

**PEDOMAN PRAKTIKUM
EKSPERIMEN TEKNIK BIOMEDIS II**



**Penyusun :
TIM DOSEN TEKNIK BIOMEDIS**

PROGRAM STUDI S-1 TEKNIK BIOMEDIS

**DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS SAINS & TEKNOLOGI
UNIVERSITAS AIRLANGGA
2020**

PERCOBAAN 1.1

ELECTROMIOGRAM

TUJUAN

Mengenalkan perangkat Elektromiograf sehingga mahasiswa mampu mengoperasikan serta memperoleh informasi biopotensial otot serta menganalisis hasilnya.

DASAR TEORI

Elektromiografi merupakan prosedur penting dalam evaluasi disfungsi syaraf motorik. Sinyal yang dihasilkan oleh elektromiograf merupakan aktivitas listrik neuromuskuler yang terkait dengan otot saat berkontraksi. Sinyal ini disebut electromiogram (EMG) yang dapat diukur dengan meletakkan elektroda pada intramuskular (metode Invasif) atau elektroda pada permukaan kulit (metode Non-Invasif). Umumnya tiga jenis elektroda dapat digunakan untuk memperoleh sinyal otot adalah kawat, jarum dan elektroda permukaan.

1. EMG intramuskular (jarum dan kawat halus): Untuk melakukan EMG invasif, elektroda berbentuk jarum elektroda atau jarum yang berisi dua elektroda kawat halus dimasukkan ke dalam jaringan otot melalui kulit.
2. EMG Permukaan kulit: Untuk melakukan non-invasif EMG, elektroda ditempatkan pada permukaan kulit, di atas otot yang akan diamati aktivitas listriknya.

Dari dua metode di atas, elektroda permukaan kulit lebih sering digunakan karena lebih aman dan mudah digunakan. Namun, penggunaan elektroda jarum menghasilkan sinyal aktivitas listrik otot yang lebih baik dan lebih sedikit *noise*, sehingga elektroda jarum banyak digunakan dalam diagnosis klinik yang pengoperasiannya dilakukan langsung oleh dokter atau tenaga ahli.

Parameter-parameter yang perlu dievaluasi selama perekaman EMG diantaranya adalah:

1. *Insertional Activity (Ins Act)*

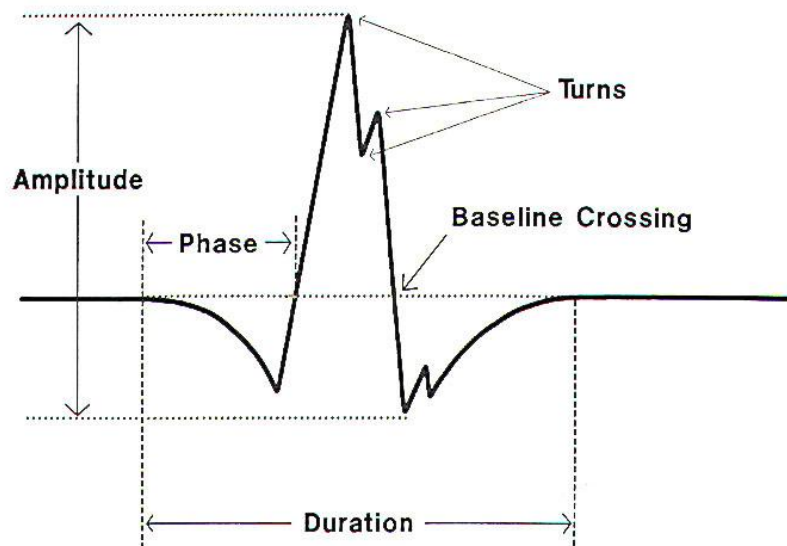
Insertional Activity hanya dapat dievaluasi saat perekaman menggunakan metode invasive (jarum). *Insertional Activity* normal terjadi selama pergerakan jarum dalam otot sekunder untuk pembuangan mekanik dari serat otot. Aktivitas ini berkurang ketika otot mengalami fibrosis atau edema dan meningkat ketika fiber otot mengalami hyperirritable seperti dalam miopati inflamasi atau denervasi otot.

2. *Spontaneous Activity*

Spontaneous activity nampak sebagai fibrilasi (Fibs) atau gelombang positif yang tajam (*Positive Sharp Waves/PSW*). Fibrilasi merupakan potensial aksi dari fiber otot tunggal dan umumnya terjadi dalam waktu singkat, dalam bentuk *biphasic* dengan amplitude rendah. *Positive Sharp Waves (PSW)* merupakan potensial aksi dari fiber otot tunggal dalam bentuk defleksi kecil ke bawah. Score atau penilaian untuk *spontaneous activity* bernilai 1 hingga 4 (1: *Insertional activity* meningkat, 2: *Spontaneous activity* di sebagian area, 3: *Spontaneous activity* di semua area, 4: *Spontaneous activity* secara terus menerus di semua area)

3. *Motor Unit Potential*

Motor Unit Potential (MUP) dianalisa berdasarkan bentuk dan pola saat terjadinya kontraksi (*firing pattern*). Bentuk MUP dianalisa melalui amplitude (Amp), durasi (Dur) dan kompleksitas. Pada umumnya MUP normal memiliki 4 atau kurang dari 4 fase dengan setiap fase yang saling bertumpuk dan kembali ke baseline. Bila terdapat lebih dari 4 fase, MUP disebut polyphasic atau complex.


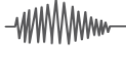



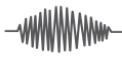


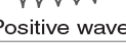





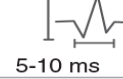



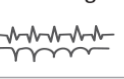


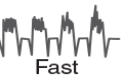






Gambar 2.1 Motor Unit Potential (MUP)

Pola (*firing pattern*) dari *motor unit* disebut *recruitment* (Recrt). Selama terjadi kontraksi otot yang dilakukan secara sengaja, akan tampak perbedaan ukuran dan jumlah MUP.

4. *Interference pattern*

Interference pattern merepresentasikan nilai MUP saat terjadi kontraksi maksimal, dan dapat berkurang atau melemah akibat gangguan pusat atau peripheral serta akibat pasien yang tidak kooperatif saat perekaman.

EMG steps	Lesion	Normal	Neurogenic Lesion		Myogenic Lesion		
			Motoneuron	CNS	Myopathy	Myotonia	Polymyositis
1	Insertional activity	Normal 	Increased 	Normal 	Normal 	Myotonic discharge 	Increased 
2	Spontaneous activity		Fibrillation  Positive wave 			Myotonic discharge 	Fibrillation  Positive wave 
3	Motor unit potential	0.5-1.0 mV  5-10 ms	Large unit  Limited recruitment	Normal 	Small unit  Early recruitment	Myotonic discharge 	Small unit  Early recruitment
4	Interference pattern	Full 	Reduced  Fast firing rate	Reduced  Slow firing rate	Full amplitude  Low	Full amplitude  Low	Full amplitude  Low

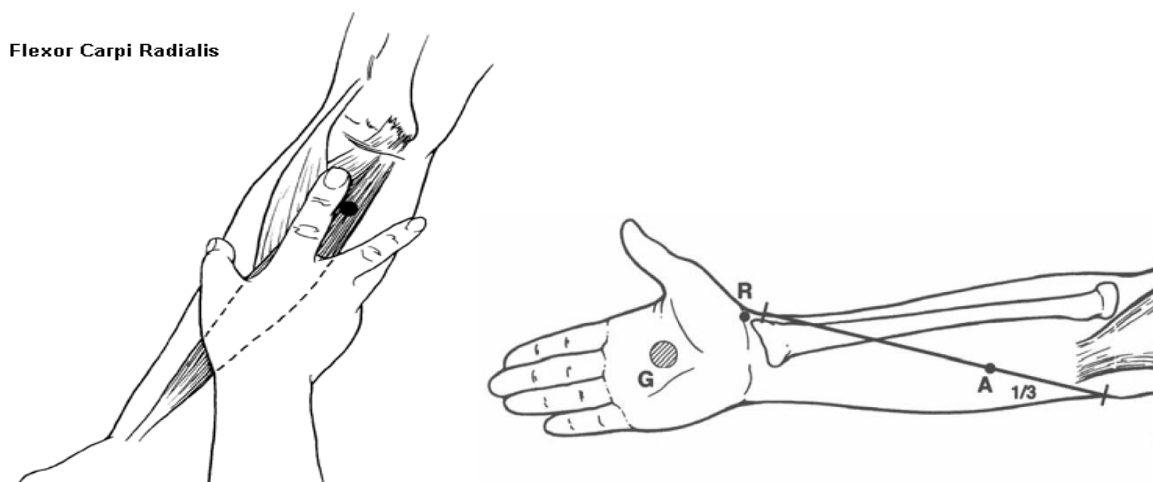
Gambar 2.2 Otot Normal dan Abnormal

ALAT

1. Satu set alat EMG Cadwell dan software Sierra Summit
2. Elektroda

PROSEDUR PERCOBAAN

1. Pilih Study/Test-EMG
2. Masukkan informasi pasien
3. Tekan F3-Start Exam
4. Pilih otot Flexor carpi radialis
5. Pilih side right atau left sesuai dengan bagian tubuh naracoba yang akan diukur
6. Tekan F3-OK
7. Letakkan elektroda sesuai gambar di bawah ini



8. Lakukan flexi pada pergelangan tangan dengan kekuatan ringan, medium dan maksimal
9. Klik kanan pada grafik sinyal dan save as sinyal dalam bentuk .avi dan .csv
10. Pilih *File-Print Full Report*, kemudian print hasil tes EMG.

TUGAS AKHIR

Berikan analisis terhadap hasil EMG dan jelaskan faktor apa saja yang mempengaruhi hasil EMG tersebut ? (berikan perbandingan dengan hasil EMG normal dari referensi).

PERCOBAAN 1.2

NERVE CONDUCTION STUDY (NCS)

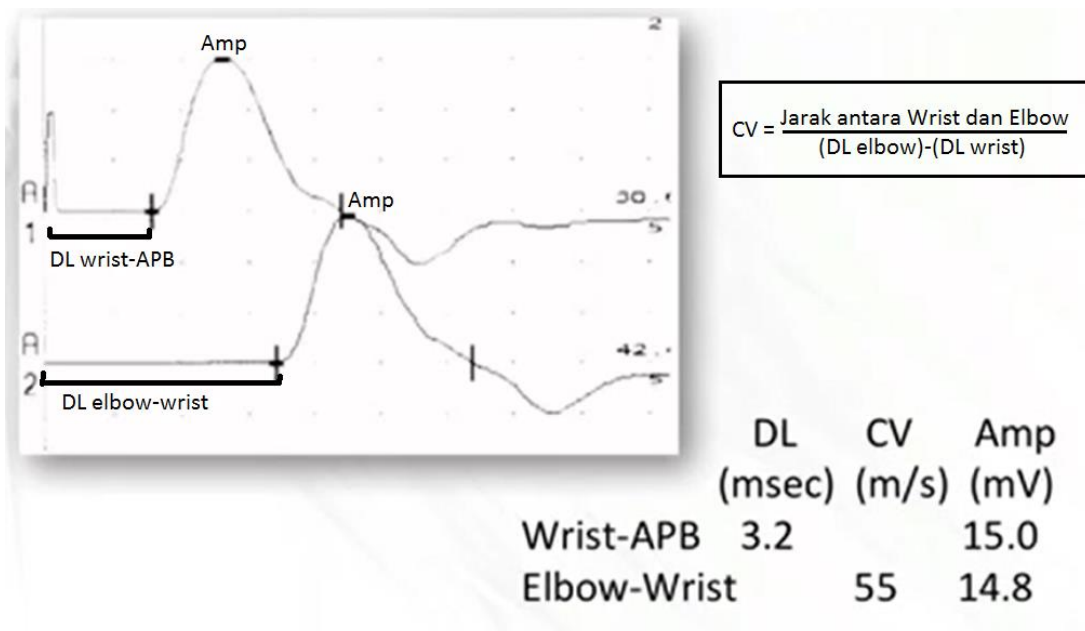
TUJUAN

Mengenalkan perangkat *Nerve Conduction Study* (NCS) sehingga mahasiswa mampu mengoperasikan serta memperoleh informasi kecepatan konduktivitas syaraf motorik serta parameter-parameter yang perlu diamati untuk proses diagnosis.

DASAR TEORI

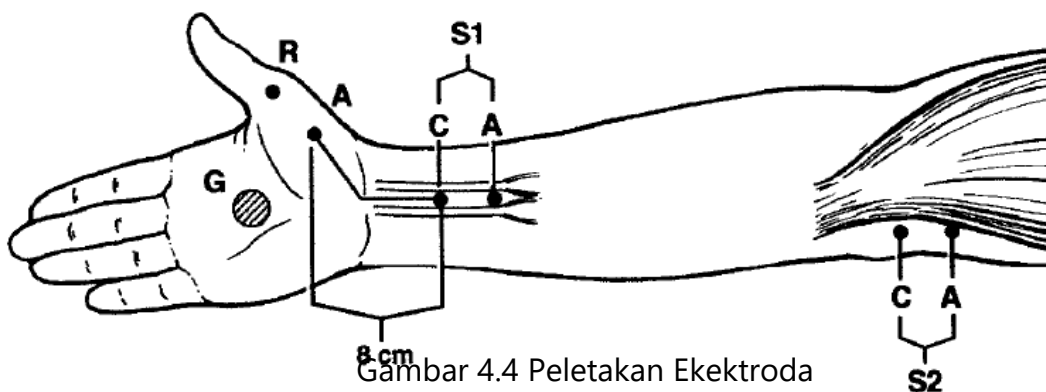
Nerve Conduction Study (NCS) adalah prosedur electrodiagnostic untuk mengukur seberapa baik saraf bekerja dan membantu menentukan letak kompresi pada saraf. Saraf berperan sebagai pembawa pesan antara otak dan tubuh. Banyak kondisi, seperti pembengkakan jaringan, cedera, dan penyakit, dapat memberikan tekanan pada saraf sehingga dapat merusak/melemahkan kemampuannya dalam berfungsi. Pengukuran NCS umumnya juga dikenal sebagai pengukuran *Nerve Conduction Velocity* (NCV).

Parameter-parameter dalam NCS/NCV diantaranya adalah *Distal latency* (DL), Amplitudo (Amp) dan *Proximal conduction velocity* (CV). *Distal latency* merupakan waktu yang diukur dari saat pemberian stimulasi hingga timbulnya kontraksi otot yang ditentukan oleh kecepatan konduksi saraf dan otot neuromuscular. Amplitudo ditentukan oleh jumlah fiber otot yang teraktivasi serta nilainya bervariasi berdasarkan intensitas stimuli, impedansi dan temperatur kulit. Nilai amplitudo dapat menurun pada saraf yang bermasalah seperti axonal neuropathy dan demielinasi. *Proximal conduction velocity* ditentukan oleh kecepatan konduksi dari fiber otot yang ditentukan dengan membagi jarak antara stimuli dan titik yang diukur dengan perbedaan waktu (*latency*) antara 2 stimuli.



Gambar 4.3 Bentuk Gelombang *Median motor nerve*

Pada percobaan ini test NCV hanya dilakukan pada syaraf motorik, yaitu dengan memberi stimuli pada *median motor nerve* (pada pergelangan tangan) hingga *abductor pollicis brevis*, seperti tampak pada gambar di bawah ini:



Gambar 4.4 Peletakan Eelektroda

Proses perekaman dilakukan dengan menggunakan 3 buah elektroda yang masing-masing berfungsi sebagai elektroda aktif, elektroda referensi dan ground serta stimulator yang memiliki 2 titik sebagai titik katoda (-) dan titik anoda (+).

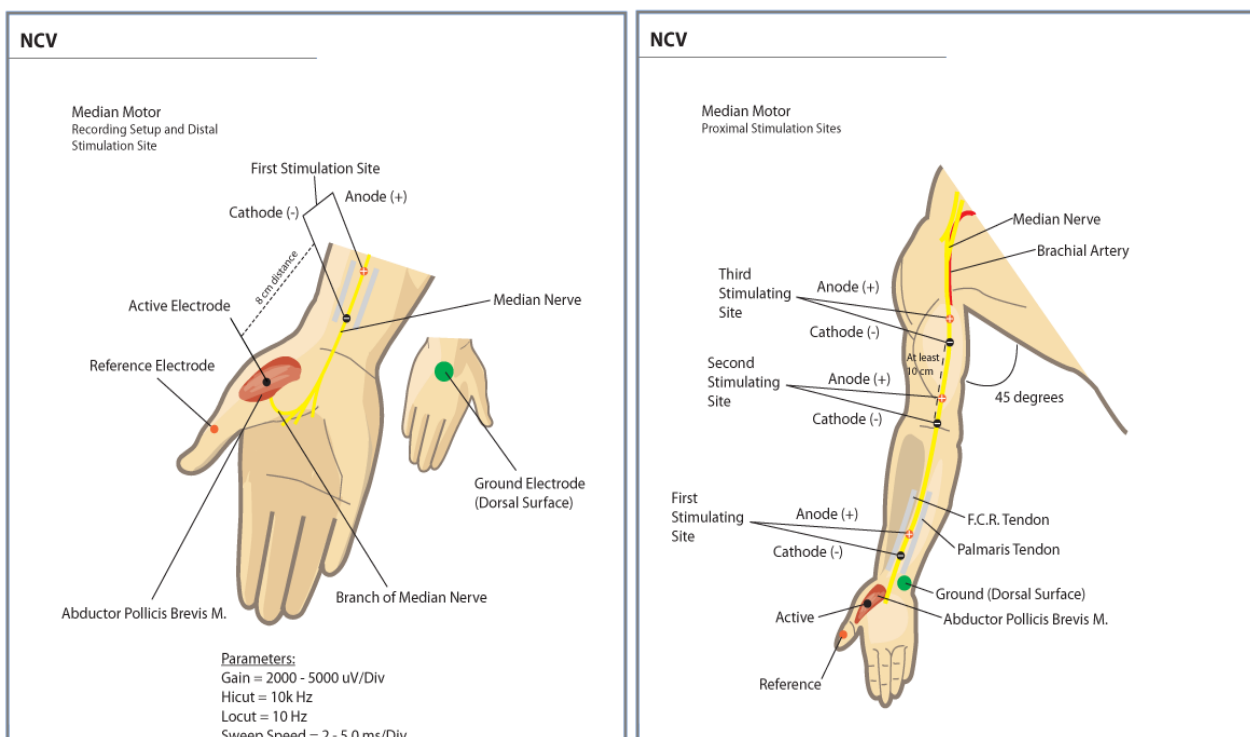
ALAT

1. Satu set alat EMG Cadwell (beserta Stimulator) dan software Sierra Summit

2. Elektroda

PROSEDUR PERCOBAAN

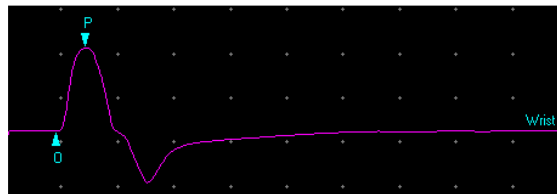
1. Pilih Study/Test-NCV
2. Masukkan informasi pasien
3. Tekan F3-Start Exam
4. Pilih syaraf median motor Abd Poll Brev
5. Pilih side right atau left sesuai dengan bagian tubuh naracoba yang akan diukur
6. Tekan F3-OK
7. Letakkan elektroda dan stimulator sesuai gambar di bawah ini



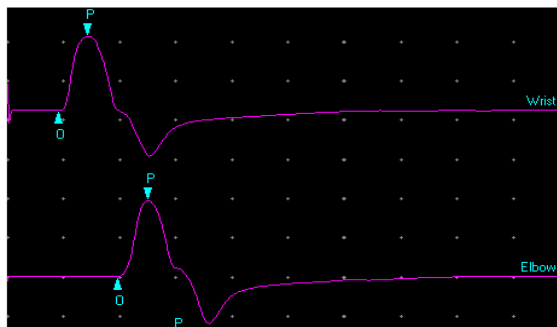
Gambar 4.5 Stimulasi Pertama

Gambar 4.6 Stimulasi Kedua

8. Ukur potensial pada stimulasi pertama dengan peletakan elektroda dan stimulator pertama seperti Gambar 1.3 dimulai dari intensitas terkecil (0,5Ma) kemudian naikan intensitas secara perlahan hingga terlihat bentuk gelombang seperti di bawah ini :



9. Lakukan hal yang sama dengan letak elektroda dan stimulator kedua seperti Gambar 1.4. Ukur potensial dimulai dari intensitas terkecil (0,5Ma) dan naikan intensitas secara perlahan hingga terlihat gelombang seperti di bawah ini :



10. Ukur jarak antara pergelangan tangan (stimuli pertama) dan siku (stimuli kedua) kemudian tulis pada tabel distance

Site1	Site2	Delta-0 (ms)	Dist (cm)	Vel (m/s)	Norm Vel (m/s)
Elbow	Wrist		0,0		>50
Axilla	Elbow		0,0		-
Erbs	Axilla		0,0		-
-	-		0,0		-

11. Pilih File-Print Full Report , kemudian print hasil tes NCV.

TUGAS AKHIR

Berikan analisis terhadap nilai hasil NCV serta bandingkan bentuk gelombang NCV naracoba (normal) dengan bentuk gelombang NCV pada salah satu jenis abnormalitas syaraf?

PERCOBAAN 2

ELECTROCARDIOGRAM

TUJUAN

Memperoleh informasi aktivitas biopotensial pada otot jantung dan mengidentifikasi jenis sadapan dan juga membedakan perangkat ECG *single* atau *multi channel* serta memahami prinsip kerja dari *elektrocardiogram*.

DASAR TEORI

Electrocardiogram digunakan secara luas sebagai instrumen medis yang mengukur perbedaan biopotensial yang muncul dari aktivitas listrik otot jantung. ECG merupakan metoda diagnostik non invasif yang murah dan tersedia dengan mudah serta terjangkau dengan nilai diagnostik tinggi. ECG biasanya menggunakan elektroda permukaan dan meminta impedansi input tinggi penguat differensial dan penggantian tegangan input mode bersama. Elektrokardiograph dilambangkan dengan inisial ECG sebagai electrocardiogram, yang merekam data. Bentuk sinyal listrik pada ECG sebesar 1 mV pada elektroda permukaan dan merupakan proses sinyal yang memiliki ciri kekhususan data berupa durasi, besar dan polaritas.

ECG dirancang untuk mengukur dan merekam electrocardiogram melalui biopotensial permukaan di antara kedua tangan pasien. Ciri – ciri khusus yang dilabelkan dengan P, Q, R, S, dan T, sangat mempertimbangkan di antara subjek pengukuran. Rerata amplitudo pada ECG yang didapatkan sangat tergantung pada letak hubungan elektroda dan ukuran serta kondisi fisik pasien.

ECG memberikan manfaat dalam menentukan kenormalan otot jantung atau sebaliknya, seperti gejala aritmia, pembesaran ventrikel atau atrium dan sebagainya, sehingga pertimbangan variabel klinis dari gelombang ECG adalah penting, diantaranya

besar dan polaritas serta durasi waktu relatif yang dapat mengindikasikan kondisi sakit pada pasien.

Proses untuk merekam data biopotensial otot jantung dilakukan dengan 12 sadapan yang terdiri atas tiga buah sadapan bipolar standar, tiga buah sadapan unipolar ekstrimitas dan enam buah sadapan unipolar prekordial. Sadapan bipolar standar merupakan sadapan I, II, dan III, yang mengukur selisih tegangan diantara kedua tangan dan kaki kiri serta menggunakan prinsip einthoven's triangle. Sedangkan unipolar ekstrimitas merupakan sadapan aVR, aVL, dan aVF yang mengukur rerata tegangan diperkuat pada kedua tangan dan kaki kiri. Sedangkan unipolar prekordial merupakan biopotensial otot jantung yang terekam oleh elektroda permukaan sepanjang dada kiri atau kanan.

TUGAS AWAL

1. Jelaskan apa yang dimaksud dengan *resting membrane potencial* dan *action potencial* ?
2. Jelaskan dengan singkat mekanisme terjadinya biopotensial di otot jantung ?
3. Jelaskan manfaat dan fungsi perangkat bio-amplifier terhadap biopotensial pada otot jantung ?
4. Terangkan dengan singkat, perbedaan ECG multi channel dan single channel ?
5. Gambarkan dan jelaskan, blok diagram ECG secara umum ?

ALAT

1. Satu set ECG *multi purpose*
2. Satu set ECG *single channel*

PROSEDUR PERCOBAAN

ECG Multi Purpose

A. Rekaman Mode Automatis

1. Hubungkan ECG unit ke listrik PLN.
2. Bersihkan permukaan kulit pasien dengan menggunakan alkohol, kemudian pasang elektroda ke pasien dengan menggunakan gel ECG.
3. Nyalakan ECG unit dengan menekan tombol Switch **ON (warna hijau)**;



4. Tekan tombol Display/Enter patient data



Masukan data dari pasien (nama, patient ID, berat badan dll)

5. Tekan tombol Display/Enter data lagi, tunggu beberapa saat dan amati trace sinyal ECG-nya stabil (untuk merubah display lead group gunakan tombol angka 1 atau 2)
1. Bila sinyalnya tidak noise dan trace sinyal ECG-nya stabil, tekan tombol Auto Key
2. Matikan ECG unit dengan menekan tombol Switch **OFF (warna merah)**;



3. Bila semua perekaman telah selesai dilakukan, bersihkan elektroda dengan menggunakan air hangat atau alkohol.

B. Perekaman Mode Manual

1. Langkah 1-4 sesuai Perekaman Mode Automatis
2. Bila sinyalnya tidak noise dan trace sinyal ECG-nya stabil, tekan tombol Manual Key (gambar tangan !!)
3. Untuk merubah display lead group tekan tombol angka 1 atau 2
4. Tekan tombol Stop (warna merah, segitiga putih) untuk menghentikan print/cetakan.

CATATAN :

- ⊗ Kabel Pasien, jangan sampai tertekuk.
- ⊗ Disarankan pasien agar rileks (jangan takut) dan posisi tangan/kaki tersandar di kamar pasien dengan nyaman.

- ⊖ Pastikan setiap penempatan *Elektroda Suction/Bulb* dan *Extremity* pada kulit pasien harus mengenai gel ECG.
- ⊖ *Pencetakan Lead II panjang, Lakukan langkah 6 "Perekaman Manual" dengan nyala Led Group di I,II,III.*

ECG Single Channel

Mengikuti instruksi operasi operator !!

TUGAS AKHIR

Berikan analisis akhir Anda dalam memperoleh heart rate, rythem, interval, dan segmen berdasarkan rekaman data ECG ?

PERCOBAAN 3

APLIKASI TRANSFORMASI WAVELET PADA SINYAL BIOMEDIS

TUJUAN

Mengaplikasikan metode transformasi wavelet untuk kasus *imagery movement* sehingga mahasiswa mampu menerapkan metode pengolahan sinyal untuk memperoleh informasi biopotensial otak serta menganalisis hasilnya.

DASAR TEORI

Sinyal electroencephalograph (EEG) merupakan sinyal non-stasioner yang perlu metode lebih kompleks dalam menganalisis. Transformasi Wavelet merupakan metode transformasi sinyal yang dapat menganalisis *time-frekuensi domain* dan lebih cocok digunakan untuk menganalisis sinyal non-stasioner seperti sinyal EEG.

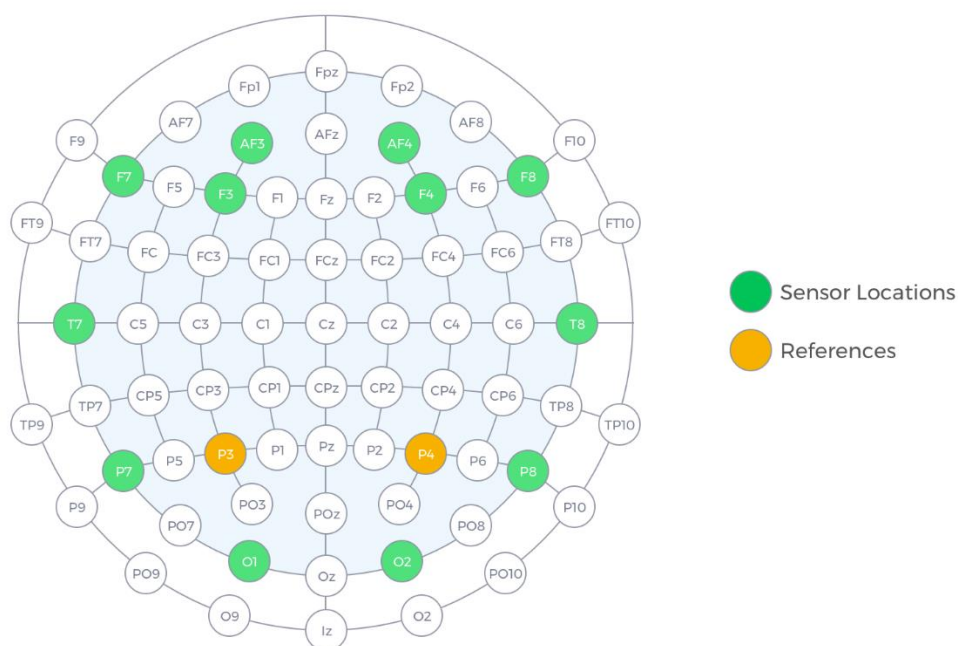
Transformasi Wavelet terbagi dalam dua jenis, yaitu *continuous wavelet transform* (CWT) dan *discrete wavelet transform* (DWT). CWT memberikan informasi frekuensi terhadap waktu dengan menghitung konvolusi sebuah sinyal dengan sebuah jendela modulasi pada setiap skala yang diinginkan. Jendela ini mempunyai skala fleksibel yang disebut sebagai *mother wavelet*. Lebar (*scaling*) dan pergeseran (*shifthing*) pada mother wavelet dapat diubah-ubah untuk mendapatkan koefisien wavelet sebagai hasil dari konvolusi sinyal.

Sedangkan pada DWT skala dari lebar (*scaling*) dan pergeseran (*shifthing*) pada *mother wavelet* merupakan 2 kali down sampling dari frekuensi nyquist nya, sehingga disebut sebagai *detail coefficient* dan *approximation coefficient*. Metode DWT lebih simple dan ringan komputasinya dibandingkan dengan metode CWT karena *scaling* dan *shifting* selalu downsampling 2 kalinya dari frekuensi nyquist, namun informasi yang diperoleh hanya berupa domain frekuensi. Selain berfungsi sebagai metode transformasi, DWT juga dapat berfungsi sebagai filter atau denoising karena pada saat downsampling, sinyal di dekomposisi menjadi komponen lowpass dan highpass dalam

rentang skala tertentu. Hasil dekomposisi tersebut dapat dipilih atau dipilih dan dapat direkonstruksi kembali setelahnya.

Imagery movement merupakan aplikasi dari sinyal EEG yang dalam analisisnya membutuhkan transformasi wavelet karena sinyal EEG hasil dari *imagery movement* merupakan sinyal non-stasioner dan memiliki gelombang otak dalam rentang frekuensi tertentu. Gelombang otak tersebut diantaranya adalah alpha, beta, delta dan theta. *Imagery movement* yang berbeda memberikan stimulus pada gelombang otak yang berbeda pula dan perlu dilakukan analisis lebih lanjut menggunakan metode pengolahan sinyal, seperti metode Transformasi Wavelet.

Pada praktikum ini menggunakan perangkat EEG Epoc+ yang memiliki 9 elektroda (7 sensor dan 2 references) dengan posisi yang berbeda. Letak sensor Epoc+ mewakili area otak yang peletakannya mengikuti kaidah peletakan elektroda internasional 10-20 seperti yang terlihat pada Gambar 1.



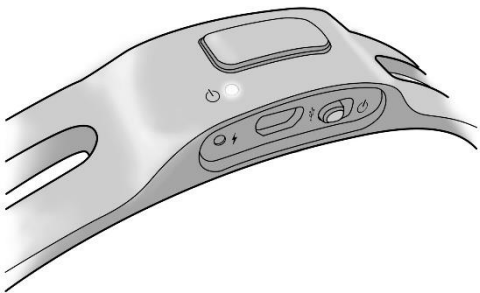
Gambar 1. Peletakan elektroda Emotiv Epoc+ yang mengikuti kaidah peletakan 10-20

ALAT DAN BAHAN

1. EEG Emotiv EPOC+ dan elektroda
2. Cairan saline
3. PC/Laptop

PROSEDUR PERCOBAAN

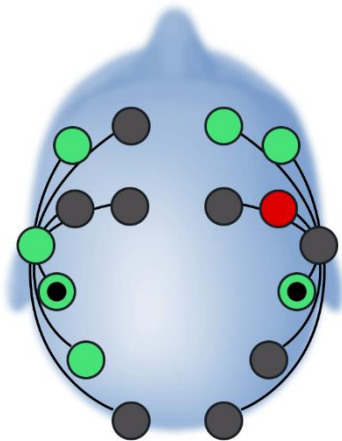
1. Geser tombol power hingga kondisi alat ON (lampu indicator menyala)



2. Sambungkan USB receiver (dongle) ke PC atau laptop dan lakukan *pairing* Bluetooth. Bila Bluetooth telah tersambung dengan baik maka lampu indicator akan berkedip secara berkala.
3. Buka aplikasi EmotivBCI pada PC atau laptop.
4. Beri cairan saline pada elektroda sebelum elektroda dipasang ke headset Epoc+. Pastikan gabus elektroda basah agar antara kulit dan headset terjaga dengan baik. Pasang masing-masing elektroda ke headset dengan hati-hati.
5. Pasang headset ke kepala seperti gambar di bawah ini, kemudian tekan elektroda pada T5 dan T7 selama kurang lebih 5 detik secara bersamaan.

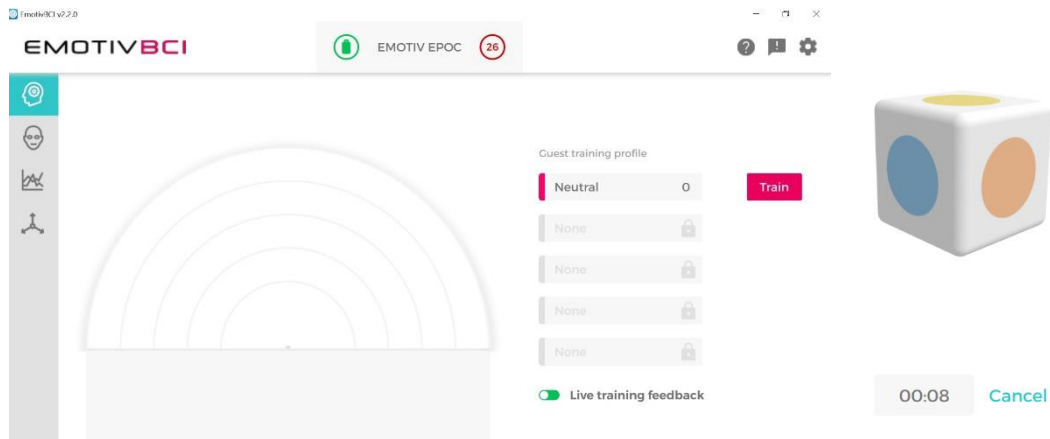


6. Periksa kualitas kontak elektroda. Pastikan semua elektroda terhubung dengan baik dan menunjukkan warna hijau di semua elektroda yang menunjukkan *good contact quality*. Bila warna indicator belum hijau maka elektroda belum terbasahi dengan baik atau tidak menempel dengan kulit kepala.

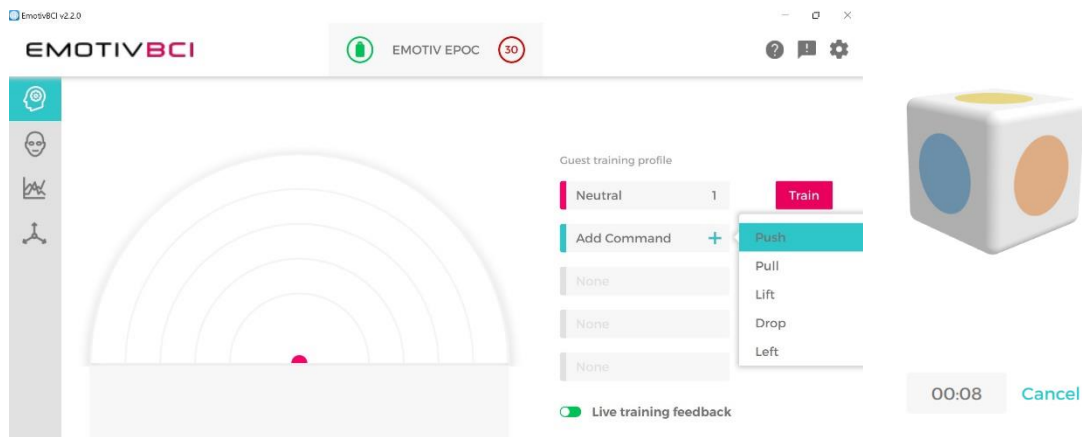


Color	Status
Black	No contact is detected
Red	Poor Contact Quality
Orange	Average Contact Quality
Green	Good Contact Quality

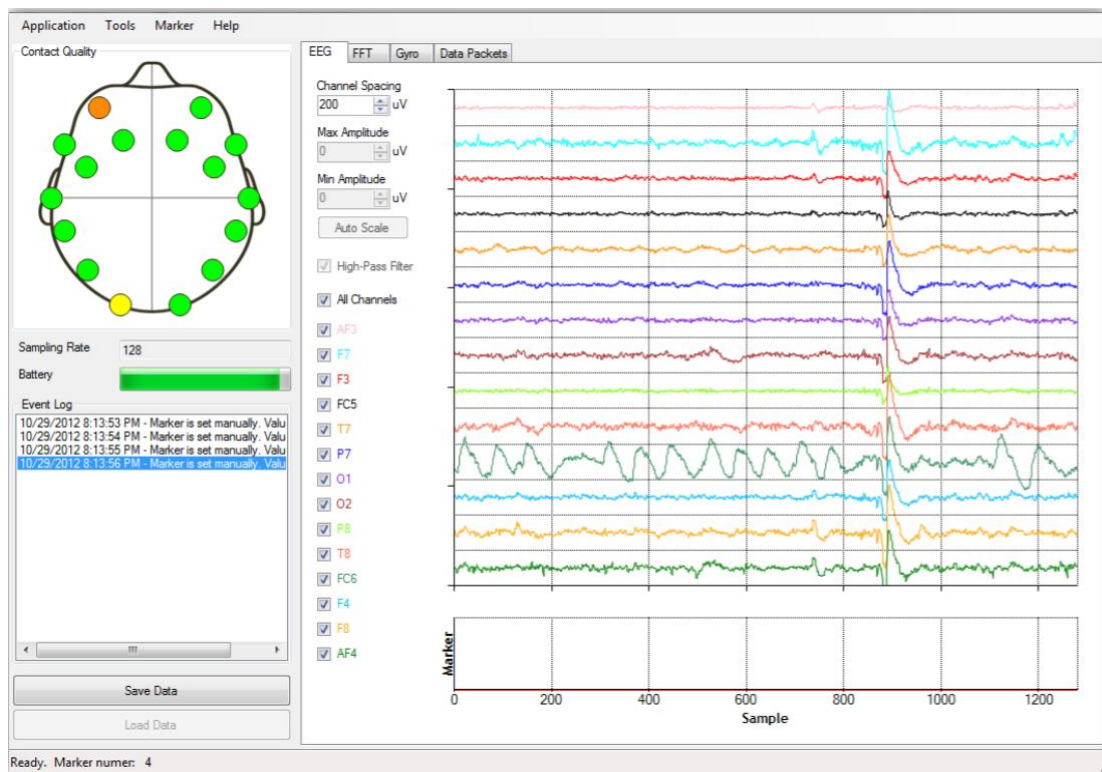
7. Setelah konektivitas elektroda baik, Klik Train Neutral pada jendela yang ada pada aplikasi EmotivBCI. Aktifkan *live training feedback* dan rileks selama 8 detik.



8. Lakukan hal yang sama pada *command* berikutnya. Pilih *command Push* dan coba bayangkan untuk menggerakkan kubus maju ke depan. Lakukan training beberapa kali agar terbiasa.



9. Setelah cukup terbiasa dengan *mental command* buka aplikasi TestBench. Dengan menggunakan visualisasi kubus yang diberikan oleh EmotiveBCI, rekam sinyal EEG selama 8 detik masing-masing saat relaksasi dan saat melakukan *mental command Push*.
10. Klik *save data* untuk mulai merekam dan save dalam format .CSV



11. Setelah data diperoleh, lakukan analisis berdasarkan hasil yang diperoleh dari Transformasi Wavelet (DWT dan CWT) dan bahas di laporan.

Source code *Continuous Wavelet Transform (CWT)*

```
clear;
msg=('Pls. wait and MAXIMIZE COLOR PLOTS!')

N=1024; % Ubah sesuai dengan Panjang data
maxlag=N/2; % here maxlag is used to zoom in on the correct
part of C
C=zeros(128,2*N-1); % initialize convolution array
CC=zeros(128,2*maxlag+1); % initialize correlation array
figure

g1=load('A1.CSV'); % Ubah sesuai dengan nama file
g=g1(:,4)'; % Pilih Channel yang akan diamati
% Input signal with m from 0 - 1
for n=1:N;
    m=(n-1)/(N-1);
    tg(n)=m;
end;
```

```

% Mexican Hat, a symmetrical real function
w=1/8;           % NOTE: standard deviation parm w=1/8
index=1;
for k=0:128;     % Use 8 octaves and 16 voices 8 x 16 = 128
    s=2^(-k/16); % 16 voices per octave
                % Note that the scale decreases with k

    for n=1:N;
        % Mexican hat from  $-\frac{1}{2}$  to  $\frac{1}{2}$ 
        m=(n-1)/(N-1)-1/2; % time parameter
        if (k == 0)
            tmh(n)=m; % time axis for the plot
        end;
        mh(n)=2*pi*(1/sqrt(s*w))*(1-2*pi*(m/(s*w))^2)*exp(-i*(m/(s*w))^2);
    end;

    if (k == 0) % plot wavelet example
        subplot(2,1,1), plot(tmh,mh,'k'); axis('tight')
        ylabel ('Amplitude');
        title(' Mexican Hat');

    end;

    % save the inverted scales
    scale(index)=1/s;

    % convolution of the wavelet and the signal
    C(index,:)=conv(g,mh);
    % Correlate the wavelet and the signal
    CC(index,:)=xcorr(g,mh,maxlag);

    index=index+1;
end;

% Plot the results
subplot(2,1,2), plot(tg,g,'r'); axis('tight')
xlabel ('Time ');
ylabel ('Amplitude');
title(' Original Signal containing 20 Hz and 80 Hz components');

figure
pcolor(C(:,maxlag:5:2*N-maxlag).^2);
xlabel ('Time (Sample#/5)');
ylabel ('1/Scale#');

```

```

ttl=[' Convolution based Scalogram NOTE:Maxima of the CWT are around the
1/scale # (70) and (38). Ratio = ' num2str(scale(70)/scale(38))];
title(ttl);

figure
pcolor(CC(:,1:5:2*maxlag+1).^2);
xlabel ('Time (Sample#/5)');
ylabel ('1/Scale#');
ttl=[' Correlation based Scalogram NOTE: Maxima of the CWT are around the scale
# (70) and (38). Ratio = ' num2str(scale(70)/scale(38))];
title(ttl);

```

Coding Discrete Wavelet Transform (DWT)

```

%UNTUK fs 128 butuh Dekomposisi 5 level
%Save dengan nama Wavelet128

```

```

function [Gamma,Beta,Alpha,Theta,Delta] =Wavelet(mySignal,waveletFunction)

```

```

[C,L] = wavedec(mySignal,5,waveletFunction);
%Calculation The Coificients Vectors of every Band
cD1 = detcoef(C,L,1); %NOISY
cD2 = detcoef(C,L,2); %Gamma
cD3 = detcoef(C,L,3); %Beta
cD4 = detcoef(C,L,4); %Alpha
cD5 = detcoef(C,L,5); %Theta
cA5 = appcoef(C,L,waveletFunction,5); %Delta

```

```

%Calculation the Details Vectors of every Band :

```

```

D1 = wrcoef('d',C,L,waveletFunction,1); %NOISY
D2 = wrcoef('d',C,L,waveletFunction,2); %Gamma
D3 = wrcoef('d',C,L,waveletFunction,3); %Beta
D4 = wrcoef('d',C,L,waveletFunction,4); %Alpha
D5 = wrcoef('d',C,L,waveletFunction,5); %Theta
A5 = wrcoef('a',C,L,waveletFunction,5); %Delta

```

```

Gamma = D2; %figure, plot(1:1:length(Gamma),Gamma);
Beta = D3; %figure, plot(1:1:length(Beta), Beta);
Alpha = D4; %figure, plot(1:1:length(Alpha),Alpha);
Theta = D5; %figure, plot(1:1:length(Theta),Theta);
Delta = A5; %figure, plot(1:1:length(Delta),Delta);
PowerDelta= abs(Delta.^2);

```

```

PowerTheta= abs(Theta.^2);
PowerAlpha= abs(Alpha.^2);
PowerBeta= abs(sum(Beta.^2));

```

Coding Discrete Wavelet Transform (DWT)

```

record=load('A1.CSV'); % Ganti dengan nama file
% AF3= record(:,1);
% F7= record(:,2);
% F3= record(:,3);
% FC5= record(:,4);
% T7= record(:,5);
% P7= record(:,6);
% O1= record(:,7);
% O2= record(:,8);
% P8= record(:,9);
% T8= record(:,10);
% FC6= record(:,11);
% F4= record(:,12);
% F8= record(:,13);
% AF4= record(:,14);
mySignal=record;
fs=128;
[baris,kolom]=size (mySignal);
[N,M]=size (mySignal);
f=0:fs/N:(fs/2)-fs/N;
% Call The Function :
% t = 0:1/Fs:1;
% waveletFunction = 'db8';
waveletFunction = 'db4';

for j=1:kolom
    [Gamma(:,j),Beta(:,j),Alpha(:,j),Theta(:,j),Delta(:,j)]=Wavelet128(mySignal(:,j),waveletFunction);
    PowerDelta(:,j) = abs(sum(Delta(:,j).^2));
    PowerTheta(:,j) = abs(sum(Theta(:,j).^2));
    PowerAlpha(:,j) = abs(sum(Alpha(:,j).^2));
    PowerBeta(:,j) = abs(sum(Beta(:,j).^2));
end

za=(fft(Alpha(:,14)));
PSa=abs(za).^2;
figure;plot(f,PSa(1:N/2))

```



```
zb=(fft(Beta(:,14)));  
PSb=abs(zb).^2;  
figure;plot(f,PSb(1:N/2))
```

TUGAS AKHIR

Berikan analisis terhadap hasil EEG dengan menunjukkan perbedaan antara relaksasi dan *mental command* yang dilakukan berdasarkan hasil CWT dan DWT.

PERCOBAAN 4

RCD SAFETY DEVICE

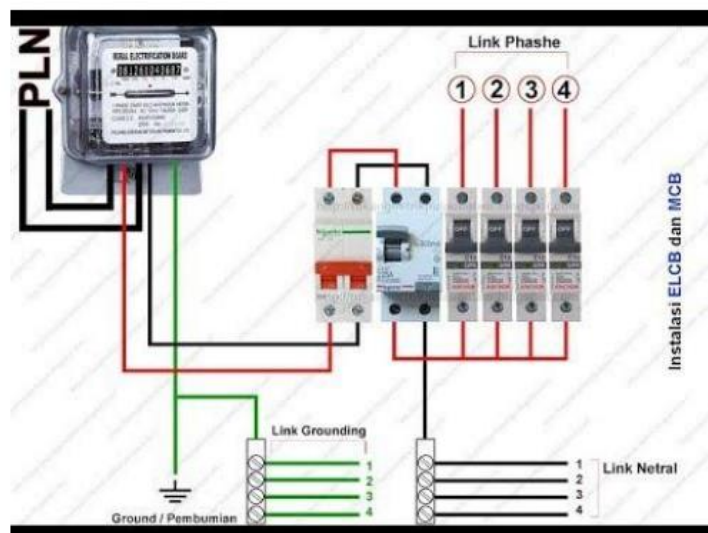
TUJUAN

Memperoleh mengenai cara kerja Residual Current Device (RCD) dan bagaimana membuat filter untuk mendeteksi arus bocor.

DASAR TEORI

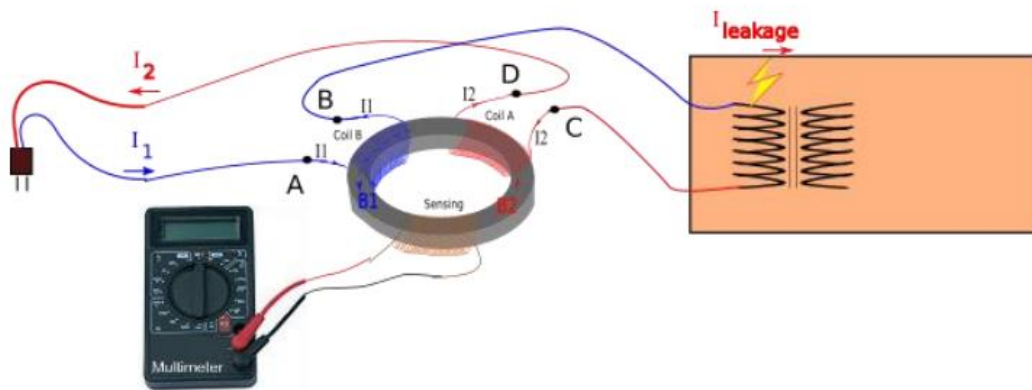
Residual Current Device (RCD)

RCD adalah komponen utama dalam perangkat keselamatan listrik ELCB (Earth Leakage Current Breaker). Perangkat ini umumnya digunakan untuk melindungi manusia dari bahaya kejutan listrik karena arus bocor. Pada instalasi nya biasa dipasang di antara sumber listrik PLN dan MCB (Miniature Circuit Breaker) atau umumnya disebut dengan Breaker seperti pada Gambar 1. MCB sendiri mungkin sudah cukup sering kita lihat sebagai pembatas arus di rumah.



Gambar 1. ELCB Wiring Diagram

RCD adalah komponen utama dalam perangkat keselamatan listrik ELCB (Earth Leakage Current Breaker). Perangkat ini umumnya digunakan untuk melindungi manusia dari bahaya kejutan listrik karena arus bocor. Pada instalasi nya biasa dipasang di antara sumber listrik PLN dan MCB (Miniature Circuit Breaker) atau umumnya disebut dengan Breaker seperti pada Gambar 1. MCB sendiri mungkin sudah cukup sering kita lihat sebagai pembatas arus di rumah.



Gambar 2. Rangkaian Uji Coba RCD

Percobaan ini melanjutkan percobaan sebelumnya di Eksperimen Teknik Biomedis 1 tentang Rangkaian Filter Analog. Peralatan yang digunakan kurang lebih sama dengan sebelumnya. Hanya saja pada percobaan ini kita mencoba membuat filter khusus untuk sinyal induksi dari RCD. Untuk itu, di sini kita perlu melihat terlebih dahulu karakteristik sinyal RCD. Ini dapat dilakukan dengan eksperimen sederhana seperti pada Gambar 2. Di mana terlihat adanya hubungan antara arus I_1 pada jalur masuk yang berwarna biru dan arus keluar I_2 pada jalur merah dan arus yang bocor $I_{leakage}$ yang hilang dinyatakan oleh (1).

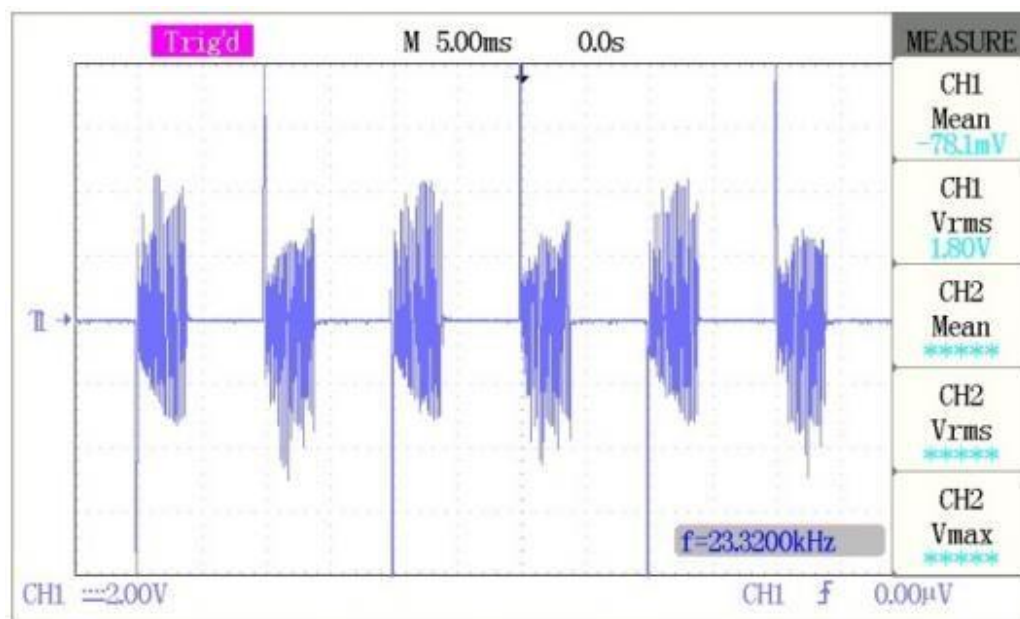
$$I_1 = I_2 + I_{leakage} \quad (1)$$

Kondisi di mana ada perbedaan antara arus yang masuk I_1 dan arus yang kembali ke sumber I_2 , dapat kita sebut sebagai kondisi Arus Bocor. Namun pada kondisi tidak ada arus bocor pada kondisi Arus Normal, kita akan ada pada skenario di mana 100% dari arus masuk I_1 akan kembali ke sumber.

$$I_1 = I_2 \quad (2)$$

Kondisi Arus Bocor

Karakteristik yang pertama dapat dilihat ketika terjadi arus bocor. Untuk kondisi ini, lampu dihubungkan hanya ke gulungan biru, dan gulungan merah dilewati. Kumparan sensing dipantau menggunakan osiloskop. Arus yang diukur dalam kumparan sensing seharusnya sesuai dengan persamaan berikut (1). Ini terjadi karena kumparan merah di-by-pass, nilai $I_{leakage}$ akan menjadi maksimum. Gambar dari osiloskop ditunjukkan pada Gambar. 3b. Tegangan rata-rata ada pada - 0,781 mV, namun, tegangan RMS adalah sekitar 1,80 V. Kemudian, perlu dicatat pula bahwa ada pola pada sinyal. Itu bisa dilihat dari tegangan puncak yang berfluktuasi selama periode yang tetap. Meskipun bentuk gelombang sinyal tidak menunjukkan nilai tetap untuk tegangan puncak, atau bentuk kosinus yang jelas, bentuk gelombang tersebut menunjukkan puncak positif dan puncak negatif secara bergantian dalam periode waktu yang sama. Mengukur periode waktu itu, dapat ditemukan bahwa ia memiliki frekuensi yang sama dengan sumber PLN mendekati 50 Hz.

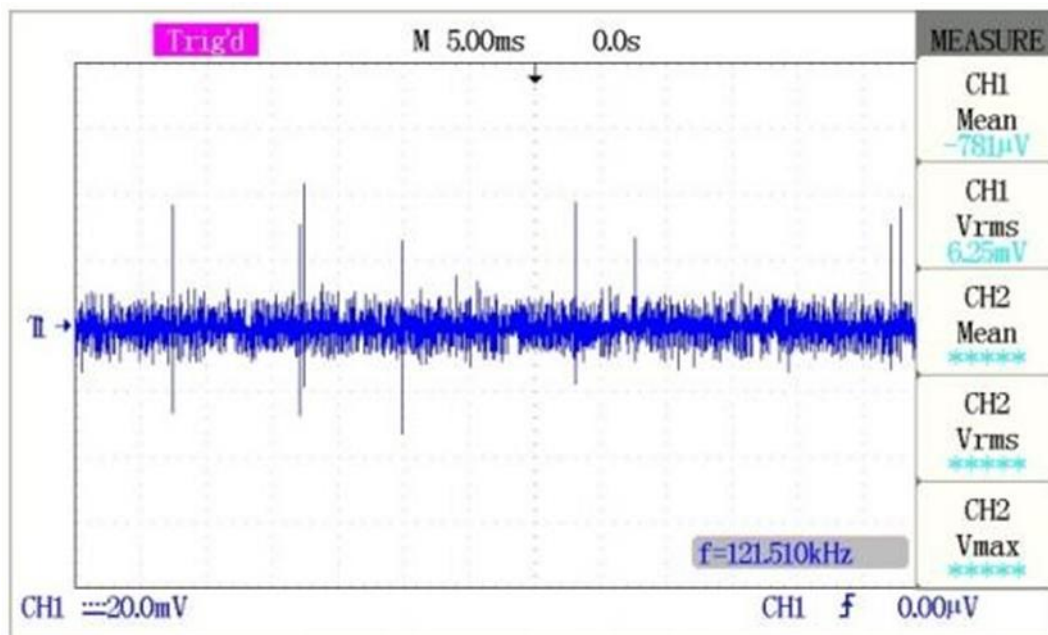


Gambar 3 Sinyal Induksi Arus Bocor

Kondisi Arus Normal

Untuk percobaan ini, lampu dihubungkan ke gulungan biru dan gulungan merah toroid. Kemudian, kumparan sensing dihubungkan ke osiloskop. Pada kondisi ini arus yang mengalir melalui gulungan biru diharapkan sama dengan arus mengalir melalui

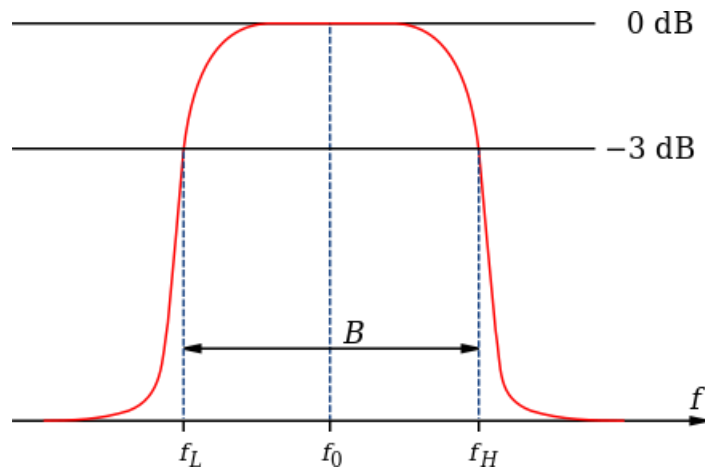
gulungan merah. Dengan demikian, seharusnya tidak ada arus yang diukur dalam kumparan sensing. Hasil dari osiloskop ditunjukkan pada Gambar. 3a. Ada sedikit perbedaan dari yang diharapkan atau nilai nol, meskipun nilainya cukup kecil. Tegangan rata-rata memiliki nilai yang sama sekitar -0,781 mV, sedangkan tegangan RMS hanya 6,25 mV. Seperti yang diharapkan, kondisi arus normal memiliki tegangan yang lebih rendah dibandingkan dengan kondisi arus bocor.



Gambar 4 Sinyal Induksi Arus Normal

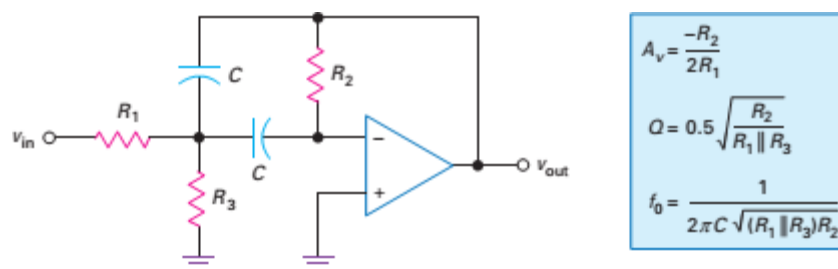
Desain Band Pass Filter

Respon Frekuensi dari Bandpass filter dapat dilihat pada gambar Gambar 5. Di mana Filter ini ditujukan untuk melewatkan sinyal pada frekuensi tertentu.



Gambar 5 Respon Frekuensi Band Pass Filter

Selanjutnya pada Gambar 6 ditunjukkan rangkaian dasar feedback bandpass filter dengan nilai Q lebih besar dari 1. Di mana nilai itu menunjukkan sebuah *narrowband filter* atau lebar pita B yang sempit.

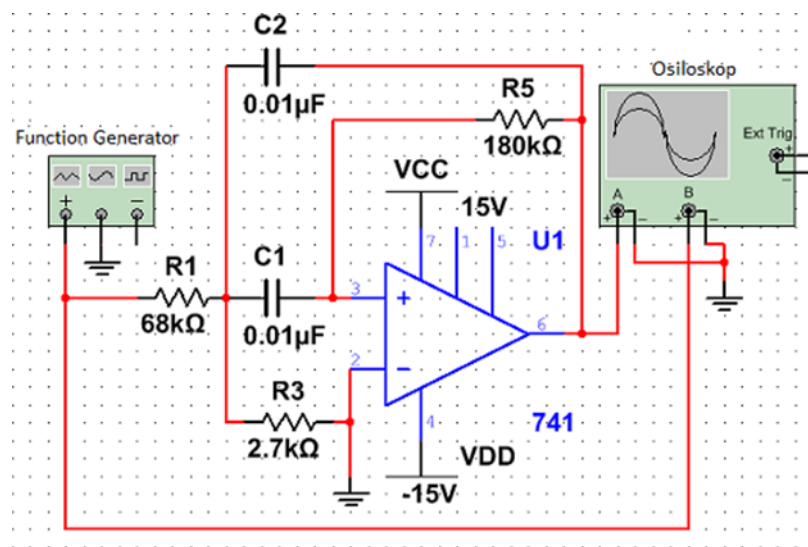


Gambar 6 Rangkaian Band Pass Filter

Rangkaian ini menggunakan filter multiple-feedback (MFB). Pertama, dapat diperhatikan bahwa sinyal input masuk ke input inverting daripada input noninverting. Yang Kedua adalah rangkaian memiliki dua jalur umpan balik, satu melalui kapasitor dan lainnya melalui resistor.

Tiga parameter Filter ditampilkan disamping rangkaian. Hal yang menarik dari rangkaian ini, bahwa frekuensi tengahnya dapat digeser ke frekuensi baru tanpa mengubah penguatan passband dan lebar pitanya dapat dilakukan dengan mudah dengan hanya mengubah nilai R_3 .

Perancangan biasanya ditentukan dahulu dari nilai kapasitor C. Baru kemudian, dihitung nilai -nilai ketiga resistor-nya berdasarkan dengan target parameter Band pass yang ingin dibuat, antara lain Q, A_v , dan f_0 . Contoh realisasi rangkaian dapat dilihat pada Gambar 7.



Gambar 7 Contoh Realisasi Rangkaian

Dasar Perancangan:

- Menentukan Nilai C
- Menentukan Nilai R_1 dan R_2 dari besarnya penguatan A_v yang ingin dicapai

$$A_v = \frac{-R_2}{R_1} \quad (3)$$

- Kemudian, tentukan nilai R_3 dengan besar frekuensi tengah f_0 yang ingin dicapai; dengan

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C \sqrt{(R_1 || R_3) R_2}} \quad (4)$$

- Terakhir, pastikan nilai Q di atas 1

$$Q = 0.5 \sqrt{\frac{R_2}{R_1 || R_3}} \quad (5)$$

Percobaan

Tujuan

Menunjukkan rancangan dan cara kerja dari rangkaian feedback bandpass filter untuk hanya melewatkan sinyal induksi dari arus bocor pada RCD.

Alat dan Bahan

1. Resistor
2. Capacitor
3. Op Amp
4. Osiloskop atau NI My Daq

Percobaan 1: Melihat Karakteristik Sinyal RCD

1. Buatlah rangkaian seperti pada Gambar 2, dengan Multimeter diganti dengan Osiloskop dan beban trafo dirubah dengan beban Lampu.
2. Catatlah tegangan V_{RMS} yang terbaca untuk kondisi normal ini.
3. Dari rangkaian pada langkah 1, by-pass gulungan kabel warna merah atau dilewati.
4. Catatlah tegangan V_{RMS} yang terbaca untuk kondisi arus bocor ini dan perhatikan pola sinyalnya.

Percobaan 2: Merancang Filter Sinyal RCD

1. Buatlah rangkaian seperti pada Gambar 7 dengan input dari kabel sensing yang sebelumnya langsung ke osiloskop. Lalu aktifkan power supply untuk melihat perbandingan input/output dari Band Pass Filter yang dibuat.
2. Lakukan pengaturan osiloskop agar sinyal terlihat atau gunakan seting, sebagai berikut :
 - Chanel 1 dan 2 : 0.2 V/Div
 - Time Base: 0.2 ms/Div
 - AC Coupling

- 3 Ubahlah frekuensi pada function generator secara perlahan sehingga output pada channel 2 adalah maksimum, catatlah frekuensi pada saat itu dan itulah frekuensi tengahnya (f_0) lalu ukurlah tegangan output dan tentukan penguatan pada kondisi ini.
- 4 Tentukan frkuensi cutoff atas dan bawah dengan cara mengubah frekuensi pada function generator. Awali dengan menurunkan frekuensi pada function generator sehingga didapatkan nilai output pada channel 2 adalah 0,707 kali dari tegangan input, atau untuk kondisi pada percobaan ini adalah hingga nilai pada channel 2 adalah 0,99 V, jika sudah berhasil catatlah nilai frekuensinya dan itulah frekuensi cutoff bawahnya (f_L). Kemudian naikkan frekuensi pada function generator hingga nilai pada channel 2 kembali bernilai 0,99 V, jika sudah berhasil catatlah nilai frekuensinya dan itulah frekuensi cutoff atasnya (f_H).
- 5 Hitunglah nilai Q dengan rumus 5.
- 6 Ubahlah R_3 apabila nilai f_0 belum sesuai. Lalu ulangi langkah 3, 4 dan 5.

Referensi

https://en.wikipedia.org/wiki/Band-pass_filter

Sutanto, Erwin, Khusnul Ain, Muhammad Aziz, and Guillermo Escrivá-Escrivá . **A Study on DC Limit Parameters in RCD Operation Using Capacitor**. *Journal of Engineering Science and Technology Review* 12 (4) (2019) 7 – 14.

Malvino, Albert, and David Bates. **Electronic principles**. McGraw-Hill, Inc. Chapter 19 Active Filter, 8th Edition, 2016.

PERCOBAAN 5

ELECTROPLATING

PERCOBAAN 6

BRINE SHRIMP LETHAL TEST (BSLT)

