

TUGAS AKHIR - EC184801

**WEARABLE DEVICE UNTUK MENDETEKSI KELAINAN
IRAMA JANTUNG MENGGUNAKAN METODE PAN
TOMPKINS**

Faradina Ayu Prawindyastuti
NRP 0721164000042

Dosen Pembimbing
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.

DEPARTEMEN TEKNIK KOMPUTER
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR - EC184801

**WEARABLE DEVICE UNTUK MENDETEKSI KELAINAN
IRAMA JANTUNG MENGGUNAKAN METODE PAN
TOMPKINS**

Faradina Ayu Prawindyastuti
NRP 0721164000042

Dosen Pembimbing
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.

DEPARTEMEN TEKNIK KOMPUTER
Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2020

[Halaman ini sengaja dikosongkan].



FINAL PROJECT - EC184801

**WEARABLE DEVICE TO DETECT HEART RHYTHM
ABNORMALITIES USING PAN TOMPKINS METHOD**

Faradina Ayu Prawindyastuti
NRP 0721164000042

Advisor
Arief Kurniawan, ST., MT.
Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.

Departement of Computer Engineering
Faculty of Intelligent Electrical and Information Technology
Sepuluh Nopember Institute of Technology
Surabaya 2020

[Halaman ini sengaja dikosongkan].

LEMBAR PENGESAHAN

Wearable Device untuk Mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins

Tugas Akhir ini disusun untuk memenuhi salah satu syarat memperoleh gelar Sarjana Teknik di Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya

Oleh: Faradina Ayu Prawindyastuti (NRP: 07211640000042)

Tanggal Ujian : 7 Juli 2020

Periode Wisuda : September 2020

Disetujui oleh:

Arief Kurniawan, ST., MT.
NIP. 19740907 200212 1 001

(Pembimbing I)

Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.
NIP. 19690529 199512 1 001

(Pembimbing II)

Prof. Dr. Ir Yoyon Kusnendar Suprpto, MSc.
NIP. 19540925 197803 1 001

(Penguji I)

Dr. Surya Sumpeno, ST., M.Sc.
NIP. 19690613 199702 1 003

(Penguji II)

Reza Fuad Rachmadi, ST., MT., Ph.D
NIP. 19850403 201212 1 001

(Penguji III)



Mengetahui
Kepala Departemen Teknik Komputer

Dr. Supeno Mardhi Susiki Nugroho, ST., MT.
NIP. 19700313 199512 1 001

ABSTRAK

- Nama Mahasiswa : Faradina Ayu Prawindyastuti
Judul Tugas Akhir : Wearable Device untuk Mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins
Pembimbing : 1. Arief Kurniawan, ST., MT.
2. Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.

Jantung merupakan salah satu organ terpenting tubuh, oleh karena itu kelainan pada jantung dapat beresiko kematian, masalah pada jantung seringkali terjadi antara lain karena serangan jantung dan penyakit jantung. Menurut Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas) Kementerian Kesehatan prevalansi penyakit jantung di Indonesia mencapai 1.5% dari seluruh penduduk pada tahun 2018. Munculnya penyakit jantung salah satunya dapat diketahui melalui irama detak jantung. Aritmia adalah salah satu gangguan jantung dengan kelainan irama detak jantung yang dideteksi menggunakan Electrocardiogram (ECG). Perangkat ECG pada umumnya hanya dimiliki di tempat tertentu seperti misalnya rumah sakit, sehingga untuk mendeteksi aritmia diperlukan waktu khusus untuk datang ke tempat tersebut dengan biaya relative tinggi. Dari permasalahan ini, maka diperlukan suatu perangkat ECG yang dapat digunakan di luar rumah sakit sekaligus dengan hasil pembacaannya. Pada penelitian ini perangkat ECG dapat mendeteksi aritmia dengan melakukan perhitungan deteksi puncak dan interval QRS menggunakan Algoritma Pan Tompkins. Algoritma ini meliputi pengurangan noise dengan *low pass filter* dan *high pass filter* serta deteksi QRS dengan menggunakan perhitungan *derivative*, *squaring*, *moving average window* serta *thresholding*. Sehingga hasilnya dapat digunakan untuk memantau irama jantung dengan menampilkan nilai *heart rate* dan status dari irama jantung penggunaannya agar memudahkan pendeteksian dini jika ada masalah pada irama jantung.

Kata Kunci : *Pemrosesan Sinyal, Sistem Tertanam, ECG, Pan Tompkins, Aritmia*

Halaman ini sengaja dikosongkan

ABSTRACT

Name : Faradina Ayu Prawindyastuti
Title : Wearable Device to Detect Heart Rhythm Abnormalities Using Pan Tompkins Method
Advisors : 1. Arief Kurniawan, ST., MT.
2. Dr. Rachmad Setiawan, ST., MT.

Heart is one of the most important organs of the body, therefore abnormalities in the heart can be at risk of death, heart problems often occur among others due to heart attacks and heart disease. According to the Ministry of Health's Basic Health Research (Riskesmas) heart disease prevalence in Indonesia reaches 1.5% of the entire population in 2018. The emergence of heart disease can be identified through heart rate rhythms. Arrhythmia is a heart disorder with abnormal heart rhythm that is detected using an electrocardiogram (ECG). ECG devices are generally only owned in certain places such as hospitals, so to detect arrhythmia requires a special time to come to the place with relatively high costs. From this problem, we need an ECG device that can be used outside the hospital as well as the reading results. In this study, ECG devices can detect arrhythmia by calculating peak detection and QRS intervals using the Pan Tompkins algorithm. This algorithm includes noise reduction with Low Pass Filter and High Pass Filter and QRS detection by using derivative, squaring, moving average window and thresholding calculations. So the results can be used to monitor heart rhythm by displaying the value of the heart rate and the status of the user's heart rhythm

Keywords : *Signal Processing, Embedded System, ECG, Pan Tompkins, Arrhythmia*

Halaman ini sengaja dikosongkan

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur kehadiran Tuhan Yang Maha Esa atas segala karunia-Nya, penulis dapat menyelesaikan penelitian ini dengan judul **Wearable Device untuk Mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins**.

Penelitian ini disusun dalam rangka pemenuhan bidang riset di Departemen Teknik Komputer ITS, serta digunakan sebagai persyaratan menyelesaikan pendidikan S1. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terima kasih kepada:

1. Keluarga, Ibu, Bapak dan Adik tercinta yang telah memberikan dorongan spiritual dan material dalam penyelesaian buku penelitian ini.
2. Bapak Dr. Supeno Mardi Susiki Nugroho, ST., MT. selaku Kepala Departemen Teknik Komputer, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas (FTEIC), Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
3. Bapak Arief Kurniawan, S.T., M.T., selaku dosen pembimbing I dan Bapak Dr. Rachmad Setiawan, S.T., M.T., selaku dosen pembimbing II yang selalu memberi masukan dan dorongan motivasi dalam penelitian ini serta mengajari langkah demi langkah dalam pembuatan alat.
4. Bapak-ibu dosen pengajar Departemen Teknik Komputer, atas pengajaran, bimbingan, serta perhatian yang diberikan selama ini.
5. Seluruh teman-teman e56, Teknik Komputer 2016, Teknik Elektro 2016, dan Teknik Biomedik 2016.
6. Rekan-rekan terdekat, diantaranya Niken, Nadhira, Hudan, Adib, Arie, Risky.
7. Luthfan Andi Pradana (Mahasiswa S1 Teknik Elektro 2015) yang telah memberikan dorongan dan motivasi.

Kesempurnaan hanya milik Allah SWT, untuk itu penulis memohon segenap kritik dan saran yang membangun. Semoga penelitian ini dapat memberikan manfaat bagi kita semua. Amin.

Surabaya, Mei 2020

Faradina Ayu Prawindyastuti

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR ISI

Abstrak	ix
Abstract	xi
KATA PENGANTAR	xiii
DAFTAR ISI	xv
DAFTAR GAMBAR	xix
DAFTAR TABEL	xxi
NOMENKLATUR	xxiii
1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar belakang	1
1.2 Permasalahan	2
1.3 Tujuan	2
1.4 Batasan masalah	3
1.5 Sistematika Penulisan	3
2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Jantung	5
2.1.1 Anatomi Jantung	5
2.1.2 Sistem Kerja Jantung	6
2.1.3 Sistem Kelistrikan Jantung	7
2.2 Aritmia	8
2.3 Elektrokardiografi	9
2.4 Sadapan ECG	10
2.5 Algoritma Pan Tompkins	12
2.5.1 Low Pass Filter	12
2.5.2 High Pass Filter	13
2.5.3 Derivative	14
2.5.4 Squaring	15
2.5.5 Moving Average Window	16
2.5.6 Thresholding	16

2.6	Modul dsPIC33EP	18
2.7	ECG Click	19
2.8	Bluetooth Click	19
2.9	ECG Simulator	20
2.10	Spesifikasi ECG Standar Medis	21
3	DESAIN DAN IMPLEMENTASI SISTEM	25
3.1	Desain Sistem	25
3.2	Perancangan Perangkat ECG Portable	26
3.3	Perancangan Visualisasi Sinyal	27
3.4	Pemrosesan Sinyal	29
3.4.1	Low Pass Filter	29
3.4.2	High Pass Filter	31
3.4.3	Derivative	31
3.4.4	Squaring	31
3.4.5	Moving Average Window	31
3.4.6	Thresholding	32
3.4.7	Deteksi Puncak R-R	33
3.4.8	Perhitungan Heart Rate	34
3.5	Perhitungan Kondisi Pasien	34
4	PENGUJIAN DAN ANALISA	37
4.1	Pengambilan Data	37
4.2	Pengujian Pemrosesan Data	39
4.2.1	Low Pass Filter	40
4.2.2	High Pass Filter	40
4.2.3	Derivative	40
4.2.4	Squaring	42
4.2.5	Moving Average Window	42
4.2.6	Thresholding	43
4.3	Pengujian Deteksi Puncak R-R	43
4.4	Pengujian Heart Rate	45
4.5	Pengujian Deteksi Aritmia	47
4.5.1	Deteksi Aritmia dengan Perbandingan Tiga Subjek	47
4.5.2	Deteksi Aritmia dengan Perbandingan Dua Kondisi	48
4.6	Perbandingan Perangkat dengan ECG Standar Medis	49

5 PENUTUP	53
5.1 Kesimpulan	53
5.2 Saran	53
DAFTAR PUSTAKA	55
Biografi Penulis	57

Halaman ini sengaja dikosongkan

DAFTAR GAMBAR

2.1	Anatomi Jantung Manusia [4]	5
2.2	Aliran Darah Jantung Manusia [4]	7
2.3	Sistem Konduksi Jantung [5]	8
2.4	Segmen Sinyal Jantung [7]	10
2.5	Penempatan Sadapan ECG [8]	11
2.6	Sinyal Low Pass Filter [9]	13
2.7	Sinyal High Pass Filter [9]	14
2.8	Sinyal Derivative [9]	15
2.9	Sinyal Squaring [9]	16
2.10	Sinyal Moving Average Window [9]	17
2.11	Hubungan kompleks QRS dengan Moving Average Window [9]	17
2.12	Modul dsPIC33EP [10]	18
2.13	ECG Click [12]	19
2.14	Bluetooth Click [13]	20
2.15	ECG Simulator MS-400 [14]	20
2.16	Perangkat Prince 180D [15]	21
2.17	Spesifikasi Prince 180D [15]	22
2.18	Perangkat Omron HCG-801	22
2.19	Spesifikasi Omron HCG-801	23
3.1	Diagram Sistem	25
3.2	Diagram Perangkat Keras	26
3.3	Desain Perangkat ECG Portable	27
3.4	(a) Mikrokontroler dengan MikroBus Shield; (b) ECG Click dengan MikroBus Shield	28
3.5	(a) Perangkat tampak depan; (b) perangkat tampak belakang	28
3.6	Desain pada LCD Monitor	29
3.7	Diagram Pemrosesan Sinyal	30
3.8	Diagram proses Thresholding	32
3.9	Deteksi Puncak R-R	33
3.10	Diagram Perhitungan Aritmia	34

4.1	(a) sadapan ECG pada area dada; (b) sadapan ECG pada pergelangan tangan dan kaki	37
4.2	Pengambilan data dengan catu daya 5v dan komputer terhubung dengan kabel pengisi daya	38
4.3	Pengambilan data hanya dengan catu daya 5v	38
4.4	Pengambilan data dengan baterai 3.7v	39
4.5	Sinyal ECG yang divisualisasikan	39
4.6	Sinyal ECG yang telah di Low Pass Filter	40
4.7	Sinyal ECG yang telah di High Pass Filter	41
4.8	Sinyal ECG yang telah di Derivative	41
4.9	Sinyal ECG yang telah di Squaring	42
4.10	Sinyal ECG yang telah di Moving Average Window .	43
4.11	Sinyal ECG yang telah di Thresholding	44
4.12	Pengujian R-R dengan data dari perangkat	44
4.13	(a) ECG generator dengan <i>heart rate</i> 40 bpm; (b) pembacaan sinyal ECG generator pada perangkat . .	46
4.14	(a) Tampilan pada Prince 180D; (b) Keterangan ECG pada Prince 180D	51
4.15	(a) Tampilan pada Omron HCG-801; (b) Keterangan ECG pada Omron HCG-801	52
4.16	Tampilan perangkat ECG portable	52

DAFTAR TABEL

3.1	Konfigurasi Perangkat	27
4.1	Tabel pengujian deteksi R-R interval	45
4.2	Tabel pengujian rata-rata deteksi R-R interval . . .	45
4.3	Tabel pengujian akurasi perangkat dengan ECG generator	47
4.4	Tabel pengujian akurasi perangkat dengan Wahoo TickrFit Heart Rate Armband	47
4.5	Tabel pengujian deteksi kondisi dengan perbandingan tiga subjek	48
4.6	Tabel pengujian deteksi kondisi subjek dalam keadaan istirahat (diam)	49
4.7	Tabel pengujian deteksi kondisi subjek dalam keadaan sedang berolahraga	50
4.8	Tabel perbandingan perangkat dengan standar medis	50

Halaman ini sengaja dikosongkan

NOMENKLATUR

bpm	: <i>Beat per minute</i>
$H(z)$: <i>Transfer function domain z</i>
z	: Frekuensi di domain z
$y(t)$: Persamaan differensial (dalam daerah waktu)
t	: Jumlah Data
x	: Variabel dari proses sebelumnya
N	: Jumlah sampel <i>moving average window</i>
R	: Puncak R (kompleks QRS)
RR	: Selisih jarak RR interval
fs	: Frekuensi sampling
$pulse$: Jumlah kompleks QRS

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 1

PENDAHULUAN

Penelitian ini di latar belakang oleh berbagai kondisi yang menjadi acuan. Selain itu juga terdapat beberapa permasalahan yang akan dijawab sebagai luaran dari penelitian.

1.1 Latar belakang

Jantung adalah salah satu organ pada tubuh manusia. Fungsinya yaitu untuk memompa darah ke seluruh tubuh dengan cara melakukan kontraksi berirama yang dilakukan secara berulang-ulang. Hal itu membuat jantung menjadi organ terpenting, sehingga jika ada kerusakan fungsi jantung dapat berakibat fatal. Menurut data yang didapatkan dari World Health Organization (WHO), penyakit yang melibatkan fungsi jantung dan pembuluh darah (kardiovaskular) adalah penyebab kematian nomor satu di dunia. Pada tahun 2015, dari 17 juta kematian yang dialami orang berusia dibawah 70 tahun, sebanyak 37% adalah kematian yang disebabkan oleh kardiovaskular di negara berpenghasilan rendah dan menengah[1].

Kondisi kardiovaskular sangat berkaitan dengan adanya aritmia. Aritmia merupakan gangguan irama jantung yang merujuk pada setiap gangguan frekuensi, regularitas, lokasi asal atau konduksi impuls listrik jantung yang mengakibatkan aktivitas listrik pada jantung tidak stabil [2]. Untuk orang normal, ketika sedang beristirahat atau tidak melakukan aktivitas berat detak jantung akan berada pada kisaran 60-100 denyut per menit. Dapat dikatakan sebagai aritmia ketika detak jantung lebih lambat atau di bawah 60 denyut per menit yang disebut sebagai bradikardia dan lebih cepat atau di atas 100 denyut per menit yang disebut sebagai takikardia. Dengan keadaan tersebut dalam jangka waktu yang panjang dapat mengakibatkan hal-hal yang tidak diinginkan seperti misalnya kehilangan kesadaran dan juga penyumbatan pembuluh darah. Maka pendeteksian detak jantung secara *realtime* dan berlanjut sangat penting dilakukan untuk mengetahui kondisi pasien [3]. Keadaan-keadaan tersebut dapat diketahui dengan mengamati irama jantungnya melalui Electrocardiogram (ECG). ECG dapat

merepresentasikan aktivitas listrik jantung melalui grafik diagram sehingga dapat terlihat segmen-segmen sinyalnya. Dari banyaknya segmen jantung, terdapat beberapa segmen yang dijadikan acuan untuk mendeteksi aritmia, yaitu dengan menghitung titik puncak R-R dan juga untuk menghitung *heart rate*.

Pada bidang kesehatan, terdapat perangkat ECG yang dapat memonitor irama jantung, namun perangkat tersebut hanya dapat digunakan di area rumah sakit atau tidak portable dengan biaya yang relatif mahal pula. Oleh karena itu, pada penelitian ini dirancang sebuah sistem perangkat ECG portable yang telah ditanamkan pemrosesan digital untuk memantau irama jantung yang mampu membantu mendeteksi adanya kelainan irama jantung dengan akurat. Sistem ini menerapkan algoritma Pan Tompkins untuk deteksi kompleks QRS pada sinyal jantung guna membantu deteksi dengan lebih akurat. Algoritma tersebut meliputi penyaringan sinyal dengan filter digital menggunakan *low pass filter* dan *high pass filter* yang kemudian dilakukan *derivative*, *squaring*, *moving average*, hingga *thresholding*. Diharapkan perangkat tersebut dapat membantu pemantauan aktivitas jantung secara mandiri untuk mempermudah deteksi adanya aritmia lebih dini.

1.2 Permasalahan

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan sebelumnya, deteksi adanya aritmia pada umumnya dilakukan di tempat-tempat tertentu seperti rumah sakit dengan menggunakan perangkat ECG khusus yang tidak dapat digunakan untuk monitoring jantung secara berkala. Sehingga diperlukan waktu dan biaya lebih untuk melakukan pendeteksian tersebut. Permasalahan-permasalahan tersebut dapat mengakibatkan kebanyakan orang terlambat mengetahui penyakit jantungnya sehingga dapat meningkatkan risiko kematian yang lebih besar.

1.3 Tujuan

Tujuan dari penelitian ini adalah membuat suatu perangkat untuk membantu mempermudah deteksi adanya aritmia menggunakan perangkat ECG Portable yang terdiri dari sensor ECG beserta mikrokontrolernya yang telah ditanamkan sistem pemrosesan

sinyal. Dengan perangkat yang efisien diharapkan dapat membantu pendeteksian dini atau diagnosis awal secara mandiri dan secara berkala terhadap aritmia, juga untuk membantu mengurangi angka kematian yang diakibatkan dari kelainan irama jantung.

1.4 Batasan masalah

Untuk memfokuskan permasalahan yang akan diangkat maka dilakukan pembatasan masalah. Batasan-batasan masalah tersebut di antaranya adalah:

1. Perangkat ECG menggunakan sensor ECG Click yang terhubung dengan mikrokontroler dsPIC33EP untuk membaca sinyal jantung.
2. Menggunakan tiga sadapan ECG RA, LA dan LL yang terpasang pada permukaan tubuh.
3. Menerapkan algoritma Pan Tompkins.
4. Parameter deteksi dilakukan menggunakan deteksi puncak R-R interval dan nilai *heart rate*.
5. Perangkat hanya untuk peringatan atau diagnosis awal aritmia saja.

1.5 Sistematika Penulisan

Laporan penelitian Tugas akhir ini tersusun dalam sistematika dan terstruktur sehingga mudah dipahami dan dipelajari oleh pembaca maupun seseorang yang ingin melanjutkan penelitian ini. Alur sistematika penulisan laporan penelitian ini yaitu:

1. BAB I Pendahuluan
 Bab ini berisi uraian tentang latar belakang permasalahan, penegasan dan alasan pemilihan judul, sistematika laporan, tujuan dan metodologi penelitian.
2. BAB II Dasar Teori
 Bab ini berisi tentang uraian teori yang berkaitan maupun yang digunakan pada penelitian ini secara sistematis. Teori-teori yang disebutkan digunakan sebagai dasar dalam penelitian ini antara lain informasi singkat mengenai Pemrosesan Sinyal, Algoritma *Pan Tompkins*, Sistem Tertanam, serta te-

ori penunjang lainnya.

3. BAB III Perancangan Sistem dan Impementasi

Bab ini berisi tentang penjelasan-penjelasan terkait eksperimen yang akan dilakukan dan langkah-langkah data diolah hingga menghasilkan visualisasi. Guna mendukung eksperimen pada penelitian ini, digunakanlah blok diagram atau *work flow* agar sistem yang akan dibuat dapat terlihat dan mudah dibaca untuk implementasi pada pelaksanaan tugas akhir.

4. BAB IV Pengujian dan Analisa

Bab ini menjelaskan tentang pengujian eksperimen yang dilakukan terhadap data dan analisisnya. Beberapa teknik visualisasi akan ditunjukkan hasilnya pada bab ini dan dilakukan analisa terhadap hasil visualisasi dan informasi yang didapat dari hasil mengamati visualisasi yang tersaji

5. BAB V Penutup

Bab ini merupakan penutup yang berisi kesimpulan yang diambil dari penelitian dan pengujian yang telah dilakukan. Saran dan kritik yang membangun untuk mengembangkan lebih lanjut juga dituliskan pada bab ini.

BAB 2

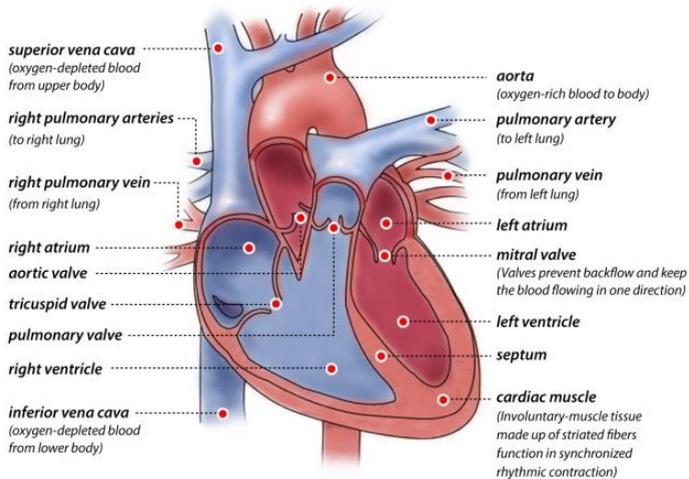
TINJAUAN PUSTAKA

Demi mendukung penelitian ini, dibutuhkan beberapa teori penunjang sebagai bahan acuan dan referensi. Dengan demikian penelitian ini menjadi lebih terarah.

2.1 Jantung

2.1.1 Anatomi Jantung

Jantung merupakan sebuah rongga organ berotot yang terletak pada rongga dada diantara kedua paru-paru kanan dan kiri serta bertumpu pada permukaan superior dari diafragma. Ukuran jantung panjangnya berkisar 12 cm dengan lebar 8-9 cm dan tebal 6 cm. Organ ini berperan dalam sistem peredaran darah yang berfungsi memompa darah ke seluruh tubuh dengan kontraksi irama secara berulang. Pada jantung yang sehat, darah akan mengalir satu arah melalui pembuluh darah. Jantung memiliki banyak bagian seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1: Anatomi Jantung Manusia [4]

Anatomi jantung mengatakan bahwa jantung dibagi menjadi 4 ruang yaitu 2 atrium pada bagian atas (superior) dan 2 ventrikel terletak pada bagian bawah (inferior) [4]. Kedua atrium dipisahkan oleh sekat antar atrium atau disebut dengan septum interatriorum. Atrium sendiri adalah suatu ruang yang memiliki otot tipis dan berfungsi sebagai ruang pengumpulan. Antar ventrikel dipisahkan oleh sekat antar ventrikel yang disebut sebagai septum interventrikulorum. Ventrikel mempunyai dinding otot yang tebal. Untuk tebalnya ventrikel kiri dapat mencapai tiga kali lipat lebih tebal dari ventrikel kanan dan berfungsi untuk memompa darah. Jantung dilindungi oleh tiga lapisan dinding. Dinding lapisan terluar disebut perikardium dibagi menjadi dua bagian, fibrosum untuk membatasi pergerakan jantung dan serosum berfungsi memberi pelumas agar mempermudah pergerakan jantung ketika memompa darah. Secara garis besar perikardium berfungsi untuk melindungi jantung dan menaruhnya di dalam dada. Pada lapisan tengah (miokardium) berisi otot yang berkontraksi. Otot tersebut mendapatkan nutrisi yang didapatkan dari suplai darah. Lalu lapisan paling dalam yaitu endokardium digunakan untuk menghubungkan darah. Lapisan ini berada pada bagian membran yang mengilat di bagian serambi atau atrium.

2.1.2 Sistem Kerja Jantung

Jantung memompa darah dan mengalirkannya melalui pembuluh darah dengan dua jalur, yaitu sirkuit pulmonal dan sirkuit sistemik yang alur kerjanya ditunjukkan pada Gambar 2.2. Pada sirkuit pulmonal atau lebih dikenal dengan peredaran darah kecil dimulai saat darah mengandung CO₂ yang berada di ventrikel kanan dipompa dan dialirkan oleh pembuluh arteri pulmonalis menuju ke paru-paru [4]. Terjadi difusi gas pada paru-paru yang mengakibatkan kandungan CO₂ berubah menjadi kandungan O₂. Lalu darah yang keluar akan dialirkan kembali ke jantung tepatnya pada atrium kiri melalui vena pulmonalis dalam keadaan sudah mengandung O₂. Sehingga sederhananya perjalanan sirkuit pulmonal yaitu dari jantung dikirimkan ke paru-paru dan dikembalikan lagi ke jantung. Berbeda dengan sirkuit pulmonal, perjalanan sirkuit sistemik yaitu dari jantung dialirkan ke seluruh tubuh lalu dikembalikan ke jantung, sehingga sering disebut sebagai peredaran darah besar. Un-

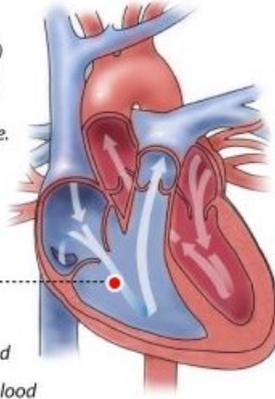
BLOOD FLOW

An adult heart pumps about 6 quarts (5.7 liters) of blood throughout the body and beats about 60 to 80 times per minute.

Direction of blood flow -----

 Oxygenated blood

 De-oxygenated blood



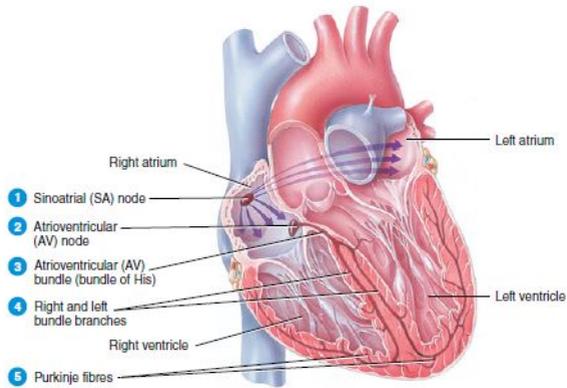
Gambar 2.2: Aliran Darah Jantung Manusia [4]

tuk sistem kerjanya, awal mula darah yang sebelumnya didapatkan dari paru-paru yang mengandung O₂ dipompa oleh ventrikel kiri menuju ke seluruh tubuh melalui pembuluh besar (aorta). Setelah seluruh tubuh mengambil oksigen dalam darah yang mengakibatkan darah yang sekarang mengandung CO₂ dikembalikan ke atrium kanan. Pembembalian tersebut melalui vena cava superior jika diterima dari tubuh bagian atas dan melalui vena cava inferior jika diterima dari tubuh bagian bawah.

2.1.3 Sistem Kelistrikan Jantung

Terdapat kumpulan sel-sel di dalam miokardium (lapisan tengah jantung) yang memiliki sifat menghasilkan impuls listrik secara spontan di dalam jantung. Bertindak secara independen tanpa ada koordinasi aktivitas listrik dan kontraksi otot. Sel-sel ini membuat dan mendistribusikan arus listrik yang mengarah ke kontraksi jantung yang terkendali dan juga efektif. Berkumpul di dalam suatu sistem yang disebut sebagai sistem konduksi. Sistem ini memiliki jalur hantaran listrik sebagai berikut: Nodus Sinoatrial (SA) - Nodus Atrioventrikular (AV) - Berkas His - Serabut Purkinje seperti pada Gambar 2.3.

Nodus SA adalah penghasil impuls dengan frekuensi paling



Gambar 2.3: Sistem Konduksi Jantung [5]

besar dan paling cepat dibanding Nodus AV maupun serabut Purkinje. Sehingga pengatur ritme jantung adalah Nodus SA serta menjadi tempat dimulainya distribusi listrik yang ditransmisikan dengan cepat melintasi atrium. Impuls ditransmisikan dari atrium ke dalam ventrikel melalui Nodus AV. Terjadi penundaan potensial aksi sekitar 0.1 s untuk memastikan bahwa kontraksi atrium terjadi lebih awal dibanding kontraksi ventrikel agar pengisian ventrikel sempurna. Impuls kemudian merambat cepat menurun antar ventrikel melalui berkas His dan menyebar ke seluruh miokardium melalui serabut Purkinje [5].

2.2 Aritmia

Aritmia adalah istilah dari gangguan frekuensi atau konduksi impuls listrik jantung yang mengacu pada setiap denyut atau irama jantung yang bersifat tidak normal. Tidak hanya sebatas pada tidak beraturannya suatu denyut jantung namun juga termasuk gangguan kecepatan denyut yang dihasilkan oleh jantung. Keadaan ini dapat menyebabkan jantung berdenyut lebih cepat, lebih lambat hingga bisa menjadi tidak teratur. Ketika jantung tidak berdetak dengan benar maka pompa darah ke paru-paru, otak, dan organ lainnya menjadi tidak efektif yang dapat mengakibatkan kerusakan pada organ.

Dari ketidaknormalan denyut jantung tersebut, dapat dibedakan menjadi dua kondisi yaitu:

- a. Bradikardia: adalah kondisi dimana denyut jantung lebih kecil dari 60 kali per menit [6]. Melambatnya denyut jantung mengurangi ejeksi ventrikel dapat mengakibatkan kurangnya pasokan darah yang diterima organ tubuh lainnya.
- b. Takikardia: adalah kondisi dimana denyut jantung lebih besar dari 100 kali per menit[6]. Disebabkan adanya gangguan pada Nodus Sinoatrial, gangguan sistem konduksi jantung, gangguan metabolic, dan kerusakan jantung akibat serangan ataupun penyakit jantung. Percepatan denyut jantung memperpendek waktu pengisian ventrikel dan volume kuncup. Dapat dikatakan tidak normal ketika sedang beristirahat tetapi denyut jantungnya cepat.

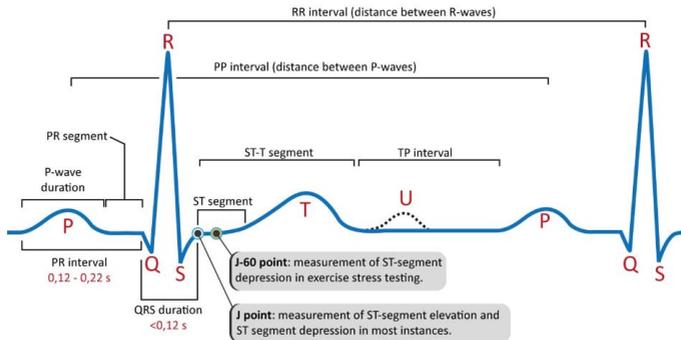
Aritmia tidak memiliki gejala dini seperti penyakit lainnya sehingga kebanyakan penderita aritmia tidak mengetahui bahwa orang tersebut memiliki kelainan denyut jantung. Tingkat keparahan aritmia dapat sangat bervariasi. Ketika tingkat keparahannya tinggi namun tidak segera diketahui aritmia dapat mengakibatkan munculnya penyakit berbahaya hingga berakibat pada kematian.

2.3 Elektrokardiografi

Elektrokardiografi adalah suatu ilmu yang mempelajari aktivitas listrik jantung. Jantung dapat menghasilkan impuls listrik akibat dari aktivitas denyutnya seperti yang sudah dijelaskan pada sub bab 2.1.3. Aktivitas tersebut dapat di representasikan melalui grafik sinyal yang disebut sebagai Elektrokardiogram atau biasa dikenal dengan ECG dan diukur dengan alat yang dapat mencatat kegiatan listrik jantung atau Elektrokardiograf.

Sinyal yang dihasilkan jantung memiliki 5 segment seperti pada Gambar 2.4, yaitu segment P, Q, R, S, dan T [7].

- a. Gelombang P
 1. Proses depolarisasi Atrium
 2. Positif di I, II, dan VF
 3. Negatif di aVR
 4. Lebaranya < 0.12 detik dan tingginya < 0.3 mV
- b. Interval PR
 1. Diukur dari awal gelombang P ke awal kompleks QRS

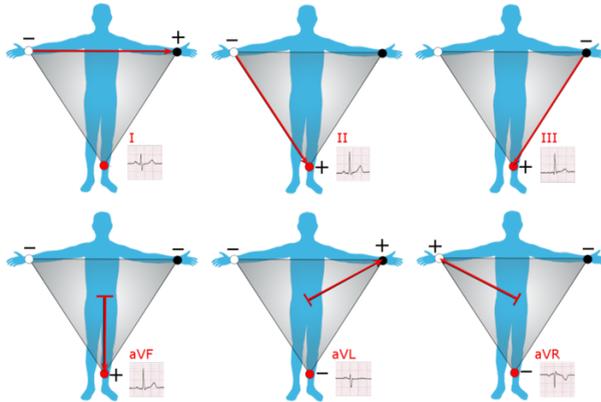


Gambar 2.4: Segmen Sinyal Jantung [7]

2. Panjangnya 0.12 – 0.20 detik
 3. Depresi segment PR dapat menandakan adanya perikarditis
- c. Interval QRS
1. Gelombang Q merupakan defleksi negatif pertama
 2. Gelombang R merupakan defleksi positif pertama
 3. Gelombang S merupakan defleksi negatif kedua
 4. Proses depolarisasi ventrikel
 5. Memiliki rentang durasi < 0.12 detik
- d. Segment ST
1. Proses repolarisasi ventrikel
 2. Diukur dari gelombang S ke permulaan gelombang T
- e. Gelombang T
1. Proses repolarisasi Ventrikel
 2. Positif di I, II, dan V3-V6
 3. Negatif di aVR, lead III, aVL, aVF dan V1-V2
 4. Tingginya < 0.5 mV

2.4 Sadapan ECG

Untuk melakukan analisa jantung diperlukan suatu konduktor untuk menangkap sinyal dari aktivitas jantung. Konduktor tersebut adalah sadapan atau lead yang diletakkan pada permukaan kulit. Sebuah sadapan mencatat sinyal listrik jantung dari gabungan



Gambar 2.5: Penempatan Sadapan ECG [8]

beberapa elektrode yang ditempatkan di titik-titik tertentu pada tubuh. Metode yang paling sering digunakan adalah 3 lead dan 12 lead. Teknik monitoring menggunakan tiga sadapan ekstrimitas standar dilakukan di tiga titik penempatan lead. Ketiga lead tersebut digambarkan sebagai sebuah segitiga sama sisi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.5 yang dikenal sebagai segitiga Einthoven [8].

Penempatan ketiga tempat tersebut yaitu :

1. Lead I : Merekam beda potensial antara RA dengan LA dimana RA bermuatan negatif (-) dan LA bermuatan positif (+) dengan sudut orientasi sebesar 0° .
2. Lead II : Merekam beda potensial antara RA dengan LL dimana RA bermuatan negatif (-) dan LL bermuatan positif (+) dengan sudut orientasi sebesar 60° .
3. Lead III : Merekam beda potensial antara LA dengan LL dimana LA bermuatan negatif (-) dan LL bermuatan positif (+) dengan sudut orientasi sebesar 120° .

Untuk teknik monitoring tambahan dilakukan pada tiga tempat yaitu:

1. aVL : dibentuk dengan membuat LA bermuatan positif (+) dan anggota tubuh lainnya bermuatan negatif (-) dengan su-

- dut orientasi -30° .
2. aVR : dibentuk dengan membuat RA bermuatan positif (+) dan anggota tubuh lainnya bermuatan negatif (-) dengan sudut orientasi -150° .
 3. aVF : dibentuk dengan membuat LL bermuatan positif (+) dan anggota tubuh lainnya bermuatan negatif (-) dengan sudut orientasi 90° .

2.5 Algoritma Pan Tompkins

Pan Tompkins adalah suatu algoritma yang digunakan untuk mendeteksi kompleks QRS, mengetahui bahwa kompleks QRS memiliki banyak keuntungan perhitungan. Gelombang QRS dan algoritma ini sama-sama bekerja berdasarkan frekuensi sampling 200 Hz, sehingga dapat mendeteksi kompleks QRS untuk mendapatkan kemiringan, amplitudo serta lebar sinyal [9]. Sebelum proses deteksi diperlukan penyaringan sinyal ECG guna menghilangkan noise yang terjadi karena kontraksi otot, baseline wander, dan gangguan gelombang T dengan frekuensi tinggi mirip dengan kompleks QRS. Pada algoritma ini terdapat tahap-tahap pemrosesan digital untuk segmentasi gelombang, memisahkan dan mendapatkan segmen yang dibutuhkan seperti kompleks QRS dan dapat mengurangi deteksi palsu sehingga mempermudah pencarian titik puncak R. Terdiri dari dua filter digital yaitu *low pass filter* dan *high pass filter* yang berfungsi memotong frekuensi rendah dan frekuensi tinggi. Selanjutnya dilakukan proses *derivative*, *squaring*, *moving average window* dan *thresholding*. Algoritma Pan Tompkins dilaporkan telah mendeteksi kompleks QRS dengan benar sebesar 99,3 persen.

2.5.1 Low Pass Filter

Low pass filter berfungsi meloloskan sinyal dibawah frekuensi tertentu dan akan menolak dan meredam sinyal dengan frekuensi di atas frekuensi tersebut dengan cara men-cut-off nya. Pada algoritma ini digunakan frekuensi cut-off sebesar 11 Hz. Gambar 2.6 adalah contoh sinyal yang telah melewati proses *low pass filter*.

Persamaan *low pass filter* ditunjukkan pada Persamaan 2.1

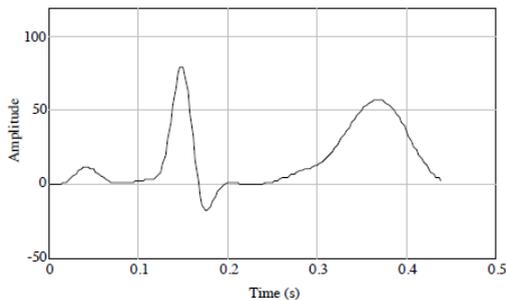
$$H(z) = \frac{(1 - z^{-6})^2}{1 - z^{-1}} \quad (2.1)$$

keterangan :

$H(z)$: Transfer Function Domain z
 z : Frekuensi di domain z

Sehingga persamaan differensialnya (dalam daerah waktu) ditunjukkan pada Persamaan 2.2

$$y(t) = 2y(t - 1) - y(t - 2) + x(t) - 2x(t - 6) + x(t - 12) \quad (2.2)$$



Gambar 2.6: Sinyal Low Pass Filter [9]

2.5.2 High Pass Filter

High pass filter merupakan kelanjutan dari *low pass filter*. Memiliki frekuensi cut-off sebesar 5 Hz sehingga sinyal diatas frekuensi tersebut akan diloloskan dan akan meredamkan frekuensi dibawahnya. Filter *high pass* diperoleh dengan membagi filter *low pass* dengan gain dc-nya dan mengurangnya dari sinyal asli. Gambar 2.7 adalah contoh sinyal yang telah melewati proses *high pass filter*. Fungsi transfer dari filter *high pass* ditunjukkan pada Persamaan 2.3

$$H_{hp}(z) = z^{-16} - \frac{H_{lp}(z)}{32} \quad (2.3)$$

keterangan :

$Hhp(z)$: Transfer Function Domain z High Pass Filter

$Hlp(z)$: Transfer Function Domain z Low Pass Filter

Sehingga persamaan differensialnya (dalam daerah waktu) ditunjukkan pada Persamaan 2.4

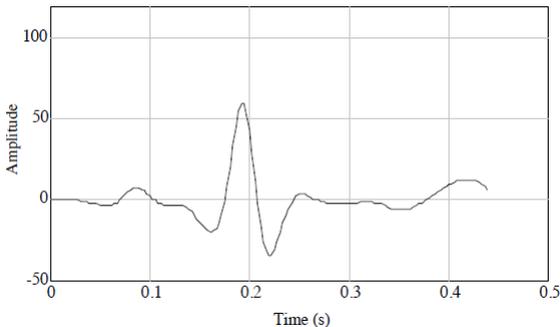
$$y(t) = x(t - 16) - \frac{1}{32}[y(t - 1) + x(t) - x(t - 32)] \quad (2.4)$$

keterangan :

$y(t)$: Persamaan differensial

t : Jumlah data

x : Variabel dari proses sebelumnya



Gambar 2.7: Sinyal High Pass Filter [9]

2.5.3 Derivative

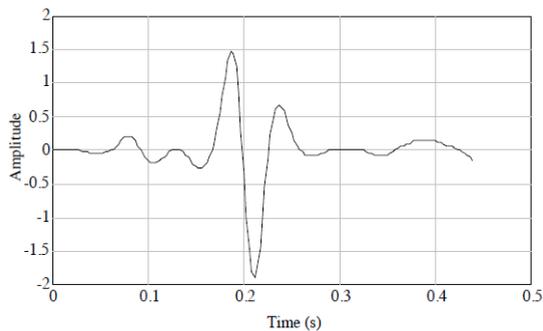
Derivative merupakan operasi turunan yang digunakan untuk mencari informasi kemiringan pada kompleks QRS. Pada algoritma Pan Tompkins, sinyal dibagi menjadi fraksi 1/8 pada proses *derivative* untuk menghasilkan respon amplitudo sebesar 0 hingga 30 Hz. Dari proses ini nantinya dapat diperhatikan bahwa gelombang P dan T akan dilemahkan sedangkan sinyal yang berhubungan dengan puncak ke puncak kompleks QRS akan semakin ditinggikan agar dapat membedakan kompleks QRS dengan gelombang lainnya seperti hasil yang ditunjukkan pada Gambar 2.8. Persamaan *deri-*

vative ditunjukkan pada Persamaan 2.5

$$H(z) = 0.125(2 + z^{-1} - z^{-3} - 2z^{-4}) \quad (2.5)$$

Sehingga persamaan differensialnya (dalam daerah waktu) ditunjukkan pada Persamaan 2.6

$$y(t) = \frac{2x(t) + x(t-1) - x(t-3) - 2x(t-4)}{8} \quad (2.6)$$

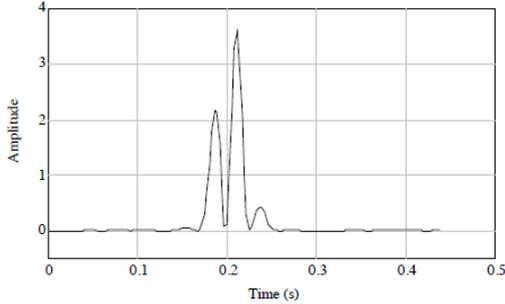


Gambar 2.8: Sinyal Derivative [9]

2.5.4 Squaring

Squaring adalah operasi pengkuadrat yang membuat semua titik data dalam sinyal menjadi positif. Ini dilakukan untuk memperbaiki sinyal yang telah diturunkan pada *derivative*. Prosesnya dilakukan dengan cara menekan frekuensi tinggi pada sinyal yang disebabkan kompleks QRS. Gambar 2.9 adalah contoh sinyal yang telah melewati proses *squaring*. Output dari tahap ini harus terbatas pada level maksimum tertentu yang sesuai dengan jumlah bit yang digunakan untuk mewakili tipe data dari sinyal. Persamaan *squaring* ditunjukkan pada Persamaan 2.7

$$y(t) = [x(t)]^2 \quad (2.7)$$



Gambar 2.9: Sinyal Squaring [9]

2.5.5 Moving Average Window

Moving average window merupakan proses yang dilakukan untuk membantu menemukan kompleks QRS karena dengan mencari kemiringan dari gelombang R saja tidak cukup. Ini dikarenakan banyak kompleks QRS abnormal dengan amplitudo besar dan durasi yang lama namun tidak memiliki lereng yang begitu curam. Gambar 2.10 adalah contoh sinyal yang telah melewati proses *moving average window* dan Gambar 2.11 adalah Hubungan antara kompleks QRS dengan *moving average window*.

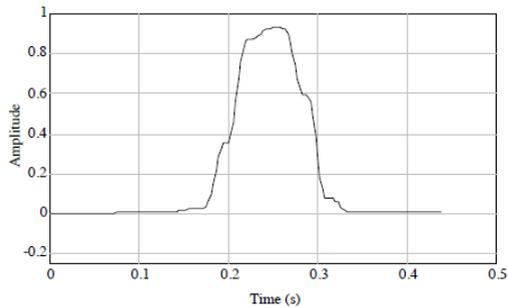
Persamaan *moving average* ditunjukkan pada Persamaan 2.8

$$y(t) = \frac{1}{N} [x(t - (N - 1)) + x(t - (N - 2)) + \dots + x(t)] \quad (2.8)$$

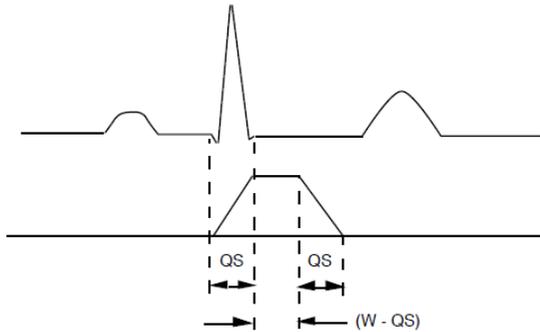
Dimana N merupakan jumlah sampel dalam menentukan *moving average*. Pemilihan sampel menentukan lebar jendela yang sama dengan kompleks QRS, karena jika ukuran jendela terlalu besar dapat menyebabkan penggabungan kompleks QRS dengan gelombang T yang mengakibatkan kompleks QRS yang didapat tidak akurat.

2.5.6 Thresholding

Thresholding merupakan proses deteksi QRS yang terakhir. Proses ini dilakukan untuk memperjelas kompleks QRS menggunakan batas yang telah ditentukan. Pada proses ini akan didapatkan deteksi dari puncak R. Jika sinyal yang diterima lebih besar dari



Gambar 2.10: Sinyal Moving Average Window [9]



Gambar 2.11: Hubungan kompleks QRS dengan Moving Average Window [9]

threshold maka segmen dapat terdeteksi karena dapat diasumsikan sebagai kandidat dari kompleks QRS.

Persamaan *Thresholding* ditunjukkan pada Persamaan 2.9

$$y[n] \begin{cases} 1, & x[n] > \text{threshold} \\ 0, & x[n] < \text{threshold} \end{cases} \quad (2.9)$$

Lalu jika sinyal yang diterima lebih kecil dari *threshold* maka akan dijadikan 0.

2.6 Modul dsPIC33EP

dsPIC33EP adalah sebuah modul yang dilengkapi dengan adanya mikrokontroler hingga LCD beresolusi 320x240px seperti pada Gambar 2.12. Bagian utama dari sistem ini menggunakan dsPIC33EP512MU810 16-bit [10]. Modul ini telah mengintegrasikan mikrokontroler dengan modul Digital Signal Processing (DSP) atau setelah terintegrasi dikenal dengan dsPIC. Sering digunakan untuk pemrograman yang membutuhkan respon yang cepat dan pemrosesan secara real-time. dsPIC memiliki kemampuan yang kuat untuk menjalankan algoritma yang meliputi pemrosesan sinyal, seperti untuk pemrosesan sinyal ECG. Pada modul ini juga terdapat *library Analog to Digital Converter* (ADC) pada modul ini untuk memudahkan proses pemrograman. ADC adalah sirkuit elektronik yang mengubah sinyal kontinyu menjadi angka digital diskrit [11]. Penggunaan perangkat pada penelitian ini didasari dari penerapan metode algoritma Pan Tompkins. Karena algoritma ini bekerja berdasarkan frekuensi sampling 200 Hz, dan perangkat ini dapat diatur pengambilan dan perhitungan datanya agar mendapat frekuensi yang telah ditentukan.



Gambar 2.12: Modul dsPIC33EP [10]



Gambar 2.14: Bluetooth Click [13]

2.14 adalah gambar dari modul Bluetooth Click.

2.9 ECG Simulator

ECG simulator merupakan perangkat yang dapat memberikan bentuk gelombang fisiologis yang komprehensif untuk mensimulasikan sinyal ECG [14]. Biasa digunakan untuk keperluan penelitian dan kalibrasi perangkat berbasis mikrokontroler agar dapat memperoleh nilai yang valid dibanding pengujian menggunakan data pasien dengan nilai yang tidak menentu. Perangkat memiliki banyak fitur, namun pada penelitian ini fokus pada penggunaan fitur simulasi sinyal berbasis *heart rate*. Gambar 2.15 adalah gambar dari ECG simulator MS-400.



Gambar 2.15: ECG Simulator MS-400 [14]

2.10 Spesifikasi ECG Standar Medis

Beberapa perangkat medis untuk memantau jantung secara *portable* sudah dijual di pasaran. Salah satunya ada Heal Force Prince 180D Easy ECG Monitor dan juga Omron HCG-801 yang perangkatnya ditunjukkan pada Gambar 2.16 dan Gambar 2.18. Kedua perangkat tersebut dapat digunakan dirumah untuk dioperasikan oleh pasien sendiri karena dapat menampilkan rekam jantung secara *real-time* dan diagnosis awal dari beberapa kelainan irama jantung seperti Takikardia, Bradikardia dan sebagainya [15]. Keduanya juga dilengkapi dengan memory yang cukup besar untuk menyimpan hasil rekam jantung. Ada tiga mode pengambilan data pada Prince 180D, yaitu dengan cara cepat dengan menempelkan telapak tangan atau bisa juga dada ke elektroda bawaan dan dengan menggunakan 3 lead yang diletakkan pada dada. Untuk HCG-801 ada dua mode pengambilan data yaitu dengan menempelkan (*chest electrode*) pada titik dada dan dengan menempelkan jari pada *finger electrode*). Di pasaran Prince 180D dijual seharga Rp. 5.000.000 dengan spesifikasi perangkat yang ditunjukkan pada Gambar 2.17 dan Omron HCG-801 dijual seharga Rp. 9.000.000 dengan spesifikasi ditunjukkan pada Gambar 2.19.

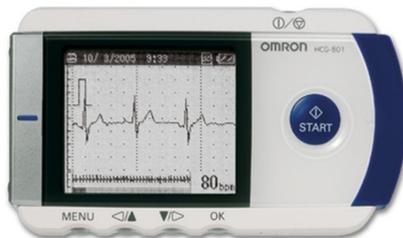


Gambar 2.16: Perangkat Prince 180D [15]

Specifications

ECG Measurement	
Signal Input	3 embedded metal electrodes or external lead wire (3/4)
Lead Selections & Measuring Modes	Quick measurement by embedded electrodes;
	Measurement by external electrodes with 3 lead wires(single channel for Lead I, II or III) or 4 lead wires(3 simultaneous channels for Lead I, II and III)
ECG Bandwidth	0.05~40Hz (Enhanced mode), 0.5~40Hz (Normal mode)
Internal Noise Level	≤30μVp-p
Heart Rate Range	30~240bpm
Heart Rate Accuracy	±2bpm or ±2%, which ever is greater
Display Scale	5mm/mV ±10%
CMRR	≥60dB
Wave Form Sweeping Speed	20mm/s±10%
Measurement Time	30 seconds per test
Suggestive Results	19 types of waveform
Display	
Display Mode	Color LCD display
Resolution	320 × 240
Screen Size (mm)	70.08 × 52.56
General	
Dimensions (mm)	L130 × W98 × H36
Net Weight (without Batteries)	400g
Power Supply	4 × AA batteries
Voltage	DC 5.0V / 1.0A

Gambar 2.17: Spesifikasi Prince 180D [15]



Gambar 2.18: Perangkat Omron HCG-801

SPECIFICATIONS

Model:	HCG-801
Induction system:	Bipolar single channel
Heart rate range:	2 to 200 beats/min.
Bandwidth:	0.05 to 40Hz
Sampling Rate:	125Hz
Enclosure ingress protection:	IP20
Display:	Graphic LCD
Memory:	5 measurements (using the unit's internal memory) 300 measurements (using the supplied SD memory card)
Electrical Safety:	Internally powered equipment, B-type device
Power Supply:	2 × LR03 (AAA) batteries
Battery life:	Approximately 400 measurements with alkaline batteries (When measurements are taken once a day at room temperature (72 °F (22 °C)))
Operating Environment:	+50 to +104°F (+10 to +40 °C), 30 to 85%RH, 700 to 1060 hPa
Storage Environment:	-4 to +140 °F (-20 to +60 °C), 10 to 95%RH, 700 to 1060 hPa
Weight:	Approximately 4 5/8 oz. (130 g) (including batteries)
Dimensions:	4 3/4" (W) × 2 5/8" (H) × 1" (D) (121 mm × 67 mm × 24 mm)
Contents:	Main Unit, SD memory card, Storage pouch, 2 × LR03(AAA) batteries, Instruction manual, Registration card, Quick reference card.

Gambar 2.19: Spesifikasi Omron HCG-801

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 3

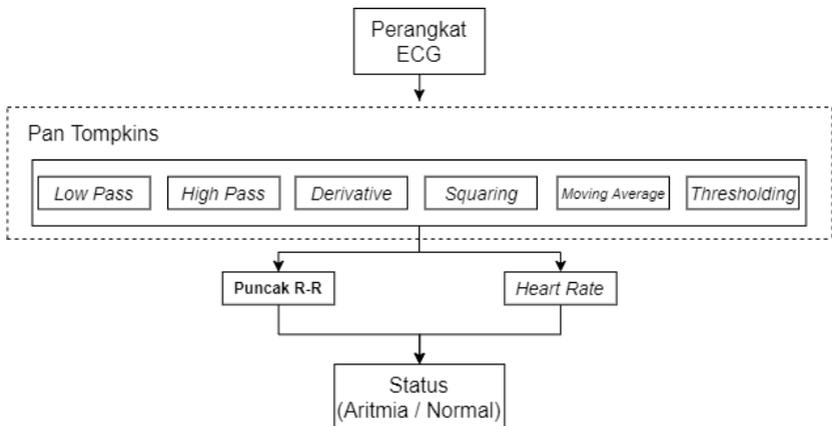
DESAIN DAN IMPLEMENTASI SISTEM

Penelitian ini dilaksanakan sesuai dengan desain sistem berikut dengan implementasinya. Desain sistem merupakan konsep dari pembuatan dan perancangan infrastruktur kemudian diwujudkan dalam bentuk blok-blok alur yang harus dikerjakan. Pada bagian implementasi merupakan pelaksanaan teknis untuk setiap blok pada desain sistem.

3.1 Desain Sistem

Pada tugas akhir ini dibangun suatu sistem menggunakan perangkat ECG Portable dengan modul ECG Click untuk mendapatkan informasi kompleks QRS dari sinyal jantung. Pada Gambar 3.1 telah dipaparkan proses umum dari sistem.

Tahap awal dari sistem ini adalah pengambilan data melalui modul ECG Click dengan sadapan ECG yang telah terpasang pada permukaan tubuh pengguna. Tahap selanjutnya, data yang telah didapatkan akan komputasikan dengan algoritma Pan Tomkpkins



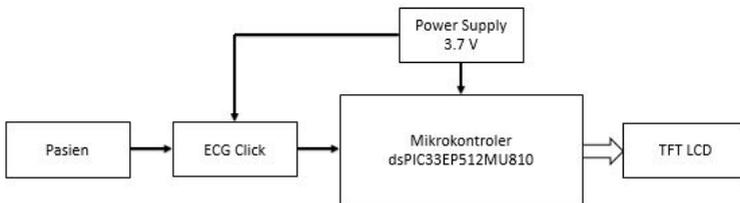
Gambar 3.1: Diagram Sistem

agar dapat di analisa segmen-segmennya. Proses ini dilakukan karena terdapat beberapa segmen dari sinyal jantung yang dapat dijadikan sebuah acuan untuk menghitung *heart rate* dan kelainan irama jantung, yaitu bisa dari perhitungan titik puncak R-R nya. Algoritma Pan Tompkins meliputi *low pass filter*, *high pass filter*, *derivative*, *squaring*, *moving average window* serta *thresholding*. Pada tahap akhir, dari parameter-parameter tersebut dapat diketahui perbedaan irama detak jantung normal maupun yang tidak normal. Namun untuk status kondisi aritmia atau tidaknya hanya untuk sebatas peringatan awal saja.

3.2 Perancangan Perangkat ECG Portable

Perangkat ECG terdiri dari beberapa komponen yaitu ECG Click sebagai modul sensor yang mengakuisisi sinyal jantung, Power Supply sebagai sumber listrik, Mikrokontroler dsPIC33EP512MU810 sebagai IC untuk mengkalkulasikan data serta peralatan tambahan Bluetooth sebagai alat komunikasi serial untuk mengirimkan data jika diperlukan pengamatan atau visualisasi sinyal pada komputer.

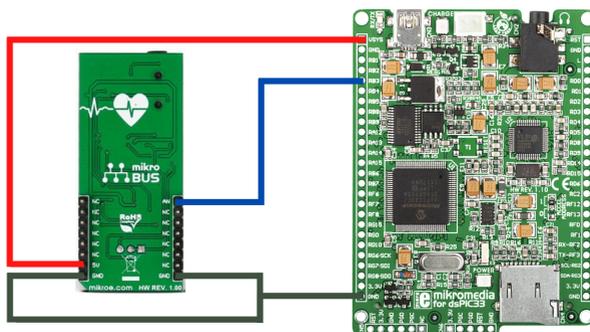
Cara kerja perangkat ECG portable ditunjukkan pada Gambar 3.2. Mula-mula sensor ECG membaca sinyal jantung menggunakan tiga elektroda yang ditempelkan pada permukaan tubuh sehingga dapat menghasilkan suatu sinyal. Selanjutnya sinyal diteruskan ke mikrokontroler untuk dilakukan komputasi data menggunakan algoritma Pan Tompkins. Hasil komputasi data tersebut lalu divisualisasikan pada TFT LCD yang sudah menjadi bagian dari modul dsPIC33EP.



Gambar 3.2: Diagram Perangkat Keras

Tabel 3.1: Konfigurasi Perangkat

No	ECG Click	<i>dsPIC33EP</i>
1	AN	RB3 - Analog Lines
2	+5 V	VCC
3	GND	GND

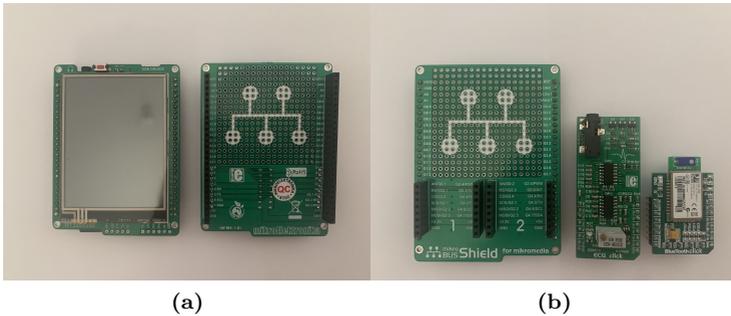


Gambar 3.3: Desain Perangkat ECG Portable

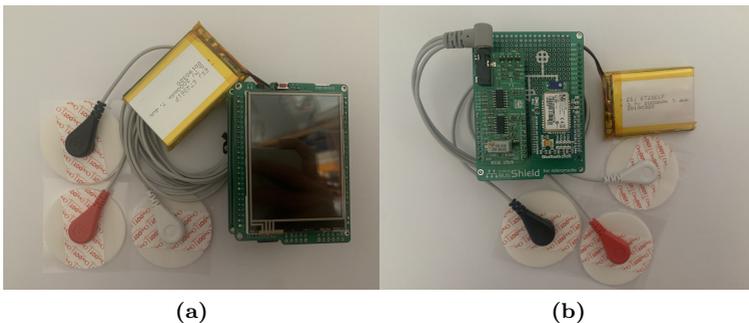
Pemasangan perangkat ditunjukkan pada Tabel 3.1 dan Gambar 3.3. Untuk membuat alat menjadi lebih praktis, digunakan Mikrobus Shield for dsPIC agar tidak perlu menggunakan banyak kabel. Pemasangan perangkat lebih kompleks dapat dilihat pada Gambar 3.4 dan 3.5.

3.3 Perancangan Visualisasi Sinyal

Gambar 3.6 merupakan rancangan desain visualisasi pada TFT LCD Modul dsPIC33EP. TFT LCD memiliki resolusi 320x240 pixel yang dipergunakan untuk menampilkan sinyal jantung pengguna perangkat, *heart rate* serta status kondisi pengguna. Digunakan 200 pixel untuk menampilkan sinyal, dan sisa pixelnya digunakan untuk menampilkan informasi-informasi lainnya. Dalam 5 ms, perangkat dirancang untuk mengambil 1 data, sehingga membuat frekuensi samplingnya menjadi 200 Hz (1 detik 200 data). Sinyal jantung



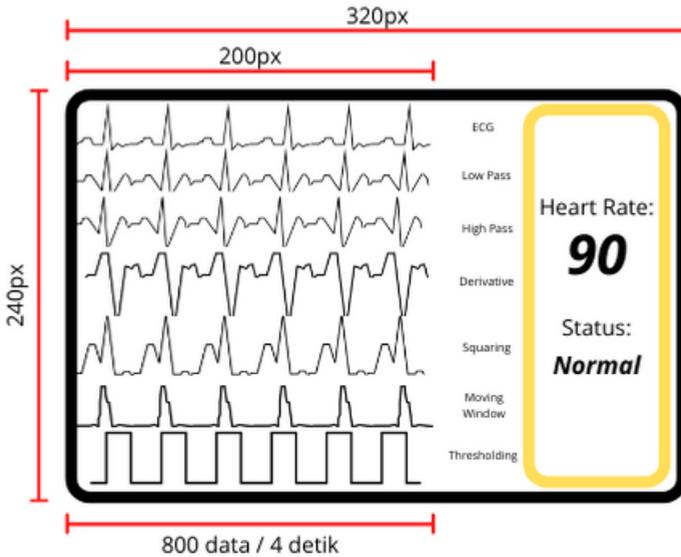
Gambar 3.4: (a) Mikrokontroler dengan MikroBus Shield; (b) ECG Click dengan MikroBus Shield



Gambar 3.5: (a) Perangkat tampak depan; (b) perangkat tampak belakang

diambil sebanyak 800 data dalam 200 pixel, dengan kata lain dalam satu perulangan waktu yang diperlukan adalah 4 detik.

Pada gambar tersebut terdapat tujuh grafik dimana grafik sinyal tersebut didapatkan dari hasil filtering dan komputasi sebelumnya pada mikrokontroler. Mulai dari sinyal ECG asli, *low pass filter*, *high pass filter*, *derivative*, *squaring*, *moving average window*, dan juga *thresholding*. Selanjutnya setelah diproses melalui parameter titik puncak R-R, hasilnya akan ditampilkan sebagai *heart rate* dan juga status adanya kelainan detak jantung atau tidak.



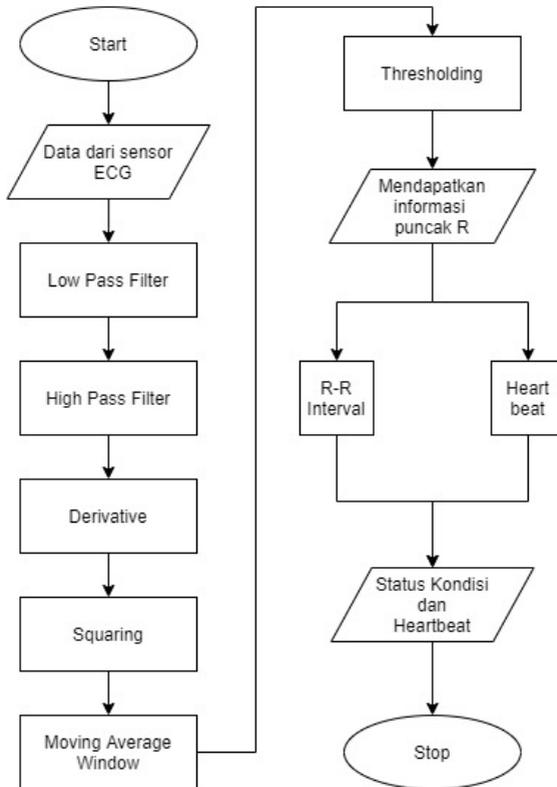
Gambar 3.6: Desain pada LCD Monitor

3.4 Pemrosesan Sinyal

Pada sistem ini pemrosesan data dilakukan untuk melihat proses secara runtut dan lebih detail. Proses deteksi dilakukan untuk mendapatkan segmen sinyal QRS yang dilakukan dengan menggunakan algoritma Pan Tompkins. Pada Gambar 3.7 ditunjukkan proses yang dilakukan yaitu meliputi *low pass filter*, *high pass filter*, *derivative*, *squaring*, *moving average window*, serta *thresholding*. Setelah melewati proses tersebut akan didapatkan nilai puncak R yang dapat berguna untuk perhitungan R-R interval dan juga perhitungan *heart rate*. Dari proses dan perhitungan yang telah dilakukan maka didapatkan status kondisi pengguna perangkat.

3.4.1 Low Pass Filter

Low pass filter bekerja untuk memotong (cut-off) frekuensi sebesar 11 Hz sehingga frekuensi sinyal dibawah 11 Hz akan dibiarkan lewat sedangkan frekuensi diatas itu akan diredam. Rumus *low pass filter* memiliki gain sebesar 36 dan delay sebanyak 6 sampel. Untuk



Gambar 3.7: Diagram Pemrosesan Sinyal

tahapan dari low pass pertama tama dilakukan deklarasi array untuk mengalokasikan nilai dari perhitungan low pass serta deklarasi data sinyal asli sebagai input dari filter *low pass*. Tahap selanjutnya dilakukan proses perhitungan *low pass filter* menggunakan rumus. Lalu dilakukan penambahan nilai dalam array guna mendapatkan nilai dari *low pass filter* yang dilakukan sampai batas panjang memori. Didapatkan nilai *low pass* yang selanjutnya akan dilanjutkan untuk proses perhitungan *high pass filter*.

3.4.2 High Pass Filter

Berbeda dengan *low pass*, *high pass filter* akan melakukan cut-off frekuensi sebesar 5 Hz sehingga frekuensi sinyal di atas 5 Hz akan dibiarkan lewat sedangkan di bawah 5 Hz akan diredamkan. Filter *high pass* memiliki gain sebesar 32 dan delay sebanyak 16 sampel. Tahapan awal *high pass* yaitu deklarasi array untuk mengalokasikan nilai dari *high pass filter*. Data *low pass* yang sebelumnya telah dihitung dijadikan input dari *high pass filter*. Lalu dilakukan proses perhitungan menggunakan rumus *high pass filter*. Dilakukan penambahan nilai dalam array guna mendapatkan nilai dari *high pass filter* yang dilakukan sampai batas panjang memori.

3.4.3 Derivative

Nilai keluaran yang dihasilkan dari proses filtering selanjutnya akan didiferensiasikan melalui proses *derivative*. Proses ini dilakukan untuk mendapatkan informasi lereng atau kemiringan tertinggi dari kompleks QRS guna membedakan kompleks QRS dengan kemiringan dari segmen lainnya karena gelombang P dan gelombang T yang dilemahkan. *Derivative* mendekati turunan ideal melalui rentang frekuensi 30 Hz dengan gain sebesar 0.1 dan delay sebanyak 2 sampel.

3.4.4 Squaring

Squaring merupakan proses dengan operasi kuadrat untuk membuat semua data menjadi sinyal positif. Ini akan memperkuat sinyal dari hasil proses differensiasi. *Squaring* dilakukan dengan cara mengkuadratkan keluaran sinyal *derivative*. Proses ini membantu mengenali puncak kompleks QRS agar memudahkan mencari puncak dari titik R karena amplitudo sinyal yang semakin besar dan dapat mengurangi kemungkinan mengenali gelombang T sebagai puncak R.

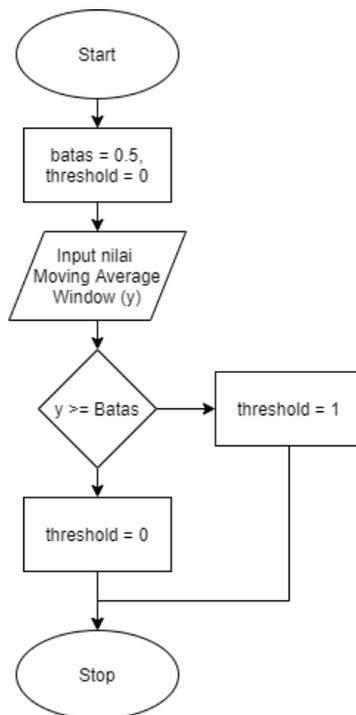
3.4.5 Moving Average Window

Moving average window digunakan untuk membantu memperjelas interval QRS selain dengan cara menghitung kemiringannya. Jumlah 'n' sampel pada lebar jendela adalah hal penting pada proses ini. Lebar dari masing-masing window harus sama dengan kompleks QRS. Ketika window memiliki ukuran yang terlalu besar maka ben-

tuk gelombang yang berintegrasi akan menggabungkan kompleks QRS dengan gelombang T secara bersamaan. Jika window terlalu sempit dapat membuat kompleks QRS menghasilkan beberapa puncak dalam gelombang integrasi yang dapat menyebabkan sulitnya proses deteksi QRS selanjutnya. Pada algoritma ini diperlukan 30 sampel.

3.4.6 Thresholding

Tahap akhir yang digunakan pada algoritma Pan Tompkins adalah *thresholding*. Pada Gambar 3.8 dijelaskan bahwa sinyal diatur hingga kompleks QRS dapat terdeteksi dengan menggunakan batas agar menjadi logic 1 dan 0. Ketika hasil sinyal dari keluaran



Gambar 3.8: Diagram proses Thresholding

moving average window bernilai lebih dari setengah nilai *threshold* maka sinyal akan bernilai 1, jika nilai dari sinyal bernilai dibawah nilai *threshold* maka akan diberi nilai 0. Sinyal yang lebih besar dari *threshold* dapat diasumsikan sebagai kandidat kompleks QRS.

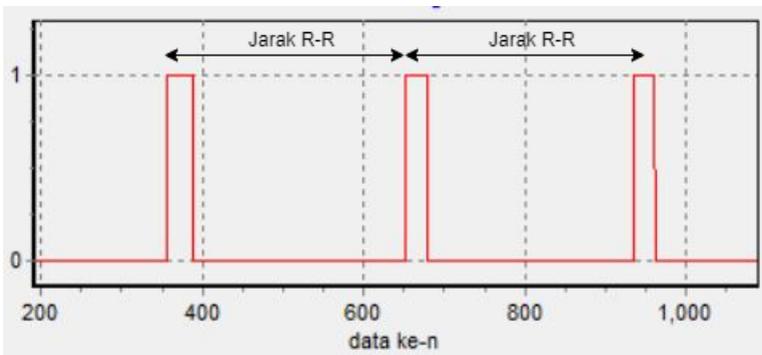
3.4.7 Deteksi Puncak R-R

Dari proses *thresholding* akan didapatkan titik puncak R dengan cara mengambil 'i' yang bernilai 1 setelah nilai 0 karena dianggap sebagai titik puncak R pertama seperti yang telah dituliskan pada Persamaan 3.1.

$$if((y[i] == 0) \& \& (y[i + 1] == 1), \text{ then } R = i \quad (3.1)$$

Dilanjutkan dengan mencari jarak R ke R seperti pada Gambar 3.9 yang dapat digunakan untuk perhitungan *heart rate* dengan menggunakan jarak dari R ke-n dengan R ke-(n+1) atau dapat dituliskan dalam Persamaan 3.2. Setelah jarak R ke R diketahui, selanjutnya dibagi dengan frekuensi samplingnya untuk diketahui jarak dalam satuan waktu.

$$RR[i] = (R[i + 1] - R[i]) / fs \quad (3.2)$$



Gambar 3.9: Deteksi Puncak R-R

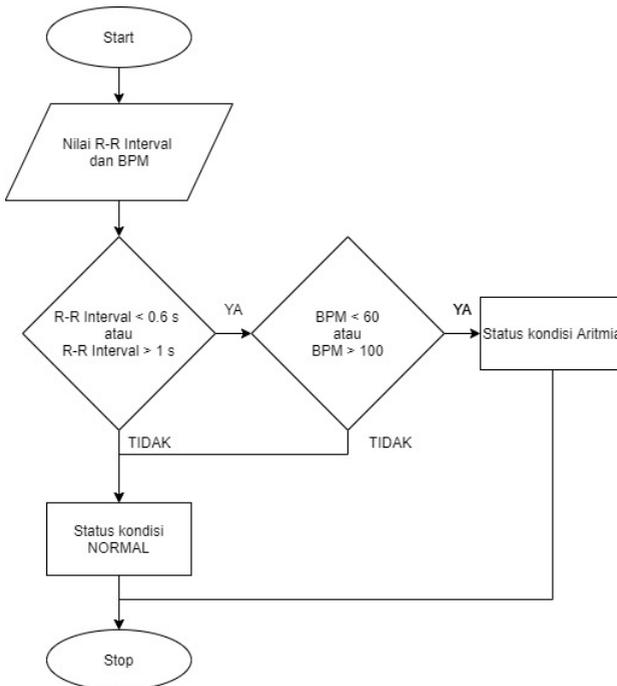
3.4.8 Perhitungan Heart Rate

Untuk perhitungan *heart rate* diperlukan nilai waktu rata-rata dari seluruh jarak R-R yang ada. Waktu rata-rata dari jarak R-R tersebut dimasukkan ke perhitungan rumus *heart rate* yang telah dituliskan pada Persamaan 3.3.

$$BPM = \frac{60}{\text{R-R interval}} \quad (3.3)$$

3.5 Perhitungan Kondisi Pasien

Pada sistem ini, perangkat hanya bisa mendeteksi adanya aritmia atau tidak (irama jantung normal). Seperti yang telah di je-



Gambar 3.10: Diagram Perhitungan Aritmia

laskan pada Gambar 3.10, untuk mendapatkan status kondisi pengguna perangkat perlu dilakukan penggabungan parameter yaitu meliputi R-R interval dan juga *heart rate* nya. Jika perhitungan rata rata dari R ke R lebih kecil dari 0.6 s atau lebih besar dari 1 s maka dapat dikatakan aritmia [16]. Selanjutnya dengan BPM yang umumnya normal dengan rentang 60 hingga 100, ketika BPM di bawah 60 atau di atas 100 maka dapat dikatakan aritmia [17].

Halaman ini sengaja dikosongkan

BAB 4

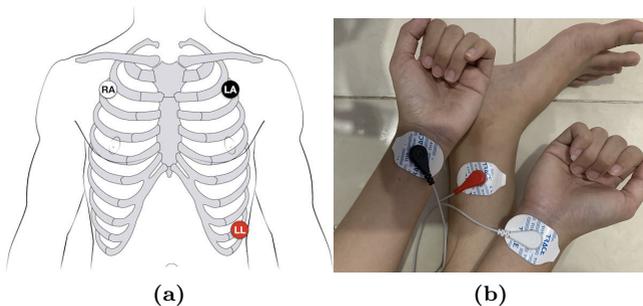
PENGUJIAN DAN ANALISA

Pada bab ini dipaparkan hasil pengujian serta analisa dari desain sistem dan implementasi. Pengujian dilakukan guna mengetahui tingkat kesalahan dan menarik kesimpulan dari sistem yang telah dibuat. Pengujian yang dilakukan meliputi pengujian pemrosesan data, pengujian deteksi puncak R-R, pengujian heart rate, dan pengujian deteksi aritmia. Data yang digunakan dalam pengujian program diperoleh dari perangkat ECG.

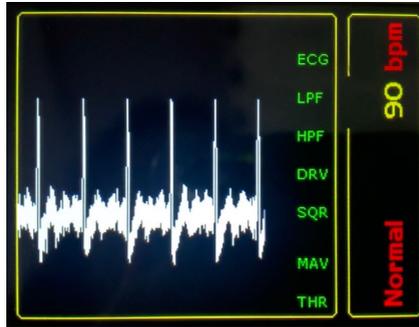
4.1 Pengambilan Data

Pengambilan data untuk pengujian dilakukan menggunakan perangkat ECG portable melalui sensor yang dipasang pada permukaan tubuh. Dapat dilakukan pemasangan pada tiga titik pada dada sesuai segitiga Einthoven, atau juga dapat dilakukan pemasangan pada pergelangan lengan kanan dan kiri serta pergelangan kaki kiri seperti pada Gambar 4.1. Kedua cara pemasangan tersebut tidak memiliki perbedaan sinyal yang signifikan.

Dilakukan beberapa percobaan, data diambil dengan subjek dan dengan keadaan yang sama. Pada Gambar 4.2 pengambilan data dilakukan dengan perangkat yang terhubung dengan kabel USB



Gambar 4.1: (a) sadapan ECG pada area dada; (b) sadapan ECG pada pergelangan tangan dan kaki



Gambar 4.2: Pengambilan data dengan catu daya 5v dan komputer terhubung dengan kabel pengisi daya



Gambar 4.3: Pengambilan data hanya dengan catu daya 5v

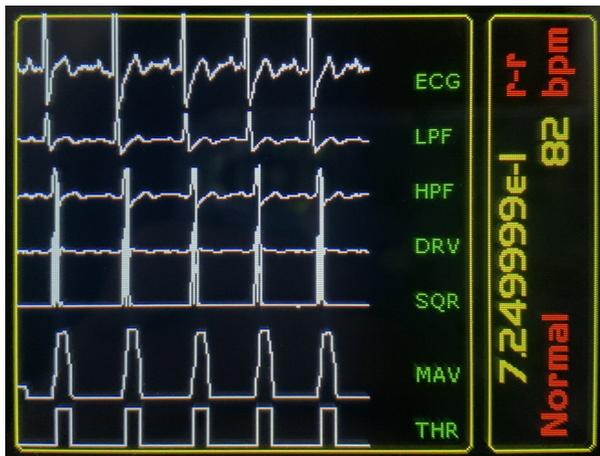
(catu daya 5v) dan komputer yang terhubung dengan kabel pengisi daya, sehingga didapatkan sinyal jantung dengan banyak noise. Pada Gambar 4.3 sama dengan percobaan pertama, namun yang membedakan adalah komputer tidak terhubung dengan kabel pengisi daya. Didapatkan noise yang tidak sebanyak pada percobaan pertama. Lalu pada percobaan terakhir dilakukan dengan perangkat terhubung pada catu daya baterai 3.7v yang ditunjukkan pada Gambar 4.4. Sinyal jantung sangat bersih dengan noise yang minim sekali.



Gambar 4.4: Pengambilan data dengan baterai 3.7v

4.2 Pengujian Pemrosesan Data

Pengujian pemrosesan data dilakukan untuk menguji penerapan algoritma Pan Tompkins dengan sinyal yang telah diambil dengan perangkat ECG. Telah diambil 800 data dengan frekuensi sampling sebesar 200 Hz. Pada Gambar 4.5 menunjukkan subjek yang memiliki keadaan jantung yang normal, dalam waktu 4 detik didapatkan sekitar 5 kompleks QRS dari sinyal ECG.



Gambar 4.5: Sinyal ECG yang divisualisasikan

4.2.1 Low Pass Filter

Pengujian *low pass filter* dilakukan dengan menggunakan data ECG subjek yang telah diambil menggunakan perangkat ECG. Pengujian ini bertujuan untuk membuktikan sinyal ECG asli milik subjek telah di filter untuk mengurangi noise dengan jangkauan cut-off *low pass filter* sebesar 11 Hz. Pada Gambar 4.6 ditunjukkan hasil sinyal ECG yang telah di filter menggunakan *low pass filter* dan dibandingkan dengan sinyal ECG asli.



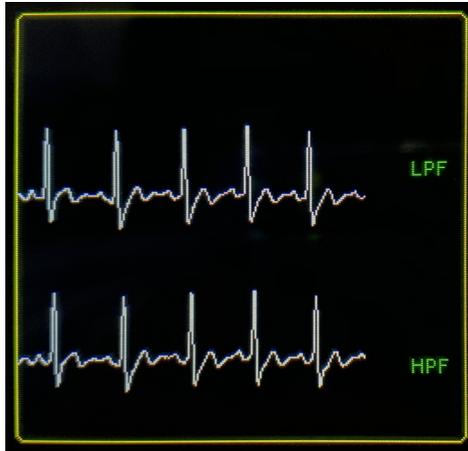
Gambar 4.6: Sinyal ECG yang telah di Low Pass Filter

4.2.2 High Pass Filter

Setelah sinyal di filter menggunakan *low pass filter*, selanjutnya dilakukan pemfilteran menggunakan *high pass filter* dengan jangkauan cut-off sebesar 5 Hz. Ditunjukkan hasil filter *high pass* pada Gambar 4.7 yang dibandingkan dengan sinyal hasil proses *low pass filter*.

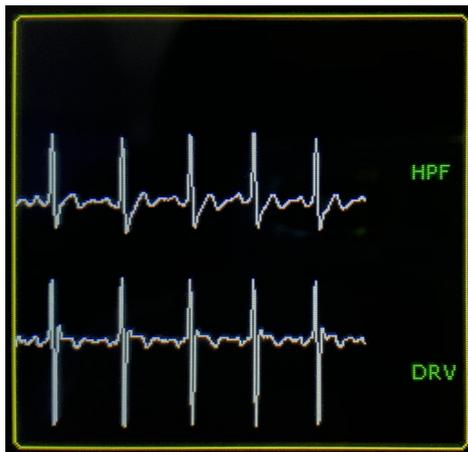
4.2.3 Derivative

Penurunan sinyal dilakukan untuk mempertajam kemiringan sinyal guna mendapatkan informasi kemiringan tertinggi kompleks QRS dan membedakan kompleks QRS dengan kemiringan dari segmen yang lain. Pada Gambar 4.8 telah ditunjukkan hasil pengujian



Gambar 4.7: Sinyal ECG yang telah di High Pass Filter

turunan *derivative* dari keluaran sinyal *high pass filter*. Terlihat bahwa kemiringan kompleks QRS yang sangat jelas menandakan proses tersebut sudah benar.



Gambar 4.8: Sinyal ECG yang telah di Derivative

4.2.4 Squaring

Squaring adalah proses pengkuadratan sinyal, dimana bertujuan untuk membuat semua data menjadi sinyal positif dan memperkuat sinyal dari hasil proses differensiasi. Proses ini membantu mengenali puncak kompleks QRS dan mengurangi kemungkinan mengenali gelombang T sebagai puncak R. Pengujian proses *squaring* ditunjukkan pada Gambar 4.9 dimana nilai dari sinyal tersebut tidak memiliki nilai negatif dan titik puncak kompleks QRS semakin terlihat.



Gambar 4.9: Sinyal ECG yang telah di Squaring

4.2.5 Moving Average Window

Pada proses ini, sinyal keluaran dari *squaring* yang membuat sinyal memiliki dua atau lebih puncak, sehingga dijadikan menjadi satu puncak saja dengan lebar yang sesuai dengan kompleks QRS. Hasil pengujian ini dapat dilihat pada Gambar 4.10 yang menunjukkan secara detail letak kompleks QRS nya sehingga mempermudah untuk menentukan posisi dan lebar dari kompleks QRS.



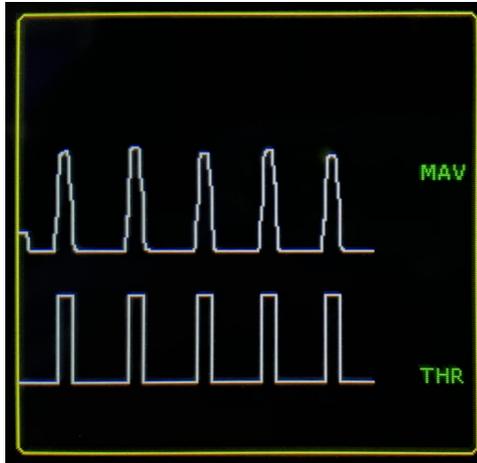
Gambar 4.10: Sinyal ECG yang telah di Moving Average Window

4.2.6 Thresholding

Pemrosesan sinyal dengan algoritma Pan Tompkins diakhiri dengan proses *threshold* guna men-segmentasikan kompleks QRS dengan gangguan gelombang atau noise lain. Sehingga garis *threshold* akan membuat sinyal berada di atas garis dan menganggap sinyal tersebut adalah kandidat dari kompleks QRS dan memberikan nilai 1 pada sinyal tersebut. Untuk sinyal noise dari gelombang lain (seperti gelombang P dan T) akan diberikan nilai 0 guna memudahkan perbedaannya dengan kompleks QRS. Hasil pengujian ini ditunjukkan pada Gambar 4.11. Proses *thresholding* dapat dikatakan benar karena menunjukkan jumlah yang sama dengan jumlah kompleks QRS yang seharusnya pada keluaran sinyal proses *moving average window*.

4.3 Pengujian Deteksi Puncak R-R

Pengujian dengan mengamati jarak dari puncak R pertama dengan puncak R selanjutnya bertujuan untuk mengetahui normal atau tidaknya sinyal jantung pengguna perangkat. Data diambil dari keluaran proses akhir algoritma Pan Tompkins yaitu *thresholding*.



Gambar 4.11: Sinyal ECG yang telah di Thresholding



Gambar 4.12: Pengujian R-R dengan data dari perangkat

Pada pengujian ini diambil sampel data selama 4 detik, didapatkan 5 kompleks QRS seperti pada Gambar 4.12. Dengan masing-masing jarak R-R dapat dilihat pada Tabel 4.1 Maka rata-rata dari jarak R-R adalah 0.72 sekon atau sama dengan 82 bpm.

Selanjutnya dilakukan pengujian dengan dengan 4000 data atau selama 20 detik yang ditunjukkan pada Tabel 4.2 . Didapatkan

Tabel 4.1: Tabel pengujian deteksi R-R interval

Puncak R ke-	Terdeteksi pada data ke-	Detik ke-	R(n+1)-R(n)
1	114	0.57	-
2	267	1.33	0.75
3	417	2.08	0.75
4	557	2.78	0.7
5	695	3.47	0.69
Rata-rata			0.72 (82 bpm)

rata-rata jarak R-R sebesar 0.72 sekon atau sama dengan 82 bpm. Dalam pengujian 20 detik seluruh puncak R terdeteksi.

Tabel 4.2: Tabel pengujian rata-rata deteksi R-R interval

Detik ke-	Jumlah data	Rata-rata jarak R-R
4	800	0.71
8	1600	0.72
12	2400	0.7
16	3200	0.71
20	4000	0.8
Rata-rata		0.72 (82 bpm)

4.4 Pengujian Heart Rate

Pengujian ini dilakukan untuk membuktikan tingkat akurasi *heart rate* yang didapatkan dari perangkat ECG. Perbandingan dilakukan dengan membandingkan perangkat ECG dengan Contec MS400 seperti pada Gambar 4.13, dimana Contec MS400 adalah ECG simulator yang dapat mengeluarkan sinyal sesuai dengan bpm yang diinginkan.

Dilakukan percobaan dengan menggunakan beberapa referensi *heart rate* yaitu 40, 60, 80, 100 dan 120 bpm seperti yang dituliskan pada Tabel 4.3. Error yang didapat semakin besar seiring dengan bertambahnya *heart rate*. Selisih dari perhitungan mencapai 1-5 namun masih dalam batas toleransi pengukuran. Persentase error yang didapat sebesar 2.4%.



(a)



(b)

Gambar 4.13: (a) ECG generator dengan *heart rate* 40 bpm; (b) pembacaan sinyal ECG generator pada perangkat

Selanjutnya dilakukan perbandingan antara perangkat ECG portable menggunakan data subjek pengguna perangkat dengan Wahoo TickrFit Heart Rate Armband yang ditunjukkan pada Tabel 4.4. Hasil menunjukkan persentase error dari ECG Portable yakni sebesar 2.11%. Hal ini menunjukkan bahwa perangkat ECG Portable layak digunakan untuk monitoring irama jantung dalam kehidupan sehari-hari.

Tabel 4.3: Tabel pengujian akurasi perangkat dengan ECG generator

Input Gelombang ECG (bpm)	ECG Portable			Error (%)
	P1	P2	P3	
40	38	42	38	1.67%
60	62	58	57	1.67%
80	81	77	77	2.08%
100	97	97	97	3%
120	116	116	115	3.6%
Persentase Error				2.4%

Tabel 4.4: Tabel pengujian akurasi perangkat dengan Wahoo TickrFit Heart Rate Armband

Percobaan ke-	ECG Portable	TickrFit Heart Rate Armband	Error (%)
1	82	81	1.23%
2	80	83	3.61%
3	87	86	1.16%
4	82	84	2.38%
5	89	91	2.19%
Persentase Error			2.11%

4.5 Pengujian Deteksi Aritmia

Pengujian deteksi aritmia dilakukan untuk mengetahui hasil deteksi yang didapatkan dari paramater-parameter sebelumnya. Pengujian dilakukan dengan dua jenis yaitu pengujian perbandingan antara dua subjek dengan keadaan yang sama dan pengujian perbandingan satu subjek dengan dengan beberapa kegiatan.

4.5.1 Deteksi Aritmia dengan Perbandingan Tiga Subjek

Pada sub bab ini dilakukan pengujian menggunakan tiga subjek dengan kondisi yang sama yang dilakukan untuk membandingkan kondisi jantung tiap subjeknya. Tabel 4.5 merupakan hasil pengambilan data tiap subjek yang diambil selama 4 menit. Didapatkan hasil yang berbeda pada tiap subjek meski dengan kondisi

Tabel 4.5: Tabel pengujian deteksi kondisi dengan perbandingan tiga subjek

Subjek	Selang Waktu	R-R interval	Heart Rate	Status Kondisi
1	1 menit	0.81	74	Normal
	2 menit	0.83	72	Normal
	3 menit	0.8	75	Normal
	4 menit	0.74	81	Normal
2	1 menit	0.64	93	Normal
	2 menit	0.54	111	Aritmia
	3 menit	0.58	103	Aritmia
	4 menit	0.56	107	Aritmia
3	1 menit	0.7	85	Normal
	2 menit	0.68	88	Normal
	3 menit	0.75	80	Normal
	4 menit	0.65	92	Normal

yang sama. Subjek 1 dan 3 memiliki status kondisi yang sama yaitu 'normal'. Namun pada subjek 1 *range* R-R intervalnya antara 0.74 - 0.83 detik dan *heart rate* 72 hingga 81 bpm. Berbeda dengan subjek 3 yang memiliki *range* R-R interval sebesar 0.65 hingga 0.75 detik dan *heart rate* 80 hingga 92 bpm. Untuk subjek 2 status kondisinya adalah 'aritmia' dimana nilai R-R intervalnya adalah 0.54 - 0.64 detik (di bawah normal) dan *heart rate* antara 93 - 111 bpm.

4.5.2 Deteksi Aritmia dengan Perbandingan Dua Kondisi

Pengujian dengan membandingkan dua kondisi pada subjek yang sama dilakukan untuk mendapatkan perbedaan hasil yang signifikan sehingga dapat diketahui pada *range* R-R interval dan *heart rate* berapakah status kondisi aritmia dan kondisi normal didapatkan. Pengujian dilakukan dengan mengambil beberapa sample detik.

1. Kondisi Istirahat (diam)

Pengujian dilakukan dengan memantau R-R interval serta *heart rate* dari subjek yang sedang dalam kondisi diam. Pada Tabel 4.6 ditunjukkan hasil pengujiannya. Didapatkan R-R interval antara 0.6 sampai 0.7 detik dan *heart rate* dengan ni-

Tabel 4.6: Tabel pengujian deteksi kondisi subjek dalam keadaan istirahat (diam)

Selang waktu	R-R interval	Heart Rate	Status kondisi
8 detik	0.72	83	Normal
20 detik	0.74	81	Normal
40 detik	0.72	83	Normal
60 detik	0.76	78	Normal
80 detik	0.66	90	Normal
120 detik	0.71	84	Normal
Rata-rata	0.71	84	Normal

lai diantara 78 hingga 90 bpm. Sehingga didapatkan rata-rata R-R interval sebesar 0.71 detik dan *heart rate* 84 bpm atau dapat dikatakan sebagai kondisi yang normal karena masih berada di *range* parameter yang telah ditentukan.

2. Kondisi Sedang Berolahraga

Pengujian dilakukan dengan memantau R-R interval serta *heart rate* dari subjek yang sedang melakukan kegiatan olahraga. Dalam pengujian kali ini dilakukan menggunakan sepeda statis. Hasil pengujian pada Tabel 4.7 menyatakan R-R interval yang didapat berkisar pada 0.4 sampai 0.5 detik dan *heart rate* yang didapat yaitu diantara 111 hingga 127 bpm. Dalam keadaan rata-rata R-R interval sebesar 0.49 dan *heart rate* 122 bpm dapat dikatakan sebagai kondisi kelainan irama jantung (aritmia).

4.6 Perbandingan Perangkat dengan ECG Standar Medis

Perangkat ECG dengan standar medis sudah banyak dijual dipasaran, salah satunya yaitu perangkat Heal Force Prince 180D dan juga Omron Portable ECG Monitor HCG-801. Kedua perangkat tersebut dapat menampilkan sinyal jantung secara *realtime*, nilai *heart rate* dan status kondisi dari pengguna perangkat sama seperti perangkat ECG Portable yang dirancang pada tugas akhir ini. Namun ada beberapa perbedaan seperti yang dijelaskan pada Tabel 4.8.

Tabel 4.7: Tabel pengujian deteksi kondisi subjek dalam keadaan sedang berolahraga

Selang waktu	R-R interval	Heart Rate	Status kondisi
8 detik	0.54	111	Aritmia
20 detik	0.5	120	Aritmia
40 detik	0.49	122	Aritmia
60 detik	0.48	125	Aritmia
80 detik	0.47	127	Aritmia
120 detik	0.49	122	Aritmia
Rata-rata	0.49	122	Aritmia

Mekanisme pengambilan data menggunakan Heal Force Prince 180D dan Omron HCG-801 yaitu dengan cara mengambil sinyal jantung selama 30 detik. Setelah itu pada perangkat Prince 180D akan ditampilkan hasil analisisnya dalam sebuah teks seperti pada Gambar 4.14 dan pada perangkat HCG-801 akan ditampilkan hasil analisisnya dalam sebuah simbol huruf yang menyatakan ada atau tidaknya kelainan irama seperti pada Gambar 4.15. Berbeda dengan perangkat yang telah dirancang, pengambilan data dilakukan secara terus menerus hingga diberhentikan oleh pengguna perangkat atau ketika isi baterai perangkat sudah habis, namun analisa data didapatkan hanya dalam 4 detik saja sehingga peluang error yang didapatkan lebih besar dibandingkan perangkat berstandar medis.

Tabel 4.8: Tabel perbandingan perangkat dengan standar medis

Spesifikasi	ECG Portable	Heal Force Prince 180D	Omron HCG-801
Pengambilan Sinyal	3 elektroda	3 elektroda, wrist dan chest placement	chest dan finger placement
Waktu Pengambilan dan Analisa Data	4 detik	30 detik	30 detik
Pendeteksi Aritmia	Ya (Text)	Ya (Text)	Ya (Text)
Simpan Data	Tidak ada	Memory internal	SD memory

Irregular heart rhythm pada kedua perangkat didapatkan dari *heart rate* yang tidak masuk kategori normal (normalnya 60-100 bpm) yang pada perangkat ECG portable ditampilkan sebagai 'aritmia', sehingga perangkat memunculkan status tersebut. Sistem umum dari kedua perangkat dengan perangkat pada tugas akhir ini hampir sama, namun yang membedakan adalah fitur - fitur lain yang lebih kompleks seperti misalnya fitur simpan data, baterai yang lebih tahan lama dan deteksi aritmia yang lebih beragam.

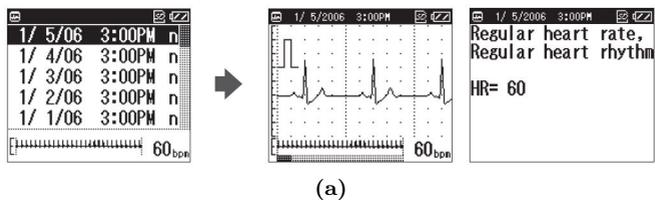


(a)

No.	ECG Measurement Result Descriptions	Notes: (bpm: time/minute)
1	No irregularity found.	60 bpm ≤ HR ≤ 100 bpm, No irregular HR found.
2	Suspected a little fast beat	100 bpm < HR ≤ 110 bpm
3	Suspected fast beat	HR > 110 bpm
4	Suspected missing Beat	No heart beat is detected within the period of twice of average R-R interval

(b)

Gambar 4.14: (a) Tampilan pada Prince 180D; (b) Keterangan ECG pada Prince 180D

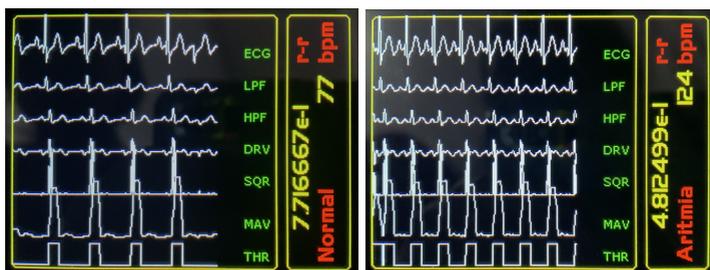


(a)

n	Regular heart rate, Regular heart rhythm
v	Slow heart rate.
w	Fast heart rate.
x	Irregular heart rhythm.
y	Slow heart rate, Irregular heart rhythm.
z	Fast heart rate, Irregular heart rhythm.

(b)

Gambar 4.15: (a) Tampilan pada Omron HCG-801; (b) Keterangan ECG pada Omron HCG-801



(a)

Gambar 4.16: Tampilan perangkat ECG portable

BAB 5

PENUTUP

5.1 Kesimpulan

Dari hasil pengujian yang sudah dilakukan dapat ditarik beberapa kesimpulan sebagai berikut:

1. Mikrokontroler dengan RAM 52KB mampu digunakan untuk proses embedded dengan 7 variabel (sinyal ECG, *low pass filter*, *high pass filter*, *derivative*, *squaring*, *moving average window*, *thresholding*) dikali 800 data.
2. Berdasarkan hasil pengujian akurasi *heart rate* dengan menguji perangkat dengan sinyal input generator didapatkan persentase error sebesar 2.4% dan perangkat dengan *heart rate armband* didapatkan persentase error sebesar 2.11%
3. Pada pengujian deteksi aritmia dengan membandingkan tiga subjek dengan kondisi yang sama didapatkan hasil yang berbeda tiap subjeknya. Subjek 1 memiliki rata-rata R-R interval sebesar 0.79 detik dan *heart rate* sebesar 75 bpm sehingga status kondisinya adalah 'normal'. Subjek 2 memiliki rata-rata R-R interval sebesar 0.58 detik dan *heart rate* sebesar 103 bpm sehingga status kondisinya 'aritmia'. Dan subjek 3 memiliki rata-rata R-R interval sebesar 0.69 detik dan *heart rate* sebesar 86 bpm sehingga status kondisinya adalah 'normal'.
4. Dalam pengujian membandingkan satu subjek dengan dua kondisi untuk deteksi aritmia. Didapatkan R-R interval, *heart rate* dan status kondisi yang berbeda ketika subjek sedang istirahat (diam) dengan ketika sedang berolahraga. Pada kondisi istirahat, R-R interval berkisar pada 0.66-0.76 detik dan *heart rate* antara 78-90 sehingga status kondisi yang didapatkan adalah 'normal'. Dengan kondisi berolahraga didapatkan R-R interval 0.48 - 0.54 dan *heart rate* 111 - 127 sehingga status kondisinya adalah 'aritmia'.

5.2 Saran

Untuk pengembangan penelitian selanjutnya terdapat beberapa saran sebagai berikut :

1. Sistem perangkat perlu ditambahkan instrumentasi *baseline* agar sinyal jantung yang diambil tidak berubah ubah karena pergerakan kecil yang disebabkan oleh pengguna.
2. Pemilihan mikrokontroler dengan kapasitas memory yang besar agar data sinyal yang diambil lebih banyak.
3. Disarankan untuk menambahkan parameter, salah satunya yaitu interval QRS untuk hasil yang lebih akurat.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] World Health Organization, “Cardiovascular diseases.” <https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases>. (Dikutip pada halaman 1).
- [2] Cathleen S. Kalangi, Edmond L. Jim, Victor F. F. Joseph, “Gambaran aritmia pada pasien penyakit jantung koroner di rsup prof. dr. r. d. kandou manado periode 1 januari 2015 - 31 desember 2015,” Jurnal e-Clinic (ECL), vol. 4, no. 2, 2016. (Dikutip pada halaman 1).
- [3] I Ketut. Resika. A., I Made Ardwi. P., Desak Putu Yuli. K., “Sistem monitoring detak jantung dan lokasi pasien,” Jurnal Pendidikan Teknologi Kejuruan, vol. 15, no. P-ISSN : 0216-3241 ; E-ISSN : 2541-0652, 2018. (Dikutip pada halaman 1).
- [4] Live Science, “Human heart: Anatomy, function facts.” <https://www.livescience.com/34655-human-heart.html>. (Dikutip pada halaman 6).
- [5] Ian Peate and Muralitharan Nair, Fundamentals of Anatomy and Physiology for Nursing and Healthcare student. John Wiley Sons, Ltd., 2017. (Dikutip pada halaman 8).
- [6] Malcolm S. Thaler, Satu-satunya Buku EKG yang Anda Perlukan. Penerbit Buku Kedokteran ECG, 2012. (Dikutip pada halaman 9).
- [7] ECG Waves, “Ecg interpretation: characteristic of the normal ecg (p-wave, qrs complex, st segment, t-wave).” (Dikutip pada halaman 9).
- [8] Wikipedia, “Einthoven’s triangle.” (Dikutip pada halaman 11).
- [9] Willis J. Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing. University of Wisconsin-Madison, 2000. (Dikutip pada halaman 12).

- [10] Mikroe, “Mikromedia for dspic33ep specification.” (Dikutip pada halaman 18).
- [11] Rachmad Setiawan, Mikrokontroler dsPIC. Indomedia Pustaka, 2019. (Dikutip pada halaman 18).
- [12] Mikroe, “Ecg click spesification.” (Dikutip pada halaman 19).
- [13] Mikroe, “Bluetooth click.” (Dikutip pada halaman 19).
- [14] Contec, “Ms400 multiparameter simulator multi-parameter color touch patient monitor.” <https://contechealth.com/products/ms400-multiparameter-simulator>. (Dikutip pada halaman 20).
- [15] Heal Force, “Prince 180d – easy ecg monitor.” <https://www.healforce.com.au/product/prince-180d-easy-ecg-monitor/>. (Dikutip pada halaman 21).
- [16] eMedicine, “Normal electrocardiography (ecg) intervals.” (Dikutip pada halaman 35).
- [17] P.Tirumala, S.Koteswarao, G.Manikanta and S.Ravi, “Distinguishing normal and abnormal ecg signal,” Journal of Science and Technology, vol. 9, no. 10.17485/ijst/2016/v9i10/85449, 2016. (Dikutip pada halaman 35).

BIOGRAFI PENULIS



Faradina Ayu Prawindyastuti, lahir pada tanggal 6 Oktober 1997 di Kota Ambon, Provinsi Maluku. Penulis merupakan anak pertama dari dua bersaudara. Merupakan lulusan dari SD Alam Insan Mulia Surabaya pada tahun 2010. Melanjutkan pendidikan ke SMP Negeri 17 Surabaya dan lulus pada tahun 2013 serta pada tahun 2016 lulus dari SMA Negeri 14 Surabaya. Penulis kemudian melanjutkan pendidikan S-1 di Departemen Teknik Komputer, Fakultas Teknologi Elektro dan Informatika Cerdas ITS. Penulis berhasil menyelesaikan tugas akhir dengan judul "Wearable Device untuk mendeteksi Kelainan Irama Jantung Menggunakan Metode Pan Tompkins". Bagi pembaca yang memiliki kritik, saran atau pertanyaan mengenai tugas akhir ini dapat menghubungi penulis melalui email faradinaayup@yahoo.com.

Halaman ini sengaja dikosongkan