

RANCANG BANGUN MODUL EEG UNTUK PENGKLASIFIKASIAN KEADAAN STRESS DENGAN FIR

Moh. Choirul Amri^{#1}, Ir. Ratna Adil, M.T.^{#2}

[#]Jurusan Teknik Elektronika, Politeknik Elektronika Negeri Surabaya

Kampus PENS-ITS Sukolilo, Surabaya

habibie99@yahoo.com

Abstrak - *Electroencephalography* digunakan untuk mengetahui sinyal-sinyal listrik dalam otak, salah satu sinyal listrik yang belum pernah dicoba dalam EEG adalah penelitian tentang sinyal otak pada seseorang dalam kondisi stress. Pada perencanaan alat EEG ini dirancang suatu alat yang bisa menampilkan sinyal otak yang mempunyai orde dalam microvolt dengan menggunakan penguatan instrumentasi, rangkaian amplifier dan rangkaian filter. Sinyal EEG yang dihasilkan akan diintegrasikan dengan PC dengan memanfaatkan mikrokontroler ATmega8 sebagai pengolah data analog ke digital. Input data dari mikrokontroler dimasukkan dalam aplikasi program *Visual Basic* untuk diubah menjadi bentuk sinyal atau grafik. Sinyal ini diperhalus dengan menggunakan *filter FIR* untuk mengurangi *noise-noise* yang ada dan untuk memperjelas sinyal. Berdasarkan hasil uji coba yang telah dilakukan kondisi stres dengan FIR untuk jenis kondisi berpikir aritmetik dan emosional dengan prosentase error 2.24% untuk amplitude dan 16.65% untuk frekuensi. **Kata kunci:** EEG, kondisi Stres, amplifier, filter, Visual basic.

I. PENDAHULUAN

Otak manusia adalah jaringan lunak yang beratnya sekitar 0,5 kilogram dan berisi sekitar 100 miliar sel yang tersusun secara sangat canggih. Miliaran sel itu memiliki fungsi kompleks sebagai pusat pengendali seluruh aktivitas manusia. Mulai dari sekadar menerima sinyal-sinyal dari berbagai sensor di badan kita, sampai pada proses pemahaman, analisa, membuat keputusan, dan kemudian melakukan gerakan motorik.

Otak mengendalikan seluruh aktivitas kehidupan manusia dengan tiga cara, yaitu dengan sinyal-sinyal listrik melalui serabut-serabut saraf, zat-zat kimiawi yang disebut *neurotransmitter*, dan hormon-hormon yang dilepaskan ke darah. Kepada tiga cara pengendalian itulah aktivitas manusia bertumpu. Kekacauan pada salah satu dari tiga hal itu akan menyebabkan kekacauan atau bahkan kelumpuhan pada aktivitas manusia. Sinyal listrik adalah cara tercepat yang dimiliki oleh mekanisme otak dan saraf, yaitu 120 meter per detik. Setiap memberikan perintah kepada organ atau bagian lain, otak selalu mengirimkan pesan-pesan lewat sinyal listrik.

Salah satu peralatan yang digunakan untuk merekam aktivitas sinyal otak adalah dengan menggunakan metode *Electroencephalography*. Aktivitas sinyal otak hasil rekaman dengan *Electroencephalograph* (EEG) bisa dibagi menjadi beberapa sinyal sesuai dengan karakteristik frekuensinya masing-masing.

Hasil dari pengukuran dengan EEG mencerminkan kondisi emosi dan pikiran seseorang yang secara umum ditampilkan berupa gelombang sinyal.

Salah satu akibat dari aktivitas seseorang yang berlebihan adalah dapat menimbulkan rasa stress, sinyal dari kondisi ini yang akan ditampilkan pada PC menggunakan pemrograman visual basic setelah beberapa kali di beri penguatan untuk bisa menampilkan sinyal dalam orde microvolt.

A. Perumusan masalah

1. Bagaimana mendapatkan atau mendeteksi dan merekam aktivitas listrik pada otak yang berupa sinyal pada tegangan sinyal otak yang berada pada level microvolt dan pada pembuatan filter yang sesuai.
2. Perbandingan kemampuan dari filter analog yang menggunakan op-amp dengan filter digital turut di perhitungkan.
3. Bagaimana mengolah sinyal otak yang telah didapat sehingga bisa digunakan untuk menentukan tegangan dari kondisi stress.

B. Batasan masalah

1. Input yang digunakan berasal dari 3 elektrode.
2. Filter yang digunakan untuk menghasilkan sinyal EEG adalah filter *finite impulse response* (FIR) yang jenis filter band-pass butterworth, untuk yang filter digital.
3. Digunakan DFT sebagai klasifikasi sinyal dari pengolahan sinyal hasil filter FIR
4. *Event* yang ditampilkan adalah meliputi kondisi tingkat stress itu sendiri meliputi keadaan berpikir keras dan keadaan emosional.
5. Untuk tampilan sinyal hasil penyaringan filter FIR digunakan *personal computer* (PC) dengan software visual basic 6.0.

II. DASAR TEORI

Otak sebagai pusat pengontrol sistem organ pada tubuh memiliki aliran listrik atau tegangan yang berada pada level microvolt. Sinyal otak dapat ditampilkan melalui beberapa rangkaian penguat dan dapat kita bagi menggunakan rangkaian filter. Sinyal otak yang merupakan perpaduan dari beberapa sinyal dengan frekuensi yang berbeda, jika dipecah dengan cara pemfilteran, maka kita dapat membedakan pecahan sinyal tersebut menjadi sinyal alpha (8-12 Hz), sinyal beta (12 – 30 Hz), sinyal tetha (4 – 7 Hz), sinyal delta (1 – 3 Hz) dan sinyal gamma (26 – 100 Hz). Kelima sinyal ini membentuk sinyal otak, tetapi suatu aktivitas seseorang yang membuat salah satu dari kelima sinyal lebih dominan dari yang lain

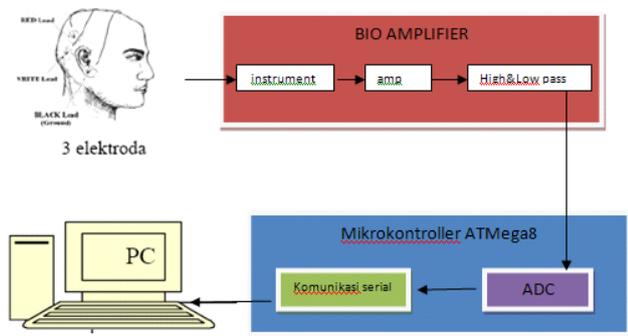
Perangkat EEG telah banyak berkembang melalui banyak

penelitian, mulai tampilan sinyal sampai beberapa hardware. Dalam beberapa penelitian tahun lalu terdapat beberapa kemajuan antara lain penggunaan oscilloscope sebagai sarana tampilan sinyal sampai pemrosesan pemfilteran dan penampilan sinyal dalam PC (personal computer).

Pada percobaan ini dibuat modul EEG yang berbeda dari yang telah diteliti sebelumnya yaitu mempunyai beberapa kriteria yaitu input 3 elektroda dengan, sistem filter yang kami gunakan ada 2 yaitu filter analog dan filter digital, kemudian mencoba menampilkan gelombang otak untuk aktivitas-aktivitas tertentu seperti keadaan stress pada PC dan mengetahui adanya spektrum frekuensi dari masing-masing keadaan melalui proses DFT.

III. SISTEM DAN TEKNIK

Pada perancangan sistem, terdiri dari perancangan sistem secara keseluruhan mengenai alat EEG tersebut. Gambar 6 merupakan blok diagram dari sistem yang akan di buat.



Gambar 1 Gambaran Sistem

A. Akuisisi Data

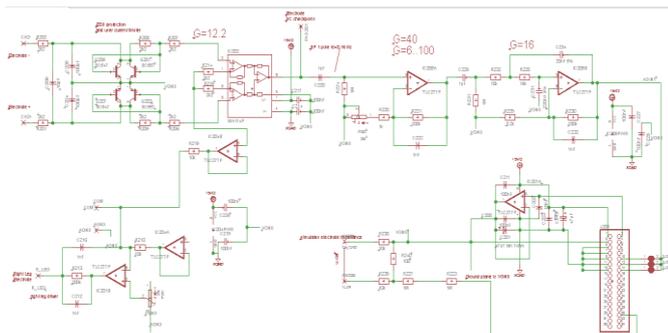
Pengambilan data dari otak menggunakan elektroda. Elektroda adalah alat untuk mengukur potensial aksi yang berfungsi mengkonversi potensial ion menjadi potensial elektron. Prinsip kerja dari elektroda adalah jika sebuah logam dicelupkan kedalam larutan elektrolit yang seimbang dengan cairan tubuh, maka akan terjadi potensial listrik pada permukaan logam. Potensial yang terbentuk disebut potensial elektroda.

Body Surface Electrode terbuat dari logam yang tahan karat (misalnya perak dan nikel), digunakan untuk mendapatkan potensial biolistrik dari permukaan kulit (umumnya untuk mendapatkan potensial ECG, EEG dan EMG). Bentuk-bentuk

elektroda permukaan kulit, yaitu bentuk plat, bentuk suction cup, bentuk floating, disposable, dan ear clip.

B. Rangkaian Hardware

1) Rangkaian Amplifier



Gambar 2 Rangkaian amplifier

Pada bagian rangkaian penguat ini terdiri dari rangkaian penguat instrumentasi berupa INA114P dan non inverting, terdapat juga high pass filter dan low pass filter yang berguna untuk melewatkan sinyal frekuensi yang di pakai.

Pada rangkaian penguat dengan op-amp, op-amp yang digunakan adalah TLC277P. sedangkan untuk penguatannya, dilakukan dua tahap dimana *output* dari penguat pertama digunakan sebagai *input* penguat yang kedua. Untuk penguatan pertama adalah sebesar 100 kali dimana nilai ini ditentukan oleh perbandingan antara nilai R_f dan R_{in} . Sedangkan untuk penguatan yang kedua adalah sebesar 16 kali, nilai ini ditentukan oleh besarnya nilai perbandingan antara nilai R_f dan R_{in} . Jadi total seluruh penguatan yang terjadi termasuk pada rangkaian pre-amp adalah 128.2 kali. Dibuat sebanyak dua tahap penguatan dimaksudkan agar *output* yang kita dapat dari hasil penguatan pada op-amp dapat lebih baik.

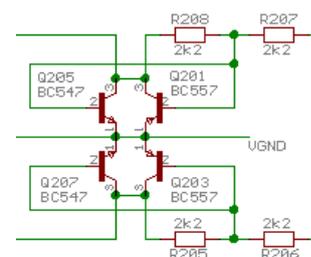
2) Rangkaian proteksi

Sebelum memasuki rangkaian penguat, sinyal melewati rangkaian proteksi. Rangkaian ini terdiri dari susunan transistor NPN dan PNP. Rangkaian ini berfungsi melindungi rangkaian penguat dari *electrostatic discharge* dan melindungi subyek (pemakai) dari kejutan elektrik apabila terjadi kesalahan rangkaian.

Rangkaian ini bekerja berdasarkan prinsip rangkaian *clamping*. Susunan transistor-transistor tersebut akan melewatkan semua arus yang berbahaya apabila terdapat tegangan melebihi $\pm 0,58$ volt ke *ground*.

Tabel 1. Spesifikasi transistor

BC547 (NPN)		BC557 (PNP)	
V_{BE} (on)	Min = 0,58 V	V_{BE} (on)	Min = -0,6 V
	Max = 0,7 V @ $V_{CE} = 5V$ $I_C = 2mA$		Max = -0,75 V @ $V_{CE} = -5V$ $I_C = -2mA$



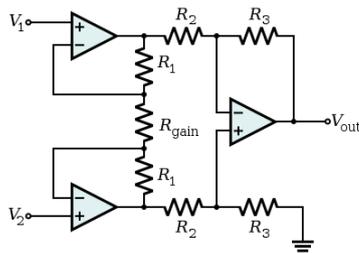
Gambar 3. rangkaian proteksi

3) Penguat instrumentasi

Sinyal yang dihasilkan oleh otak memiliki nilai yang sangat kecil yaitu berorde mikrovolt. Oleh karena itu sinyal tersebut perlu dikuatkan. instrumentasi adalah penguat diferensial yang dilengkapi dengan buffer pada masukannya, yang berfungsi untuk menghilangkan kebutuhan akan penyesuaian impedansi masukan sehingga rangkaian ini sesuai untuk digunakan sebagai rangkaian pengukuran.

Pada bagian ini sinyal akan dikuatkan sebanyak 12 kali. Tujuan dari sinyal yang hanya dikuatkan sebanyak 12 kali adalah untuk menghindari noise yang bisa ikut dikuatkan juga. Bila sinyal langsung dikuatkan dengan

penguatan yang besar maka noise akan ikut dikuatkan dalam penguatan yang besar pula. Hal ini akan mengganggu sinyal EEG yang asli yang akan direkam.



Gambar 4. rangkaian penguat instrumentasi

Persamaan yang digunakan untuk menentukan penguatan tegangan dari rangkaian tersebut adalah:

$$\frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_{gain}}\right) \frac{R_3}{R_2} \dots\dots\dots (1)$$

Pada alat ini menggunakan rangkaian penguat yang terintegrasi di dalam IC yaitu INA114. IC ini memiliki kelebihan ciri antara lain DC offset sangat rendah, noise rendah, open-loop gain yang tinggi, common-mode rejection ratio yang tinggi dan impedansi input yang tinggi.

Dalam IC INA114 nilai-nilai resistansi internal R1, R2 dan R3 adalah 25 Ω, maka persamaan 1 di atas menjadi:

$$G = \frac{V_{out}}{V_2 - V_1} = \left(1 + \frac{2 \times 25k\Omega}{R_{gain}}\right) \frac{25k\Omega}{25k\Omega} \dots\dots\dots (2)$$

$$G = \left(1 + \frac{50k\Omega}{R_{gain}}\right) \dots\dots\dots (3)$$

Rangkaian ini memiliki ciri antara lain DC offset sangat rendah, noise rendah, open-loop gain yang tinggi, common-mode rejection ratio yang tinggi dan impedansi input yang tinggi.

Untuk mendapatkan penguatan sebesar 12 kali, maka nilai R_{gain} yang harus dipasang adalah:

$$12 = 1 + \frac{50k\Omega}{R_G}$$

$$R_G = 4.5k\Omega \approx 4.4k\Omega$$

Nilai resistor sebesar 4,4 kΩ didapatkan dengan menghubungkan dua resistor 2,2 kΩ secara seri.

4) Penguat tak pembalik

Setelah dikuatkan oleh penguat instrumentasi, sinyal kemudian dikuatkan lagi dengan menggunakan rangkaian penguat tak pembalik. Pada bagian ini sinyal bisa dikuatkan sebanyak 6 hingga 100 kali. Penguatan bisa diatur dengan merubah nilai resistansi variabel resistor yang dirangkai seri dengan R_{in} rangkaian.

Nilai-nilai resistor yang digunakan adalah R_f = 100 kΩ, variabel resistor R₃ = 20 kΩ. Sehingga nilai resistor R_{in} yang digunakan dapat ditentukan dengan menggunakan rumus penguatan rangkaian tak pembalik.

$$A = \left(\frac{R_f}{R_{in}} + 1\right) \dots\dots\dots (4)$$

Misal pada penguatan maksimal 100 kali di mana pada

kondisi ini nilai variabel resistor R₃ = 0 kΩ, maka:

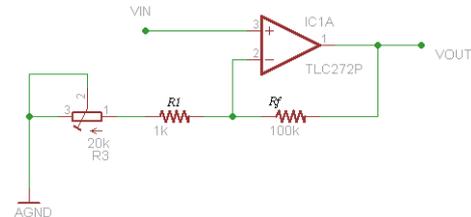
$$100 = \left(\frac{100k\Omega}{R_1 + 0k\Omega} + 1\right)$$

$$\frac{99}{100k\Omega} = \frac{1}{R_1 + 0k\Omega}$$

$$R_1 = \frac{100k\Omega}{99}$$

$$R_1 \approx 1k\Omega$$

Gambar 4 menunjukkan rangkaian dari penguat tak pembalik.



Gambar 5. rangkaian penguat tak pembalik

5) Low-pass filter

Frekuensi sinyal EEG adalah antara di bawah 1 Hz hingga 50 Hz. Oleh karena itu sinyal kemudian melewati rangkaian low-pass filter untuk membuang sinyal yang tidak diperlukan. Jenis low-pass filter yang digunakan adalah butterworth orde 3. Filter ini memiliki respon stopband yang baik. Filter ini dibentuk dengan merangkai secara seri filter low-pass orde 1 dengan filter low-pass orde 2.

First-order low-pass butterworth filter

1. menentukan frekuensi cut off f_h
f_h = 49 Hz

2. menentukan nilai C ≤ 0,1μF
C = 220 nF

3. mencari nilai R

$$R = \frac{1}{2\pi \times f_h \times C} \dots\dots\dots (5)$$

$$R = \frac{1}{6.28 \times 49 \times 220 \times 10^{-9}}$$

$$R = 14771,397 \approx 20k\Omega \text{ (variabel resistor)}$$

4. mencari nilai R₁ dan R_f berdasarkan A yang diinginkan

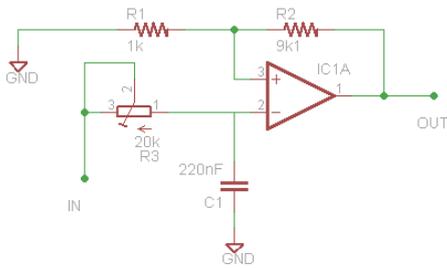
$$A_f = 10$$

$$A_f = 1 + \frac{R_f}{R_1} \dots\dots\dots (6)$$

Misal R₁ = 1kΩ

Maka:

$$R_f = 9k\Omega \approx 9,1k\Omega$$



Gambar 6. first order LPF

▪ Second-order low-pass butterworth filter

- menentukan frekuensi cut off f_h
 $f_h = 49$
- menentukan $R_2 = R_3 = R$ dan $C_2 = C_3 = C$ dimana $C \leq 1 \mu F$
 $C = 220 \text{ nF}$
- mencari nilai R

$$R_2 = R_3 = \frac{1}{2\pi \times f_h \times C} \dots\dots\dots (7)$$

$$= \frac{1}{6.28 \times 49 \times 220 \times 10^{-9}}$$

$$= 14771,397 \approx 15k\Omega$$

- karena $R_2 = R_3$ dan $C_2 = C_3$ maka:

$$A_f = 1 + \frac{R_f}{R_1} = 1,586$$

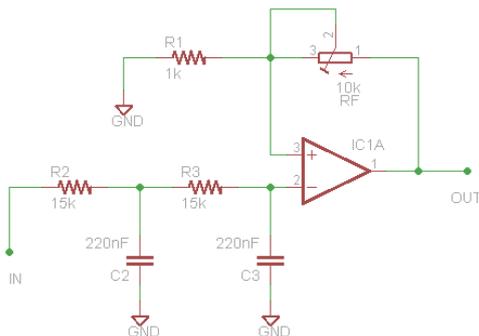
Sehingga $R_f = 0,586 \times R_1$

Misal: $R_1 = 10 \text{ k}\Omega$

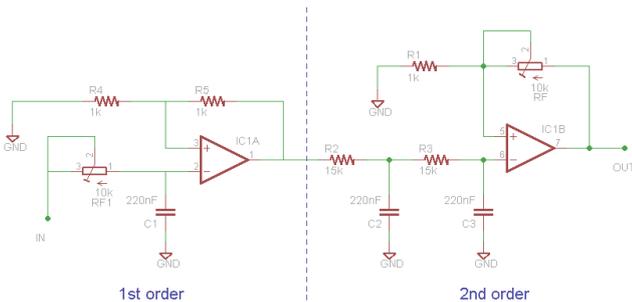
Maka:

$$R_f = 0,586 \times 10k\Omega$$

$$R_f = 5,86k\Omega \approx 10k\Omega \text{ (variabel resistor)}$$



Gambar 7. second-order LPF

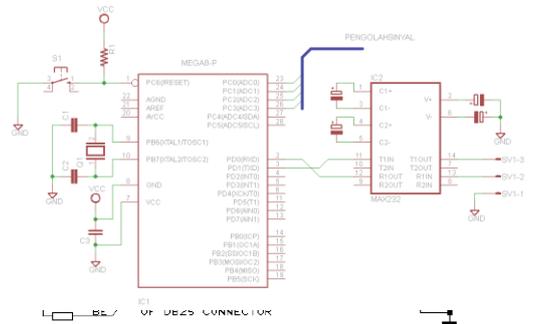


Gambar 8. third-order LPF

6) ADC dan mikrokontroler

Setelah melewati rangkaian pengkondisi, sinyal kemudian mengalami proses konversi ke bentuk digital. Proses konversi tersebut menggunakan ADC internal dari mikrokontroler.

Perencanaan minimum sistem dilakukan dengan melihat fungsi pin-pin pada mikrokontroler.

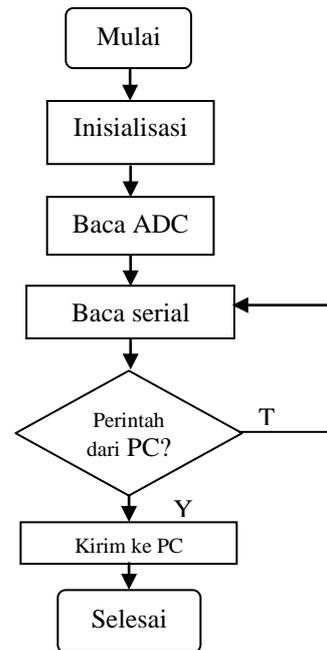


Gambar 10. skematik rangkaian downloader

Pada rangkaian ini digunakan ATmega8 sebagai pemroses data ADC yang akan dihasilkan oleh rangkaian amplifier. Komunikasi yang dilakukan antara PC dengan mikrokontroler menggunakan komunikasi serial dengan RS232 sebagai penjalan proses akuisisi data dari mikrokontroler.

C. PERANCANGAN SOFTWARE

Berikut ini adalah flowchart dari mikrokontroler dan pada Visual Basic:



Gambar 11. flowchart pada mikrokontroler

Flowchart pada gambar 11 adalah flowchart pada mikrokontroler. Dimulai dengan inisialisasi setiap fungsi-fungsi pada mikrokontroler. Kemudian melakukan proses konversi dari sinyal yang masuk ke pin ADC untuk setiap kanal elektroda. Setelah itu pembacaan ADC dan serial, kemudian data dikirim ke PC.



Gambar 12. flowchart pada Visual Basic

Sedangkan flowchart pada gambar 12 adalah flowchart untuk perangkat lunak pada PC menggunakan Visual Basic. Proses pertama yang dilakukan adalah inisialisasi, kemudian melakukan pembacaan serial. Program akan memeriksa apakah ada data yang dikirim oleh mikrokontroler, bila tidak ada maka PC akan menunggu hingga ada data yang dikirim. Bila ada data yang dikirim, maka data akan diperiksa berasal dari kanal manakah data yang dikirim. Setelah itu data sinyal akan melalui pemrosesan sinyal untuk mengklasifikasikan sinyal untuk kemudian ditampilkan ke PC sesuai dengan asal dari kanal masing-masing.

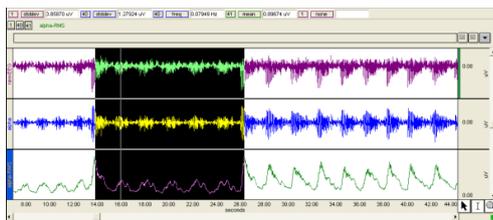
IV PENGUJIAN DAN ANALISA

Setelah melakukan perancangan hardware dan software maka dilakukan integrasi dan selanjutnya dilakukan pengujian yang hasilnya akan dilihat pada PC (Personal Computer).

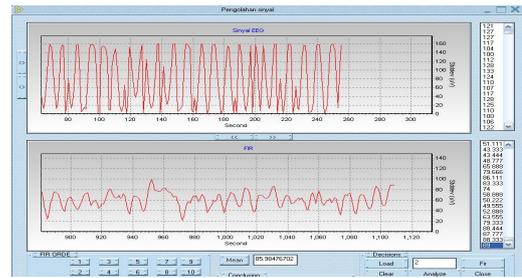
- Hasil Pengujian:

Berikut merupakan perbandingan hasilnya:

a) Keadaan rileks



Gambar 13 Sinyal pengukuran dari Biopac MP30



Gambar 14 Sinyal hasil pengukuran dari sistim

Tabel 2 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error

N o.	Nama	Jenis Kelamin (L/P)	Alpha RMS (Mean) uV		Persentase error (%)
			Biopac	sistim	
1	Ulum	L	0.83107	0.84980	2.25
2	Dita	L	0.83740	0.84230	0.58
3	Irsyad	L	0.84130	0.84112	0.02
4	Ardian	L	0.83275	0.83750	0.57
5	Farid	L	0.85103	0.85280	0.21
6	Tiya	P	0.89310	0.87901	1.57
7	Dika	P	0.87610	0.88870	1.44
8	Indah	P	0.89230	0.88795	0.48
9	Nita	P	0.88330	0.89504	1.33
10	Ratna	P	0.88203	0.88450	0.28

Seperti contoh no. 4 untuk perhitungan

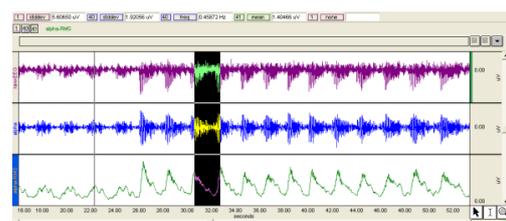
$$\text{Persentase error} = \left[\frac{\text{Hasil alat} - \text{Hasil Biopac}}{\text{Hasil Biopac}} \right] \times 100 \% \dots (8)$$

$$= \left[\frac{0.83750 - 0.83275}{0.83275} \right] \times 100\%$$

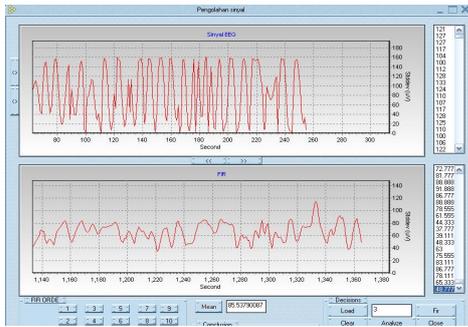
$$= 0.57 \%$$

Pada tabel 2 merupakan hasil pengukuran biopac pada keadaan rileks (normal), dalam pengukuran dengan biopac MP30 digunakan pengukuran dari gelombang alpha RMS yang nantinya akan dibandingkan dengan hasil dari sistim yang telah dibuat. Dengan hasil pengukuran yang didapat, keadaan rileks dari masing-masing individu berbeda begitu juga berdasarkan gender (jenis kelamin). Wanita memiliki nilai hasil pengukuran amplitude yang lebih besar dari laki-laki, hal ini dikarenakan sinyal listrik yang dihasilkan oleh wanita cenderung mengalami kenaikan atau lebih mudah focus terhadap perintah yang akan dijalankan.

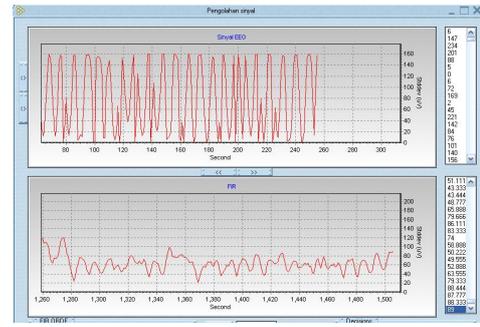
b) Keadaan berpikir aritmetik



Gambar 15 Sinyal pengukuran dari Biopac MP30



Gambar 16 Sinyal hasil pengukuran dari sistim



Gambar 18 Sinyal hasil pengukuran dari sistim

Tabel 3 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error

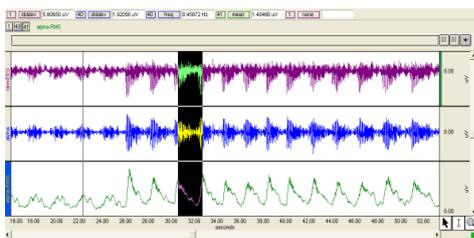
N o.	Nama	Jenis Kelamin (L/P)	Alpha RMS (Mean) uV		Persenta se error(%)
			Biopac	sistim	
1	Ulum	L	1.48801	1.47932	0.58
2	Dita	L	1.48331	1.46430	1.28
3	Irsyad	L	1.47554	1.45980	1.20
4	Ardian	L	1.47335	1.46778	0.37
5	Farid	L	1.48775	1.47743	0.69
6	Tiya	P	1.49730	1.48980	0.50
7	Dika	P	1.49850	1.47665	1.46
8	Indah	P	1.48779	1.48226	0.37
9	Nita	P	1.49572	1.44530	3.37
10	Ratna	P	1.48678	1.45334	2.24

Seperti contoh no. 1 untuk perhitungan
 Persentase error = $\left[\frac{\text{Hasil alat} - \text{Hasil Biopac}}{\text{Hasil Biopac}} \right] \times 100 \% \dots (9)$

$$= \left[\frac{1.47932 - 1.48801}{1.48801} \right] \times 100\% = 0.58\%$$

Pada tabel 4.4 merupakan hasil pengukuran biopac pada keadaan berpikir aritmetik (stres), dalam pengukuran dengan biopac MP30 digunakan pengukuran dari gelombang alpha RMS yang nantinya akan dibandingkan dengan hasil dari sistim yang telah dibuat. Dengan hasil pengukuran yang didapat, keadaan berpikir aritmetik dari masing-masing individu berbeda begitu juga berdasarkan gender (jenis kelamin). Wanita memiliki nilai hasil pengukuran amplitude yang lebih besar dari pada laki-laki, hal ini dikarenakan wanita mengalami kestabilan dalam berpikir meskipun daya serap dari laki-laki lebih bagus dari wanita. Hal ini juga ditunjang dengan teori dari psikologi yang sudah ada.

c) Keadaan emosional



Gambar 17 Sinyal pengukuran dari BiopacMP30

Tabel 4 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error

N o.	Nama	Jenis Kelamin (L/P)	Alpha RMS (Mean) uV		Persentase error(%)
			Biopac	sistim	
1	Ulum	L	1.45321	1.44635	0.47
2	Dita	L	1.45112	1.43772	0.92
3	Irsyad	L	1.44354	1.40667	2.55
4	Ardian	L	1.43445	1.44327	0.61
5	Farid	L	1.42998	1.41442	1.08
6	Tiya	P	1.46560	1.45670	0.61
7	Dika	P	1.46776	1.45730	0.71
8	Indah	P	1.48557	1.45889	1.79
9	Nita	P	1.48806	1.46932	1.25
10	Ratna	P	1.45760	1.44487	0.87

Seperti contoh no. 1 untuk perhitungan
 Persentase error = $\left[\frac{\text{Hasil alat} - \text{Hasil Biopac}}{\text{Hasil Biopac}} \right] \times 100 \% \dots (10)$

$$= \left[\frac{1.44635 - 1.45321}{1.45321} \right] \times 100\% = 0.47\%$$

Berdasarkan perbandingan sinyal pada gambar 13 Sinyal pengukuran dari Biopac MP30 untuk keadaan rileks, gambar 14 Sinyal hasil pengukuran dari sistim untuk keadaan rileks, gambar 15 Sinyal pengukuran dari Biopac MP30 untuk keadaan berpikir aritmetik, gambar 16 Sinyal hasil pengukuran dari sistim untuk keadaan berpikir aritmetik, gambar 17 Sinyal pengukuran dari BiopacMP30 untuk keadaan emosional dan gambar 18 Sinyal hasil pengukuran dari sistim untuk keadaan emosional, menunjukkan bahwa untuk masing-masing keadaan menunjukkan bahwa sinyal atau grafik hasil pengukuran dengan alat bioamplifier menyerupai sinyal hasil pengukuran biopac.

Pada tabel 4 merupakan hasil pengukuran biopac pada keadaan emosional (stres), dalam pengukuran dengan biopac MP30 digunakan pengukuran dari gelombang alpha RMS yang nantinya akan dibandingkan dengan hasil dari sistim yang telah dibuat. Dengan hasil pengukuran yang didapat, keadaan emosional dari masing-masing individu berbeda begitu juga berdasarkan gender (jenis kelamin). Wanita memiliki nilai hasil pengukuran amplitude yang lebih besar dari laki-laki, hal ini dikarenakan wanita lebih mudah emosi dari laki-laki yang cenderung berpikiran secara rasional, Hal ini juga ditunjang dengan teori dari psikologi yang sudah ada dan hasil riset tentang psikologi yang telah dilakukan. Analisa pada table 4 juga akan disertakan perhitungan posentase error

dari alat dengan membandingkannya dengan biopac MP30.

Berdasarkan perhitungan prosentase error dari tabel 2 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error, tabel 3 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error dan tabel 4 perbandingan hasil pengukuran Biopac MP30 dengan sistim serta perhitungan prosentase error didapatkan prosentase error yg relatif kecil, hal ini mengindikasikan bahwa hasil pengukuran dari alat dan dari biopac MP30 sesuai dengan prosedur yang benar serta pembuatan sistim yang kepresisiannya mendekati dengan biopac MP30.

V KESIMPULAN DAN SARAN

Kesimpulan

- Digunakan beberapa penguatan berupa penguatan instrumentasi dan untuk bisa mendapatkan sinyal listrik otak dalam orde microvolt.
- Filter analog melakukan penyaringan sinyal untuk frekuensi rendah dan tinggi, sehingga untuk menghilangkan noise dibutuhkan juga filter digital yaitu filter FIR yang di desain dari visual basic.
- Kondisi normal dan stres dapat dihitung nilai tegangan dari hasil pengolahan sinyal yang dilakukan oleh filter FIR
- Pada keadaan emosional dan berpikir, amplitudonya mencapai nilai yang maksimum dari pada keadaan normal yaitu mencapai 1.48980 uV dan 1.45730 uV.
- Data yang di dapat juga membandingkan antara naracoba laki-laki dan perempuan, dimana untuk setiap nilai yang dihasilkan pada kondisi yang telah di tetapkan nilai pengukurannya lebih besar naracoba perempuan dari pada laki-laki. Hal ini dapat disimpulkan bahwa perempuan lebih mudah terkena stress dari pada laki-laki.
- klasifikasi yang terjadi didasarkan pada pengukuran amplitude dan frekuensi pada masing-masing kondisi, dimana keadaan stres untuk kondisi berpikir memiliki nilai frekuensi dan amplitude yang bisa di kategorikan sebagai kondisi diatas rata-rata untuk kondisi normal.

Saran

- Dari hasil PA ini masih terdapat banyak kekurangan dan membutuhkan banyak penyempurnaan, untuk itu bisa dijadikan saran sebagai Tindak lanjut dari penelitian ini yang bisa digunakan untuk mengetahui pola dan karakteristik sinyal otak pada kondisi stres pada setiap terjadinya perbedaan aktifitas yang lain.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] ATmega8 datasheet, Atmel Corporation, 2004.
- [2] Awang, Saidatul, "Pemetaan Otak Berdasarkan Pola EEG Sinyal untuk Kondisi Stres Mental", UniMAP, 2005.
- [3] Buchla, David, *Applied Electronic Instrument and Measurement*, Prentice Hall, New Jersey, 1992.
- [4] Evans, JR, dan Abarbanel, A. *Pengenalan ke EEG kuantitatif dan Neurofeedback Press*. Akademik: San Diego, 1999.
- [5] Gayakwad Ramakant, *Op-Amps and Linear*

Integrated Circuit, Prentice Hall, New Jersey, 2000

- [6] Hammond Corydon D. "Perlakuan Neurofeedback Depresi dan Kecemasan." *Journal of Adult Development*, Vol 12, Nos. 2/3, August 2005 *Jurnal Pengembangan Dewasa*, Vol 12, no 2 / 3, Agustus 2005.
- [7] Ir. Ratna Adil MT, *Riset Grup : Petunjuk Praktikum Elektronika Medikal*, PENS ITS, Surabaya, 2006
- [8] *Jurnal Internasional Ilmu Biomedis*, <http://business.highbeam.com/436125/article-1G1>, di akses Maret 2010.
- [9] Kemalasar, "Slide EEG (Electroencephalograph)". Surabaya. PENS-ITS, 2009.
- [10] Kemalasar, "Slide elektroda". Surabaya. PENS-ITS, 2009.
- [11] Kemalasar, "Slide Otak dan Sistem Saraf". Surabaya. PENS-ITS, 2009.
- [12] *The transform and data compression handbook*, Edited by Alexander Poularikas and Richard C. Dorf, CRC Press, 1 edition (September 27, 2000)
- [13] Webster, J. G, *Medical Instrumentation, Application and Design*, Wiley, USA, 1998.
- [14] Thabrani, Suryanto, "Mudah & Cepat Menguasai Visual Basic", Mediakita, Jakarta, 2007.
- [15] INA114BP datasheet, Texas instrument, 2004.
- [16] RS232 datasheet, Texas instrument, 2004.
- [17] www.en.wikipwdia.org/wiki/Fir_filter diakses pada Juli 2010.