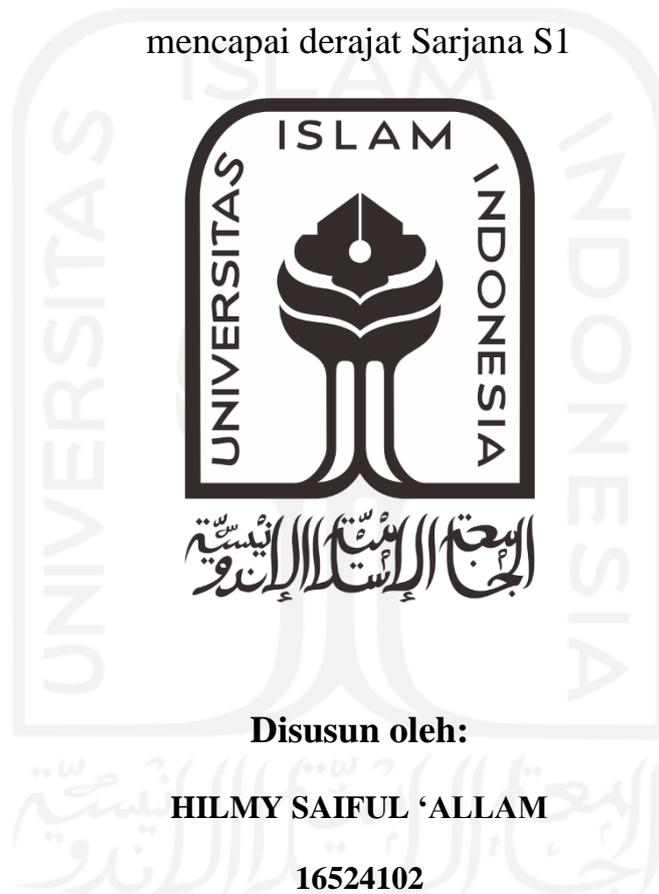


**Studi Analisis Hasil Pengukuran *Pulse Rate Variability* untuk
Menggantikan *Heart Rate Variability* pada Kondisi Diam dan
Beraktivitas Fisik**

SKRIPSI

untuk memenuhi salah satu persyaratan
mencapai derajat Sarjana S1



Disusun oleh:

HILMY SAIFUL 'ALLAM

16524102

**Jurusan Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia
Yogyakarta**

2020

LEMBAR PENGESAHAN

Studi Analisis Hasil Pengukuran *Pulse Rate Variability* untuk Menggantikan *Heart Rate Variability* pada Kondisi Diam dan Beraktivitas Fisik

TUGAS AKHIR

Diajukan sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh
Gelar Sarjana Teknik
pada Program Studi Teknik Elektro
Fakultas Teknologi Industri
Universitas Islam Indonesia

Disusun oleh:

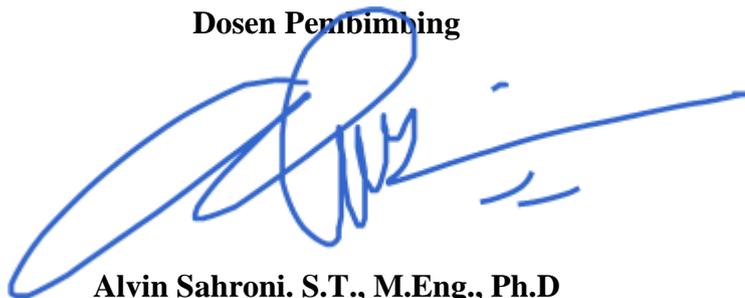
Hilmy Saiful 'Allam

16524102

Yogyakarta, 16 November 2020

Menyetujui,

Dosen Pembimbing



Alvin Sahroni. S.T., M.Eng., Ph.D

NIP : 095240402

LEMBAR PENGESAHAN

SKRIPSI

Studi Analisis Hasil Pengukuran *Pulse Rate Variability* untuk Menggantikan *Heart Rate Variability* pada Kondisi Diam dan Beraktivitas Fisik

Dipersiapkan dan disusun oleh:

Hilmy Saiful Allam

16524102

Telah dipertahankan di depan dewan penguji

Pada tanggal: 08 Desember 2020

Susunan dewan penguji

Ketua Penguji : Alvin Sahroni. S.T., M.Eng., Ph.D,

Anggota Penguji 1: Dr. Eng. Hendra Setiawan. S.T., M.T,

Anggota Penguji 2: Dzata Farahiyah. S.T., M.Sc,

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

Tanggal: 08 Desember 2020

Ketua Program Studi Teknik Elektro



Yusuf Aziz Amarulloh. S.T., M.Eng., Ph.D

045240101

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, 16 November 2020



Hilmy Saiful 'Allam

KATA PENGANTAR

Assalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh,

Segala puji dan rasa syukur bagi Allah SWT atas nikmat dan hidayah-Nya yang telah diberikan kepada penulis, sehingga bisa menyelesaikan laporan tugas akhir dengan judul “Analisis Akurasi Hasil Pengukuran Pulse Rate Variability untuk Menggantikan *Heart Rate Variability* pada Kondisi Diam dan Beraktivitas Fisik” sebagai salah satu syarat untuk menyelesaikan Program Sarjana (S1) Pada Program Studi Teknik Elektro Fakultas Teknologi Industri Universitas Islam Indonesia. Dalam pelaksanaan penelitian ini tentunya banyak hambatan yang dilewati akan tetapi hambatan tersebut dapat teratasi atas bantuan banyak pihak, maka dari itu penulis menyampaikan banyak rasa syukur dan terima kasih kepada:

1. Kedua orang tua penulis yang telah memberikan dukungan material, emosional, dan spiritual selama menuntut ilmu di Universitas Islam Indonesia.
2. Yusuf Aziz Amrulloh, S.T., M.Sc., Ph.D. selaku Ketua Prodi Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia.
3. Bapak Alvin Sahroni, S.T., M.Eng., Ph.D. selaku dosen pembimbing yang telah banyak memberikan arahan dan masukan selama pelaksanaan penelitian ini.
4. Seluruh dosen Prodi Teknik Elektro atas ilmu yang sudah diberikan kepada penulis hingga saat ini.
5. Rekan – rekan satu bimbingan yang telah kebersamai penulis dari awal hingga akhir penelitian ini.
6. Seluruh subjek yang telah bersedia ikut berkontribusi sehingga dapat terlaksananya penelitian ini.
7. Rekan - rekan Teknik Elektro Universitas Islam Indonesia khususnya angkatan 2016 yang telah membantu terlaksananya penelitian ini.
8. dan pihak - pihak yang tidak bisa penulis sebutkan satu persatu.

Semoga tulisan ini berguna bagi siapapun yang membacanya, penulis juga menyampaikan mohon maaf yang setulus-tulusnya apabila terdapat kekurangan dalam penulisan laporan ini. Wassalamu'alaikum Warahmatullahi Wabarakatuh.

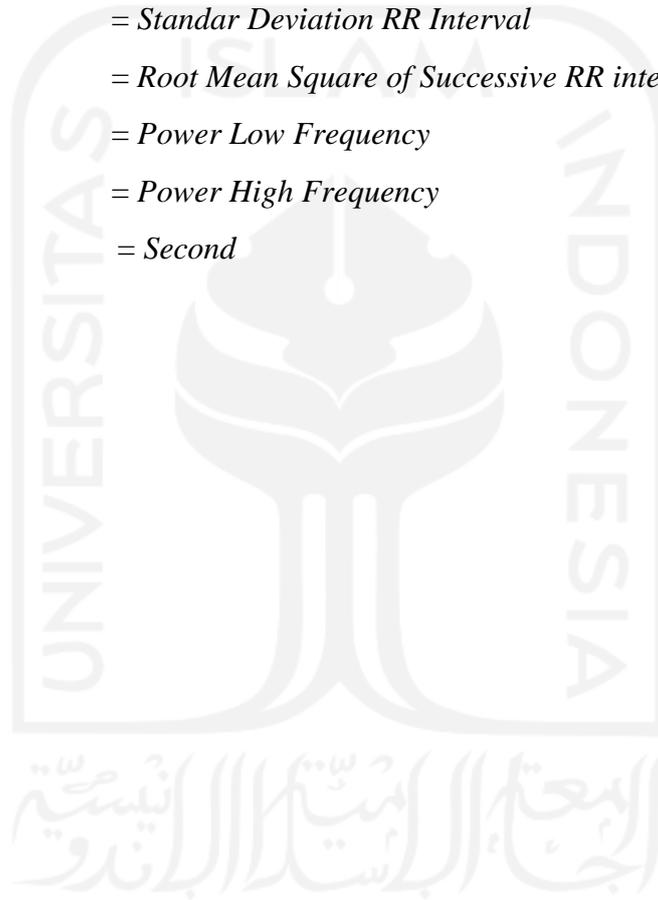
Yogyakarta, 16 November 2020

Hilmy Saiful 'Allam

ARTI LAMBANG DAN SINGKATAN

Arti Lambang dan Singkatan yang digunakan pada laporan ini ialah sebagai berikut:

- HRV = *Heart Rate Variability*
- PRV = *Pulse Rate Variability*
- EKG = *Elektrogardiogram*
- PPG = *Photoplethysmography*
- Mean RR = *Rerata RR Interval*
- SDRR = *Standar Deviation RR Interval*
- RMSSD = *Root Mean Square of Successive RR interval Differences*
- *pLF* = *Power Low Frequency*
- *pHF* = *Power High Frequency*
- *s* = *Second*



ABSTRAK

Heart rate variability (HRV) merupakan metode yang digunakan untuk menginvestigasi sistem saraf otonom pada jantung dengan menganalisis *R-R Interval* dari hasil sinyal perekaman jantung yang direkam menggunakan alat elektrokardiogram (EKG). Pada tahun 2030, *World Health Organization* (WHO) memprediksikan akan ada 23 juta umat manusia yang memiliki permasalahan pada jantungnya, dikarenakan gaya hidup modern dan stress kerja. Dikarenakan penggunaan alat EKG yang digunakan untuk mendapatkan informasi terkait kardiovaskular memerlukan keahlian khusus dan bersifat tidak *wearable*, sehingga diperlukan alternatif lain yang dapat digunakan kapan saja dan dengan harga yang murah. *Photoplethysmography* (PPG), muncul sebagai alternatif yang menjanjikan karena pemakaiannya yang mudah dan lebih nyaman digunakan, terutama pada saat beraktivitas fisik. Pada penelitian ini, *finger-tip* PPG, *wrist* PPG dan EKG direkam selama ± 10 menit pada 18 subjek pria dengan rentang umur 18 – 25 tahun. Data direkam dalam kondisi diam pada posisi berdiri dan saat beraktivitas fisik. Hasil menunjukkan bahwa penggunaan *filter* 1 optimal digunakan pada kondisi diam, sedangkan pada saat beraktivitas fisik *filter* 1 dan *filter* 2 belum mampu bekerja optimal. Kemudian, didapati tidak adanya perbedaan nilai yang signifikan antara nilai *Pulse Rate Variability* (PRV) pada *finger-tip* PPG dan *wrist* PPG. Selain itu, ditemukan adanya korelasi yang cukup kuat dan tidak adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} < 0,05$) antara HRV dan PRV dalam parameter *Time Domain Analysis* dan *Frequency Domain Analysis* pada kondisi diam. Sebaliknya, pada saat beraktivitas fisik meskipun nilai parameter pada domain waktu dan frekuensi tidak menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan, akan tetapi hasil uji korelasi memperlihatkan tingkat korelasi yang sangat lemah antara HRV dan PRV. Berdasarkan hasil temuan ini maka dapat disimpulkan bahwa, pada kondisi diam PRV dapat digunakan untuk menggantikan HRV. Sedangkan pada saat beraktivitas fisik PRV belum dapat digunakan untuk menggantikan HRV.

Kata Kunci: *Heart Rate Variability (HRV), Pulse Rate Variability (PRV), Time Domain Analysis, Frequency Domain Analysis.*

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.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Penelitian.....	2
1.4 Tujuan Penelitian.....	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	4
2.1 Studi Literatur.....	4
2.2 Tinjauan Teori.....	5
2.2.1 Elektrokardiogram (EKG).....	5
2.2.2 <i>Photoplethysmography</i> (PPG).....	6
2.2.3 <i>Heart Rate Variability</i>	6
2.2.4 <i>Pulse Rate Variability</i>	7
BAB 3 METODOLOGI.....	8
3.1 Subjek Penelitian.....	8

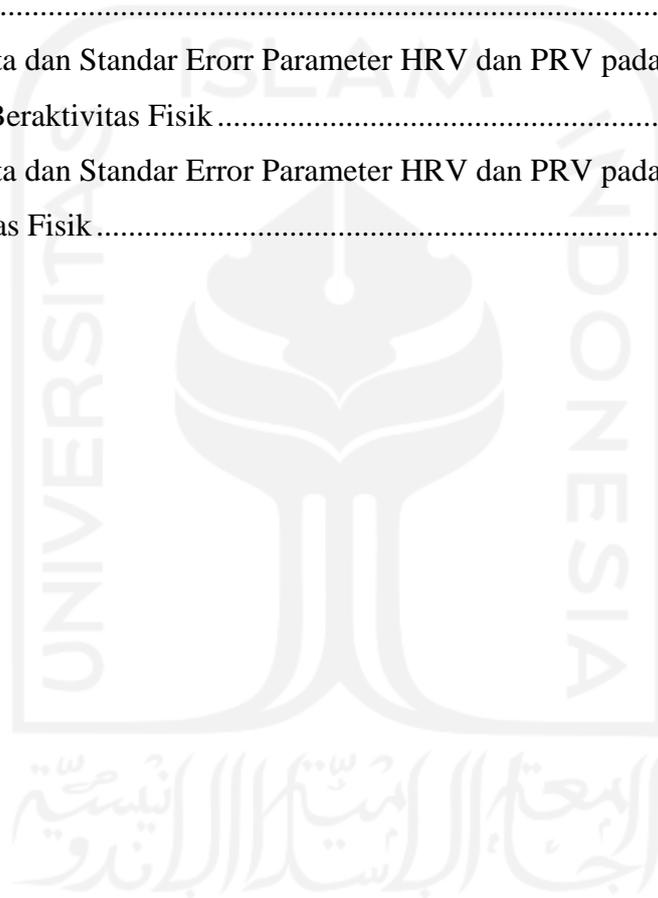
3.2	Desain Penelitian	8
3.2.1	Desain Penelitian 1	8
3.2.2	Desain Penelitian 2	9
3.3	Alat dan Perekaman Data	9
3.4	<i>Pre-Processing Signal</i>	11
3.5	Pemrosesan Sinyal dan Ekstraksi Fitur	12
3.6	Metode Analisis	14
BAB 4	HASIL DAN PEMBAHASAN	15
4.1	Perbandingan Data <i>RAW</i>	15
4.2	Analisis Korelasi.....	16
4.3	Analisis <i>Heart Rate Variability</i> dan <i>Pulse Rate Variability</i> pada Kondisi Diam.....	19
4.4	Analisis <i>Heart Rate Variability</i> dan <i>Pulse Rate Variability</i> Saat Beraktivitas Fisik.....	23
4.5	Analisis <i>Heart Rate Variability</i> dan <i>Pulse Rate Variability</i> pada Kondisi Sebelum dan Sesudah Beraktivitas Fisik.....	27
BAB 5	KESIMPULAN DAN SARAN	30
5.1	Kesimpulan.....	30
5.2	Saran	31
DAFTAR PUSTAKA	32

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Posisi Anatomis Aktivitas Listrik di Jantung [12].	5
Gambar 2.2 Sinyal PPG Sistol dan Diastol [14].	6
Gambar 3.1 Desain Penelitian 1	9
Gambar 3.2 Desain Penelitian 2	9
Gambar 3.3 Alat Rekam Data : EKG <i>Shield</i> (Kiri) [17] , <i>Photoplethysmography</i> (PPG) (Tengah) [18], dan Arduino Uno (Kanan) [19].	10
Gambar 3.4 Peletakkan EKG pada Dada (Kiri) [20], PPG pada Ujung Jari Telunjuk Kanan dan Pergelangan Tangan Kanan (Kanan)	10
Gambar 3.5 Desain <i>Filter</i> 1 (Kiri) dan Desain <i>Filter</i> 2 (Kanan)	11
Gambar 3.6 Sinyal Hasil <i>Filter</i> 1 (Kiri) dan Sinyal Hasil <i>Filter</i> 2 (Kanan)	12
Gambar 3.7 Deteksi <i>Peak</i> pada Sinyal EKG dan PPG	13
Gambar 3.8 Contoh <i>Power Spectral Density</i> pada Domain Frekuensi	14
Gambar 4.1 Sinyal RAW EKG dan PPG Posisi Berdiri (Kiri) dan Posisi <i>Jogging</i> (Kanan)	16
Gambar 4.2 Contoh RRI dan PPI dengan Korelasi Tinggi	17
Gambar 4.3 Contoh <i>Miss Detection</i> ketika deteksi <i>Peak</i>	21
Gambar 4.4 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Kondisi Diam	23
Gambar 4.5 Contoh Grafik <i>R-R Interval</i> pada Saat Beraktivitas Fisik	25
Gambar 4.6 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Saat Beraktivitas Fisik	26

DAFTAR TABEL

Tabel 4.1 Tabel Hasil Uji Korelasi <i>Pearson</i> Pada Kondisi Diam	17
Tabel 4.2 Tabel Hasil Uji Korelasi <i>Pearson</i> Pada Kondisi Beraktivitas Fisik	18
Tabel 4.3 Tabel Hasil Uji Korelasi <i>Pearson</i> Pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik	18
Tabel 4.4 Tabel Hasil Uji Korelasi <i>Pearson</i> Pada Kondisi Sesudah Beraktivitas Fisik	19
Tabel 4.5 Nilai Rerata dan Standar Error Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Diam.....	20
Tabel 4.6 Nilai Rerata dan Standar Error Parameter HRV dan PRV pada Saat Beraktivitas Fisik	24
Tabel 4.7 Nilai Rerata dan Standar Error Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik	27
Tabel 4.8 Nilai Rerata dan Standar Error Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Setelah Beraktivitas Fisik	28



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Heart rate variability (HRV) merupakan metode yang digunakan untuk menginvestigasi sistem saraf otonom pada jantung dengan menganalisis *R-R Interval* dari hasil sinyal perekaman jantung yang direkam menggunakan alat elektrokardiogram (EKG). Selain itu, menurut Hayano dkk, HRV juga bisa digunakan untuk memprediksikan beban latihan sehari-hari, untuk menilai kemampuan adaptasi dalam latihan olahraga, tingkat kelelahan atau bahkan pola latihan yang berlebihan [1]. HRV juga sering digunakan untuk mendiagnosis permasalahan terkait kondisi jantung pada dunia medis dalam beberapa dekade terakhir.

Disisi lain, perekaman data EKG menyebabkan ketidaknyamanan dan juga memerlukan keahlian khusus untuk penggunaannya, terlebih harganya yang juga tidak murah. Pada perekaman data HRV, pemasangan alat EKG memerlukan beberapa kabel dan elektroda yang harus ditempelkan pada titik tertentu di badan, dimana dalam kasus tertentu dapat menyebabkan alergi, yang peletakkannya juga harus akurat agar data yang direkam juga akurat. Untuk alasan yang lain, alat harus dipasangkan dengan mengharuskan subjek untuk membuka baju dimana terkadang membuat subjek menjadi tidak nyaman. Hal tersebut juga mempersulit pengambilan data ketika subjek diharuskan diambil data pada saat beraktivitas fisik.

Berdasarkan Banarjee dkk, *World Health Organization* (WHO) memprediksikan pada tahun 2030 akan ada 23 juta manusia memiliki permasalahan pada jantungnya, dikarenakan gaya hidup modern dan stres karena bekerja [2]. Maka dari itu diperlukan sebuah *device* yang murah dan *portable* untuk memonitoring sistem saraf otonom pada jantung. Sehingga, ditemukannya metode *pulse rate variability* (PRV) yang diukur menggunakan alat *photoplethysmography* (PPG). Penggunaan PPG menjadi alternatif yang menjanjikan karena pemakaiannya yang mudah dan lebih nyaman digunakan [3], terutama pada saat beraktivitas fisik. Akan tetapi, dalam pada saat beraktivitas fisik, penggunaan PPG rentan terhadap gerakan sehingga sinyal yang terekam menjadi terganggu dengan sinyal *noise* [4].

Photoplethysmography (PPG) merupakan metode *non-invasive* untuk mengukur perubahan volume darah pada pembuluh darah yang digunakan dalam dunia medis untuk mengukur tekanan darah, stres dan kondisi emosional, dan mendiagnosis beberapa penyakit [5]. PPG juga digunakan untuk menghitung detak jantung dengan mengukur tekanan darah secara kontinyu, rentan waktu dari satu kali sirkulasi peredaran darah dapat direpresentasikan sebagai cerminan satu kali detak

jantung. Penggunaannya yang mudah, menjadikan metode ini sering digunakan untuk menggantikan HRV dalam pengukuran detak jantung. Penelitian terbaru mengatakan PRV dapat menggantikan HRV, namun dengan beberapa catatan [6]. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Lin dkk, PRV dapat digunakan untuk menggantikan HRV pada subjek yang sehat dan dalam kondisi istirahat. Akan tetapi pada kondisi beraktivitas fisik korelasi antara PRV dan HRV menurun. Oleh sebab itu, Lin menyimpulkan bahwa PRV dapat menggantikan HRV hanya pada kondisi dan keadaan tertentu, terutama saat kondisi beristirahat [7]. Hal ini juga didukung oleh penelitian yang dilakukan oleh Tigges dkk, yang menyatakan bahwa PPG dapat digunakan untuk menggantikan EKG saat posisi duduk dan beristirahat [8].

Penelitian ini dilakukan untuk mengetahui lebih jauh hubungan antara PRV dan HRV dan juga untuk menguatkan hasil dari penelitian terdahulu terkait kemungkinan PRV dalam menggantikan HRV, terutama saat kondisi diam dan beraktivitas fisik.

1.2 Rumusan Masalah

Dari latar belakang yang sudah dijelaskan, maka dapat dilakukan penelitian, yaitu:

1. Apakah peletakkan posisi PPG mempengaruhi akurasi PRV dalam menggantikan HRV?
2. Desain *filter* seperti apakah yang paling tepat digunakan untuk mendapatkan bentuk sinyal EKG dan sinyal PPG yang terbaik?
3. Apakah PRV dapat menggantikan HRV pada domain waktu dan domain frekuensi dalam kondisi diam?
4. Apakah PRV dapat menggantikan HRV pada domain waktu dan domain frekuensi saat beraktivitas fisik?

1.3 Batasan Penelitian

Pada penelitian ini, terdapat beberapa batasan penelitian yang dapat dilihat sebagai berikut:

1. Alat perekaman yang digunakan belum bersifat *wireless*, sehingga memungkinkan adanya kerusakan pada hasil perekaman data yang disebabkan oleh masalah *wiring*.
2. Analisa parameter HRV hanya dilakukan pada domain waktu dan domain frekuensi.

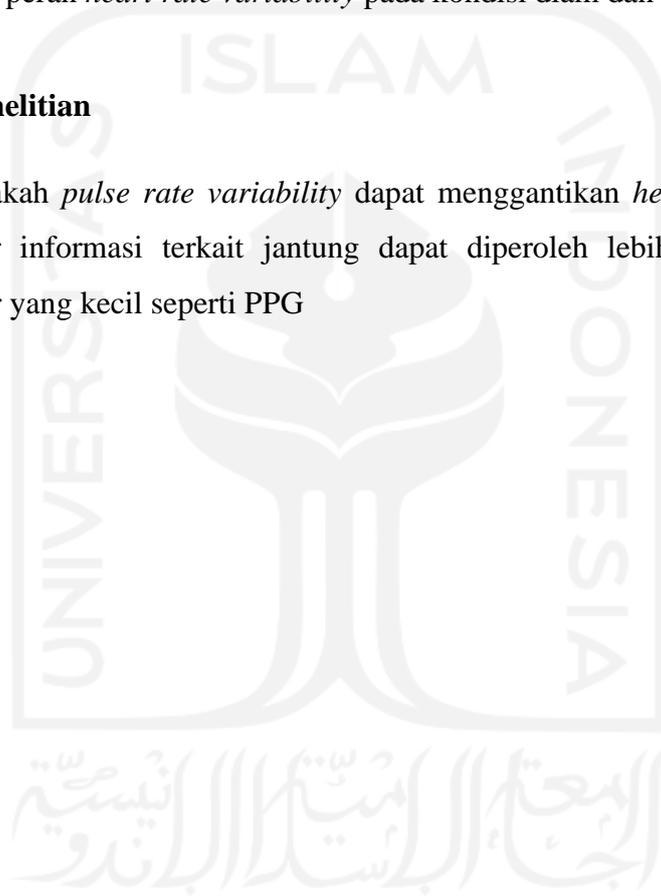
1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan yang diharapkan dari penulisan laporan penelitian ini adalah:

1. Mengkaji pengaruh peletakan posisi PPG terhadap akurasi dari hasil pengukuran *pulse rate variability* untuk menggantikan *heart rate variability*.
2. Membuat desain *filter* yang dapat memperbaiki sinyal EKG dan PPG pada segala kondisi
3. Menganalisis parameter HRV pada sinyal hasil perekaman EKG dan PPG di domain waktu dan domain frekuensi saat kondisi diam dan beraktivitas fisik.
4. Memberikan informasi terkait akurasi penggunaan *pulse rate variability* untuk menggantikan peran *heart rate variability* pada kondisi diam dan saat beraktivitas fisik.

1.5 Manfaat Penelitian

Mengetahui apakah *pulse rate variability* dapat menggantikan *heart rate variability* pada semua kondisi agar informasi terkait jantung dapat diperoleh lebih mudah hanya dengan menggunakan sensor yang kecil seperti PPG



BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Studi Literatur

Hubungan antara *Heart Rate Variability* dengan *Pulse Rate Variability* sudah banyak diteliti terkait kemungkinan untuk menggantikan peran HRV dengan PRV. Seperti penelitian yang dilakukan oleh Charlot dkk, penggunaan PRV untuk menggantikan HRV dalam kondisi beraktivitas fisik, jalan lambat dan bersepeda, tidak dapat dilakukan sebab hasil pengukurannya yang tidak akurat. Namun, pada kondisi terlentang PRV dapat menggantikan peran HRV. Hasil analisa pada kondisi jalan santai, menunjukkan sinyal pembacaan PPG yang tidak terlalu jelas sehingga sulit untuk mendeteksi bagian puncak dari sinyal PPG. Dimana puncak sinyal tersebut lah yang akan digunakan untuk mengestimasi nilai dari *heart rate variability* dengan menghitung waktu atau jarak dari satu puncak ke puncak lainnya [3]. Akan tetapi, menurut Gil dkk, penggunaan PRV untuk menggantikan HRV pada saat beraktivitas fisik, khususnya pada posisi *tilt table test*, dapat dilakukan. Hasil yang didapat pada penelitian tersebut memang mendapati adanya perbedaan dalam indeks *time-varying spectral* dari PRV dan HRV, namun Gil mengatakan PRV masih dapat digunakan untuk menggantikan HRV [9].

Pada tahun 2013, Lu dkk, telah melakukan penelitian serupa terhadap 10 orang subjek dengan kondisi sehat. Perekaman data dilakukan selama 10 menit pada posisi terlentang menggunakan 1 buah EKG dan PPG. Sinyal EKG dan PPG dianalisa dalam domain waktu dan domain frekuensi. Kedua hasil perhitungan parameter HRV pada domain waktu dan domain frekuensi menunjukkan adanya korelasi yang kuat antara PRV dan HRV pada posisi terlentang dari 10 subjek yang diteliti. Lu dkk, berkesimpulan bahwasannya PRV dapat digunakan sebagai alternatif untuk menggantikan HRV pada posisi terlentang [10].

Dua tahun sebelumnya, pada tahun 2011, Bulte dkk juga telah melakukan penelitian terkait kemungkinan PRV untuk menggantikan HRV. Penelitian dilakukan terhadap 20 orang subjek pria dalam keadaan sehat pada posisi beristirahat. Parameter HRV dihitung pada domain frekuensi saja dan kemudian diteliti korelasi antara HRV dan PRV menggunakan 3 metode uji korelasi yang berbeda. Penelitian tersebut mendapati adanya kesesuaian hasil perhitungan PRV dengan HRV pada domain frekuensi. Namun, Bulte dkk, menyarankan adanya studi lebih lanjut terkait penggunaan PRV untuk menggantikan HRV pada kondisi yang lain [11].

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan oleh peneliti sebelumnya, PRV dapat digunakan untuk menggantikan HRV dalam posisi beristirahat atau diam. Namun, hanya penelitian

yang dilakukan oleh Gil yang mengatakan PRV dapat menggantikan HRV pada posisi tidak diam. Oleh sebab itu, penelitian ini akan melanjutkan studi yang sebelumnya telah dilakukan dengan pemrosesan sinyal menggunakan *filter* dan analisis parameter HRV pada domain waktu dan domain frekuensi untuk mengetahui apakah PRV dapat menggantikan HRV pada kondisi diam dan saat beraktivitas fisik.

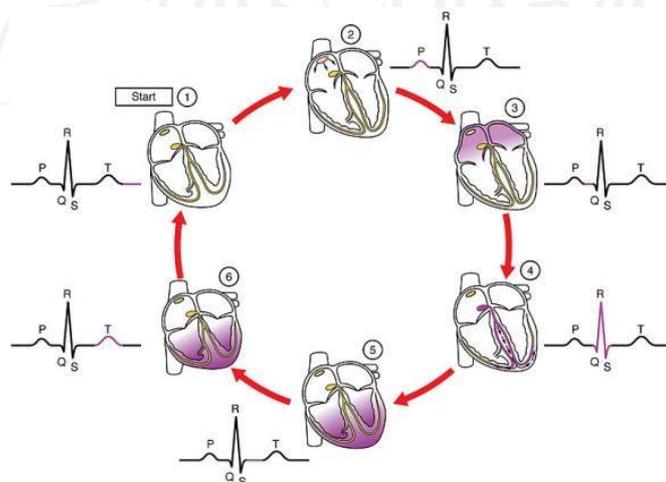
2.2 Tinjauan Teori

Pada bagian ini memuat teori-teori yang digunakan pada penelitian ini yang terbagi menjadi beberapa sub-bab di bawah ini.

2.2.1 Elektrokardiogram (EKG)

Elektrokardiogram (EKG), adalah sebuah alat yang diperkenalkan oleh Einthoven yang berfungsi untuk merekam sinyal listrik tubuh yang dipancarkan oleh jantung. Otot jantung menghasilkan beda potensial yang dapat direkam dari permukaan tubuh menggunakan EKG. Hasil dari perekaman EKG dipati sebuah sinyal jantung yang terdiri dari sinyal P, Q, R, S, dan T.

Sinyal gelombang P adalah representasi proses depolarisasi pada jantung dikarenakan sinyal listrik yang dihasilkan *Sinoatrial Node* (SA) menyebabkan terjadinya kontraksi pada atrium. Setelah SA mengirimkan sinyal listrik pada atrium, sinyal tersebut diteruskan menuju ventrikel kanan dan kiri secara bersamaan. Pada proses tersebut sinyal QRS kompleks dihasilkan. Sesaat setelah depolarisasi pada jantung selesai, terjadilah proses repolarisasi dimana pada tahap ini darah kembali terisi ke dalam jantung. Proses tersebut direpresentasikan oleh gelombang sinyal T. Keseluruhan proses dapat juga dilihat pada Gambar 2.1.

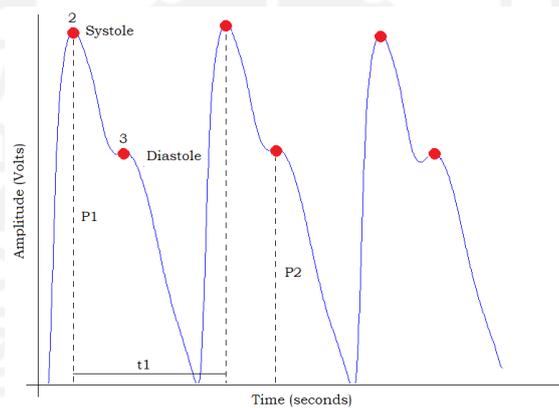


Gambar 2.1 Posisi Anatomis Aktivitas Listrik di Jantung [12].

2.2.2 Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography (PPG) adalah sebuah alat yang diperkenalkan oleh Hertzman. Metode yang digunakan sederhana dan berguna untuk mengukur perubahan volume darah relatif pada lapisan mikrovaskular jaringan perifer dan mengevaluasi sirkulasi perifer. Sinyal yang ditangkap oleh PPG didapat dengan memantulkan cahaya ke pembuluh darah, kemudian PPG akan menangkap sinyal tersebut setiap satu sirkulasi peredaran darah. PPG dapat digunakan untuk mengukur nilai saturasi oksigen, detak jantung, dan pernapasan[9].

Penggunaan PPG biasanya ditempatkan pada ujung jari telunjuk ataupun diletakkan pada telinga. Hasil pembacaan sinyal oleh PPG berbeda dengan bentuk sinyal hasil pembacaan oleh EKG. Pada PPG, sinyal yang ditampilkan merupakan gabungan dari 2 sinyal, yaitu sistol dan diastol. Sinyal sistol mencerminkan kondisi jantung saat memompa darah keseluruh tubuh dan diastol adalah ketika darah dari seluruh tubuh masuk kedalam jantung sinyal PPG bersifat periodik dan tersinkronisasi dengan siklus jantung [13]. Bentuk sinyal PPG dapat dilihat pada Gambar 2.2.



Gambar 2.2 Sinyal PPG Sistol dan Diastol [14].

2.2.3 Heart Rate Variability

Perkumpulan dokter ahli jantung Eropa, pada tahun 1996 mengeluarkan sebuah pedoman standar pengukuran, interpretasi fisiologis dan penggunaan klinis untuk menganalisa sinyal EKG yang dinamakan *Heart Rate Variability* (HRV). Analisa sinyal EKG menggunakan metode HRV, menghitung jeda waktu antar detak jantung yang berurutan dengan kecepatan detak jantung. Analisa HRV bukan hanya sekedar mengestimasi detak jantung setiap menitnya, namun juga memberikan informasi variasi jarak antar detak jantung yang direkam. Oleh karena itu, hasil analisa HRV dapat menggambarkan variasi jarak antar detak jantung, biasa disebut *R-R Interval*, dan kecepatan detak jantung [15].

Pada sebuah jurnal yang ditulis oleh Lin dkk, hasil analisa HRV dapat memberikan suatu informasi mengenai modulasi otonom pada jantung dan juga dapat digunakan untuk mendeteksi kondisi kesehatan jantung [7]. Menurut Wheeler dkk, penggunaan metode HRV telah diakui sebagai metode yang sederhana dan mudah untuk mengetahui kebiasaan perilaku jantung. Analisis HRV juga berguna untuk menganalisis sistem saraf otonom (ANS) pada jantung dimana sistem saraf otonom jantung memiliki dua komponen utama, yaitu saraf simpatis dan parasimpatis. Peningkatan kerja jantung identik dengan kerja dari saraf simpatis, sedangkan penurunan kerja jantung identik dengan kerja dari saraf parasimpatis [16]. Sehingga, berdasarkan pedoman yang dibuat oleh sekumpulan dokter ahli jantung eropa pada tahun 1996, pada saat posisi beristirahat didapati bahwa saraf parasimpatik bekerja lebih dominan dari saraf simpatis. Sebaliknya, pada saat tubuh beraktivitas kerja dari saraf simpatis akan meningkat seiring beban aktivitas yang dilakukan dan diikuti dengan menurunnya kerja dari saraf parasimpatis [15].

Untuk menganalisa HRV dapat dilakukan dengan beberapa metode, diantaranya analisa pada domain waktu atau biasa disebut *Time Domain Analysis* (TDA) dan analisa pada domain frekuensi atau biasa disebut *Frequency Domain Analysis* (FDA). Pada domain waktu, terdapat 2 parameter yang menjadi *gold* standar, yaitu *standard deviation of the RR interval* (SDRR), *standard deviation of the averages of RR interval in all 5 min segments of the entire recording* (SDARR) dan *root mean square of successive RR interval differences* (RMSSD). Pada domain frekuensi, nilai power dari *Very Low Frequency* (VLF), *Low Frequency* (LF), dan *High Frequency* (HF) menjadi parameter yang umum digunakan untuk mengestimasi nilai HRV [15].

2.2.4 Pulse Rate Variability

Pulse rate variability (PRV) merupakan sebuah metode yang didapat dari hasil perhitungan aliran tekanan darah pada hasil pembacaan alat PPG [11]. Pada PRV, prinsip perhitungannya mirip dengan yang dilakukan pada metode HRV, hanya saja pada sinyal PRV *peak* yang dideteksi adalah sinyal sistol. Kemudian, *peak* yang sudah dideteksi akan dihitung jarak antar *peak* nya. Sehingga, pada metode PRV yang didapati adalah *P-P interval* atau biasa disingkat PPI. Dari nilai PPI tersebut nantinya PRV akan dihitung, sama seperti pada HRV, PRV dapat dihitung menggunakan parameter yang sama dengan HRV.

BAB 3

METODOLOGI

3.1 Subjek Penelitian

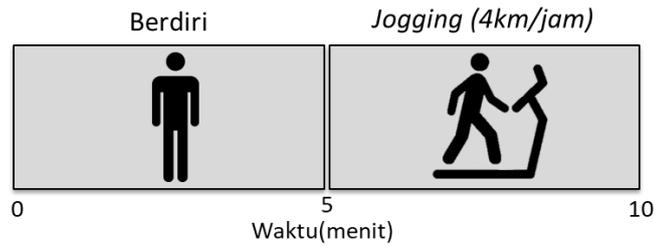
Subjek pada penelitian ini adalah 18 orang pria yang dipilih berdasarkan beberapa kriteria tertentu. Kriteria – kriterianya adalah subjek adalah pria dengan rentang umur 18 – 23 tahun dalam kondisi sehat dan tidak memiliki riwayat penyakit kardiovaskular sebelumnya. Sehari sebelum pengambilan data, subjek diminta untuk tidur yang cukup, yaitu kurang lebih 6 jam, tidak dalam pengaruh minuman berkafein, dan sedang tidak dalam mengonsumsi obat-obatan yang dapat mempengaruhi detak jantung. Dari 18 subjek yang telah terpilih, subjek dibagi menjadi 2 kelompok. Kelompok 1 beranggotakan 13 orang pria akan diberi perlakuan sesuai desain penelitian 1, sedangkan kelompok 2 yang beranggotakan 5 orang pria akan diberi perlakuan sesuai dengan desain penelitian 2. Seluruh perekaman data dilakukan hanya satu kali pada masing-masing subjek.

3.2 Desain Penelitian

Pada penelitian ini terdapat 2 desain penelitian yang digunakan untuk proses perekaman data pada subjek. Pengambilan data dilakukan selama 20 – 35 menit, 5 menit pertama subjek akan diberikan penjelasan terkait prosedur pengambilan data yang akan dilakukan. Setelah itu, dilakukan pemasangan alat EKG dan PPG selama kurang lebih 15 menit. Setelah alat terpasang pada tubuh subjek, dipastikan terlebih dahulu sinyal hasil perekaman data sesuai dengan yang diinginkan, jika belum maka peletakan alat perlu diperbaiki sehingga didapat bentuk sinyal yang sesuai.

3.2.1 Desain Penelitian 1

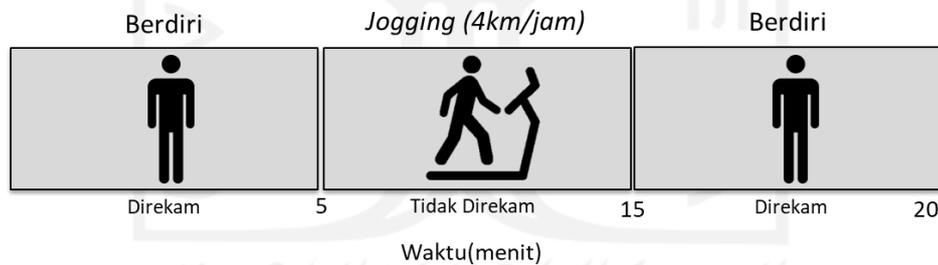
Pada desain penelitian 1, dilakukan oleh subjek kelompok 1, perekaman data dilakukan secara kontinyu dan terbagi menjadi 2 kondisi. Kondisi 1, subjek diminta berdiri selama 5 menit dan tidak diperkenankan untuk bergerak ataupun berbicara. Kemudian, pada kondisi 2 subjek diminta jogging di atas *treadmill* selama 5 menit pada kecepatan 4 km/jam dan diperbolehkan untuk berbicara maupun menggerakkan tangannya. Perekaman data saat *jogging* dilakukan untuk menginvestigasi apakah penggunaan PPG pada saat beraktivitas fisik dapat merepresentasikan nilai HRV saat beraktivitas fisik dengan tepat. Tahapan perekaman data dan posisi subjek saat perekaman data dapat dilihat pada Gambar 3.1 Desain Penelitian 1.



Gambar 3.1 Desain Penelitian 1

3.2.2 Desain Penelitian 2

Pada desain penelitian 2, dilakukan oleh subjek kelompok 2, perekaman data dilakukan tidak secara kontinyu. Pertama, subjek diminta berdiri selama 5 menit dan tidak diperbolehkan bergerak ataupun berbicara. Setelah itu, subjek diminta berlari kecil ditempat selama 10 menit, pada tahap ini tidak dilakukan perekaman data. Hal ini ditujukan untuk menginvestigasi apakah ada pengaruh fisiologis jantung saat beraktivitas fisik yang dapat memengaruhi hasil perhitungan HRV dan PRV. Kemudian, setelah subjek selesai beraktivitas fisik, subjek diminta berdiri dan dilakukan perekaman data kembali selama 5 menit dengan prosedur yang sama seperti pada tahap pertama. Tahapan perekaman data dan posisi subjek saat perekaman data dapat dilihat pada Gambar 3.2 Desain Penelitian 2.



Gambar 3.2 Desain Penelitian 2

3.3 Alat dan Perekaman Data

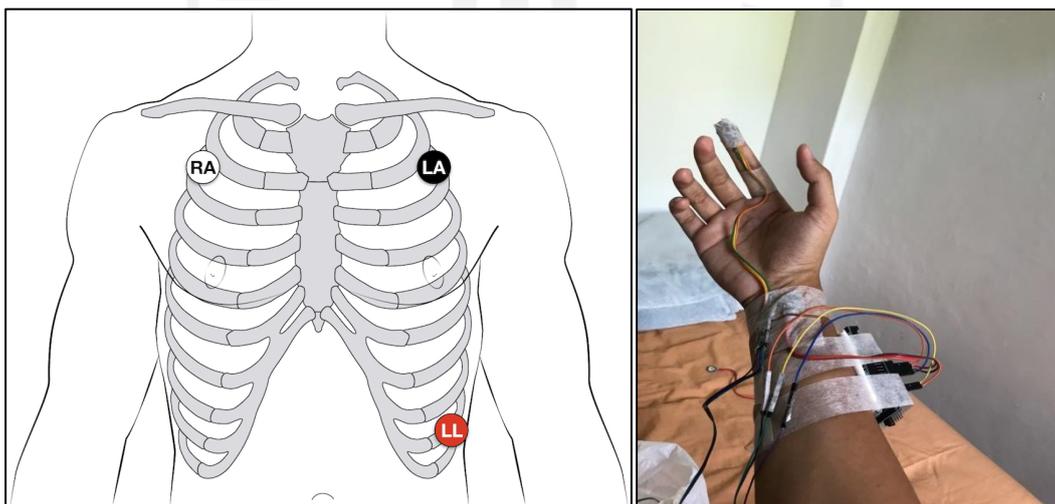
Terdapat beberapa alat yang digunakan dalam penelitian ini (Gambar 3.3), 1 buah Elektrokardiogram (EKG), 2 buah *Photoplethysmography* (PPG), 1 buah *ECG Shield* dan 1 buah *Arduino UNO*. *ECG Shield* digunakan sebagai *device* agar EKG dapat digunakan, sebab pada *Arduino UNO* tidak terdapat *port* untuk EKG. Alat PPG juga dihubungkan pada *ECG Shield*, dimana *ECG Shield* ditancapkan pada *Arduino UNO*. Pada penelitian ini, semua alat masih menggunakan kabel pada pemasangannya, belum menggunakan teknologi *wireless* atau pun

bluetooth. Data direkam dengan secara bersamaan antar EKG dan PPG dengan frekuensi sampling 260 Hz menggunakan aplikasi *Arduino IDE*.



Gambar 3.3 Alat Rekam Data : EKG Shield (Kiri) [17] , *Photoplethysmography* (PPG) (Tengah) [18], dan *Arduino Uno* (Kanan) [19].

Standar peletakan EKG yang digunakan pada penelitian ini adalah teknik *Limb Lead 2*. Pada teknik ini, peletakkan elektroda EKG membentuk segitiga *Einthoven* dimana titik pertama diletakkan pada dada kanan bagian atas, titik kedua pada dada kiri bagian atas dan titik ketiga pada perut bagian bawah sebelah kiri. Peletakkan alat PPG dibagi menjadi 2 titik, titik pertama PPG diletakkan pada ujung jari telunjuk kanan dan titik kedua pada pergelangan tangan kanan, tepatnya pada *Arteria Radialis*. Peletakkan EKG dan PPG dapat dilihat lebih jelas pada Gambar 3.4 Peletakkan EKG pada Dada (Kiri) [20], PPG pada Ujung Jari Telunjuk Kanan dan Pergelangan Tangan Kanan (Kanan).

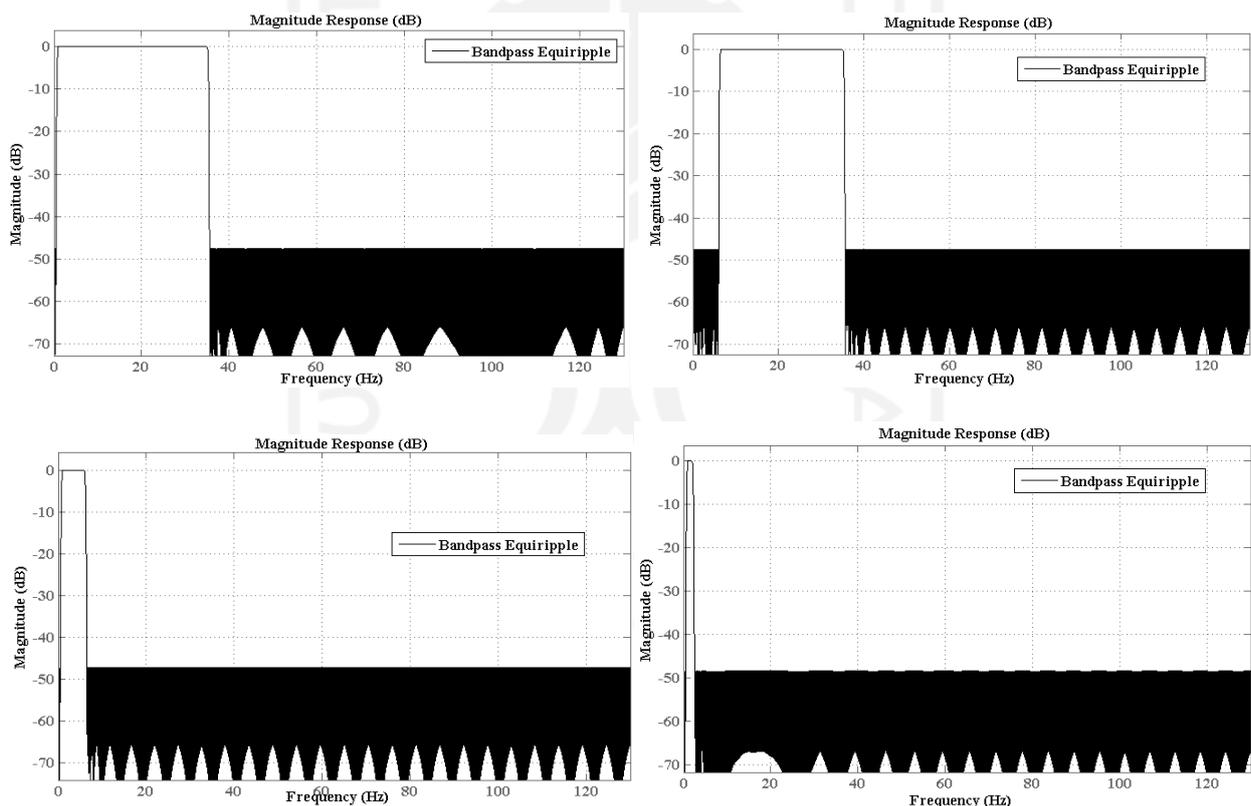


Gambar 3.4 Peletakkan EKG pada Dada (Kiri) [20], PPG pada Ujung Jari Telunjuk Kanan dan Pergelangan Tangan Kanan (Kanan)

3.4 Pre-Processing Signal

Data yang sudah didapat dari hasil perekaman pada subjek, tidak serta merta digunakan lalu dianalisis. Pada penelitian ini, dilakukan terlebih dahulu pra pemrosesan sinyal menggunakan *software* MATLAB sebelum akhirnya data akan dianalisis. Pada tahap ini, sinyal EKG dan PPG yang sudah didapat diberi *filter* terlebih dahulu. Pemberian *filter* pada sinyal dimaksudkan agar *peak* pada sinyal EKG dan menjadi lebih mudah dideteksi dan meminimalisir terjadinya *miss detection*. Sebab, pada beberapa kondisi terdapat *noise* dan *motion artifact* (MA) pada sinyal hasil perekaman, terutama pada sinyal PPG.

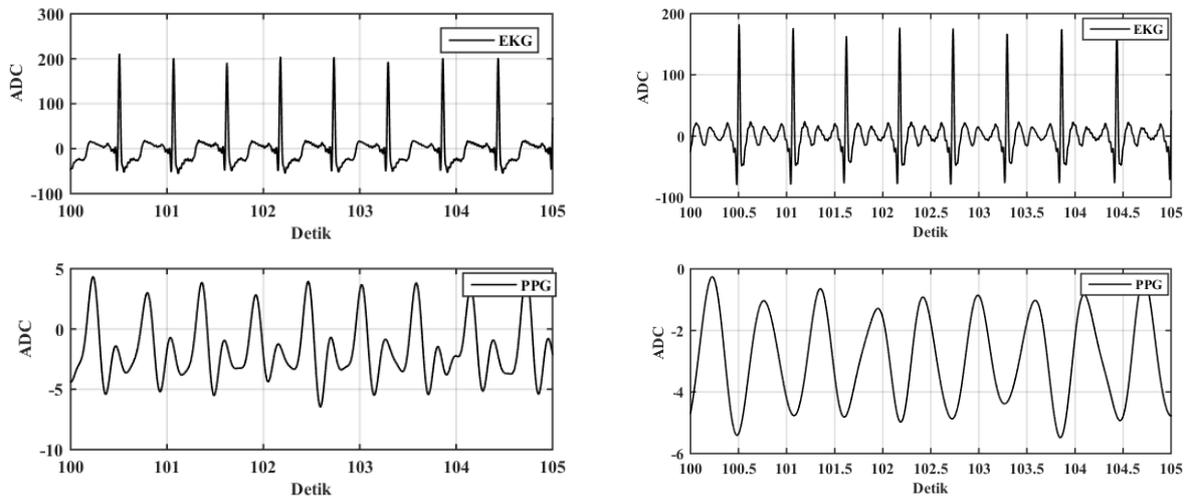
Pembuatan *filter* menggunakan *tools* yang tersedia pada *software* MATLAB, yaitu *fdatool*. Pada penelitian ini, digunakan teknik *filter bandpass filter* dengan 2 desain yang berbeda pada masing - masing sinyal EKG dan PPG. Desain *filter* pertama memfilter sinyal pada frekuensi 1 – 35 Hz untuk sinyal EKG dan 1 – 6 Hz untuk sinyal PPG (Gambar 3.5 Desain *Filter* 1 (Kiri) dan Desain *Filter* 2 (Kanan)).



Gambar 3.5 Desain *Filter* 1 (Kiri) dan Desain *Filter* 2 (Kanan)

Pada *filter* ini, hasil filtrasi sinyal menampilkan bentuk sinyal seperti pada Gambar 3.6, dimana bentuk sinyal ditampilkan secara utuh, hanya menghilangkan *noise* yang terdapat pada sinyal. Desain *filter* kedua memfilter sinyal pada frekuensi 6 – 35 Hz untuk sinyal EKG dan 1 – 2 Hz untuk sinyal PPG (Gambar 3.5 Desain *Filter* 1 (Kiri) dan Desain *Filter* 2 (Kanan)). Pada desain

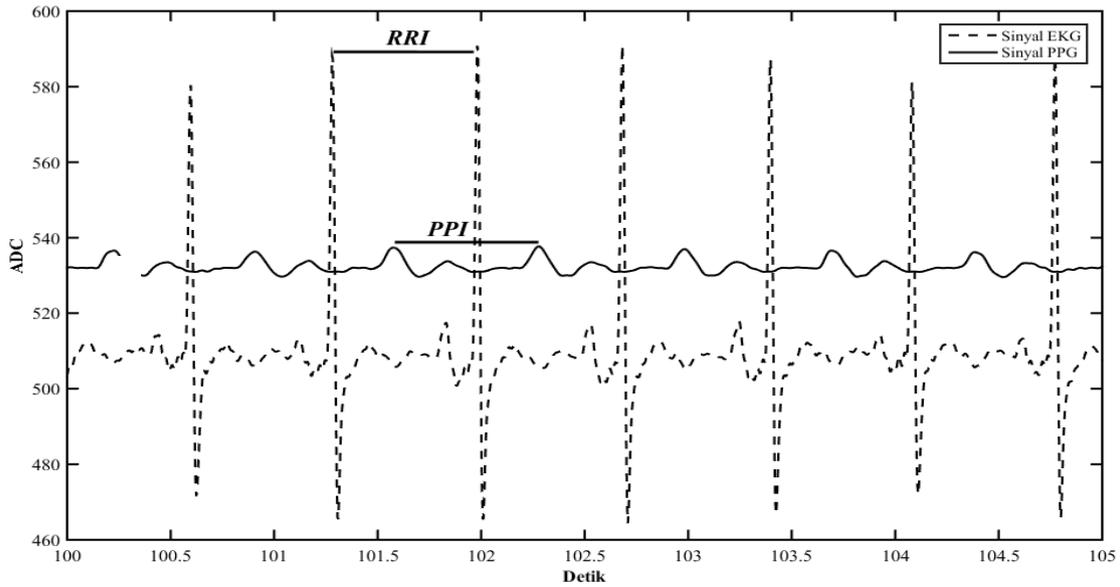
filter kedua, hasil filtrasi sinyal hanya menampilkan *peak* dari masing-masing sinyal saja, dimana pada sinyal EKG hanya menampilkan sinyal R dan melemahkan sinyal P, Q, S dan T. Pada sinyal PPG hanya sinyal sistol dan melemahkan sinyal diastol seperti pada Gambar 3.6 Sinyal Hasil *Filter* 1 (Kiri) dan Sinyal Hasil *Filter* 2 (Kanan).



Gambar 3.6 Sinyal Hasil *Filter* 1 (Kiri) dan Sinyal Hasil *Filter* 2 (Kanan)

3.5 Pemrosesan Sinyal dan Ekstraksi Fitur

Sinyal EKG dan PPG yang telah diolah pada tahap Pra Pemrosesan Sinyal, kemudian akan dianalisis menggunakan HRV dan PRV. Untuk dapat menganalisis data HRVnya, perlu dideteksi terlebih dahulu *R peak*nya untuk sinyal EKG dan *P peak* pada sinyal PPG. Menggunakan program yang telah dibuat pada *software* MATLAB, ditentukan terlebih dahulu nilai *threshold* dari masing-masing sinyal EKG dan PPG agar deteksi *peak*nya akurat. Setelah *peak*nya ditemukan, kemudian *peak* yang terdeteksi dikurangkan dengan *peak* sebelumnya agar didapat nilai *R-R Interval* (RRI), untuk HRV, dan *P-P Interval* (PPI), untuk PRV, dari masing-masing sinyal seperti pada Gambar 3.7 Deteksi *Peak* pada Sinyal EKG dan PPG.



Gambar 3.7 Deteksi *Peak* pada Sinyal EKG dan PPG

Nilai RRI dan PPI yang sudah didapat akan digunakan untuk menganalisa *Heart Rate Variability* (HRV) pada sinyal EKG dan *Pulse Rate Variability* (PRV) pada sinyal PPG. Pada penelitian ini, digunakan analisis pada domain waktu, atau *Time Domain Analysis* (TDA), dan analisa pada domain frekuensi, atau *Frequency Domain Analysis* (FDA), untuk menganalisis parameter HRV. Pada TDA digunakan beberapa fitur yang didapat dari hasil perhitungan statistik, yaitu *MeanRR*, *standard deviation of RR Interval/SDRR*, dan *the square root of the mean of the standard deviation /RMSSD* dimana *MeanRR* adalah rerata dari nilai *R-R interval*, *SDRR* adalah nilai standar deviasi dari *R-R interval* dan *RMSSD* adalah rerata akar kuadrat dari *R-R interval* yang berurutan [21]. Berikut merupakan rumus untuk menghitung parameter pada TDA:

$$MeanRR = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i \quad (2.1)$$

$$SDRR = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - MeanRR)^2} \quad (2.2)$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{(N-1)} \sum_{i=1}^N (RR_i - RR_{i+1})^2} \quad (2.3)$$

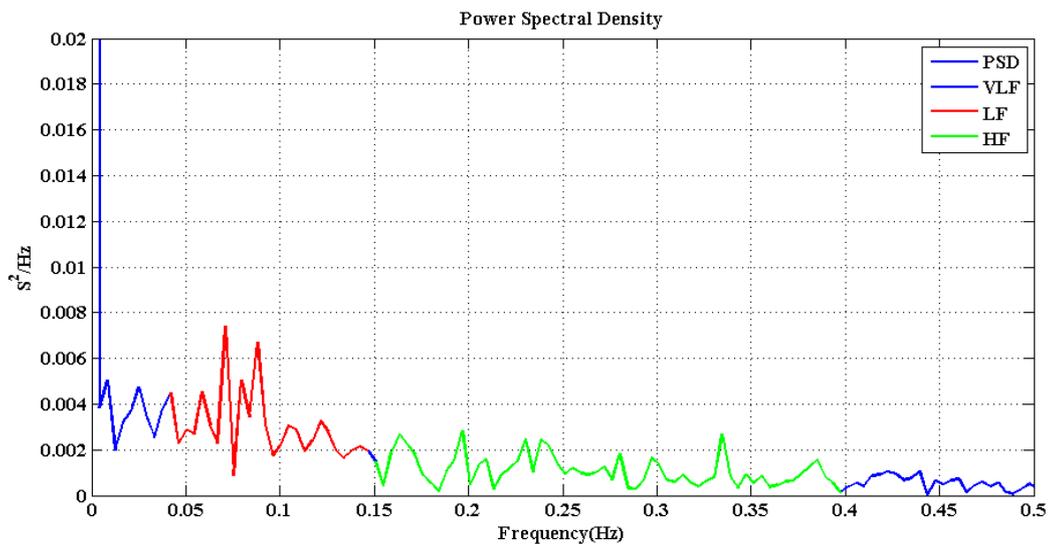
i = Indeks Data Ke-

N = Jumlah Sampel

RR = *R-R Interval*

Frequency Domain Analysis (FDA) dibagi menjadi 2, analisis parametris dan nonparametris dimana pada penelitian ini digunakan analisis non-parametris. FDA didapat dengan mensampling ulang hasil deteksi *RR-interval* menggunakan teknik interpolasi pada frekuensi 1 Hz dan kemudian

hasil dari interpolasi ditampilkan dalam *fast fourier transform* (FFT) seperti yang terlihat pada Gambar 3.8. Pada FDA menyajikan informasi *autonomic nervous system* (ANS) pada jantung yang meliputi sistem saraf simpatis dan parasimpatis. Hasil analisa pada FDA meliputi *low frequency* (LF) dan *high frequency* (HF), dimana *power spectrum density* (PSD) dari tiap-tiap komponen merepresentasikan informasi yang berbeda. Normalnya, LF PSD (0.04 – 0.15 Hz) erat hubungannya dengan aktivitas simpatis pada jantung, sedangkan HF PSD (0.15 – 0.4 Hz) erat hubungannya dengan aktivitas parasimpatis dan *respiratory sinus arrhythmia* (RSA) [4].



Gambar 3.8 Contoh *Power Spectral Density* pada Domain Frekuensi

$$\text{Power Spectral Density} = \sum_{i=1}^N \frac{|x(i)|^2}{N} \quad (2.4)$$

i = Indeks Data Ke-

N = Panjang Data Variabel X

x = FFT R - R Interval

3.6 Metode Analisis

Selain menganalisa HRV menggunakan metode TDA dan FDA, juga diteliti korelasi antara hasil deteksi R *peak* dan P *peak* menggunakan uji korelasi *Pearson*. Uji korelasi *Pearson* merupakan salah satu metode untuk mengukur kekuatan dan arah hubungan linier dari dua variabel yang diujikan. Dua variabel yang diuji akan dikatakan berkorelasi apabila nilai koefisien korelasinya tidak lebih kecil dari standar r *value* yang ditentukan. Nilai r *value* didapat dengan cara membuat terlebih dahulu *Pearson R Table* dengan batas ambang (p -*value* = 0,05). Untuk uji statistik, digunakan uji non parametris *Wilcoxon Rank Sum Test* untuk melihat apakah terdapat perbedaan signifikan antara HRV dan PRV pada hasil masing-masing ekstraksi fitur TDA dan FDA. Data akan dikatakan memiliki perbedaan yang signifikan apabila nilai p -*value* < 0,05 [22].

$$r \text{ value} = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_i (y_i - \bar{y})^2}} \quad (2.5)$$

x_i = nilai variable x di indeks data ke-i

\bar{x} = nilai rerata dari variable x

y_i = nilai variabel y di indeks data ke-i

\bar{y} = nilai rerata variable y

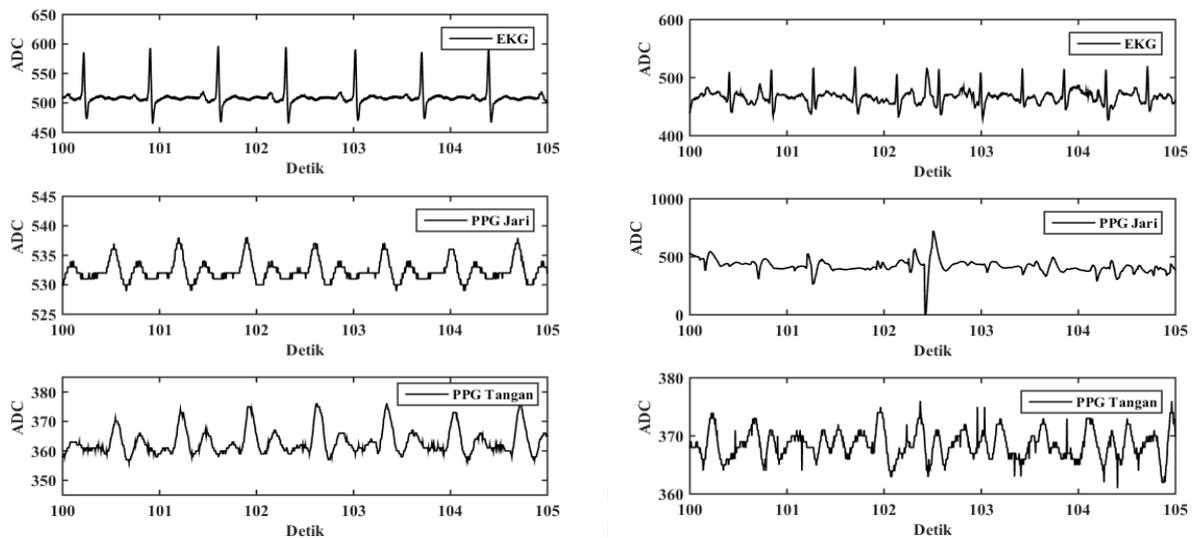
BAB 4

HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Perbandingan Data RAW

Perekaman data EKG dan PPG dilakukan secara bersamaan, dimana digunakan 2 buah PPG, diletakkan di ujung jari telunjuk kanan dan pergelangan tangan kanan. Gambar 4.1 Sinyal RAW EKG dan PPG Posisi Berdiri (Kiri) dan Posisi *Jogging* (Kanan) menunjukkan sinyal RAW hasil perekaman data EKG dan PPG. Pada Gambar 3.7 terlihat bahwa sinyal EKG dan PPG tidak berada pada fase yang sama, sinyal EKG muncul terlebih dahulu baru kemudian diikuti oleh sinyal PPG, baik PPG jari maupun PPG pergelangan tangan dikarenakan kondisi fisiologis tubuh [22]. Sehingga, menjadi wajar ketika hasil pembacaan sinyal EKG lebih dahulu muncul dibandingkan dengan hasil pembacaan sinyal PPG. Adapun perbedaan nilai ADC pada sinyal PPG jari dan pergelangan tangan dikarenakan perbedaan nilai *input device* yang digunakan pada *Arduino UNO*, 5 volt untuk PPG jari dan 3,3 volt untuk PPG pergelangan tangan.

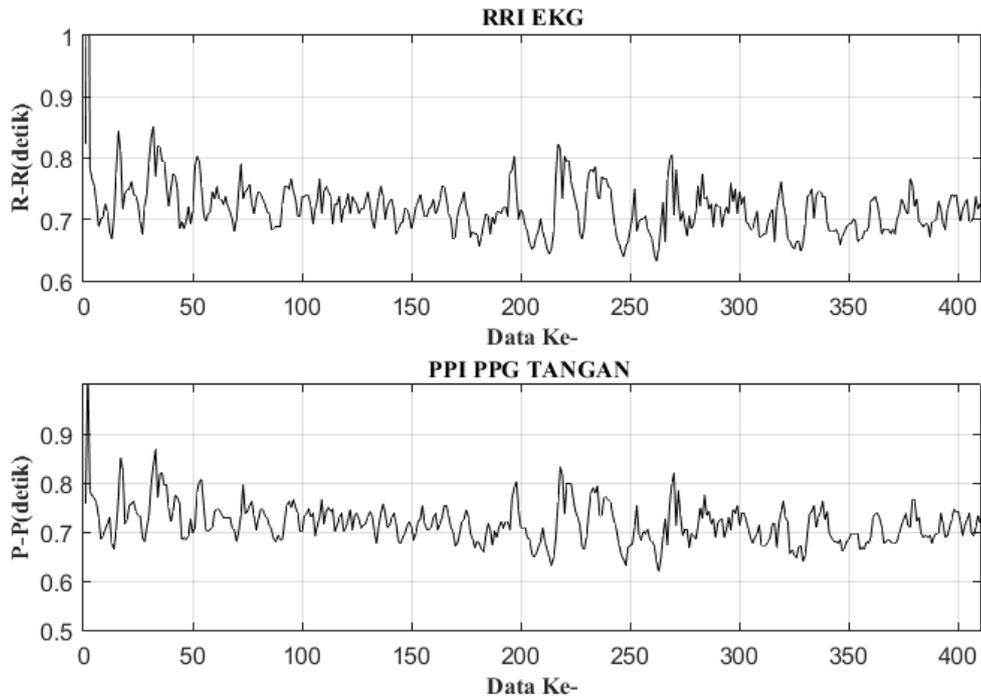
Data RAW hasil penelitian menunjukkan adanya perbedaan pada kondisi diam dan saat beraktivitas. Pada Gambar 4.1 Sinyal RAW EKG dan PPG Posisi Berdiri (Kiri) dan Posisi *Jogging* (Kanan) terlihat bahwa data RAW pada kondisi diam memiliki bentuk sinyal yang lebih baik, dikatakan baik ketika sinyal EKG terlihat jelas sinyal P, Q, R, S, dan T dan untuk sinyal PPG terlihat jelas bentuk sinyal diastol dan sistol. Hal ini dikarenakan adanya pergerakan pada tubuh subjek pada saat beraktivitas fisik, terutama tangan, menyebabkan data hasil pembacaan EKG dan PPG menjadi tidak baik. Seperti dijelaskan sebelumnya, bahwa kelemahan dari PPG adalah ketika digunakan dalam kondisi beraktivitas maka akan terdapat *motion artifacts* pada sinyal hasil pembacaannya.



Gambar 4.1 Sinyal RAW EKG dan PPG Posisi Berdiri (Kiri) dan Posisi *Jogging* (Kanan)

4.2 Analisis Korelasi

Data hasil perekaman disimpan dalam format teks dan kemudian diolah menggunakan MATLAB. Setelah diberi *filter*, masing-masing data EKG, PPG jari dan PPG tangan dideteksi *peak-peak* yang terdapat pada sinyal hasil perekaman. Setelah semua *peak* berhasil dideteksi, maka dicari jarak antar *peak*nya atau biasa disebut *R-R Interval* (RRI) pada EKG dan *P-P Interval* (PPI) pada PPG. Sebelum hasil RRI dan PPI yang sudah didapat diekstraksi dan dianalisa pada domain waktu dan domain frekuensi, terlebih dahulu dicari korelasi antara antara keduanya pada tiap subjek menggunakan Uji Korelasi *Pearson*. Dikatakan terdapat korelasi antara HRV dan PRV apabila masing- masing nilai RRI dan PPI yang dideteksi memiliki hubungan yang linear, seperti yang dapat dilihat pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2 Contoh RRI dan PPI dengan Korelasi Tinggi pada Kondisi Diam

Tabel 4.1 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Diam

	HRV vs fPRV		HRV vs wPRV	
	Filter 1 Diam	Filter 2 Diam	Filter 1 Diam	Filter 2 Diam
Subjek 1	0,5784	0,6387	-0,0311	0,0601
Subjek 2	0,1126	0,1341	0,0619	-0,0560
Subjek 3	0,1375	0,0344	0,9072	0,2640
Subjek 4	0,1406	-0,1692	0,1481	-0,0761
Subjek 5	0,2611	-0,1854	0,3662	-0,0682
Subjek 7	0,5617	0,1237	0,8299	0,2744
Subjek 8	0,5251	0,1194	0,1952	-0,2018
Subjek 9	0,2495	0,0375	0,3723	0,1001
Subjek 10	0,4337	0,1816	0,2765	0,0950
Subjek 11	-0,2878	-0,1869	-0,4293	-0,1522
Subjek 12	0,1944	0,3035	0,1944	0,5019
Subjek 13	0,1567	0,0594	0,4994	0,1405
Rerata	0,2553	0,0909	0,2826	0,0735

HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Pada kondisi diam, korelasi antara HRV vs PRV dari masing-masing subjek pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2*, menunjukkan adanya kesesuaian meskipun tingkat korelasinya tidak begitu kuat (Tabel 4.1 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Diam). Berdasarkan Tabel 4.1 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Diam, rerata nilai hasil uji korelasi menunjukkan

bahwasannya penggunaan *filter* 1 (0,2553 dan 0,2826) memiliki korelasi yang lebih kuat dibandingkan dengan penggunaan *filter* 2 (0,0909 dan 0,0735) pada kondisi diam dan HRV vs fPRV (0,2553) memiliki korelasi yang lebih lemah dibandingkan dengan HRV vs wPRV (0,2826).

Tabel 4.2 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Beraktivitas Fisik

	HRV vs fPRV		HRV vs wPRV	
	<i>Filter</i> 1 Jogging	<i>Filter</i> 2 Jogging	<i>Filter</i> 1 Jogging	<i>Filter</i> 2 Jogging
Subjek 2	0,0075	0,0077	0,0425	0,0191
Subjek 3	0,0075	0,0909	0,0304	0,4534
Subjek 7	-0,0270	-0,0670	0,0304	0,0307
Subjek 9	0,0378	-0,0740	0,0761	-0,0793
Subjek 10	0,0130	0,0447	-0,0240	0,0492
Subjek 11	0,1064	0,0675	0,0654	0,1830
Subjek 13	0,0001	-0,0113	0,0290	-0,1138
Rerata	0,0208	0,0083	0,0357	0,0775

HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Dikarenakan tidak seluruh subjek kelompok 1 memiliki sinyal RAW EKG dan PPG yang baik, maka hanya yang tertampil pada Tabel 4.2 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Beraktivitas Fisik yang datanya dapat digunakan pada kondisi beraktivitas fisik. Seperti yang terlihat pada Tabel 4.2 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Beraktivitas Fisik, pada saat beraktivitas fisik menunjukkan korelasi yang sangat lemah antara HRV dan PRV pada seluruh subjek kelompok 1. Oleh sebab itu, nilai rerata hasil uji *Pearson* nya 0,0208 (HRV vs fPRV) dan 0,0083 (HRV vs wPRV) pada penggunaan *filter* 1, dan 0,0357 (HRV vs fPRV) dan 0,0775 (HRV vs wPRV) pada penggunaan *filter* 2. Hal ini menunjukkan HRV vs wPRV memiliki korelasi yang lebih kuat dari HRV vs fPRV pada kondisi beraktivitas fisik.

Tabel 4.3 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik

	HRV vs fPRV		HRV vs wPRV	
	<i>Filter</i> 1 Sebelum	<i>Filter</i> 2 Sebelum	<i>Filter</i> 1 Sebelum	<i>Filter</i> 2 Sebelum
Subjek 1	0,5827	-0,0311	0,5887	-0,0909
Subjek 2	0,1804	-0,0368	0,3545	0,1005
Subjek 3	0,1050	0,2048	0,1272	0,2024
Subjek 4	0,6749	0,8333	0,6715	0,7850
Subjek 5	0,1951	-0,2450	0,4953	-0,1162
Rerata	0,3476	0,1450	0,4475	0,1762

HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Pada desain penelitian 2, dimana perekaman data dilakukan oleh subjek kelompok 2 pada kondisi diam sebelum dan sesudah beraktivitas fisik, menunjukkan korelasi yang cukup kuat antara

HRV dan PRV pada saat kondisi sebelum beraktivitas fisik (Tabel 4.3 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik). Hal ini dikarenakan nilai rerata hasil uji *Pearson* nya 0,3476 (HRV vs fPRV) dan 0,1450 (HRV vs wPRV) pada penggunaan *filter* 1, dan 0,4475 (HRV vs fPRV) dan 0,1762 (HRV vs wPRV). Akan tetapi, jika melihat nilai hasil uji *Pearson* penggunaan *filter* 2 pada subjek 1, 2 dan 5 memperlihatkan tidak adanya korelasi antara HRV dan PRV. Hal tersebut dikarenakan pada penggunaan *filter* 2 pada kondisi sebelum beraktivitas fisik, banyak didapati *miss detection* pada pra pemrosesan sinyal PPG, baik PPG jari maupun PPG tangan. *Miss detection* yang ditemui pada penggunaan *filter* 2 menunjukkan kurang efektifnya penggunaan *filter* 2 pada kondisi sebelum beraktivitas fisik.

Tabel 4.4 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Sesudah Beraktivitas Fisik

	HRV vs fPRV		HRV vs wPRV	
	<i>Filter</i> 1 Sesudah	<i>Filter</i> 2 Sesudah	<i>Filter</i> 1 Sesudah	<i>Filter</i> 2 Sesudah
Subjek 1	0,0612	-0,0522	0,0351	0,0390
Subjek 2	0,3299	-0,0363	0,2466	-0,1171
Subjek 3	0,2401	0,0845	0,0457	-0,1516
Subjek 4	0,6469	0,6935	0,1058	0,1069
Subjek 5	-0,1631	-0,3638	-0,0864	-0,2584
Rerata	0,2230	0,0652	0,0694	-0,0762

HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Pada kondisi diam setelah beraktivitas fisik, korelasi antara HRV dan PRV terbilang lemah. Merujuk pada Tabel 4.4 Hasil Uji Korelasi *Pearson* Pada Kondisi Sesudah Beraktivitas Fisik, hanya rerata hasil uji *Pearson* pada HRV vs fPRV penggunaan *filter* 1 yang menunjukkan korelasi yang cukup kuat ($r\text{-value} = 0,2230$). Adapun hasil uji korelasi menggunakan *filter* 2, memperlihatkan hasil uji yang lemah antara HRV dan PRV. Hal tersebut dikarenakan data RAW pada beberapa subjek untuk kondisi setelah beraktivitas fisik memiliki bentuk sinyal yang kurang baik karena subjek yang tidak sengaja bergerak, sehingga banyak didapati *miss detection* pada pra pemrosesan sinyal PPG, baik PPG jari maupun PPG tangan. Oleh sebab itu, penggunaan *filter* 1 pada kondisi diam lebih efektif jika dibandingkan dengan *filter* 2.

Berdasarkan hasil yang didapat, dapat dikatakan bahwa pada kondisi diam, baik pada desain penelitian 1 maupun desain penelitian 2, menunjukkan adanya korelasi yang cukup kuat dan pada kondisi beraktivitas fisik memiliki korelasi yang sangat lemah antara HRV dan PRV.

4.3 Analisis Heart Rate Variability dan Pulse Rate Variability pada Kondisi Diam

Analisis HRV dan PRV dilakukan pada domain waktu (*time domain analysis*) dan domain frekuensi (*frequency domain analysis*). Analisis pada domain waktu dan domain frekuensi

digunakan untuk mengetahui kemungkinan PRV untuk menggantikan HRV pada kondisi diam. Uji signifikansi menggunakan Metode *Wilcoxon Rank Sum Test* menunjukkan bahwa pada penggunaan *filter 1*, hanya parameter *RMSSD* antara HRV vs wPRV yang memiliki perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} < 0,05$). Sedangkan pada penggunaan *filter2*, hanya parameter *MeanRR* yang memperlihatkan tidak adanya perbedaan yang signifikan (Tabel 4.5 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Diam). Hal ini menunjukkan bahwa secara umum pada penggunaan *filter2* terdapat perbedaan yang signifikan antara HRV dan PRV, baik pada domain waktu ataupun domain frekuensi, sedangkan tidak dengan penggunaan *filter 1*.

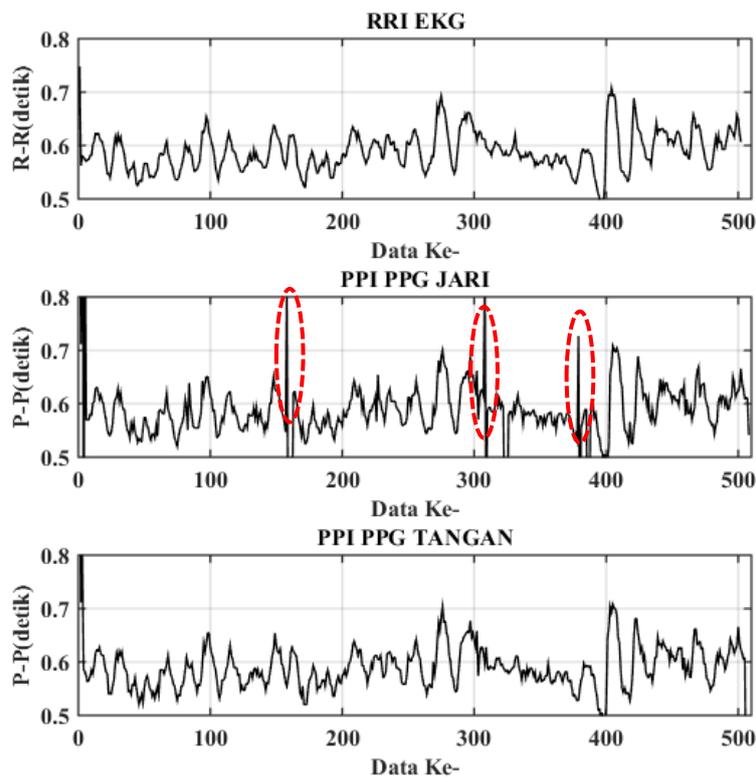
Pada domain waktu untuk parameter *MeanRR*, nilai rerata antara HRV dan PRV menunjukkan tingkat kemiripan yang sangat dekat pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2*. Hasil uji signifikansinya pun menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan antara keduanya ($p\text{-value} > 0,05$). Pada parameter *SDRR*, terlihat adanya perbedaan dari nilai rerata pada HRV (0,0486), fPRV (0,0592) dan wPRV (0,0623) baik pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2*. Akan tetapi pada penggunaan *filter 1*, meskipun ada perbedaan nilai rerata antara HRV dan PRV hasil uji signifikansinya menunjukkan bahwa tidak ada perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Sedangkan pada penggunaan *filter 2*, perbedaan nilai rerata *SDRR* HRV (0,0385), fPRV (0,1398) dan wPRV (0,1049) terlihat cukup jauh dengan selisih nilai kurang lebih 0,1 s jika mengacu pada nilai rerataHRV. Pada parameter *RMSSD*, ditemukan perbedaan yang cukup jauh pada nilai rerata antara HRV dan PRV pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2*. Hasil uji signifikansinya pun menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} < 0,05$) pada penggunaan kedua *filter* antara HRV vs PRV. Hanya HRV vs fPRV penggunaan *filter 1* yang menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} > 0,05$) antara HRV dan PRV.

Tabel 4.5 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Diam

Kondisi		fPRV		HRV		wPRV	
		Rerata	SE	Rerata	SE	Rerata	SE
<i>Filter 1</i> Berdiri	Mean RR(s)	0,6101	0,0209	0,6028	0,0211	0,6066	0,0206
	<i>SDRR</i> (s)	0,0592	0,0079	0,0486	0,0051	0,0623	0,0131
	<i>RMSSD</i> (s)	0,0571	0,0130	0,0461*	0,0100	0,0850*	0,0202
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0010	0,0002	0,0004	0,0001	0,0009	0,0002
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0008	0,0002	0,0003	0,0001	0,0007	0,0002
<i>Filter 2</i> Berdiri	Mean RR(s)	0,5962	0,0199	0,6009	0,0209	0,5934	0,0216
	<i>SDRR</i> (s)	0,1398*	0,0244	0,0385*	0,0037	0,1049*	0,0133
	<i>RMSSD</i> (s)	0,1677*	0,0333	0,0224*	0,0059	0,1260*	0,0187
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0091*	0,0046	0,0003*	0,0001	0,0018*	0,0004
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0041*	0,0018	0,0001*	0,0000	0,0019*	0,0006

(* $p < 0,05$ antara HRV vs PRV yang diberi tanda), HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Pada domain frekuensi untuk parameter pLF , terdapat adanya perbedaan nilai rerata yang cukup terlihat (Tabel 4.5 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Diam) antara HRV, fPRV dan wPRV baik pada penggunaan *filter 1* maupun *filter 2*. Meskipun terlihat perbedaan yang cukup jauh pada penggunaan *filter 1*, uji signifikansi menunjukkan bahwa tidak ada perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} > 0,05$) antara HRV vs fPRV maupun HRV vs wPRV. Hal yang berbeda ditemukan pada penggunaan *filter 2*, dimana hasil uji signifikansi menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} < 0,05$) antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Pada parameter pHF , juga menunjukkan adanya perbedaan nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV baik pada penggunaan *filter 1* maupun *filter 2*. Akan tetapi, berdasarkan hasil uji signifikansi penggunaan *filter 1*, pada parameter pHF tidak ada perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. ($p\text{-value} > 0,05$). Sebaliknya, pada penggunaan *filter 2* menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} < 0,05$) antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV.

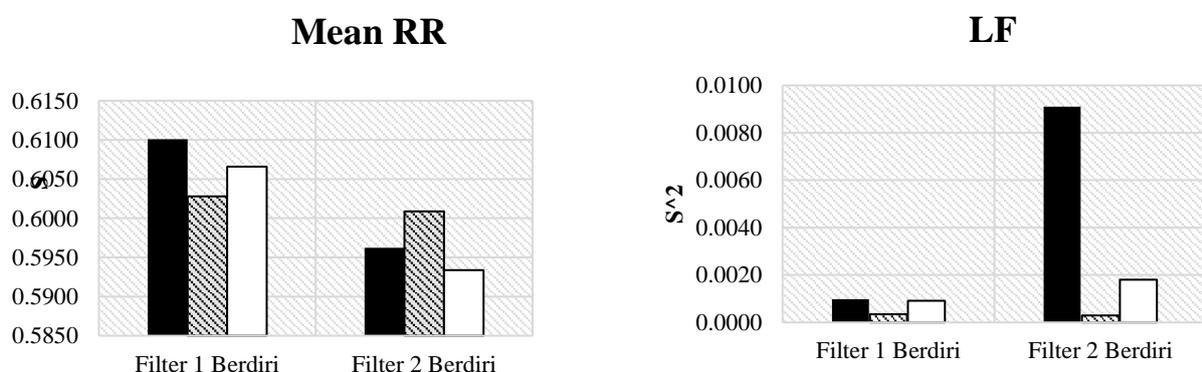


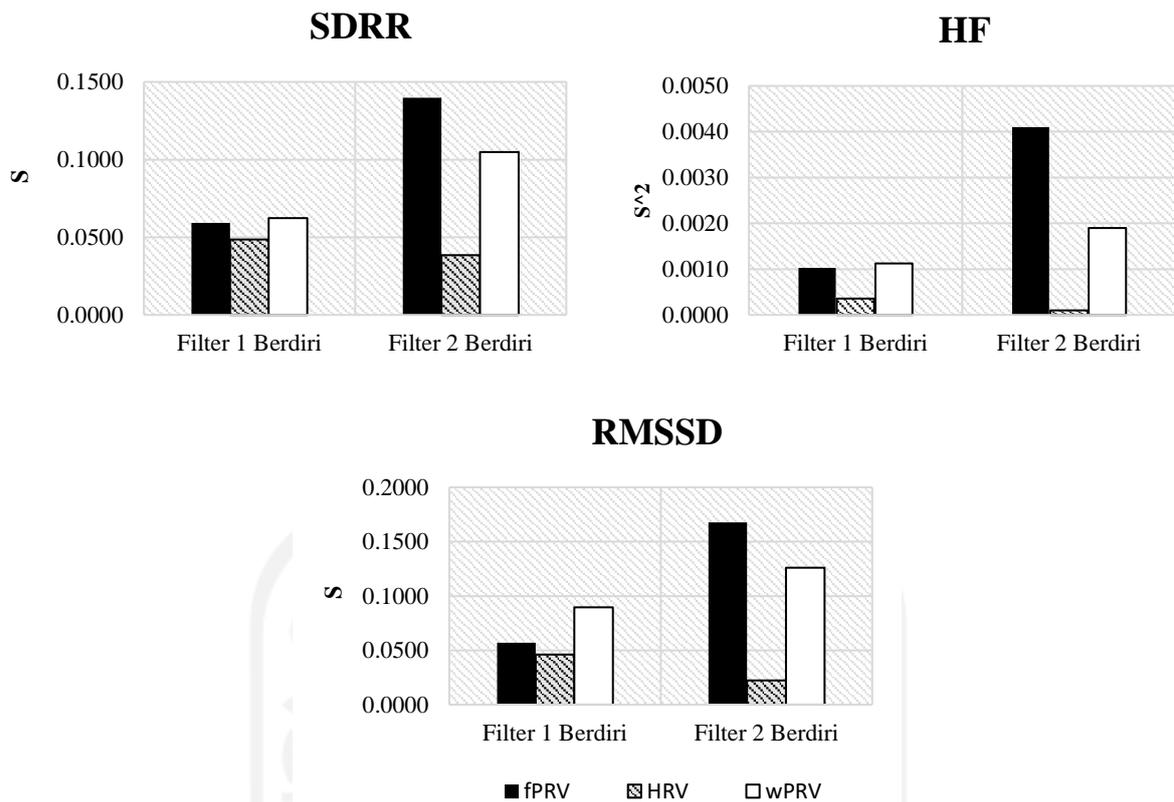
Gambar 4.3 Contoh *Miss Detection* ketika deteksi *Peak*

Secara umum, seperti yang terlihat pada Gambar 4.4 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Kondisi Diam, HRV dan PRV untuk domain waktu pada kondisi diam menunjukkan tidak adanya perbedaan nilai rerata dari seluruh subjek yang cukup berarti. Hasil uji signifikansinya juga menunjukkan tidak ada perbedaan yang signifikan antara

HRV dan PRV, meskipun pada parameter *RMSSD* antara HRV vs wPRV terdapat perbedaan yang signifikan. Begitu juga dengan perbedaan hasil uji signifikansi pada penggunaan *filter 1* dan *2*, hal tersebut dikarenakan adanya *miss detection* pada proses pra pemrosesan sinyal, seperti yang terlihat pada Gambar 4.3 Contoh *Miss Detection* ketika deteksi *Peak*. Adanya *miss detection peaks* pada kondisi diam dikarenakan subjek yang tidak sengaja bergerak menyebabkan munculnya *motion artifacts*, sehingga sinyal hasil perekaman PPG menjadi terganggu. Ketika terjadi *miss detection* otomatis akan membuat nilai standar deviasinya menjadi tinggi, yang mempengaruhi parameter *SDRR* dan *RMSSD*. Begitu juga untuk parameter HRV pada domain frekuensi yang menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan pada parameter *pLF* dan *pHF* antara HRV dan PRV untuk kondisi diam dengan penggunaan *filter 1*. Melihat dari nilai rerata parameter domain waktu pada kondisi diam untuk HRV, fPRV dan wPRV menunjukkan bahwasannya parameter *pLF* memiliki nilai yang lebih tinggi dibandingkan dengan parameter *pHF*. Hal ini menunjukkan bahwa pada kondisi berdiri kerja dari saraf simpatis lebih dominan dari saraf parasimpatis, hal ini sependapat dengan hasil penelitian Lu dkk [10].

Hasil uji signifikansi yang berbeda pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2* untuk kondisi berdiri, baik pada domain waktu maupun domain frekuensi, menunjukkan bahwasannya pada kondisi diam, penggunaan *filter 1* lebih efektif dibandingkan dengan penggunaan *filter 2* sebab pada penggunaan *filter 2* banyak didapati *miss detection peaks* pada sinyal PPG. Berdasarkan hasil penelitian yang didapat, bisa dikatakan bahwa PRV dapat digunakan untuk menggantikan HRV pada kondisi diam, sebagaimana yang telah diteliti oleh Sahroni dkk [15], sebab nilai rerata dan hasil uji signifikansi parameter HRV dan PRV pada domain waktu dan frekuensi menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan (Gambar 4.4 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Kondisi Diam).





Gambar 4.4 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Kondisi Diam

4.4 Analisis Heart Rate Variability dan Pulse Rate Variability Saat Beraktivitas Fisik

Pada saat beraktivitas fisik, secara umum menunjukkan adanya perbedaan hasil perhitungan nilai rerata pada penggunaan *filter 1* dan *filter 2* baik domain waktu maupun domain frekuensi.

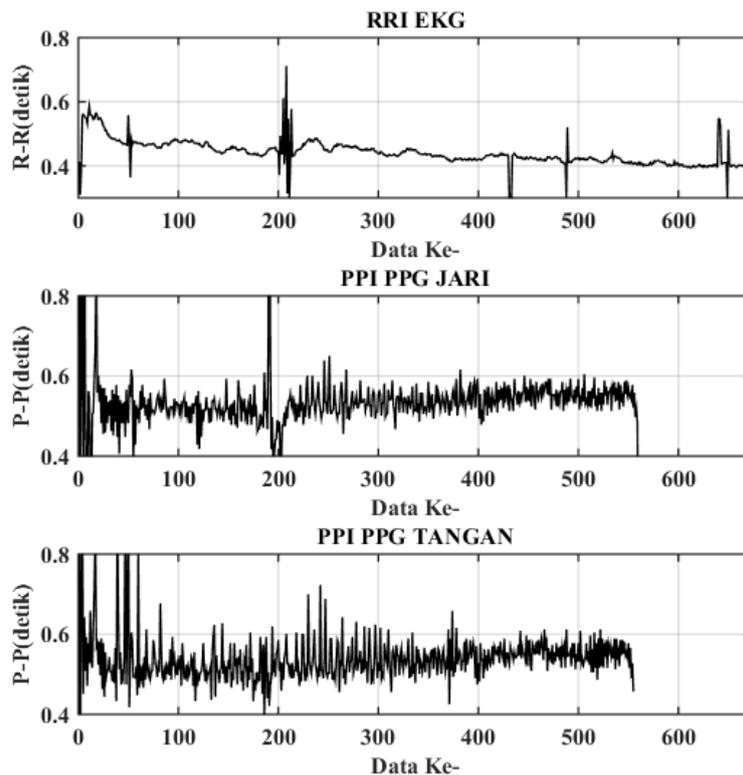
Pada parameter MeanRR, terlihat adanya kemiripan pada nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV (Tabel 4.6 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Saat Beraktivitas Fisik). Berdasarkan hasil uji signifikansi juga menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan antara HRV dan PRV. Pada parameter *SDRR*, terdapat perbedaan nilai rerata antara HRV dan PRV, terutama pada penggunaan *filter 2*, dengan selisih nilai mencapai 0,1 s. Pada penggunaan *filter 1*, meskipun terlihat adanya perbedaan nilai rerata (selisih nilai $\pm 0,03$ s), namun hasil uji signifikansi menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Sebaliknya, pada penggunaan *filter 2* hasil uji signifikansinya menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan. Hal serupa ditemui pada parameter *RMSSD*, dimana pada penggunaan *filter 1* menunjukkan tidak adanya perbedaan nilai rerata yang jauh pada HRV dan PRV sedangkan pada penggunaan *filter 2* terdapat perbedaan nilai rerata mencapai ± 0.8 s, antara HRV dan PRV.

Tabel 4.6 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Saat Beraktivitas Fisik

Kondisi		fPRV		HRV		wPRV	
		Rerata	SE	Rerata	SE	Rerata	SE
<i>Filter 1</i> <i>Jogging</i>	MeanRR(s)	0,5400		0,5017		0,5281	
	<i>SDRR</i> (s)	0,1387	0,0084		0,0161		0,0195
	<i>RMSSD</i> (s)	0,1788	0,0289	0,0991	0,0224	0,1252	0,0088
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0042*	0,0015	0,0012*	0,0005	0,0018	0,0004
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0037	0,0011	0,0023	0,0012	0,0025	0,0003
<i>Filter 2</i> <i>Jogging</i>	MeanRR(s)	0,5042	0,0087	0,5051	0,0228	0,4812	0,0083
	<i>SDRR</i> (s)	0,1507*	0,0184	0,0524*	0,0088	0,1285*	0,0112
	<i>RMSSD</i> (s)	0,1930*	0,0258	0,0570*	0,0141	0,1659*	0,0170
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0040*	0,0009	0,0002*	0,0000	0,0019*	0,0004
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0041*	0,0015	0,0003*	0,0001	0,0023*	0,0004

(**p* < 0,05 antara HRV vs PRV yang diberi tanda), HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

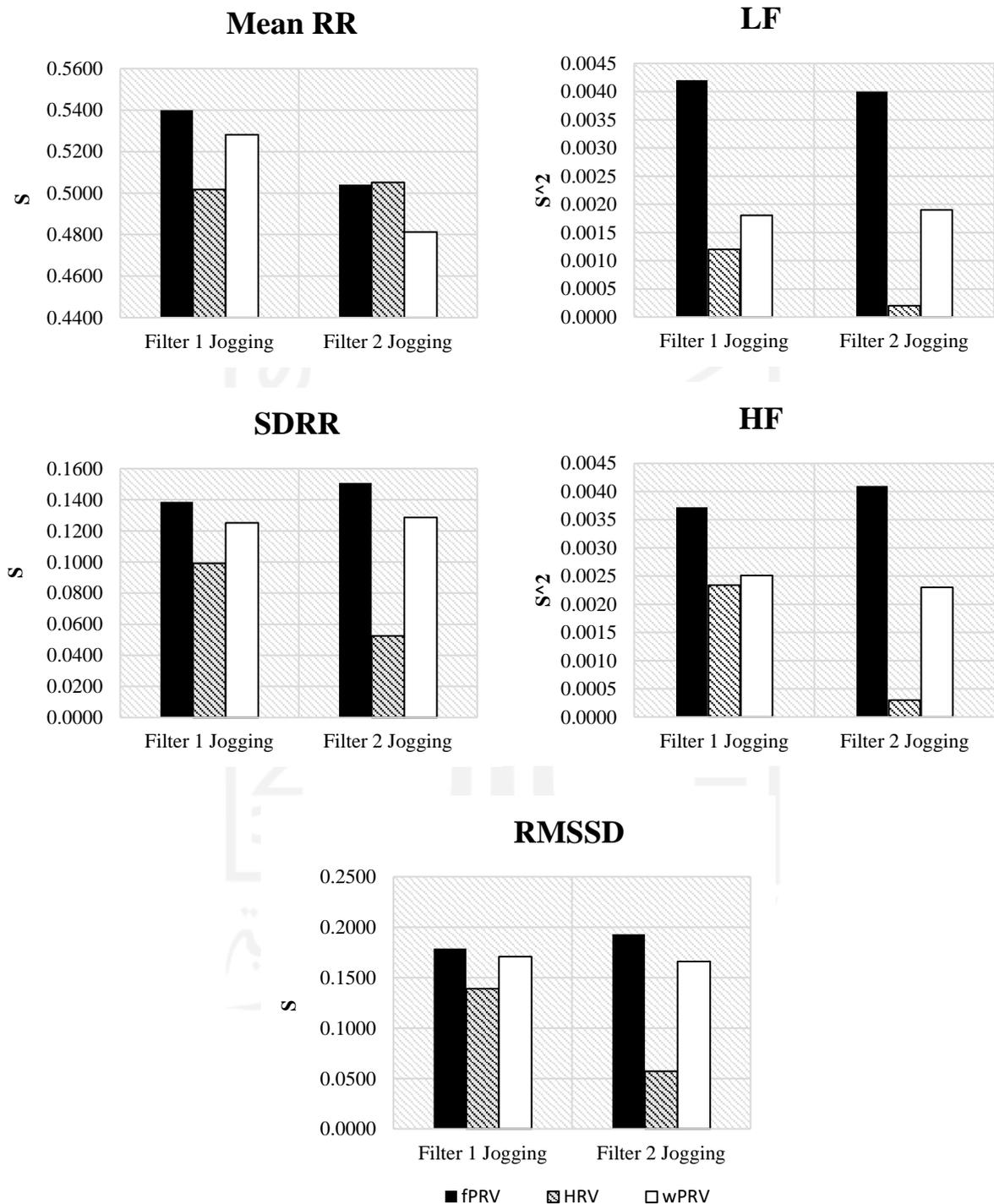
Pada domain frekuensi, parameter *pLF* menunjukkan adanya perbedaan pada nilai rerata HRV dan PRV baik pada penggunaan *filter 1* (HRV vs fPRV selisih nilai 0,003 s²) maupun penggunaan *filter 2* (selisih nilai ± 0,0025 s²). Hal ini sejalan dengan hasil uji signifikansi yang menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Pada parameter *pHF*, nilai rerata HRV dan PRV memperlihatkan adanya kemiripan terutama antara HRV vs wPRV penggunaan *filter 1*, sedangkan pada penggunaan *filter 2* memperlihatkan adanya perbedaan yang cukup jauh antara HRV dan PRV (selisih nilai ± 0,0025 s²). Hasil uji signifikansi juga menunjukkan hal serupa, dimana pada penggunaan *filter 1* tidak terdapat perbedaan yang signifikan dan pada penggunaan *filter 2* menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Pada analisa domain frekuensi, terlihat bahwa *power* dari *HF* memiliki rerata yang lebih tinggi dari *pLF*. Hal tersebut menunjukkan bahwasannya kerja saraf parasimpatis lebih dominan dari simpatis pada saat beraktivitas fisik (Tabel 4.6 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Saat Beraktivitas Fisik). Kondisi ini dapat terjadi dikarenakan, kerja saraf parasimpatis yang tidak hanya berfokus pada kerja jantung, juga memengaruhi membesar ataupun mengecilnya pembuluh darah.



Gambar 4.5 Contoh Grafik *R-R Interval* pada Saat Beraktivitas Fisik

Berdasarkan Tabel 4.6 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Saat Beraktivitas Fisik dan Gambar 4.6, pada domain waktu dan domain frekuensi penggunaan *filter 1*, menunjukkan tidak ada perbedaan yang signifikan pada nilai rerata HRV dan PRV untuk seluruh parameter yang digunakan. Sedangkan pada penggunaan *filter 2*, pada parameter domain waktu nilai rerata HRV dan PRV memiliki selisih mencapai $\pm 0,1$ s, terkecuali pada parameter Mean RR, dan selisih nilai $\pm 0,0025$ s pada parameter domain frekuensi. Oleh sebab hasil yang ditunjukkan pada penggunaan *filter 1*, hal tersebut tidak bisa diterima mentah – mentah sebagai alasan PRV dapat menggantikan HRV pada saat beraktivitas fisik. Sebab, seperti yang terlihat pada Gambar 4.5 Contoh Grafik *R-R Interval* pada Saat Beraktivitas Fisik, hasil deteksi RRI dan PPI memperlihatkan tingkat kecocokan yang sangat rendah dikarenakan adanya *motion artifacts* pada sinyal hasil perekaman pada EKG dan PPG yang menyebabkan tidak akuratnya deteksi *peak* pada *peak* yang sesungguhnya, dimana pada penelitian ini telah digunakan 2 desain *filter* berbeda untuk mengurangi pengaruh *motion artifacts* tersebut. Hal ini juga didukung oleh hasil uji korelasi pada saat beraktivitas fisik yang menunjukkan nilai korelasi yang sangat lemah antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV baik pada penggunaan *filter 1* maupun *filter 2*. Berdasarkan hasil yang didapat, pada saat beraktivitas fisik, baik *filter 1* maupun *filter 2*, belum dapat bekerja secara optimal untuk mereduksi efek dari *motion artifacts* yang terdapat pada sinyal EKG dan PPG. Sehingga PRV

belum dapat menggantikan HRV dan temuan ini sejalan dengan yang dijelaskan pada hasil penelitian Charlot dkk, bahwa pada saat beraktivitas fisik PRV belum dapat digunakan untuk menggantikan HRV [3].



Gambar 4.6 Perbandingan Rerata HRV dan PRV pada Domain Waktu dan Frekuensi pada Saat Beraktivitas Fisik

4.5 Analisis *Heart Rate Variability* dan *Pulse Rate Variability* pada Kondisi Sebelum dan Sesudah Beraktivitas Fisik

Untuk memastikan bahwa tidak akuratnya hasil deteksi *peak* pada sinyal EKG dan PPG saat beraktivitas fisik dikarenakan rusaknya sinyal, pada penelitian ini dilanjutkan dengan desain penelitian 2.

Tabel 4.7 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik

Kondisi		fPRV		HRV		wPRV	
		Rerata	SE	Rerata	SE	Rerata	SE
Filter 1 Berdiri Sebelum Beraktivitas Fisik	MeanRR(s)	0,6239	0,0403	0,6189	0,0401	0,6222	0,0408
	<i>SDRR</i> (s)	0,0768	0,0093	0,0505	0,0104	0,0678	0,0135
	<i>RMSSD</i> (s)	0,0643	0,0098	0,0481	0,0038	0,0576	0,0132
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0024	0,0007	0,0007	0,0005	0,0014	0,0006
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0007	0,0002	0,0003	0,0000	0,0006	0,0001
Filter 2 Berdiri Sebelum Beraktivitas Fisik	MeanRR(s)	0,6315	0,0087	0,6182	0,0228	0,6258	0,0083
	<i>SDRR</i> (s)	0,0522	0,0125	0,0398	0,0118	0,0558	0,0127
	<i>RMSSD</i> (s)	0,0379	0,0086	0,0203	0,0055	0,0513	0,0109
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0015	0,0287	0,0007	0,0005	0,0016	0,0005
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0010*	0,0075	0,0001*	0,0000	0,0011*	0,0003

(**p* < 0,05 antara HRV vs PRV yang diberi tanda), HRV = *Heart Rate Variability*, fPRV = *Finger Pulse Rate Variability*, wPRV = *Wrist Pulse Rate Variability*

Pada kondisi sebelum beraktivitas fisik, secara umum hasil perhitungan parameter HRV dan PRV pada domain waktu dan domain frekuensi menunjukkan tidak adanya perbedaan yang cukup berarti pada nilai rerata masing – masing parameter. Pada parameter *MeanRR*, nilai rerata HRV, fPRV dan wPRV hanya berselisih 0,01 s (Tabel 4.7 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Sebelum Beraktivitas Fisik). Pada parameter *SDRR*, terlihat adanya sedikit perbedaan antara HRV dan PRV, baik fPRV dan wPRV. Namun, hanya dengan selisih nilai $\pm 0,1$ s saja. Hasil yang sama juga ditemui pada parameter *RMSSD*, dimana memiliki selisih pada nilai rerata pada HRV dan PRV $\pm 0,1$ s saja.

Pada domain frekuensi, parameter *pLF* menunjukkan adanya selisih nilai $\pm 0,001$ s² pada nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV. Namun, berdasarkan hasil uji signifikansi tidak menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Hasil yang sama ditunjukkan pada parameter *pHF*, dimana meskipun terlihat selisih nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV $\pm 0,0003$ s² pada penggunaan *filter 1* dan $\pm 0,0009$ s² pada penggunaan *filter 2*, namun hasil uji signifikansi mengatakan tidak ditemui adanya perbedaan yang signifikan. Jika melihat nilai rerata parameter *pLH* dan *pHF* pada kondisi sebelum beraktivitas fisik, terlihat

bahwa *power* dari *LF* memiliki nilai yang lebih tinggi dari *pHF*. Hal ini menunjukkan bahwa pada posisi berdiri sebelum beraktivitas kerja dari saraf simpatis lebih dominan dari parasimpatis.

Tabel 4.8 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Setelah Beraktivitas Fisik

Kondisi		fPRV		HRV		wPRV	
		Rerata	SE	Rerata	SE	Rerata	SE
<i>Filter 1</i> Berdiri Sesudah Beraktivitas Fisik	Mean RR(s)	0,5922	0,0331	0,5873	0,0327	0,5837	0,0336
	<i>SDRR</i> (s)	0,0403	0,0117	0,0321	0,0061	0,0891	0,0254
	<i>RMSSD</i> (s)	0,0351	0,0124	0,0240	0,0023	0,1131	0,0344
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0013	0,0003	0,0004	0,0002	0,0013	0,0005
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0003	0,0001	0,0002	0,0001	0,0022	0,0011
<i>Filter 2</i> Berdiri Sesudah Beraktivitas Fisik	Mean RR(s)	0,5861	0,0345	0,5866	0,0329	0,5542	0,0434
	<i>SDRR</i> (s)	0,0980*	0,0258	0,0294*	0,0070	0,1116*	0,0176
	<i>RMSSD</i> (s)	0,1051*	0,0362	0,0144*	0,0036	0,1305*	0,0206
	<i>pLF</i> (s ²)	0,0047*	0,0030	0,0003*	0,0002	0,0021*	0,0006
	<i>pHF</i> (s ²)	0,0018*	0,0010	0,0001*	0,0000	0,0024*	0,0009

(**p* < 0,05 antara HRV vs PRV yang diberi tanda), HRV = Heart Rate Variability, fPRV = Finger Pulse Rate Variability, wPRV = Wrist Pulse Rate Variability

Pada kondisi setelah beraktivitas fisik, secara umum hasil perhitungan parameter HRV dan PRV pada domain waktu dan domain frekuensi menunjukkan tidak adanya perbedaan yang cukup berarti pada nilai rerata masing – masing parameter pada penggunaan *filter 1*. Pada parameter *MeanRR*, nilai rerata HRV, fPRV dan wPRV menunjukkan tingkat kemiripan yang sangat dekat (Tabel 4.8 Nilai Rerata dan *Standard Error* (SE) Parameter HRV dan PRV pada Kondisi Setelah Beraktivitas Fisik). Pada parameter *SDRR*, terlihat adanya selisih nilai $\pm 0,03$ s antara HRV dan PRV. Hasil yang berbeda ditemui pada penggunaan *filter 2*, dimana terdapat selisih nilai rerata mencapai $\pm 0,08$ s untuk antara HRV dan PRV. Begitupun hasil pada parameter *RMSSD*, dimana pada penggunaan *filter 2* menunjukkan adanya selisih nilai yang cukup jauh ($\pm 0,09$ s), berbeda dengan penggunaan *filter 1*.

Pada domain frekuensi, parameter *pLF* menunjukkan adanya kemiripan nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV pada penggunaan *filter 1*. Namun, berdasarkan hasil uji signifikansi tidak menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan antara HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV. Hasil yang berbeda ditemui pada penggunaan *filter 2*, dimana rerata *pLF* pada HRV, fPRV dan wPRV terlihat adanya perbedaan yang cukup jauh dan diperkuat dengan hasil uji signifikansi yang menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan. Pada parameter *pHF*, didapati hasil yang sama seperti pada parameter *pLF*, dimana meskipun terlihat adanya perbedaan nilai rerata antara HRV, fPRV dan wPRV pada penggunaan *filter 1*. Sedangkan pada penggunaan *filter 2*, selisih nilai rerata

HRV dan PRV mencapai $\pm 0,003 s^2$. Jika melihat nilai rerata parameter pLH dan pHF pada kondisi sesudah beraktivitas fisik, terlihat bahwa *power* dari LF memiliki nilai yang lebih tinggi dari pHF . Hal ini menunjukkan bahwa pada posisi berdiri sebelum beraktivitas kerja dari saraf simpatis lebih dominan dari parasimpatis.

Pada tahun 2014, Lin dkk, juga telah melakukan penelitian yang serupa dengan desain penelitian 2 ini, dimana didapati adanya korelasi yang kuat pada hasil perhitungan parameter pada domain waktu antara HRV dan PRV baik pada saat sebelum dan sesudah beraktivitas fisik [7]. Hasil yang sama juga didapati pada penelitian ini, dimana hasil perhitungan HRV dan PRV pada kondisi diam sebelum dan sesudah beraktivitas fisik, secara umum menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan pada nilai rerata tiap parameter pada domain waktu dan domain frekuensi. Temuan tersebut juga diperkuat dengan hasil uji korelasi *Pearson* yang menunjukkan adanya korelasi yang kuat antara HRV dan PRV pada kondisi diam sebelum dan sesudah beraktivitas fisik. Hal ini mengkonfirmasi bahwa tidak akuratnya hasil pengukuran parameter HRV dan PRV pada saat beraktivitas dikarenakan karena kondisi aktivitas fisik itu sendiri yang menyebabkan *device* menjadi bergerak – gerak dan memengaruhi kualitas data hasil perekamannya, dimana *peak* pada sinyal PPG menjadi sulit dibedakan [3]. Sehingga terjadilah *miss detection peaks*, bukan dikarenakan fisiologis jantung pada saat beraktivitas fisik.

Oleh sebab itu, penggunaan PRV untuk menggantikan HRV pada saat beraktivitas fisik untuk saat ini masih belum dapat digunakan, sebab hasil sinyal perekaman PPG rentan terhadap *motion artifacts*. Berdasarkan studi-studi terdahulu pun, berbagai metode telah dilakukan untuk meminimalisir pengaruh adanya *motion artifacts* pada sinyal PPG pada saat beraktivitas fisik. Sebab, seperti yang dikatakan oleh Temko dkk, penggunaan fungsi PPG pada *wearable device* menjadi semakin bertambah beberapa dekade terakhir, terutama pada saat beraktivitas fisik [4]. Oleh sebab itu pun, perlu dijadikan perhatian, bahwasannya penggunaan *smartwatch* atau *wearable device* lainnya untuk mengestimasi informasi terkait kondisi kardiovaskular pada saat beraktivitas fisik perlu dipertanyakan keakuratannya. Sebab, konsep yang digunakan pada *smartwatch* juga memakai perhitungan *pulse rate* untuk mengestimasi informasi terkait sistem kardiovaskular. Juga, pada beberapa *smartwatch* terdapat fitur untuk mendeteksi *stroke* dan gangguan pada sistem kardiovaskular lainnya. Sejauh ini, studi terkait kemungkinan PRV untuk menggantikan HRV belum banyak dilakukan. Adapun studi yang lebih banyak dilakukan adalah untuk memastikan akurasi PPG dalam mengestimasi nilai *heart rate* untuk menggantikan EKG dimana informasi yang dapat disimpulkan dari nilai *heart rate* masih sangat terbatas. Sehingga, perlu adanya studi yang lebih banyak untuk mempelajari kemungkinan PRV untuk menggantikan HRV, tidak hanya menghitung nilai *heart rate* nya saja.

BAB 5

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

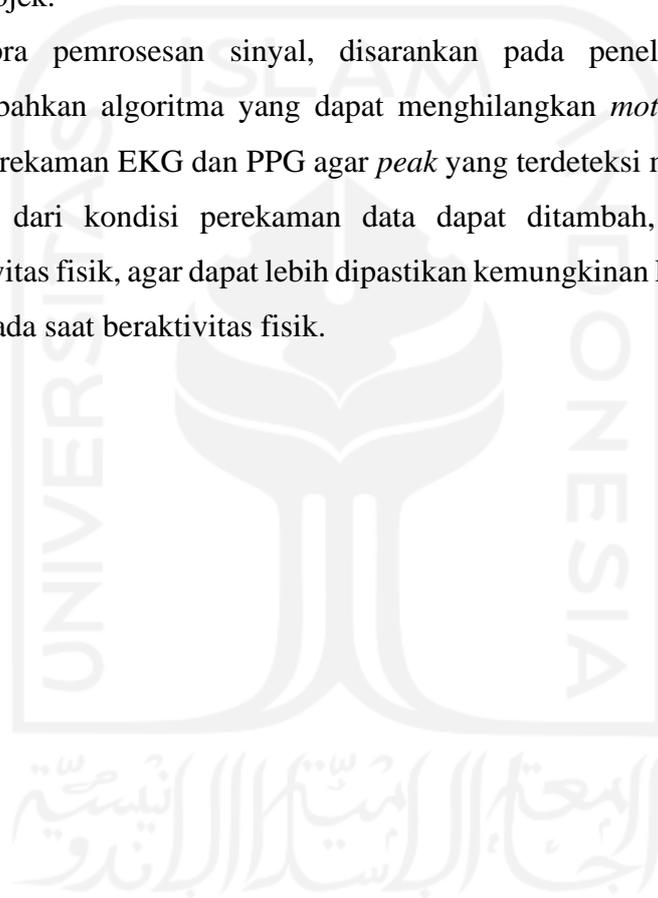
Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, didapat beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Peletakkan posisi PPG pada Jari telunjuk dan Pergelangan Tangan menunjukkan tidak adanya pengaruh yang signifikan. Hal tersebut dikarenakan hasil perhitungan PRV pada domain waktu dan frekuensi untuk HRV vs fPRV dan HRV vs wPRV memiliki nilai rerata yang tidak jauh berbeda.
2. Pada kondisi diam, penggunaan *filter* 1 lebih optimal jika dibandingkan dengan penggunaan *filter* 2. Sedangkan pada saat beraktivitas fisik, baik *filter* 1 maupun *filter* 2, belum menunjukkan hasil yang optimal untuk mereduksi adanya pengaruh *motion artifacts* pada sinyal EKG dan PPG.
3. Pada kondisi diam, PRV dapat digunakan untuk menggantikan HRV, sebab hasil perhitungan parameter HRV dan PRV pada domain waktu dan domain frekuensi menunjukkan tidak adanya perbedaan yang signifikan ($p\text{-value} > 0.05$) pada nilai rerata hasil perhitungan masing – masing parameter. Hal ini juga sejalan dengan hasil uji korelasi yang menunjukkan adanya korelasi yang cukup kuat antara HRV dan PRV pada kondisi diam.
4. Pada saat beraktivitas fisik, PRV belum dapat digunakan untuk menggantikan HRV, sebab hasil perhitungan parameter PRV pada domain waktu dan domain frekuensi tidak akurat mencerminkan nilai parameter HRV, meskipun ditemui tidak adanya perbedaan yang signifikan diantara keduanya ($p\text{-value} < 0,05$). Sebab, jika melihat pada grafik RRI dan PPI yang dideteksi menunjukkan bahwa pada hasil deteksi *peak* sinyal PPG tidak tepat seperti yang dideteksi pada sinyal EKG. Sinyal EKG menjadi acuan sebab pada saat beraktivitas fisik data *RAW* pada sinyal EKG dapat dibedakan dengan jelas sinyal R nya tidak seperti pada sinyal PPG yang sulit dibedakan sinyal sistolnya. Mengacu pada hasil uji korelasi pun menunjukkan bahwa pada saat beraktivitas fisik, korelasi antara HRV dan PRV sangatlah lemah.

5.2 Saran

Terdapat beberapa kelemahan pada penelitian ini, sehingga perlu diadakannya penelitian lebih lanjut terhadap kemungkinan PRV menggantikan HRV terutama pada saat beraktivitas fisik. Berikut beberapa saran untuk penelitian selanjutnya:

1. Alat yang digunakan pada penelitian selanjutnya dapat di*upgrade*, terutama pada alat PPG. Disarankan untuk mencoba menggunakan PPG yang sudah bersifat *wireless*, sebab pada penelitian ini koneksi kabel pada PPG menjadi salah satu factor yang cukup berpengaruh pada data hasil perekaman dan juga akan lebih nyaman digunakan oleh subjek.
2. Pada pra pemrosesan sinyal, disarankan pada penelitian selanjutnya untuk menambahkan algoritma yang dapat menghilangkan *motion artifacts* pada sinyal hasil perekaman EKG dan PPG agar *peak* yang terdeteksi menjadi lebih akurat.
3. Variasi dari kondisi perekaman data dapat ditambah, terutama pada kondisi beraktivitas fisik, agar dapat lebih dipastikan kemungkinan PRV untuk menggantikan HRV pada saat beraktivitas fisik.



DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Hayano, A. K. Barros, A. Kamiya, N. Ohte, and F. Yasuma, "Assessment of pulse rate variability by the method of pulse frequency demodulation," *Biomed. Eng. Online*, vol. 4, pp. 1–12, 2005.
- [2] R. Banerjee, A. Sinha, A. D. Choudhury, and A. Visvanathan, "PhotoECG: Photoplethysmography to estimate ECG parameters," in *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, 2014, pp. 4404–4408.
- [3] K. Charlot, J. Cornolo, J. V. Brugniaux, J. P. Richalet, and A. Pichon, "Interchangeability between heart rate and photoplethysmography variabilities during sympathetic stimulations.," *Physiol. Meas.*, vol. 30, no. 12, pp. 1357–1369, 2009.
- [4] A. Temko, "Accurate Heart Rate Monitoring during Physical Exercises Using PPG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 64, no. 9, pp. 2016–2024, 2017.
- [5] B. Tarvirdizadeh, A. Golgouneh, E. Khodabakhshi, and F. Tajdari, "An assessment of a similarity between the right and left hand Photoplethysmography signals, using time and frequency features of heart-rate-variability signal," in *2017 IEEE 4th International Conference on Knowledge-Based Engineering and Innovation, KBEI 2017*, 2018, vol. 2018-Janua, pp. 0588–0594.
- [6] A. Schäfer and J. Vagedes, "How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram," *Int. J. Cardiol.*, vol. 166, no. 1, pp. 15–29, 2013.
- [7] W. H. Lin, D. Wu, C. Li, H. Zhang, and Y. T. Zhang, "Comparison of heart rate variability from PPG with that from ECG," in *IFMBE Proceedings*, 2014, vol. 42, pp. 213–215.
- [8] T. Tigges *et al.*, "Assessment of In-ear Photoplethysmography as a Surrogate for Electrocardiography in Heart Rate Variability Analysis," in *IFMBE Proceedings*, 2018, vol. 68, no. 2, pp. 293–297.
- [9] E. Gil, M. Orini, R. Bailón, J. M. Vergara, L. Mainardi, and P. Laguna, "Photoplethysmography Pulse Rate Variability As A Surrogate Measurement Of Heart Rate Variability During Non-stationary Conditions," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 9, pp. 1271–1290, 2010.
- [10] S. Lu *et al.*, "Can photoplethysmography variability serve as an alternative approach to obtain heart rate variability information?," in *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 2013, vol. 22, no. 1, pp. 6563–6566.
- [11] C. S. Bulte, S. W. Keet, C. Boer, and R. A. Bouwman, "Level of agreement between heart rate variability and pulse rate variability in healthy individuals," *Eur. J. Anaesthesiol.*, vol. 28, no. 1, pp. 34–38, Jan. 2011.
- [12] "2023 ECG Tracing with Heart ContractioN.jpg," 2020. [Online]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:2023_ECG_Tracing_with_Heart_ContractionN.jpg.

- [13] R. Banerjee, A. Sinha, A. Pal, and A. Kumar, "Estimation of ECG parameters using photoplethysmography," in *13th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering, IEEE BIBE 2013*, 2013.
- [14] J. Moraes, M. Rocha, G. Vasconcelos, J. Vasconcelos Filho, V. de Albuquerque, and A. Alexandria, "Advances in Photoplethysmography Signal Analysis for Biomedical Applications," *Sensors*, vol. 18, no. 6, p. 1894, Jun. 2018.
- [15] Guidelines, T. N. American, and Guidelines, "Guidelines Heart rate variability," *Eur. Heart J.*, vol. 17, pp. 354–381, 1996.
- [16] K. Wheeler, D. Kumar, and H. Shimada, *A preliminary attempt to photoplethysmographic pulse understand compatibility of electrocardiogramic heart rate variability with rate variability*, vol. 30, no. 6. National Cheng Kung University (Taiwan), 2010.
- [17] "ECG-EMG-EKG-SHIELD Electromyographic EKG Kartu/Electromyographic Elektrokardiografi Sensor." .
- [18] rein id, "PULSE HEART RATE SENSOR OPTICAL SENSOR DETAK JANTUNG PULSESENSOR." [Online]. Available: <https://www.tokopedia.com/reinid/pulse-heart-rate-sensor-optical-sensor-detak-jantung-pulsesensor>.
- [19] ADMINEDU, "Arduino UNO R3." [Online]. Available: <http://edukasirobotika.com/product/robot/>.
- [20] Mike Cadogan, "ECG Lead positioning," 2019. [Online]. Available: <https://litfl.com/ecg-lead-positioning/>.
- [21] N. Selvaraj, A. Jaryal, J. Santhosh, K. K. Deepak, and S. Anand, "Assessment of heart rate variability derived from finger-tip photoplethysmography as compared to electrocardiography," *J. Med. Eng. Technol.*, vol. 32, no. 6, pp. 479–484, 2008.
- [22] A. Sahroni, I. A. Hassya, R. Rifaldi, N. Ul Jannah, A. F. IRAWan, and A. W. Rahayu, "HRV assessment using finger-tip photoplethysmography (pulserate) as compared to ECG on healthy subjects during different postures and fixed breathing pattern," *Procedia Comput. Sci.*, vol. 161, pp. 535–543, 2019.