



BUKU AJAR

**INSTRUMENTASI MEDIS DAN
APLIKASINYA**

EKO AGUS SUPRAYITNO, S.Si, MT

**PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH SIDOARJO
2018**



**BUKU AJAR
INSTRUMENTASI MEDIS DAN APLIKASINYA**

Penulis

Eko Agus Suprayitno, S.Si, MT



Diterbitkan oleh
UMSIDA PRESS
Jl. Mojopahit 666 B Sidoarjo

ISBN:

Copyright©2018.

Authors

All rights reserved

**BUKU AJAR
INSTRUMENTASI MEDIS DAN APLIKASINYA**

Penulis :

Eko Agus Suprayitno, S.Si, MT

ISBN :

978-602-5914-86-7

Editor :

Septi Budi Sartika, M.Pd

M. Tanzil Multazam , S.H., M.Kn.

Copy Editor :

Fika Megawati, S.Pd., M.Pd.

Design Sampul dan Tata Letak :

Mochamad Nashrullah, S.Pd

Penerbit :

UMSIDA Press

Redaksi :

Universitas Muhammadiyah Sidoarjo

Jl. Mojopahit No 666B

Sidoarjo, Jawa Timur

Cetakan pertama,

© Hak cipta dilindungi undang-undang

Dilarang memperbanyak karya tulis ini dengan suatu
apapun tanpa ijin tertulis dari penerbit.

IDENTITAS BUKU

1. Judul Buku : **Instrumentasi Medis dan Aplikasinya**
2. Penulis : Eko Agus Suprayitno, S,Si, MT
3. Penerbit : UMSIDA PRESS
4. Cetakan : Pertama, Sidoarjo
5. Jumlah Halaman : 105 Halaman
6. Tahun : 2019

Kemajuan teknologi dibidang kesehatan dalam mendukung kerja dokter melakukan diagnosa penyakit yang aman, akurat, efektif, dan tidak menimbulkan rasa sakit berlebihan serta mampu membantu masyarakat dalam mendapatkan penanganan medis yang lebih baik. Perkembangan Instrumentasi medis tersebut tidak lepas dari hasil kerja sama antara tenaga kesehatan dan engineer. Sehingga diperlukan integrasi keilmuan secara ilmiah antara engginer dalam memberikan solusi kecanggihan teknologi dan tenaga medis dalam kontribusi keilmuan medis terkait penyakit maupun anatomi fidiologi tubuh, agar menghasilkan teknologi di bidang medis yang akurat dan aman

Indonesia masih sedikit tenaga ahli dan literatur dalam bahasa Indonesia yang membahas tentang bidang ini. Oleh sebab itu buku Instrumentasi Medis dan Aplikasinya ini ditulis sebagai salah satu referensi dalam mengisi kelangkaan referensi di bidang ini sebagai Bahan Ajar Pendukung Matakuliah Elektronika Kedokteran maupun Elektro Medika.

Buku ini membahas instrumentasi low pass filter pada instrumentasi biomedik, instrumentasi high pass filter pada instrumentasi biomedik, instrumentasi notch filter pada instrumentasi biomedik, pegantar materi tenang jantung dalam mendukung instrumentasi alat-alat medis jantung, pembuatan instrumentasi electrocardiography (ecg), phonocardiography (pcg), dan carotid pulse, nervous system, electroencephalography (eeg).

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa, yang telah memberikan berkat dan karuniannya sehingga penulis dapat menyelesaikan Buku **Instrumentasi Medis dan Aplikasinya** ini dengan baik. Perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi saat ini sangatlah cepat. Terutama Kemajuan teknologi dibidang kesehatan dalam mendukung kerja dokter melakukan diagnosa penyakit yang aman, akurat, efektif, dan tidak menimbulkan rasa sakit berlebihan serta mampu membantu masyarakat dalam mendapatkan penanganan medis yang lebih baik. Perkembangan Instrumentasi medis tersebut tidak lepas dari hasil kerja sama antara tenaga kesehatan dan engineer. Sehingga diperlukan integrasi keilmuan secara ilmiah antara engginer dalam memberikan solusi kecanggihan teknologi dan tenaga medis dalam kontribusi keilmuan medis terkait penyakit maupun anatomi fisiologi tubuh, agar menghasilkan teknologi di bidang medis yang akurat dan aman

Indonesia masih sedikit tenaga ahli dan literatur dalam bahasa Indonesia yang membahas tentang bidang ini. Oleh sebab itu buku Instrumentasi Medis dan Aplikasinya ini ditulis sebagai salah satu referensi dalam mengisi kelangkaan referensi di bidang ini sebagai Bahan Ajar Pendukung Matakuliah Elektronika Kedokteran maupun Elektro Medika. Buku ini membahas tentang Buku ini membahas instrumentasi low pass filter pada instrumentasi biomedik, instrumentasi high pass filter pada instrumentasi biomedik, instrumentasi notch filter pada instrumentasi biomedik, pegantar materi tenang jantung dalam mendukung instrumentasi alat-alat

medis jantung, pembuatan instrumentasi electrocardiography (ecg), phonocardiography (pcg), dan carotid pulse, nervous system, electroencephalography (eeg).

Dengan dibuatnya Buku **Instrumentasi Medis dan Aplikasinya** ini, penulis berharap banyak masyarakat, Mahasiswa, Tenaga medis, maupun pendidik mampu memahami prinsip kerja Instrumentasi Medis, mampu membuat dan mengembangkannya menjadi Instrumentasi yang tepat guna dan akurat.

Sidoarjo, 21 Januari 2019

Penulis

DAFTAR ISI

1.	BAB I : INSTRUMENTASI LOW PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK	
	A. Instrumentasi Low Pass Filter	1
	B. Simulasi Instrumentasi Low Pass Filter di Proteus.	5
	C. Contoh Pengujian Low Pass Filter	10
	D. Latihan Soal	12
2.	BAB II : INSTRUMENTASI HIGH PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK	
	A. Instrumentasi High Pass Filter	13
	B. Simulasi Instrumentasi High Pass Filter di Proteus	17
	C. Contoh Data Pengujian Low Pass Filter	22
	D. Latihan Soal	24
3.	BAB III : INSTRUMENTASI NOTCH FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK	
	A. INSTRUMENTASI NOTCH FILTER	25
	B. Simulasi Instrumentasi Notch Filter di Proteus.	28
	C. Pengujian Notch Filter	33
	D. Latihan Soal	36
4.	BAB IV : PEGANTAR MATERI TENANG JANTUNG DALAM MENDUKUNG INSTRUMENTASI ALAT-ALAT MEDIS JANTUNG	
	A. ANATOMI JANTUNG	37
	B. Suara Jantung	38
	C. Sinyal jantung	40
	D. Dasar diagnosa Electrocardiography ECG	41
	E. Electrocardiography (ECG)	44
	F. Latihan Soal	46
5.	BAB V : PEMBUATAN INSTRUMENTASI ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG), PHONOCARDIOGRAPHY (PCG), DAN CAROTID PULSE	
	A. PERANCANGAN SISTEM DAN PEMBUATAN ALAT	47
	B. SUBSISTEM PERANCANGAN NOTCH FILTER	48

C.	SUBSISTEM PERANCANGAN DETEKSI TEKANAN DARAH (CAROTID PULSE)	49
D.	Pembuatan Instrumentasi Amplifier Piezoelectric	50
E.	SUBSISTEM PERANCANGAN DETEKSI SUARA JANTUNG (PHONOCARDIOGRAPHY (PCG))	54
F.	SUBSISTEM PEREKAMAN SINYAL JANTUNG (ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG))	59
G.	SUBSISTEM MENAMPILKAN HASIL DETEKSI TEKANAN DARAH, HASIL DETEKSI SUARA JANTUNG DAN PEREKAMAN SINYAL JANTUNG SECARA BERSAMAAN	62
H.	Latihan Soal	66
6.	BAB VI : NERVOUS SYSTEM	
A.	Gambaran Tentang Nervous System	67
B.	Neuron	74
C.	Latihan Soal	78
7.	BAB VII : ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)	
A.	Gambaran Tentang Electroencephalography (EEG)	79
B.	Sinyal Electroencephalography (EEG)	80
C.	Record Signal EEG	84
D.	Prosedur Penempatan Elektroda EEG Sistem Internasional 10-20	88
E.	Kelainan EEG	99
F.	Biomedical Amplifier	102

BAB

1. BAB I : INSTRUMENTASI LOW PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK
2. BAB II : INSTRUMENTASI HIGH PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK
3. BAB III : INSTRUMENTASI NOTCH FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK
4. BAB IV : PEGANTAR MATERI TENANG JANTUNG DALAM MENDUKUNG INSTRUMENTASI ALAT-ALAT MEDIS JANTUNG
5. BABV : PEMBUATAN INSTRUMENTASI ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG), PHONOCARDIOGRAPHY (PCG), DAN CAROTID PULSE
6. BAB VI : NERVOUS SYSTEM
7. BAB VII : ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)

CAPAIAN PEMBELAJARAN

1. Mahasiswa dapat Mengetahui dan memahami Konsep Sistem instrumentasi medis secara Umum
2. Mahasiswa dapat Mengetahui dan memahami Prinsipnya kerja instrumentasi medis secara Umum
3. Mahasiswa dapat memahami dan membuat skematik beberapa pengkondisian sinyal tubuh
4. Mahasiswa mampu membuat Amplifier dan pengkondisian sinyal berdasarkan skematik
5. Mahasiswa dapat merangkai instrumentasi pengkondisian sinyal dan Amplifier menjadi Instrumentasi elektronika medis seperti Electrocardiography, Phocardiography dan Carotid pulse
6. Mahasiswa dapat menguji Instrumentasi Biomedik yang sudah dibuat untuk menghasilkan data tampilan sinyal yang sesuai literature
7. Mahasiswa membuat Instrumentasi medis yang akurat, dan portable.

BAB I

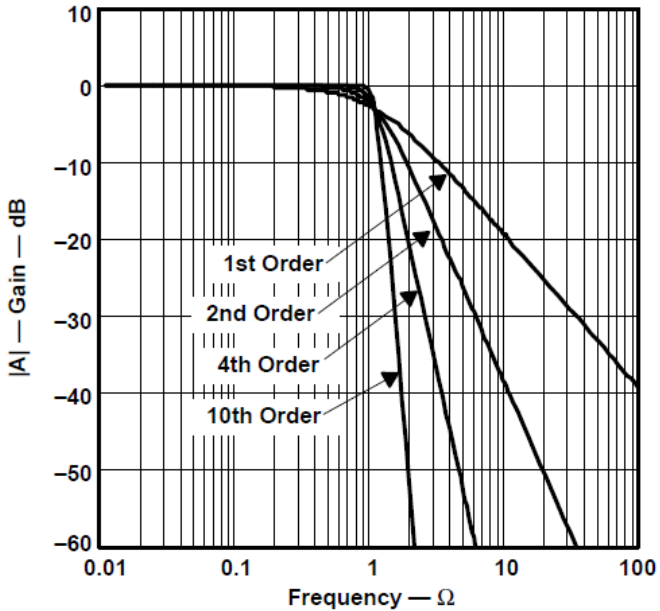
INSTRUMENTASI LOW PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK

A. Instrumentasi *Low Pass Filter*

Instrumentasi *Low Pass Filter* merupakan suatu instrumentasi yang berfungsi untuk memfilter suatu sinyal frekuensi rendah. Grafik hasil uji Instrumentasi *low pass filter* dapat dilihat seperti gambar 1.2 dibawah ini. Grafik Instrumentasi *Low Pass Filter* orde 1 berbeda dengan grafik Instrumentasi *Low Pass Filter* orde 10, makin tinggi orde berdampak pada makin curamnya grafik dalam mendekati frekuensi *cut off* dan makin tinggi kepresisiannya. Salah satu contohnya Instrumentasi *Low Pass Filter* frekuensi *Cut Off* 450 Hz, ini maksudnya suatu instrumentasi filter sinyal yang meloloskan sinyal frekuensi dibawah 450 Hz sedangkan sinyal diatas frekuensi 450 Hz di reduksi maupun di hilangkan (Gambar 4.1). Ini sangat berbeda dengan *High Pass Filter* dengan frekuensi *cut off* 20 Hz yang memiliki makna bahwa suatu instrumentasi filter sinyal yang meloloskan sinyal frekuensi di atas 20 Hz sedangkan sinyal di bawah frekuensi 20 Hz di reduksi maupun di hilangkan.

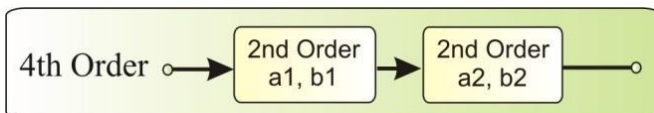


Gambar 1.1. Ilustrasi *Low pass Filter*. Sinyal Frekuensi dibawah 450 Hz di loloskan, sedangkan diatas 450 Hz dihilangkan maupun di reduksi.

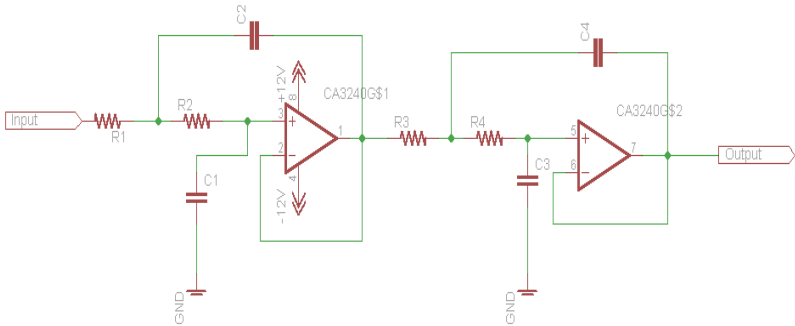


Gambar 1.2. Pola sinyal *Butterworth Low-Pass Filter* (Kugelstadt, 2008)

Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 500 Hz merupakan suatu rangkaian yang dibentuk dari 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana Gambar 1.3 dan Gambar 1.4 (Skematik).



Gambar 1.3. Susunan tahapan *Low Pass Filter* orde 4



Gambar 1.4. Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 500 Hz

Sehingga diperlukan 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 sebanyak 2 buah untuk membuatnya. Selain itu diperlukan Nilai koefisien $a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$, nilai-nilai tersebut merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4 (lihat Tabel 1.1).

Tabel 1.1. *Koefisien Butterworth* Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cut off* 500 Hz (Kugelstadt, 2008)

n	i	a_i	b_i	$k_i = f_{Ci} / f_c$	Q_i
1	1	1.0000	0.0000	1.000	—
2	1	1.4142	1.0000	1.000	0.71
3	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.0000	1.0000	1.272	1.00
4	1	1.8478	1.0000	0.719	0.54
	2	0.7654	1.0000	1.390	1.31

Dengan menggunakan nilai kapasitor $C_1 = 46 \text{ nF}$, koefisien $a_1 = 1.8478$ dan koefisien $b_1 = 1.0000$, serta nilai resistor R_1 , R_2 , dan kapasitor C_2 *Low Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan Persamaan (1.1) dan (1.2). Sehingga didapat nilai resistor $R_1 = R_2 = 6260.333379 \Omega$ dan kapasitor $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8} \text{ F}$. *Low Pass Filter* banyak digunakan dalam pembuatan Instrumentasi Medis, diantaranya Instrumentasi Medis *Phonocardiography*, Instrumentasi Medis *Electrocardiography*, Instrumentasi Medis *Electromyograph*.

Perlu diketahui bahwa dalam menghitung nilai R_1 , R_2 , R_3 , dan R_4 maka nilai koefisien *Butterworth* a_1 dan b_1 adalah untuk rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 yg pertama, sedangkan a_2 dan b_2 adalah untuk rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 yang ke dua. Koefisien a_2 dan b_2 digunakan untuk membantu perhitungan pada rangkaian kedua, dengan mengganti nilai R_1 menjadi R_3 dan R_2 menjadi R_4 . Sedangkan nilai C_1 dan C_3 semuanya sama sesuai persamaan (1.2). Rangkaian *Low Pass Filter* banyak digunakan dalam pembuatan instrumentasi *Electrocardiography*, Instrumentasi medis *Elektromyograph*, dan Instrumentasi Medis *Carotid Pulse*.

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (1.1)$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \quad (1.2)$$

Dengan :

$a_1, b_2, a_2, b_2,$ = koefisien *Butterworth*

C_1, C_2 = Kapasitor (F)

R_1, R_2, R_3, R_4 = Resistor (Ohm)

f_c = Frekuensi Cut Off (Hz)

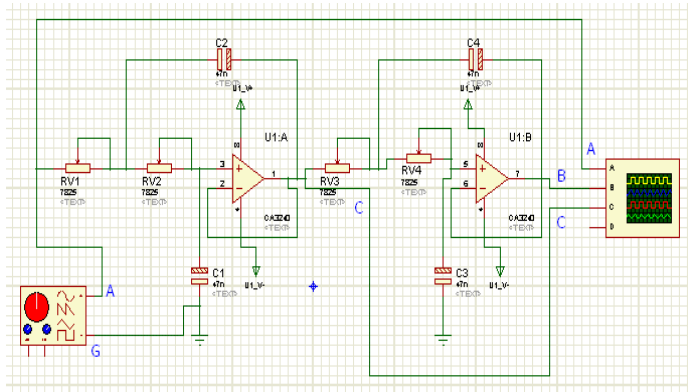
π = koefisien (3,14)

Pada Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4, perlu diketahui pula bahwa *Low Pass Filter* orde 2 yang kedua dihitung menggunakan Persamaan (1.1) dan (1.2) dengan mengganti nilai R_1 menjadi R_3 ; Nilai R_2 menjadi R_4 ; Kapasitor C_1 menjadi C_3 ; Kapasitor C_2 menjadi C_4 ; koefisien a_1 menjadi a_2 ; koefisien b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $C_3 = 46 \text{ nF}$; $R_3 = R_4 = 2593.169806 \text{ } \Omega$ dan $C_4 = 3.20908287893516 \times 10^{-7} \text{ F}$.

B. Simulasi Instrumentasi *Low Pass Filter* di Proteus.

Simulasi Instrumentasi Filter Sinyal di Proteus akan membantu memberikan pemahaman yang lebih komprehensif akan pengertian dan pemanfaatan Instrumentasi Filter Sinyal pada Instrumentasi medis. Program yang diperlukan adalah program Proteus dengan memanfaatkan Function Generator dan Osiloskop. Berikut cara mensimulasikan instrumentasi Filter di Proteus.

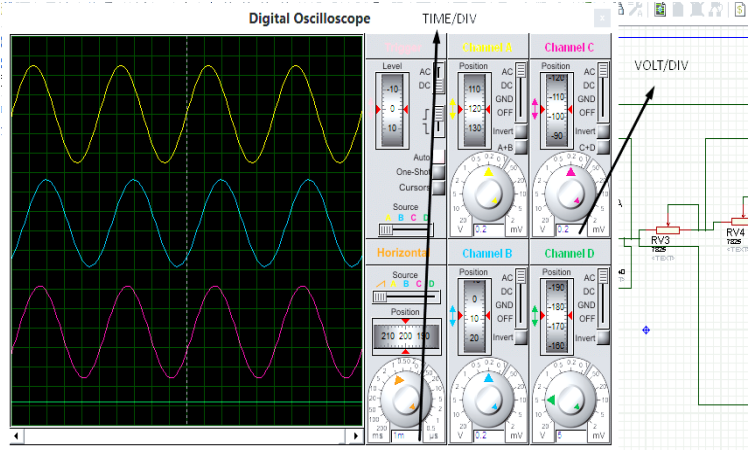
Untuk mencoba simulasi, aktifkan proteus dan buat skematik *Low Pass Filter* di Proteus, pasang Osiloskop dan function generator sebagaimana gambar 1.5.



Gambar 1.5. Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cuttoff* 500 Hz di Proteus

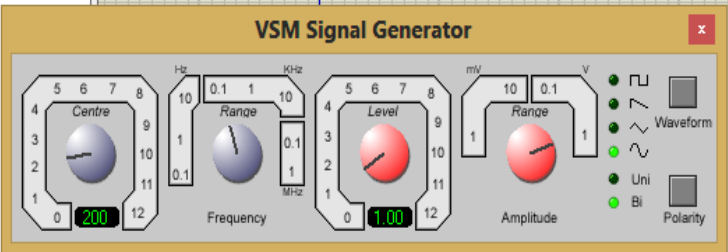
- a) Buat skematik rangkaian *Low Pass Filter* di Proteus seperti gambar 1.5. Gunakan Op Amp tipe IC CA3240 serta resistor (R) dan kapasitor (C) *tantalum* pada rangkaian tersebut.
- b) Perhatikan Gambar 1.5. Pasang *Function Generator* untuk titik (+) pada input rangkaian (RV1) sekaligus hubungkan dengan Osiloskop pada Sinyal A, untuk titik (-) hubungkan ke *Ground* (\equiv). Hubungkan Output Instrumentasi *Low Pass Filter* orde 4 di titik B dengan Osiloskop pada sinyal B. Hubungkan Output Instrumentasi *Low Pass Filter* orde 2 di titik C dengan Osiloskop pada sinyal C.
- c) Masukkan Nilai Resistor R_1 dan R_2 sebesar $R_1 = R_2 = 6260.333379 \Omega$ dan kapasitor $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8}$ F serta $C_1 = 46$ nF.
- d) Run/Play simulasi pada Proteus, dan amati tampilan sinyalnya di osiloskop. Setting volt/div Chanel 1 dan

Chanel 2 osiloskop pada posisi Volt/div sebesar 0.2 volt, dan Time/Div pada posisi 1 ms, Lihat Gambar 1.6.



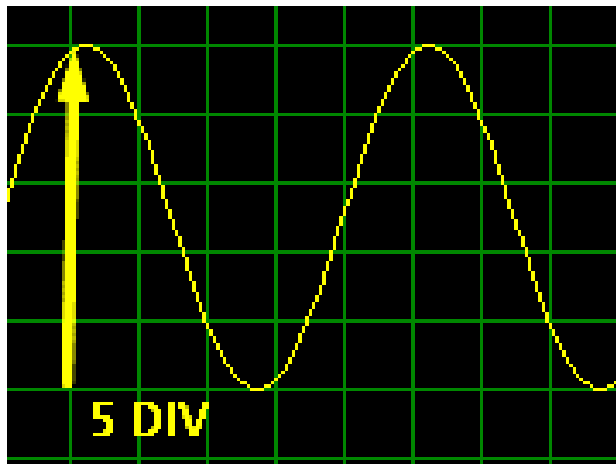
Gambar 1.6. Tampilan Osiloskop

- e) Naikkan nilai frekuensi pada Function generator dari frekuensi 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz, 500 Hz, 600 Hz, 700 Hz, 800 Hz, 1000 Hz. Print Screen hasil gambarnya dan simpan dalam bentuk JPEG tiap-tiap frekuensi, Lihat Gambar 1.7.



Gambar 1.7. Function Generator

- f) Buat Tabel analisa tinggi Amplitud tiap frekuensi 100 Hz, 200 Hz, 300 Hz, 400 Hz, 500 Hz, 600 Hz, 700 Hz, 800 Hz, 1000 Hz dengan cara menghitung kotak DIV nya. Seperti contoh gambar dibawah 1.8, jumlah DIV nya 5. Cari nilai tegangannya dengan cara mengalikan (Volt/Div) yang terbaca pada Osiloskop dengan jumlah kotaknya (DIV). Contohnya $\text{Volt} = 0,2 (\text{Volt/Div}) \times 5 \text{ Div} = 1 \text{ volt}$, ini sesuai dengan setting tegangan masukkan Function Generator sebesar 1 volt (Gambar 1.7).



Gambar 1.8. Jumlah DIV pada Osiloskop

Untuk memudahkan menganalisa buat table Analisa sebagaimana Tabel 1.2. berikut ini.

Tabel 1.2. Tabel pengujian Instrumentasi *Low Pass Filter*

No	Vin	DIV	Frekuensi	Volt	Gambar
	Funtion	Osiloskop			
1	1 volt		100		
2	1 volt		200		
3	1 volt		300		
4	1 volt		400		
5	1 volt		500		
6	1 volt		600		
7	1 volt		700		
8	1 volt		800		
9	1 volt		900		
10	1 volt		1000		

- g) Analisa pengaruh frekuensi terhadap nilai Amplitudo (DIV) nya, perhatikan perbedaannya pada tampilan Gambar di Osiloskop ketika frekuensi di setting 200 hz, **500 Hz** dan 800 Hz. Hasil Analisa harus menunjukkan bahwa pada frekuensi ≥ 500 Hz akan terjadi penurunan amplitude sinyal yag signifikan.

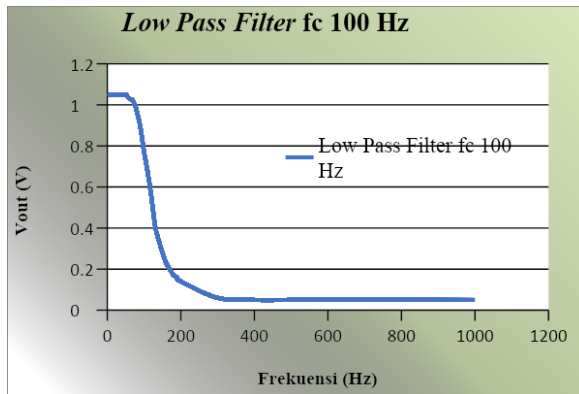
C. Contoh Pengujian Low Pass Filter

Berikut tabel beserta hasil pengujian *Low Pass Filter* Orde 4 Frekuensi *Cutoff* 100 Hz.

Tabel 1.3. Pengujian *Low Pass Filter* f_c 100 Hz

No	Vin (Pk-Pk)= 1 volt	Vout (V)	Vout/Vin (V)
	Frekuensi (Hz)		
1	1	1.05	1.05
2	10	1.05	1.05
3	20	1.05	1.05
4	30	1.05	1.05
5	40	1.05	1.05
6	50	1.05	1.05
7	60	1.03	1.03
8	70	1.02	1.02
9	80	0.97	0.97
10	90	0.89	0.89
11	100	0.77	0.77
12	110	0.67	0.67
13	120	0.55	0.55
14	130	0.41	0.41
15	140	0.34	0.34
16	150	0.28	0.28
17	160	0.23	0.23
18	170	0.2	0.2
19	180	0.17	0.17
20	190	0.16	0.16

21	200	0.14	0.14
22	300	0.06	0.06
23	400	0.05	0.05
24	500	0.05	0.05
25	600	0.05	0.05
26	700	0.05	0.05
27	800	0.05	0.05
28	900	0.05	0.05
29	1000	0.05	0.05
Rata-rata		0.50137931	0.50137931



Gambar 1.9. Grafik *Low Pass Filter* Orde 4 f_c 100 Hz

Pada hasil uji alat, tampilan grafik menunjukkan pada frekuensi 90 Hz terjadi penurunan tegangan awal 1 volt menjadi 0.89 volt, Penguatan -3 dB terjadi pada frekuensi 100 Hz.

D. Latihan Soal :

1. Hitung R_1 dan R_2 serta R_3 dan R_4 untuk frekuensi *Cut Off* 100 Hz. Jika nilai C_1 yang digunakan sebesar 47 nF. (Rangkain *Low Pass Filter* orde 4).
2. Hitung nilai tegangan Output yang ditampilkan Osiloskop di software Proteus pada saat frekuensi sinyal 50 Hz, 100 Hz, dan 150 Hz soal Nomor 1, dengan cara mengalikan (Volt/Div) yang terbaca pada Osiloskop dengan jumlah kotaknya (DIV).
3. Buat Grafik Fungsi antara nilai frekuensi (Sumbu X) dengan nilai tegangan (sumbu Y) berdasarkan data yang sudah didapatkan pada Tabel 2.

BAB II

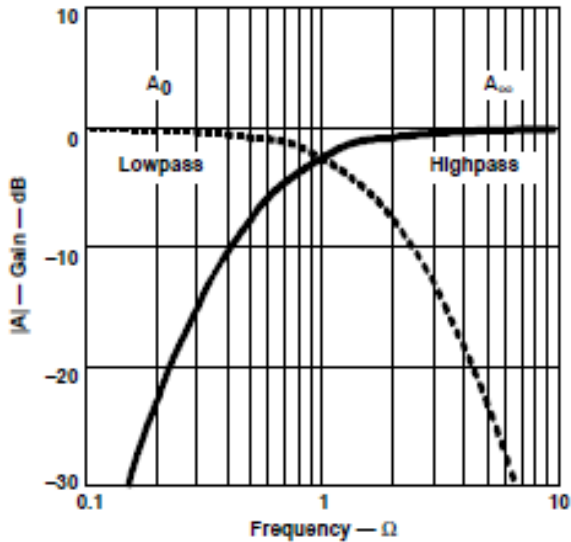
INSTRUMENTASI HIGH PASS FILTER PADA INSTRUMENTASI BIOMEDIK

A. *Instrumentasi High Pass Filter*

Instrumentasi High Pass Filter merupakan suatu instrumentasi yang berfungsi untuk memfilter suatu sinyal frekuensi tinggi. Grafik hasil uji Instrumentasi *High pass filter* dapat dilihat seperti gambar 2.2. Grafik Instrumentasi *High Pass Filter* orde 1 berbeda dengan grafik Grafik Instrumentasi *High Pass Filter* orde 10, makin tinggi orde berdampak pada makin curamnya grafik dalam mendekati frekuensi *cut off* dan makin tinggi kepresisiannya. Salah satu contohnya Instrumentasi *High Pass Filter* frekuensi *Cut Off* 20 Hz, ini maksudnya suatu instrumentasi filter sinyal yang meloloskan sinyal frekuensi diatas 20 Hz sedangkan sinyal dibawah frekuensi 20 Hz di reduksi maupun di hilangkan Gambar 2.1. Ini sangat berbeda dengan *Low Pass Filter* dengan frekuensi *cut off* 450 Hz yang memiliki makna bahwa suatu instrumentasi filter sinyal yang meloloskan sinyal frekuensi di bawah 450 Hz sedangkan sinyal di diatas frekuensi 450 Hz di reduksi maupun di hilangkan (gambar 1.1 pada BAB I).

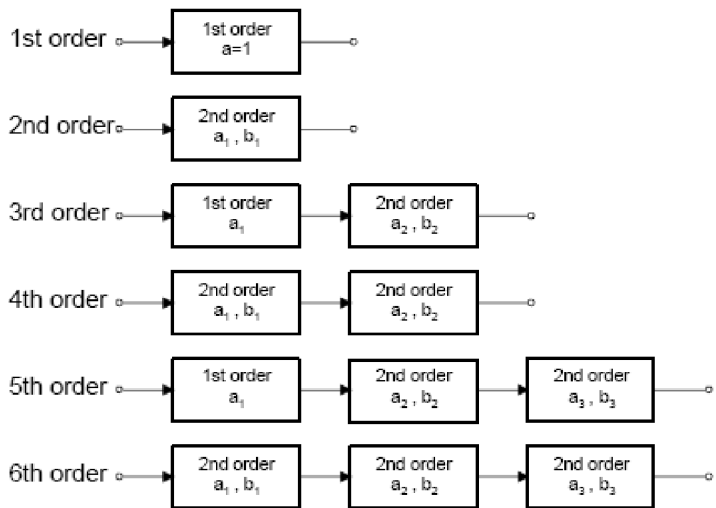


Gambar 2.1. Ilustrasi *High Pass Filter*. Sinyal Frekuensi diatas 20 Hz di loloskan, sedangkan dibawah 20 Hz dihilangkan maupun di reduksi.

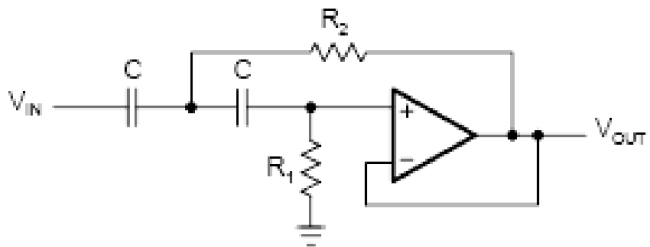


Gambar 2.2. Pola sinyal *Butterworth High-Pass Filter* dan *Low Pass Filter*

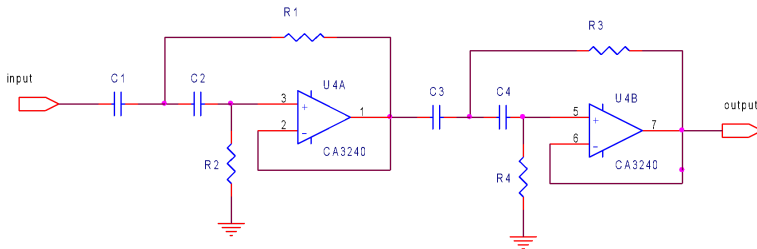
Rangkaian *High Pass Filter* orde 4 untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 20 Hz merupakan suatu rangkaian yang dibentuk dari 2 buah rangkaian *High Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana Gambar 2.3, Gambar 2.4, Gambar 2.5 (Skematik). Sehingga diperlukan 2 buah rangkaian *High Pass Filter* orde 2 sebanyak 2 buah untuk membuatnya. Selain itu diperlukan Nilai koefisien $a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$, nilai-nilai tersebut merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4 (lihat Tabel 1.1 pada BAB I).



Gambar 2.3. Susunan tahapan *High Pass Filter* orde 1 sampai 6



Gambar 2.4. Rangkaian *High Pass Filter* orde 2



Gambar 2.5. Rangkaian *High Pass Filter* orde 4

Dengan menggunakan nilai kapasitor $C_1 = C_2 = 1 \mu\text{F}$, koefisien $a_1 = 1.8478$ dan koefisien $b_1 = 1.0000$, serta nilai resistor R_1 dan R_2 *High Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan Persamaan (2.1) dan (2.1). *High Pass Filter* banyak digunakan dalam pembuatan Instrumentasi Medis, diantaranya Instrumentasi Medis *Phonocardiography*, *Electromyograph* dan Instrumentasi Medis lainnya.

Perlu diketahui bahwa dalam menghitung nilai R_1 , R_2 , R_3 , dan R_4 maka nilai koefisien *Butterworth* a_1 dan b_1 adalah untuk rangkaian *High Pass Filter* orde 2 yg pertama, sedangkan a_2 dan b_2 adalah untuk rangkaian *High Pass Filter* orde 2 yang ke dua. Koefisien a_2 dan b_2 digunakan untuk membantu perhitungan pada rangkaian kedua, dengan mengganti nilai R_1 menjadi R_3 dan R_2 menjadi R_4 . Sedangkan nilai C_1 dan C_3 semuanya sama menggunakan kapasitor yang sama.

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \quad (2.1)$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} \quad (2.2)$$

Dengan :

$a_1, b_2, a_2, b_2,$ = koefisien *Butterworth*

C_1, C_2 = Kapasitor (Farad)

R_1, R_2, R_3, R_4 = Resistor (Ohm)

f_c = Frekuensi Cut Off (Hz)

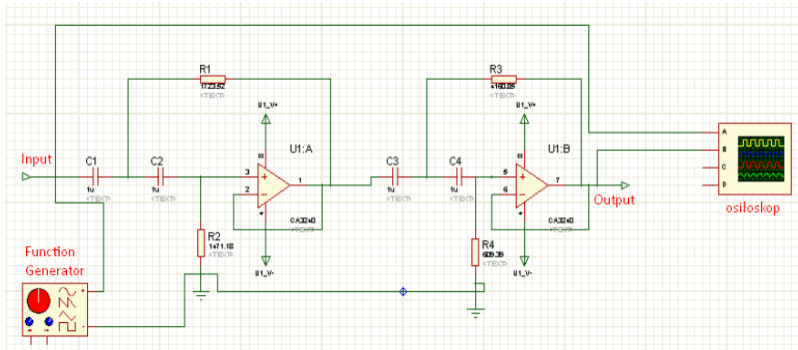
π = koefisien (3,14)

B. Simulasi Instrumentasi *High Pass Filter* di Proteus.

Simulasi Instrumentasi Filter Sinyal di Proteus akan membantu memberikan pemahaman yang lebih komprehensif akan pengertian dan pemanfaatan Instrumentasi Filter Sinyal pada Instrumentasi medis. Program yang diperlukan adalah program Proteus dengan memanfaatkan Function Generator dan Osiloskop. Berikut cara mensimulasikan instrumentasi Filter di Proteus.

Untuk mencoba simulasi, aktifkan proteus dan buat skematik *High Pass Filter* di Proteus, pasang Osiloskop dan function generator sebagaimana gambar 2.6.

- a) Buat skematik rangkaian *High Pass Filter* di Proteus seperti gambar 2.6. Gunakan IC CA3240 serta resistor dan kapasitor Tantalum pada rangkaian tersebut.
- b) Pasang Function Generator pada **input** rangkaian untuk titik (+) dan untuk titik (-) hubungkan ke Ground.

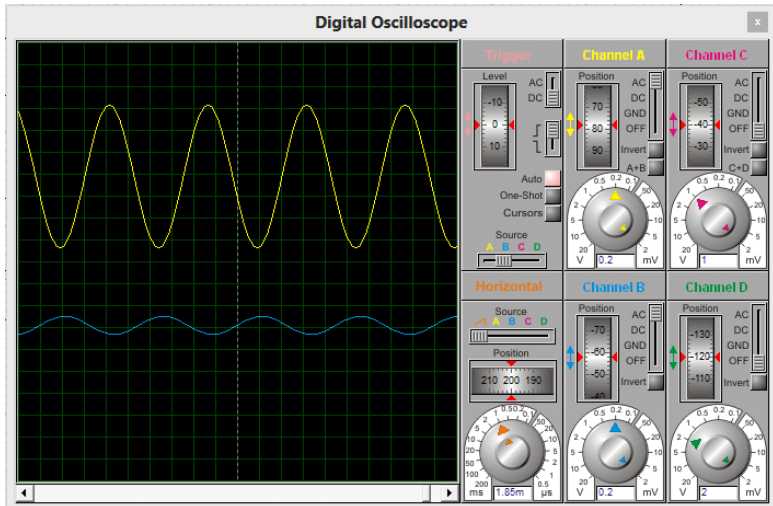


Gambar 2.6. Rangkaian *High Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 20 Hz di Proteus

- c) Untuk membantu melihat tampilan sinyal Input dan output maka Hubungkan titik A Osiloskop pada input rangkaian (C1) dan titik B Osiloskop pada Output rangkaian (OP AMP di titik 7) (Lihat Gambar 2.6).
- d) Masukkan Nilai Resistor R1, R2, R3, R4 sebesar $R_1 = 1723.52 \Omega$, $R_2 = 1471.18 \Omega$, $R_3 = 4160.85 \Omega$, $R_4 = 609.39 \Omega$ dan kapasitor $C_2 = 1 \mu\text{F}$ serta $C_2 = 1 \mu\text{F}$.
- e) Run/Play simulasi Proteus, dan amati tampilan sinyalnya di osiloskop. Setting volt/div Chanel 1 dan Chanel 2 pada osiloskop dengan disetting volt/div 0.2 volt sebagaimana

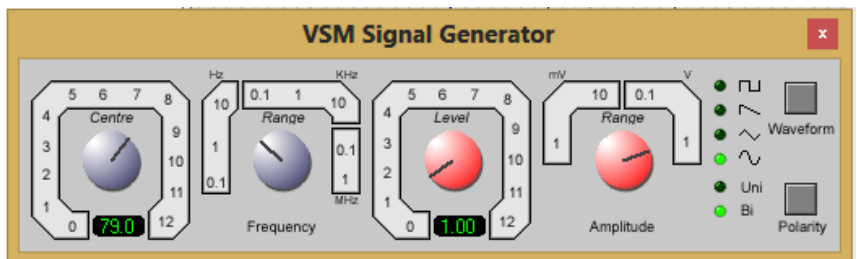


icon ini (Gambar 2.7). Setting tegangan masukkan Function Generator sebesar 1 volt (Gambar 2.8).



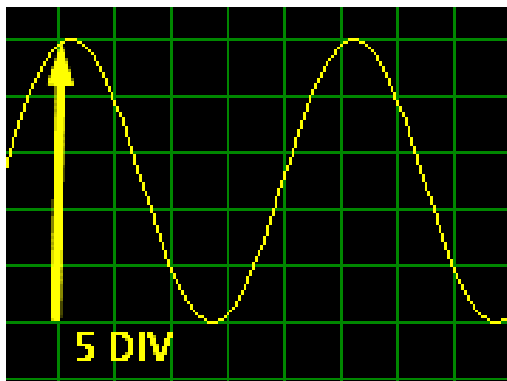
Gambar 2.7. Tampilan Osiloskop Proteus

- f) Naikkan nilai frekuensi pada Function generator (Lihat Gambar 2.8) dari frekuensi 10 Hz, 20 Hz, 30 hz, 40 hz, 50 hz, 60 Hz, 70 Hz, 80 Hz, 90 Hz, 100 Hz dan 1000 Hz. Print Screen hasil gambarnya dan simpan dalam bentuk JPEG tiap-tiap frekuensi.



Gambar 2.8. Function Generator

- g) Buat Tabel analisa tinggi Amplitud tiap frekuensi 10 Hz, 20 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz, 60 Hz, 70 Hz, 80 Hz, 90 Hz, 100 Hz dan 1000 Hz dengan cara menghitung kotak DIV nya. Seperti contoh gambar dibawah ini, jumlah DIV nya 5. Cari nilai tegangannya dengan cara mengalikan (Volt/Div) yang terbaca pada Osiloskop dengan jumlah kotaknya (DIV). Contohnya Volt = 0,2 (Volt/Div)×5 Div = 1 volt, ini sesuai dengan setting tegangan masukkan Function Generator sebesar 1 volt (Gambar 2.8).



Gambar 2.9. Jumlah DIV pada Osiloskop

Tabel 2.1 Analisa data

No	Vin	DIV	Frekuensi	Volt	Gambar
	Funtion	Osiloskop			
1	1 volt		10		
2	1 volt		20		
3	1 volt		30		
4	1 volt		40		
5	1 volt		50		
6	1 volt		60		
7	1 volt		70		
8	1 volt		80		
9	1 volt		90		
10	1 volt		100		
11	1 volt		1000		

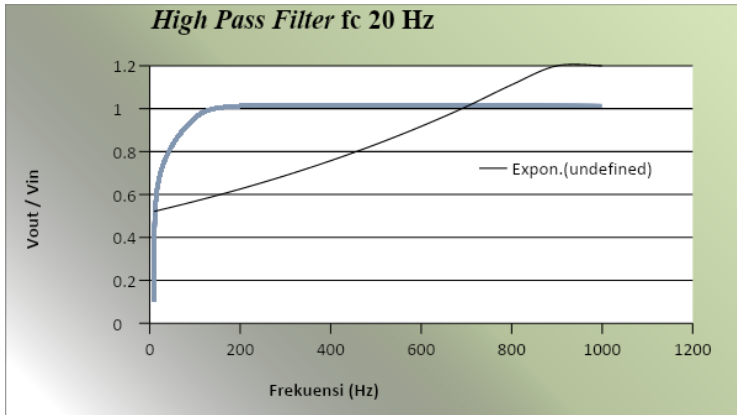
- h) Analisa pengaruh frekuensi terhadap nilai Amplitudo (DIV) nya, perhatikan perbedaannya pada tampilan Gambar di Osiloskop ketika frekuensi di setting 10 hz, 20 Hz dan 50 Hz.

C. Contoh Data Pengujian Low Pass Filter

Berikut ini salah satu contoh tabel beserta hasil pengujian *High Pass Filter* Orde 4 Frekuensi *Cutoff* 20 Hz.

Tabel 2.2. Pengujian *High Pass Filter* f_c 20 Hz

No	Vin (Pk-Pk) = 1 volt	Vout (V)	Vout/Vin (V)
	Frekuensi (Hz)		
1	10	0.1	0.1
2	20	0.669	0.669
3	100	0.957	0.994
4	200	1.013	1.013
5	300	1.013	1.013
6	400	1.013	1.013
7	500	1.013	1.013
8	600	1.013	1.013
9	700	1.013	1.013
10	800	1.013	1.013
11	900	1.013	1.013
12	1000	1.013	1.013
Rata-rata		0.903	0.878



Gambar 2.10. Grafik *High Pass Filter* Orde 4 f_c 20 Hz

Pada grafik menunjukkan bahwa penguatan -3 dB terjadi pada frekuensi 20 Hz. Tegangan terus membesar seiring kenaikan frekuensi setelah 20 Hz sampai 100 Hz. Pada frekuensi > 200 Hz tegangan *peak to peak* jadi stabil di 1.013 volt.

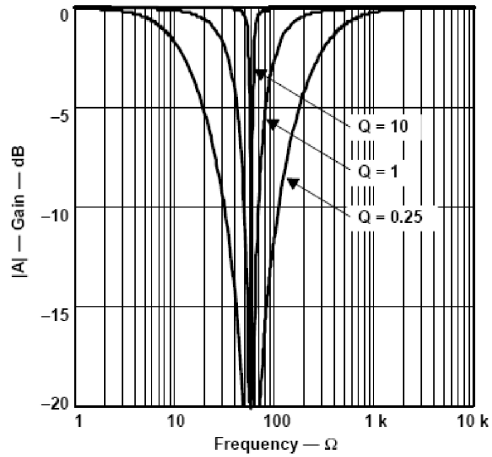
D. Latihan Soal

1. Hitung R1, R2, R3, dan R4 Rangkaian High Pass Filter untuk frekuensi Cutt Off 20 Hz. Jika nilai C1 yang digunakan sebesar 47 nF. (Rangkain High Pass Filter orde 4).
2. Hitung nilai tegangan Output yang ditampilkan Osiloskop dengan cara mengalikan (Volt/Div) yang terbaca pada Osiloskop dengan tinggi amplitude maksimal jumlah kotaknya (DIV) pada sebagaimana panduan point (g) diatas.
3. Buat Grafik Fungsi antara nilai frekuensi (Sumbu X) dengan nilai tegangan (sumbu Y) berdasarkan data yang sudah didapatkan pada Tabel 4.3.

BAB III
INSTRUMENTASI NOTCH FILTER PADA INSTRUMENTASI
BIOMEDIK

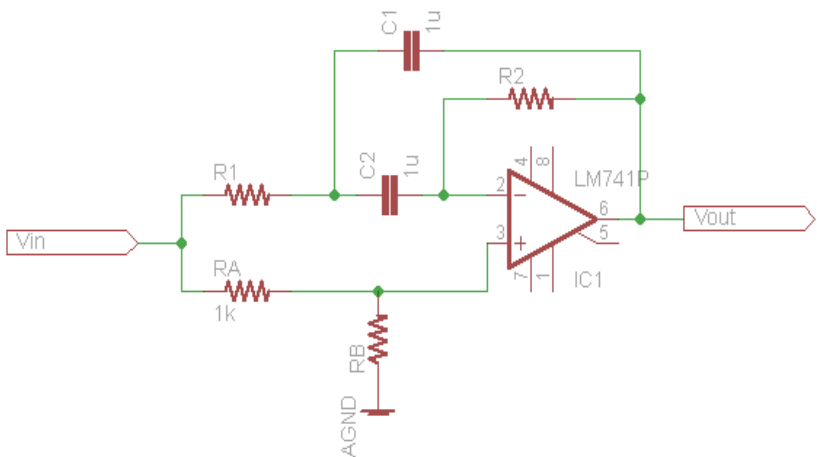
A. INSTRUMENTASI NOTCH FILTER

Rangkaian *Notch Filter* adalah suatu rangkaian yang berfungsi untuk memfilter sinyal di frekuensi tertentu, yang diakibatkan supplay tegangan berasal dari listrik PLN 220 volt. Penggunaan *Notch Filter* di Indonesia digunakan untuk memfilter sinyal frekuensi jala-jala PLN yang nilainya sebesar 50 Hz. Untuk Instrumentasi medis, sinyal frekuensi 50 Hz jala-jala PLN sangat mempengaruhi bentuk sinyal sebuah Instrumentasi medis, dan hasil penelitian yang sudah dilakukan tahun 2014 (eko, 2014) sinyal 50 Hz dapat merusak bentuk sinyal asli sebuah Instrumentasi Medis. Sehingga akan menyulitkan dokter dalam menganalisa bentuk sinyal tubuh, dan dapat menurunkan akurasi Analisa penyakit pasien karena noise sinyal 50 Hz yang merusak bentuk sinyal asli tubuh pasien. Oleh sebab itu sinyal frekuensi 50 Hz harus dihilangkan dengan bantuan Instrumentasi *Notch Filter* frekuensi *Cut off* 50 Hz.



Gambar 3.1. Pola sinyal *Notch Filter* pada Frekuensi *Cut Off* tertentu.

Rangkaian *Notch Filter* di tunjukkan seperti Gambar 3.2



Gambar 3.2. Rangkain *Notch Filter*

Skematik rangkaian *Notch Filter* di tunjukkan pada gambar 3.2 diatas. Pada Rangkaian ini nilai kapasitor (C1) yang digunakan sebesar 1 μF dan resistor (R_A) = 1 $\text{k}\Omega$ dengan langkah-langkah pembuatan disain *Notch Filter* adalah sebagai berikut:

1. menentukan *center frequency* (ω_r) dengan *frequency cut off* (f_o) = 50 Hz dan $\pi = 314$ menggunakan Persamaan (3.1)
2. menentukan Bandwidth (B) sebesar 50
3. nilai *quality factor* Q sebesar 6.28 dihitung dengan Persamaan (3.2).
4. Nilai Resistor $R_2 = 40 \text{ k}\Omega$, Nilai Resistor $R_1 = 253.55998 \Omega$, dan nilai Resistor $R_B = 78.8768 \text{ k}\Omega$ dihitung dengan Persamaan (3.3), (3.4) dan (3.5).

$$\omega_r = 2\pi f_o \quad (3.1)$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} \quad (3.2)$$

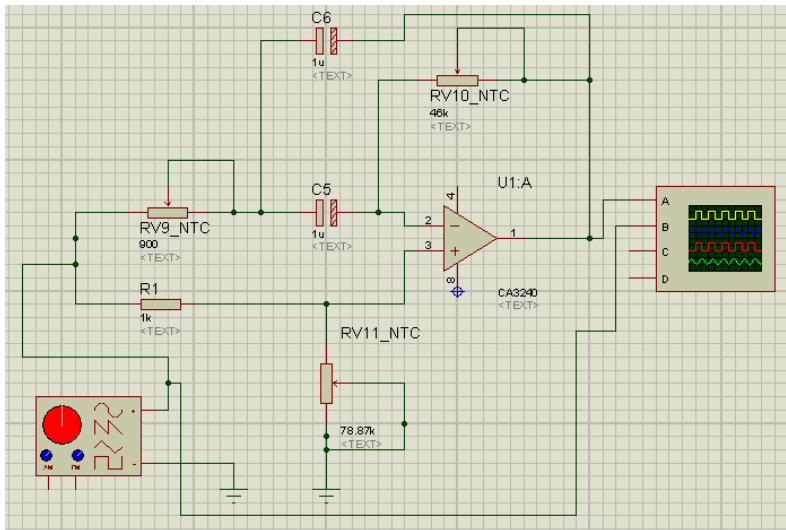
$$R_2 = \frac{2}{BC} \quad (3.3)$$

$$R_1 = \frac{R_2}{4Q^2} \quad (3.4)$$

$$R_B = 2Q^2 R_a \quad (3.5)$$

B. Simulasi Instrumentasi *Notch Filter* di Proteus.

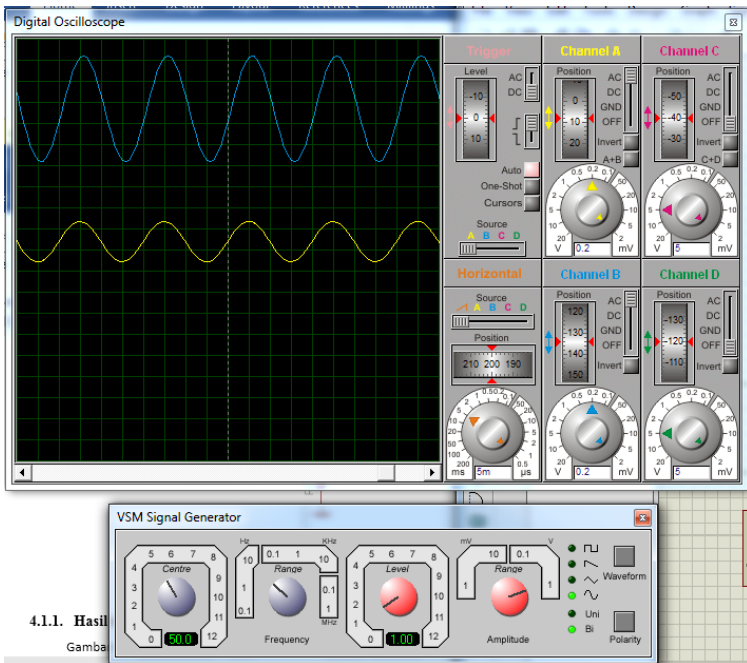
Simulasi Instrumentasi Filter Sinyal di Proteus akan membantu memberikan pemahaman yang lebih comprehensive akan pengertian dan pemanfaatan Instrumentasi Filter Sinyal pada Instrumentasi medis. Program yang diperlukan adalah program Proteus dengan memanfaatkan Function Generator dan Osiloskop. Berikut cara mensimulasikan instrumentasi Filter di Proteus. Untuk mencoba simulasi, aktifkan proteus dan buat skematik *Notch Filter* di Proteus, pasang Osiloskop dan function generator sebagaimana gambar 3.3.



Gambar 3.3. Rangkain *Notch Filter* frekuensi *cutoff* 50 Hz di Proteus

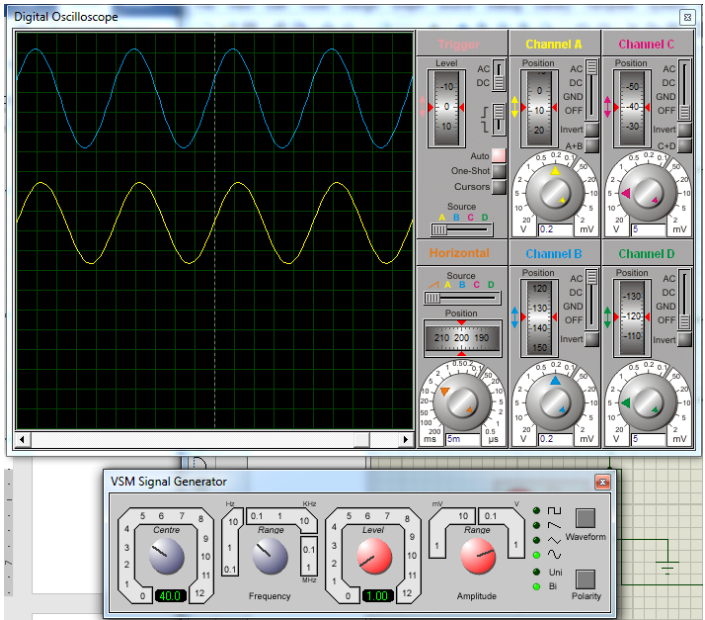
- A. Buat skematik rangkaian *Notch Filter* di Proteus seperti gambar 3.3. Gunakan IC CA3240 serta resistor dan kapasitor Tantalum pada rangkaian tersebut.
- B. Pasang Function Generator pada **input** rangkaian untuk titik (+) dan untuk titik (-) hubungkan ke Ground.
- C. Untuk membantu melihat tampilan sinyal Input dan output maka Hubungkan titik A Osiloskop pada input rangkaian (C1) dan titik B Osiloskop pada Output rangkaian (Lihat Gambar 3.3).
- D. Masukkan Nilai resistor pada rangkaian untuk $R_{V9} = 900\Omega$, $R_{V10} = 46k\Omega$, $R_{V11} = 78.87k\Omega$, $R_1 = 1k\Omega$, $C_5 = 1\mu\Omega$, $C_6 = 1\mu\Omega$.
- E. Setting nilai frekuensi pada Function generator dari 10 Hz, 20 Hz, 30 Hz, 40 Hz, 50 Hz, 60 Hz, 70 Hz, 80 Hz, 90 Hz, 100 Hz. Analisa perbedaan Amplitude sinyal Input (sinyal warna Biru) dengan sinyal output (sinyal warna kuning) ketika berada di frekuensi tersebut. Amati lebih dalam ketika sinyal berada di frekuensi 50 Hz, dan diatas maupun di bawah frekuensi 50 Hz. Akan dihasilkan amplitude yang kecil jika berada frekuensi 50 Hz, dan akan dihasilkan Frekuensi yang besar ketika berada di frekuensi kurang dari atau lebih dari 50 Hz. (lihat Gambar 3.4).

- F. Gambar 3.4 menunjukkan Input Function generator berada pada frekuensi 50 Hz yang di tunjukan oleh sinyal warna biru (Amplitudi 5 div), dan output sinyal function generator warna kuning (2.5 div). Hal tersebut berbeda tinggi Amplitudo sinyal Outputnya ketika Input Function generator berapa pada frekuensi 40 Hz (Gambar 3.5), Input Function generator berapa pada frekuensi 60 Hz (Gambar 3.6).

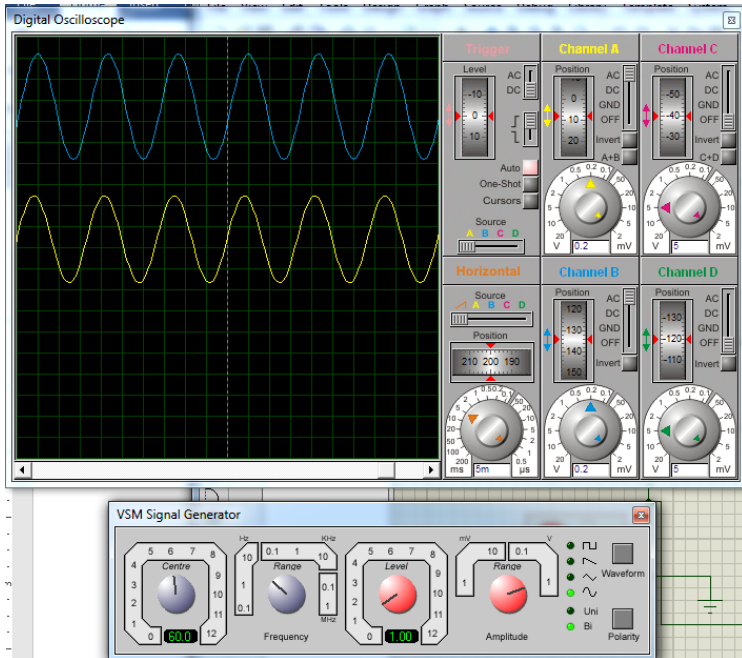


4.1.1. Hasil
Gambar

Gambar 3.4. Tampilan Osiloskop dan Function generator *Notch Filter* frekuensi *Cut Off* 50 Hz di Proteus



Gambar 3.5. Tampilan Osiloskop dan Function generator
Notch Filter frekuensi *Cut Off* 40 Hz di Proteus



Gambar 3.6. Tampilan Osiloskop dan Function generator
Notch Filter frekuensi *Cut Off* 50 Hz di Proteus

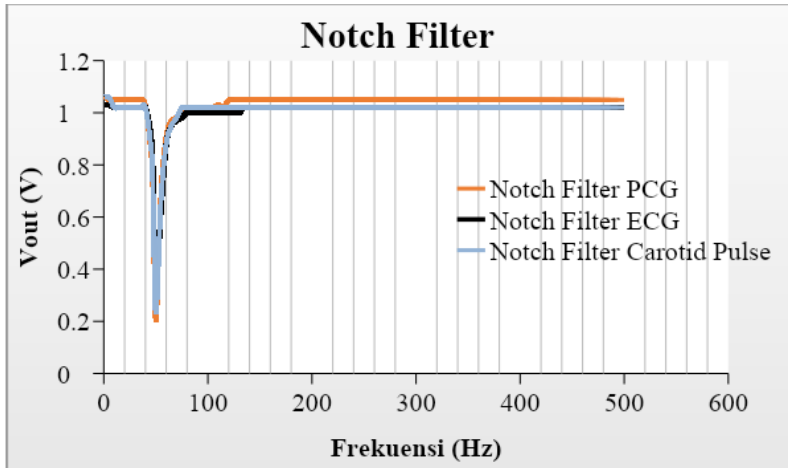
C. Pengujian Notch Filter

Berikut merupakan contoh Tabel beserta hasil pengujian 3 buah *Notch Filter* yang masing-masing untuk instrumentasi PCG, ECG, dan *Carotid Pulse*.

Tabel 3.1. Pengujian *Notch Filter*

Vin (Pk-Pk)= 1 volt	Vout/Vin Notch Filter		
	PCG	ECG	Carotid Pulse
1	1.06	1.03	1.06
5	1.05	1.03	1.06
10	1.05	1.02	1.02
15	1.05	1.02	1.02
20	1.05	1.02	1.02
25	1.05	1.02	1.02
30	1.05	1.02	1.02
35	1.05	1.02	1.02
40	1.03	1.02	1.02
45	0.86	0.92	0.88
47	0.73	0.8	0.75
50	0.2	0.34	0.23
55	0.7	0.63	0.67
60	0.91	0.88	0.88
65	0.97	0.95	0.95
70	0.98	0.97	0.98
75	1	0.98	1.02
80	1	1	1.02
85	1	1	1.02
90	1	1	1.02
95	1.02	1	1.02
100	1.02	1	1.02

105	1.02	1	1.02
110	1.03	1	1.02
115	1.02	1	1.02
120	1.05	1	1.02
125	1.05	1	1.02
130	1.05	1	1.02
135	1.05	1.02	1.02
140	1.05	1.02	1.02
145	1.05	1.02	1.02
150	1.05	1.02	1.02
155	1.05	1.02	1.02
160	1.05	1.02	1.02
165	1.05	1.02	1.02
170	1.05	1.02	1.02
175	1.05	1.02	1.02
180	1.05	1.02	1.02
185	1.05	1.02	1.02
190	1.05	1.02	1.02
195	1.05	1.02	1.02
200	1.05	1.02	1.02
300	1.05	1.02	1.02
400	1.05	1.02	1.02
500	1.05	1.02	1.02



Gambar 3.7. Grafik *Notch Filter* untuk f_0 50 Hz.

Pada hasil uji alat, tampilan grafik menunjukkan pada frekuensi 50 Hz terjadi penurunan tegangan awal 1 volt menjadi 0.2 volt sampai 0.34 volt, Penguatan -3dB terjadi pada frekuensi 47 Hz dan 55 Hz.

D. Latihan Soal

1. Hitung persamaan komponen Instrumentasi *Notch Filter* frekuensi *cut off* (f_c) 50 Hz dengan *Bandwidth* B sebesar 30. Pada Instrumentasi ini, nilai C1 yang digunakan sebesar $1 \mu\text{F}$ dan $R_A = 1\text{k}\Omega$.

Carilah nilai :

- (a). *Quality factor* Q ?
- (b) Nilai R2 ?
- (c). R1 ? dan,
- (d). RB ?

2. Hitung persamaan komponen Instrumentasi *Notch Filter* frekuensi *cut off* (f_c) 50 Hz dengan *Bandwidth* B sebesar 52. Pada Instrumentasi ini, nilai C1 yang digunakan sebesar $1 \mu\text{F}$ dan $R_A = 1\text{k}\Omega$.

Carilah nilai :

- (a). *Quality factor* Q ?
- (b) Nilai R2 ?
- (c). R1 ? dan,
- (d). RB ?

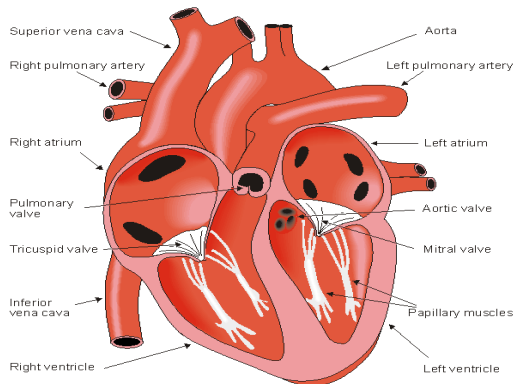
3. Buat Skematik Rangkaian *Notch Filter* soal nomor 2 di Proteus. Buat Layout yang siap dicetak di PCB, dan Sertakan tampilan 3D dengan Proteus.

BAB IV
PEGANTAR MATERI TENANG JANTUNG DALAM
MENDUKUNG INSTRUMENTASI ALAT-ALAT MEDIS JANTUNG

A. ANATOMI JANTUNG

Dinding Jantung terdiri dari *cardiac muscle* yang disebut dengan myocardium. Jantung terdiri dari 4 compartment yaitu atrium kanan, atrium kiri, ventrikel kanan dan ventrikel kiri. Jantung mempunyai 4 buah katup (*valve*) yang bekerja secara bergantian diantaranya adalah :

1. Katup Tricuspid yang berada diantara atrium kanan dan ventrikel kanan
2. Katup Mitral yang berada diantara atrium kiri dan ventrikel kanan
3. Katup Pulmonary yang berada diantara ventrikel kanan dan arteri pulmonary
4. Katup Aortic yang berada di keluaran ventrikel kiri.



Gambar 4.1 Anatomi Jantung ([Jaakko](#), [Robert](#), 1995)

Membuka dan menutupnya katup jantung terjadi akibat perbedaan tekanan diruang-ruang jantung sewaktu kontraksi dan relaksasi atrium dan ventrikel (Elaine, 2007).

Jantung manusia mempunyai sirkulasi seperti ditunjukkan pada Gambar 4.1. Darah yang banyak mengandung O₂ dan nutrisi yang dibutuhkan oleh tubuh manusia diserap kembali ke jantung melalui pembuluh balik (*veins*) selanjutnya melalui dua pembuluh (*Inferior vena cava & Superior vena cava*) darah diteruskan ke atrium kanan. Dari atrium kanan darah diteruskan menuju ventrikel kanan melalui katup tricuspid kemudian darah dipompa keluar dari ventrikel kanan melewati katup pulmonary menuju paru-paru. Darah kembali disuplai dari paru-paru ke atrium kiri jantung melewati katup mitral ke ventrikel kiri dan pada akhirnya darah di pompa melewati katup aortic menuju aorta untuk diedarkan ke seluruh tubuh. Pada jantung terjadi beberapa peristiwa mekanik, diantaranya adalah sebagai berikut :

1. *Cardiac cycle* mengacu pada semua kejadian yang berhubungan dengan aliran darah melalui jantung selama satu detak jantung lengkap
2. Systole merupakan Kontraksi dari otot jantung
3. Diastole merupakan relaksasi dari otot jantung
4. *Heart beats* terjadi 75 kali per menit
5. Siklus jantung secara lengkap terjadi selama 0.8 detik

B. Suara Jantung

Sebuah Jantung merupakan organ vital tubuh yang terdiri dari empat *compartment* yaitu atrium kanan, atrium kiri, ventrikel kanan dan ventrikel kiri. Jantung mempunyai empat buah katup yang bekerja secara bergantian, diantaranya

Katup *Tricuspid*, Katup *Mitral*, katup *Pulmonary* dan katup *Aortic*. Membuka dan menutupnya katup jantung terjadi akibat perbedaan tekanan diruang-ruang jantung sewaktu kontraksi dan relaksasi atrium dan ventrikel. Empat Peristiwa mekanik yang terjadi pada jantung antara lain *Cardiac cycle* yang terjadi selama 0,8 detik mengacu pada semua kejadian yang berhubungan dengan aliran darah melalui jantung; *Systole* (Kontraksi otot jantung), *Diastole* (relaksasi otot jantung), dan *Heart beats* yang terjadi 75 kali per menit.

Suara jantung adalah sinyal audio frekuensi rendah yang terjadi karena membuka dan menutupnya katup yang ada pada jantung, sehingga menimbulkan vibrasi yang bersamaan dengan vibrasi darah yang ada di sekitarnya. Suara jantung terbagi menjadi empat bagian yaitu suara suara jantung pertama (S1) merupakan bunyi yang menyertai penutupan katup *atrioventrikular* yaitu katup mitral dan katup trikuspidal, Suara jantung kedua (S2) terjadi karena penutupan katup semilunar (yaitu katup *aorta* dan katub *pulmonal*) secara tiba-tiba. Suara jantung ketiga merupakan bunyi ventrikel kiri dan terbaik didengar di apeks jantung dan suara jantung ke empat merupakan suatu bunyi dengan nada rendah, dengan frekuensi berkisar antara 50–70 Hz.



Gambar 4.2 Posisi perekaman suara jantung

Posisi perekaman suara jantung pada tubuh (Gambar.1.) dapat dilakukan di empat posisi yaitu *Left Ventricle (LV)*, *Right Ventricle (RV)*, *Pulmonary Artery (PA)*, dan *Aortic (AO)*.

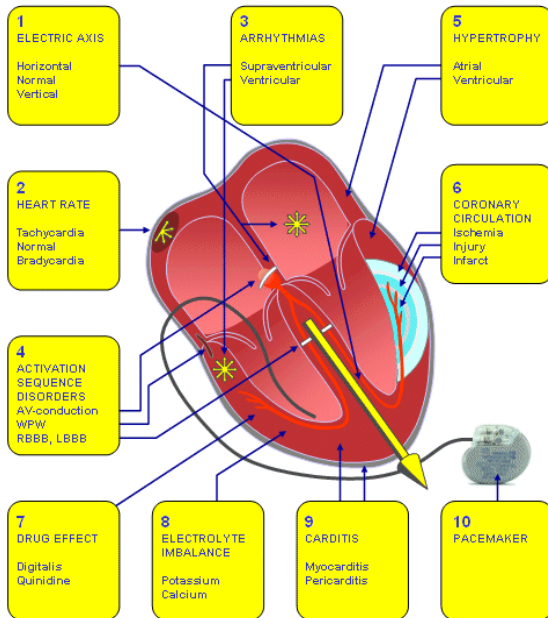
C. Sinyal jantung

Deteksi Jantung adalah otot yang bekerja terus menerus seperti pompa. Setiap denyut jantung dibentuk oleh gerakan impuls listrik dari dalam otot jantung. Sel-sel pacemaker merupakan sumber bioelektrik jantung. Ada tiga sumber utama pacemaker, yaitu SA Node, AV Node dan serabut punkinje / otot ventricle.

Electrocardiograph (ECG) merupakan metoda yang umum dipakai untuk mengukur kinerja jantung manusia melalui aktivitas elektrik jantung. Sinyal jantung (ECG) merupakan sinyal biomedik yang bersifat nonstationer, dimana sinyal ini mempunyai frekuensi yang berubah terhadap waktu sesuai dengan kejadian fisiologi jantung. Informasi seputar kerja jantung dapat diperoleh melalui prinsip kelistrikan pada jantung. ECG memiliki peran penting dalam proses pemantauan dan mencegah serangan jantung. Sinyal ECG terdiri dari tiga gelombang dasar P (depolarisasi atrium), kompleks QRS (depolarisasi ventrikel) dan gelombang T (repolarisasi ventrikel) [4]. Gelombang P pada umumnya berukuran kecil dan merupakan hasil depolarisasi otot atrium, Gelombang kompleks QRS ialah suatu kelompok gelombang yang merupakan hasil depolarisasi otot ventrikel, dan Gelombang T menggambarkan repolarisasi otot ventrikel.

D. Dasar diagnosa *Electrocardiography (ECG)*

Aplikasi utama dari ECG untuk diagnosis cardiological sebagai berikut terlihat dalam gambar di bawah ini :



Gambar 4.3 Sirkulasi jantung

C.1. Penentuan Sumbu Elektrik Jantung

Sumbu elektrik jantung adalah rata-rata aktifasi listrik di seluruh ventikel yang terdapat pada atrium. Istilah vektor rata-rata sering digunakan sebagai pengganti *sumbu listrik* dan vektor rata-rata dapat menunjukkan arah sesaat dari vektor listrik pada jantung. Daerah normal sumbu listrik terletak antara 30° dan -110° pada bidang frontal dan antara 30° dan -30° pada bidang melintang.

Penyimpangan sumbu listrik ke kanan merupakan indikasi aktivitas listrik meningkat pada ventrikel kanan akibat peningkatan massa ventrikel kanan. Ini merupakan konsekuensi dari penyakit paru obstruktif kronik, emboli paru, atau beberapa jenis penyakit jantung bawaan. Penyimpangan sumbu listrik ke kiri merupakan indikasi aktivitas listrik meningkat pada ventrikel kiri akibat peningkatan massa ventrikel kiri. Ini merupakan akibat dari hipertensi, stenosis aorta, atau penyakit jantung iskemik.

C.2. Diagnosa Irama Jantung

Perbedaan anatomi dari atrium dan ventrikel, sehingga aktivasi, depolarisasi, dan repolarisasi menghasilkan defleksi terdiferensialkan dengan jelas. Mengidentifikasi QRS- kompleks dalam keadaan normal dari gelombang P dan gelombang T akan lebih mudah karena karakteristik antara gelombang dan amplitudonya dominan. Amplitudo pada jantung yang normal adalah sekitar 1 mV sedangkan durasi normal QRS sekitar $0,08 - 0,09\text{ s}$. Irama jantung dapat dibagi menjadi dua kategori yaitu Supraventrikuler (di atas ventrikel) dan Irama ventrikel.

C.3. Supraventricular

Sumber irama supraventrikuler adalah sebuah pulsa tunggal atau sebuah irama kontinyu yang berada di atrium atau AV Junction, dan proses aktivasinya ke ventrikel sepanjang sistem konduksinya normal. Pada supraventricular memiliki beberapa ritme dengan tiap-tiap bagian memiliki bentuk sinyal yang

berbeda-beda diantaranya adalah Normal sinus rhythm, Sinus bradikardi, Sinus tachycardia, Sinus aritmia, Nonsinus atrial rhythm, Alat Pacu Jantung, Atrial flutter, Atrial fibrilasi, dan Junctional rhythm.

C.4. Irama Ventrikel.

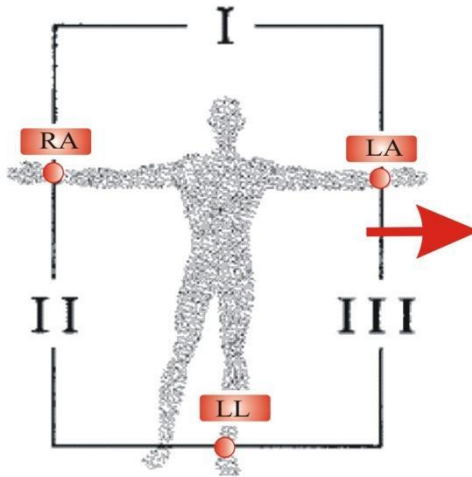
Dalam aritmia ventrikel aktivasi ventrikel tidak berasal dari nodus AV dan / atau tidak dalam ventrikel secara normal. Jika hasil aktivasi di proses ke ventrikel sepanjang sistem konduksi, dinding bagian dalam ventrikel diaktifkan hampir bersamaan dan hasil aktivasi depan terutama radial menuju ke arah dinding luar. Sebagai hasilnya,-QRS kompleks adalah durasi relatif singkat. Jika sistem konduksi ventrikel rusak atau aktivasi ventrikel dimulai jauh dari AV node, dibutuhkan waktu yang lebih lama untuk aktivasi depan untuk melanjutkan seluruh massa ventrikel.

Kriteria untuk aktivasi ventrikular normal adalah interval QRS lebih pendek dari 0,1 s. Apabila interval QRS berlangsung lebih lama dari pada 0,1 s menunjukkan aktivasi ventrikel tidak normal. Ventricular arrhythmias terdiri dari beberapa bagian yaitu Kontraksi ventrikel prematur, Irama Ideioventricular, Irama Ideioventricular, Ventricular tachycardia, Fibrilasi ventrikel, dan Pacer rhythm.

E. ***Electrocardiography (ECG)***

Electrocardiograph (ECG) merupakan metoda yang umum dipakai untuk mengukur kinerja jantung manusia melalui aktivitas elektrik jantung. Sinyal jantung (ECG)

merupakan sinyal biomedik yang bersifat nonstationer, dimana sinyal ini mempunyai frekuensi yang berubah terhadap waktu sesuai dengan kejadian fisiologi jantung. Informasi seputar kerja jantung dapat diperoleh melalui prinsip kelistrikan pada jantung. ECG memiliki peran penting dalam proses pemantauan dan mencegah serangan jantung. Sinyal ECG terdiri dari tiga gelombang dasar P (depolarisasi atrium), kompleks QRS (depolarisasi ventrikel) dan gelombang T (repolarisasi ventrikel) [4]. Gelombang P pada umumnya berukuran kecil dan merupakan hasil depolarisasi otot atrium, Gelombang kompleks QRS ialah suatu kelompok gelombang yang merupakan hasil depolarisasi otot ventrikel, dan Gelombang T menggambarkan repolarisasi otot ventrikel. Sinyal ECG dapat diukur disetiap titik dari kulit manusia dan memerlukan sepasang electrode dalam perekamannya. Sinyal ECG dapat di rekam dengan metode segitiga Einthoven. Einthoven mendefinisikan tiga lead yang dinomori dengan angka Romawi I, II, dan III. Lead I: LA – RA; Lead II: LL – RA; dan Lead III: LL –LA.



Gambar 4.4 Posisi electrode pada perekaman sinyal ECG

F. Latihan Soal

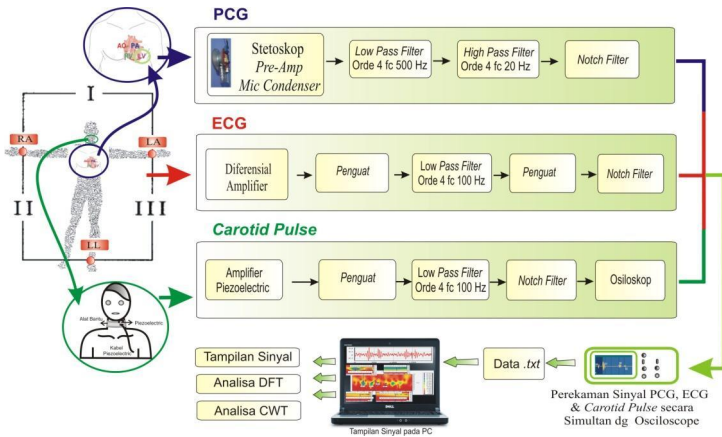
1. Jelaskan Prinsip Kerja Jantung pada manusia?
2. Bagaimana Sinyal Electrocardiography di terbentuk pada jantung ?
3. Berapa frekuensi dominan sinyal jantung pada tubuh manusia?
4. Gelombang apa saja yang ada pada sinyal jantung?
5. Sebutkan dan jelaskan beberapa bentuk kelainan sinyal jantung pada tubuh manusia beserta sebabnya terjadinya kelainan sinyal jantung tersebut.

BAB V

PEMBUATAN INSTRUMENTASI ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG), PHONOCARDIOGRAPHY (PCG), DAN CAROTID PULSE

A. PERANCANGAN SISTEM DAN PEMBUATAN ALAT

Secara garis besar sistem dibagi menjadi empat buah subsistem, diantaranya adalah sebagai berikut : subsistem perancangan *Notch Filter*, subsistem perancangan deteksi tekanan darah, subsistem perancangan deteksi suara jantung, dan subsistem perekaman sinyal jantung dengan ECG. Diagram blok sistem pada Gambar 5.1 akan menggambarkan secara garis besar pada metoda pembuatan instrumentasi ini.

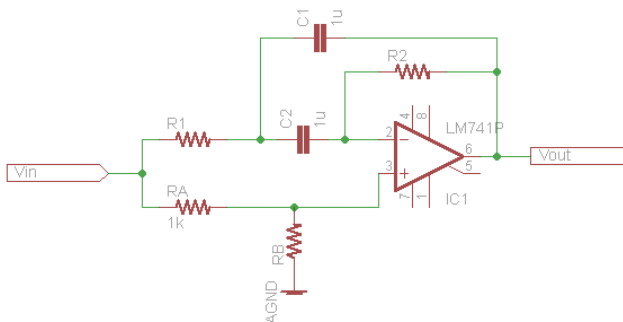


Gambar 5.1. Diagram Sistem Pengembangan Sistem Analisa Karakteristik Dinamika Katup–Katup Jantung Berdasarkan Sinyal ECG, PCG dan Carotid Pulse

Diagram blok pada gambar 5.1 menunjukkan bahwa suara jantung yang didapat dari sebuah stetoskop dan mic kondensor beserta amplifiernya, Sinyal ECG yang didapatkan dari skin electrode, dan tekanan darah diukur secara *non invasive* dengan di wakili *Carotid Pulse*, serta data output pada masing-masing sensor dengan pengondisi sinyalnya tersebut akan di tampilkan di Osiloskop secara simultan dan data yang di dihasilkan akan di simpan dalam bentuk *.txt* dan BMP. Data yang dihasilkan akan dianalisa menggunakan *Digital Forier Transform* (DFT) untuk mengetahui frekuensi dominan sinyal PCG, Sinyal ECG dan sinyal *Carotid Pulse* serta dianalisa menggunakan *Continuous Wavelet Transform* (CWT) untuk mendapat informasi frekuensi dan waktu. Hasil analisa akan membantu dalam mendapatkan informasi utama yang berhubungan dengan anatomi dan fisiologi jantung.

B. SUBSISTEM PERANCANGAN NOTCH FILTER

Rangkaian *Notch Filter* pada penelitian ini digunakan untuk menghilangkan noise jala-jala frekuensi 50 Hz pada supplay tegangan. Berikut rangkaian *Notch Filter*.



Gambar 5.2. Rangkain *Notch Filter*

Pada rangkaian ini nilai C1 yang digunakan sebesar 1 μF dan RA = 1k Ω . langkah pembuatan disain *Notch Filter* adalah sebagai berikut :

- menentukan *center frequency* $\omega_r = 314$ dengan *frequency cut off* $f_o = 50$ Hz menggunakan persamaan (5.1)
- menentukan Bandwidth B sebesar 50
- nilai *quality factor* Q sebesar 6.28 dihitung dengan persamaan (5.2).
- Nilai R2 = 40 k Ω , R1 = 253.55998 Ω , dan RB = 78.8768 k Ω dihitung dengan persamaan (5.3), (5.4), dan (5.5).

$$\omega_r = 2\pi f_o \quad (5.1)$$

$$Q = \frac{\omega_r}{B} \quad (5.2)$$

$$R2 = \frac{2}{BC} \quad (5.3)$$

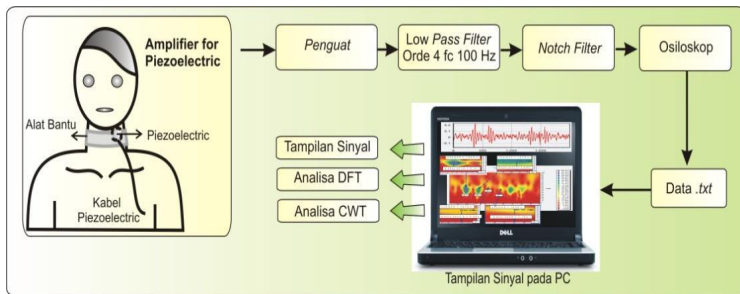
$$R1 = \frac{R2}{4Q^2} \quad (5.4)$$

$$RB = 2Q^2 R_a \quad (5.5)$$

C. SUBSISTEM PERANCANGAN DETEKSI TEKANAN DARAH (CAROTID PULSE)

Deteksi tekanan darah yang terjadi pada jantung dapat dilakukan berdasarkan pemahaman terjadinya pemompaan tekanan darah pada ruang atrium dan ruang ventrikel jantung. Perekaman tekanan darah pada penelitian ini dilakukan secara *non-invasive* pada tubuh sehingga tidak bersifat melukai tubuh. Oleh sebab itu perekaman tekanan

darah diwakili oleh *Carotid Pulse*. Perekaman sinyal *Carotid Pulse* dilakukan pada bagian leher, terutama bagian otot yang memberikan informasi detak jantung yang paling dominan. Berikut diagram blok perekaman sinyal *Carotid Pulse*.

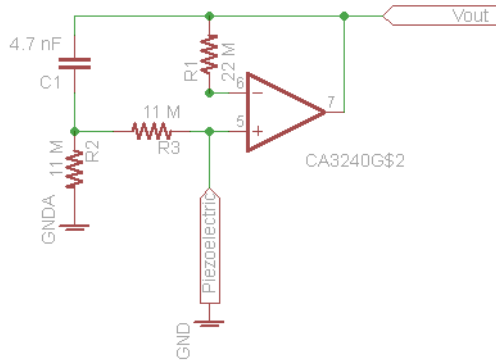


Gambar 5.3. Diagram blok subsistem perancangan perekaman *Carotid Pulse*.

Tahapan pada diagram blok mengenai instrumentasi dalam menghasilkan sinyal *Carotid Pulse* beserta pengkondisian sinyalnya dijelaskan sebagai berikut.

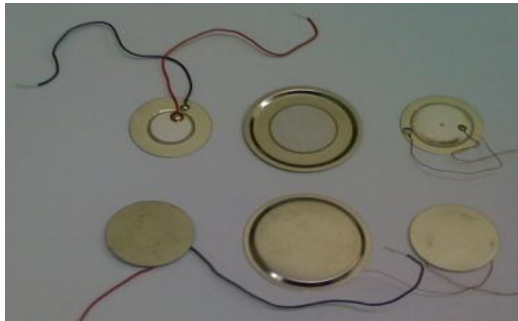
D. Pembuatan Instrumentasi *Amplifier Piezoelectric*.

Rangkaian *Amplifier Piezoelectric* berfungsi untuk menghasilkan sinyal tekanan pada *Piezoelectric* saat ditempelkan pada leher tubuh bagian luar, posisi tepatnya pada pembuluh darah di leher. Berikut rangkaian *Amplifier Piezoelectric*.



Gambar 5.4. Rangkain *Amplifier Piezoelectric*

Piezoelectric yang digunakan adalah seperti gambar berikut.



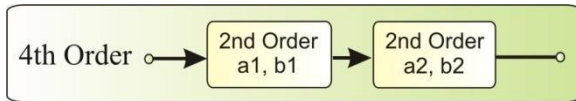
Gambar 5.5. *Piezoelectric*

Sinyal dari *Amplifier Piezoelectric* dilewatkan ke pengkondisian sinyal menuju osiloskop Agilent tipe 54621A (frekuensi maksimum 60 MHz dan kemampuan ADC maksimum 200 MSa/s) untuk didapatkan data berupa .txt

dan BMP yang kemudian dilakukan *Time-frekuensi analysis* menggunakan *Continuous Wavelet Transform (CWT)*.

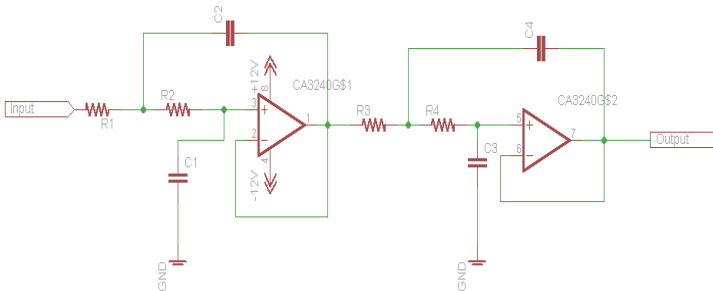
D.1. Rangkaian *Low Pass Filter* Orde 4 frekuensi *Cutoff* 100Hz

Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana diagram blok berikut:



Gambar 5.6. Susunan tahapan *Low Pass Filter* orde 4

$a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4.



Gambar 5.7. Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 100 Hz

Dengan menggunakan nilai $C_1 = 47$ nF, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 100 Hz nilai R_1 , R_2 ,

dan C_2 *Low Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan persamaan (5.6) dan (5.7) berikut.

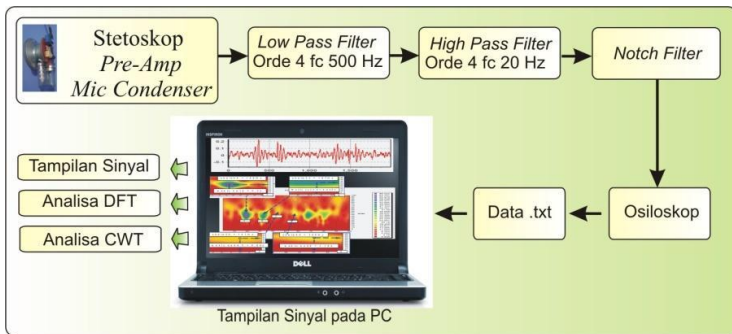
$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \mp \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2} \quad (5.6)$$

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2} \quad (5.7)$$

Sehingga didapatkan nilai $R_1 = R_2 = 31301.6668925329 \Omega$ dan $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8} \text{ F}$. *Low Pass Filter* orde 2 kedua dihitung menggunakan persamaan (5.6) dan (5.7) dengan mengganti R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; C_1 menjadi C_3 ; C_2 menjadi C_4 ; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $C_3 = 47 \text{ nF}$; $R_3 = R_4 = 12965.849031034 \Omega$ dan $C_4 = 3.20908287893516 \times 10^{-7} \text{ F}$.

E. SUBSISTEM PERANCANGAN DETEKSI SUARA JANTUNG (PHONOCARDIOGRAPHY (PCG))

Suara jantung terjadi karena membuka dan menutupnya katup yang ada pada jantung. Bunyi jantung dapat dideteksi dengan cara pemeriksaan auskultasi menggunakan stetoskop yang di letakkan pada dinding dada. Detak jantung menghasilkan 2 suara yang berbeda yang sering didengar dengan *lub-dub*. Suara jantung dapat didengar dan direkam dengan bantuan Stetoskop yang terhubung dengan *Pre-Amp Mic Condenser*, berikut gambar diagram blok subsistem perancangan deteksi suara jantung.



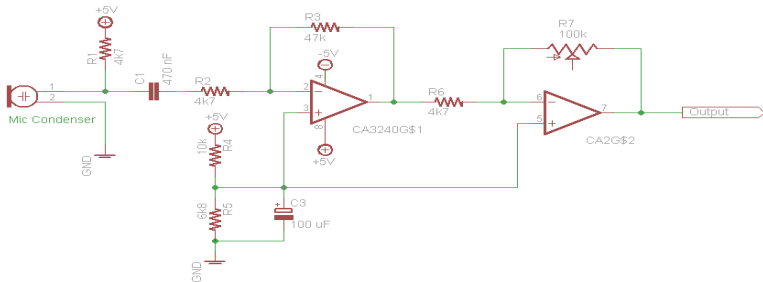
Gambar 5.8. Diagram blok subsistem perancangan deteksi suara jantung

Stetoskop yang tersambung dengan *Mic Condenser* digunakan untuk merekam sinyal suara jantung pada pasien dengan meletakkannya pada dada pasien. Sinyal dari *Mic Condenser* dilewatkan ke pengkondisian sinyal menuju osiloskop Agilent tipe 54621A (frekuensi maksimum 60 MHz dan kemampuan ADC maksimum 200 MSa/s) untuk

didapatkan data berupa .txt dan BMP yang kemudian dilakukan *Time-frekuensi analysis* menggunakan *Continuous Wavelet Transform* (CWT). Tahapan pada diagram blok mengenai instrumentasi dalam menghasilkan sinyal PCG beserta pengkondisian sinyalnya dijelaskan sebagai berikut.

E.1. Pembuatan Stetoskop *Pre-Amp Mic Condenser*.

Rangkaian *Pre-Amp Mic Condenser*

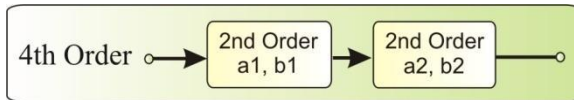


Gambar 5.9 Rangkaian *Pre-Amp Mic Condenser*

Mic Condenser pada penelitian ini digunakan sebagai salah satu sarana untuk mengonversi suara yang di timbulkan jantung menjadi informasi sinyal tegangan, rangkaian *Pre-Amp Mic Condenser* digunakan untuk menguatkan sinyal yang ditimbulkan *Mic Condenser*. Rangkaian ini yang akan dihubungkan dengan stetoskop dalam proses merekam suara jantung. Untuk IC yang digunakan pada rangkaian ini adalah IC CA3240, supply yang masuk sebesar 5 volt, dan stetoskop yang digunakan Stetoskop Riester.

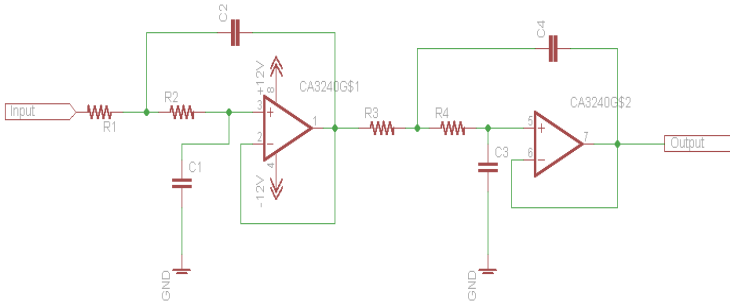
E.2. Rangkaian *Low Pass Filter* Orde 4 frekuensi *Cutoff* 500Hz

Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana diagram blok berikut:



Gambar 5.10. Susunan tahapan *Low Pass Filter* orde 4

$a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4.



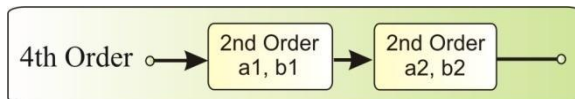
Gambar 5.11. Rangkaian *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 500 Hz

Dengan menggunakan nilai $C_1 = 46$ nF, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 500 Hz nilai R_1 , R_2 , dan C_2 *Low Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan persamaan (5.1) dan (5.2).

Sehingga didapatkan nilai $R_1 = R_2 = 6260.333379 \Omega$ dan $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8} \text{ F}$. *Low Pass Filter* orde 2 kedua dihitung menggunakan persamaan (3.1) dan (3.2) dengan mengganti R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; C_1 menjadi C_3 ; C_2 menjadi C_4 ; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $C_3 = 46 \text{ nF}$; $R_3 = R_4 = 2593.169806 \Omega$ dan $C_4 = 3.20908287893516 \times 10^{-7} \text{ F}$.

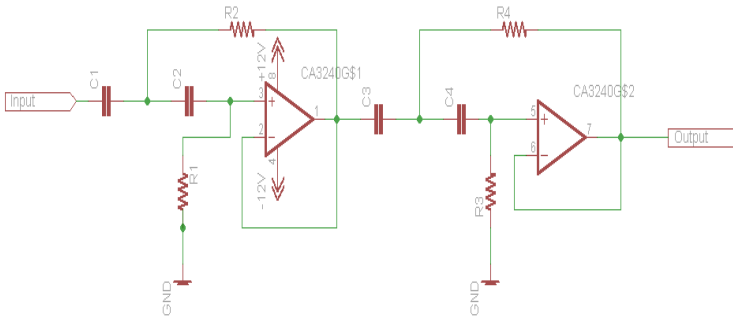
E.3. Rangkain *High Pass Filter* Orde 4 frekuensi *cutoff* 20 Hz

Rangkain *High Pass Filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *High Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana diagram blok pada gambar 3.8 berikut.



Gambar 5.12. Susunan tahapan *High Pass Filter* orde 4

$a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4.



Gambar 5.13. Rangkaian *High Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 20 Hz

Dengan menggunakan nilai $C_1 = C_2 = 1 \mu\text{F}$, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 20 Hz nilai R_1 , R_2 *High Pass Filter* orde 2 pertama dapat dihitung dengan persamaan (5.8) dan (5.9) berikut.

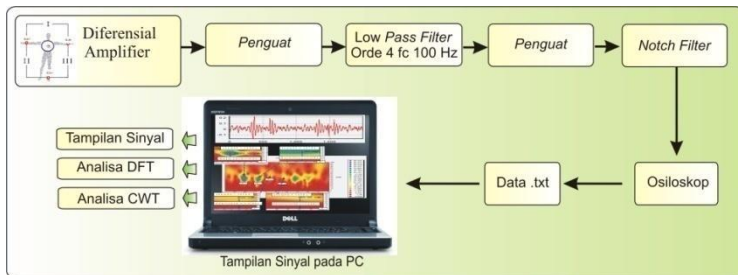
$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} \quad (5.8)$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} \quad (5.9)$$

Sehingga didapatkan nilai $R_1 = 8617.581 \Omega$ dan $R_2 = 7355.892 \Omega$. *High Pass Filter* orde 2 kedua dihitung menggunakan persamaan (3.8) dan (3.9) dengan mengganti R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; $C_1 = C_3 = C_4 = 1 \mu\text{F}$; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $R_3 = 20804.24 \Omega$ dan $R_4 = 3046.975 \Omega$.

F. SUBSISTEM PEREKAMAN SINYAL JANTUNG (ELECTROCARDIOGRAPHY (ECG))

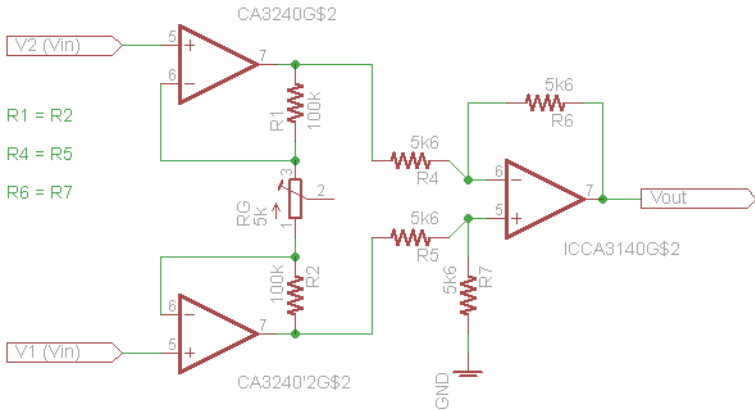
Berikut gambar diagram blok Subsistem perancangan deteksi sinyal jantung dengan ECG.



Gambar 5.14. Diagram blok Subsistem perekaman sinyal jantung dengan ECG

Pengambilan data dengan elektroda pada ECG dilakukan dengan memasang elektroda jepit yang diberi lapisan gel pada lapisan penjepitnya. Pemasangannya elektrode dilakukan pada pergelangan tangan kanan dan pergelangan tangan kiri sebagai input tegangan positif, sedangkan pergelangan kaki kanan atau kiri difungsikan sebagai grond. Sinyal dari *Diferensial Amplifier* dilewatkan ke pengkondisian sinyal menuju osiloskop Agilent tipe 54621A (frekuensi maksimum 60 MHz dan kemampuan ADC maksimum 200 MSa/s) untuk didapatkan data berupa .txt dan BMP yang kemudian dilakukan *Time-frekuensi analysis* menggunakan *Continuous Wavelet Transform (CWT)*.

E.1. Diferensial Amplifier instrumentasi ECG



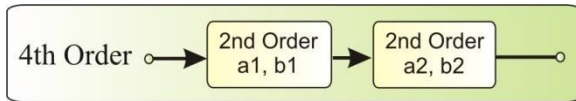
Gambar 5.15. Rangkaian Diferensial Amplifier instrumentasi ECG

$$V_{out} = \left(1 + \frac{2R_1}{R_G}\right) \left(\frac{R_6}{R_4}\right) (V_2 - V_1) \quad (5.10)$$

Nilai $R_1 = R_2$; $R_4 = R_5$ dan $R_6 = R_7$, untuk mencari nilai dari V_{out} menggunakan persamaan (5.10). V_2 dan V_1 didapat dari beda potensial yang di hasilkan pada tubuh. IC yang digunakan adalah IC CA3240 dan IC CA 3140 (penguat depan).

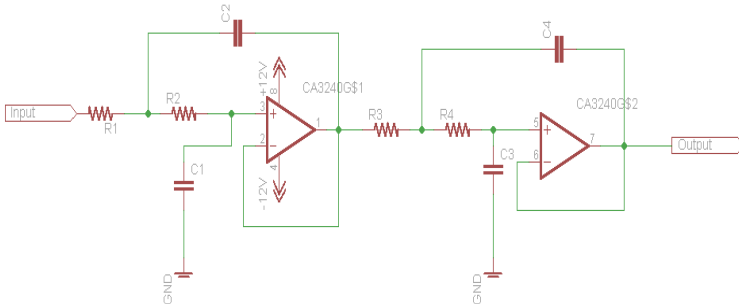
E.2. Rangkain *Low Pass Filter* Orde 4 frekuensi *Cutoff* 100Hz

Rangkain *Low Pass Filter* orde 4 dibentuk dari 2 buah rangkaian *Low Pass Filter* orde 2 *Sallen-Key Topology* sebagaimana diagram blok berikut:



Gambar 5.16. Susunan tahapan *Low Pass Filter* orde 4

$a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$ merupakan koefisien *Butterworth* untuk orde 4.



Gambar 5.17. Rangkain *Low Pass Filter* orde 4 frekuensi *cutoff* 100 Hz

Dengan menggunakan nilai $C_1 = 46$ nF, $a_1 = 1.8478$ dan $b_1 = 1.0000$ untuk frekuensi *cutoff* (f_c) 100 Hz nilai R_1 , R_2 , dan C_2

Low Pass Filter orde 2 pertama dapat dihitung dengan persamaan (5.6) dan (5.7).

Sehingga didapatkan nilai $R_1 = R_2 = 31301.6668925329 \Omega$ dan $C_2 = 5.506148546211 \times 10^{-8} \text{ F}$. *Low Pass Filter* orde 2 kedua dihitung menggunakan persamaan (3.6) dan (3.7) dengan mengganti R_1 menjadi R_3 ; R_2 menjadi R_4 ; C_1 menjadi C_3 ; C_2 menjadi C_4 ; a_1 menjadi a_2 ; b_1 menjadi b_2 sehingga didapatkan nilai $C_3 = 47 \text{ nF}$; $R_3 = R_4 = 12965.849031034 \Omega$ dan $C_4 = 3.20908287893516 \times 10^{-7} \text{ F}$.

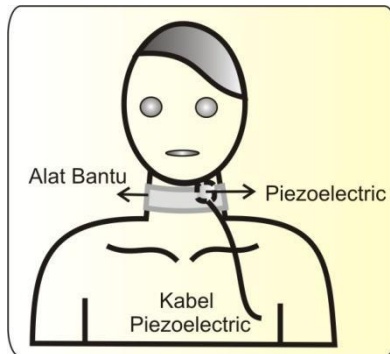
G. SUBSISTEM MENAMPILKAN HASIL DETEKSI TEKANAN DARAH, HASIL DETEKSI SUARA JANTUNG DAN PEREKAMAN SINYAL JANTUNG SECARA BERSAMAAN

Suara jantung yang didapat dari sebuah stetoskop dan mic kondensor beserta amplifierya, Sinyal ECG yang didapatkan dari skin electrode, serta tekanan darah di rekam menggunakan sensor tekanan MPX2050GP, data output pada masing-masing sensor dengan pengondisi sinyalnya tersebut akan di akuisisi oleh ADC 10 bit Mikrokontroller AVR dan dikirim secara serial ke PC untuk disimpan dan ditampilkan. Sinyal yang dihasilkan dari alat perekaman suara jantung dan perekaman tekanan darah serta ECG akan di tampilkan secara bersama-sama untuk menganalisa kelainan yang terjadi pada suara jantung.

F.1. Posisi perekaman sinyal PCG, ECG, dan *Carotid Pulse*

F.1.1. Perekaman sinyal *Carotid Pulse*

Tekanan darah dari ruang-ruang jantung yg diukur secara langsung jelas tidak memungkinkan karena bersifat invasif atau melukai tubuh dan terlalu berbahaya. Oleh karena itu pada penelitian ini pengukuran tekanan darah dilakukan secara non-invasif dengan diwakili *carotid pulse*. *Carotid Pulse* merupakan perekaman sinyal tekanan carotid artery, perekamannya di dekat dengan permukaan tubuh pada leher. Perekaman sinyal *Carotid* dapat dilakukan di titik depan leher bagian Kanan dengan bantuan instrumentasi *Amplifier Piezoelectric*. *Piezoelectric* di letakkan di posisi leher atas sebelah kanan sebagaimana gambar 5.18 berikut.

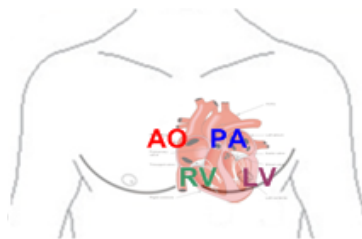


Gambar 5.18. Posisi perekaman sinyal *Carotid Pulse*

Perekaman sinyal *Carotid Pulse* dilakukan secara simultan dengan sinyal PCG dan ECG. Sinyal yang di dapat disimpan berupa .txt dan BMP dengan bantuan Osiloskop.

F.1.2. Perekaman sinyal PCG

Jantung merupakan organ vital tubuh yang terdiri dari empat *compartment* yaitu atrium kanan, atrium kiri, ventrikel kanan dan ventrikel kiri. Jantung mempunyai empat buah katup yang bekerja secara bergantian, diantaranya Katup *Tricuspid*, Katup *Mitral*, katup *Pulmonary* dan katup *Aortic*. Suara jantung atau sinyal PCG adalah sinyal audio frekuensi rendah yang terjadi karena membuka dan menutupnya katup yang ada pada jantung, sehingga menimbulkan vibrasi yang bersamaan dengan vibrasi darah yang ada di sekitarnya. Posisi perekaman sinyal PCG dilakukan pada daerah *Left Ventricle (LV)*, daerah *Right Ventricle (RV)*, daerah *Pulmonary Artery (PA)* dan daerah *Aortic(AO)* pada dada pasien sebagaimana gambar 5.19 berikut.

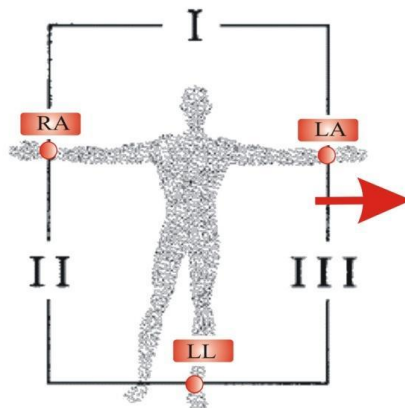


Gambar 5.19. Posisi perekaman sinyal PCG

Perekaman sinyal PCG dilakukan secara simultan dengan sinyal *Carotid Pulse* dan ECG. Sinyal yang di dapat disimpan berupa *.txt* dan *BMP* dengan bantuan Osiloskop.

F.1.3. Perekaman sinyal ECG

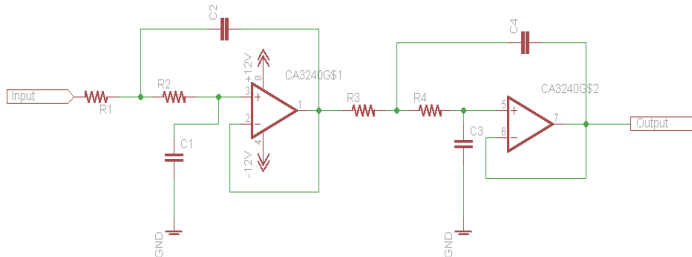
Sinyal ECG direkam dengan bantuan elektroda yang terpasang pada tiga titik tubuh, yaitu *Right Arm (RA)*, *Left Arm (LA)*, dan *Left Leg (LL)* sesuai aturan segitiga Einthoven sebagaimana gambar 5.20 berikut. Perekaman sinyal ECG dilakukan secara simultan dengan sinyal *Carotid Pulse* dan PCG. Sinyal yang di dapat disimpan berupa *.txt* dan *BMP* dengan bantuan Osiloskop.



Gambar 5.20. Posisi electrode pada perekaman sinyal PCG

H. Latihan Soal

1. Hitunglah nilai R_1 , R_2 , R_3 dan R_4 *Low Pass Filter* (LPF) orde empat kategori *Sallen-Key Topology* dengan frekuensi *cutoff* (a) 120 Hz dan (b) 100 Hz. Jika diketahui bahwa nilai $C_1 = 46$ nF dan koefisien *Butterworth* orde 4 diantaranya $a_1 = 1.8478$; $b_1 = 1.0000$; $a_2 = 0.7654$ dan $b_2 = 1.0000$.
- 2.



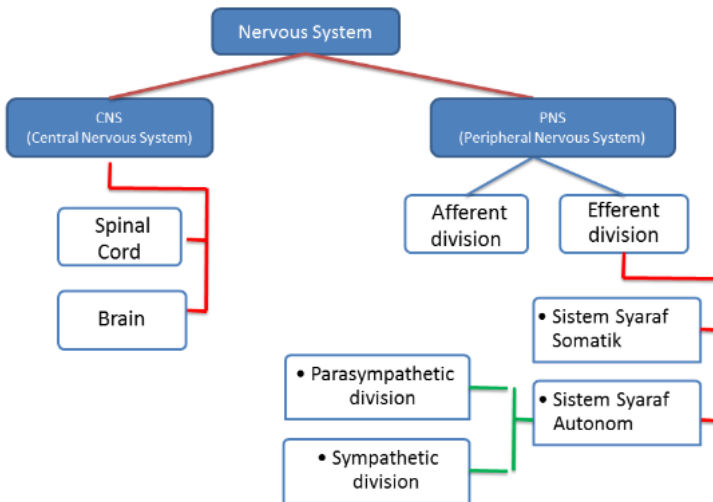
Gambar Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) orde 4

3. Hitung persamaan komponen Instrumentasi *Notch Filter* frekuensi *cut off* (f_c) 60 Hz dengan *Bandwidth* B sebesar 25. Pada Instrumentasi ini, nilai C_1 yang digunakan sebesar $1 \mu\text{F}$ dan $R_A = 1\text{k}\Omega$. Carilah nilai : (a). *Quality factor* Q ? (b) Nilai R_2 ? (c). R_1 ? dan, (d). R_B ?
4. Buatlah disain atau diagram blok pada pembuatan *Electrocardiography* (ECG) dan *Electroencephalography* (EEG). Serta jelaskan fungsi penggunaan atau pemanfaatan pada masing-masing subdiagram blok tersebut.
5. Sebutkan rentang frekuensi kerja ECG dan PCG.

BAB VI NERVOUS SYSTEM

A. Gambaran Tentang Nervous System

Sistem syaraf atau Nervous System pada kebanyakan organisme dapat di bedakan dalam dua bagian yang utama. Dua bagian anatomi utama dari sistem syaraf diataranya adalah sebagai berikut : (1) Sistem Syaraf Pusat (*Central Nervous System* (CNS)) dan (2) Sistem Syaraf Peripheral (*Peripheral Nevous System*). Berikut adalah diagram blok dari susunan sistem syaraf pusat.



Gambara 6.1 Diagram blok sistem syaraf pusat

Sistem syaraf pusat (CNS) terdiri dari sumsum tulang belakang (*spinal cord*) dan otak. Sistem syaraf pusat merupakan organ kompleks yg didalamnya terdapat jaringan syaraf, pembuluh darah dan berbagai macam jaringan penghubung yang menghasilkan pelindung dan pendukung rangka tubuh. Sistem syaraf pusat bertanggung jawab dalam integrasi, memproses, dan mengoordinasi *sensory data* dan *motor command*.

Sensory data menyampaikan informasi tentang kondisi didalam tubuh maupun diluar tubuh. **Motor command** bertugas untuk mengontrol atau memberikan aktivitas kepada organ *peripheral* seperti otot *skeletal*.

Sistem Syaraf pusat dari berbagai bentuk seperti misalnya planaria, cacing tanah, dan belalang terdiri atas kelompok-kelompok badan sel, yakni ganglia. Akson sensori dan akson motori menuju ke dan dari ganglia. Keduanya terikat sesamanya dari kabel (saraf) dan menyusun sistem syaraf tepi. Karena sebagian besar saraf itu mengandung akson sensori dan akson motori, maka dinamakan system saraf campuran.

Sistem syaraf Peripheral (PNS) mengandung semua jaringan syaraf diluar jaringan sistem syaraf pusat. Sistem syaraf Peripheral mengirimkan informasi *sensory* pada Sistem syaraf Pusat dan membawa *motor command* ke jaringan *peripheral*. Kumpulan axon (*Nerve fiber*) membawa informasi *sensory* dan *motor command* ke dalam Sistem syaraf Pusat. Perlu diketahui bahwa kumpulan antara pembuluh darah yang terkait dengan jaringan penghubung disebut *peripheral nerves*, sedangkan Syaraf yang terhubung dengan otak disebut

cranial nerve, dan syaraf yang terhubung dengan sumsum tulang belakang (*spinal cord*) disebut dengan *spinal nerve*. Sistem syaraf Periphera dibagi kedalam *afferent division* dan *efferent division*. *Afferent division* berfungsi untuk membawa informasi *sensory* kedalam Sistem syaraf Pusat yang berasal dari *receptor* didalam jaringan periphera dan organ. *Receptor* merupakan struktur *sensory* yang mendeteksi perubahan lingkungan internal atau merespon kehadiran stimuli yg spesifik. *Efferent division* dari Sistem syaraf Periphera membawa *motor command* dari Sistem syaraf Pusat menuju otot atau kelenjar, dan target organ (otot atau kelenjar) yg bersedia melakukan sesuatu karena adanya *motor command* (*effector*).

Efferent division memiliki dua komponen yaitu *somatic nervous system* (SNS) dan *Autonomic nervous sistem* (ANS).

Somatic nervous system berfungsi untuk mengontrol kontraksi otot skeletal. *Voluntary contractions* merupakan salah satu jenis kontraksi dibawah kendali kesadaran, sebagai contohnya kita menggerakkan tangan kita untuk mengangkat gelas yang berisi air untuk didekatkan kepada mulut kita agar bisa meminumnya. *Involuntary contractions* merupakan salah satu jenis kontraksi diluar kendali kondisi sadar, ini sangat simpel dimana respon atau pergerakan kompleks terjadi secara otomatis, tipe respon otomatis ini biasanya disebut reflex. Sebagai contoh gerak reflex adalah pada saat tangan kita secara tidak sengaja menempel pada teflon yang panas, secara spontan kita akan berteriak kesakitan dan sesegera

mungkin menarik tangan kita dari teflon agar bisa meminimalisir luka yang terjadi.

Autonomic nervous sistem (ANS) atau *visceral motor system*, bertugas menyediakan peraturan otomatis pada tingkat bawah sadar dari otot halus, otot *cardiac* dan sekresi kelenjar. ANS mencakup divisi simpatis dan divisi parasimpatis, yang umumnya memiliki efek kerja yang berlawanan. Salah satu contohnya divisi parasimpatik bekerja untuk mempercepat denyut jantung, sedangkan divisi parasimpatik bekerja memperlambat denyut jantung.

Autonomic nervous sistem terdiri dari dua subbagian yaitu divisi simpatis dan divisi parasimpatis. *Preganglionic neuron* diartikan sebagai visceral (berkaitan dengan bagian dalam) *motor neuron* didalam CNS, sedangkan axon dari neuron tersebut disebut sebagai *preganglionik fiber*. *Preganglionic neurons* merupakan *visceral motor neuron* pada peripheral ganglion, sedangkan axon *ganglionic neuron* disebut *postganglionic fiber*.

Bagian syaraf simpatis menyiapkan tubuh untuk tingkat yang lebih tinggi atau aktivitas somatis. Ketika aktifitas tinggi bagian ini akan memproduksi apa yang diketahui sebagai respon "*fight or flight*" yang disiapkan oleh tubuh untuk keadaan genting/gawat yang mungkin mendadak ataupun aktivitas fisik yang intensif.

Kenaikan aktivitas simpatetik umumnya mensimulasi jaringan metabolisme dan peningkatan kesiap-siagaan. Salah satu contoh aktifitasnya adalah anda melakukan perjalanan menurun yg panjang dalam suasana lorong yang gelap, pendengaran kegaduan yang aneh dalam

kegelapan tersebut. Akibatnya tubuh anda merespon seketika, dan anda kembali berjaga-jaga dan sadar akan lingkungan sekitar anda. Dasar metabolisme anda naik dengan mudah dan naiknya sebanyak dua kali level pada saat anda istirahat. Aktivitas pencernaan dan urine dihentikan sementara, dan aliran darah pada otot skeletal bertambah. Anda memulai bernafas dengan lebih mudah. Kedua dasar jantung anda dan tekanan darahnya meningkat, sehingga sirkulasi darah anda lebih cepat, sehingga anda merasa panas dan berkeringat.

Secara umum pola akibat aktivitas simpatis dapat diringkas sebagai berikut :

1. Meningkatkan mental kewaspadaan
2. Aktivasi energi cadangan.
3. Menaikkan dasar metabolisme tubuh
4. Meningkatkan tekanan jantung & darah
5. Mengurangi fungsi pencernaan & urine
6. Mengaktifkan kelenjar keringat.

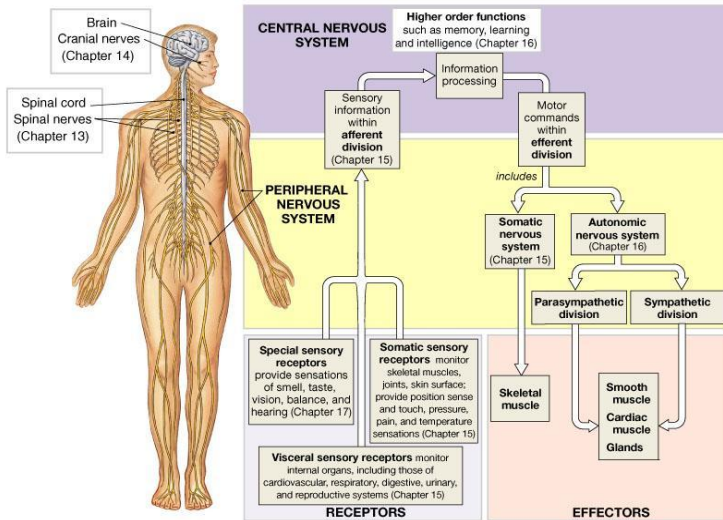
Divisi parasimpatis menstimulasi aktivitas *viceral*. Secara umum aktivitas parasimpatik mengawetkan energi dan menaikkan aktivitas secara terus-menerus, seperti pencernaan, eliminasi dan pembaruan suplai energi. Stimulasi pada sistem ini akan menimbulkan efek dengan tujuan menghemat penggunaan zat-zat & mengumpulkan energy. Dalam **divisi parasimpatis** perlu diketahui bahwa *preganglionik fiber* panjang dan *postganglionik fiber* –nya pendek, kebalikan dari divisi simpatis. Bagian parasimpatis ini contohnya pada saat kondisi tubuh kita relaks.

Pada saat tubuh anda rileks, energi yang dibutuhkan minimal, dan kedua tekanan jantung dan darah relatif rendah. Sementara itu organ pencernaan anda distimulasi dengan tinggi. Kelenjar luda dan kelenjar sekresi lainnya aktif; perut anda berkontraksi; dan kontraksi otot halus memindahkan material sepanjang alat pencernaan makanan anda.

Pola keseluruhan akibat aktivitas parasimpatis adalah sebagai berikut :

1. menurunkan kecepatan metabolisme
2. menurunkan kecepatan jantung dan tekanan darah
3. menaikkan sekresi dengan kelenjar ludah dan kelenjar pencernaan
4. menaikkan motilitas dan aliran darah pada saluran pencernaan
5. menstimulasi urin dan pembuangan air besar.

Berikut disajikan gambaran komponen utama sistem syaraf dan hubungan fungsinya.



Gambar 6.2. Gambaran fungsional dari sistem syaraf
Gambaran fungsional dari sistem syaraf

Berdasarkan gambar 6.2 tampak bahwa stimuli dari lingkungan menyampaikan informasi kepada *processing circuits* didalam otak dan sumsum tulang belakang, yang pada gilirannya mereka menafsirkan secara signifikan dan mengirim sinyalnya ke efektor peripheral yang menggerakkan tubuh dan mengatur kerja organ internal.

Sistem Syaraf tidak seperti organ lain, terutama jika dikaitkan dengan sinyal, proses dan pengkodean informasi, dan kontrolnya lebih dari memanipulasi energi. Tindakan ini

seperti perangkat komunikasi yang komponennya menggunakan zat kimia dan energy dalam pemerosesan sinyal dan penyusunan kembali, pemilihan dan pengendalian sebagaimana dalam pengembangan dan pembelajaran. Pusat pertanyaan yang sering ditanyakan adalah bagaimana system syaraf bekerja dan apa prinsip dari oprasinya.

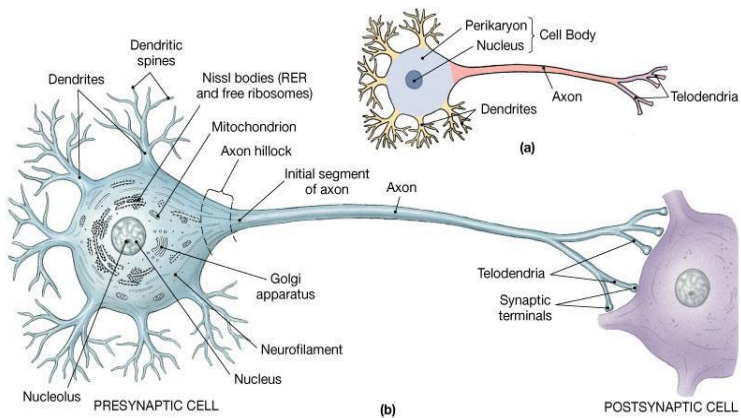
B. Neuron

Merupakan satuan dasar sistem saraf yang mempunyai ciri struktur tertentu yang membedakan dengan sel tubuh lainnya. Pada bagian tengah neuron ada serabut tipis menjulur yang di sebut sebagai **Akson**. Melalui akson inilah neuron melaksanakan fungsinya. Akson berfungsi untuk menyampaikan isyarat ke dan dari otak, serta sumsum tulang belakang. Isyarat disampaikan dari neuron ke neuron lain disebelahnya melalui **sinapsis**

B.1. STRUKTUR NEURON

Sepanjang sel didalam tubuh anda adalah neuron. Kebanyakan neuron tidak dapat dibagi dibawah keadaan normal, sehingga neuron memiliki batasan kemampuan untuk memperbaiki dirinya setelah mengalami suatu luka. Tipe neuron memiliki badan sel yang besar dengan *nukleus* yang besar dan *nukleulus* yang menonjol. Perluasan dari badan sel akan membentuk percabangan proses yang disebut dendrit dan satu axon. Dendrit menerima informasi khas dari neuron lain, dan axon membawa informasi tersebut ke sel lain. Karena axon cenderung sangat panjang dan ramping, oleh karena itu axon sering disebut sebagai *nerve fiber*. Gambar 3 menunjukkan struktur anggota neuron. Neuron

adalah unit fungsional sistem syaraf yang berfungsi untuk menghantarkan dan mengirimkan sinyal dari satu lokasi ke lokasi lainnya. Neuron memiliki variasi bentuk. Salah satu yang ditunjukkan disini adalah multipolar neuron, yang kebanyakan semua tipenya neuron pada Sistem syaraf pusat. Tiap neuron multipolar memiliki sel tubuh yang besar atau soma yang dihubungkan secara single, memperpanjang axon dan beberapa diantaranya memperpendek, dendrit yg bercabang.



Gambar 6.3. Anatomi Neuron Multipolar

B.2. BADAN SEL

Badan Sel atau soma, kandungannya relatif besar, bentuk nucleus bulat dengan adanya tonjolan yang mencolok yang disebut nukleulus. Sitoplasma disekitar nukleus merupakan *perikarion*. *Sytoskeleton* dari *perikarion* mengandung *neurofilament* dan *neurotubulus*, yang serupa

dengan *mikrofilamen dan mikrotubulus* dari tipe lain sel. Ikatan neurofilamen disebut sebagai neurofibril, yang memanjang hingga dendrit dan axon, menyediakan dukungan internal untuk proses menipis ini. Perikaryon mengandung organell yang menghasilkan energi dan sintesis material organik, terutama bahan kimia neurotransmitter yang penting dalam komunikasi sel ke sel.

B.3. DENDRIT

Bilangan variabel yang menipis, proses sensitivnya diketahui sebagai dendrit menyampaikan keluar dari sell tubuh. Tipe dendrit sangat bercabang, dan tiap cabang menghasilkan proses yang baik yang disebut dengan *dendritic spines*. Pada system syaraf pusat, sebuah neuron menerima informasi dari syaraf primer lainnya pada *dendritic spine* yang mewakili 80 – 90 % dari total area permukaan neuron-neuron.

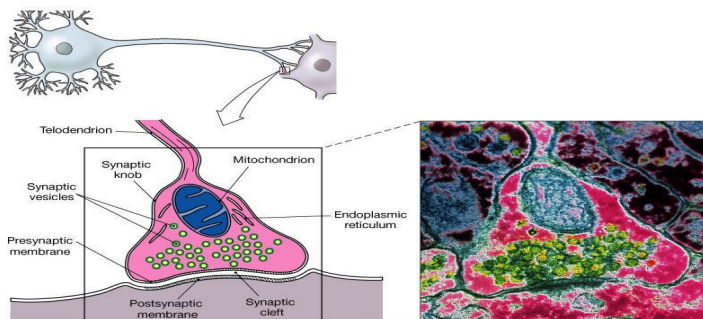
B.4. AXON

Axon merupakan proses cytoplasmic yang panjang, yang melibatkan propagasi sebuah implus electric yang diketahui sebagai aksi potensial. Axoplasma atau cytoplasma dari suatu axon, mengandung *neurofibril, neurotubulus, small vesicle, lysosomes, mitochondria, dan variasi enzim*. *Axoplasm* dikelilingi oleh *axolemma* yang merupakan bagian spesifik dari sel membran. Pada system syaraf pusat axolemma mungkin diekspos dengan *interstitial fluid* (zat cair dan gas pada jaringan yang memenuhi tempat diantara sel) atau mencakup proses *nuroganglia*. Dasar atau initial segment dari axon pada syaraf multipolar yang didempetkan dengan

sel tubuh pada suatu daerah yang kental yang disebut sebagai axon hillock. Axon merupakan serabut panjang pada sel saraf/neuron yang bekerja membawa keluar pesan (efferent), Neuron2 mengirim impuls listrik dari dalam sel melalui akson ke sel sasaran/target, dan Setiap sel saraf memiliki 1 akson, panjang \pm 20 cm. Lapisan lemak berwarna putih melapisi akson disebut sebagai selaput myelin. Sebagai isolator elektrik tidak semua sel mengandung myelin. Fungsi myelin meningkatkan kecepatan sinyal saraf akson.

B.5. SINAPSIS

Tiap terminal synapse merupakan bagian dari synapse, suatu tempat yang spesial dimana komunikasi neuron dengan sel lain. Dua sel bertemu pada tiap synapsis: (1) Sel *presynaptic* sel yang memiliki terminal synaptic untuk mengirim sebuah pesan. Dan (2) Sel *postsynaptic* yang menerima pesan. Komunikasi antara kedua sel pada synaptic kebanyakan biasanya mempengaruhi pelepasan bahan kimia yang disebut neurotransmitter oleh synaptic terminal.

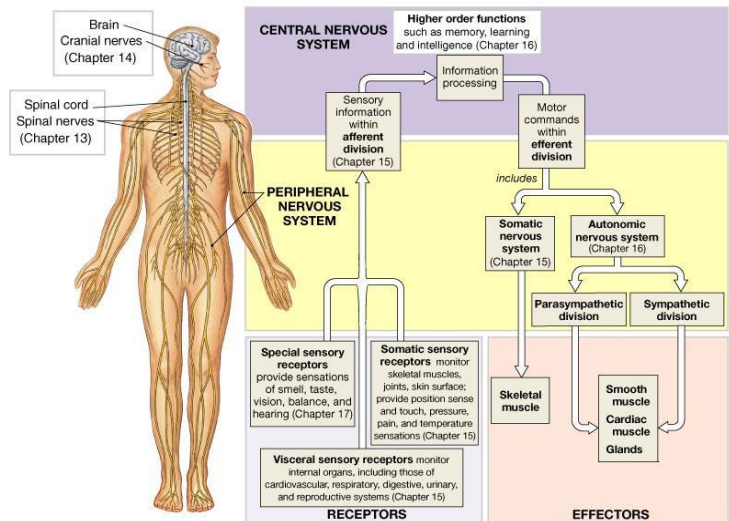


Gambar 6.4 menunjukkan Struktur typal sinapsis

Pergerakan material antara badan sel dan sinapsis disebut axoplasmic transport.

C. Latihan Soal

1. Jelaskan prinsip kerja fungsional dari sistem syaraf sebagaimana gambar berikut ini.



Gambar 6.5 Gambaran fungsional dari sistem syaraf

2. Jelaskan perbedaan Sistem Syaraf Pusat (*Central Nervous System (CNS)*) dan Sistem Syaraf Periphal (*Peripheral Nervous System*). Berikan masing-masing contoh aktifitas yang termasuk system syaraf tersebut.
3. Sebutkan perbedaan mendasar antara Sinapsis dan dendrit.

BAB VII

ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)

A. Gambaran Tentang *Electroencephalography* (EEG)

Fenomena aktivitas listrik di otak untuk pertama kali di amati oleh Richard Caton di tahun 1875, dia mengamati pada otak kelinci dan monyet. Dan untuk pertama kali perekaman fenomena listrik pada otak dilakukan oleh seorang ahli neurology asal Jerman, yakni Hans Berger pada tahun 1924. Hans merekam aktivitas kelistrikan otak pada *sclap* manusia. Hans memberikan kontribusi pemikiran mengenai EEG dari tahun 1929 sampai tahun 1938 dengan mengeluarkan 20 paper ilmiah dengan tema "*Über das Elektroencephalogram des Menschen*", dan untuk pertama kali istilah *enlectroencepalogram* digunakan.

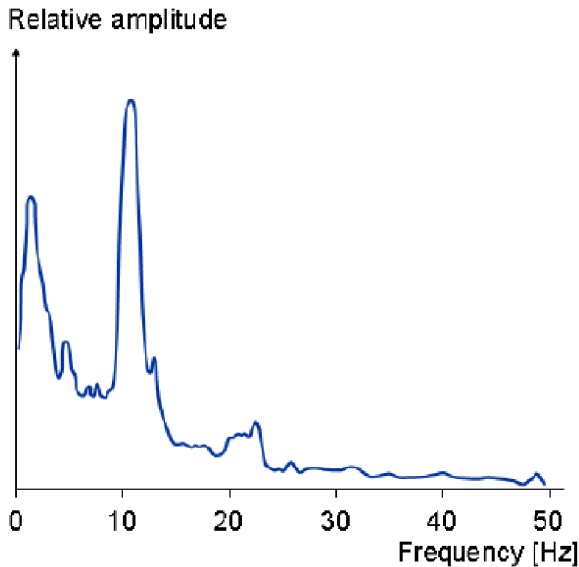
Mengenai EEG terdapat 3 jenis pola pengamatan yang dilakukan, yakni:

1. *Spontaneous activity*, yang diukur pada permukaan kepala atau otak disebut sebagai *electroencephalogram*. Amplitudo *Electroencephalography* EEG adalah sekitar 100 μV ketika diukur pada kulit kepala, dan sekitar 1-2 mV ketika diukur di permukaan otak. Bandwidth dari sinyal ini adalah dari bawah 1 Hz sampai sekitar 50 Hz
2. *Evoked potentials*, merupakan komponen EEG yang muncul akibat stimulus/rangsangan dari luar, rangsangan dapat berupa sinyal listrik, suara, ataupun visualisasi, dan lain-lain.

3. *Single-neuron*, komponen yang dapat di ukur menggunakan mikroelektrode yang di implant-kan ke cell, sehingga dapat mempelajari untuk membangun jaringan sel yang akan mencerminkan sifat-sifat jaringan aktual.

B. Sinyal *Electroencephalography* (EEG)

Sistem pengaturan yang ada dalam tubuh manusia, dikendalikan oleh otak, dalam mengatur sistem yang ada didalam tubuh otak memerintahkannya dengan memberikan sinyal listrik yang disampaikan keseluruh tubuh melalui jaringan saraf pusat. Akibat aktivitas tersebut memunculkan beda potensial pada sel saraf otak, sehingga bisa dilakukan pengukuran EEG.



Gambar 7.1. spektrum frekuensi gelombang EEG

Dalam mengukur sinyal EEG pada elektroda memiliki aturan jarak yang tertentu, dan dibagi kedalam dua bagian, yaitu untuk satu bagian berada pada permukaan *cortical* dan yang lain berada pada posisi referensi, sehingga sebenarnya apa yang di ukur adalah resultan dari aktivitas otak.

Bentuk dari sinyal EEG pada keadaan normal dapat dibedakan menjadi empat macam, yaitu: delta, theta, alpha, dan beta. Gelombang ini akan muncul pada kondisi-kondisi tertentu pada manusia. Gelombang EEG memiliki lebar frekuensi dari kurang dari 0 Hz – 50 Hz terlihat seperti gambar 7.1. Gelombang-gelombang ini harus dalam keseimbangan dalam dalam suatu sistem, apabila salah satu tidak dapat muncul pada kondisi yang seharusnya, maka akan terjadi gangguan kesehatan ataupun mental pada orang tersebut.

1. Gelombang Alpha

Gelombang ini merupakan gelombang yang terjadi pada daerah frekuensi 8-13 Hz dan ditemukan pada semua orang normal dalam keadaan sadar dan rileks atau pada saat otak berada pada keadaan rileks. Gelombang ini banyak muncul di daerah occipital, tetapi bisa juga terekam di daerah perieral dan frontal pada scalp. Tegangannya anatar 20-200 uV. Akan tetapi jika seseorang mengantuk maka gelombang alpha akan hilang sama sekali. Sedangkan jika dalam keadaan sadar tetapi melakukan kegiatan yang membuat otak bekerja keras sehingga ada semacam tekanan mental, gelombang ini menghilang digantikan oleh gelombang beta. Gelombang ini biasanya tertangkap pada saat mata tertutup, tetapi

dengan memberikan stimulus dan jika dalam keadaan yang sudah terlatih. Alpha merupakan salah satu gelombang EEG yang akan muncul pada saat orang rileks. Selain itu gelombang alpha ini juga berpengaruh pada beberapa kondisi:

- Peningkatan imun
Menurut penelitian, orang yang stres sistem imunnya akan terganggu sehingga bila stresnya dapat diatasi maka imunitasnya juga dapat ditingkatkan.
- Peningkatan kreativitas
Menurut penelitian, orang yang kreatif lebih bisa menghasilkan gelombang *alpha* yang besar terutama di bagian otak kirinya dibanding orang yang kurang kreatif yang tidak dapat menghasilkan *alpha* pada saat mereka dihadapkan pada masalah sehingga tidak dapat memunculkan solusi dan ide-ide kreatif.
- Peak performance
Menurut peneliti di bidang olah raga, para atlet profesional menunjukkan adanya kenaikan gelombang *alpha* dalam menghasilkan penampilan yang terbaik. Hal ini dapat dilihat dari hasil rekam otak mereka sesaat setelah mereka melakukan penampilan terbaik dan tampak telah terjadi peningkatan kemunculan gelombang alpha pada otak kiri mereka. Oleh karena itu di negara-negara maju telah dikembangkan penelitian untuk meningkatkan performansi atletnya melalui latihan dengan melibatkan sinyal pada otaknya.

2. Gelombang Beta

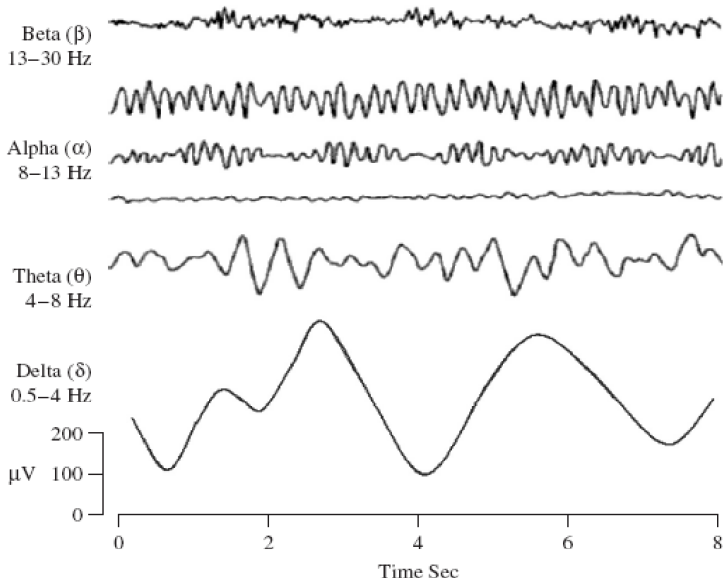
Gelombang beta umumnya terjadi pada rentang frekuensi 14-30 Hz, namun bila mengalami tekanan akan mencapai 50 Hz. Gelombang ini muncul didaerah frontal dan parietal pada scalp. Gelombang ini terjadi pada saat orang sadar. Gelombang beta terbagi menjadi 2 bagian, yaitu beta I yang memiliki frekuensi sekitar dua kali gelombang alpha dan dipengaruhi mental, sedangkan beta II terjadi justru pada saat kegiatan puncak saraf otak.

3. Gelombang Theta

Gelombang ini mempunyai rentang frekuensi antara 4hz-7,5hz. gelombang ini muncul biasanya pada saat slow activity. Terjadi pada daerah parietal dan temporal. dalah gelombang otak yang terjadi pada saat seseorang mengalami tidur ringan, atau sangat mengantuk. Tanda-tandanya napas mulai melambat dan dalam. Selain orang yang sedang diambang tidur, beberapa orang juga menghasilkan gelombang otak ini saat trance, hypnosis, meditasi dalam, berdoa, menjalani ritual agama dengan khusyu.

4. Gelombang Delta

Gelombang ini merupakan semua gelombang EEG yang berada pada daerah dibawah 3,5Hz. Gelombang ini muncul pada saat tidur yang terangu (deep sleep), gelombang ini terjadi di daerah cortex, dan tidak terpengaruh oleh aktivitas otak sebelah dalam.



Gambar 7.2. Bentuk gelombang EEG berdasarkan tipenya

C. Record Signal EEG

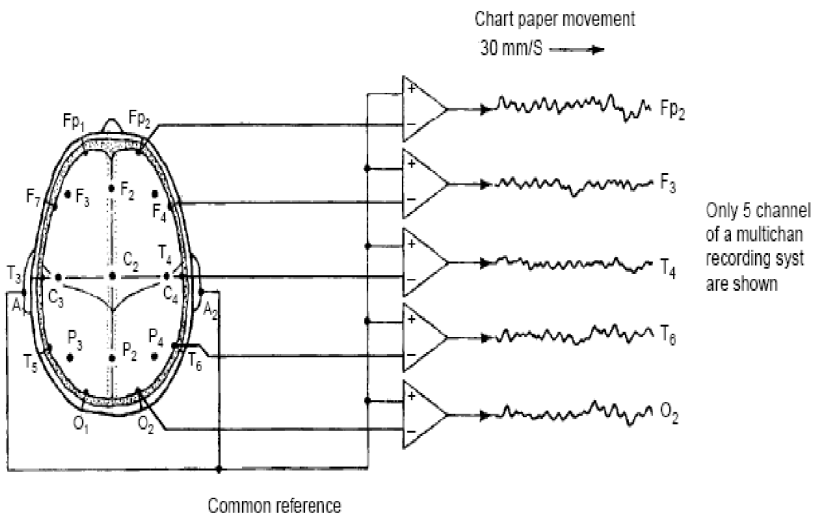
Perekaman sinyal EEG dilakukan dengan merekam beda potensial listrik yang digunakan elektroda pada scalp dengan menggunakan konduktif gel sebagai media untuk mengurangi impedansi kontak dengan permukaan elektroda. Biopotensial listrik dideteksi oleh elektrode yang dapat membaca arus ionik pada permukaan kulit kepala, kemudian mengubahnya menjadi arus listrik untuk selanjutnya diproses. Terdapat dua cara dalam mengambil beda potensial tersebut, yaitu cara bipolar dan monopolar. Pada teknik bipolar, amplifier dihubungkan anatar dua elektrode pada scalp, sedangkan

pada teknik monopolar menggunakan tegangan referensi yang sama, diletakkan pada cuping telinga atau hidung.

Terdapat 3 metode dalam perekaman signal EEG, yaitu secara :

1. Unipolar mode (often called as monopolar mode)

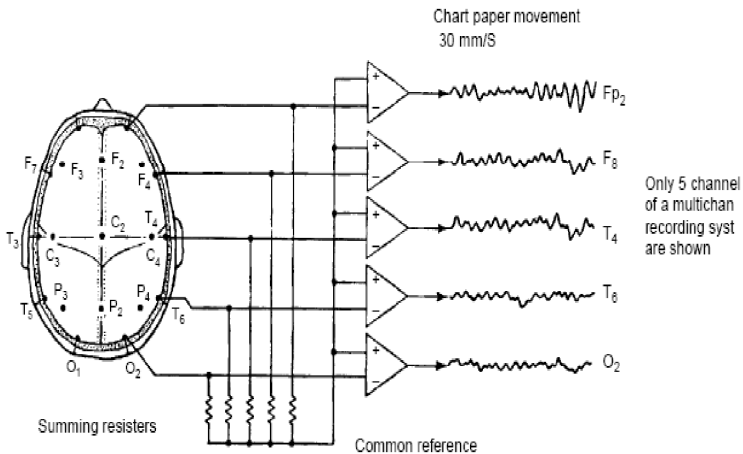
Dalam mode unipolar terlihat seperti yang di tujukkan seperti gambar 7.3, dimana seluruh inputan positif pada amplifier terhubung dengan dau telinga sebagai titik referensi. antara satu elektroda dan elektroda referensi biasanya terpasang ke salah satu atau kedua amplifier



Gambar 7.3. Mode Unipolar untuk perekaman Signal EEG

2. Averaging mode

Dalam mode ini digunakan resistor yang terhubung ke semua input yang di gabungkan dan terhubung kembali ke setiap inputan positif dari amplifier. antara satu elektroda referensi dan dibentuk oleh rata-rata semua electrodes lainnya yang menghubungkan mereka melalui resistors.

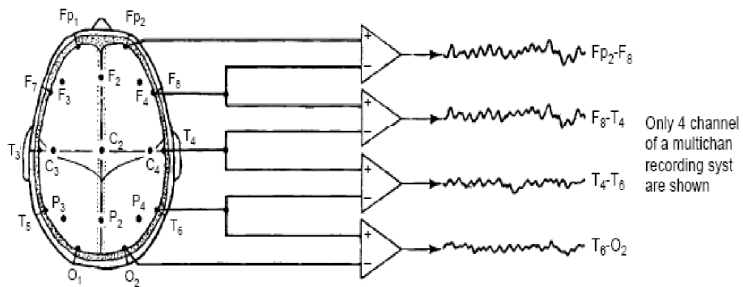


Gambar 7.4. mode averaging mode untuk merekam signal EEG

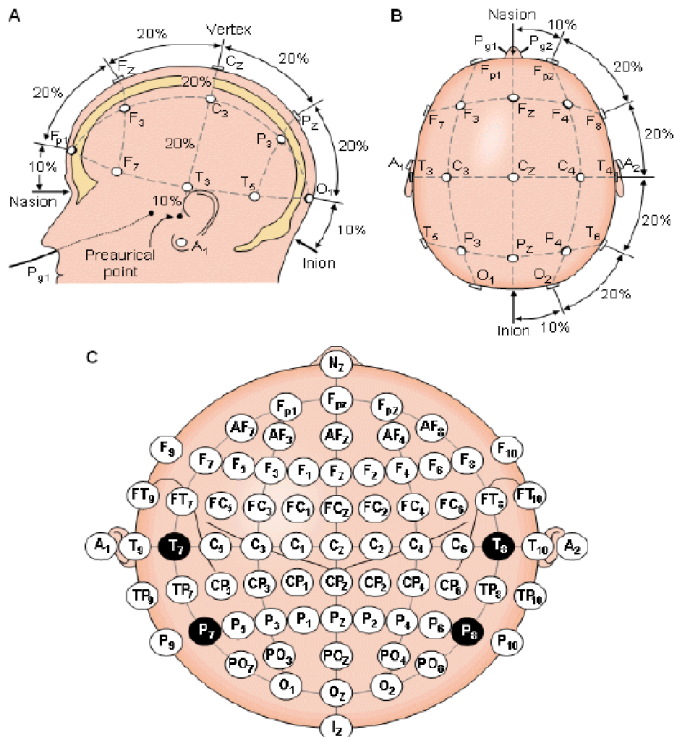
3. Bi-polar mode recordings

Dalam mode bi-polar ini hanya terdapat 4 channel, dimana masukan elektrode diserikan. (antara pasangan electrodes, biasanya berdekatan). Pada tahun 1958, *International Federation in Electroencephalography and clinical neurophysiology* melakukan standarisasi menyangkut tata cara penempatan elektrode, aturan tersebut dinamakan 10-20 elektrode placement system. Tata letak elektrode tersebut di pasang di kulit kepala dari tengkorak. Sistem ini

memiliki arti elektrode berjarak 10% dari jarak lingkak tengkorak kepala, pada elektrode yang berada disamping referensi dan selanjutnya adalah 20% dair elektrode yang lain. Posisi dari elektrode ini diberi nama sesuai dengan daerah pada scalp, yaitu frontal (F), central (C), parietal (P), temporal (T) dan occipetal (O). Adapun bentuk anatomis nya adalah sebagai berikut:



Gambar 7.5. mode Bi-polar untuk merekam signal EEG

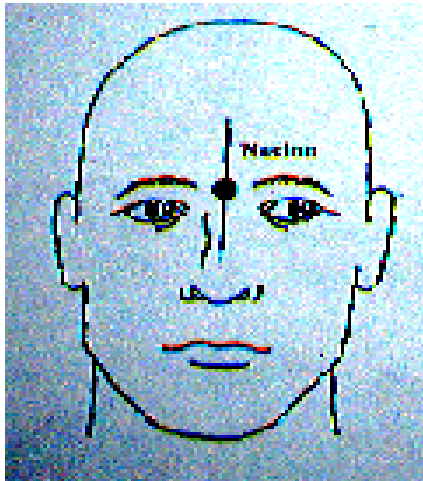


Gambar 7.6. Susunan Penempatan Elektrode

D. Prosedur Penempatan Elektroda EEG Sistem Internasional 10-20

Berikut merupakan Prosedur Penempatan Elektroda EEG Sistem Internasional 10-20 pada electrode EEG.

1. Tentukan titik Nasion (N), yaitu pertemuan kedua alis di garis tengah wajah.



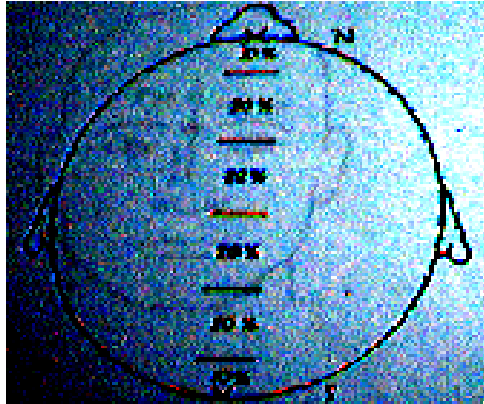
Gambar 7.6. titik Nasion (N)

2. Tentukan titik Inion (I), yaitu pada *protuberantia oksipitalis*.



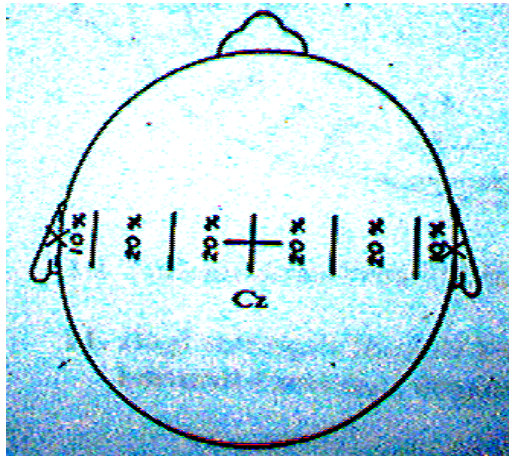
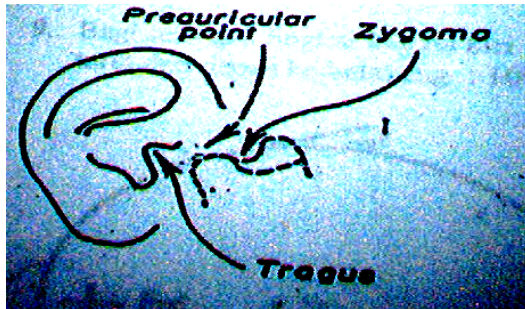
Gambar 7.6. titik Inion (I)

3. Ukur jarak N-I, bagi menjadi 6 bagian, berturut-turut dari depan ke belakang : 10% - 20% - 20% - 20% - 20% - 10% dari jarak tersebut.



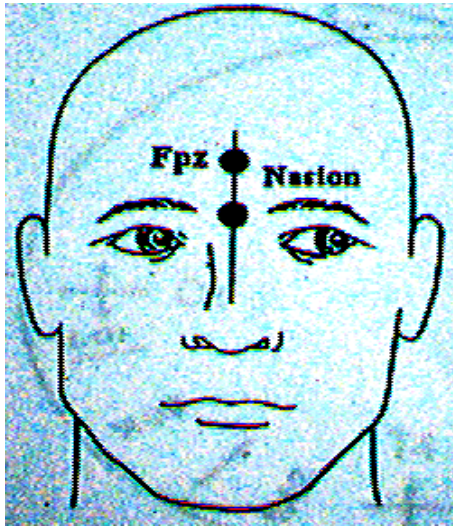
Gambar 7.7. Ukur jarak N-I

4. Ukur kedua jarak telinga melewati permukaan atas kepala. Bagi menjadi 6 bagian, berturut-turut dari kiri ke kanan atau sebaliknya : 10% - 20% - 20% - 20% - 20% - 10% dari jarak tersebut.



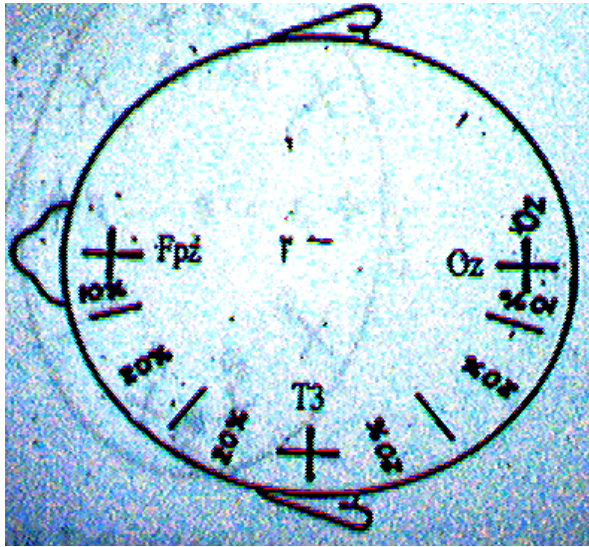
Gambar 7.8. Ukur kedua jarak telinga melewati permukaan atas kepala

5. Terbentuklah kros (tituk silang) di Cz (*Central Zenith*)
6. Tentukan titik Fpz (*Prefrontal Zenith*), dengan cara membuat garis imajinasi dan garis tengah dorsumnasi ke atas sampai bertemu dengan garis 10% depan (No.3)



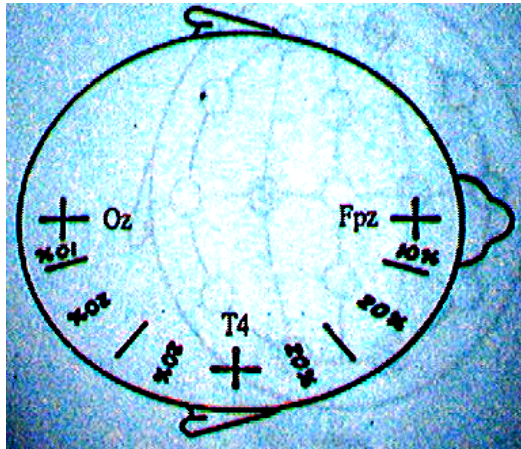
Gambar 7.9. titik Fpz (Prefrontal Zenith)

7. Tentukan titik Oz (Occipital Zenith), pada garis 10% belakang (No.3), dengan cara membagi dua panjang lingkaran kepala yang berawal dari Fpz.
8. Lingkaran kepala sudah terbagi dua sama panjang, yaitu Fpz-Oz kiri dan Fpz-Oz kanan.
9. Bagi setengah lingkaran kepala kiri, Fpz-Oz kiri menjadi 6 bagian, berturut-turut dari depan ke belakang : 10% - 20% - 20% - 20% - 20% - 10% dari jarak lingkaran tersebut.



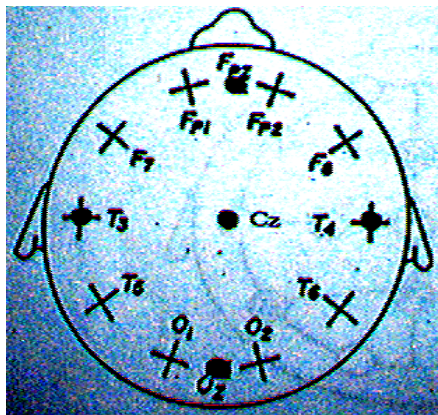
Gambar 7.10. Bagi setengah lingkaran kepala kiri

10. Terbentuklah kros di T3 (temporal kiri)
11. Bagi setengah lingkaran kepala kiri, Fpz-Oz kanan menjadi 6 bagian, berturut-turut dari depan ke belakang : 10% - 20% - 20% - 20% - 20% - 10% dari jarak lingkaran tersebut.



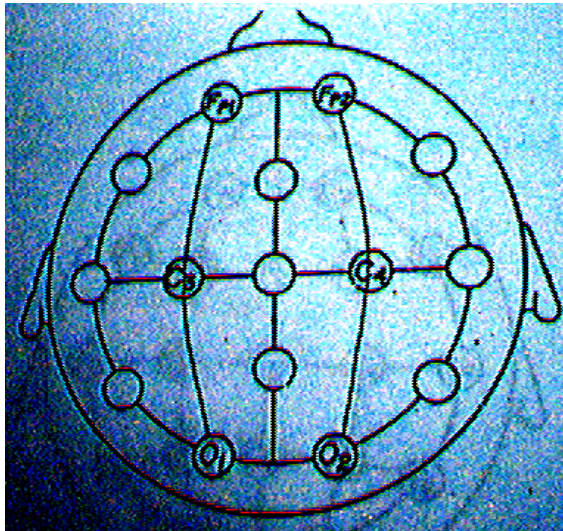
Gambar 7. 11. Bagi setengah lingkaran kepala kiri

12. Terbentuklah kros di T4 (temporal kanan)
13. Buat kros di seluruh lingkaran kepala pada No.9 dan 11 dengan cara menghubungkan Fpz-Oz melewati T3 dan T4.



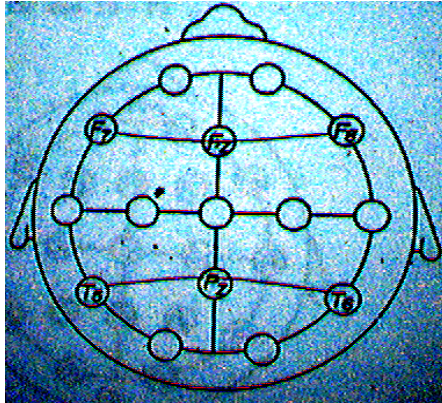
Gambar 7. 12. Proses pembuatan kros di seluruh
lingkar kepala

14. Terbentuklah titik-titik : Fp1, F7, T5, O1 pada bagian kiri dan Fp2, F8, T6, O2 pada bagian kanan.
15. Titik C3 (Central kiri), didapat dari titik silang antara pertengahan Cz-T3 dan Fp1-O1



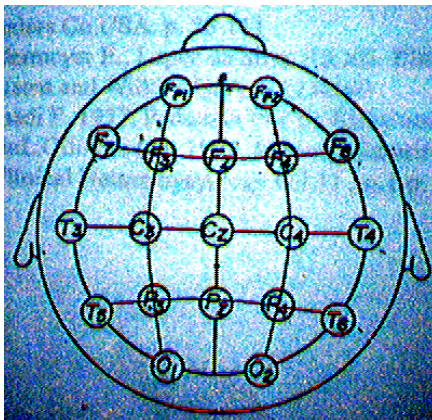
Gambar 7. 14. Titik C3 (Central kiri)

16. Titik C3 (Central kanan), didapat dari titik silang antara pertengahan Cz-T4 dan Fp2-O2
17. Titik Fz (Frontal Zenith), didapat dari titik silang antara pertengahan Cz-Fpz dan F7-F8



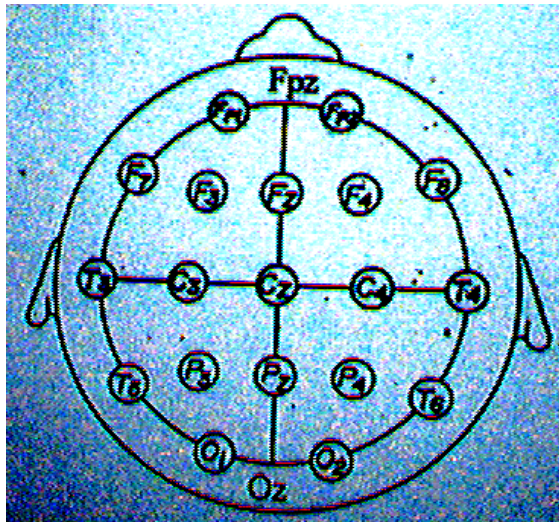
Gambar 7.15. Titik Fz (Frontal Zenith)

18. Titik Pz (Parietal Zenith), didapat dari titik silang antara pertengahan Cz-Oz dan T5-T6
19. Titik F3 (Frontal kiri), didapat dari titik silang antara pertengahan Fp1-C3 dan F7-Fz
20. Titik F4 (Frontal kanan), didapat dari titik silang antara pertengahan Fp2-C4 dan F8-Fz



Gambar 7.16. Titik Fz (Frontal Zenith)

21. Titik P3 (Parietal kiri), didapat dari titik silang antara pertengahan C3-O1 dan T5-Pz
22. Titik P4 (Parietal kanan), didapat dari titik silang antara pertengahan C4-O2 dan T6-Pz.



Gambar 7.17. Titik P4 (Parietal kanan)

EEG biasanya merekam dengan subyek sadar tetapi istirahat di tempat tidur dengan mata tertutup. perekaman juga dapat dilakukan dengan subjek tidur atau ketika hyperventilating (selama bernapas). Kedua kondisi ini dapat menimbulkan pola abnormal yang tidak dapat muncul dalam keadaan istirahat. Selama tidur dengan pola amplitude tinggi, frekuensi rendah; kecuali selama REM (cepat pergerakan mata) ketika tidur amplitude rendah, komponen frekuensi

tinggi, mirip dengan pola saat sadar. Selama REM tidur orang itu bermimpi, mata yang bergerak cepat, karena mungkin saat sadar dan waspada, dan otot adalah nada yg dikedikan melalui tubuh, kecuali untuk otot mata. Artefak mungkin dihasilkan oleh variasi elektroda dan kegiatan otot di wajah, kepala dan mata. Pulsa mungkin menghasilkan artefak dengan mengubah impedansi antara electrode pada masing-masing detak jantung. ECG yang mungkin dilapiskan diatasnya pada EEG. Sweating dapat menghasilkan dasar penyimpangan yang lambat. Mendapatkan salah, offset atau filter pengaturan ini akan menyebabkan cepat, kejenuhan dan distorsi dari sinyal.

System perekam EEG sering digunakan dengan saraf tepi, dan berhubungan dengan visual perangsang untuk menghasilkan "evoked potensi". Stimulasi saraf melalui jarum electrodes dimasukkan melalui kulit yang berdekatan dengan syaraf atau melalui kulit electrodes. Perekaman dapat dilakukan dalam saraf lain dan juga EEG. Berhubungan dengan stimulasi yang dilakukan dengan "klik" atau nada tunggal semburan frekuensi. Visual stimulasi melalui pola yang tetap atau bergerak, biasanya "checkerboard", ditampilkan pada sebuah memonitor pasien. Respon yang sangat rendah adalah amplitudo dan biasanya hilang pada pola acak pseudo dari otak yanf istirahat. Untuk mengatasi masalah ini, maka rangsangan ini diulang beberapa kali (biasanya 128 kali) secara berurutan dan respon penjumlahan dirata-rata oleh komputer

E. Kelainan EEG

Ketidaknormalan dapat ditemukan pada kerusakan organik otak, tumor, infeksi, haemorrhages, demyelinating diseases, seperti multiple sclerosis (MS), setelah virus ensefalitis dan epilepsi. Umumnya tumours, infarcts dan haemorrhages lebih baik dideteksi oleh cara-cara lain, sehingga EEG tidak digunakan sebagai pilihan pertama untuk diagnosis. EEG yang utama adalah alat diagnostik untuk epilepsi. Epilepsi yang ditandai dengan tak terkendalinya secara berlebihan dari kegiatan di semua bagian otak. Jika kegiatan di atas sebuah ambang, pasien akan memperlihatkan gejala; seperti berkejang contractions dari otot; "absences" di mana pasien menyadarinya dari lingkungan mereka dan tidak menanggapi stimuli untuk hitungan detik atau menit, atau perilaku abnormal.

Epilepsi mungkin sebagian atau umum. Secara umum pasien menjadi epilepsi bawah sadar, pasien memiliki kontraksi umum tonik di semua otot, diikuti oleh contractions clonic alternatif. Hal ini juga dikenal sebagai grand mal dengan epilepsy kejang tonik-clonic. Setelah serangan, yang mungkin berakhir dalam beberapa detik selama empat menit, pasien di stupor selama satu menit dalam satu hari atau lebih. EEG yang menunjukkan amplitude besar, frekuensi rendah dari semua bagian otak selama grand mal (Gambar 15). Di antara serangan, pasien mungkin memiliki daerah di otak yang menunjukkan amplitude besar, frekuensi rendah. Wilayah ini dikenal sebagai fokus.

Bentuk epilepsy yang lain, sebelumnya dikenal sebagai Petit mal, dan terjadi sebagai myoclonic ketidakhadiran epilepsi. Myoclonic yang di burst dari neuron discharges

terakhir hanya sebagian kecil yang kedua dan ada satu, kekerasan muscular jerk. Karena ketiadaan formulir, terdapat kehilangan kesadaran yang berlangsung selama beberapa detik, kadang-kadang terkait dengan otot twitching dan mata berkedip.

Partial epilepsi dapat melibatkan salah satu bagian otak. Itu biasanya timbul dari suatu wilayah otak yang sudah rusak atau berparut lainnya yang memiliki beberapa keabnormalan mengompresi otak, seperti tumor. Tergantung pada situs yang fokus, dapat menimbulkan gelombang contractions menjalar melalui tubuh, yang kehilangan daya ingat jangka pendek saja, sebuah serangan mengamuk atau takut, atau gerakan yang berulang. Pasien mungkin atau mungkin tidak sadar akan menyerang tetapi tidak dapat mengendalikan ini.

Merangsang mata dengan tetap atau memindahkan pola dapat menunjukkan cacat dalam jalur berkaitan dengan visi, atau untuk orang-orang ayan foci di jalur. Jika repetitif pola di kanan frekuensi ditampilkan sebelum pasien, fokus atau Petit mal epilepsi mungkin membangkitkan dan direkam. Perbandingan waktu sepanjang optik Jalan setapak antara sisi kanan dan kiri dapat menunjukkan kerusakan pada satu sisi menyebabkan keterlambatan sinyal dalam perjalanan dari jala dengan terhubung dgn kuduk bozonty di bagian belakang otak, dimana visi yang dirasakan secara sadar. Hal ini terlihat dalam virus radang urat saraf optik, dan MS vascular luka (misalnya aneurisms: ballooning dari cacat di dinding sebuah artery).

Manfaat dari hasil perekaman EEG ini antara lain:

- Membantu mendeteksi dan melokalisasi kerusakan otak
- Membantu dalam studi epilepsi
- Membantu dalam mempelajari pola tidur
- Membantu observasi dan analisis respon otak bila diberi stimulus sensorik.

F. Biomedical Amplifier

Modul amplifier biomedika ini akan memberikan penjelasan tentang dasar-dasar elektronika yang berhubungan dengan rangkaian amplifier biomedika. Amplifier biomedika ini akan melakukan penguatan terhadap sinyal elektronika biomedika. Misalnya, ECG (*electrocardiogram*), EMG (*electromyogram*) dan sinyal EEG (*electroencephalogram*).

Pada perangkat biomedika biasanya terdapat rangkaian isolasi. Rangkaian isolasi ini bertujuan agar tubuh pasien yang akan dilakukan diagnosa tidak berhubungan langsung secara elektrik dengan bagian pengolah sinyal. Hal ini dikarenakan pengolah sinyal berikutnya menggunakan bentuk sinyal digital. Komponen inti dari rangkaian ini adalah dua buah optokopler. Jadi tubuh pasien yang akan didiagnosa, hanya berhubungan secara optik dengan bagian pengolah sinyal berikutnya.

Selain itu juga terdapat rangkaian pendeteksi hubungan lead. Fungsi utama dari bagian lead fail detection ini, sesuai dengan namanya, yaitu untuk mendeteksi benar tidaknya penempatan suatu lead dari tubuh. Jika suatu lead pengukuran terlepas, maka akan mengganggu pengambilan data dari pasien. Selain itu, apabila suatu lead mengalami kerusakan, maka dengan adanya rangkaian ini, kejadian tersebut dapat diketahui secara pasti.

F.1. Fungsi dan cara kerja lead fail detector

Lead fail detector berfungsi untuk mendeteksi benar atau tidaknya penempatan suatu lead dari tubuh. Hal ini untuk meyakinkan terpasang atau tidaknya lead pengukuran pada tubuh. Selain itu juga untuk mendeteksi apakah lead yang dipergunakan terjadi kesalahan.

Cara kerjanya adalah dengan cara membandingkan nilai resistansi dari lead tersebut. Jika salah satu lead ada yang terlepas, maka resistansinya menjadi besar pada input dari sistem. Sehingga, terjadi perbedaan resistansi. Berdasarkan perbedaan resistansi itu, akan menimbulkan suatu tegangan listrik di kumparan lain trafo.

F.2. Fungsi Baseline Restoration dan Cara Kerjanya

Baseline restoration berfungsi untuk mempercepat reset dari suatu high pass filter yang mempunyai time constant tinggi. Cara kerjanya yaitu mendeteksi terjadinya saturasi dengan menggunakan dua arah pembanding. Selanjutnya output digunakan untuk mengontrol FET. Sedangkan FET itu sendiri digunakan untuk mempercepat discharge pada capacitor.

F.3. Fungsi Isolation amplifier dan cara kerjanya.

Isolation amplifier berfungsi agar tubuh dari pasien yang akan dilakukan diagnosa tidak berhubungan langsung dengan bagian pengolah sinyal secara elektris. Hal ini dapat dilakukan dengan cara menggunakan dua buah optokopler, yang bertujuan untuk menghubungkan secara optis antara pasien dengan perangkat medis. Cara kerja sistem ini cukup sederhana, yaitu arus yang mengalir ke led optokopler pertama juga dialirkan ke optokopler kedua. Dengan cara

ini, maka cahaya yang akan dihasilkan oleh masing-masing optokopler pemancar akan memiliki intensitas yang sama. Selanjutnya, cahaya yang diterima oleh bagian optokopler penerima dengan nilai yang sebanding dengan arus yang dikeluarkannya. Arus ini kemudian diubah menjadi tegangan oleh op-amp, yang berfungsi sebagai penyangga/buffer, menjadi tegangan dengan impedansi output yang kecil.

F.4. Cara Kerja EEG

Electroencephalogram (EEG) berguna untuk penyelidikan pada pasien yang memiliki epilepsy. EEG akan memberitahukan aktivitas otak pada waktu itu. Alat ini, akan menampilkan suatu aktivitas otak yang tidak normal dari pasien epilepsy tersebut.

Sekitar 20 elektroda diletakkan pada tengkorak kepala dan dihubungkan ke mesin EEG dengan menggunakan kabel khusus. Sinyal asli dari otak adalah sangat kecil (dalam orde sepersejuta volt), dan mesin EEG akan meningkatkan orde sinyal tersebut agar dapat direkam pada kertas grafik atau dalam komputer. Selama proses perekaman EEG, pasien berada dalam kondisi duduk atau tidur, dan dijaga dalam kondisi yang relaks. Sebab, tiap pergerakan dari otot mata dapat menyebabkan sinyal yang besar, yang selanjutnya akan dapat menyembunyikan sinyal asli dari otak.

Selama proses pengujian berlangsung, pertama pasien akan diminta untuk membuka dan menutup mata secara teratur. Kemudian yang kedua, pada saat yang lain, pasien diminta untuk menarik nafas yang panjang selama

beberapa menit. Dari proses ini nantinya diharapkan akan diketahui adanya beberapa hal yang tidak normal dari pasien. Ketiga, pasien akan diminta untuk menghadap dan melihat cahaya kilat buatan, karena otak manusia sangat sensitif terhadap kedipan lampu kilat tersebut. Respon terhadap kilatan lampu tersebut, bagi seseorang/pasien yang memiliki epilepsi akan memiliki pola yang berbeda dengan orang normal.

Dengan mengamati respon terhadap kilatan cahaya tersebut, akan dapat dijadikan sebagai alasan utama adanya gejala seizure (photosensitive epilepsy) pada pasien. Pada beberapa orang, biasanya cahaya kilat akan menimbulkan efek adanya produksi aktivitas pada otak belakang yang bersamaan dengan terjadinya kilat. Jika cahaya kilat memproduksi suatu ketidaknormalan discharge pada EEG, cahaya tersebut akan secepatnya padam.

Daftar Pustaka

- [1]. Webster, J.G., 1978, Medical Instrumentation Application and Design, Houghton Mifflin Co.
- [2]. Tompkins, W.J., and J.G. Webster, 1981, Design of Microcomputer Based Medical Instrumentation, New Jersey: PHI.
- [3]. Aston, R., 1991, Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement, New York: Merrill.
- [4]. Tompkins, J., 1974, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice Hall Inc. Network Design, Tata McGraw
- [5]. Hill.
- [6]. Barbara L. Christie, 2009, Introduction To Biomedical Instrumentation, Cambridge university
- [7]. Proceeding The 6th- Electrical Power, Electronics, Communications, Controls and Informatics International Seminar 2012, 30-31 Mei, Universitas Brawijaya, Malang, Indonesia
- [8]. YouTube, Browsing Artikel terkait.
- [9]. Thomas Kugelstadt, 2008. "Chapter 16 Active Filter Design Techniques, Literature Number SLOA088," Texas Instruments, Post Office Box 655303, Dallas, Texas 75265
- [10]. E.A. Suprayitno, R.Hendra, A. Arifin, "Analisa Sinyal Electrocardiography dan Phonocardiography Secara Simultan Menggunakan Continuous Wavelet Transform," Proceedings of the The 6th – EECCIS Seminar 2012 at Brawijaya University, Malang, pp. B18-1 - B18-6, 2012.

- [11]. Ranagayyan, "Biomedical Signal Analysis A Case-Study Approach," IEEE Press, John Wiley & Sons, INC, Canada, 2002

BIODATA PENULIS



Eko Agus Suprayitno, S.Si.,MT, lahir di Pasuruan, 13 Agustus 1987, anak pertama dari 2 bersaudara dari pasangan Bapak Karijono dan Ibu Sumiani. Penulis tercatat sebagai dosen tetap di Universitas Muhammadiyah Sidoarjo mulai tahun 2013, pada Program Studi Teknik Elektro. Latar belakang

Pendidikan penulis dimulai pada jenjang Strata-1 tahun 2005 di Universitas Airlangga Surabaya Jurusan Fisika. Jenjang pendidikan Master angkatan tahun 2010 diraih penulis di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya Jurusan Teknik Elektro dengan konsentrasi Elektronika Medis dan lulus pada tahun 2012. Penulis juga aktif dalam melakukan penelitian, utamanya berkaitan dengan Elektronika Medis dan Robotika, serta puluhan hasil penelitiannya sudah dipublikasikan baik di Proceeding Seminar dan Jurnal secara Nasional maupun Internasional yang berhubungan dengan Instrumentasi Medis maupun otomasi mesin. Penulis Juga sudah mengajukan HAKI atas salah satu karya ciptaannya dan Penulis Juga merupakan Reviewer Nasional Ristekdikti 2018 untuk PKM 5 Bidang serta PKM AI & GT. Penulis dapat dihubungi di alamat email : eko.agus@umsida.ac.id



**PROGRAM STUDI TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH SIDOARJO
2018**

ISBN 978-602-5914-86-7

