

**Laporan Tugas Rancang Bangun**  
**EL3013 Sistem Instrumentasi**  
**Instrumentasi Electrocardiogram**

Oleh:

Rafid Muhammad 13218045

Kevin Naoko 13218046

Muhammad Tegar Azkiya 13218056



**SEKOLAH TEKNIK ELEKTRO DAN INFORMATIKA**  
**INSTITUT TEKNOLOGI BANDUNG**

**2020**

## Daftar Isi

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 1.     | Latar Belakang.....                     | 4  |
| 2.     | Tinjauan Pustaka.....                   | 4  |
| 2.1.   | Photoplethysmography .....              | 4  |
| 2.2.   | Electrocardiography .....               | 5  |
| 2.2.1. | Implementasi amplifier .....            | 8  |
| 2.2.2. | Filter .....                            | 9  |
| 2.3.   | Electromyography .....                  | 9  |
| 2.3.1. | Dekomposisi Sinyal .....                | 11 |
| 2.3.2. | Pemrosesan Sinyal .....                 | 11 |
| 2.3.3. | Karakteristik Elektrik .....            | 11 |
| 2.4.   | Electroencephalography (EEG) .....      | 11 |
| 2.4.1. | Fast Fourier Transform (FFT) .....      | 13 |
| 2.4.2. | Wavelet Transform (WT) .....            | 13 |
| 2.4.3. | Eigenvectors.....                       | 14 |
| 2.4.4. | Time-Frequency Distributions (TFD)..... | 14 |
| 2.4.5. | Metode Autoregressive (AR) .....        | 14 |
| 3.     | Spesifikasi Sistem.....                 | 16 |
| 3.1.   | Verifikasi.....                         | 17 |
| 3.1.1. | Spesifikasi Akurasi .....               | 17 |
| 3.1.2. | Spesifikasi Presisi .....               | 17 |
| 3.1.3. | Spesifikasi Dimensi.....                | 18 |
| 4.     | Desain sistem.....                      | 19 |
| 4.1.   | Data Flow Diagram.....                  | 19 |

|      |                                  |    |
|------|----------------------------------|----|
| 4.2. | Algoritma Utama.....             | 21 |
| 4.3. | Diagram Rangkaian .....          | 23 |
| 4.4. | Estimasi Biaya .....             | 24 |
| 5.   | Simulasi .....                   | 24 |
| 5.1. | Pembacaan Gelombang Cahaya.....  | 24 |
| 5.2. | Pembacaan Detak Jantung .....    | 26 |
| 5.3. | Pembacaan SpO <sub>2</sub> ..... | 28 |
| 6.   | Implementasi.....                | 29 |
| 6.1. | Realisasi Alat.....              | 29 |
| 6.2. | Mekanisme Kerja Alat .....       | 31 |
| 7.   | Pengujian .....                  | 34 |
| 8.   | Simpulan dan Saran .....         | 37 |
|      | Referensi.....                   | 38 |
|      | Lampiran.....                    | 39 |
|      | Scan KTP Tiap Anggota.....       | 43 |

## **1. Latar Belakang**

Di Indonesia, masih banyak daerah yang belum mendapatkan pelayanan kesehatan yang memadai, seperti alat pengukur detak jantung. Detak jantung pasien merupakan salah satu informasi penting untuk mendiagnosa kondisi kesehatan dengan akurat. Dengan berkembangnya teknologi pada zaman ini, kita dapat melakukan pengukuran detak jantung dengan mudah. Pengukuran detak jantung yang umumnya menggunakan banyak elektroda dan peralatan yang mahal. Namun dengan perkembangan teknologi dapat dilakukan hanya dengan menggunakan sensor yang dihubungkan ke mikroprosesor portabel (Arduino) yang memanfaatkan metode PPG (photoplethysmography).

Persoalan yang dihadapi pada tugas ini adalah:

- Mengekstraksi data dari sampel
- Memproses data yang didapat sehingga dapat diolah oleh komputer
- Mengolah data yang sudah diproses sehingga dapat terbaca

Batasan tugas yang diberikan adalah melakukan instrumentasi yang terbatas pada pembacaan gelombang yang dihasilkan oleh jantung menggunakan konsep PPG (photoplethysmography) yang memanfaatkan sumber cahaya dan pendeteksi cahaya.

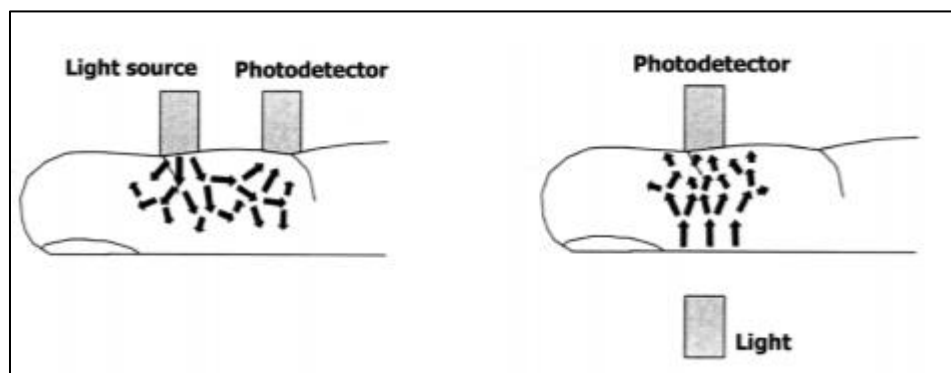
## **2. Tinjauan Pustaka**

### **2.1. Photoplethysmography**

Berdasarkan[1], PPG merupakan pengukuran perubahan volume darah dalam pembuluh darah. PPG menggunakan sumber cahaya dan suatu pendeteksi cahaya. Dengan mengambil contoh pada jari, sumber cahaya akan menyinari jari dan darah dalam jari akan memantulkan kembali cahaya dengan intensitas tertentu. Sinar yang dipantulkan inilah yang akan terbaca pada pendeteksi cahaya.

Saat tubuh dalam keadaan sistole, jantung akan memompa darah -yang juga akan mengalir pada jari- yang bersifat lebih menyerap cahaya. Sedangkan, saat darah mengalir kembali menuju jantung, kadar darah pada jari akan menurun, yang bersifat sedikit menyerap cahaya.

Terdapat dua konfigurasi PPG yang dapat diimplementasikan. Konfigurasi yang pertama adalah konfigurasi *transmission* dan konfigurasi *reflection*. Pada konfigurasi *transmission*, sampel - pada kasus ini adalah jari- akan diletakkan di antara sumber cahaya dan pendeteksi cahaya. Konfigurasi ini akan mendeteksi cahaya yang dapat lewat melalui sampel. Biasanya, konfigurasi ini dapat ditemukan pada oximeter. Sedangkan, untuk konfigurasi *reflection*, posisi sumber cahaya akan berada dalam satu garis lurus dengan pendeteksi cahaya. Konfigurasi ini akan mendeteksi cahaya yang dapat dipantulkan oleh darah. Biasanya, konfigurasi ini ditemui pada aplikasi *smartphone* yang menggunakan kamera sebagai pendeteksi cahaya.

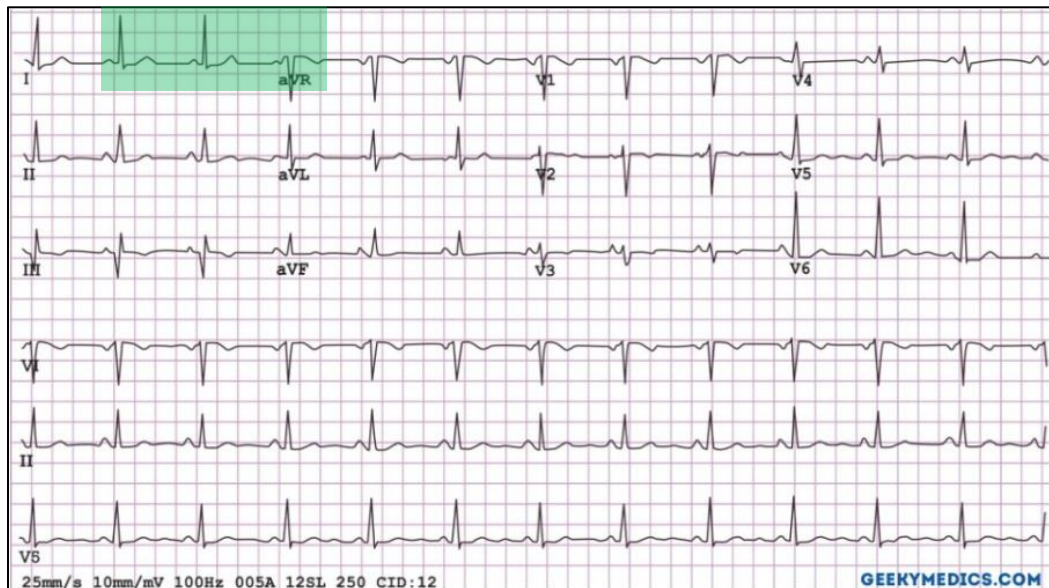


Gambar 2.1.1 Metode Pengamatan dari PPG

## 2.2. Electrocardiography

Electrocardiography merupakan suatu tes yang dilakukan untuk mengukur detak jantung dari seseorang. Secara umum, seseorang akan diukur detak jantungnya dengan menggunakan beberapa buah elektroda yang ditempelkan pada tubuh orang tersebut. Kemudian elektroda tersebut akan membaca aktivitas elektrik yang terjadi saat

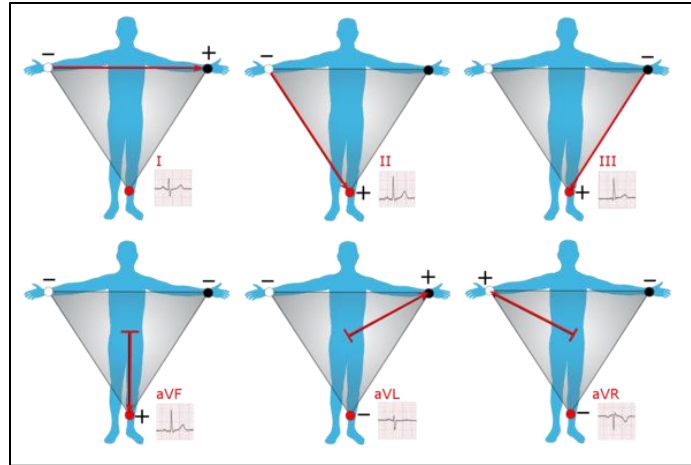
jantung memompa darah. Hasil pembacaan tersebut akan menghasilkan lebih dari satu grafik- untuk 12 lead menghasilkan 12 grafik- yang akan dilakukan perhitungan.



**Gambar 2.2.1 Contoh dari Pembacaan EKG**

Secara sederhana kita bisa menghitung bit rate dari sinyal diatas melalui jumlah box dalam 1 menit dibagi jumlah box dalam 1 perioda. terdapat dua kotak yang digambarkan yaitu kotak besar dan kotak kecil, 1 kotak besar merepresentasikan  $0.5\text{mV} \times 0.20\text{ s}$ , karena 1 kotak besar terdapat 5 kotak kecil maka 1 kotak kecil akan merepresentasikan  $0.1\text{mV} \times 0.04\text{ s}$ . Seperti yang kita telah ketahui bit rate diukur dalam satuan beat/menit, kecepatan kertas adalah  $25\text{ mm/s}$  atau 5 box dalam 1s dan 300 box dalam 1 menit, untuk menghitung bit rate perlu menghitung jumlah box dalam 1 perioda, sebagai contoh dalam 1 interval QRS. Pada bagian yang diwarnai hijau, terdapat 4 box, sehingga bit rate dapat dihitung dengan membagi 300 dengan 4, dan hasilnya 75 beat/menit.

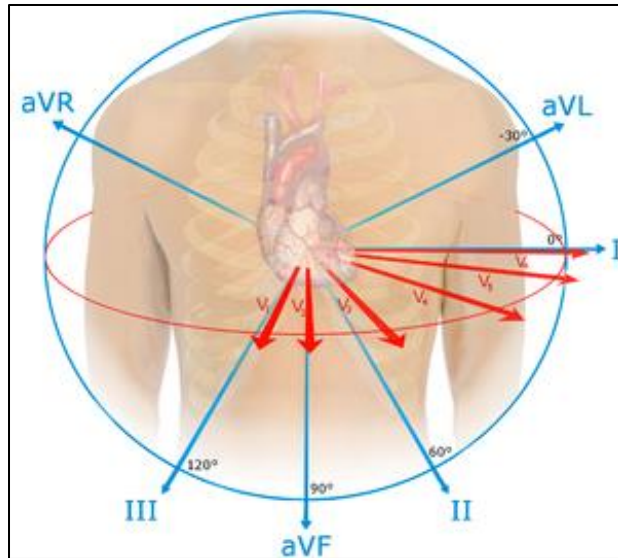
Seperti yang dijelaskan sebelumnya, ada 12 leads yang menghasilkan 12 grafik, 12 leads tersebut bertindak sebagai kamera yang memiliki sudut pandang masing-masing terhadap pergerakan/berdetaknya jantung, Jika dikelompokkan berdasarkan letaknya akan ada 3 kelompok, yaitu : 3 bipolar lead, 3 augmented lead, dan 6 chest lead.



Gambar 2.2.2 Leads, [].

Kelompok pertama adalah 3 bipolar lead, disebut bipolar karena saling berpasangan. lead pertama ditulis I, lead I adalah lead yang secara elektrik terhubung dari tangan kiri (+) dengan tangan kanan (-), lead ini sangat penting karena bentuknya yang horizontal. Kemudian lead II adalah lead yang terhubung secara elektrik dari kaki kiri (+) dengan tangan kanan (-). Dan lead III adalah lead yang terhubung secara elektrik dari kaki kiri (+) dengan tangan kiri (-). Ketiga lead tersebut jika digabungkan akan membentuk segitiga yang jika di rata-ratakan akan dihasilkan elektroda virtual (-) yang disebut juga wilson's center terminal (Vw), dan Vw akan menjadi elektroda (-) untuk tangan kanan (+), tangan kiri (+), dan kaki kiri (+), sehingga dihasilkan kelompok kedua yaitu 3 augmented leads.

Kelompok kedua yaitu 3 augmented leads yang sudah disebutkan sebelumnya adalah AVR, AVL dan AVF, lead tersebut masing masing adalah lead yang terhubung (+) dari tangan kanan, tangan kiri dan kaki kiri dengan Vw (-).



Gambar 2.2.3 Leads, [].

Kelompok ketiga adalah 6 chest lead, lead ini adalah 6 elektroda yang dihubungkan pada dada. Lead tersebut adalah V1, V2, V3, V4, V5, dan V6. V1 dan V2 adalah lead yang melihat aktivitas jantung pada daerah permukaan septal. V3 dan V4 adalah lead yang melihat aktivitas jantung pada daerah dinding anterior. V5 dan V6 adalah lead yang melihat aktivitas jantung pada daerah dinding lateral. selain V5 dan V6, lead I dan AVL juga melihat pada bagian dinding lateral. kemudian Lead II, III, dan aVf melihat pada permukaan inferior(diafragma). Sedangkan aVR adalah lead tunggal yang penglihatannya berkebalikan dengan aVL sehingga aVR sering tidak digunakan dalam pengamatan ECG.

Sistem pemrosesan sinyal ECG terdiri dari amplifier, filter (Rangkaian op-amps), dan AdCs (jika perlu untuk data dalam bentuk digital).

### 2.2.1. Implementasi amplifier

Amplifier berfungsi untuk memperbesar pembacaan, sehingga dapat membedakan noise dengan sinyal beramplitudo kecil seperti T wave dan p wave yang dibutuhkan.



### 2.2.2. Filter

Filtering yang umum dilakukan ada 2, yaitu :

#### 1. Baseline Wander filtering (low frequency noise)

Baseline wander atau baseline drift adalah efek pada base (sumbu x), sinyal akan terlihat 'wander' atau bergerak ke atas dan ke bawah, Hal ini menyebabkan seluruh sinyal untuk bergeser dari basis normalnya. Dalam sinyal ECG, Baseline wander disebabkan oleh elektroda yang tidak tepat (elektroda-kulit impedansi), gerakan pasien dan sistem pernapasan, [].

Karena sinyal dasar dari noise memiliki frekuensi rendah yaitu 0.5 Hz, maka dibutuhkan high pass filter dengan frekuensi cut off 0.5 Hz untuk membersihkan sinyal dari noise ini.

#### 2. Powerline Interference filtering (50Hz or 60Hz noise from power lines)

Medan elektromagnetik yang disebabkan oleh powerline merupakan sumber common noise di ECG dan sinyal biolistrik lain yang direkam dari permukaan tubuh. Beberapa noise memiliki karakteristik seperti sinusoida dengan frekuensi 50 atau 60 Hz, [].

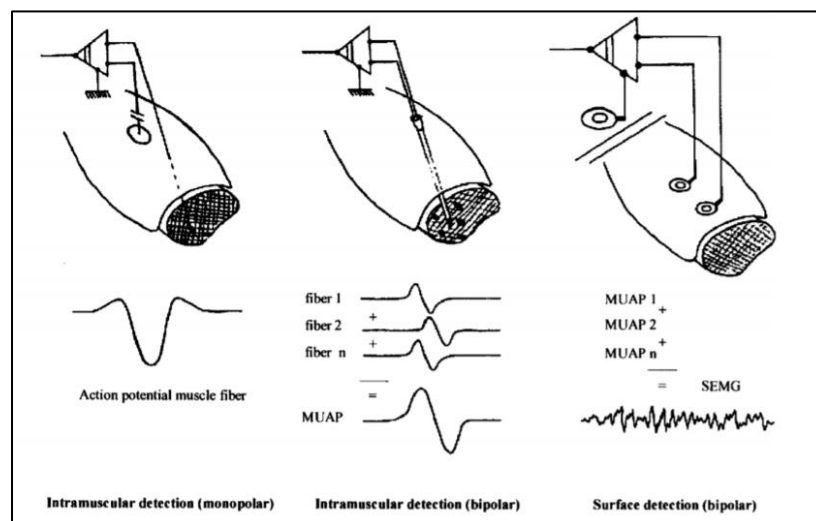
Untuk mengatasinya dibutuhkan Notch filter yaitu band stop filter yang sempit pada frekuensi 50/60 Hz.

### 2.3. Electromyography

Elektromyografi merupakan teknik elektrodiagnostik yang merekam aktivitas elektrik dari otot lurik [2]. Teknik ini mendeteksi potensial listrik yang dihasilkan oleh otot. Aktivitas pada EMG memiliki hubungan linear dengan kekuatan kontraksi otot dan jumlah otot yang berkontraksi. Yang artinya semakin kuat kontraksi dari otot dan

semakin banyak juga otot yang berkontraksi, maka potensial listrik yang terekam akan semakin besar.

Dalam praktiknya, EMG dibagi menjadi dua, yaitu EMG pada permukaan otot -di atas kulit- dan EMG intraotot. EMG permukaan menggunakan setidaknya sepasang elektroda. Hal ini dikarenakan pembacaan EMG menampilkan beda potensial dari dua elektroda. Sedangkan untuk EMG intraotot, dilakukan dengan jarum elektroda. Elektroda akan terinsulasi dan cukup keras untuk menembus otot. Ujung yang lain pada elektroda akan terekspos dengan elektroda permukaan sebagai titik referensi. Pada metode intraotot, saat jarum masuk, otot akan mengeluarkan aktivasi sesaat dari serat otot yang berlangsung kurang dari 100ms. Saat otot kelelahan, sinyal EMG akan mengeluarkan perubahan seperti, peningkatan nilai absolut dari rata-rata sinyal, peningkatan amplitudo, dan durasi aksi dari otot dan pergeseran ke frekuensi yang lebih rendah.



**Gambar 2.3.1 Pembacaan unit motorik dan MUAP**

Di dalam EMG terdapat istilah unit motorik dan MUAP (*motor unit action potentials*). Unit motorik diartikan sebagai satu saraf motorik dan semua serat otot yang terhubung. Sedangkan MUAP merupakan kombinasi dari semua sinyal yang terukur pada setiap serat otot dalam satu unit motorik.

### 2.3.1. Dekomposisi Sinyal

Sinyal yang terbaca akan tersusun oleh MUAP yang tumpang tindih dari beberapa unit motorik. Sinyal EMG yang terukur dapat didekomposisi menjadi beberapa MUAP. MUAP dari beberapa unit motorik akan memberikan bentuk yang berbeda. Proses dekomposisi pada awalnya dilakukan dengan analisis spektrum wavelet. Namun, hal ini berkembang dengan menggunakan PCA (principle component analysis) untuk melihat koefisien wavelet. Algoritma ini terdiri atas empat tahap: segmentasi, transformasi wavelet, PCA dan clustering.

### 2.3.2. Pemrosesan Sinyal

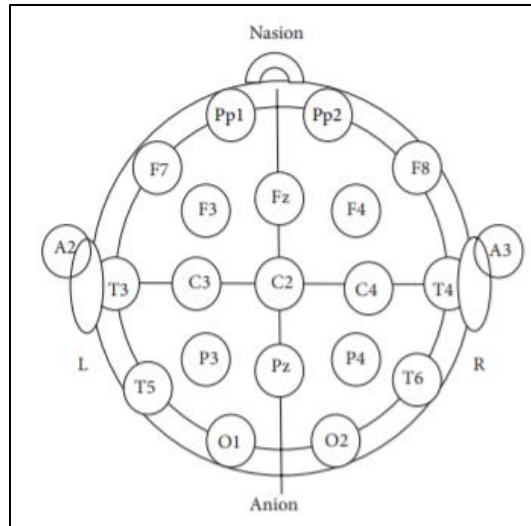
Sinyal yang terukur akan diberikan penguatan dengan penguat diferensial. Lalu, sinyal tersebut akan di filter untuk mereduksi noise. Selanjutnya, sinyal akan disearahkan dengan rectifier dan di rata-rata untuk mendapatkan amplitudo dari EMG. Pada[3] disebutkan bahwa pemrosesan dapat dilakukan dengan analisis wavelet, pendekatan waktu-frekuensi, model autoregresif, kecerdasan buatan, dan statistika tingkat tinggi.

### 2.3.3. Karakteristik Elektrik

1. Nilai potensial EMG yang terukur akan berkisar 50 mikrovolt hingga 30 milivolt (tergantung pada otot)
2. Frekuensi pulsa unit motorik akan berkisar 7-20 Hz (tergantung pada ukuran otot)

## 2.4. Electroencephalography (EEG)

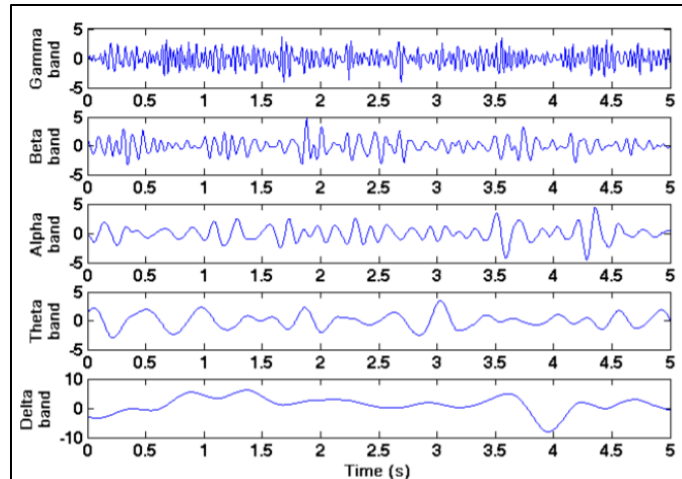
EEG adalah metode yang digunakan untuk mengukur aktivitas elektrik otak menggunakan elektroda yang ditempelkan pada kulit kepala. Yang menjadi objek pengamatan disini ialah fluktuasi tegangan yang dihasilkan oleh pertukaran ion di neuron pada otak. EEG digunakan untuk mendiagnosa epilepsi, potensi anestesi, koma, tumor otak, dan lain sebagainya.



**Gambar 2.4.1 Penempatan elektroda pada otak [6]**

Waveform pada otak yang diamati pada EEG dapat dibagi menjadi 5 jenis berdasarkan frekuensinya, yaitu [7]

1. Delta (1 - 4 Hz), yang terdeteksi saat seseorang sedang tertidur dan umumnya digunakan untuk mengukur tahap tidur seseorang (seperti non-REM, REM)
2. Theta (4 - 7 Hz), yang berkaitan dengan proses kognitif pada manusia
3. Alpha (7 - 12 Hz), yang muncul saat seseorang berada pada kondisi rileks dan sedang memejamkan mata, namun tidak tertidur.
4. Beta (12 - 30 Hz), muncul saat seseorang sedang melakukan aktivitas sehari hari dan sedang konsentrasi secara aktif.
5. Gamma (>30 Hz), merefleksikan ketika seseorang sedang mendapat stimulus visual



**Gambar 2.4.2 Contoh Sampel dari 5 Tipe Waveform**

Seperti yang diketahui, pasti akan terdapat noise pada pengukuran seperti noise yang terdeteksi dari tegangan jala jala, dsb. Terdapat beberapa cara untuk melakukan prosesing terhadap sinyal EEG mentah untuk mendapat sinyal yang berarti. Berikut akan dipaparkan beberapa metode yang dapat digunakan beserta beberapa kelebihan dan kekurangan. [6]

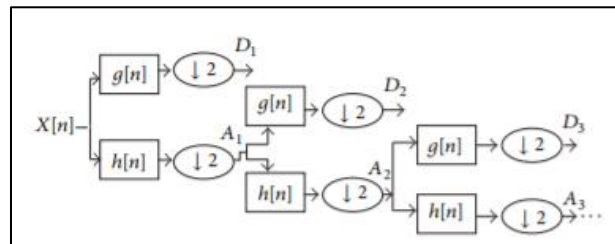
#### 2.4.1. Fast Fourier Transform (FFT)

Akan dilakukan sampling dengan Power Spectral Density (?apa ini) yang kemudian akan dilakukan Fourier transform terhadap korelasi yang ditemukan pada sinyal oleh metode nonparametrik. Salah satu metode nonparametrik ini adalah metode Welch. Sinyal yang diproses menggunakan metode FFT ini akan memiliki resolusi yang rendah

#### 2.4.2. Wavelet Transform (WT)

WT dilakukan pada domain waktu sehingga dapat lebih mudah dilakukan sampling terhadap sinyal EEG. Transformasi Wavelet ini pada dasarnya merupakan pengembangan dari transformasi Fourier, dimana EEG sinyal mentah akan direpresentasikan dalam blok 'wavelet', yang kemudian akan di derivasi dengan *shifting* dan *compressing/stretching* sinyal pada sumbu waktu. WT dapat dilakukan secara kontinu (CWT) dan diskrit (DWT). Namun lebih baik dilakukan WT secara diskrit karena

terdapat parameter dari WT pada persamaan CWT yang terus berubah seiring perubahan waktu sehingga pemrosesan akan memakan resource yang lebih banyak.



**Gambar 2-4-2-1 Implementasi dekomposisi DWT**

Awalnya, akan dipilih *mother wavelet*  $x(n)$  untuk memulai Transformasi Wavelet. Tiap langkah pada analisis DWT memiliki dua filter digital yang dilengkapi downsamplers dengan faktor 2. Filter digital  $g(n)$  merupakan high pass filter, dan  $h(n)$  ialah low pass filter. Dapat dilihat dari tiap langkah dihasilkan sinyal  $D$ , dan aproksimasi sinyal  $A$ , dimana aproksimasi tersebut dapat dipertajam terus menerus hingga didapatkan akurasi sesuai kebutuhan.

#### 2.4.3. Eigenvectors

Metode ini pada dasarnya menggunakan dekomposisi nilai eigen untuk membersihkan sinyal yang memiliki noise.

#### 2.4.4. Time-Frequency Distributions (TFD)

Metode ini memerlukan sinyal input yang tidak memiliki noise, sehingga perlu dilakukan preprocessing terhadap sinyal EEG mentah.

#### 2.4.5. Metode Autoregressive (AR)

Metode ini menggunakan pendekatan awal yang mirip dengan FFT, namun digunakan metode parametrik untuk mengestimasi PSD dari sinyal EEG mentah. Salah satu metode tersebut adalah metode Yule Walker, dan metode Burg. Pada dasarnya, metode AR

memprediksi kelakuan yang akan terjadi berdasarkan kelakuan sebelumnya, sehingga kurang tepat untuk mengamati abnormalitas yang terdapat pada sinyal.

**Tabel 2.4-1 Kelebihan dan kekurangan dari beberapa metode analisis [6]**

| Metode       | Kelebihan   | Kekurangan  | Domain Analisis          | Cocok untuk                             |
|--------------|---|---|--------------------------|---|
| FFT          | Pemrosesan cepat  | Sulit menganalisis sinyal non stasioner (EEG), dan Tidak dapat menganalisis sinyal dengan fitur spektral yang tajam | Frekuensi                | Sinyal stasioner dengan band sempit     |
| WT           | Dapat menganalisis sinyal transien dan sinyal yang berubah secara cepat | Menggunakan resource yang banyak, sulit menentukan mother wavelet yang tepat  | Frekuensi, waktu, linear | Sinyal transien                         |
| Eigen vector | Dapat memilih resolusi yang tepat sesuai kebutuhan                      | Dapat menghasilkan false zeros sehingga sinyal tidak akurat   | Frekuensi                | Sinyal yang terkubur noise              |
| TFD          | Dapat menganalisa sinyal EEG kontinu yang sangat panjang                | Pemrosesan lambat   | Frekuensi dan Waktu      | Sinyal stasioner dengan band lebar      |
| AR           | Resolusi yang dihasilkan tinggi   | Bekerja dengan prinsip prediksi, dapat menghasilkan output yang salah   | Frekuensi                | Sinyal dengan fitur spektral yang tajam |

### 3. Spesifikasi Sistem

Spesifikasi secara kualitatif yang diturunkan kepada sistem adalah

1. Sistem dapat membaca detak jantung saat jari disentuh pada sensor
2. Sistem dapat menampilkan keluaran berupa angka detak jantung per menit pada layar LCD
3. Sistem dapat melakukan plotting yang dapat dilihat melalui komputer

Spesifikasi secara kuantitatif yang dimiliki sistem adalah

**Tabel 3 Spesifikasi Sistem**

| No | Karakteristik Produk | Spesifikasi  | Rincian  |
|----|----------------------|--|--|
| 1  | Akurasi              | Pembacaan akan memiliki akurasi 90%  | Sensor akan membaca detak jantung subjek dan dibandingkan dengan alat medis dengan ketepatan 90% |
| 2  | Presisi              | memiliki standar deviasi 5 (diambil dari pembulatan standar deviasi pada alat medis) | maksimum variasi yang diizinkan dari rata-rata   |
| 3  | Dimensi              | memiliki dimensi $15 * 11,5 * 7 \text{ cm}^3$  | angka diambil dari alat saat masih pada breadboard   |



### 3.1. Verifikasi

#### 3.1.1. Spesifikasi Akurasi

**Tabel 3.1.1 Verifikasi Spesifikasi Akurasi**

| Aspek              | Akurasi  |
|--------------------|--|
| Rincian            | Sensor akan membaca detak jantung subjek dan dibandingkan dengan alat medis dengan ketepatan 90% |
| Metode Pengujian   | Membandingkan nilai yang terbaca pada sensor dengan nilai yang terbaca pada alat medis           |
| Prosedur Pengujian | Melakukan pengukuran sebanyak 30 sampel untuk masing masing alat dan melakukan perbandingan      |

#### 3.1.2. Spesifikasi Presisi

**Tabel 3.1.2 Verifikasi Spesifikasi Presisi**

| Aspek              | Presisi  |
|--------------------|--|
| Rincian            | Pembacaan akan memiliki variasi sebesar 5 dari rata-rata                                     |
| Metode Pengujian   | Mencari standar deviasi dari pengukuran  |
| Prosedur Pengujian | Melakukan pengukuran sebanyak 30 sampel dan mencari standar deviasi dari pengukuran tersebut |

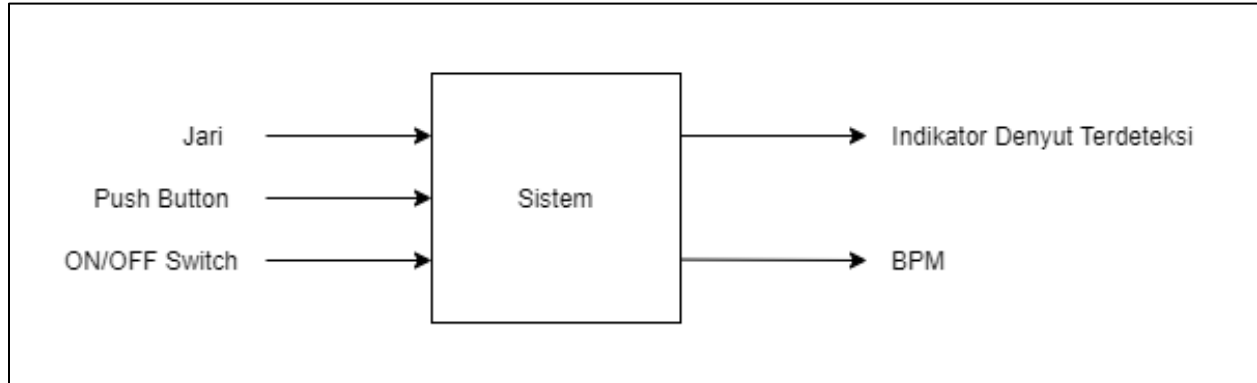
### 3.1.3. Spesifikasi Dimensi

**Tabel 3.1.3 Verifikasi Spesifikasi Akurasi**

| Aspek              | Dimensi   |
|--------------------|---|
| Rincian            | Memiliki dimensi memiliki dimensi $15 * 11,5 * 7 \text{ cm}^3$ yang diambil dari saat ukuran devais pada breadboard |
| Metode Pengujian   | Melakukan pengukuran dimensi  |
| Prosedur Pengujian | Melakukan pengukuran wadah menggunakan alat ukur panjang  |

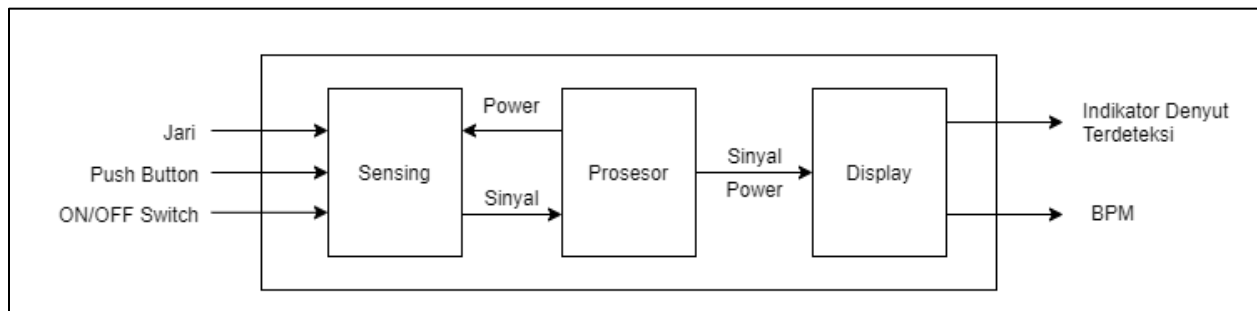
## 4. Desain sistem

### 4.1. Data Flow Diagram



Gambar 4.1.1 Data Flow Diagram Level 0

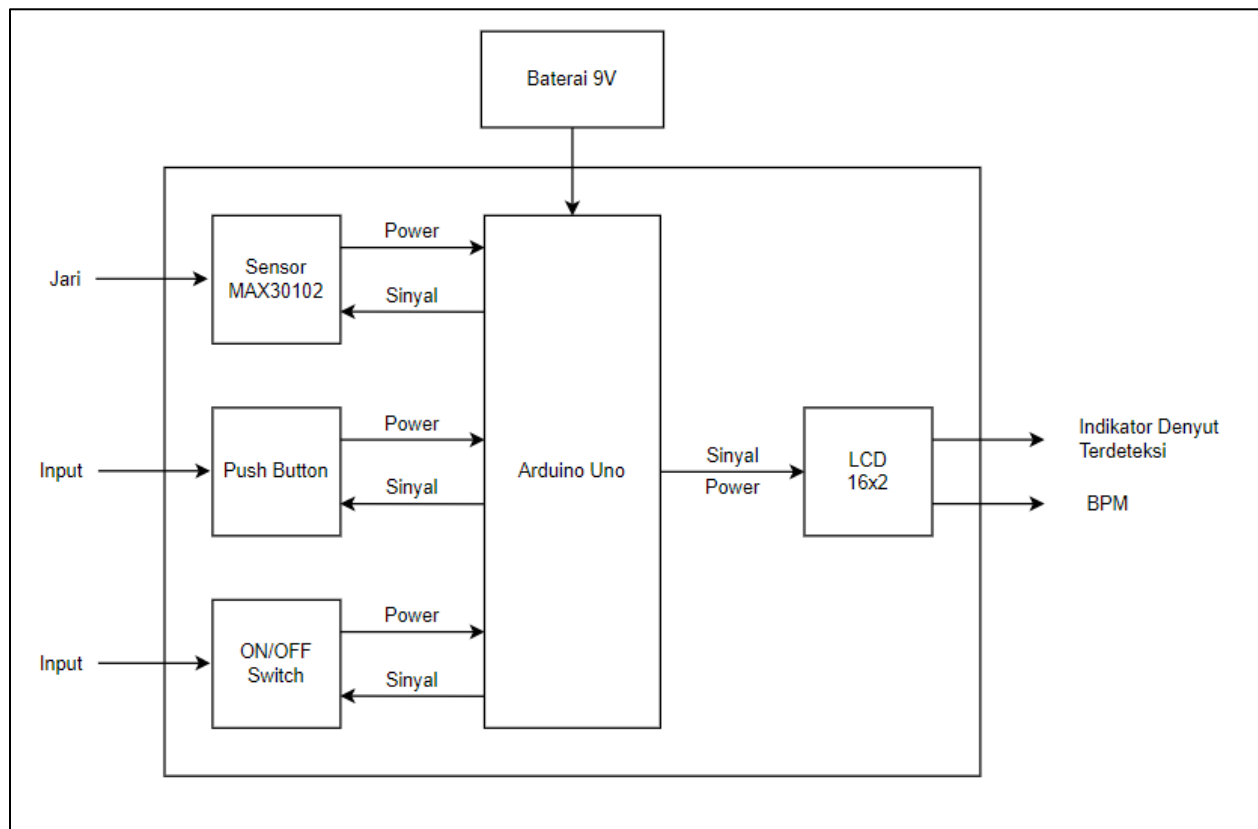
Pada level 0, sistem dirancang memiliki tiga jenis input, yaitu pembacaan variasi volume darah di jari, input dari tombol, serta input ON OFF. Sedangkan output sistem berupa indikator terbacanya variasi volume, serta BPM rerata



Gambar 4.1.2. Data Flow Diagram Level 1

Pada level 1, sistem terbagi menjadi tiga bagian, yang berperan dalam sensing, komputasi, serta penampilan informasi. Seperti namanya, bagian sensing bertujuan untuk mendeteksi masukan dari pengguna, yang berupa sentuhan jari pada sensor, atau tekanan pada push button. Bagian prosesor mengirim daya yang diperlukan oleh serta menerima sinyal dari bagian sensing. Dan bagian display menerima sinyal dan

power dari prosesor untuk menampilkan indikator terdeteksinya denyut nadi dan BPM rata rata yang terkalkulasi oleh prosesor



**Gambar 4.1.3. Data Flow Diagram Level 2**

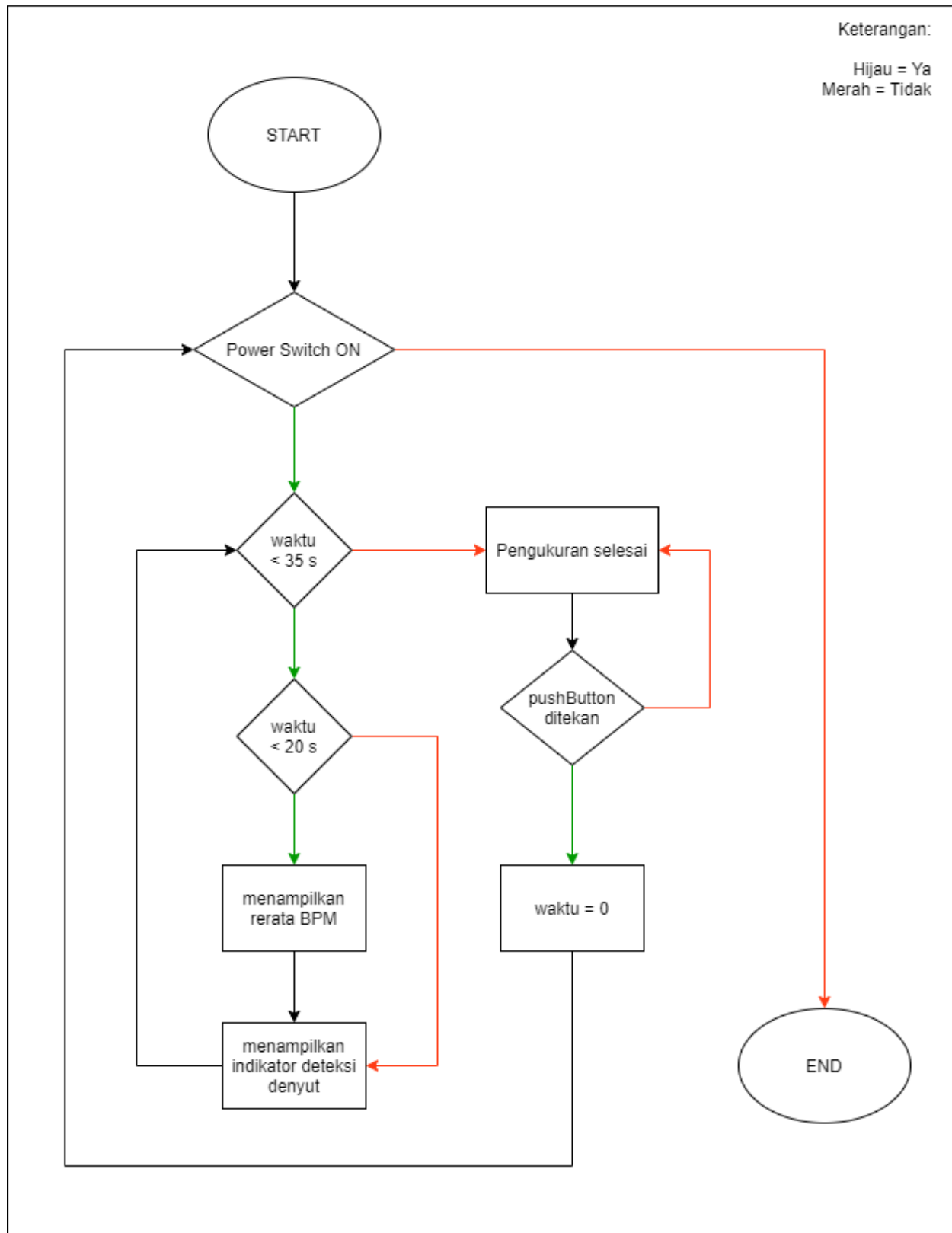
Pada level 2, terlihat data flow yang lebih detail dibanding dua level sebelumnya. Bagian yang sebelumnya merupakan sensing dipecah lagi menjadi tiga, yaitu sensor MAX30102, Push buton, serta ON/OFF Switch. Sensor MAX30102 pada dasarnya merupakan sensor IR yang dilengkapi dengan Inter IC bus sehingga transfer data dengan Arduino dapat dilakukan dengan mudah dan cepat. Sedangkan push button bertindak sebagai reset apabila ingin melakukan pengukuran lain. Juga digunakan Arduino UNO untuk pemrosesan data yang diterima dari sensor, switch, dan button. Dan digunakan LCD 16x2 untuk menampilkan indikator terdeteksinya denyut nadi dan BPM rerata hasil kalkulasi.

## 4.2. Algoritma Utama

Pertama, saat sakelar sistem dinyalakan, sistem akan menginisialisasi beberapa komponen yang diperlukan dan langsung memulai pembacaan denyut nadi. Pembacaan ini dilakukan dalam proses loop pada arduino, dengan bantuan fungsi yang terdapat pada library sensor MAX30102 tersebut. Pengukuran ini akan berlangsung selama 35 detik dan setelah itu sistem akan menampilkan rerata denyut nadi yang dideteksi oleh sensor. Apabila ingin melakukan pengukuran kembali, maka dapat ditekan push button yang tersedia pada alat untuk me-reset sistem ke kondisi awal dinyalakan.

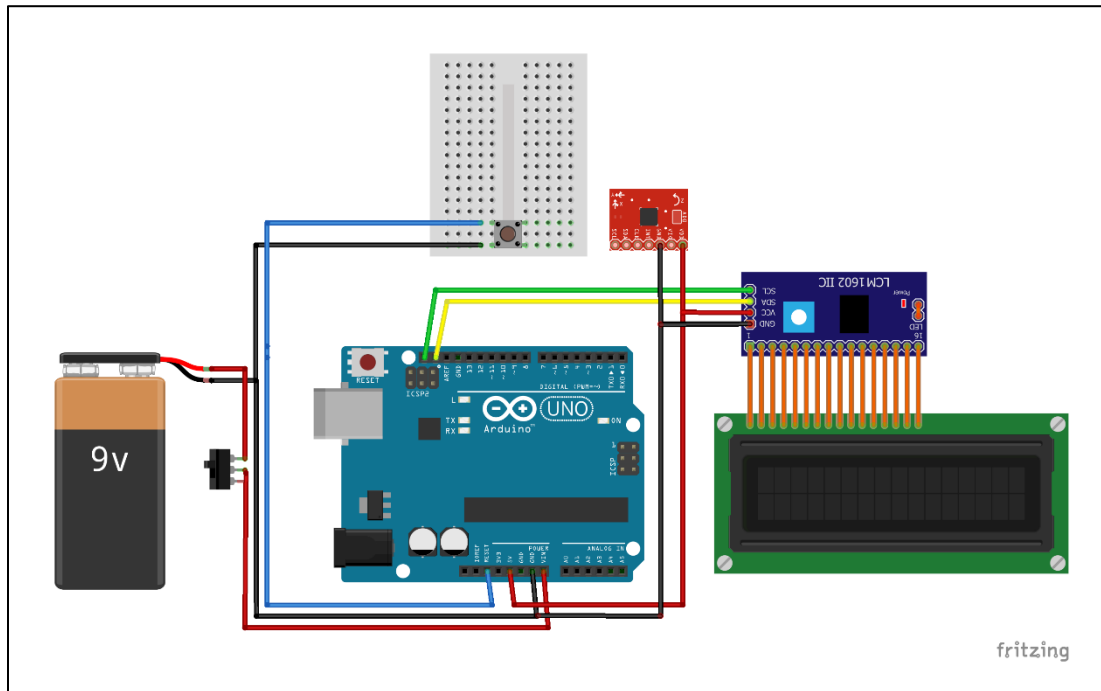
Apabila terdeteksi denyut nadi, sistem akan melakukan kalkulasi interval antara denyut nadi yang terdeteksi ini dengan denyut nadi sebelumnya. Setelah itu, nilai tersebut akan dimasukkan ke dalam array dan akan dinormalisasi agar dapat dikalkulasi rerata dari interval yang terbaca. Selain itu, terdapat pula indikator pada layar LCD saat denyut nadi ini terdeteksi, untuk mempermudah penggunaan. Indikator tersebut berupa *icon* hati yang berkedip setiap kali terdeteksi denyut nadi pada bagian kanan atas layar.

Pada sistem telah di *hard code* untuk tidak menampilkan rerata denyut nadi pada 15 detik pertama, untuk meningkatkan akurasi dari pembacaan. Setelah lewat dari durasi ini, sistem akan menampilkan rerata denyut pada baris bawah dari LCD. Sistematika alur dari pengoperasian alat ini dapat dilihat lebih lanjut pada flowchart dibawah ini



Gambar 4.2.1 Flowchart Alat

### 4.3. Diagram Rangkaian



Gambar 4.3.1 Diagram Rangkaian

Komponen yang akan digunakan ialah:

1. Arduino Uno
2. Oximeter MAX30102
3. I2C bus
4. LCD 16x2
5. Breadboard
6. Kabel jumper
7. Push Button
8. ON/OFF Switch
9. Baterai 9V

#### 4.4. Estimasi Biaya

Tabel 4.5 Estimasi biaya komponen

| Nama Barang        | Harga(satuan) | Jumlah    | Total harga   |
|--------------------|---------------|-----------|---------------|
| Arduino Uno        | Rp 100.000,00 | 1         | Rp 100.000,00 |
| Oximeter Max30102  | Rp 150.000,00 | 1         | Rp 150.000,00 |
| I2C bus            | Rp 12.000,00  | 1         | Rp 12.000,00  |
| LCD 16x2           | Rp 40.000,00  | 1         | Rp 40.000,00  |
| Breadboard         | Rp 25.000,00  | 1         | Rp 25.000,00  |
| Push Button        | Rp 100,00     | 1         | Rp 100,00     |
| ON/OFF Switch      | Rp 2.000,00   | 1         | Rp 2.000,00   |
| Baterai 9V         | Rp 13.000,00  | 1         | Rp 13.000,00  |
| 9V Battery Adapter | Rp 5.000,00   | 1         | Rp 5.000,00   |
| Kabel Jumper       | Rp 20.000,00  | 1 (paket) | Rp 20.000,00  |
| Timah              | Rp 4.000,00   | 1 meter   | Rp 4.000,00   |
| Total              |               |           | Rp 371.100,00 |

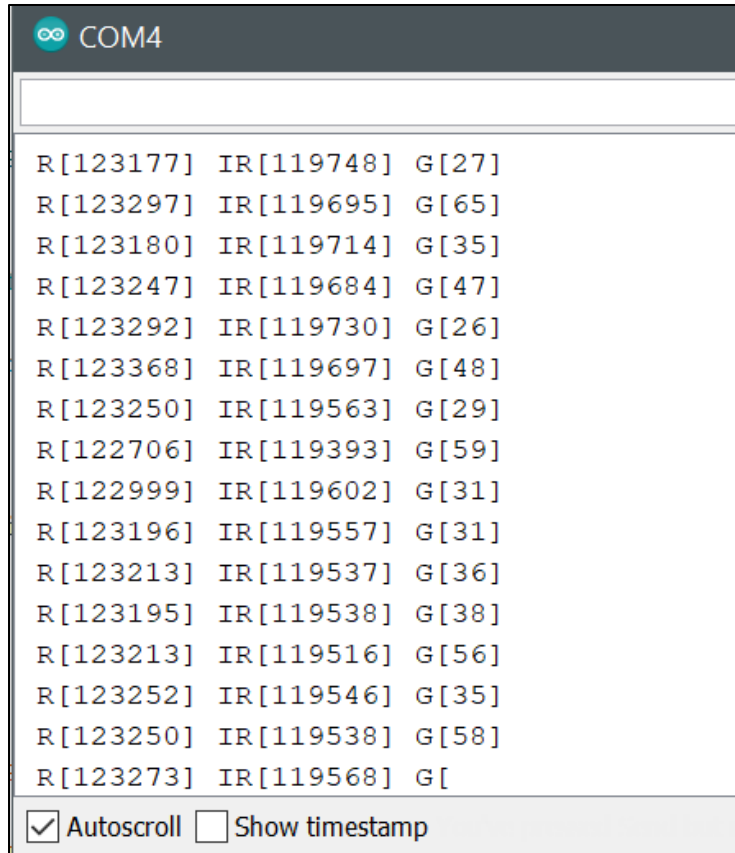
#### 5. Simulasi

Simulasi dilakukan melalui *series monitor* dan *series plotter* yang terdapat pada aplikasi Arduino IDE

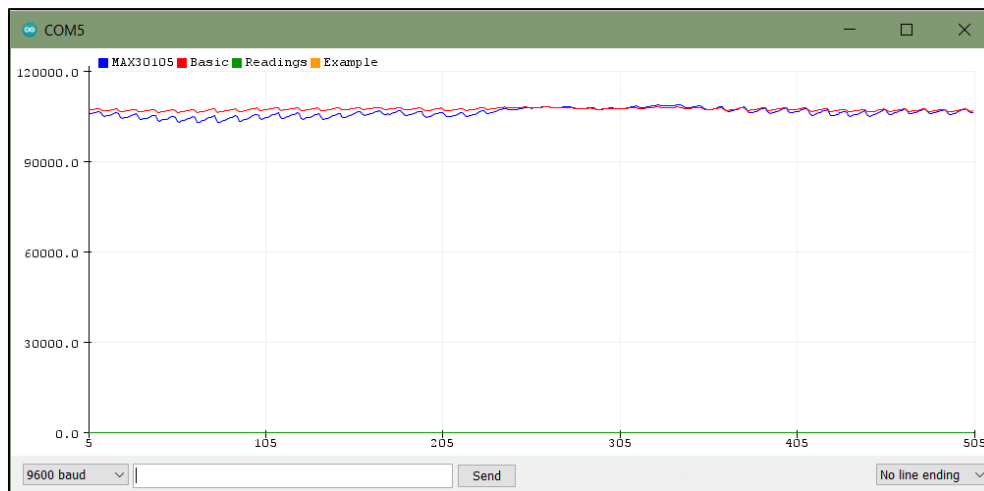
##### 5.1. Pembacaan Gelombang Cahaya

Sensor MAX30102 dapat membaca tiga gelombang warna, yaitu merah, infra merah, dan hijau, dari pemantulan sinar LED yang dipancarkan oleh sensor. Dari IDE arduino, dapat dilakukan monitoring dan plotting terhadap ketiga data mentah tersebut, Hasil monitoring dan plotting tersebut dapat dilihat pada grafik dibawah ini.





**Gambar 5.1.1 Series Monitor dari Bacaan Mentah**



**Gambar 5.1.2 Series Plotter dari Bacaan Mentah**

Dari grafik pada gambar 5-1-2, terlihat bahwa sensor dapat mendeteksi perubahan volume pada pembuluh darah, sehingga menghasilkan gelombang sawtooth. Namun gelombang ini kurang dapat terlihat dengan jelas. Dengan bantuan fungsi dari library

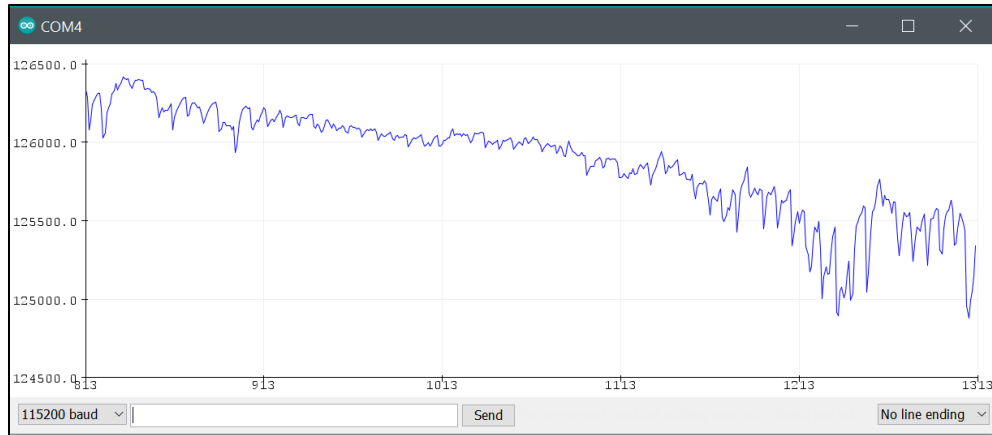
“max30105.h”, output dari LED dapat diubah sehingga gelombang sawtooth lebih terlihat, dan dengan bantuan fungsi lain dari library yang sama, dapat dibuat suatu algoritma yang dapat mendeteksi perubahan volume darah per satuan waktu, sehingga dapat dicari pula BPM rata rata dari pengguna

## 5.2. Pembacaan Detak Jantung

```
IR=127694, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127686, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127725, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127710, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127703, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127733, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127717, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127735, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127716, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127720, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127728, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127713, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127753, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127730, BPM=47.54, Avg BPM=73
IR=127751, BPM=47.54, Avg BPM=73
```

☒ Autoscroll ☐ Show timestamp

Gambar 5.2.1 Pembacaan Detak Jantung

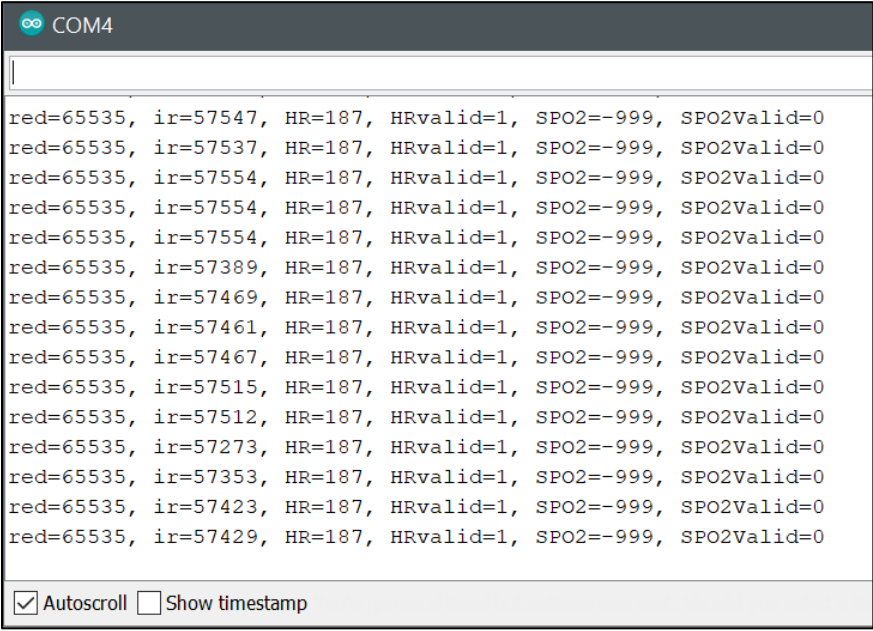


**Gambar 5.2.2 Grafik Pembacaan Detak Jantung**

Gambar 5-2-1 menunjukkan tampilan dari series monitor pada aplikasi IDE Arduino. Series monitor pada Arduino bertindak sebagai console yang mengeluarkan output tiap loop. Namun karena frekuensi loop ini ialah 117kHz, maka tidak akan terlihat perubahan rerata BPM pada tangkapan layar di gambar 5.2.1 ini.

Sedangkan untuk gambar 5.2.2, dapat dilihat plotting dari intensitas sinyal IR yang terbaca oleh sensor. Sensor ini dibekali oleh library untuk mendeteksi terjadinya peak pada pendeteksiannya, sehingga dapat diimplementasikan dalam perancangan alat ini.

### 5.3. Pembacaan SpO<sub>2</sub>



```
COM4
red=65535, ir=57547, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57537, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57554, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57554, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57554, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57389, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57469, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57461, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57467, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57515, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57512, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57273, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57353, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57423, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=65535, ir=57429, HR=187, HRvalid=1, SPO2=-999, SPO2Valid=0
☒ Autoscroll ☐ Show timestamp
```

**Gambar 5.3.1 Pembacaan Kadar Oksigen**

Hasil pembacaan SPO2 memperlihatkan angka yang sangat kecil yaitu -999. Hal ini dikarenakan keterbatasan memori yang dimiliki oleh instrumen yang digunakan. Karena itu, diputuskan untuk tidak menguji bagian ini

## 6. Implementasi

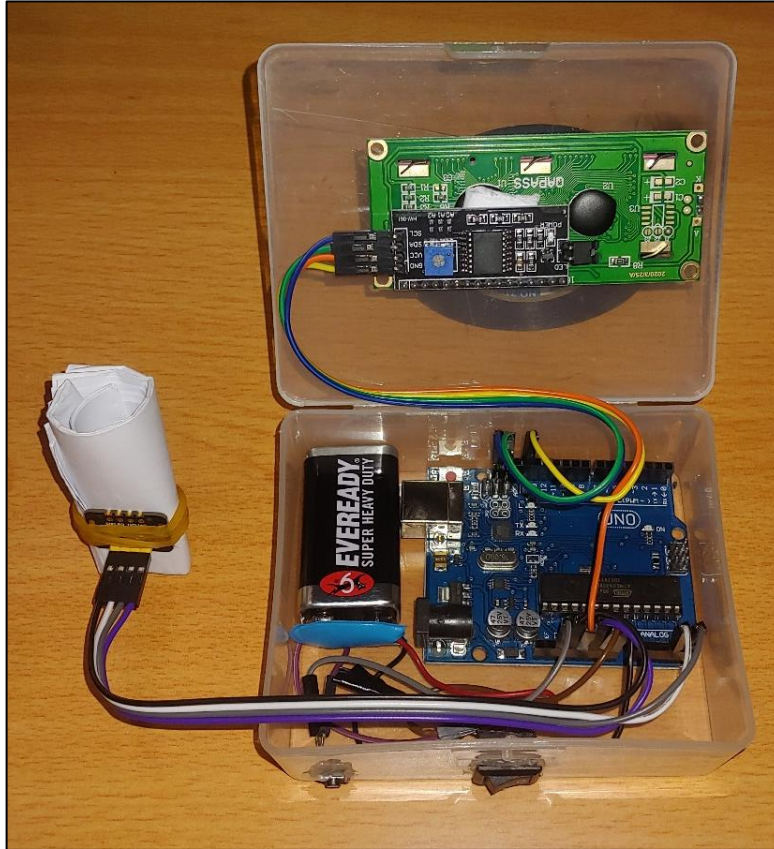
### 6.1. Realisasi Alat

Pada tugas rancang bangun ini, kelompok kami telah mendesain suatu alat pendeteksi denyut nadi dengan pendekatan observasi optis menggunakan sensor IR digital MAX30102. Sensor tersebut memancarkan cahaya merah dengan bantuan LED, dan memiliki sensor yang mendeteksi pantulan cahaya dengan rentang gelombang tertentu. Pada implementasinya, akan dideteksi pantulan gelombang IR dari darah pada jari untuk mendeteksi perubahan volume darah per satuan waktu, sehingga dapat diukur denyut nadi rerata (BPM) pengguna. Source code untuk implementasi alat ini dapat dilihat lebih lanjut pada lampiran.

Untuk mempermudah penggunaan, telah disediakan alat bantu yang berbentuk seperti corong, sebagai sarana untuk melakukan pembacaan denyut nadi. Corong tersebut saat ini terbuat dari kertas yang dilengkapi dengan karet, untuk memberi tekanan konstan agar bacaan menjadi lebih akurat. Namun pada pengambilan data pada bagian pengujian, tidak digunakan corong ini karena pengujian dilakukan saat alat masih tersusun pada breadboard. Selain itu, alat yang digunakan dapat masuk ke wadah berdimensi  $11 * 8,5 * 4 \text{ cm}$  yang dilengkapi dengan baterai, sehingga dapat dioperasikan secara praktis dan portabel. Lebih jelasnya, alat dapat dilihat pada gambar dibawah ini



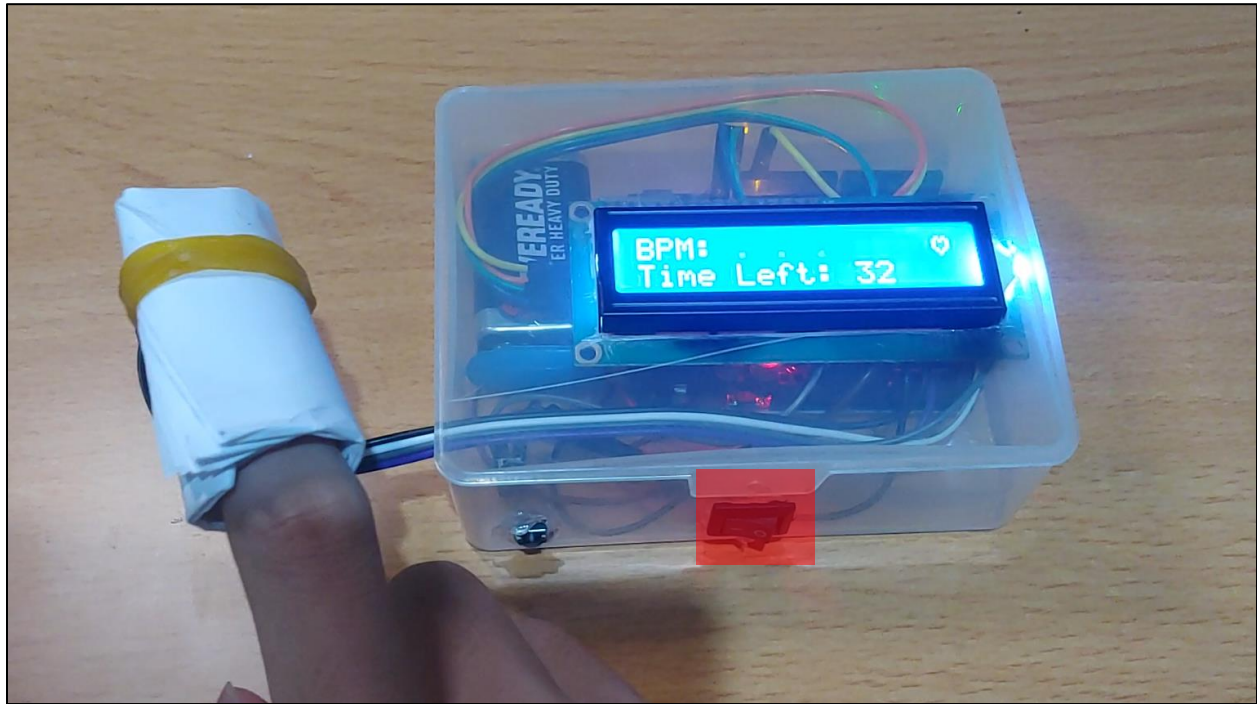
Gambar 6.1.1 Tampak Atas dari Alat dalam keadaan mati



**Gambar 6.1.2. Tampak dalam dari alat saat keadaan mati**

Alat ini dilengkapi dengan layar yang menunjukkan informasi rerata BPM yang telah didapatkan, dan sisa waktu yang diperlukan untuk sampling data. Kami mendesain alat ini untuk melakukan sampling data selama 35 detik, namun karena keterbatasan dari arduino saat melakukan reset, sisa waktu saat LCD menyala pertama kali akan terbaca 32 detik. Lebih jelasnya, dapat dilihat pada bagian selanjutnya

## 6.2. Mekanisme Kerja Alat



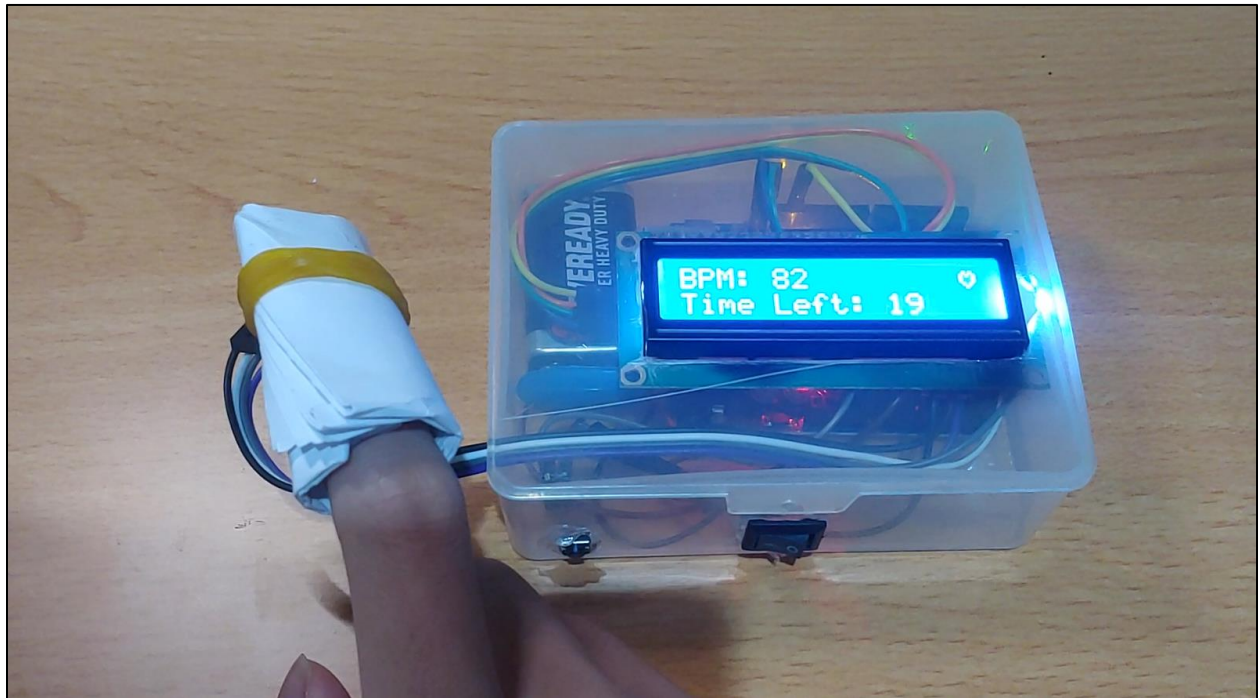
Gambar 6.2.1 Tampilan Awal Layar

Pertama, ON/OFF switch pada alat perlu diaktifkan terlebih dahulu untuk menyalakan alat (ditandai dengan warna merah pada gambar 6-2-1). Pada tersebut, terdapat foto tampilan dari layar sistem saat pengukuran dimulai. Terlihat bahwa sisa waktu sampling adalah 32 detik, bukan 35 detik. Hal ini terjadi karena saat board arduino di reset, LCD perlu melewati tahap inisialisasi terlebih dahulu selama kurang lebih 3 detik. Terlihat juga pada gambar tersebut bahwa BPM rata rata tidak ditampilkan terlebih dahulu, karena kurangnya sampel data pada sistem. Nantinya, apa yang ditampilkan bisa berbeda sangat jauh karena beberapa faktor, seperti pendeteksian yang terlambat, jari yang terlambat diletakkan pada sistem, dsb. Namun setelah melakukan sampling yang cukup, nilai rerata dari BPM akan menunjukkan nilai yang dekat dengan nilai sebenarnya. Nilai yang dekat ini akan diverifikasi lebih lanjut dengan alat ukur medis pada Bab 7.

Untuk memudahkan penggunaan alat ini, terdapat fungsionalitas icon hati pada bagian kanan atas layar. Icon tersebut akan berkedip apabila alat mendeteksi denyut nadi pada



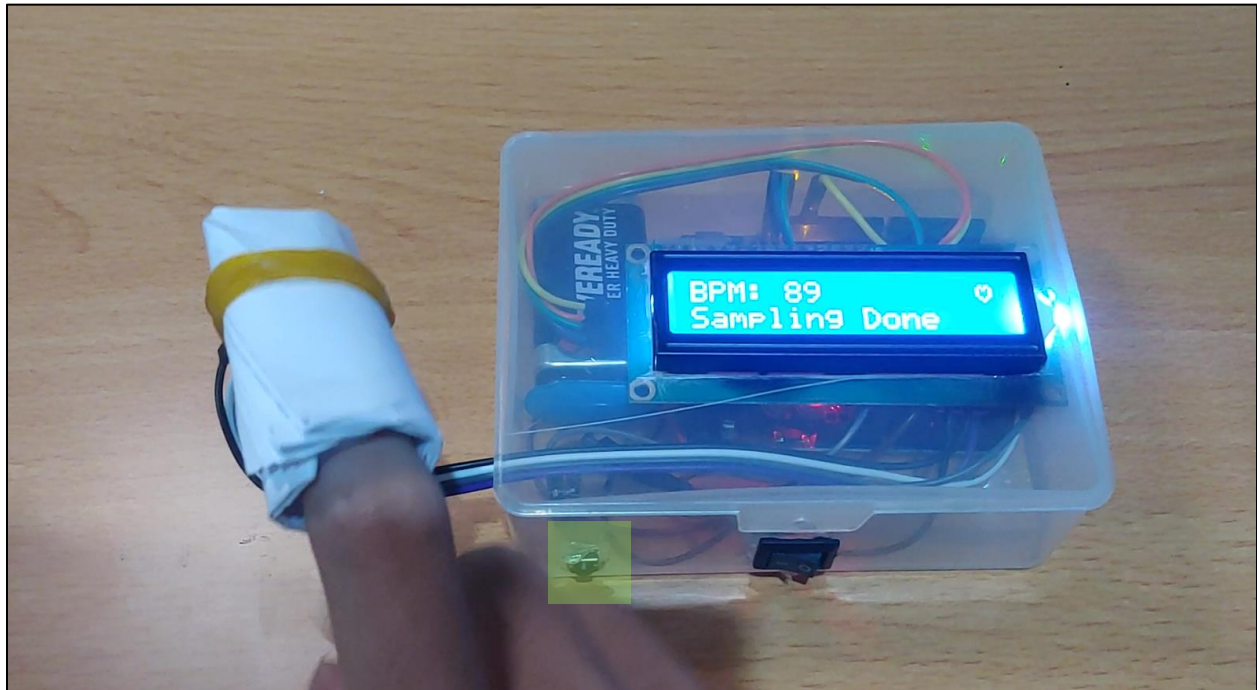
jari. Bila icon tersebut tidak berkedip setelah 10 detik sampling data, pengguna dianjurkan untuk mereset sistem dan melakukan pengukuran ulang, karena ada kemungkinan bahwa data set yang diperoleh kurang akurat.



**Gambar 6.2.2 Tampilan Alat Saat Telah Mendapatkan Sampel yang Cukup**

Pada gambar 6-2-2, dapat dilihat tampilan layar dari alat saat sudah mendeteksi sampel yang cukup. Durasi pengumpulan sampel hingga 'cukup' telah di *hard-code* oleh kami sehingga alat hanya akan menampilkan rerata BPM saat sudah melakukan sampling selama 15 detik.





**Gambar 6.2.3 Tampilan Alat Saat Pengukuran Selesai**

Pada gambar 6-2-3, dapat dilihat tampilan layar dari alat saat telah selesai mengukur sampel. BPM rerata terakhir akan ditampilkan di layar dan terdapat pula konfirmasi bahwa pengukuran telah selesai pada layar. Apabila pengguna ingin melakukan pengukuran kembali, pengguna dapat menekan tombol yang terdapat pada bagian kiri bawah alat (ditandai warna kuning).

## 7. Pengujian

Pengujian dilakukan dengan mengambil sebanyak 30 sampel dengan subjek dalam kondisi sehabis melakukan aktivitas. Berikut adalah tabel pengambilan data sebanyak 30 kali dengan tiga alat yang berbeda yaitu alat medis, smartphone dan sensor.

**Tabel 7-1. Sampel Data BPM dari subject (30 buah)**

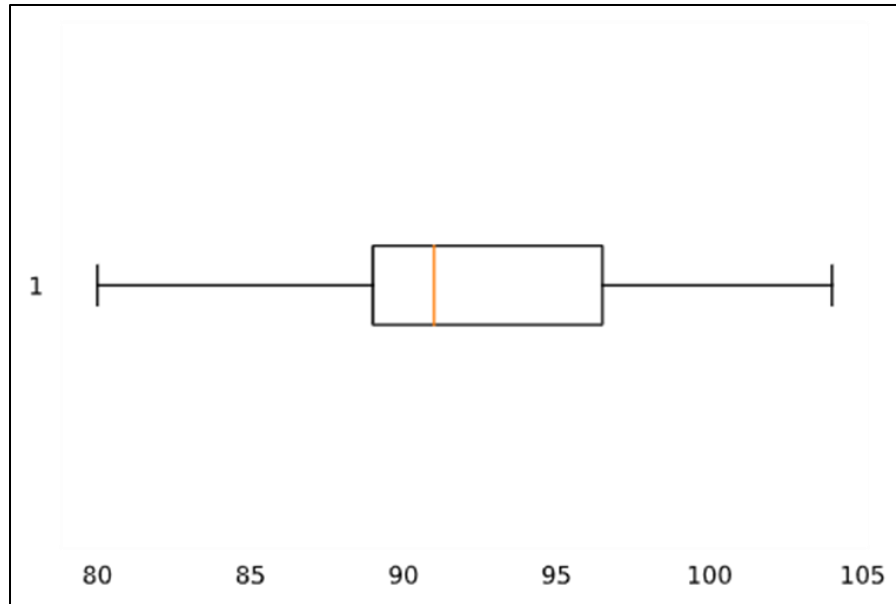
| No           | omron       | phone   | sensor   | phone accuracy | sensor accuracy |
|--------------|-------------|---------|----------|----------------|-----------------|
| 1            | 82          | 87      | 80       | 94,25          | 97,56           |
| 2            | 97          | 93      | 95       | 95,88          | 97,94           |
| 3            | 94          | 93      | 93       | 98,94          | 98,94           |
| 4            | 95          | 96      | 99       | 98,96          | 95,96           |
| 5            | 97          | 95      | 97       | 97,94          | 100,00          |
| 6            | 92          | 97      | 98       | 94,85          | 93,88           |
| 7            | 96          | 95      | 94       | 98,96          | 97,92           |
| 8            | 95          | 95      | 90       | 100,00         | 94,74           |
| 9            | 97          | 98      | 94       | 98,98          | 96,91           |
| 10           | 98          | 100     | 99       | 98,00          | 98,99           |
| 11           | 91          | 95      | 89       | 95,79          | 97,80           |
| 12           | 97          | 95      | 97       | 97,94          | 100,00          |
| 13           | 97          | 99      | 95       | 97,98          | 97,94           |
| 14           | 93          | 98      | 88       | 94,90          | 94,62           |
| 15           | 93          | 99      | 98       | 93,94          | 94,90           |
| 16           | 99          | 95      | 104      | 95,96          | 95,19           |
| 17           | 94          | 99      | 90       | 94,95          | 95,74           |
| 18           | 91          | 92      | 90       | 98,91          | 98,90           |
| 19           | 95          | 98      | 93       | 96,94          | 97,89           |
| 20           | 95          | 94      | 97       | 98,95          | 97,94           |
| 21           | 89          | 90      | 91       | 98,89          | 97,80           |
| 22           | 84          | 87      | 80       | 96,55          | 95,24           |
| 23           | 91          | 90      | 91       | 98,90          | 100,00          |
| 24           | 88          | 95      | 81       | 92,63          | 92,05           |
| 25           | 90          | 91      | 89       | 98,90          | 98,89           |
| 26           | 86          | 85      | 89       | 98,84          | 96,63           |
| 27           | 86          | 82      | 89       | 95,35          | 96,63           |
| 28           | 87          | 92      | 89       | 94,57          | 97,75           |
| 29           | 84          | 81      | 84       | 96,43          | 100,00          |
| 30           | 88          | 82      | 83       | 93,18          | 94,32           |
| Avg Accuracy |             |         |          | 96,91          | 97,10           |
| STDEV        | 4,715954822 | 5,35584 | 5,986959 |                |                 |

Dari data tersebut dapat terlihat bahwa alat medis akan memberikan standar deviasi yang lebih kecil disusul dengan smartphone dan sensor. Hal ini menunjukkan bahwa alat medis memberikan data yang lebih presisi dibandingkan dengan alat lain. Namun presisi yang dihasilkan melebihi spesifikasi awal sebesar 5. Maka sistem ini tidak memenuhi spesifikasi presisi. Hal ini dapat disebabkan oleh perbedaan tekanan yang diberikan kepada sensor sehingga memengaruhi pembacaan dan pembacaan dilakukan dengan alat yang belum mendapatkan peningkatan pada sensor-peningkatan berupa penjepit.

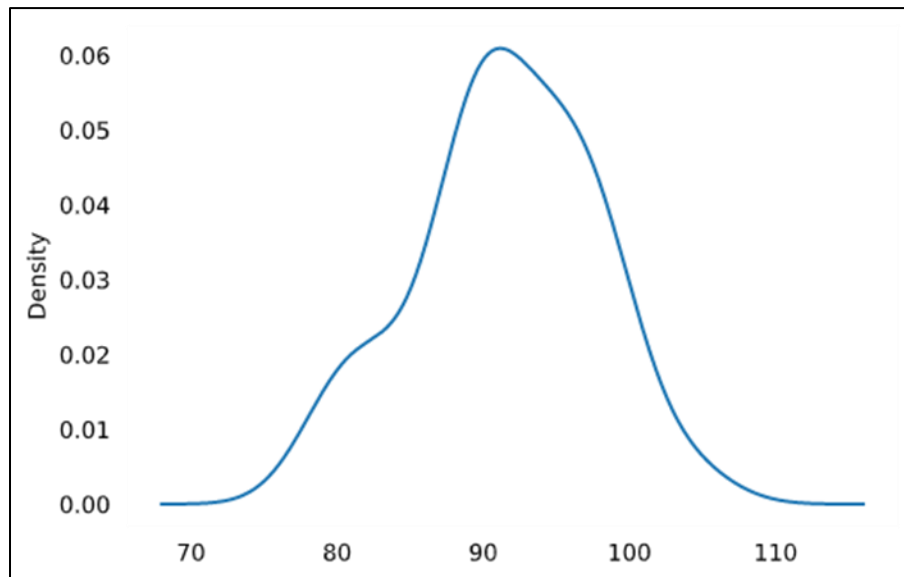
Untuk akurasi dapat dilihat bahwa akurasi rata-rata dari sistem dengan membandingkan pembacaan sensor dengan alat medis didapatkan akurasi rata-rata sebesar 97,10%. Dari sini dapat disimpulkan bahwa sistem sudah memenuhi spesifikasi akurasi.

Untuk spesifikasi dimensi, dimensi diukur menggunakan penggaris dengan ketelitian 1mm. Hasil pengukuran didapat dimensi sistem sebesar  $11 * 8,5 * 4 \text{ cm}^3$ . Angka ini menunjukkan bahwa dimensi berada di bawah spesifikasi. Maka dapat disimpulkan dimensi sudah memenuhi spesifikasi dimensi.

Akan diolah untuk melihat data secara keseluruhan. Pengolahan data dilakukan dengan membuat boxplot untuk melihat adanya outlier dan melakukan estimasi density untuk melihat bentuk persebaran data.



**Gambar 7-1 Boxplot untuk melihat outlier pada data**



**Gambar 7-2 Plot pdf untuk melihat persebaran data**

Dari gambar 7-1, dapat dilihat bahwa data yang diambil tidak menghasilkan outlier. Hal ini dapat diketahui dari tidak ada data yang berada di luar plot tersebut. Sedangkan dari gambar 7-2 dapat dilihat bahwa persebaran data mengikuti distribusi normal dengan skewness positif berdasarkan modus, median dan mean dari data sensor.

## 8. Simpulan dan Saran

### Simpulan:

- Sistem rancang bangun memenuhi dua dari tiga spesifikasi awal yang telah ditetapkan
- Spesifikasi yang terpenuhi adalah akurasi dan dimensi. Sedangkan spesifikasi presisi tidak dapat dipenuhi karena data yang diperoleh adalah data yang diambil ketika alat belum diberikan peningkatan kestabilan pada sensor
- Secara keseluruhan rancang bangun sistem berhasil dilakukan

### Saran:

- Implementasi dapat menggunakan PCB untuk membantu meningkatkan presisi sehingga tekanan yang diberikan akan lebih stabil dan tahan terhadap guncangan
- Pengambilan data sebaiknya dilakukan dengan alat yang sudah dilakukan peningkatan

## Referensi

- [1] Y. Sun and N. Thakor, "Photoplethysmography Revisited: From Contact to Noncontact, From Point to Imaging," in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 463-477, March 2016, doi: 10.1109/TBME.2015.2476337.
- [2] [https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography#Other\\_measurements](https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography#Other_measurements)
- [3] Raez MB, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications [published correction appears in *Biol Proced Online*. 2006;8():163]. *Biol Proced Online*. 2006;8:11-35. doi:10.1251/bpo115
- [4] <https://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography>
- [5] Rahul Kher (2019) Signal Processing Techniques for Removing Noise from ECG Signals. *J Biomed Eng* 1: 1-9.
- [6] Amjed S. Al-Fahoum, Ausilah A. Al-Fraihat. Methods of EEG Signal Features Extraction Using Linear Analysis in Frequency and Time-Frequency Domains
- [7] M. Abo-Zahhad, Sabah M. Ahmed, Sherif N. Abbas. A New EEG Acquisition Protocol for Biometric Identification Using Eye Blinking Signals. [Published Online May 2015 in MECS]

## Lampiran

Source Code yang digunakan

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "heartRate.h"
#include <LiquidCrystal_I2C.h>

MAX30105 particleSensor;
LiquidCrystal_I2C lcd = LiquidCrystal_I2C(0x27, 16, 2);

const byte RATE_SIZE = 6; //Increase this for more averaging. 4 is good.
byte rates[RATE_SIZE]; //Array of heart rates
byte rateSpot = 0;
long lastBeat = 0; //Time at which the last beat occurred
int heartDisplay = 0;
long time;
int beatAvg;
int timeLeft;
float beatsPerMinute;

byte hollowHeart[] = {
  B00000,
  B01010,
  B10101,
  B10001,
  B10001,
  B01010,
  B00100,
  B00000
};

byte filledHeart[] = {
  B00000,
  B01010,
  B11111,
  B11111,
  B11111,
  B01110,
  B00100,
  B00000
};

void setup()
{
  Serial.begin(115200);
  lcd.init();
  lcd.backlight();
```

```

lcd.begin(16, 2);
Serial.println("Initializing...");

// Initialize sensor
if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) //Use default I2C port,
400kHz speed
{
    Serial.println("MAX30105 was not found. Please check wiring/power. ");
    while (1);
}

particleSensor.setup(); //Configure sensor with
default settings
particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); //Turn Red LED to low to
indicate sensor is running
particleSensor.setPulseAmplitudeGreen(0); //Turn off Green LED

// Initialize Custom Chars
lcd.createChar(0, hollowHeart);
lcd.createChar(1, filledHeart);
}

void loop()
{
    time = millis();
    long irValue = particleSensor.getIR();

    // Heart icon - blink when a heartbeat is detected
    if (heartDisplay != 0)
    {
        heartDisplay--;
        lcd.setCursor(15,0);
        lcd.write(byte(1));
        Serial.print("A");
    }
    else
    {
        lcd.setCursor(15,0);
        lcd.write(byte(0));
        Serial.print("B");
    }

    // Main Function
    if (time <= 35000)
    {
        if (checkForBeat(irValue) == true)
        {
            //We sensed a beat!
            heartDisplay = 15;

```



```

    long delta = millis() - lastBeat;
    lastBeat = millis();

    beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0);

    if (beatsPerMinute < 255 && beatsPerMinute > 20)
    {
        rates[rateSpot++] = (byte)beatsPerMinute;    //Store this reading in
the array
        rateSpot %= RATE_SIZE;                        //Wrap variable

        //Take average of readings
        beatAvg = 0;
        for (byte x = 0 ; x < RATE_SIZE ; x++)
            beatAvg += rates[x];
        beatAvg /= RATE_SIZE;
    }
}

// Serial monitor debug
Serial.print(beatsPerMinute);
Serial.print(" ");
Serial.print(beatAvg);
Serial.print(" ");

// Simple dot animation
if (time <= 15000)
{
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("BPM: ");

    if (time % 1000 <= 250)
    {
        lcd.print(".");
    }

    else if ((time % 1000 > 250) && (time % 1000 <= 500))
    {
        lcd.print(". .");
    }

    else if ((time % 1000 > 500) && (time % 1000 <= 750))
    {
        lcd.print(". . .");
    }

    else
    {
        lcd.print("      ");
    }
}

```

```

    }
}

else
{
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("BPM: ");
    lcd.print(beatAvg);
    lcd.print("    ");
}

// Display remaining time
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print("Time Left: ");

lcd.setCursor(14,1);
timeLeft = (35000 - millis())/1000;
lcd.setCursor(11,1);
lcd.print(timeLeft);
lcd.print(" ");

if (irValue < 50000)
{
    Serial.print(" No finger?");
}

Serial.println();
}

// Finished measuring
else
{
    Serial.println("Finished");
    lcd.setCursor(0,0);
    lcd.print("BPM: ");
    lcd.print(beatAvg);
    lcd.print("    ");

    lcd.setCursor(0,1);
    lcd.print("Sampling Done    ");
}
}

```

## Scan KTP Tiap Anggota

Rafid Muhammad – 13218045

PROVINSI KALIMANTAN TIMUR  
KOTA BALIKPAPAN

NIK : 6471041903010001

Nama : RAFID MUHAMMAD  
Tempat/Tgl Lahir : BALIKPAPAN, 19-03-2001  
Jenis kelamin : LAKI-LAKI Gol. Darah :  
Alamat : JL. MILONG NO. 01  
RT/RW : 043/000  
Kel/Desa : GUNUNGSARI ILIR  
Kecamatan : BALIKPAPAN TENGAH  
Agama : ISLAM  
Status Perkawinan : BELUM KAWIN  
Pekerjaan : PELAJAR/MAHASISWA  
Kewarganegaraan : WNI  
Berlaku Hingga : SEUMUR HIDUP

KOTA BALIKPAPAN  
03-05-2018



Kevin Naoko – 13218046

PROVINSI DKI JAKARTA  
JAKARTA BARAT

NIK : 3173011406000009

Nama : KEVIN NAOKO  
Tempat/Tgl Lahir : JAKARTA, 14-06-2000  
Jenis kelamin : LAKI-LAKI Gol. Darah : AB  
Alamat : TMN SEMANAN INDAH BLK M  
NO.4  
RT/RW : 005/011  
Kel/Desa : DURI KOSAMBI  
Kecamatan : CENGKARENG  
Agama : KRISTEN  
Status Perkawinan : BELUM KAWIN  
Pekerjaan : PELAJAR/MAHASISWA  
Kewarganegaraan : WNI  
Berlaku Hingga : SEUMUR HIDUP

JAKARTA BARAT  
27-07-2018



Muhammad Tegar Azkiya – 13218056

PROVINSI JAWA BARAT  
KABUPATEN CIREBON

NIK : 3208190206000001

Nama : MUHAMMAD TEGAR AZKIYA  
Tempat/Tgl Lahir : CIREBON, 02-06-2000  
Jenis kelamin : LAKI-LAKI Gol. Darah :  
Alamat : PERUM TAMAN KOTA CIPERNA  
RT/RW : 004/006  
Kel/Desa : CIPERNA  
Kecamatan : TALUN  
Agama : ISLAM  
Status Perkawinan : Belum Kawin  
Pekerjaan : PELAJAR/MAHASISWA  
Kewarganegaraan : WNI  
Berlaku Hingga : SEUMUR HIDUP

CIREBON  
09-06-2018

