

**ANALISIS *HEART RATE VARIABILITY* (HRV) ANTARA  
ELEKTROKARDIOGRAM (EKG) DENGAN STETOSKOP  
ELEKTRONIK LITTMANN 3200**

**SKRIPSI**

untuk memenuhi salah satu persyaratan  
mencapai derajat Sarjana S1



**Disusun oleh:**

**Hasbi Dicky Baihaqi**

**16524077**

**Program Studi Teknik Elektro  
Fakultas Teknologi Industri  
Universitas Islam Indonesia  
Yogyakarta  
2020**



**LEMBAR PENGESAHAN**

**SKRIPSI**

**ANALISIS *HEART RATE VARIABILITY* (HRV) ANTARA ELEKTROKARDIOGRAM (EKG)**

**DENGAN STETOSKOP ELEKTRONIK LITTMANN 3200**

Dipersiapkan dan disusun oleh:

**Hasbi Dicky Baihaqi**

**16524077**

Telah dipertahankan di depan dewan penguji

Pada tanggal: **6 November 2020**

Susunan dewan penguji

Ketua Penguji : **Yusuf Aziz Amrullah, S.T., M.Eng., Ph.D.**

Anggota Penguji 1: **Alvin Sahroni, S.T., M.Eng., Ph.D.**

Anggota Penguji 2: **Firdaus, S.T., M.T., Ph.D.**



Skripsi ini telah diterima sebagai salah satu persyaratan  
untuk memperoleh gelar Sarjana

Tanggal: **28 November 2020**

Ketua Program Studi Teknik Elektro



**Yusuf Aziz Amrullah, S.T., M.Eng., Ph.D**

NIK. 04520101

## PERNYATAAN

Dengan ini Saya menyatakan bahwa:

1. Skripsi ini tidak mengandung karya yang diajukan untuk memperoleh gelar kesarjanaan di suatu Perguruan Tinggi, dan sepanjang pengetahuan Saya juga tidak mengandung karya atau pendapat yang pernah ditulis atau diterbitkan oleh orang lain, kecuali yang secara tertulis diacu dalam naskah ini dan disebutkan dalam daftar pustaka.
2. Informasi dan materi Skripsi yang terkait hak milik, hak intelektual, dan paten merupakan milik bersama antara tiga pihak yaitu penulis, dosen pembimbing, dan Universitas Islam Indonesia. Dalam hal penggunaan informasi dan materi Skripsi terkait paten maka akan diskusikan lebih lanjut untuk mendapatkan persetujuan dari ketiga pihak tersebut diatas.



Yogyakarta, 26 Oktober 2020



Hasbi Dicky Baihaqi

## KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullah Wabarakatuh

Segala puji milik Allah Subhanahu Wa Ta'ala yang telah memberikan berbagai macam nikmat berupa nikmat iman, Islam, nikmat sehat serta nikmat lainnya yang tidak mampu dihitung satu persatu. Shalawat serta salam tak lupa ditujukan kepada Nabi Muhammad Shallallahu 'Alaihi Wassalam sebagai uswah hasanah serta kepada sahabatnya dan kita sebagai umatnya. Nabi Muhammad Shallallah 'Alaihi Wassalam bersabda di dalam Hadist yang memiliki arti sebaik-baik manusia ialah yang bermanfaat bagi manusia lainnya. Hadirnya skripsi dengan judul *Analisa heart rate variability (HRV) antara elektrokardiogram (EKG) dengan stetoskop elektronik Littmann 3200*, selain sebagai syarat untuk mendapatkan derajat S1 juga diharapkan memiliki kemanfaatan baik untuk akademisi maupun masyarakat luas pada umumnya.

Skripsi ini tentu tidak serta-merta dari kemampuan diri sendiri, namun banyak pihak yang telah ikut berkontribusi baik dalam pengetahuan, pengarahan, fasilitas, dana, dan juga dalam bentuk lainnya. Untuk itu, dalam kesempatan ini dengan kerendahan hati saya mengucapkan terimakasih kepada:

1. Bapak Sutarno, Ibu Rusini, dan semua keluarga besar yang selalu memberikan saran, doa, serta memenuhi kebutuhan selama berlangsungnya perkuliahan.
2. Bapak Yusuf Aziz Amrullah, selaku ketua program studi teknik elektro dan sebagai dosen pembimbing yang senantiasa memberikan pengarahan hingga terselesainya skripsi.
3. Seluruh dosen dan jajaran di Program Studi Teknik Elektro yang telah memberikan fasilitas sebagai penunjang kebutuhan skripsi.
4. Teman-teman serta seluruh pihak yang belum disebutkan yang telah memberikan saran dan kritik.

Tentu skripsi ini masih banyak kekurangan sehingga penulis menantikan kritik dan saran agar skripsi ini dapat disempurnakan dan dikembangkan lebih baik lagi di kemudian hari.

Wassalamu'alaikum Warahmatullah Wabarakatuh.

Yogyakarta, 26 Oktober 2020

Hasbi Dicky Baihaqi

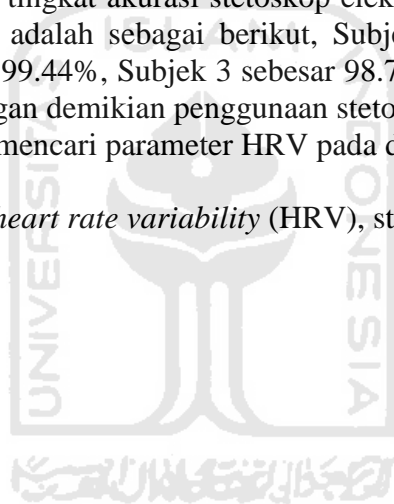
## ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN

A	: Akurasi
$f_h$	: Frekuensi <i>cut-off</i> atas/ ambang batas atas stetoskop
$f_l$	: Frekuensi <i>cut-off</i> bawah/ ambang batas bawah stetoskop
$f_s$	: Frekuensi cuplik stetoskop
$f_{sa}$	: Frekuensi cuplik EKG
N	: Jumlah sampel
s	: Standar deviasi
t	: Waktu
x	: Sinyal suara asli
$x_H$	: Sinyal hasil transformasi Hilbert
$x_i$	: Nilai x ke - i
y(t)	: Waktu interval NN pada waktu ke - t
BPF	: <i>Band Pass Filter</i>
EKG	: Elektrokardiogram
HRV	: <i>Heart Rate Variability</i>
ms	: <i>milisecond</i>
NN	: <i>Normal to Normal</i>
NN50	: Perbedaan interval NN yang berurutan yang lebih dari 50 ms
PNN50	: Perbandingan jumlah NN50 terhadap jumlah interval NN
QRS	: Gelombang Q, R, dan S pada EKG
R	: Gelombang R pada EKG
RR	: Gelombang R ke gelombang R
Suara S1	: Suara Jantung Pertama
Suara S2	: Suara Jantung Kedua
WHO	: <i>World Health Organization</i>

## ABSTRAK

Jantung merupakan organ vital manusia yang memiliki fungsi untuk memompa darah ke seluruh tubuh. Adanya penyakit jantung membuat organ ini tidak mampu bekerja secara maksimal sehingga bisa menyebabkan sakit dan kematian. Penyakit jantung dapat dideteksi melalui elektrokardiogram (EKG). Alat ini mampu memberikan informasi sinyal listrik jantung. Dari sinyal tersebut parameter diagnosis seperti *heart rate variability* (HRV) dapat dihitung untuk mengetahui kondisi jantung. Sayangnya, EKG tidak selalu tersedia di Puskesmas dan pusat kesehatan di daerah terpencil. Pada tugas akhir ini, saya menghitung parameter *heart rate variability* menggunakan suara jantung yang diperoleh dari stetoskop elektronik Littmann 3200. Sebagai pembanding, digunakan EKG 3 *channel* tipe ATTY5. Data suara jantung dan EKG direkam dari subjek berjumlah lima orang. Proses perekaman data dilakukan di ruang biomedis Prodi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia. Pemrosesan sinyal EKG dimulai dari i) penggabungan sinyal, ii) penentuan nilai puncak, iii) pencarian parameter HRV. Adapun pemrosesan suara jantung dimulai dari i) penggabungan sinyal, ii) penerapan filter suara jantung dengan *band pass filter*, iii) penentuan puncak dengan metode transformasi Hilbert, iv) pencarian parameter HRV. Selanjutnya, hasil komputasi HRV EKG dan suara jantung dibandingkan untuk mencari tingkat akurasi. Pengujian tingkat akurasi stetoskop elektronik Littmann 3200 terhadap EKG pada masing-masing subjek adalah sebagai berikut, Subjek 1 memiliki tingkat akurasi sebesar 99.78%, Subjek 2 sebesar 99.44%, Subjek 3 sebesar 98.73%, Subjek 4 sebesar 99.45%, dan Subjek 5 sebesar 99.72%. Dengan demikian penggunaan stetoskop elektronik Littmann 3200 mampu menggantikan EKG untuk mencari parameter HRV pada domain waktu.

**Kata Kunci:** suara jantung, EKG, *heart rate variability* (HRV), stetoskop elektronik.



# DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN.....	i
LEMBAR PENGESAHAN.....	ii
PERNYATAAN.....	iii
KATA PENGANTAR.....	iv
ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN .....	v
ABSTRAK .....	vi
DAFTAR ISI.....	vii
DAFTAR GAMBAR .....	ix
DAFTAR TABEL.....	x
BAB 1 PENDAHULUAN .....	1
1.1 Latar Belakang Masalah .....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah .....	2
1.4 Tujuan Penelitian .....	2
1.5 Manfaat Penelitian .....	2
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA .....	3
2.1 Studi Literatur .....	3
2.2 Tinjauan Teori.....	4
2.2.1 Suara Jantung .....	4
2.2.2 Elektrokardiogram (EKG).....	5
2.2.3 <i>Heart Rate Variability</i> (HRV).....	6
2.2.4 Validasi .....	7
BAB 3 METODOLOGI.....	8
3.1 Pengambilan Data Penelitian .....	9
3.1.1 Perizinan Pengambilan Data .....	9
3.1.2 Kriteria Subjek .....	9



3.1.3 Perangkat Pengambilan Data .....	9
3.1.4 Urutan Pengambilan Data .....	11
3.2 Pengolahan Sinyal.....	12
3.2.1 Penggabungan Sinyal .....	13
3.2.2 <i>Perancangan Band Pass Filter (BPF)</i> .....	13
3.2.3 Pencarian Puncak Sinyal .....	14
3.2.4 <i>Heart Rate Variability (HRV)</i> .....	17
3.2.5 Validasi .....	18
<b>BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN</b> .....	<b>19</b>
4.1 Data Penelitian .....	19
4.2 Penggabungan Sinyal.....	21
4.3 BPF Pada Sinyal Suara Stetoskop Elektronik dan EKG.....	21
4.4 Pencarian Puncak Sinyal.....	24
4.5 <i>Heart Rate Variability (HRV)</i> .....	25
4.6 Validasi .....	28
<b>BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN</b> .....	<b>29</b>
5.1 Kesimpulan .....	29
5.2 Saran .....	29
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	<b>30</b>
<b>LAMPIRAN</b> .....	<b>32</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Hubungan antara sinyal EKG (A) dan suara jantung (B) [12].	4
Gambar 2.2 Peletakkan EKG 12 <i>lead</i> [13].	5
Gambar 2.3 Gelombang sinyal EKG.	6
Gambar 3.1 <i>Flowchart</i> alur penelitian	8
Gambar 3.2 Stetoskop elektronik Littmann 3200	10
Gambar 3.3 EKG ATTYS (A) dan posisi pemasangan (B)	10
Gambar 3.4 Tampilan sinyal EKG pada <i>software</i> EKG ATTYS android	11
Gambar 3.5 Format data hasil perekaman EKG [16].	12
Gambar 3.6 Perancangan BPF suara jantung	14
Gambar 3.7 Suara jantung S1 dan S2 [15].	15
Gambar 3.8 Proses Transformasi Hilbert dan <i>envelope</i>	16
Gambar 3.9 Interval RR sinyal EKG	17
Gambar 3.10 Ilustrasi interval suara S1	18
Gambar 4.1 Proses pengambilan data pada Subjek 3.	19
Gambar 4.2 Tampilan perekaman sinyal EKG pada <i>software</i> EKG ATTYS.	20
Gambar 4.3 Tampilan perekaman stetoskop pada <i>software stethAssist</i> .	20
Gambar 4.4 Filter orde 12 (A) dan orde 10 (B)	22
Gambar 4.5 Suara jantung sebelum BPF (A) dan sesudah BPF (B) Subjek 2.	22
Gambar 4.6 Spektrum frekuensi sinyal detik ke 10-15 sebelum BPF.	23
Gambar 4.7 Suara jantung (A) dan sinyal EKG (B) Subjek 5.	23
Gambar 4.8 Perbandingan pendeteksian puncak pada sinyal sebelum (A) dan sesudah (B) transformasi Hilbert dan proses <i>smoothing</i> .	24
Gambar 4.9 Pendeteksian puncak suara jantung (A) dan sinyal EKG (B) secara simultan.	24
Gambar 4.10 Hasil HRV pada Subjek 1	25
Gambar 4.11 Hasil HRV pada Subjek 2	25
Gambar 4.12 Hasil HRV pada Subjek 3	26
Gambar 4.13 Hasil HRV pada Subjek 4	26
Gambar 4.14 Hasil HRV pada Subjek 5	26
Gambar 4.15 Suara S1 tidak terdeteksi sebagai puncak pada suara jantung (A) dan EKG (B).	27
Gambar 4.16 <i>Noise</i> yang terdeteksi sebagai punca pada suara jantung (A) dan sinyal EKG (B).	28

## DAFTAR TABEL

Tabel 3.1 Penjelasan format hasil perekaman EKG ATTYS.....	12
Tabel 4.1 Informasi subjek.....	19
Tabel 4.2 Hubungan redaman dengan orde.....	21
Tabel 4.3 Akurasi stetoskop elektronik terhadap EKG.....	28



# BAB 1

## PENDAHULUAN

### 1.1 Latar Belakang Masalah

Penyakit jantung menjadi penyakit yang mematikan di dunia, menurut *World Health Organization* (WHO) penyakit jantung menjadi penyakit penyebab kematian nomor 1 dunia dan di tahun 2016 diperkirakan orang yang meninggal akibat penyakit jantung mencapai 17.9 juta jiwa, dengan rincian kematian tersebut 85% akibat serangan jantung dan stroke [1]. Di Indonesia persentase prevalensi penyakit jantung koroner yang dilakukan Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) 2013 sebesar 0.5% sedangkan hasil diagnosis dokter atau gejala sebesar 1.5% [2]. Jumlah penduduk di Indonesia yang mengalami penyakit jantung mencapai 20 juta atau sekitar 10% dari jumlah keseluruhan penduduk [3]. Terdapat beberapa jenis penyakit jantung seperti *aritmia*, gagal jantung, penyakit jantung bawaan, penyakit jantung koroner, penyakit arteri perifer, dan penyakit jantung rematik. Secara umum pemeriksaan kondisi jantung dapat dilakukan dengan menggunakan Elektrokardiogram (EKG).

Tes EKG digunakan untuk membaca aktivitas yang dihasilkan oleh kelistrikan jantung, dengan cara mengukur perbedaan potensial listrik pada tubuh manusia [4]. Untuk dapat mencapai hal tersebut, elektroda dipasang di sekitar dada pasien guna mendeteksi beda potensial. Pengukuran potensial listrik yang terdapat pada tubuh manusia sangat kecil, namun tetap bisa terbaca dengan skala *milivolt*. Rekaman hasil dari pembacaan EKG tercetak pada kertas berjalan yang memiliki kecepatan 25 mm/detik dengan defleksi 10 mm [5].

Standar penegakan diagnosis jantung umumnya menggunakan EKG 12 *lead* untuk mencari parameter *heart rate variability* (HRV). HRV bertujuan untuk menilai fungsi otonom jantung pada studi fisiologis atau untuk mengamati perubahan osilasi interval waktu dan kecepatan detak jantung yang mampu mengidentifikasi kondisi jantung terhadap risiko penyakit jantung [6][7]. Namun alat ini tidak selalu tersedia di pusat kesehatan masyarakat (Puskesmas), terutama yang terletak di daerah terpencil. Selain itu, EKG 12 *lead* memiliki kekurangan dalam hal teknis pengambilan data pada tubuh subjek, hal ini disebabkan penempatan *channel* EKG diletakkan di dada subjek yang dapat menyebabkan kondisi kurang nyaman hingga dapat menimbulkan iritasi kulit akibat pemakaian elektroda [8][9].

Stetoskop adalah alat yang digunakan dokter untuk membantu menegakkan diagnosis. Alat tersebut dapat digunakan juga untuk mendengarkan suara jantung. Suara jantung dan sinyal EKG dapat digunakan untuk menganalisis kondisi jantung. Saat ini terdapat stetoskop elektronik dengan fitur yang mampu merekam suara hasil pemeriksaan. Sehingga, diagnosis suara jantung

bisa dilakukan lebih akurat, mendetail, dan sebagai bahan pembelajaran tenaga medis di kemudian hari.

Pada tugas akhir ini, kami melakukan penelitian dengan menggunakan stetoskop elektronik untuk mengestimasi parameter HRV dan membandingkannya dengan EKG. Apabila hal ini bisa dilakukan maka *screening* penyakit jantung bisa dilakukan dengan mudah dan murah.

## 1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana implementasi suara jantung untuk penghitungan parameter HRV?
2. Adakah perbedaan hasil penghitungan parameter HRV antara suara jantung dengan sinyal EKG?
3. Apakah penggunaan stetoskop elektronik dapat menggantikan EKG dalam penghitungan parameter HRV?

## 1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Perekaman data dilakukan di lingkungan laboratorium.
2. Subjek yang dilibatkan adalah mahasiswa Prodi Teknik Elektro.
3. Parameter HRV yang dianalisis dalam kawasan waktu saja.

## 1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan Penelitian ini adalah:

1. Mengetahui langkah-langkah pemrosesan suara jantung untuk penghitungan parameter HRV.
2. Membandingkan hasil penghitungan parameter HRV antara suara jantung dengan sinyal EKG.
3. Mengidentifikasi tingkat akurasi stetoskop elektronik terhadap EKG.

## 1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Memberikan alternatif *screening* kondisi jantung menggunakan stetoskop.
2. Menunjang perkembangan penelitian biomedis di lingkup universitas dan umum.

## BAB 2

### TINJAUAN PUSTAKA

#### 2.1 Studi Literatur

Penelitian mengenai EKG dan fonokardiogram telah dilakukan sebelumnya, seperti penelitian Yoyok Cahyono, dkk di tahun 2008 mengenai rekayasa biomedik untuk mendeteksi kelainan jantung menggunakan fonokardiogram dan EKG. Penggunaan EKG bertujuan untuk mencari informasi suara 1 dan suara 2 pada fonokardiogram. Hasil penelitian yakni mampu mendeteksi adanya murmur jantung, salah satunya adalah *stenosis aorta* [5]. Pada penelitian ini menggunakan Subjek berusia 4 tahun, sedangkan penyakit jantung yang mematikan umumnya terjadi pada orang dewasa.

Hindarto, dkk pada tahun 2016 melakukan penelitian berupa pengembangan EKG dan fonokardiogram untuk diagnosa dini kelainan jantung. Dilakukan perbaikan dan pengujian pengambilan sinyal jantung kepada beberapa pasien menggunakan EKG dan fonokardiogram yang kemudian dianalisis menggunakan *Fast Fourier Transform* (FFT). Hasil dari penelitian ini berupa publikasi dengan judul *Feature Extraction of Heart Signals using Fast Fourier Transform* dengan keakuratan mencapai 87% [3].

Noemi Giordano dan Marco Knaflitz melakukan penelitian di Tahun 2019 untuk mencari algoritma suara jantung dengan perekaman menggunakan fonokardiogram dan EKG secara bersamaan. Hasil penelitian yaitu mampu mendeteksi dan mengklasifikasi dengan benar rata-rata 99,2% suara jantung beserta komponennya. Kemudian didapat juga hasil penundaan gelombang R sesuai dengan penundaan suara jantung [10].

Penelitian yang dilakukan Chourasia pada Tahun 2011 mengenai fonokardiogram untuk mendapatkan informasi *fetal heart rate variability* (FHRV). Pada penelitian tersebut menghasilkan akurasi 95% untuk memperkirakan status fisiologis janin [11]. Penelitian tersebut masih mendapati tercampurnya suara perut dari ibu hamil dan suara pergerakan janin.

Penelitian EKG dengan metode HRV pada domain waktu sudah dilakukan oleh Junartha Halomoan pada Tahun 2013. Penelitian itu menganalisis sinyal EKG dengan metode HRV pada domain waktu saat kondisi berdiri dan telentang. Hasil yang didapat adalah adanya peningkatan rata-rata interval RR, maksimum & minimum jarak interval RR, NN50, PNN50 serta dapat melihat perubahan aktivitas simpatik dan parasimpatik [6].

Istilah fonokardiogram yang digunakan pada penelitian diatas memiliki pengertian berupa rekaman suara jantung yang diambil dengan bantuan stetoskop elektronik. Penelitian [3], [5], dan [10] belum adanya penelitian untuk membandingkan nilai parameter HRV fonokardiogram

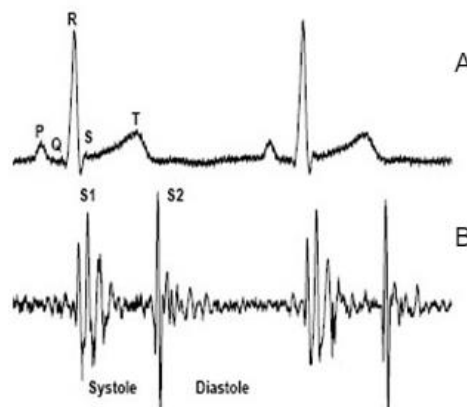
dengan EKG. Penelitian tugas akhir ini mencari nilai parameter HRV menggunakan stetoskop elektronik untuk dibandingkan dengan parameter HRV pada EKG. Penelitian [11] mencari HRV dengan fonokardiogram pada ibu hamil dan janin, sedangkan penelitian tugas akhir ini ingin menerapkan pencarian HRV pada orang dewasa. Penelitian [6] menggunakan parameter HRV domain waktu yang sederhana, sehingga peneliti ingin mengimplementasikan parameter tersebut untuk mencari HRV pada stetoskop elektronik.

## 2.2 Tinjauan Teori

### 2.2.1 Suara Jantung

Jantung merupakan organ vital yang berfungsi untuk memompa darah ke seluruh tubuh. Anatomi jantung terbagi menjadi empat bagian yaitu bilik kiri dan bilik kanan serta serambi kiri dan serambi kanan. Bunyi atau suara jantung orang normal memiliki karakteristik yang disebut suara S1 dan suara S2. Suara S1 dan suara S2 memiliki suara seperti bunyi “lub-dub” apabila didengarkan dengan stetoskop. Suara S1 merupakan getaran yang diakibatkan oleh penutupan katup *mitral* dan *tricuspid* pada permulaan sistol ventrikel. Sedangkan suara S2 merupakan getaran yang terjadi karena penutupan katup *aorta* dan *pulmonal* yang terjadi setelah sistol ventrikel. Jarak antar suara S1 dengan suara S2 disebut dengan sistol, sedangkan jarak antar suara S2 ke suara S1 disebut dengan diastol. Selain suara S1 dan suara S2 juga terdapat suara S3 yang muncul saat berhentinya *atrioventikular*, kemudian suara S4 yang memiliki korelasi dengan *atria*, namun bunyi suara S3 dan suara S4 sulit didengar.

Titik temu antara suara jantung yang didengar melalui stetoskop dengan hasil pembacaan EKG ialah suara S1 yang muncul bersamaan dengan gelombang QRS pada EKG, sedangkan suara S2 muncul hampir bersamaan dengan akhir gelombang T pada EKG.



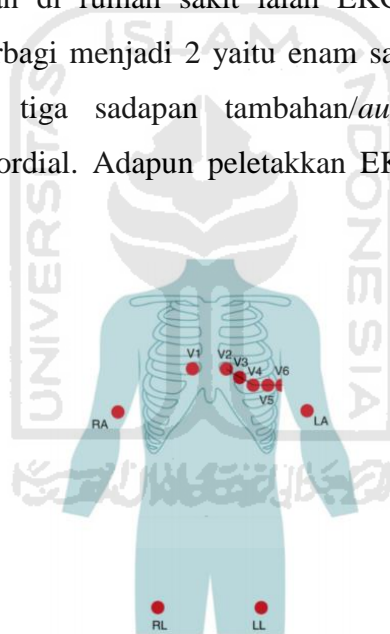
Gambar 2.1 Hubungan antara sinyal EKG (A) dan suara jantung (B) [12].

Gambar 2.1 menjelaskan hubungan hasil sinyal EKG (atas) dengan suara jantung (bawah). Dengan mengamati gambar tersebut puncak gelombang R pada EKG di perkirakan memiliki nilai yang sama dengan suara S1 pada stetoskop sedangkan puncak gelombang T memiliki nilai yang sama dengan suara S2 pada stetoskop.

### 2.2.2 Elektrokardiogram (EKG)

EKG sebagaimana yang telah disebutkan secara singkat sebelumnya merupakan alat untuk memonitoring kondisi jantung. Adapun informasi yang bisa didapatkan dalam penggunaan EKG meliputi mekanisme laju dan irama jantung, orientasi sinyal dari jantung di dalam rongga dada, gejala peningkatan ketebalan (*hypertrophy*) dari otot jantung, gejala kerusakan dari berbagai bagian otot jantung, dan informasi pola-pola aktivitas elektrik yang tidak normal yang dapat mempengaruhi pasien ke arah gangguan irama jantung yang abnormal.

EKG yang umum digunakan di rumah sakit ialah EKG dengan 12 *lead* yang akan menghasilkan 12 sadapan yang terbagi menjadi 2 yaitu enam sadapan ekstremitas yang terdiri dari tiga sadapan standar dan tiga sadapan tambahan/*augmented*. Sedangkan sisanya menghasilkan enam sadapan prakordial. Adapun peletakkan EKG 12 *lead* dapat dilihat pada Gambar 2.2.



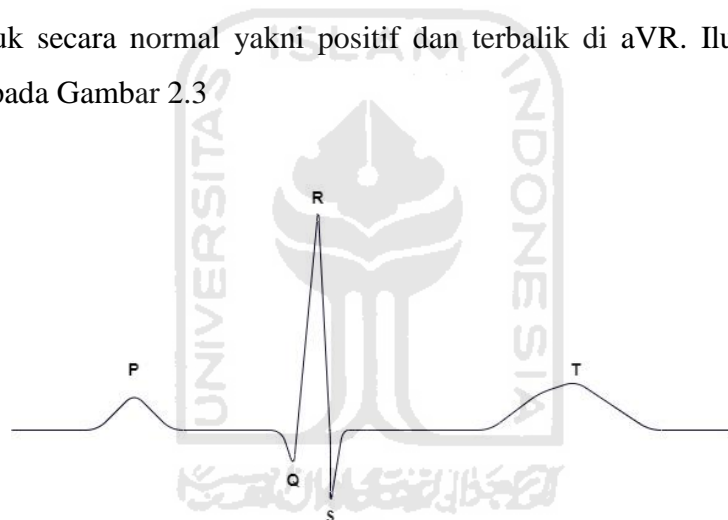
Gambar 2.2 Peletakkan EKG 12 *lead* [13]

Sadapan ekstremitas memandang jantung dalam bidang vertikal, sehingga disebut juga bidang frontal. Sadapan ekstremitas ini mengandung depolarisasi dan repolarisasi. Tiga sadapan standar didapat dengan cara sadapan I menjadikan lengan kiri sebagai kutub positif serta lengan kanan sebagai kutub positif, sadapan II menjadikan tungkai sebagai kutub positif serta lengan kanan sebagai kutub negatif, dan sadapan III menjadikan tungkai sebagai kutub positif dan lengan kiri sebagai kutub negatif. Sadapan tambahan/*augmented* juga terdiri dari tiga yaitu *augmented Voltage Left* (aVL), *augmented Voltage Right* (aVR), dan *augmented Voltage Foot* (aVF). Sadapan aVL didapat dengan menjadikan lengan kiri sebagai kutub positif dan



eksteremitas lain menjadi negatif. Sadapan aVR didapat dengan menjadikan lengan kanan sebagai kutub positif dan ekstremitas lain menjadi kutub negatif. Sadapan aVF didapat dengan menjadikan tungkai sebagai kutub positif dan ekstremitas lain menjadi kutub negatif.

Hasil perekaman EKG terbagi menjadi gelombang P, Q, R, S, dan T. Gelombang P merupakan gelombang awal pada siklus gelombang EKG yang memiliki karakteristik tidak lebih dari 0.4 mV dan berbentuk cembung keatas disemua sadapan kecuali aVR. Gelombang kedua adalah gelombang Q yang merupakan defleksi negatif pertama yang memiliki ciri lebar tidak lebih dari 0.04 s dengan kedalaman kurang dari 0.25 dari tinggi gelombang R. Gelombang R merupakan gelombang puncak EKG yang terlihat lebih tinggi dibandingkan gelombang lainnya yang bersifat defleksi positif kecuali pada sadapan aVR. Gelombang R merupakan gelombang yang biasa digunakan untuk mencari puncak EKG untuk menghitung jumlah detak jantung. Gelombang S merupakan gelombang defleksi negatif kedua setelah gelombang Q. Gelombang S lebih dalam di sadapan V1 dan aVR. Gelombang T merupakan gelombang hasil repolarisasi di kedua ventrikel, bentuk secara normal yakni positif dan terbalik di aVR. Ilustrasi gelombang tersebut dapat dilihat pada Gambar 2.3



Gambar 2.3 Gelombang sinyal EKG

### 2.2.3 Heart Rate Variability (HRV)

Sinyal EKG memiliki bentuk dan karakteristik yang beragam, sehingga informasi yang terkandung dari sinyal tersebut masih bersifat kompleks. HRV menjadi pedoman universal yang digunakan untuk standar pengukuran, interpretasi fisiologis, dan penggunaan klinis untuk analisis sinyal EKG. Metode dalam mencari HRV bisa dilakukan dengan metode domain waktu, metode domain frekuensi, analisis pola ritme berupa spektrum waktu-frekuensi, dan metode nonlinear kemudian metode pada domain waktu terbagi menjadi dua, yakni metode statistik dan metode geometris [14]. Dalam penelitian ini menggunakan metode domain waktu-statistik yang merupakan metode paling sederhana namun tetap memiliki hasil yang baik. Adapun parameter untuk mencari HRV dalam domain waktu-statistik ialah secara langsung penghitungan antara

interval RR/NN yang berupa jarak rata-rata, jangkauan, standar deviasi dan penghitungan perbedaan antara NN yang mencakup standar deviasi, NN50, dan PNN50. Berikut pengertian dari parameter yang digunakan:

- a. Interval RR adalah jarak antar puncak R dengan puncak R setelahnya, disebut juga interval NN yakni jarak antara *Normal to Normal*.
- b. Jarak rata-rata adalah penghitungan rata-rata interval RR dari awal hingga akhir sinyal EKG.
- c. Jangkauan adalah selisih antara jarak maksimum dengan jarak minimum interval RR.
- d. Standar deviasi adalah standar deviasi interval RR/NN.
- e. NN50 adalah jumlah perbedaan interval NN yang berurutan yang lebih dari 50 ms.
- f. PNN50 adalah perbandingan jumlah NN50 terhadap jumlah interval NN.

Durasi perekaman EKG untuk mendapatkan nilai HRV umumnya dapat dilakukan dengan dua cara yaitu dengan perekaman panjang selama 24 jam atau perekaman pendek selama 5 menit [6].

#### 2.2.4 Validasi

Validasi dilakukan untuk menghitung tingkat akurasi hasil HRV EKG dengan hasil HRV stetoskop elektronik. Untuk menghitung akurasi digunakan Persamaan 2.1.

Akurasi:

$$A = 1 - \left| \frac{\text{Nilai Sebenarnya} - \text{Nilai Terukur}}{\text{Nilai Sebenarnya}} \right| \times 100\% \quad (2.1)$$

dimana:

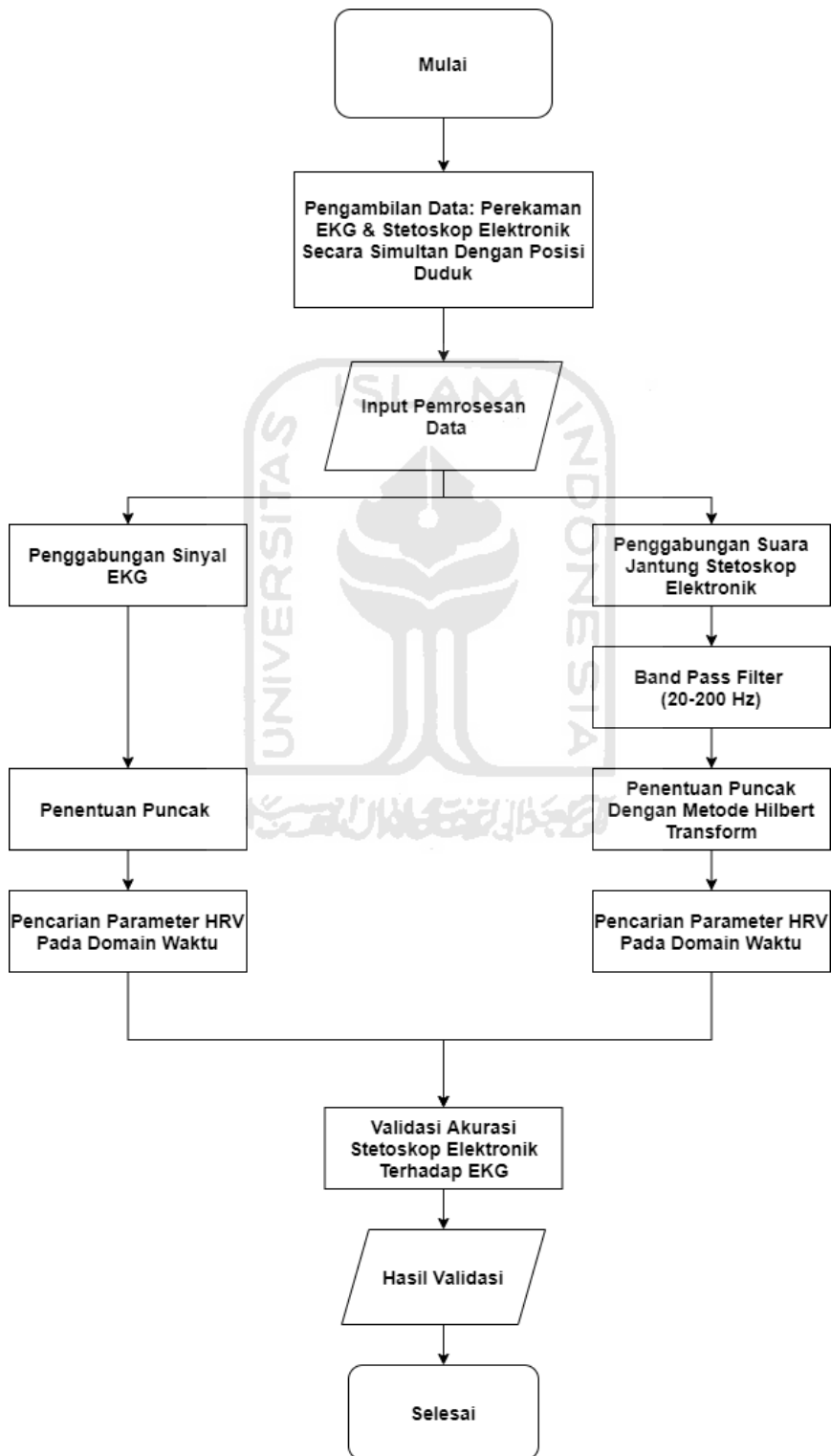
Nilai Sebenarnya = Hasil HRV EKG

Nilai Terukur = Hasil HRV Stetoskop

### BAB 3

## METODOLOGI

Tugas akhir ini dibagi menjadi dua tahap, yang pertama adalah pengambilan data dan yang kedua adalah pemrosesan data. Penjelasan dari masing-masing tahap dituliskan di Subbab 3.1 dan 3.2.



Gambar 3.1 *Flowchart* alur penelitian

### **3.1 Pengambilan Data Penelitian**

#### **3.1.1 Pengambilan Data**

Pengambilan data dalam penelitian ini dilakukan di ruang biomedis Laboratorium Komputer dan Simulasi Program Studi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia yang beralamat di Jalan Kaliurang km 14.5, Kabupaten Sleman, Daerah Istimewa Yogyakarta.

Perizinan pengambilan data melalui persetujuan dari subjek penelitian yang bersedia dan memenuhi kriteria subjek penelitian. Perizinan penggunaan laboratorium disesuaikan dengan peraturan yang berlaku dan waktu pengambilan data disesuaikan antara subjek dan peneliti.

#### **3.1.2 Kriteria Subjek**

Kriteria subjek dalam penelitian ini ialah mahasiswa Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia dengan jenis kelamin laki-laki yang berumur antara 20-25 tahun. Sehari sebelum pengambilan data subjek diberitahu untuk tidak meminum kopi dan memiliki waktu tidur yang cukup setidaknya 6 jam pada malam harinya. Pemilihan hasil rekaman subjek yang digunakan untuk penelitian berdasarkan bentuk sinyal yang dinilai tidak memiliki banyak *noise*. *Noise* yang dimaksud pada sinyal EKG adalah gangguan saat pengambilan data, berupa gangguan akibat subjek bergerak ataupun proses pengambilan nafas yang tidak teratur. Gangguan tersebut menyebabkan ketidaknormalan bentuk sinyal. Sedangkan suara jantung yang dipilih ialah suara jantung dalam kondisi normal yang memiliki kriteria suara S1 lebih tinggi daripada suara S2 [15].

Selain itu semua data yang berkaitan dengan subjek mulai dari biodata singkat, rekaman stetoskop, dan sinyal EKG disimpan dan digunakan untuk kepentingan penelitian serta penjaminan data tersebut tidak untuk disebarluaskan secara umum.

#### **3.1.3 Perangkat Pengambilan Data**

Pengambilan data dilakukan menggunakan perangkat beserta *software* bawaannya. Perangkat pertama yang digunakan ialah stetoskop elektronik Littman 3200 yang diintegrasikan melalui *bluetooth* dengan *software* *Littmann StethAssist*. Berikut merupakan tampilan dari stetoskop elektronik yang digunakan.



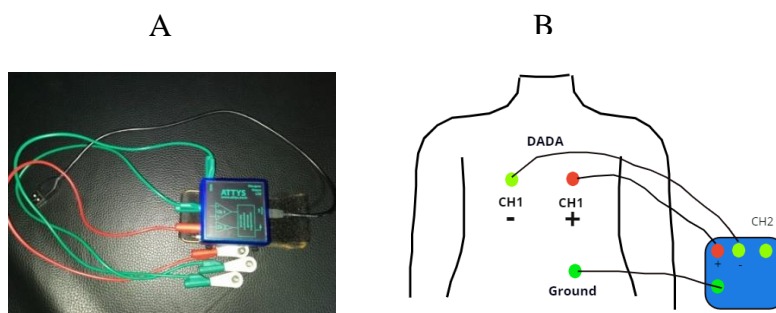
Gambar 3.2 Stetoskop elektronik Littmann 3200

Gambar 3.2 merupakan tampilan luar stetoskop elektronik yang memiliki lima tombol, diantaranya ialah tombol power yang berfungsi untuk menghidupkan dan mematikan stetoskop. Kemudian ada tombol dengan simbol “+” / “-” digunakan untuk memperbesar dan memperkecil volume suara yang didengar. Tanda “+” dan “-” juga digunakan untuk melakukan *scrolling* pemilihan menu. Simbol M sebagai *main menu* untuk memilih *option* atau pengaturan yang terdapat pada stetoskop elektronik. Selanjutnya simbol (I) berfungsi sebagai pemilihan jenis filter yang akan digunakan. Adapun beberapa jenis filter tersebut sebagai berikut:

- a. Amplifier *Bellmode* (B), dapat mendengarkan bunyi dalam rentang frekuensi 20–1.000 Hz, dengan menekankan suara frekuensi yang lebih rendah antara 20–200 Hz.
- b. Mode *Diaphragm* (D), dapat mendengarkan bunyi dalam rentang frekuensi 20-2.000 Hz, dengan menekankan suara frekuensi sebesar 100-500 Hz.
- c. Mode *Extended Range* (E), dapat mendengarkan bunyi dengan rentang frekuensi 20-2.000 Hz, dengan menekankan suara frekuensi lebih rendah antara 50-500 Hz.

Pemilihan filter yang terdapat pada stetoskop menggunakan filter *bellmode* (B) karena sesuai dengan spesifikasi sinyal suara jantung. Penampilan suara jantung dapat dilihat menggunakan *software stethAssist* yang kemudian bisa disimpan dalam bentuk *file* audio.

Perangkat yang kedua ialah EKG ATTYS seperti Gambar 3.3 yang menggunakan tiga *channel* yang dipasangkan ke tubuh subjek. Penempatan tata letak EKG pada tubuh subjek berdasarkan penempatan yang mewakili EKG 12 *lead* yang dapat terlihat pada Gambar 2.2 berdasarkan teknik segitiga Einthoven yaitu pada titik v1, v2, dan LL yang diletakkan di perut sebelah kiri.



Gambar 3.3 EKG ATTYS (A) dan posisi pemasangan (B)

Saluran negatif yang berwarna hijau diletakkan dibagian dada kanan pada subjek sedangkan saluran merah yang bermuatan positif diletakkan di dada bagian kiri subjek. Untuk saluran *ground* diletakkan di bagian perut di sisi kiri, dan saluran berwarna hitam berfungsi sebagai pencatu daya baterai pada EKG. Penghubung antara EKG dengan tubuh subjek menggunakan elektroda.

*Software* EKG ATTYS sebagai pembaca sinyal yang sebelumnya dihubungkan melalui *bluetooth* dengan EKG ATTYS. Untuk perekaman, saluran EKG terlebih dahulu dipasangkan di tubuh subjek, setelah itu apabila sinyal sudah stabil, maka pada menu di *software* membuat *file name* kemudian mulai dilakukan perekaman. Terdapat enam macam tampilan sinyal EKG pada *software* EKG ATTYS android.



Gambar 3.4 Tampilan sinyal EKG pada *software* EKG ATTYS android

Gambar 3.4 menampilkan sinyal yang terlihat pada *software* EKG ATTYS android. Terdapat enam bentuk sinyal yang berturut-turut yaitu *lead I*, *lead II*, *lead III*, sadapan aVR, sadapan aVL, dan sadapan aVF.

### 3.1.4 Urutan Pengambilan Data

Pengambilan data sampel suara jantung menggunakan stetoskop elektronik Littman 3200 serta perekaman sinyal jantung menggunakan EKG ATTYS adalah sebagai berikut:

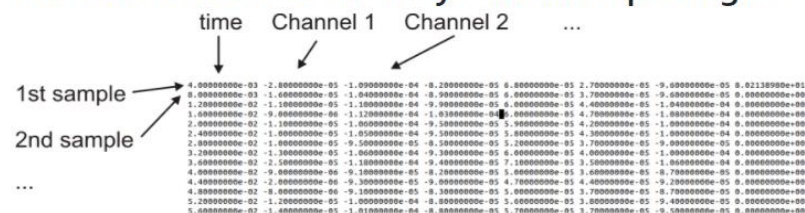
1. Subjek beristirahat selama 15 menit setelah sampai di ruang biomedis Laboratorium Komputer dan Simulasi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.
2. Subjek mengisi formulir biodata dan dilakukan penjelasan mengenai prosedur penelitian kepada subjek.
3. Posisi subjek yaitu duduk bersandar, kaki menapak di lantai, serta kondisi subjek diusahakan tenang saat pengambilan berlangsung.
4. Lokasi pengambilan stetoskop pada tubuh subjek terletak di dada kiri, sedangkan pada EKG terletak di tiga tempat yaitu bagian negatif di dada kanan, bagian positif di dada kiri, dan *ground* di perut kiri.

5. Usapkan alkohol 70% ke tiga lokasi pada tubuh subjek. Tujuan dari pemberian alkohol untuk sterilisasi dari keringat yang dapat melepaskan elektroda.
6. Tempelkan stetoskop dan juga EKG ATTYS kepada tubuh subjek serta pastikan perangkat pengambilan data sudah terintegrasi dengan *software* melalui *bluetooth*.
7. Tekan simbol M pada stetoskop dan tekan “Record” pada *software* EKG ATTYS untuk memulai perekaman. Proses mulai pada stetoskop dilakukan 2 detik lebih awal dari EKG hal ini karena terdapat *delay* saat perekaman pada stetoskop.
8. Pengambilan data dilakukan secara simultan antara stetoskop dengan EKG selama 1 menit. Kemudian pengambilan data diulang hingga terakumulasi selama 5 menit. Waktu jeda pada setiap pengambilan minimal selama 2 menit.
9. Perhatikan kondisi ketenangan subjek agar mendapatkan hasil yang maksimal selama proses pengambilan data.
10. Apabila perekaman sudah 1 menit tekan “end” pada *software* EKG ATTYS untuk berhenti merekam. Sedangkan pada stetoskop akan berhenti secara otomatis.
11. Lepaskan elektroda pada tubuh subjek dan rapikan kembali peralatan setelah pengambilan data.

### 3.2 Pemrosesan Data

Perekaman sinyal EKG yang telah dilakukan terhadap subjek akan tersimpan dalam data digital dengan format .tsv. Format tersebut berisikan data perekaman dalam bentuk kolom dan baris. Apabila disesuaikan dengan metode pengambilan EKG seperti yang disebutkan diatas, maka 8 kolom dalam format .tsv memiliki pengertian berikut:

The data format of the Attys software packages



Gambar 3.5 Format data hasil perekaman EKG [16]

Tabel 3.1 Penjelasan format hasil perekaman EKG ATTYS

Kolom	Pengertian	Satuan
1	Panjang data perekaman	Banyak data (cuplik)
2	Saluran Einthoven I	Volt
3	Saluran Einthoven II	Volt
4	Saluran Einthoven III	Volt

5	<i>Augmented lead aVR</i>	Volt
6	<i>Augmented lead aVL</i>	Volt
7	<i>Augmented lead aVF</i>	Volt
8	<i>Heart rate</i>	<i>Beat Per Minutes (BPM)</i>

Pemrosesan sinyal EKG dilakukan dengan menganalisis gelombang R yaitu pada tampilan sinyal *lead I* pada Gambar 3.4 atau kolom ke-2 pada Tabel 3.1 karena puncak gelombang R lebih terlihat jelas dan baik. Pemrosesan suara jantung dapat langsung dilakukan, karena format penyimpanan dari stetoskop elektronik Littmaan 3200 berupa .wav (dot wav) yang memungkinkan dapat langsung diproses di Matlab.

Pemrosesan sinyal menggunakan fitur yang ada di Matlab sehingga mampu menghasilkan keluaran sinyal yang mampu diamati secara matematis. Terdapat dua pemrosesan yaitu pemrosesan pada sinyal EKG dan pemrosesan suara jantung. Dalam proses pengolahan, hal pertama yang dilakukan adalah penggabungan sinyal kemudian diperlukan *Band Pass Filter* (BPF) untuk mendapatkan informasi dengan jelas, pencarian puncak pada sinyal, dan penghitungan HRV pada domain waktu.

### 3.2.1 Penggabungan Sinyal

Perekaman secara simultan antara stetoskop elektronik dengan EKG hanya mampu dilakukan selama 1 menit, hal ini dikarenakan kekurangan dari stetoskop elektronik yang hanya mampu merekam secara maksimal selama 1 menit. Oleh karena itu, dilakukannya penggabungan sinyal bertujuan agar sinyal yang diolah mencukupi 5 menit untuk melakukan penghitungan HRV. Penggabungan sinyal berdasarkan kondisi asli dari masing-masing sinyal, dalam artian tidak dilakukan modifikasi pencocokkan antara akhiran sinyal dengan awalan sinyal perekaman setelahnya.

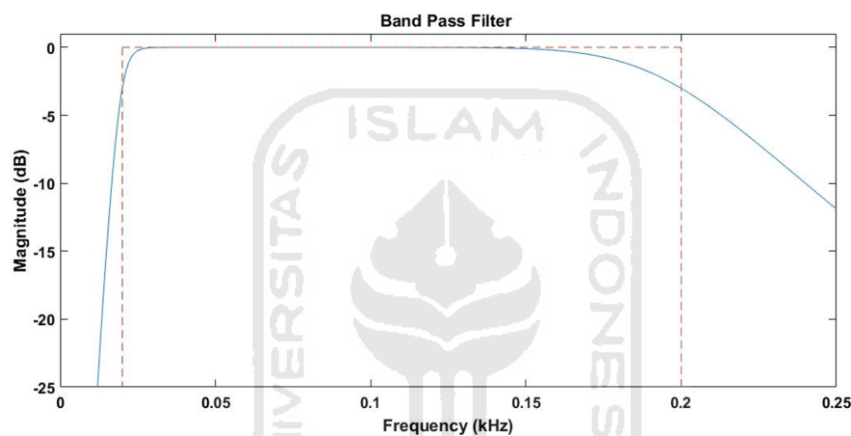
### 3.2.2 Perancangan *Band Pass Filter* (BPF)

Filter digital yang digunakan dalam penelitian ini ialah *band pass filter* (BPF). BPF berfungsi untuk meloloskan sinyal yang berada diantara ambang batas bawah dan ambang batas atas. Frekuensi jantung yang normal berada di rentang 20-200 Hz, sehingga ambang bawah ( $f_l$ ) bernilai 20 Hz, sedangkan ambang atas ( $f_h$ ) bernilai 200 Hz. Filter BPF yang diambil adalah filter BPF Butterworth hal ini karena dilihat dari hasil keluaran spektrumnya lebih baik dari *Chebyshev-I* dan *Elliptic* [17]. Beberapa penelitian menggunakan filter Butterworth untuk memfilter suara jantung, seperti penelitian Hamza dkk yang menyebutkan bahwa filter



Butterworth dan Bessel lebih baik daripada menggunakan filter elips yang pada saat diterapkan menghilangkan informasi yang terkandung dalam suara jantung [18]. Penelitian lain dilakukan oleh Prihatin dkk mendapatkan hasil bahwa penggunaan filter Butterworth dengan orde 4 untuk memfilter suara jantung memiliki respon frekuensi *cut-off* lebih tajam daripada filter Bessel dan hal yang demikian tidak dijumpai pada filter *Chebyshev* [19]. Selain itu Butterworth memiliki karakteristik respon hampir rata untuk frekuensi yang mendekati nol, tingkat kerataan berbanding lurus dengan penggunaan orde filter, dan semakin tinggi orde filter akan memiliki hasil yang mendekati ideal [20].

Adapun frekuensi *sampling* ( $f_{sa}$ ) yang digunakan untuk pengolahan sinyal EKG sebesar 250 Hz melihat dari *data sheet* perangkat ATTYS. Sedangkan untuk sinyal hasil stetoskop frekuensi *sampling* ( $f_s$ ) sebesar 4000 Hz.

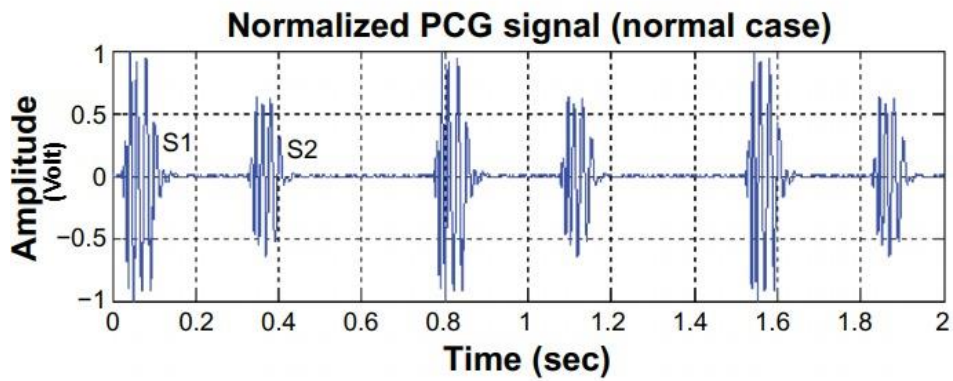


Gambar 3.6 Perancangan BPF suara jantung

Gambar 3.6 merupakan BPF yang akan digunakan untuk suara jantung. Garis berwarna biru diestimasi sebagai suara jantung yang memiliki frekuensi kurang dari 20 Hz dan lebih dari 200 Hz. Sedangkan garis berwarna merah merupakan fungsi BPF sehingga suara jantung yang diolah memiliki rentang frekuensi 20-200 Hz.

### 3.2.3 Penentuan Puncak Sinyal

Penentuan puncak sinyal menjadi hal yang penting dilakukan sebab penghitungan HRV tidak lepas dari penghitungan antar puncak. Pada EKG pencarian puncak sinyal yakni puncak R, sedangkan estimasi puncak suara jantung yang digunakan ialah suara S1. Suara S1 digunakan sebagai pengganti gelombang R dikarenakan suara S1 memiliki kemiripan waktu muncul yang serupa dengan waktu muncul gelombang R pada sinyal EKG.



Gambar 3.7 Suara jantung S1 dan S2 [15].

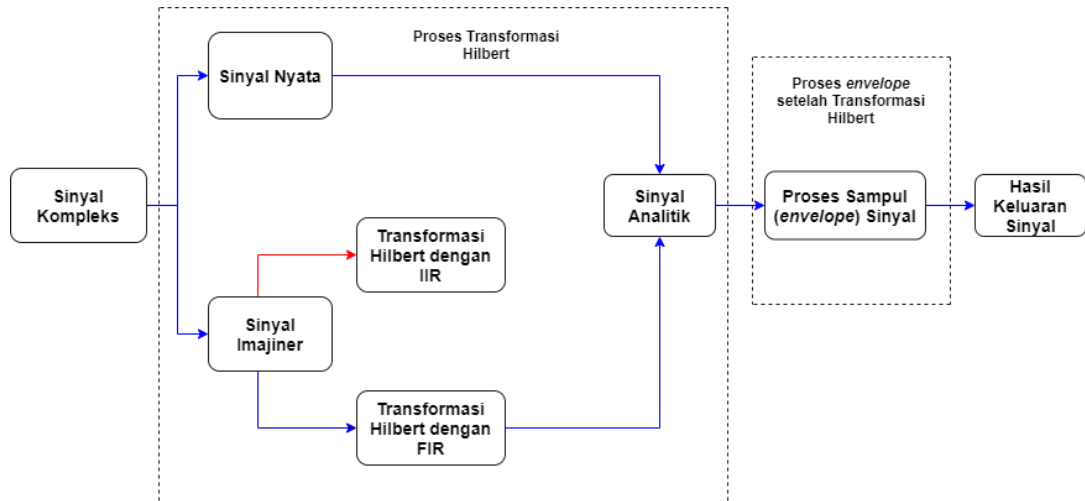
Penentuan puncak sinyal perlu dilakukan secara tepat agar pola puncak pada sinyal EKG dan suara jantung terlihat dengan baik yang kemudian dapat dihitung secara matematis. Proses penentuan puncak terbagi menjadi proses penentuan puncak untuk sinyal EKG dan proses penentuan puncak untuk suara jantung.

A. Penentuan puncak sinyal EKG.

Penentuan puncak sinyal EKG menggunakan fungsi yang terdapat di Matlab yaitu fungsi *findpeak*. Fungsi *findpeak* mengembalikan vektor dengan nilai puncak dari vektor sinyal input data sehingga secara otomatis hanya akan mendeteksi puncak tertinggi yang dibatasi oleh tinggi minimum puncak dan jarak minimum antar puncak. Tinggi minimum puncak dilakukan agar memberikan batasan, sehingga sistem tidak mendeteksi puncak sinyal dibawah batasan tersebut. Sedangkan jarak minimum puncak bertujuan agar dalam jarak tertentu sistem mendeteksi puncak, sehingga walaupun terdapat bagian sinyal yang tingginya terindikasi puncak, maka sistem tidak membacanya sebagai puncak apabila kurang dari jarak minimum. Penentuan tinggi dan jarak minimum dilakukan secara manual karena setiap subjek memiliki hasil perekaman yang berbeda.

B. Penentuan puncak suara jantung

Penentuan puncak suara jantung terlebih dahulu dilakukan transformasi untuk mendapatkan nilai sampul (*envelope*) sinyal. Nilai sampul (*envelope*) dapat diperoleh menggunakan transformasi Hilbert ataupun transformasi Shannon. Penelitian yang dilakukan oleh Atbi dkk membandingkan penggunaan transformasi Hilbert dan Shannon untuk mendapatkan nilai sampul sinyal, hasil yang didapatkan bahwa transformasi Hilbert memberikan kinerja baik (hasil keluaran lebih halus) yang tidak hanya mampu membedakan suara S1 dan suara S2, tetapi juga dapat membedakan bunyi klik atau gumaman jantung [21]. Oleh karena itu, pada penelitian ini menggunakan transformasi Hilbert untuk mendapatkan nilai sampul dari suara jantung.



Gambar 3.8 Proses Transformasi Hilbert dan *envelope*

Sebuah sinyal kompleks terdiri dari sinyal nyata dan sinyal imajiner, sedangkan transformasi Hilbert bekerja pada sinyal imajiner. Transformasi Hilbert dapat dilakukan menggunakan *Infinite Impulse Response* (IIR) maupun dengan *Finite Impulse Response* (FIR) perbedaannya IIR melakukan pendekatan terhadap fasa sedangkan FIR melakukan pendekatan besaran (*magnitude*). Kelebihan dari menggunakan FIR bahwa respon fasa selalu dipertahankan dalam nilai yang diinginkan selama rentang frekuensi yang lengkap sehingga memiliki respon frekuensi yang tepat dan stabilitasnya terjamin [22].

Proses transformasi Hilbert dilakukan dalam kawasan frekuensi dengan menggeser fasa sebesar  $\pi/2$  radian. Transformasi Hilbert merupakan keluaran sistem *invariant* dari  $1/t$  respon impuls yang hanya mengubah fasa isyarat tidak merubah energi dan daya. Adapun persamaan matematis dari transformasi Hilbert adalah sebagai berikut.

$$x_H(t) = \frac{1}{\pi t} * x(t) \quad (3.1)$$

Dengan

$x_H$  = Sinyal hasil transformasi Hilbert

$x$  = Sinyal suara asli

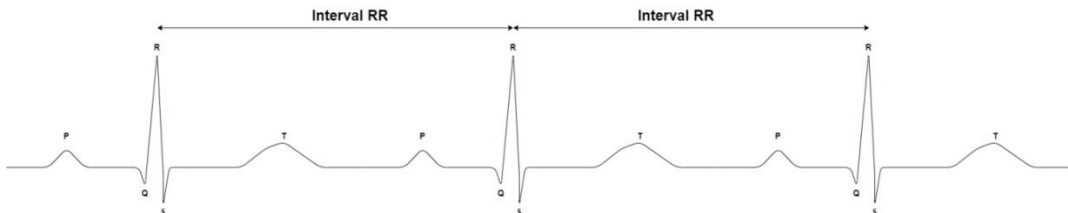
$t$  = Waktu

Kemudian sinyal nyata dan sinyal imajiner hasil dari transformasi Hilbert disatukan membentuk sebuah sinyal analitik. Tujuan terbentuknya sinyal analitik itu sendiri untuk menghilangkan bagian negatif dari komponen spektral nyata dan imajiner.

Setelah transformasi Hilbert dilakukan, selanjutnya penentuan puncak dengan sampel (*envelope*) sinyal yang memiliki keunggulan untuk menentukan suara jantung secara tepat sesuai

dengan pelokalannya dalam domain waktu dan tetap mempertahankan tautan langsung dengan domain waktu. Pemakaian sampul (*envelope*) sinyal berguna untuk mengembalikan bentuk sinyal yang ditentukan oleh besar sinyal analitiknya setelah menggunakan transformasi Hilbert, sehingga mampu menghilangkan osilasi cepat yang ada pada suara jantung.

### 3.2.4 Heart Rate Variability (HRV)



Gambar 3.9 Interval RR sinyal EKG

Penghitungan HRV pada sinyal EKG dilakukan berdasarkan interval RR seperti pada Gambar 3.9. Berikut parameter penghitungan HRV yang digunakan dalam penelitian EKG.

- Parameter penghitungan HRV secara langsung yakni dengan mendeteksi jumlah puncak pada sinyal.
- Pencarian nilai maksimum jarak antar R yaitu dengan mencari interval R yang paling panjang dalam jangka waktu 5 menit dengan satuan *milisecond* (ms)
- Pencarian nilai minimum jarak antar R yaitu dengan mencari interval R yang paling pendek dalam jangka waktu 5 menit dengan satuan *milisecond* (ms)
- Jangkauan memiliki penghitungan sebagai berikut dengan satuan *milisecond* (ms)

$$\text{Jangkauan} = \max \text{ interval RR} - \min \text{ interval RR} \quad (3.2)$$

- Rata-rata interval NN atau interval RR melalui persamaan berikut ini dengan satuan *milisecond* (ms).

$$\bar{y} = \frac{1}{N} \times \sum_{t=1}^N y(t) \quad (3.3)$$

dimana:

$y(t)$  = Waktu interval NN pada waktu ke – t

N = Jumlah sampel

- Standar deviasi

$$s = \sqrt{\frac{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n(n-1)}} \quad (3.4)$$

dimana:

s = Standar deviasi

$x_i$  = Nilai  $x$  ke -  $i$

$n$  = Ukuran sampel

g. NN50

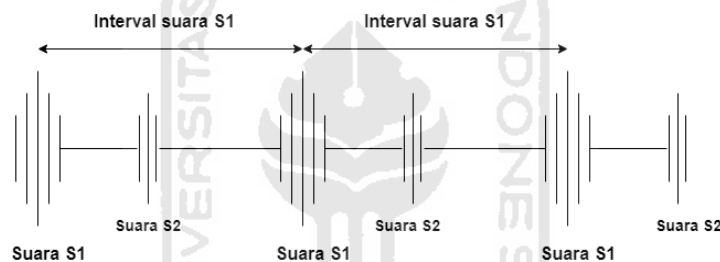
$$NN50 = \text{Jumlah interval NN berurutan} > 50 \text{ ms} \quad (3.5)$$

h. PNN50 (%)

$$PNN50 = \frac{\text{Jumlah NN50}}{\text{Jumlah NN}} \times 100\% \quad (3.6)$$

### 3.2.5 Estimasi HRV dengan Suara S1

Penghitungan parameter HRV dengan suara jantung diestimasi menggunakan suara S1, sehingga interval suara S1 sebagai pengganti dari interval RR. Adapun parameter HRV sama dengan parameter yang digunakan untuk menentukan HRV dengan EKG. Begitu juga persamaan yang digunakan mengacu pada persamaan (3.2) hingga (3.6).



Gambar 3.10 Ilustrasi interval suara S1

### 3.2.6 Validasi

Validasi untuk penelitian ini adalah menghitung nilai akurasi persentase nilai akurasi hasil HRV rata-rata puncak pada sinyal stetoskop elektronik terhadap hasil HRV rata-rata gelombang R pada EKG. Berikut rumus untuk mencari akurasi

$$A = 1 - \left| \frac{\text{Nilai Sebenarnya} - \text{Nilai Terukur}}{\text{Nilai Sebenarnya}} \right| \times 100\% \quad (3.5)$$

dimana:

Nilai Sebenarnya = Hasil HRV EKG

Nilai Terukur = Hasil HRV Stetoskop

## BAB 4

### HASIL DAN PEMBAHASAN

#### 4.1 Data Penelitian

Jumlah subjek dalam pengambilan suara jantung secara simultan dengan stetoskop dan EKG berjumlah 10 orang pada tanggal 6 Agustus hingga 17 September 2020. Namun hanya 5 subjek yang digunakan dalam penelitian. Pemilihan 5 subjek ini berdasarkan bentuk sinyal yang baik ataupun terdapat sedikit *noise* yang tidak mempengaruhi proses pengolahan sinyal secara signifikan. Adapun umur subjek antara 22-23 tahun dengan berat badan rata-rata 64.1 kg. Kelima subjek yang terpilih akan diberi nama Subjek 1, Subjek 2, Subjek 3, Subjek 4, dan Subjek 5.

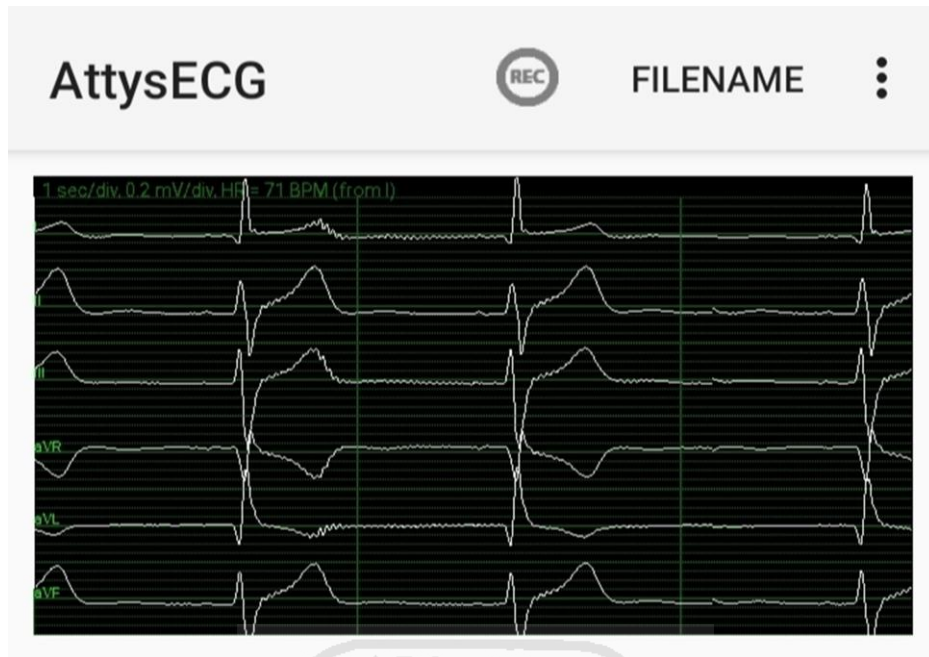


Gambar 4.1 Proses pengambilan data pada Subjek 3.

Gambar 4.1 merupakan gambar pengambilan data pada subjek 3, dilakukan dalam posisi duduk bertujuan agar suara jantung lebih terdengar dibandingkan dengan posisi tidur. Terlihat bagaimana pengambilan data dilakukan secara simultan antara stetoskop dan EKG.

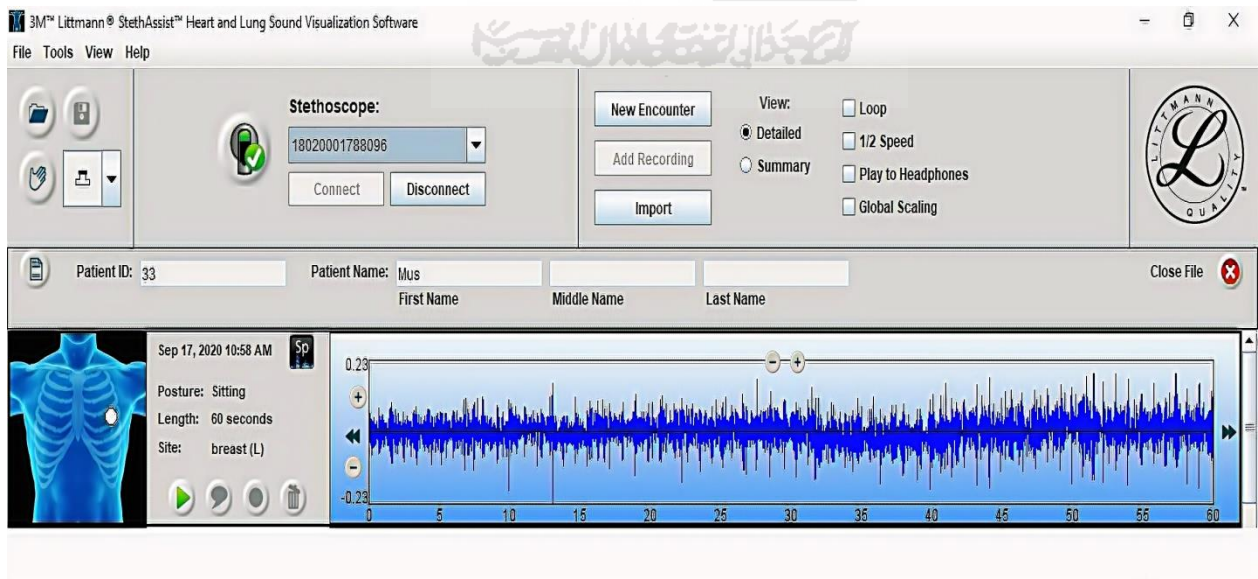
Tabel 4.1 Informasi subjek

Subjek	Umur	Berat Badan	Tanggal Pengambilan
Subjek 1	23 Tahun	62 Kg	14 September 2020
Subjek 2	22 Tahun	57 Kg	14 September 2020
Subjek 3	22 Tahun	70 Kg	16 September 2020
Subjek 4	22 Tahun	63.5 Kg	17 September 2020
Subjek 5	23 Tahun	68 Kg	17 September 2020



Gambar 4.2 Tampilan perekaman sinyal EKG pada *software* EKG ATTYS.

Gambar 4.2 menunjukkan proses perekaman sinyal EKG yang dilihat menggunakan *software* EKG ATTYS. Sebagaimana yang telah dijelaskan, perekaman EKG pada tampilan diatas memiliki 6 hasil sinyal yang memiliki karakteristik berbeda yang terbaca di kolom 2-7. Sedangkan kolom 1 berupa informasi waktu dan kolom 8 berupa informasi *heart beat*. Pemilihan bentuk EKG yakni pada bentuk pertama pada gambar (*lead I*) atau kolom 2 pada format .tsv yang memiliki karakteristik puncak R yang lebih dominan.



Gambar 4.3 Tampilan perekaman stetoskop pada *software* stethAssist.

Gambar 4.3 merupakan tampilan perekaman stetoskop pada *software stethAssist*. Gambar tersebut menampilkan informasi mengenai letak pengambilan, waktu pengambilan data, dan hasil suara perekaman.

#### 4.2 Penggabungan Sinyal

Alasan dilakukan penggabungan ialah untuk mencapai rekaman selama 5 menit (Subbab 3.3.1). Perekaman pertama suara jantung digabungkan dengan perekaman kedua dan seterusnya hingga 5 menit, begitu juga penggabungan hasil EKG antara perekaman pertama hingga perekaman terakhir pada subjek yang sama. Proses penggabungan sinyal suara stetoskop dilakukan menggunakan *software audacity* yang merupakan *software* untuk keperluan desain audio. Sedangkan untuk penggabungan sinyal EKG cukup menggunakan *Microsoft Excel* karena hasil perekaman sinyal EKG memiliki format .tsv (dot tsv) yang berupa kumpulan informasi dalam bentuk angka. Cara penggabungan dengan proses *cut-paste*, namun pastikan sinyal EKG yang digabungkan 1 menit dengan banyak data 15.000 (konsekuensi dari frekuensi *sampling* 250). Hal tersebut dilakukan karena hasil data EKG yang lebih dari 1 menit di setiap perekaman.

#### 4.3 BPF Pada Suara Jantung

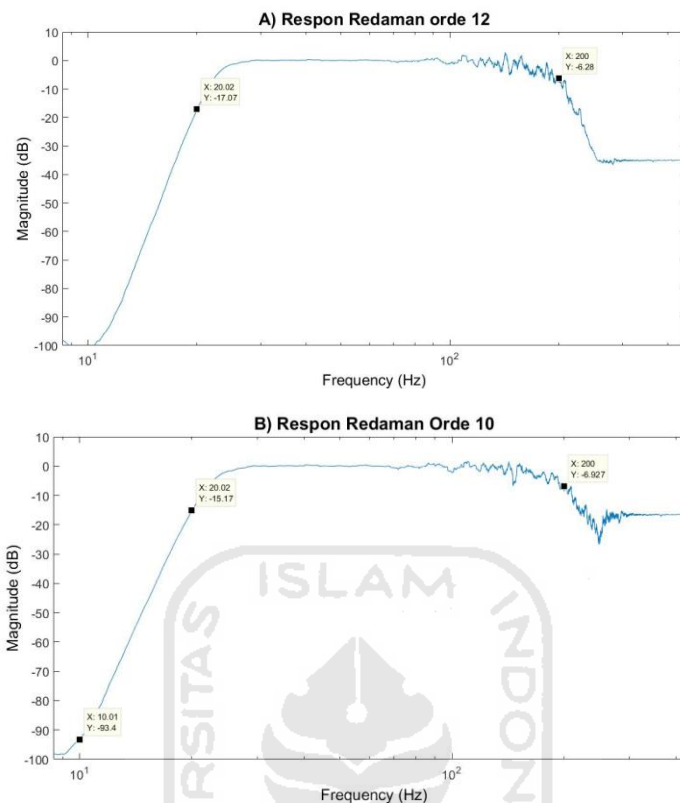
BPF pada suara jantung perlu dilakukan agar sinyal yang hendak dianalisis memiliki pola informasi yang baik, sedangkan pada sinyal EKG tidak diperlukan karena hasil sinyal EKG sudah memiliki bentuk yang baik. BPF yang digunakan untuk suara jantung ialah BPF Butterworth orde 10. Pemilihan orde dilakukan melalui cara *trial and error* dengan terlebih dahulu dimulai dari orde 2, 4 hingga terpilih pada orde 10. Adapun hasil redaman noise dapat dilihat pada tabel dibawah.

Tabel 4.2 Hubungan redaman dengan orde

orde	Redaman pada frekuensi ke-	
	20 Hz	200 Hz
2	8,23 dB	6,4 dB
4	9,62 dB	6,8 dB
6	11,54 dB	6,9 dB
8	13,4 dB	6,91 dB
10	15,17 dB	6,92 dB
12	17,07 dB	6,28 dB

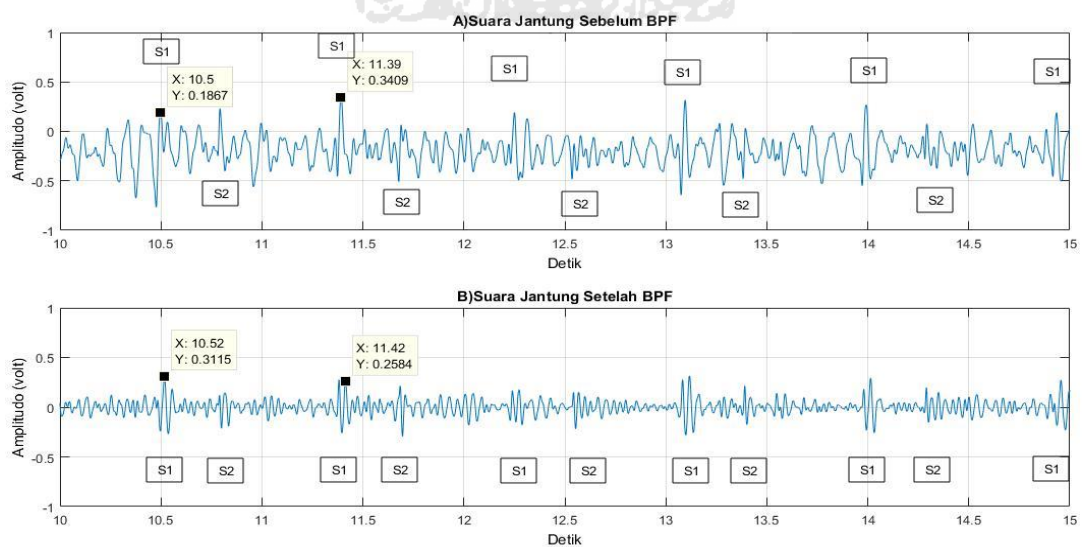


Tabel 4.2 memberikan informasi penggunaan tingkatan orde terhadap pelemahan *noise* suara jantung. Orde yang mengalami redaman *noise* yang baik adalah orde 10 dan 12 namun bila dibandingkan orde 10 lebih tepat digunakan



Gambar 4.4 Filter orde 12 (A) dan orde 10 (B)

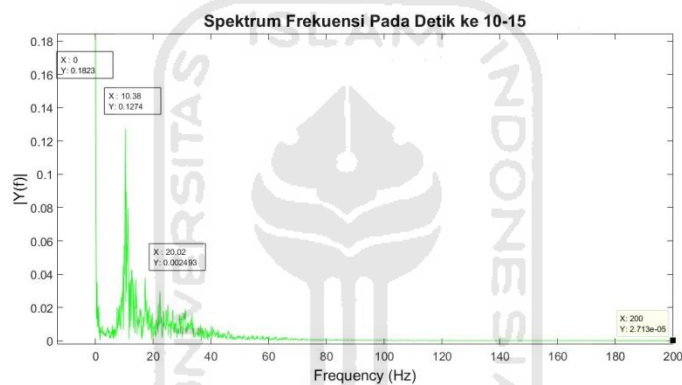
Gambar 4.4 memperlihatkan filter orde 12 dan orde 10, pada gambar tersebut terlihat pada orde 10 di rentang frekuensi 20 – 20 Hz memiliki respon sinyal yang lebih halus.



Gambar 4.5 Suara jantung sebelum BPF (A) dan sesudah BPF (B) Subjek 2.

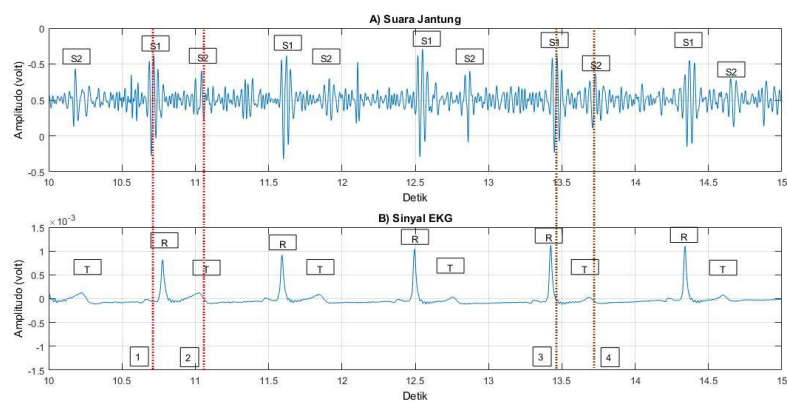
Gambar 4.5 merupakan perbandingan suara jantung Subjek 2, dimana Gambar 4.4A suara jantung sebelum BPF dan Gambar 4.5B suara jantung setelah BPF yang dicuplik pada detik ke 10 hingga detik ke 15. Pada Gambar 4.4A sulit mengidentifikasi suara S1 dan S2 di detik ke 10 hingga detik ke 11 karena memiliki bentuk yang hampir mirip. Namun setelah dilakukan BPF seperti pada Gambar 4.4B suara S1 dan S2 terlihat jelas yakni suara S1 pada detik ke 10.52 dan suara S2 pada detik ke 10.81. Dengan menggunakan BPF Butterworth orde 10 mampu mengidentifikasi dengan baik suara S1 dan suara S2.

Gambar 4.5B mengalami perubahan frekuensi menjadi lebih tinggi dibandingkan dengan Gambar 4.4A hal ini dikarenakan sebelum proses BPF sinyal frekuensi dominan lebih rendah dari 20 Hz yaitu pada frekuensi 0 dan 10 Hz, sedangkan setelah dilakukan BPF suara jantung yang memiliki frekuensi dibawah rentang 20 Hz akan dihilangkan, sehingga sinyal akan terlihat lebih rapat yang menandakan frekuensi lebih tinggi. Adapun spektrum frekuensi suara jantung pada detik ke 10-15 bisa dilihat pada gambar dibawah.



Gambar 4.6 Spektrum frekuensi sinyal detik ke 10-15 sebelum BPF.

Hasil BPF suara jantung akan diamati dengan sinyal EKG terlebih dahulu secara simultan, hal ini untuk membuktikan apakah hasil rekaman sesuai berdasarkan tinjauan teori.

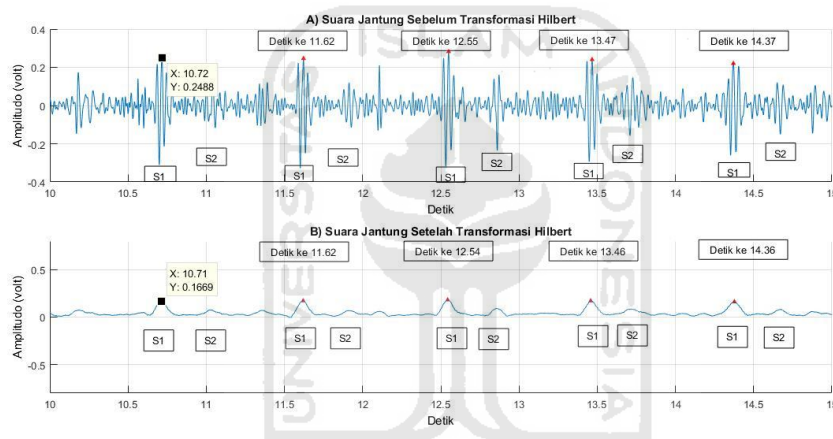


Gambar 4.7 Suara jantung (A) dan sinyal EKG (B) Subjek 5.

Gambar 4.7 menampilkan pemrosesan Subjek 5 berupa suara jantung yang telah dilakukan BPF dengan sinyal EKG secara simultan pada detik ke 10 hingga detik ke 15. Terlihat adanya kesesuaian suara S1 dengan gelombang R, dan suara S2 dengan gelombang T. Garis putus 1 yang berwarna merah, menampilkan kemunculan suara S1 lebih cepat dari gelombang R namun masih dalam ranah kompleks gelombang QRS. Pada garis putus nomor 3 suara S1 muncul sesaat setelah gelombang R. Terjadinya hal tersebut dikarenakan suara jantung merupakan sinyal non-stasioner.

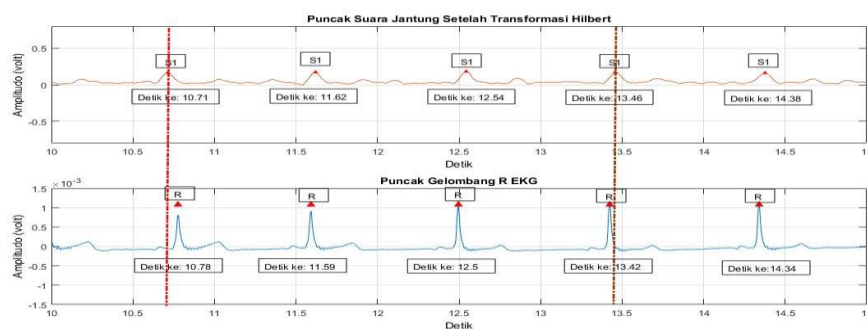
#### 4.4 Penentuan Puncak Sinyal

Penentuan puncak sinyal akan lebih mudah dilakukan setelah melakukan filter BPF. Tujuan dari menentukan puncak ialah untuk melakukan penghitungan seberapa banyak jumlah detik, dan menghitung parameter HRV.



Gambar 4.8 Perbandingan pendeteksian puncak pada sinyal sebelum (A) dan sesudah (B) transformasi Hilbert dan proses *smoothing*.

Gambar 4.8A merupakan perbandingan pendeteksian puncak sebelum dan sesudah penggunaan transformasi Hilbert. Perbedaan tersebut terletak pada penentuan posisi puncak sinyal yang lebih tepat dan tampilan bentuk sinyal. Gambar 4.6B merupakan proses transformasi Hilbert dan melewati proses *smoothing* yang kemudian ditampilkan hanya bagian atas sinyal.

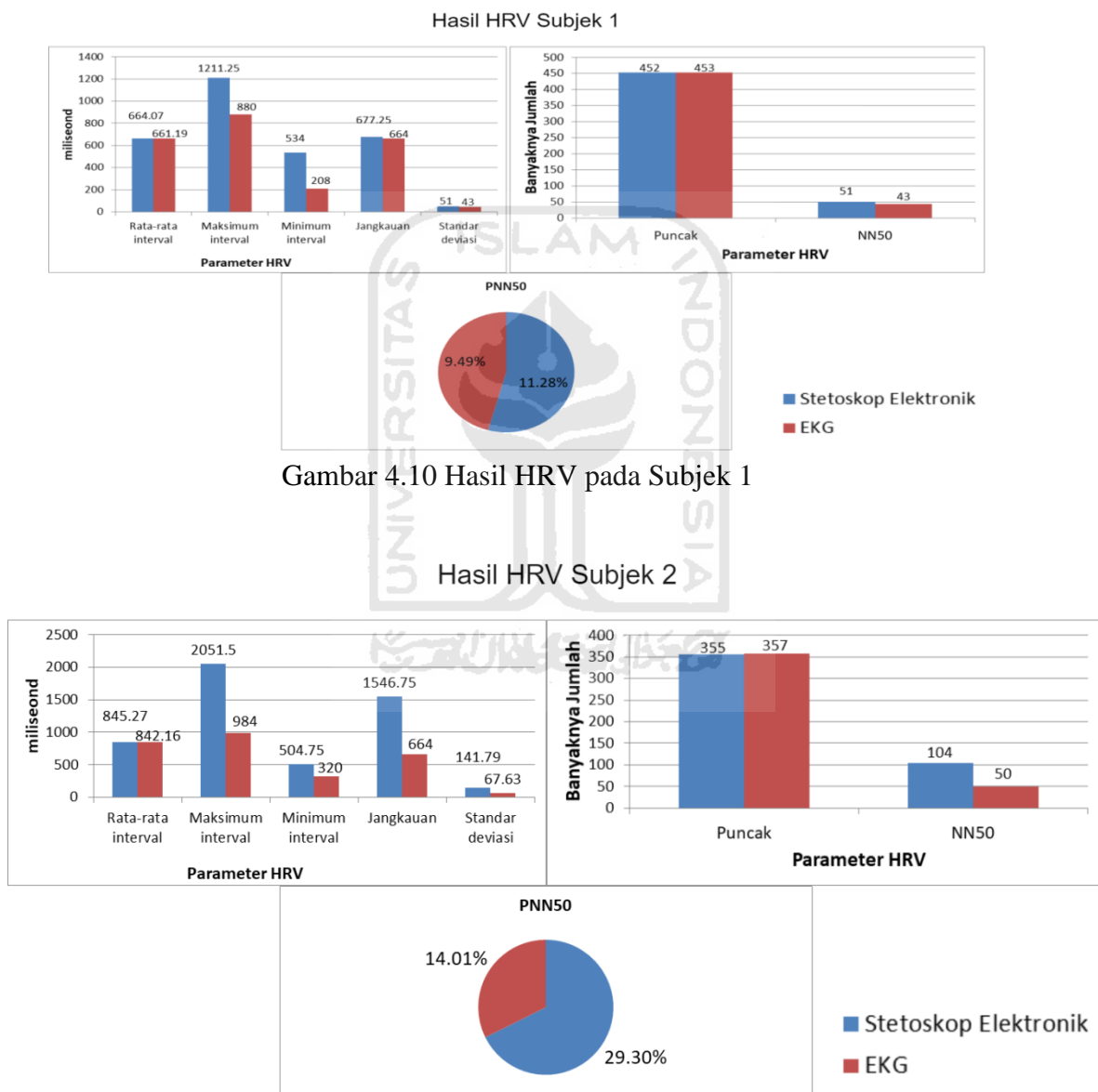


Gambar 4.9 Pendeteksian puncak suara jantung (A) dan sinyal EKG (B) secara simultan.

Suara jantung yang telah dilakukan transformasi Hilbert akan dibandingkan dengan sinyal EKG secara simultan. Untuk penentuan puncak pada sinyal EKG tidak diperlukan proses transformasi Hilbert karena puncak pada sinyal EKG sudah mampu terbaca dengan baik.

#### 4.5 Heart Rate Variability (HRV)

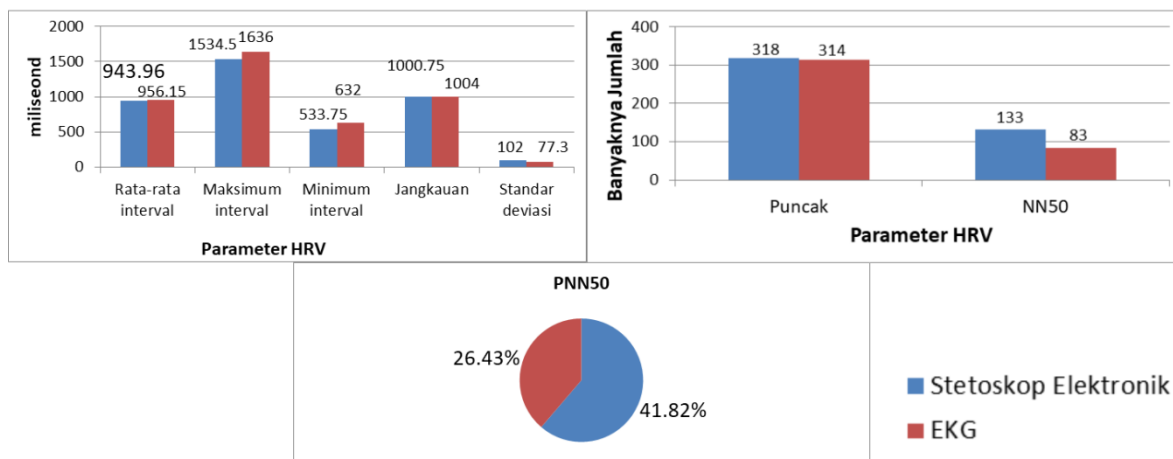
Parameter HRV dihitung secara otomatis menggunakan Matlab yang kemudian akan terlihat perbedaan antara stetoskop elektronik dan EKG.



Gambar 4.10 Hasil HRV pada Subjek 1

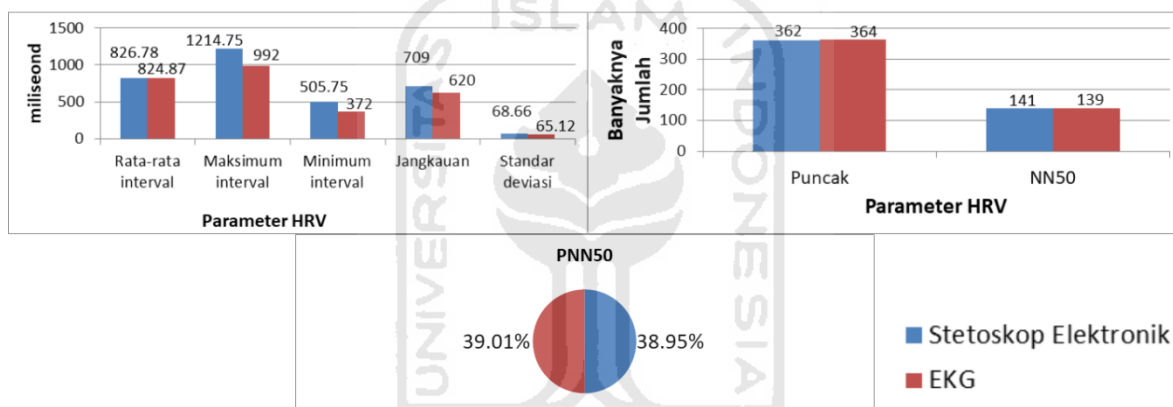
Gambar 4.11 Hasil HRV pada Subjek 2

### Hasil HRV Subjek 3



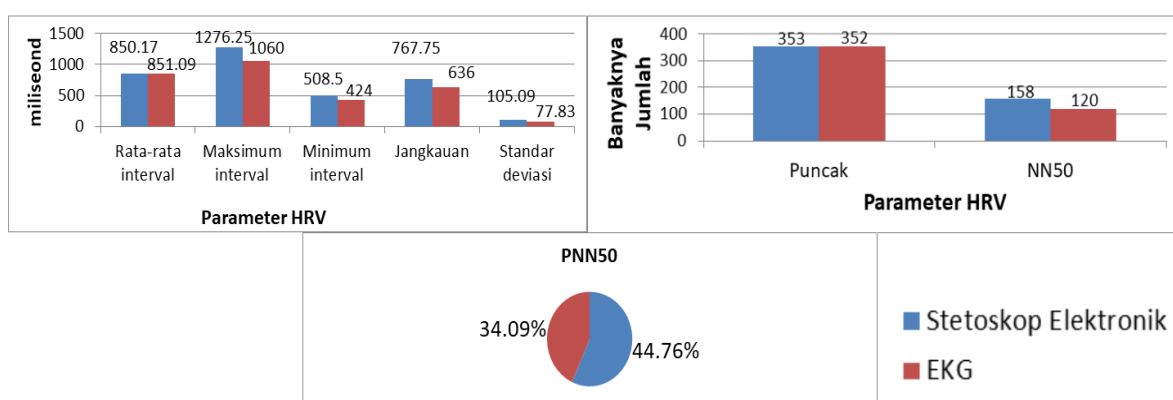
Gambar 4.12 Hasil HRV pada Subjek 3

### Hasil HRV Subjek 4



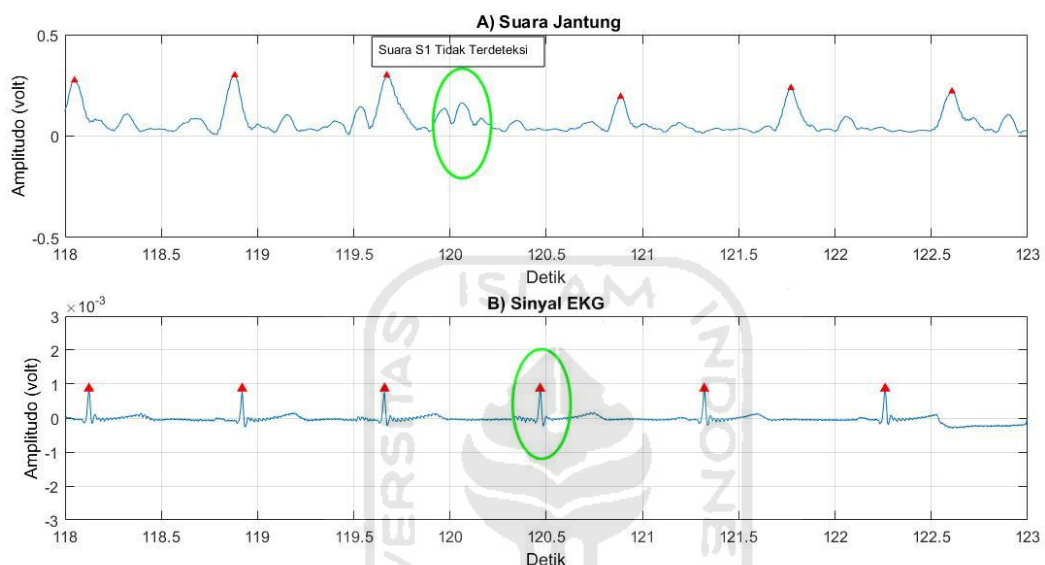
Gambar 4.13 Hasil HRV pada Subjek 4

### Hasil HRV Subjek 5



Gambar 4.14 Hasil HRV pada Subjek 5

Gambar 4.10 – 4.14 merupakan hasil penghitungan dari parameter HRV pada domain waktu. Parameter yang digunakan berjumlah 8 buah mulai dari jumlah puncak hingga PNN50. Parameter pertama yaitu jumlah puncak sinyal yang berdampak pada parameter setelahnya. Subjek 1 dan Subjek 5 memiliki kemiripan jumlah puncak sinyal antara stetoskop dan EKG yakni hanya memiliki selisih 1 puncak, sedangkan selisih terbanyak yaitu 4 puncak pada Subjek 2 dan Subjek 4. Ketidakseimbangan jumlah puncak antara stetoskop elektronik dengan EKG pada beberapa subjek diakibatkan proses penggabungan sinyal yang sesuai bentuk aslinya atau terdapat *noise* yang terdeteksi sebagai puncak.

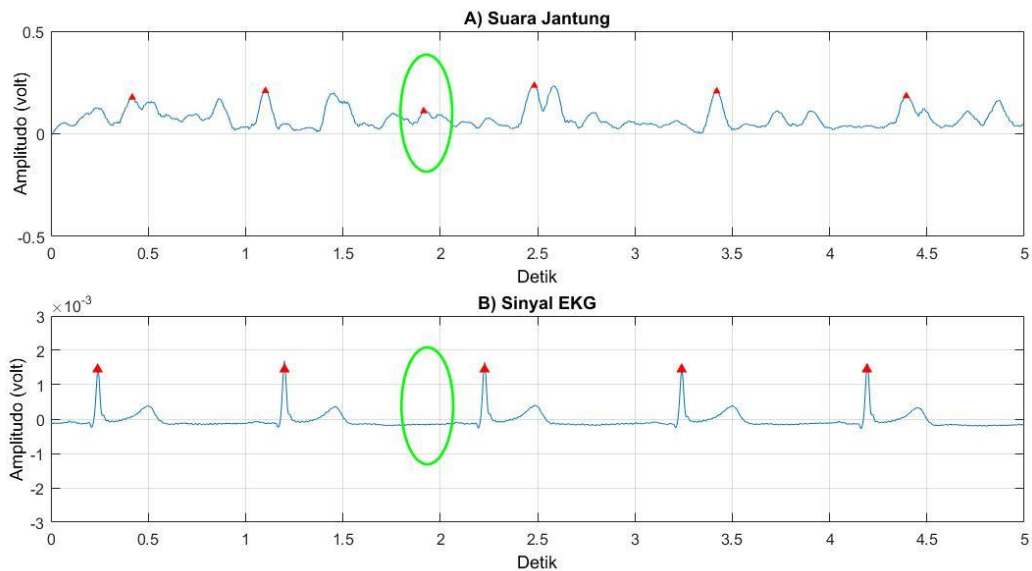


Gambar 4.15 Suara S1 tidak terdeteksi sebagai puncak pada suara jantung (A) dan EKG (B).

Gambar 4.15 merupakan salah satu contoh tidak terdeteksinya suara S1 sebagai puncak sinyal pada Subjek 4. Letak suara S1 yang ditandai dengan lingkaran warna hijau terletak pada detik ke 120 di stetoskop elektronik dan detik ke 120.5 di EKG. Pada detik ke 120 merupakan titik penggabungan sinyal hasil perekaman stetoskop elektronik kedua dengan perekaman ketiga. Namun suara S1 tidak terdeteksi sehingga jumlah puncak sinyal stetoskop elektronik Subjek 4 tidak sama dengan jumlah puncak sinyal EKG.

Subjek 3 juga mengalami perbedaan jumlah puncak antara stetoskop elektronik dengan EKG. Gambar 4.16 merupakan kondisi dimana *noise* yang terhitung sebagai puncak sinyal yang diperlihatkan pada lingkaran warna hijau. Hal tersebut dikarenakan nilai amplitudo puncak suara S1 pada stetoskop yang berada di tempat lain lebih rendah dibandingkan *noise* tersebut.

Perbedaan jumlah puncak sebagaimana pada Gambar 4.15 dan 4.16 juga terjadi pada subjek lainnya. Walaupun adanya perbedaan dalam pendeteksian puncak, namun hal ini tidak mempengaruhi secara signifikan sehingga penghitungan parameter HRV bisa dilakukan.



Gambar 4.16 *Noise* yang terdeteksi sebagai puncak pada suara jantung (A) dan sinyal EKG (B).

#### 4.6 Validasi

Setelah mendapatkan informasi dari Gambar 4.8 - 4.12 maka akan dilakukan validasi. Validasi bertujuan untuk melihat tingkat persentase akurasi stetoskop elektronik terhadap EKG. Nilai parameter yang didapatkan dari EKG merupakan Nilai Sebenarnya (referensi), sedangkan stetoskop elektronik sebagai Nilai Terukur. Validasi yang dilakukan dengan menggunakan jumlah puncak yang terdeteksi. Hal ini dikarenakan jumlah puncak menjadi acuan yang juga mempengaruhi parameter yang lainnya.

Implementasi penghitungan persentase akurasi adalah sebagai berikut:

Tabel 4.3 Akurasi *R-peak detection* antara stetoskop elektronik dan EKG.

Subjek	Stetoskop Elektronik (Jumlah)	EKG (Jumlah)	Akurasi (%)
Subjek 1	452	453	99,78
Subjek 2	355	357	99,44
Subjek 3	318	314	98,73
Subjek 4	362	364	99,45
Subjek 5	353	352	99,72

Tingkat akurasi tertinggi stetoskop elektronik terhadap EKG yaitu mencapai 99,78% sedangkan tingkat akurasi terendah yaitu 98,73%.

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1 Kesimpulan**

Kesimpulan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Suara jantung dapat digunakan untuk penghitungan parameter HRV. Penggunaan *Band Pass Filter* Butterworth orde 10 serta Transformasi Hilbert terbukti mampu menentukan suara S1 dan suara S2 lebih tepat.
2. Terdapat perbedaan hasil parameter HRV antara stetoskop elektronik dengan EKG, namun perbedaan tersebut tidak terlalu signifikan.
3. Stetoskop elektronik Littmann 3200 mampu menggantikan EKG untuk menganalisis parameter HRV pada domain waktu dengan tingkat akurasi Subjek 1 sebesar 99,78%, Subjek 2 sebesar 99,44%, Subjek 3 sebesar 98,73%, Subjek 4 sebesar 99,45%, dan Subjek 5 sebesar 99,72%.

#### **5.2 Saran**

Penelitian tahap selanjutnya diharapkan mampu melakukan inovasi untuk memecahkan permasalahan yang lebih kompleks, adapun saran untuk memenuhi inovasi tersebut adalah sebagai berikut:

1. Mendapatkan subjek yang terdiagnosis penyakit jantung dan melakukan pengklasifikasian sederhana untuk pengenalan dini penyakit jantung.
2. Melakukan uji algoritma menggunakan stetoskop elektronik yang lebih murah dan memiliki karakteristik berbeda.
3. Pengembangan algoritma untuk menentukan parameter HRV selain domain waktu



## DAFTAR PUSTAKA

- [1] WHO, “Cardiovascular diseases (CVDs).” [Online]. Available: [https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/en/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)). [Accessed: 07-Oct-2020].
- [2] L. Ghani, M. D. Susilawati, and H. Novriani, “Faktor Risiko Dominan Penyakit Jantung Koroner di Indonesia,” *Buletin Penelitian Kesehatan*, vol. 44, no. 3, pp. 153–164, 2016.
- [3] Hindarto, I. Anshory, and A. Eviyanti, *Pengembangan Electrocardiography dan Phonocardiography untuk Diagnosa Dini Kelainan Jantung*. 2016.
- [4] D. M. S. H. A. Permana, “Elektrokardiograf (ekg) berbasis bluetooth,” *Fisika, Fakultas Sains & Teknologi, UIN Sunan Gunung Jati Bandung*, vol. 2, no. 1, pp. 38–46, 2015.
- [5] Y. Cahyono, E. S. R, and Y. Novitaningtyas, “Rekayasa Biomedik Terpadu untuk Mendeteksi Kelainan Jantung,” *Fisika dan Aplikasinya*, vol. 4, no. 2, pp. 1–6, 2008.
- [6] J. Halomoan, “Analisa Sinyal EKG dengan Metoda HRV ( Heart Rate Variability ) pada Domain Waktu Aktivitas Berdiri dan Terlentang,” *Seminar Nasional Aplikasi Teknologi Informasi (SNATI) 2013*, pp. 29–35, 2013.
- [7] P. R. E. Harris, C. E. Sommargren, P. K. Stein, G. L. Fung, and B. J. Drew, “Heart rate variability measurement and clinical depression in acute coronary syndrome patients: Narrative review of recent literature,” *Neuropsychiatric Disease and Treatment*, vol. 10, pp. 1335–1347, 2014.
- [8] G. Lyons and R. Nixon, “Allergic contact dermatitis to methacrylates in ECG electrode dots,” *Australasian Journal of Dermatology*, vol. 54, no. 1, pp. 39–40, 2013.
- [9] D. Rühlemann, K. Kügler, B. Mydlach, and P. J. Frosch, “Contact dermatitis to self-adhesive ECG electrodes,” *Contact Dermatitis*, vol. 62, no. 5, pp. 314–315, 2010.
- [10] N. Giordano and M. Knaflitz, “A novel method for measuring the timing of heart sound components through digital phonocardiography,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 19, no. 8, 2019.
- [11] V. S. Chourasia and A. K. Tiwari, “Fetal heart rate variability analysis from phonocardiographic recordings,” *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 11, no. 5, pp. 1315–1331, 2011.
- [12] V. Kalaivani, R. L. Devi, and V. Anusuyadevi, “Phonocardiographic Signal and Electrocardiographic Signal Analysis for the Detection of Cardiovascular Diseases,” vol. 15, no. March, pp. 79–86, 2018.
- [13] A. S. M. Steijlen, K. M. B. Jansen, A. Albayrak, D. O. Verschure, and D. F. Van Wijk, “A novel 12-lead electrocardiographic system for home use: Development and usability testing,” *JMIR mHealth and uHealth*, vol. 6, no. 7, 2018.
- [14] S. Massaro and L. Pecchia, “Heart Rate Variability (HRV) Analysis: A Methodology for Organizational Neuroscience,” *Organizational Research Methods*, 2019.
- [15] P. W, R. A, W. P, K. J, and Y. PP, “Heart detection and diagnosis based on ECG and EPCG relationships,” *Medical Devices: Evidence and Research 2011:4*, pp. 133–144, 2011.

- [16] ATTYS, “ATTYS Processing your data.” [Online]. Available: <https://www.attys.tech/how-to/>. [Accessed: 26-Nov-2020].
- [17] A. Bustamin and A. A. Prayogi, “Perbandingan Kinerja Filter Butterworth Berdasarkan Spesifikasi Frekuensi untuk Pengolahan Sinyal Suara,” *Techno.Com*, vol. 18, no. 4, pp. 332–339, 2019.
- [18] L. H. Cherif, M. Mostafi, and S. M. Debbal, “Digitals filters in heart sound analysis,” *International Journal of clinical Medicine Research*, vol. 1, no. 3, pp. 97–108, 2014.
- [19] P. Oktivasari, R. Riandini, R. A. Fitri, and S. I. Malaon, “Active Filter Analysis on Designing Electronic Stethoscope,” *Jurnal Elektronika dan Telekomunikasi*, vol. 19, no. 2, p. 51, 2019.
- [20] A. Najmurrokhman, “Filter Butterworth dan Chebyshev,” 2009, pp. 1–33.
- [21] A. Atbi, S. M. Debbal, F. Meziani, and A. Meziane, “Separation of heart sounds and heart murmurs by Hilbert transform envelopgram,” vol. 1902, no. 6, pp. 375–387, 2013.
- [22] D. E. Troncoso Romero and G. Jovanovic, “Digital FIR Hilbert Transformers: Fundamentals and Efficient Design Methods,” *MATLAB - A Fundamental Tool for Scientific Computing and Engineering Applications - Volume 1*, 2012.



## LAMPIRAN

### Lampiran 1 – Rincian Biaya Skripsi

No	Rincian	Volume (Unit)	Satuan (Rp)	Jumlah (Rp)
(1)	(2)	(4)	(5)	(6) = (4) × (5)
1	Alkohol 70%	1	Rp35,000.00	Rp35,000.00
2	Elektroda	3	Rp69,999.00	Rp237,397.00
3	Medisoft (Cutton Ball)	1	Rp8,000.00	Rp8,000.00
4	Baterai	1	Rp7,500.00	Rp7,500.00
5	Logistik subjek	7	Rp15,000.00	Rp105,000.00
<b>Jumlah</b>				<b>Rp392,897.00</b>



## Lampiran 2 – Program Utama

```
clear all;
close all;
clc;

[x,fs] = audioread('gabunganmus.wav'); %Load file stetoskop
L = length(x); %Untuk Mendapatkan nilai panjang dr sinyal suara
t = (0:L-1)/fs; %Untuk Mencari Time Sampling
L/fs

%% pra pemrosesan
% band pass filter butterworth, redaman 3db saat cut-off, orde 10
fs=4000;
fl=20;%frekuensi cut-off bawah (hz) (dilarang 0 atau negatif)
fh=200;%frekuensi cut-off atas (hz)

d = fdesign.bandpass('N,F3dB1,F3dB2',10,fl,fh,fs);
Hd = design(d,'butter');
y_aus = filter(Hd,x);% melakukan filter band pass
%t1=0:1/fs:(length(y_aus)-1)/fs;

durasi = length(x)/fs;
a = y_aus;
time = length(a)/durasi;
tx = 0:1/time:(length(a)-1)/time;%mencari kawasan waktu dari sampling

[up,lo]=envelope(y_aus,10,'analytic'); % melakukan envelope
env_up = smooth(tx,up,500,'sgolay'); % melakukan smoothing
env_lo = smooth(tx,lo,100,'sgolay');

T = 1/fs;
show_peak = 1;

[pk(1).pkt,pk(1).lct,pk(1).w] =
findpeaks(env_up,'MinPeakHeight',0.12,'MinPeakDistance',2000);
%nilai berubah tergantung subjek %0.0005 nilai minimum puncak %0.6
minimum jarak

if(show_peak)
    hold on
    real_t = pk(1).lct*T;
    plot(tx,env_up); hold on
    plot(real_t,pk(1).pkt,'r^','MarkerFaceColor','r','MarkerSize',12);grid on
end

% Generate Data menjadi Struct.
for i=1:length(pk)
    peak_lengthnya = length(pk(i).lct);
    clear 'peak';
    for k=peak_lengthnya:-1:1
        peak(k).puncak = k;
        peak(k).height = pk(i).pkt(k); % -> Ketinggian Puncaknya
        peak(k).time = pk(i).lct(k)*T; % -> Waktu ketika Puncak
        if(k-1 > 0)
            peak(k).deltatime = pk(i).lct(k)*T - pk(i).lct(k-1)*T; % ->
Selisih Waktu dari puncak sebelumnya
        else
            peak(k).deltatime = 0; % -> Selisih Waktu dari puncak sebelumnya
        end
    end
    pk(i).peak = peak;
    %% Menampilkan data Puncaknya.
    fprintf('Grafik %i \n',i);
    disp('Heigh : Tinggi Puncak');
    disp('time : Waktu Puncak');
    disp('deltatime : Waktu antar Puncak dari punca sebelumnya');
```

```

ty = struct2table(pk(i).peak, 'AsArray', true);
disp(ty);

deltatime = [];
for k=peak_lengthnya:-1:2
    deltatime = [peak(k).deltatime;deltatime];
end
% Rata-rata
pk(i).meanDeltatime = mean(deltatime);
pk(i).stdDeltatime = std(deltatime);

deltatime2 = [];
n3 = length(deltatime);
for l=1:n3-1
    deltatime2(l)=deltatime(l+1)-deltatime(l);
    diffrr(l) = abs(deltatime2(l)); % pengurangan jarak antara interval S1
    dengan interval S1 sebelumnya
end
end
figure(1)
subplot(2,1,1);plot(tx,env_up); hold on;ylim([-0.5 0.5]);%xlim([61 70]);
plot(real_t,pk(1).pkt,'r^','MarkerFaceColor','r','MarkerSize',4);grid on
xlabel('Detik');%xlim([10 15]);
ylabel('Amplitudo');
title('Sinyal Suara Stetoskop Elektronik');

c1 = mean(deltatime)*1000; % mean interval S1 dengan kode C1 (C
    satu)
c1a = max(deltatime)*1000; % max interval S1
c1b = min(deltatime)*1000; % min interval S1
c1c = c1a - c1b ; % jangkauan max-min
c1d = std(deltatime)*1000; % standar deviasi interval S1
c1e = length(pk(1).pkt); % Jumlah Puncak Stetoskop

%diffrr = abs(peak(k).deltatime);
temp2 = find(diffrr>0.05); % menemukan jarak antar interval
    berurutan lebih dari 50 ms
c1f = length(temp2); % NN50 stetoskop
c1g = (c1f/length(deltatime2))*100; % PNN50 stetoskop

%% Proses data EKG
ya = dlmread('gabunganMus.txt');
%pra pemrosesan
% band pass filter butterworth, redaman 3db saat cut-off, orde 10
fsa = 250; %frekuensi sampling EKG

durasib = length(ya)/fsa;
b = ya;
time2 = length(b)/durasib;
tz = 0:1/time2:(length(b)-1)/time2;%mencari kawasan waktu dari sampling

figure(1);
subplot(2,1,2);%untuk Menampilkan Puncak R
[peak_orig,loc_orig1] =
findpeaks(ya,fsa,'MinPeakHeight',0.001,'MinPeakDistance',0.2);
%nilai berubah tergantung subjek %0.0005 nilai minimum puncak %0.6
    minimum jarak

peak_sel = [];
loc_sell = [];
j = 1;

for i=(1:length(peak_orig))
    if(peak_orig(i)>0.001)%nilai sama seperti minimum puncak
        peak_sel(j) = peak_orig(i);
        loc_sell(j) = loc_orig1(i);
        j = j+1;
    end
end

```

```

end
plot(tz,ya); grid on;hold on
plot(loc_sell,peak_sel,'r^','MarkerFaceColor','r'); hold on;ylim([-3e-3 3e-3]);%xlim([61 70]);
hold off

xlabel('Detik');
ylabel('Amplitudo');
title('Sinyal EKG');

c2 = mean(diff(loc_orig1))*1000;      % mean interval RR dengan kode C2 (C
dua)
c2a = max(diff(loc_orig1))*1000;    % max interval RR
c2b = min(diff(loc_orig1))*1000;    % min interval RR
c2c = c2a-c2b;                      % jangkauan = max - min
c2d = std(diff(loc_orig1))*1000;    % standar deviasi RR
c2e = length(loc_orig1);            % Jumlah Puncak EKG

n = length(loc_sell);
for i=1:n-1
    int_rr(i)=loc_sell(i+1)-loc_sell(i);
end
n2 = length(int_rr);
for k=1:n2-1
    int_rr2(k)=int_rr(k+1)-int_rr(k);
    diffRR(k) = abs(int_rr2(k)); % pengurangan jarak antara interval RR
dengan interval RR sebelumnya
end

temp = find(diffRR>0.05);           % menemukan jarak antar interval
berurutan lebih dari 50 ms
c2f = length(temp);                % NN50 EKG
c2g = (c2f/length(int_rr2))*100;   % PNN50 EKG

```

