

Klasifikasi Sinyal Delta, Theta, Alpha, Beta, Gamma Pada *Electroencephalography* (EEG)

Tri Diantoro^{*1}, Farrady Alif Fiolana², Diah Arie Widhining Kusumastutie³

^{1,2,3} Teknik Elektro, Universitas Islam Kadiri, Jl. Sersan Suharmaji No. 38 Kota Kediri, Indonesia

^{*1} tridiantoro3@gmail.com

² farradyalif@uniska-kediri.ac.id

³ diahariewk@uniska-kediri.ac.id

Kata Kunci :

ABSTRAK

*Otak
Gelombang Otak
Electroencephalograph
Arduino
Matlab
Fast Fourier Transform*

Otak merupakan organ vital yang menjadi pusat koordinasi tubuh manusia, bekerja dengan sistem kelistrikan yang secara berkala menghasilkan sinyal listrik kecil yang dilewatkan melalui jaringan sel saraf neuron. Untuk mengukur potensial listrik yang dihasilkan sel saraf otak dengan memasang elektroda pada permukaan kulit kepala. Dalam bidang medis, alat untuk merekam gelombang otak disebut *electroencephalograph*. Penelitian ini bertujuan membuat alat instrumentasi perekam sinyal otak berbasis mikrokontroler yang portabel dan mudah digunakan dengan hanya menggunakan dua elektroda yang dipasang pada bagian *frontal* dan satu elektroda pada referensi. Sistem yang dirancang terdiri dari rangkaian proteksi, penguat instrumentasi, penguat non-inverting, *low pass filter*, *notch filter*, penguat diferensial dan arduino uno. Untuk mengetahui frekuensi dari sinyal otak yang terekam, data ADC dari tegangan yang terukur diproses menggunakan program *fast fourier transform* pada Matlab. Hasil dari pengujian didapat beberapa karakteristik gelombang otak yang muncul yaitu, gelombang delta (0-4 Hz), gelombang *theta* (4-8 Hz), gelombang *alpha* (8-12 Hz), gelombang beta (12-30 Hz), dan gelombang *gamma* (>30 Hz).

The brain is a vital organ that is the coordination center of the human body, working with the electrical system periodically producing small electrical signals that are passed through neurons. To measure the electric potential by installing electrodes on the surface of the scalp. In medicine, a device for recording brain waves is called an electroencephalograph. This research aims to make a microcontroller brain signal recording device using two electrodes on the frontal and one electrode on the reference. The system is designed to consist of protection circuit, instrumentation amplifier, non-inverting amplifier, low pass filter, notch filter, differential amplifier and arduino uno. To determine the frequency, the recorded brain signal ADC data was processed using fast fourier transform in Matlab. The results of the test obtained the characteristics of brain waves that appear, delta (0-4 Hz), theta (4-8 Hz), alpha (8-12 Hz), beta (12-30 Hz), and gamma (>30 Hz).

1. Pendahuluan

Otak merupakan organ penting dalam pusat koordinasi tubuh manusia, sehingga apabila terjadi kelainan pada otak maka akan sangat mempengaruhi pengendalian koordinasi tubuh manusia (Saverius Siregar and Rahayu, 2020). Ketika seseorang memiliki otak yang sehat, itu mempengaruhi kesehatan tubuh. Namun sebaliknya, ketika otak seseorang dalam keadaan sakit, itu adalah penyebab dari semua masalah kesehatan dalam tubuh (Faturachman et al., 2019). Berbagai teknik diagnostik telah dikembangkan untuk menyelidiki fungsi dan kelainan otak. Sistem kerja otak dengan menghasilkan sinyal listrik kecil dalam pola teratur yang disalurkan melalui miliaran jaringan sel-sel saraf neuron yang terdapat pada otak (Yulia et al., 2021). Perbedaan komposisi ion cairan *intraseluler* dan *ekstraseluler* sel saraf menghasilkan gradien potensial listrik melintasi membran, yang disebut potensial membrane (Yudiansyah Akbar, 2014).

EEG merupakan sebuah alat perekaman aktivitas listrik statis neuron yang dihasilkan dari rangsangan yang diterima otak dengan memasang elektroda di beberapa titik permukaan kulit kepala (Saverius Siregar and Rahayu, 2020). Melalui elektroda yang di letakkan di kulit kepala, didapatkan pola aktivitas listrik dari gelombang otak serta dapat ditafsirkan kelainan atau penyakit yang diderita pasien melalui aktivitas otaknya (Febrina Yumiko et al., 2021). Hasil penelitian terdahulu dari perekaman sinyal otak menggunakan EEG adalah diketahuinya macam - macam sinyal yang berkaitan dengan aktivitas otak manusia (Amri et al., 2011). Manusia memiliki 5 jenis sinyal yaitu sinyal alpha, beta, theta, delta, dan gamma dengan rentang frekuensi yang berbeda-beda (Rusli et al., 2013).

Penelitian ini bertujuan untuk membuat perangkat perekaman dan pengklasifikasian sinyal otak yang portabel serta mudah dioperasikan. Sistem dirancang dengan perangkat keras yang terdiri dari elektroda, rangkaian penguat op-amp, rangkaian filter, arduino dan program pada komputer. Sistem kemudian diuji kepada beberapa naracoba dengan memasang beberapa elektroda pada kepala. Data sinyal gelombang otak kemudian diproses pada rangkaian penguat, rangkaian filter, arduino dan modul micro sd untuk menyimpan data hasil rekaman. Data yang telah disimpan kemudian diproses kembali di komputer menggunakan *software matlab* untuk diklasifikasikan macam-macam sinyal yang terukur dan menampilkan grafik sinyalnya.

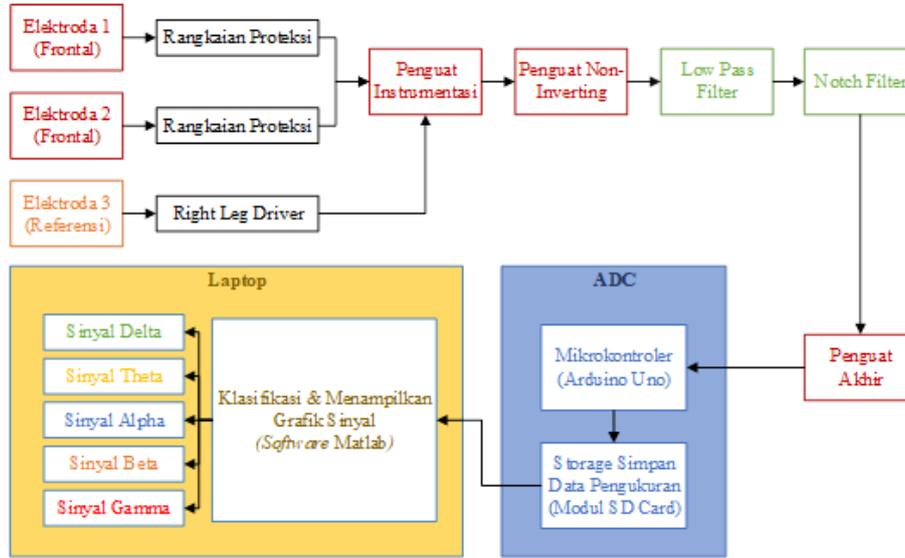
2. Metode Penelitian

2.1 Perancangan Hardware

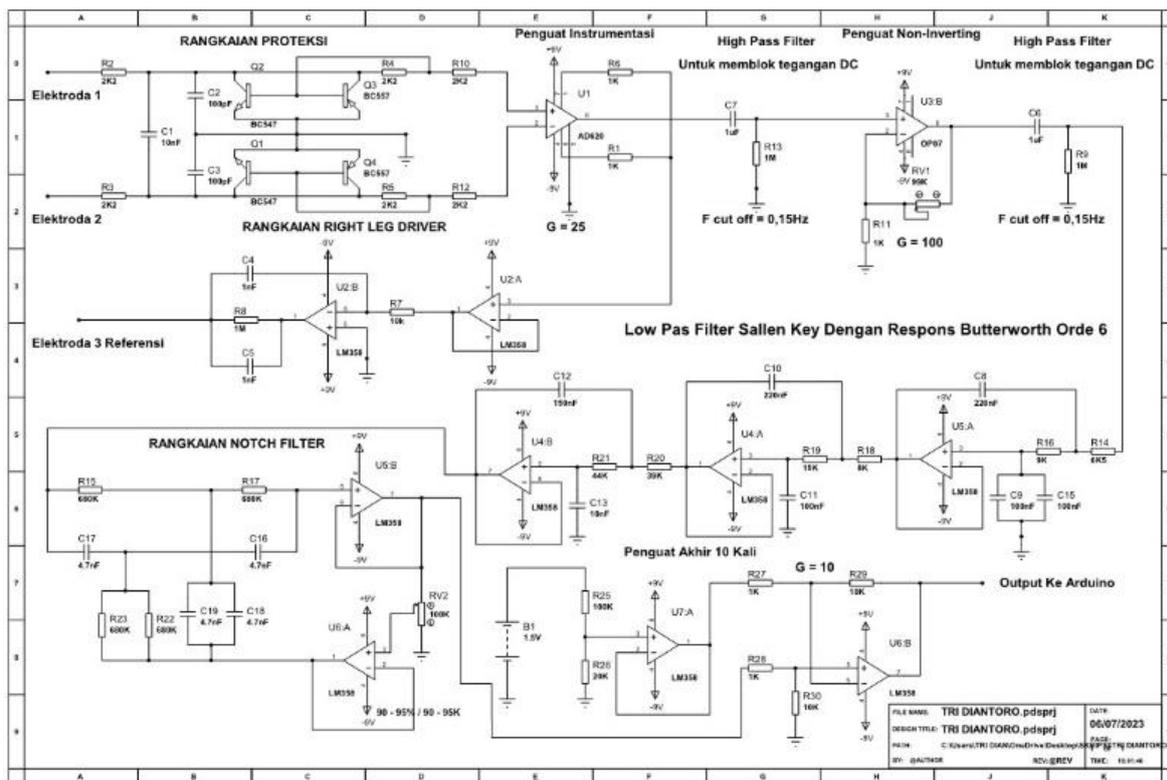
Pada diagram blok perancangan sistem merupakan proses pembuatan sistem yang digunakan pada penelitian ini mulai dari elektroda yang kegunaannya untuk menyadap gelombang otak, rangkaian penguat untuk menguatkan sinyal dari elektroda agar bisa terbaca oleh mikrokontroler. Kemudian output dari penguat masuk ke rangkaian filter untuk mengurangi *noise* dan mengambil frekuensi yang diinginkan.

Selanjutnya pada perancangan ADC arduino dan modul *Sd Card* kegunaannya untuk

merubah data analog hasil perekaman menjadi data digital dan nantinya data tersebut disimpan. Untuk proses menampilkan hasil perekaman, dibutuhkan *software* matlab untuk proses *fast fourier transform* mengubah data dalam domain waktu ke domain frekuensi agar diperoleh klasifikasi dan menampilkan grafik macam - macam sinyal otak.



Gambar 1 Blok Diagram Sistem EEG



Gambar 2 Rangkaian Sistem EEG

Berikut merupakan bagian – bagian dari perancangan rangkaian sistem EEG :

A. Perancangan Penguat Instrumentasi

Pada penelitian ini penguat instrumentasi yang digunakan adalah modul IC AD620. Beda potensial antara kedua masukan akan dikuatkan, dengan besar penguatan yang digunakan sesuai datasheet AD620 menggunakan persamaan berikut.

$$Rg = \frac{49,4}{G-1} = \frac{49,4}{25-1} = 2,05 \text{ K}\Omega \quad (1)$$

Penentuan besarnya gain hanya dengan mengatur besarnya trimpot Rg pada modul IC AD620. Gain yang diinginkan adalah 25 kali, tujuan dari sinyal yang hanya dikuatkan sebesar itu untuk menghindari *noise* yang bisa dikuatkan juga. Apabila penguatan awal yang besar maka *noise* akan dikuatkan besar pula.

B. Perancangan Penguat Non-Inverting

Rangkaian penguat ini merupakan penguatan sinyal tingkat kedua serta menambahkan rangkaian *high pass filter* untuk menghalangi tegangan offset DC dari penguatan sebelumnya dan melewatkan sinyal AC. Dari Gambar 2 Rangkaian Sistem EEG, kombinasi R dan C sebelum dan sesudah rangkaian penguat membentuk filter *high pass* orde pertama untuk meredam sinyal DC dan menguatkan sinyal AC, besarnya frekuensi *cut-off* ditentukan sekecil mungkin sebesar 0,15 Hz dan penguatan non-inverting sebesar 100 kali. Nilai Rf dan Rg pada penguat *non-inverting* dapat dicari menggunakan persamaan penguat non-inverting berikut:

$$Av = \frac{V_{out}}{V_{in}} = \frac{R_f}{R_g} + 1 \quad (2)$$

Dengan nilai Rg ditentukan terlebih dahulu sebesar 1 K Ω , maka nilai Rf didapat sebesar 99 K Ω . Agar gain dapat diatur besar kecilnya, maka Rf dapat menggunakan trimpot yang nilainya lebih besar dari 99 K Ω .

C. Perancangan Low Pass Filter

Rangkaian *low pass filter* dirancang agar mampu meloloskan sinyal sampai dengan 100 Hz dan meredam sinyal dengan frekuensi diatas *cut-off* tersebut. Rangkaian ini dibangun dengan topologi filter *sallen key* orde 6 yang terdiri dari 3 buah *low pass filter* dengan respon *butterworth* orde 2 yang tersusun secara *cascade* sebanyak 3 *stage*. Untuk faktor polinomial respon *butterworth* orde sebagai berikut:

$$H(s) = \frac{1}{(s^2+1,9319+1)(s^2+1,4142+1)(s^2+0,5176+1)} \quad (3)$$

Dengan nilai koefisien *butterworth* stage pertama 1,9319; stage kedua 1,4142 dan stage ketiga 0,5176. Untuk mencari nilai R dan C masing – masing *stage* dari rangkaian diatas

dapat dicari menggunakan persamaan berikut:

$$C_1 \geq \frac{4C_2}{K^2 + 4(A-1)} \quad (4)$$

$$R_2 = \frac{KC_1 \pm \sqrt{(KC_1)^2 - 4C_1(C_1(1-A) + C_2)}}{2C_1C_2\omega} \quad (5)$$

$$R_1 = \frac{1}{R_2C_1C_2\omega^2} \quad (6)$$

Nilai C2, C1, R2, R1 pada stage 1: K = 1,9319, dari Persamaan (4) jika besar C2 ditentukan sebesar C2 = 200nF, maka didapat besar C1 = 214,34 nF dibulatkan menjadi C1 = 220 nF. Dengan frekuensi *cut-off* yang diinginkan 100 Hz dan $\omega = 2 \times \pi \times fc$, maka besar R2 dari Persamaan (5) didapat R2 = 8918,78 Ω dibulatkan menjadi R2 = 9 K Ω . Sedangkan nilai R1 dari Persamaan (6) didapat R1 = 6454,78 Ω dibulatkan menjadi R1 = 6,5 K Ω .

Nilai C2, C1, R2, R1 pada stage 2: K = 1,4142, dari Persamaan (4) jika besar C2 ditentukan sebesar C2 = 100nF, maka didapat besar C1 = 200,00383 nF dibulatkan menjadi C1 = 220 nF. Dengan frekuensi *cut-off* yang diinginkan 100 Hz dan $\omega = 2 \times \pi \times fc$, maka besar R2 dari Persamaan (5) didapat R2 = 14646,68 Ω dibulatkan menjadi R2 = 15 K Ω . Sedangkan nilai R1 dari Persamaan (6) didapat R1 = 7861 Ω dibulatkan menjadi R1 = 8 K Ω .

Nilai C2, C1, R2, R1 pada stage 3: K = 0,5176, dari Persamaan (4) jika besar C2 ditentukan sebesar C2 = 10nF, maka didapat besar C1 = 149,3 nF dibulatkan menjadi C1 = 150 nF. Dengan frekuensi *cut-off* yang diinginkan 100 Hz dan $\omega = 2 \times \pi \times fc$, maka besar R2 dari Persamaan (5) didapat R2 = 43995 Ω dibulatkan menjadi R2 = 44 K Ω . Sedangkan nilai R1 dari Persamaan (6) didapat R1 = 38383,59 Ω dibulatkan menjadi R1 = 39 K Ω .

D. Perancangan Notch Filter

Rangkaian ini dirancang agar mampu meredam sinyal *noise* akibat interferensi jala – jala listrik PLN pada frekuensi 50 Hz. Filter didesain dengan topologi Twin-T seperti pada Gambar 2 Rangkaian Sistem EEG. Dengan nilai kapasitor yang ada dipasaran, C = 4,7 nF dan besar frekuensi *cut-off* ditentukan sebesar $fc = 50$ Hz. Nilai R didapat dari rumus $= \frac{1}{2\pi fc C}$, maka didapatkan besar R = 677,5 K Ω dibulatkan menjadi R = 680 K Ω . Nilai R/2 dan 2C didapat dari R dan C yang telah didapat, diperoleh R/2 = 340 K Ω dan 2C = 9,4 nF.

E. Perancangan Penguat Diferensial

Rangkaian penguat akhir ini dirancang untuk menguatkan sinyal keluaran dari penguatan sebelumnya agar sesuai dengan masukan minimum dan maksimum dari arduino sebesar 0-5 Volt. Dengan penguatan pada rangkaian sebelumnya, semisal tegangan inputan berkisar $\pm 100\mu V$ dengan total penguatan 2500, didapat tegangan minimum -0,25 V dan maksimum 0,25 V. Supaya sinyal keluaran sesuai dengan inputan arduino, maka gain penguat diferensial yang dirancang harus sesuai persamaan berikut :

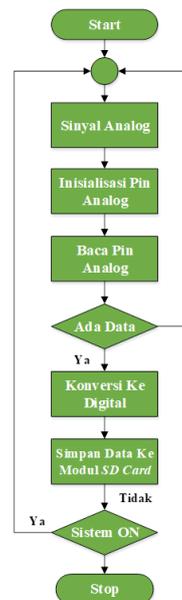
$$V_{in_ADC} = 10(V_{in_min} - (-0,25)) \quad (7)$$

Gain penguat differensial dirancang sebesar 10 kali dan $V = -0,25$ volt didapat dengan mengatur perbandingan besar R_f dan R_g , dimana $R_f = R_3 = R_4 = 10\text{ K}\Omega$ dan $R_g = R_1 = R_2 = 1\text{ K}\Omega$ dan rangkaian pembagi tegangan. Tegangan *offset* sebesar $-0,25\text{ V}$ didapat dari rangkaian pembagi tegangan pada baterai. Agar tegangan baterai negative diperoleh dengan cara membalikkan kutub positif dan negative baterai.

2.2 Perancangan Perangkat Lunak

A. Program ADC Arduino Ide

Data analog hasil keluaran dari rangkaian *hardware* akan menjadi inputan pada pin analog arduino. Pada program Arduino IDE akan menginisialisasi pin analog yang menjadi inputan data analog, kemudian membaca data pin analog dan data tersebut akan dikonversi ke digital melalui program ADC arduino. Setelah diubah ke bentuk digital data tersebut akan disimpan pada modul SD Card dalam format .txt dan akan diproses pada laptop.



Gambar 3 Flowchart Sistem Kerja Program ADC Arduino

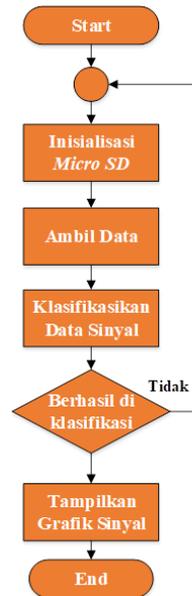
Dari spesifikasi Arduino Uno, ukuran SRAM (*Static Random Access Memory*) yang dimiliki Arduino Uno hanya 2KB. Karena kapasitas memory untuk menampung variable – variable data terbatas, untuk menghindari SRAM kepenuhan perancangan penentuan jumlah data dan frekuensi sampling dari percobaan yang telah dilakukan, arduino dapat bekerja normal dengan banyak data array yang dapat ditampung sebanyak 512 data, waktu yang dibutuhkan untuk *read* dan *write* data tersebut sebesar 2,6 detik. Dari data tersebut dapat diketahui frekuensi samplingnya :

$$f_{sampling} = \frac{N_{data}}{t_{data}} = \frac{512}{2,6_s} = 196,92\text{ Hz} \quad (8)$$

Sehingga frekuensi maksimal yang dapat dibaca sesuai dengan persamaan *nyquist* adalah :

$$f_{max} = \frac{f_s}{2} = \frac{196,92}{2} = 98,46\text{ Hz} \quad (9)$$

B. Matlab



Gambar 4 Flowchart Sistem Kerja Program Matlab

Data hasil rekaman EEG yang telah disimpan pada *SD Card* akan diproses pada laptop untuk diolah menggunakan software matlab. Data diproses di matlab menggunakan metode *Fast Fourier Transform* (FFT) untuk mengubah data dalam domain waktu ke dalam domain frekuensi agar diperoleh hasil klasifikasi macam - macam sinyal otak dan grafik sinyalnya.

3. Hasil dan Analisis

3.1 Pengujian Penguat Instrumentasi

Pengujian dilakukan untuk mengetahui besar (*gain*) penguatan saat dioperasikan dengan memberikan sinyal sinusoida pada inputan dan mengamati sinyal keluarannya.

Tabel 1 – Hasil Pengujian Penguat Instrumentasi

Frekuensi (Hz)	Vin (mVp-p)	Vout (mVp-p)	A Perhitungan	A Pengukuran	% Error
30	80	1920	25	24	4
30	100	2400	25	24	4
30	130	3040	25	23,38461538	6,461538462
30	150	3560	25	23,73333333	5,066666667
30	180	4400	25	24,44444444	2,222222222
30	200	5080	25	25,4	-1,6
30	230	5760	25	25,04347826	-0,17391304
30	250	6320	25	25,28	-1,12
30	280	7080	25	25,28571429	-1,14285714
30	300	7360	25	24,53333333	1,866666667
Rata – rata				24,5104919	1,958032383

Dari hasil pengujian di Tabel 1 didapat *gain* rata – rata sebesar 24,51 kali, sedangkan dari perancangan awal seharusnya *gain* yang dihasilkan adalah sebesar 25 kali. Berarti terjadi *error* sebesar 1,958 % untuk penguat instrumentasi. *Error* dapat terjadi karena toleransi dari masing – masing komponen yang digunakan.

3.2 Pengujian Penguat *Non-Inverting*

Pengujian dilakukan untuk mengetahui besar (*gain*) penguatan saat dioperasikan dengan memberikan sinyal sinusoida pada inputan dan mengamati sinyal keluarannya.

Tabel 2 – Hasil Pengujian Penguat *Non-Inverting*

Frekuensi (Hz)	Vin (mVp-p)	Vout (mVp-p)	A Perhitungan	A Pengukuran	% Error
30	100	9800	100	98	2
30	110	10700	100	97,27273	2,727273
30	120	11800	100	98,33333	1,666667
30	130	12800	100	98,46154	1,538462
30	144	14200	100	98,61111	1,388889
Rata – rata				98,13574	1,864258

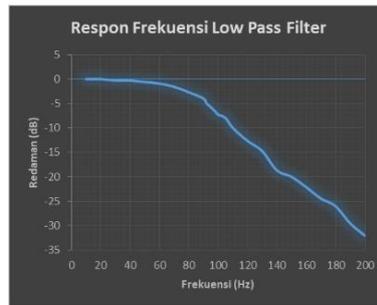
Dari hasil pengujian dan analisa di Tabel 2 didapat penguatan rata – rata sebesar 98,13 kali, sedangkan dari perancangan awal seharusnya penguatan yang dirancang adalah 100 kali. Berarti terdapat *error* sebesar 1,864 % untuk penguat non-inverting. *Error* dapat terjadi karena toleransi dari masing – masing komponen yang dipakai dalam rangkaian.

3.3 Pengujian *Low Pass Filter*

Tujuan dari pengujian *low pass filter* adalah untuk mengetahui besar (*gain*) penguatan dan frekuensi *cut-off* serta respon frekuensinya dengan memberikan sinyal sinusoida pada inputan dan mengamati sinyal keluarannya.

Tabel 3 – Hasil Pengujian *Low Pass Filter*

Frekuensi (Hz)	Vin (mVp-p)	Vout (mVp-p)	Gain (dB)
10	1200	1200	0
20	1200	1200	0
30	1200	1160	-0,294465136
40	1200	1160	-0,294465136
50	1200	1120	-0,599264468
60	1200	1080	-0,915149811
70	1200	1000	-1,583624921
80	1200	880	-2,693971478
90	1200	760	-3,967353075
92	1200	680	-4,933446667
94	1200	640	-5,460025441
96	1200	600	-6,020599913
98	1200	560	-6,619864381
100	1200	520	-7,263558048
105	1200	480	-7,958800173
110	1200	380	-9,987952989
120	1200	280	-12,64046429
130	1200	220	-14,7351713
140	1200	140	-18,66106421
150	1200	120	-20
160	1200	94	-22,12106785
170	1200	72	-24,43697499
180	1200	60	-26,02059991
190	1200	40	-29,54242509
200	1200	30	-32,04119983



Gambar 5 Respon Frekuensi Low Pass Filter

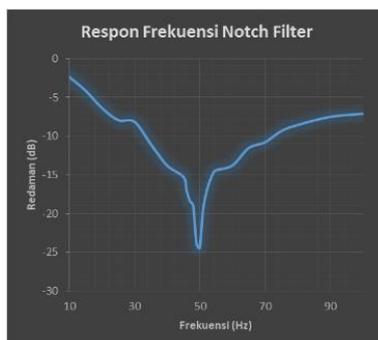
Jika letak frekuensi *cut-off* ditentukan berdasarkan pada saat terjadinya penurunan penguatan (redaman) filter sebesar -3 dB, maka dari grafik respon frekuensi diatas didapatkan titik *cut-off* pada 85 Hz. Dengan demikian telah terjadi pergeseran nilai sebesar 15 Hz dari frekuensi *cut-off* yang telah direncanakan sebesar 100 Hz. Sehingga rangkaian *low pass filter* ini mempunyai *error* sebesar $\frac{85-100}{100} \times 100\% = 15\%$, *error* terjadi karena adanya nilai toleransi dari beberapa komponen yang digunakan.

3.4 Pengujian Notch Filter

Pengujian *notch filter* bertujuan untuk mengetahui letak frekuensi *cut-off* serta respon frekuensinya dengan memberikan sinyal sinusoida pada inputan dan mengamati sinyal keluarannya. Letak frekuensi *cut-off* diambil dari tegangan keluaran yang terkecil.

Tabel 4 – Hasil Pengujian Notch Filter

Frekuensi (Hz)	Vin (mVp-p)	Vout (mVp-p)	Gain (dB)
10	1000	760	-2,383728154
15	1000	620	-4,15216621
20	1000	480	-6,375175252
25	1000	400	-7,958800173
30	1000	390	-8,178707859
35	1000	280	-11,05683937
40	1000	204	-13,80739665
45	1000	172	-15,28943106
46	1000	140	-17,07743929
47	1000	120	-18,41637508
48	1000	112	-19,01563955
49	1000	64	-23,87640052
50	1000	60	-24,43697499
51	1000	104	-19,65933321
52	1000	136	-17,32922183
53	1000	160	-15,91760035
54	1000	180	-14,8945499
55	1000	190	-14,42492798
60	1000	204	-13,80739665
65	1000	264	-11,56792146
70	1000	288	-10,81215024
75	1000	340	-9,370421659
80	1000	372	-8,589141202
90	1000	420	-7,535014192
100	1000	440	-7,13094647



Gambar 6 Respon Frekuensi Notch Filter

Dari hasil pengujian pada Tabel 4 jika frekuensi *cut-off* ditentukan dari tegangan keluaran terkecil / penguatan (redaman) terbesar, maka dari grafik respon frekuensi diatas didapatkan titik *cut-off* pada 50 Hz. Dengan demikian titik *cut-off* sudah seperti yang diinginkan, tetapi jika dilihat dari bentuk grafik respon frekuensi terlihat daerah *pass band* kiri dan kanan tidak simetri dikarenakan adanya pembulatan nilai komponen dan nilai toleransi dari beberapa komponen yang digunakan.

3.5 Pengujian Penguat Diferensial

Tujuan dari pengujian penguat diferensial adalah untuk mengetahui besar (*gain*) penguatan saat dioperasikan dengan memberikan sinyal sinusoida pada inputan dan mengamati sinyal keluarannya.

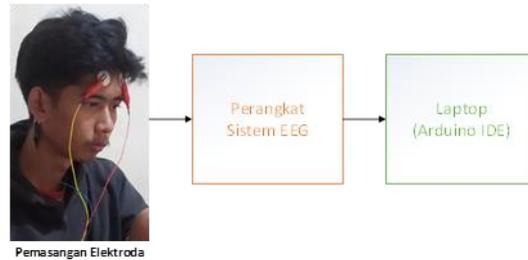
Tabel 5 – Hasil Pengujian Penguat Diferensial

Frekuensi (Hz)	Vin (mVp-p)	Vout (mVp-p)	A Perhitungan	A Pengukuran	% Error
30	100	880	10	8,8	12
30	200	1920	10	9,6	4
30	300	2900	10	9,666666667	3,333333
30	400	3960	10	9,9	1
30	500	4700	10	9,4	6
Rata – rata				9,47	5,266

Dari hasil pengujian dan analisa di Tabel 5 didapat *gain* rata – rata sebesar 9,47 kali, sedangkan dari perancangan awal seharusnya *gain* yang dihasilkan adalah sebesar 10 kali. Berarti terdapat *error* sebesar 5,266 % untuk penguat akhir. *Error* terjadi karena nilai toleransi dari masing – masing komponen yang digunakan.

3.6 Pengujian Keseluruhan Sistem

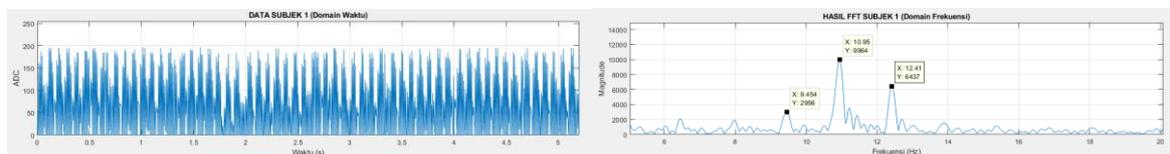
Tujuan dari pengujian ini untuk mengetahui kinerja dari sistem yang telah dibuat. Dengan memasang elektroda pada bagian *frontal* dan pada bagian bawah telinga sebagai *ground*, melakukan perekaman data, memindahkan data hasil perekaman di SD card ke laptop untuk diolah pada software matlab dan mengamati bentuk spektrum frekuensi hasil FFT.



Gambar 7 Pengujian Alat

Sinyal otak tidak memiliki ciri khas dan bentuk yang baku, oleh karena itu untuk mengetahui sinyal dan frekuensi EEG, dengan mengetahui spektrum frekuensinya melalui program *fast fourier transform* (FFT) yang telah dibuat. Program FFT digunakan untuk merubah sampel data yang masih berdomain waktu menjadi berdomain frekuensi.

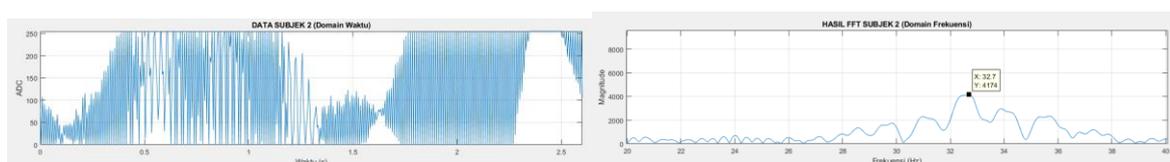
Pengujian pada subjek pertama dengan mengkondisikan subjek dalam keadaan rileks dan sedang mendengarkan lagu santai yang disukai menggunakan *headset* supaya frekuensi dominan yang muncul adalah *alpha* (8 – 12 Hz).



Gambar 8 Data Subjek 1 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 8 (b) terlihat beberapa frekuensi dominan yang muncul, tetapi frekuensi yang terbesar pada rentang frekuensi 8 – 14 Hz. Jika dilihat pada spektrum frekuensi, puncak frekuensi dominan terletak pada frekuensi 10,95 Hz yang berkesesuaian dengan gelombang *alpha*.

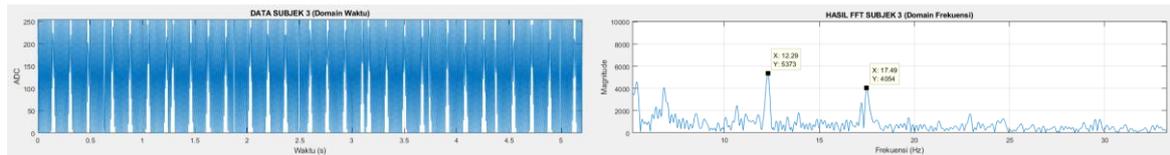
Pengujian pada subjek kedua, subjek diberi pertanyaan matematika dasar dengan didikte dan disuruh menjawab dengan cepat sehingga subjek diharap menjawab dengan kondisi tertekan. Pada kondisi tertekan seharusnya gelombang frekuensi yang muncul adalah *gamma* (>30 Hz).



Gambar 9 Data Subjek 2 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 9 (b) terlihat bahwa terdapat frekuensi yang muncul pada rentang frekuensi *gamma* (>30 Hz) yang menandakan subjek dalam kondisi tegang dan tertekan saat menjawab soal yang didiktekan.

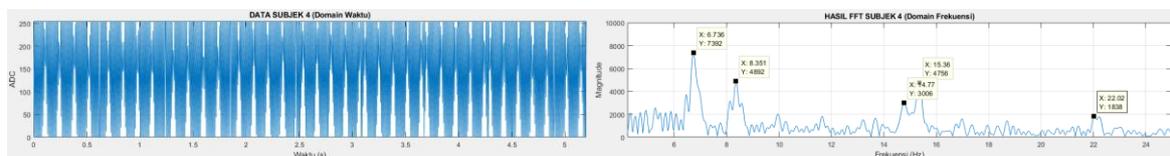
Pengujian pada subjek ketiga, subjek sedang fokus bermain laptop sambil mengerjakan tugas. Dalam kondisi ini seharusnya gelombang yang muncul adalah *beta* (12 – 30 Hz).



Gambar 10 Data Subjek 3 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 10 (b) spektrum frekuensi terlihat bahwa pada rentang gelombang beta (12 – 30 Hz) terdapat kenaikan pada frekuensi 12,29 Hz dan 17,4 Hz. Hal ini menunjukkan bahwa subjek sedang fokus dan memiliki kesadaran penuh dalam mengerjakan tugasnya, meskipun juga terdapat gelombang *theta* yang merepresentasikan keadaan kantuk.

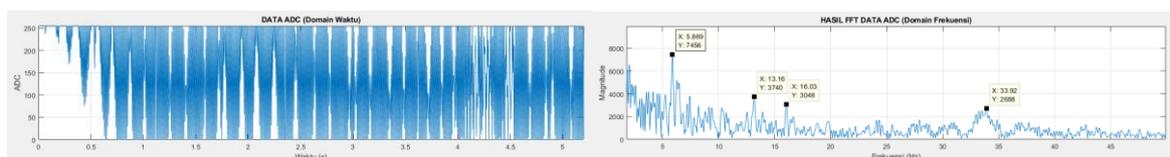
Pengujian pada subjek keempat, subjek direkam sambil sedang bermain *game*. Subjek dikondisikan sedang fokus pada *game*-nya, gelombang yang muncul seharusnya beta (12 – 30 Hz).



Gambar 11 Data Subjek 4 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 11 (b) spektrum frekuensi terlihat ada beberapa frekuensi yang mendominasi yaitu pada rentang gelombang *theta* (4 – 8 Hz), *alpha* (8 – 12 Hz), dan beta (12 – 30 Hz). Artinya terdapat 3 gelombang yang muncul, *theta* pada puncak frekuensi 6,7 Hz muncul mungkin karena subjek 4 dalam kondisi mengantuk, karena pada saat perekaman gelombang dilakukan saat dini hari. Sedangkan gelombang *alpha* yang muncul pada puncak frekuensi 8,3 Hz dan puncak gelombang beta 14,7 – 15,3 Hz kemungkinan karena kondisi dari subjek antara tingkat kesadaran rendah dan berusaha untuk fokus / tingkat kesadaran penuh.

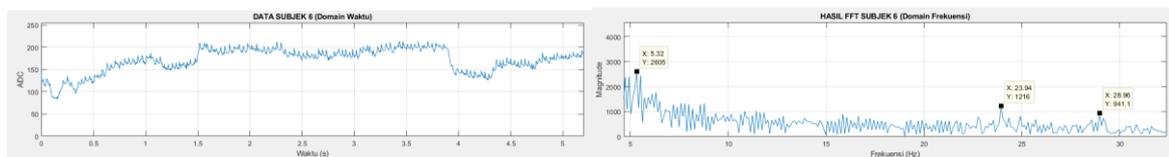
Pengujian pada subjek kelima, subjek diuji sama seperti subjek 2 yaitu diberi soal matematika dasar dan disuruh menjawab dengan cepat supaya kondisinya tertekan. Dalam kondisi ini seharusnya gelombang yang mendominasi adalah gelombang *gamma* (>30 Hz).



Gambar 12 Data Subjek 5 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 12 (b) spektum frekuensi terlihat ada beberapa frekuensi yang mendominasi yaitu pada rentang gelombang *theta* (4 – 8 Hz), *beta* (12 – 30 Hz) dan *gamma* (>30 Hz). Artinya terdapat 3 gelombang yang muncul, *theta* pada puncak frekuensi 5,8 Hz muncul mungkin karena subjek 4 dalam kondisi kantuk. Sedangkan gelombang *beta* yang muncul pada puncak frekuensi 13,16 Hz dan 16 Hz merepresentasikan subjek sedang fokus dengan soal yang diberikan. Gelombang *gamma* yang muncul (>30 Hz) mungkin merepresentasikan kondisi tertekan dari subjek.

Pengujian pada subjek keenam, subjek diuji sambil fokus membaca buku. Dalam kondisi ini seharusnya gelombang yang muncul adalah *beta* (12 – 30 Hz).



Gambar 13 Data Subjek 6 urutan - (a) Data ADC; (b) Spektrum Frekuensi;

Pada Gambar 13 (b) spektum frekuensi terlihat ada beberapa frekuensi yang mendominasi yaitu pada rentang gelombang *theta* (4 – 8 Hz) dan *beta* (12 – 30 Hz). Gelombang *theta* pada puncak frekuensi 5,3 Hz muncul mungkin karena subjek dalam kondisi kantuk. Sedangkan gelombang *beta* yang muncul pada puncak frekuensi 23,9 Hz dan 28,9 Hz merepresentasikan subjek sedang fokus dengan buku bacaan.

4. Kesimpulan

Berdasarkan hasil perencanaan, perancangan alat, serta pengujian alat yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa alat yang dirancang dapat mengenali macam – macam gelombang otak. Metode yang digunakan untuk melakukan perekaman sinyal EEG satu channel adalah metode bipolar, dengan mengambil selisih dua titik yang berdekatan dan tetap mengikuti aturan standar 10 – 20 untuk peletakan elektrodanya. Titik frontal dipilih karena titik tersebut tidak terhalang rambut yang dapat menyebabkan gangguan dalam perekaman sinyal.

Hasil pengujian penguat yang dirancang menghasilkan, penguat instrumentasi sebesar 24,51 kali, error pengujian 1,958%; Penguat *non-inverting* penguatan sebesar 98,13 kali, error pengujian 1,864%; Penguat differensial penguatan 9,47 kali dengan error 5,266%. Pada rangkaian LPF *sallen key* dengan respon *butterworth* orde 6 titik cut-off pada -3 dB frekuensi cut-off berada pada 85 Hz, error sebesar 15%. Pada rangkaian *notch filter* menghasilkan titik cut-off yang sudah sesuai dengan yang dirancang sebesar 50 Hz meskipun bentuk grafik respon frekuensi terlihat daerah pass band kiri dan kanan tidak simetri.

Pembacaan grafik gelombang otak dari pengujian seluruh sistem dapat terlihat beberapa karakteristik dari gelombang *theta* (4-8 Hz), gelombang *alpha* (8-12 Hz), gelombang *beta* (12-30 Hz), dan gelombang *gamma* (>30 Hz). Sedangkan gelombang *delta* (0-4 Hz) sebenarnya juga muncul tetapi besarnya frekuensi tidak mendominasi seperti gelombang yang lainnya.

Saran Menggunakan komponen – komponen yang memiliki nilai toleransi kecil, Menambahkan filter digital untuk mendapatkan sinyal yang bersih dari *noise*, Memperbanyak variasi besar kecilnya resistor pada rangkaian awal agar matching impedansi pada rangkaian awal sesuai dengan impedansi tubuh. Memperbanyak titik sadapan EEG, agar dapat merekam lebih banyak channel perekaman. Membuat perangkat perekaman EEG yang bisa secara *real-time* menampilkan bentuk gelombang tanpa harus menyimpan data dan mengolah data terlebih dahulu. Memakai elektroda khusus EEG yang kualitasnya lebih bagus.

Daftar Pustaka

Amri, M.C., Adil, I.R., Elektronika, J.T., Elektronika, P., Surabaya, N., Sukolilo, K.P., 2011. Rancang Bangun Modul Eeg Untuk Pengklasifikasian Keadaan Stress. EEPIS Repository Politeknik Elektronika Negeri Surabaya 1–7.

Faturachman, Wijayanto, I., Ibrahim, N., 2019. Detection Conditions for Use of Vape Seen From Brain Activity Using Eeg With Self Organizing Maps (SOM). E-proceeding of Engineering Universitas Telkom Bandung 6, 569–575.

Febrina Yumiko, Iwan Iwut Triatoasmoro, Hilman Fauzi, 2021. Klasifikasi Sinyal Eeg Terhadap Konsentrasi Individu Menggunakan Metode K-Nearest Neighbor. E-proceeding of Engineering Universitas Telkom Bandung 8, 5100–5115.

Rusli, J.W., Siwindarto, P., Nurussa'adah, 2013. Desain Alat Instrumentasi Medis Electroencephalograph (EEG). Jurnal Mahasiswa Teknik Elektro Universitas Brawijaya 1, 1–7.

Saverius Siregar, G., Rahayu, Y., 2020. Sistem Pendeteksi Gelombang Otak berbasis Electroencephalogram (EEG) pada Studi Kasus Anak Penderita Autisme. Jom FTEKNIK 6, 1–8.

Yudiansyah Akbar, 2014. POLA GELOMBANG OTAK ABNORMAL PADA ELEKTROENCEPHALOGRAPH. Institut Teknologi Bandung 1–5.

Yulia, U., Handayani, S., Kurniawan, A., Handayani, N., 2021. Rancang Bangun Prototype Single Electrode EEG Berbasis Arduino. Sunan Kalijaga Journal of Physics 3, 36–43.