500 Hz dan 20Hz, ADC, USB to Serial 232



Gambar 7 Blok diagram rangkaian

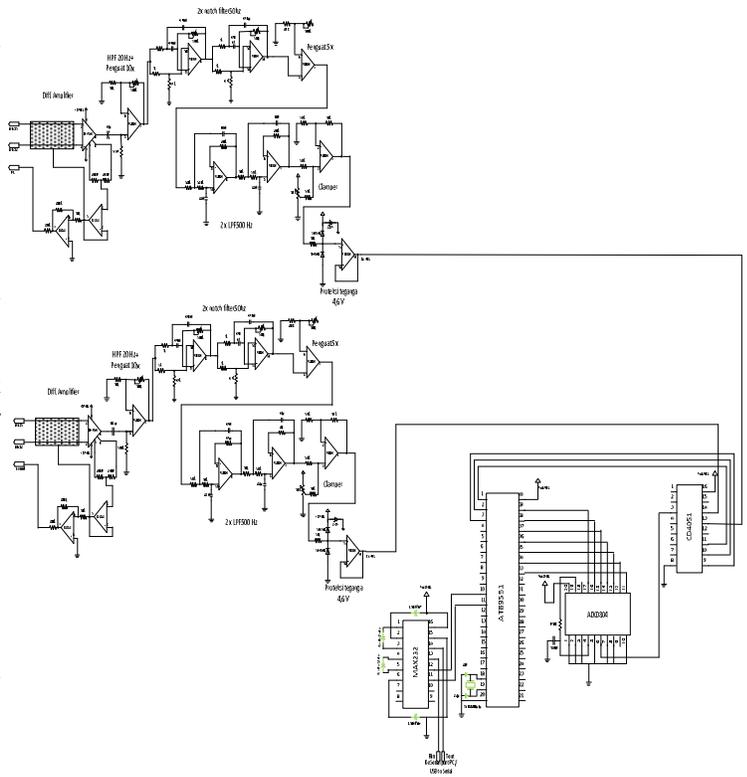
Seperti yang kita lihat dalam blok diagram 7, juga tujuan dari pembuatan alat, modul ini digunakan untuk mendeteksi gelombang atau sinyal yang ada pada jantung dan otot manusia dimana sinyal tersebut terbentuk dari tegangan atau aktifitas listrik yang ada pada lapisan terluar dari kulit. Untuk mengukur potensial dan arus pada tubuh, dibutuhkan *interface* antara tubuh dan piranti elektronik. Fungsi *interface* ini ada pada *electrode biopotensial*. Elektroda akan mengkonversi arus ion pada tubuh menjadi arus electron pada kawat. Pada system ini menggunakan elektroda *floating electrode*, jenis elektroda kulit, yang dipasang pada tubuh pasien. Snyal ECG dan EMG yang didapat mempunyai amplitude yang sangat kecil yaitu sekitar $1000\mu V$.

Elektroda ini manangkap perubahan gelombang listrik yang terjadi di jantung dan di otot dimana sinyal setiap orang berbeda-beda tergantung dari keadaan lingkungan pengukuran atau kondisi orang yang diukur. Hasil sinyal yang diperoleh tersebut pada akhirnya ditampilkan pada computer setelah sinyal tersebut dirubah terlebih dahulu ke bentuk digital dengan menggunakan ADC. Karena ADC mempunyai range tegangan input antara 0 – 5 V maka sinyal yang ditangkap oleh elektroda harus dikuatkan terlebih dahulu dengan *amplifier*. Tegangan yang ditangkap oleh elektroda sangatlah kecil hingga mencapai satuan mili atau mikro volt sehingga *amplifier* yang dirancang haruslah mempunyai penguatan sekitar 1000 – 10000 kali supaya hasil penguatan tegangan yang diperoleh dapat mencapai kurang lebih 1 hingga 5 Volt.

Dalam rangkaian modul ini terdapat 5 tahap : tahap yang pertama adalah sinyal input yang berasal dari *electrode*, tahap yang kedua adalah *deferensial amplifier* sebagai rangkaian penguat, kemudian tahap yang ke tiga adalah rangkaian *filter* untuk menghilangkan sinyal 50 Hz yang berasal dari arus listrik, dan high pass filter untuk memfilter sinyal yang lebih dari 20 Hz serta *low pass filter* yang meneruskan sinyal dibawah 500Hz. Selanjutnya adalah tahap yang ke-empat untuk keluaran dari filter tersebut berupa sinyal analog harus diubah terlebih dahulu ke dalam bentuk sinyal digital maka harus menggunakan rangkaian ADC untuk mengubahnya.

Tahap yang ke- lima adalah tahap dimana sinyal itu diproses dengan menggunakan Mikrokontroler dan proses selanjutnya adalah mengirimkan hasil proses dari mikrokontroler ke PC melalui perantara port serial sehingga sinyal digital dari jantung maupun dari otot dapat ditampilkan ke dalam PC.

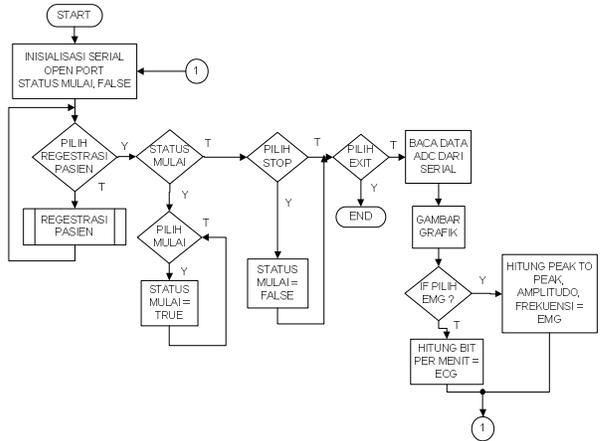
Pada gambar 2, 3 dan gambar 4 adalah gambar rancangan keseluruhan dari sistematika rangkaian dari modul EMG yang meliputi rangkaian penguat, *low pass filter*, *high pass filter*, mikrokontroler, dan ADC.



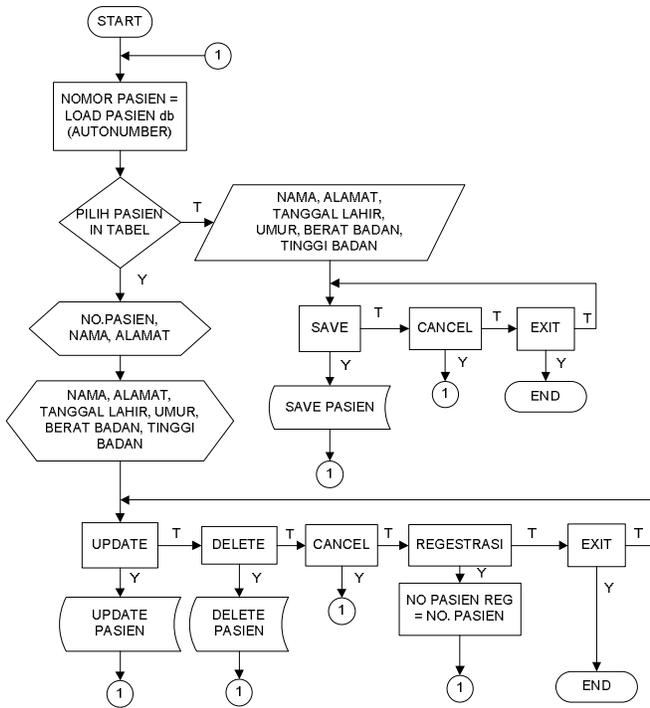
Gambar 8. Gambar keseluruhan rangkaian modul ECG dan EMG

Dalam sistem ini, Visual Basic 6.0 digunakan untuk monitoring jalannya tatasan yang sedang berjalan dengan tampilan grafik.

Berikut ini adalah flowchart untuk proses pengerjaan pemrograman.



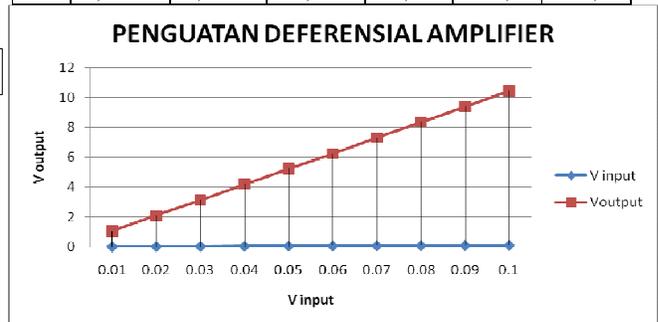
Gambar 9 flowchart pembuatan sinyal



Gambar 10 flowchart pengambilan data pasien

Table 1 Pengujian rangkaian penguat *deferensial amplifier* untuk EMG

No	V(+)/0 (Volt)	0/V(-) (Volt)	Vout (Volt)		Penguatan (volt)	
			(+)	(-)	(+)	(-)
1	0,01	0,01	1,044	1,043	104,4	104,3
2	0,02	0,02	2,094	2,086	104,7	104,3
3	0,03	0,03	3,126	1,141	104,2	104,7
4	0,04	0,04	4,184	4,188	104,6	104,7
5	0,05	0,05	5,235	5,215	104,7	104,3
6	0,06	0,06	6,228	6,525	103,8	104,2
7	0,07	0,07	7,315	7,315	104,5	104,5
8	0,08	0,08	8,368	8,352	104,6	104,4
9	0,09	0,09	9,396	9,414	104,4	104,6
10	1,0	1,0	10,46	10,44	104,6	104,4



Gambar 11 Grafik Penguatan Deferensial Amplifier

IV. HASIL DAN ANALISA

Adapun pembuatan perangkat keras sebelum diadakan penyambungan dengan perangkat keras lainya dan *interfacing* ke komputer. Maka terlebih dahulu dilakukan tahap-tahap pengujian alat dan rangkaian. Tujuan pengujian perangkat keras ini dalah untuk mengetahui ketepatan dan ketelitian, dari perangkat keras yang kita buat, sehingga dengan melakukan pengujian-pengujian secara bertahap pada masing-masing rangkaian akan diketahui kekurangan-kekurangan yang mungkin bisa untuk lebih diperbaiki lagi, meski ada beberapa alat yang sulit untuk dicoba perbagian karena terbatasnya peralatan. Beberapa alat dan angkaian yang akan diuji antara lain adalah sebagai berikut:

PENGUJIAN RANGKAIAN PENGUAT (AMPLIFIER)

Rangkaian amplifier ini dalam pengujian menggunakan peralatan antara lain:

- *Function Generator*
- *Osciloscop*

Dengan mengatur *function generator* menghasilkan tegangan milivolt, dan selanjutnya dengan variasi frekuensi akan diperoleh beda V_{p-p} yang berfariasi pula dengan mengukur beda *Volt/div* dan *Volt* puncak ke puncak dari sinyal pada *Osciloscop*. Berikut ini merupakan *table* pengujian rangkaian amplifier.

Analisa

Tabel di atas menunjukkan hasil 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 apabila dirata-rata besarnya nilai penguatan dari rangkaian ini adalah sebesar 104,45 kali untuk inputan positif dan 104,44 kali untuk penguatan kaki negatif atau bisa dikatakan penguatan rangkaian telah sesuai dengan yang diharapkan yaitu sebesar 105 kali, apabila dilihat satu persatu dari besarnya tegangan keluaran dan penguatan yang dihasilkan maka rangkaian ini akan cukup stabil apabila digunakan sebagai penguat untuk rangkaian EMG

PENGUJIAN RANGKAIAN LOW PASS FILTER

Rangkaian *low pass filter* 500HZ dalam pengujian menggunakan peralatan sebagai berikut:

- *Function Generator*
- *Osciloscop*

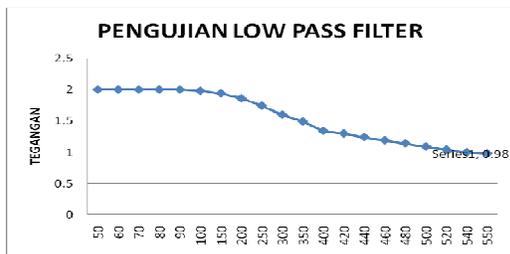
Dengan memberikan sumber dari *function* sebesar 3 Volt yang berupa frekuensi yang kemudian akan diolah dalam rangkaian *low pass filter* dan selanjutnya dengan *osciloscop* akan dapat diketahui perubahan gambar sinyal dengan perhitungan dapat diketahui besarnya tegangan yang ada pada *osciloscop* dengan

menghitung Volt/div dan Vp-p. sumber frekuensi yang diberikan dan penampakan gambar sinyal pada *oscilloscop* dapat diketahui pada table 2.

Table 2 Pengujian rangkaian penguat *low pass filter* untuk EMG

No	Frekuensi (Hz)	V out (Volt)	Gain (db)
1	50	2	1
2	60	2	1
3	70	2	1
4	80	2	1
5	90	2	1
6	100	1.98	0.99
7	150	1.94	0.97
8	200	1.86	0.93
9	250	1.74	0.87
10	300	1.6	0.8
11	350	1.49	0.745
12	400	1.34	0.67
13	420	1.3	0.65
14	440	1.24	0.62
15	460	1.19	0.595
16	480	1.14	0.57
17	500	1.09	0.545
18	520	1.04	0.52
19	540	1	0.5
20	550	0.98	0.49

Dari hasil pengukuran *low pass filter* 500 Hz seperti pada table.2 dihasilkan data yang sesuai dengan yang diharapkan seperti pada teori. Dan dapat dibuat grafik seperti pada gambar 2



Gambar 12 hasil pengujian *Low Pass Filter*

Analisa:

Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan memberikan sinyal masukan berupa gelombang sinus 2 Vp-p dengan range frekuensi 50 – 500 Hz. Hasilnya dapat dilihat pada tabel 4.2 dimana besarnya tegangan masukan terus berkurang ketika frekuensi dinaikkan sampai 500 Hz. Pengurangan ini tampak signifikan ketika frekuensi dinaikkan melebihi 500 Hz, diharapkan dengan filter ini maka sinyal noise yang berada pada frekuensi lebih dari 500 Hz akan diredam sedangkan

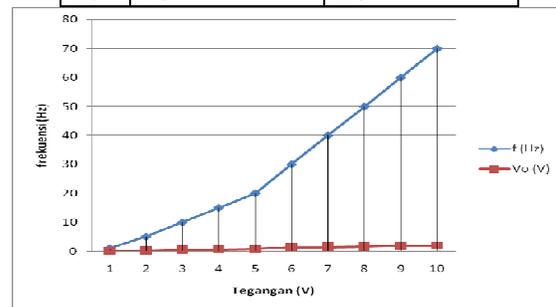
untuk frekuensi yang kurang dari 500 Hz akan diteruskan.

HASIL PENGUJIAN HIGH PASS FILTER 20 Hz

Pengujian High Pass Filter berikut ini menggunakan *function generator* dan *Oscilloscop*. Maka akan diperoleh hasil sebagai berikut:

Tabel 3 Hasil pengujian *High Pass Filter*

No.	Frekuensi (Hz)	Vout (V)
1	1	0.14
2	5	0.21
3	10	0.52
4	15	0.72
5	20	0.83
6	30	1.38
7	40	1.48
8	50	1.67
9	60	1.86
10	70	1.94



Gambar 13 Grafik pengujian HPF

Analisa:

Pengujian rangkaian ini dilakukan dengan memberikan sinyal masukan berupa gelombang sinus 2 Vp-p dengan range frekuensi 1 – 70 Hz. Hasilnya dapat dilihat pada tabel 4.3 dimana besarnya tegangan masukan terus bertambah ketika frekuensi dinaikkan sampai 70 Hz. Penambahan ini tampak signifikan ketika frekuensi dinaikkan melebihi 20 Hz, diharapkan dengan filter ini maka sinyal noise yang berada pada frekuensi kurang dari 20 Hz akan diredam sedangkan untuk frekuensi yang lebih dari 20 Hz akan diteruskan.

RANGKAIAN NOTCH FILTER 50 Hz

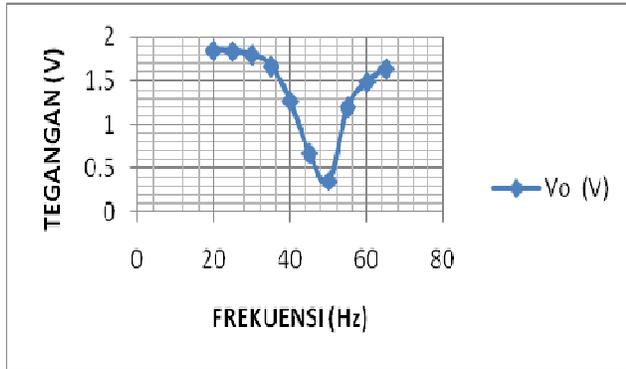
Pengujian rangkaian ini dimaksudkan untuk mengetahui respon frekuensi dari rangkaian *notch filter* 50 Hz dan hasilnya adalah sebagai berikut:

Table 4 Data pengukuran Respon Frekuensi *Notch Filter* 50 Hz

No	Frekuensi (Hz)	V out (Volt)
1	20	1.85
2	25	1.84

3	30	1.8
4	35	1.67
5	40	1.27
6	45	0.67
7	50	0.35
8	55	1.2
9	60	1.49
10	65	1.64

Grafik yang didapat dari table 4.4 dapat digambarkan pada gambar 4.4 berikut ini:



Gambar 14 Grafik Notch Filter

Analisa:

Pengujian ini dilakukan dengan memberikan sinyal input sebesar 2 Vp-p dan hasilnya seperti tabel diatas, ketika frekuensi masukan 20 – 65 Hz. Sinyal masukan berkurang sekitar 0,2 – 1,14 V. Semakin mendekati 50 Hz pengurangan sinyal masukan semakin besar dan puncak dari besarnya pengurangan adalah pada saat frekuensi 50 Hz yaitu sebesar 1,55 V sehingga sinyal output menjadi 0,35 V, setelah frekuensi dinaikkan maka sinyal keluaran semakin bertambah mendekati 2 V.

HASIL PENGUJIAN ADC (Analog to Digital Converter)

Pada pengujian ADC 0804 ini bertujuan untuk mengetahui pengkonversian tegangan oleh mikro ketika ADC bekerja dalam mode *free running* sehingga didapatkan data. Berikut data hasil pengujian ADC 0804 pada tabel 5

Table 5 Data pengujian ADC

Tegangan Input (mV)	Data Hasil Penunjukkan	
	Biner	Hexa
0	000000000b	000h
0,74	0010010110b	096h
0,99	0011001000b	0C8h
1,23	0011111010b	0FAh
1,72	0101011110b	15Eh
2,25	0111000010b	1C2h

2.51	0111110100b	1F4h
5	111111111b	3FFh

Analisa

Pengujian pada rangkaian ADC ini dengan cara di berikan input dari sebuah potensiometer yang diputar-putar nilainya, sehingga indikator perubahan konversi akan ditandai dengan nyala LED.

Dengan hasil analisa bahwa ADC yang digunakan sesuai dengan yang diinginkan yaitu pada saat tegangan 0 V maka data yang ditunjukkan pada biner 00000000b. Sedangkan untuk tegangan sebesar 5 V maka data menunjukkan sebesar 11111111b.

ANALISA PENGAMBILAN DATA

Dari data – data yang telah kita dapatkan maka dapat dilihat hasilnya pada tabel 4.6 dibawah.

Tabel 6 Hasil Pengambilan data di BIOPACK MP-30 dan Modul EMG

BIOPACK MP-30	Kegiatan	Modul EMG	Kegiatan	KET
	SANTAI P-P = 0.00105 mV Ampl. = 0.00134 mV		SANTAI P-P = 0.00133 mV Ampl. = 0.00156 mV	terdeteksi
	MENGGANGGAM TANGAN DENGAN KERAS P-P = 0.1344 mV Ampl. = 0.0731 mV		MENGGANGGAM P-P = 0.1447 mV Ampl. = 0.053 mV	terdeteksi
	MENGGANGKAT BEBAN 3 KG P-P = 0.022 mV Ampl. = 0.0278 mV		MENGGANGKAT BEBAN 3 KG P-P = 0.079 mV Ampl. = 0.085 mV	terdeteksi

Metode yang digunakan untuk pengukuran pada alat tersebut yaitu menggunakan *Osiloskop Agilent* yaitu osiloskop dengan kemampuan pembacaan sinyal sampai sebesar *mikro Volt*. Maka untuk penghitungan peak-to peaknya dan amplitudonya akan terlihat akurat. Walaupun menggunakan Osiloskop sebagai pembacaan harus digunakan perhitungan secara baik dan benar serta cara men-setting yang tepat supaya pembacaannya akurat maka dapat ditentukan sebagai berikut:

Sebelumnya kita harus memilih terlebih dahulu sinyal mana yang dianalisa. Misalnya pengambilan contoh data yang dianalisa dalam keadaan santai atau tidak ada kegiatan yang dilakukan. Maka dapat dianalisa sebagai berikut:

1. MENGHITUNG TEGANGAN PUNCAK KE PUNCAK :

Untuk menghitung tegangan Puncak Ke Puncak (V_{pp}) jangan lupa harus diketahui Skala (Div) pada garis vertikal-nya dulu berapa *volt*. Untuk kegiatan yang dipilih adalah kegiatan santai atau tidak melakukan kegiatan apapun, maka data puncak atas akan terdeteksi 0.00121 mVolt selanjutnya untuk puncak bawah 0.00012 mVolt dapat dianalisa maka untuk menghitung V_{pp} dapat menggunakan rumus sebagai berikut :

$$V_{pp} = \text{puncak atas} + \text{puncak bawah} \dots \dots \dots (1)$$

2. MENGHITUNG AMPLITUDO

Untuk menghitung amplitudo harus diketahui tegangan pada garis vertikal. Untuk kegiatan yang dipilih adalah santai yang mempunyai tegangan puncak 0.00121 mV sedangkan untuk titik puncak bawahnya adalah 0.00012 mV. Selanjutnya harus menghitung terlebih dahulu V_{pp} yang dapat dihitung seperti pada persamaan 4.1, setelah itu untuk menghitung amplitudonya adalah setengah dari peak to peak. Dapat dihitung dengan rumus:

$$A = \frac{1}{2} \times V_{pp} \dots \dots \dots (2)$$

Keterangan:

- V_{pp} = Tegangan puncak ke puncak (Volt)
- Volt = Tegangan (Volt)
- Div = Skala
- A = Amplitudo (Volt)

Untuk hasil pengukuran pada modul EMG akan dibandingkan dengan hasil pengukuran pada BIOPACK MP-30. Hasilnya mendekati sama dengan hasil yang diperoleh dari BIOPACK MP-30. Untuk menentukan persentase error maka dapat dihitung dengan menggunakan rumus dibawah ini:

$$\%Error = \frac{|data asli - data hasil|}{|data asli|} \times 100\% \dots \dots \dots (3)$$

Dari hasil pengukuran yang didapat maka dapat diambil analisa persen error untuk pengukuran Peak-to-peak adalah sebagai berikut :

$$\%error = \frac{|0.00105 - 0.00133|}{|0.00105|} \times 100\% = 26.67\%$$

Selanjutnya untuk persen error dari Amplitudonya adalah sebagai berikut:

$$\%error = \frac{|0.00134 - 0.00156|}{|0.00134|} \times 100\% = 11.94\%$$

Analisa Data

Dari data analisa diatas menggunakan sinyal 20 - 250 Hz untuk mewakili sinyal EMG. Data yang

diperoleh hampir mendekati kesamaan, yang membuat error pada modul EMG ini adalah kurang banyaknya sample yang diambil untuk satu gelombangnya. Untuk syarat penyamplingan ini berdasarkan teori *Nyquist* yang merupakan teori ekspresi *mathematical*, sehingga *independen* dari bahan apa yang terlalu sering diukur. Ketika sebuah sampel dengan seringnya frekuensi maka frekuensi sampel harus diukur dua kali frekuensi maksimum dari sinyal. Untuk menjadikan sinyanya yang lebih tepat seharusnya tidak berisi dengan *spectrum fourier* atau *sinus frequence cosines*, maka oleh sampel 2 kali frekuensi maksimum dari sinyal. Jika sinyal tidak berada pada frekuensi minimal 2 kali frekuensi maksimum sinyal tidak dapat diperoleh sinyal yang tepat karena akan terjadi *aliasing*. (*Nyquist, 1924*). Berikut ini adalah rumus dari pembentukan sinyal sampling.

$$F_{sampling} = 2 \times \text{frekuensi maksimal sinyal} \dots \dots \dots (4)$$

Dari data error-nya masih terdapat error karena frekuensi sampel yang diperoleh belum mencapai 2 kali frekuensi maksimal dari sinyal. Hal ini disebabkan program VB pada data disini tidak bisa menerima data lebih dari 100 sampel, oleh karena itu sinyal yang diperoleh ada yang hilang karena adanya data yang hilang pada saat dikirim ke dalam program VB. Hal ini disebabkan karena banyaknya instruksi yang dipakai serta data yang diperoleh adalah hasil dari request dari program. Apabila kita tidak menggunakan request maka data yang diperoleh akan semakin banyak dan ada kemungkinan bisa mencapai 2 kali frekuensi maksimal sinyal.

V. PENUTUP

5.1. KESIMPULAN

Setelah dilakukan suatu proses pembuatan dan perencanaan, maka secara keseluruhan rangkaian baik perangkat keras maupun perangkat lunak diuji, dapat disimpulkan sebagai berikut :

1. Modul ECG dan EMG yang telah ada dibuat lebih efisien penggunaannya dan lebih menghemat komponen yang digunakan karena modul ECG dan EMG dijadikan satu unit akan.
2. Hasil dari penguatan pada rangkaian *differensial amplifier* dapat menguatkan sebesar 105 kali, rangkaian *High pass filter* 20 Hz dapat meredam sinyal yang kurang dari 20 Hz sedangkan yang lebih dari 20 Hz akan diteruskan, untuk rangkaian *Low Pass Filter* 500 Hz hasilnya adalah dapat meredam sinyal yang lebih dari 500 Hz dan meneruskan sinyal yang kurang dari 500 Hz, rangkaian filter analog *notch filter* 50 Hz ini sangat diperlukan untuk memperkecil noise yang tidak dikehendaki dengan hasil pada frekuensi 50 Hz tegangan yang berhasil diredam sebesar 0.98 V.

3. Hasil pengukuran dari modul EMG yang dibandingkan dengan BIOPAC MP-30. Hasilnya mendekati sama, dengan persentase error pada penghitungan Peak-to peak adalah sebesar 26.67 %, sedangkan untuk menghitung persentase error pada pengukuran amplitudonya adalah sebesar 11.94 %.

5.2. SARAN

Pada pembuatan Modul ECG dan EMG ini mempunyai keterbatasan yaitu sinyal yang dihasilkan kurang akurat. Penyebabnya karena sinyal sampling belum mencapai 2 kali frekuensi maksimal sinyal seperti yang ditegaskan pada teori *Nyquist*. Oleh karena itu proyek akhir ini sangat membutuhkan pengambilan sinyal sampling yang banyak untuk menghasilkan sinyal yang akurat.

Untuk menghasilkan sinyal EMG yang bagus dengan pengaruh noise yang kecil sebaiknya dibuat perlindungan rangkaian dan filter untuk melewatkan *noise*. Dimana filter yang digunakan harus cocok dengan perhitungan yang diinginkan dan harus tepat penggunaannya. Serta, untuk mengoptimalkan penyempurnaan sistem interface, perlu ditingkatkan kinerja dari ADC yang kita gunakan. Karena ADC merupakan suatu komponen yang sangat sensitif akan suatu tingginya kadar panas yang melewatinya.

VI. Daftar Pustaka

- [1]. Adiyanto, A. (2007). Alat Identifikasi Kadar Alkohol. Surabaya: Politeknik Elektronika Negeri Surabaya.
- [2]. Fiolana, F. A. (2003). *Modul medika*. Surabaya: PENS-ITS.
- [3]. Graham, I. (1999). *National Semiconductor*. National Semiconductor Corporation.
- [4]. Huges, F. W. (1981). *OP-AMP Hand book*. Prentice Hall, A Division Of Simon And Schuster.
- [5]. H. Nyquist, "Certain factors affecting telegraph speed", *Bell Syst. Tech. J.*, vol. 3, pp. 324-352, Apr. 1924.
- [6]. Khoiri, M. (2008). *Tinjauan Aplikasi Elektromiografi Dalam Ergonomi*. Yogyakarta: Sekolah Tinggi Teknologi Nuklir - Batan.
- [7]. Luttmann, A. (1996). , 1996, "*Physiological basis and concepts of electromyography in: Electromyography in ergonomics*", edited by Shrawan Kumar and Anil Mital, Institut fur Arbeitsphysiologie an der Universitat Dortmund. Dortmund: Taulor & Francis Publishersporter.
- [8]. Leslie C, F. J. (1978). *Biomedical Instrumentation and Measurement*. los Angles, California.
- [9]. Malvino. (1992). *Prinsip - Prinsip Elektronika*. Jakarta: Erlangga.
- [10]. Prayudi, A. D. (2007). *Wireless Elektromyograph transmitter*. Surabaya: PENS-ITS.
- [11]. Strong, P. (1973). *Biomedical Measurement*. Beaverton, Oregon: Tektronix. Inc.
- [12]. Webster, J. G. (1978). "*Medical Instrumentation (Application and Design)*". Boston: Houghton Mifflin Company.

BIODATA PENULIS



Nama : Nomiyasari
Tempat/Tanggal Lahir : Blitar / 16 Oktober 1985
Alamat : Jl. Raya Garum No.17 RT.01 RW.01 Garum Blitar
Telepon/Hp : 08563592020
Hobi : Renang, nonton film, dengerin music, jalan-jalan, wisata kuliner
Motto : Terus maju pantang mundur !!!

Riwayat Pendidikan :

- SDN Pojok 1 Tahun 1992 – 1998
- SMP Negeri 3 Blitar Tahun 1998 – 2001
- SMA Negeri 1 Talun Tahun 2001 – 2004
- Universitas Negeri Surabaya 2004-2007
- Politeknik Elektronika Negeri Surabaya-ITS Tahun 2009 – 2011

Penulis telah mengikuti seminar Proyek Akhir pada tanggal 26 Januari 2011, sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar Sarjana Sains Terapan (SST).