

# Sistem *Monitoring Elektrokardiografi* Berbasis Aplikasi *Android*

Theo Wiranadi Hendrata, Achmad Arifin, dan Nada Fitriyatul Hikmah  
Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS)  
Jl. Arief Rahman Hakim, Surabaya 60111  
*E-mail:* arifin@ee.its.ac.id

**Abstrak**— Satu dari sepuluh kematian di dunia disebabkan oleh penyakit jantung. Hal ini menjadikan serangan jantung peringkat pertama penyebab kematian di dunia tiap tahunnya. Aktivitas fisik yang berat dan kondisi jantung yang tidak dipantau menyebabkan jantung mengalami kekurangan oksigen, sehingga akhirnya memicu serangan jantung. Terlebih, tanda-tanda serangan jantung harus dikenali dan ditangani dengan segera, atau dapat dipastikan akan terjadi kerusakan permanen pada otot jantung yang bila berlangsung lama dipastikan akan berujung pada kematian. Peran pemantauan kondisi jantung ini dapat dilakukan dengan memantau sinyal jantung menggunakan *elektrokardiogram*

Oleh karena itu dibutuhkan adanya sistem *monitoring elektrokardiografi* berbasis *android*. Alat ini berupa *elektrokardiogram* portabel yang terintegrasi dengan perangkat *smartphone*. Alat ini bekerja dengan menangkap sinyal jantung melalui elektroda, kemudian diamplifikasi dan difilter, dan diolah di *mikrokontroler* untuk memperoleh parameter irama jantung sebagai tanda kelelahan jantung. Sinyal tersebut lalu dikirimkan melalui komunikasi *bluetooth* ke perangkat *android*. Dari sana dapat diperoleh detak jantung dan zona detak jantung secara spesifik. Dari data tersebut, ketika terdeteksi kelelahan dari irama jantung akan muncul peringatan pada aplikasi perangkat pengguna.

Teknik *Pan-Tompkins* digunakan untuk deteksi segmen QRS dan interval RR untuk detak jantung. Pada aplikasi *android*, apabila detak jantung melebihi 80% dari detak jantung maksimal maka akan timbul peringatan dengan harapan penggunaannya dapat beristirahat sejenak agar terhindar dari risiko serangan jantung. Tujuan jangka panjang dari alat ini adalah dapat meningkatkan kewaspadaan penggunaannya akan kesehatan jantung dan menurunkan tingkat mortalitas yang disebabkan oleh penyakit jantung.

**Kata Kunci**—*android, bluetooth, EKG, elektrokardiografi, jantung, mikrokontroler, irama jantung*

## I. PENDAHULUAN

TEKNOLOGI di bidang teknik biomedik pada era ini sudah berkembang pesat. Teknologi kesehatan baru yang bersifat kuratif banyak bermunculan. Sayangnya, teknologi yang bersifat preventif masih kurang diperhatikan. Hal ini terlihat pada kasus penyakit jantung. Menurut *World Health Organization*, pada tahun 2012 saja, 7,4 juta orang di seluruh dunia meninggal karena penyakit jantung [1]. Salah satu penyebabnya adalah beratnya aktivitas yang dilakukan sehingga menyebabkan jantung mengalami kelelahan dan kekurangan oksigen. Terlebih lagi, pada aktivitas tersebut

kondisi jantung seringkali tidak terpantau, sehingga kasus serangan jantung tidak dapat tertangani dengan cepat.

Di dalam dunia medis sendiri terdapat teorema waktu kritis yang lebih dikenal dengan "*Golden Period*". Istilah tersebut menandakan waktu kritis maksimal penanganan pasien sebelum terjadi kerusakan permanen dan kematian. Berdasarkan teori ini, kemungkinan penderita selamat dari serangan jantung mendekati nol bila ditangani setelah 10 menit sejak serangan jantung pertama terjadi [2].

Pemeriksaan kondisi jantung sebenarnya sudah dapat dilakukan dengan menggunakan metode *elektrokardiografi*. *Elektrokardiograf* atau EKG dapat digunakan untuk memonitor sinyal biopotensial yang ditimbulkan jantung [3]. Sayangnya, *elektrokardiograf* umumnya hanya tersedia di rumah sakit karena biayanya yang tergolong mahal. Karena ketersediaannya juga terbatas, pasien diharuskan menyewa alat ini, dan harus konsultasi ke dokter secara berkala. Tarif yang tinggi dan proses yang rumit ini menyebabkan pasien enggan memeriksakan kondisi jantungnya apabila tidak merasakan keluhan berarti. Padahal indikasi serangan jantung seringkali tidak disadari atau diabaikan.

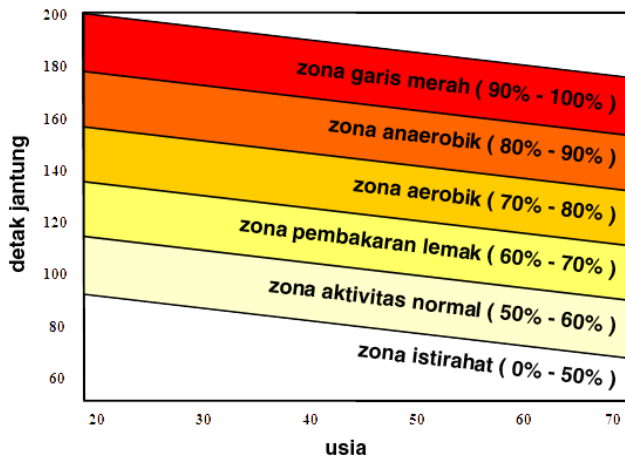
Oleh karena itu, diperlukan adanya *elektrokardiograf* portabel yang terintegrasi dengan perangkat komunikasi cerdas dapat memantau secara kontinu agar aktivitas jantung dapat dipantau. Alat ini harus dapat menjadi alat pengawas irama jantung secara otomatis dan kontinu, sehingga diharapkan mampu menghindarkan penggunaannya dari kematian, dan mempersingkat waktu respons terhadap serangan jantung, sehingga dalam jangka panjang alat ini dapat meningkatkan kewaspadaan akan kesehatan jantung dan menurunkan tingkat mortalitas yang disebabkan oleh penyakit jantung.

## II. METODE PENELITIAN

### A. *Aktivitas dan Kelelahan Fisik*

Aktivitas fisik dapat diklasifikasikan menjadi dua, yaitu aerobik dan anaerobik. Aktivitas aerobik adalah kegiatan dengan intensitas rendah, yang dapat dilakukan untuk jangka waktu lama. Sumber energinya diperoleh dari nutrisi dan oksigen. Di lain sisi, aktifitas anaerobik menggunakan tenaga besar untuk jangka waktu pendek dengan membakar glikogen yang tersimpan dalam otot. Membakar glikogen tanpa oksigen melepaskan asam laktat yang menyebabkan kelelahan fisik. Aktivitas ini tidak dapat dilakukan untuk jangka waktu lama, dan harus ada jeda untuk pemulihan. Kemungkinan terjadinya

serangan jantung jauh lebih tinggi saat beraktivitas berat daripada saat beristirahat, dan terlebih lagi, penelitian membuktikan bahwa serangan jantung merupakan penyebab utama kematian saat berolah raga.



Gambar 1. Zona Aktifitas Fisik terhadap Irama Jantung

Oleh karena itu, aktivitas anaerobik tidak dapat dilakukan untuk jangka waktu lama; dan harus ada jeda pemulihan setiap beberapa saat. Aktivitas statis seperti angkat besi atau aktivitas intensitas tinggi seperti mendaki, berlari *sprint*, adalah contoh latihan anaerobik. Pasien dengan risiko jantung tidak boleh melakukan latihan ini karena dapat memicu terjadinya serangan jantung.

Irama jantung manusia dewasa saat beristirahat antara berkisar 60-100 bpm. Irama jantung yang cepat disebut dengan *takikardia*, terjadi bila detak jantungnya di atas 100 bpm saat istirahat. *Bradikardia* adalah irama jantung yang lambat, di bawah 60 bpm saat istirahat. Selama tidur jantung berdetak lebih lambat dengan irama sekitar 40-50 bpm.

Irama jantung saat beraktivitas dibagi menjadi beberapa zona yang dapat dilihat pada Gambar 1. Detak jantung maksimal sendiri dapat dikalkulasi dengan rumus *Karvonen MaxHR = 220 - usia*. Zona pertama apabila detak jantung berada di bawah 50% dari detak jantung maksimum, maka kondisi dapat dikategorikan sebagai istirahat, dengan risiko serangan jantung normal atau sangat kecil pada orang sehat.

Zona kedua pada 50%-60% detak jantung maksimal, maka aktivitas dikategorikan sebagai aktivitas ringan sehari hari. Zona ketiga pada 60%-70%, maka aktivitas dikategorikan sebagai aktivitas pemulihan, atau pembakaran lemak.



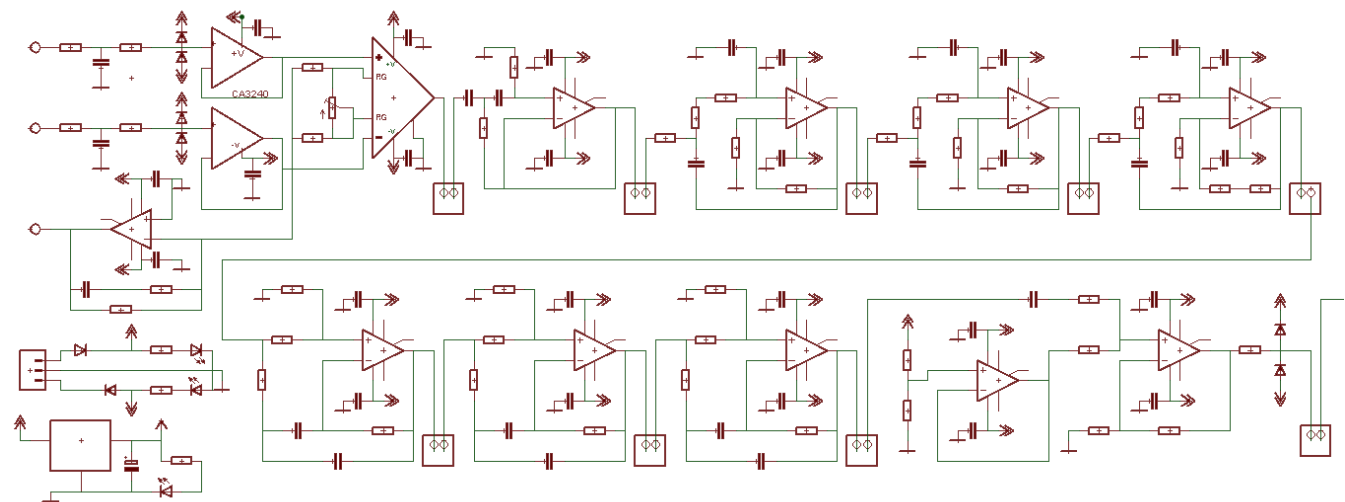
Gambar 2. Diagram Blok Rangkaian *Elektrokardiogram*

Pada zona ini ketahanan fisik terbentuk, sehingga baik untuk kesehatan. Pada zona 70%-80% adalah zona aerobik. Zona ini cocok sebagai target irama jantung saat berolahraga, karena pada zona ini peredaran darah lancar dan tubuh beraktivitas secara maksimal. Pada zona 80%-90% dari detak jantung maksimal, tubuh mulai memasuki zona anaerobik. Pada zona ini aktivitas yang terjadi akan menggunakan energi yang tersimpan pada otot, bukan dari lemak. Zona ini berbahaya bila dilakukan dengan jangka lama karena dapat menyebabkan kelelahan otot dan menaikkan risiko serangan jantung. Pada zona 90%-100% dari detak jantung maksimal, semua sumber energi tubuh akan terkuras, dan terjadi kelelahan yang ekstrim. Zona ini disebut juga dengan zona garis merah atau zona intensitas tinggi karena menggunakan oksigen maksimal dalam tubuh. Hal ini berbahaya karena dapat memicu serangan jantung *iskemik* secara langsung. Atlet yang berpengalaman sekalipun hanya boleh berada di zona ini untuk waktu yang sangat singkat [4],[5],[6].

**B. Pemrosesan Sinyal Analog**

Sinyal kelistrikan yang dikeluarkan oleh jantung dapat dibaca dengan metode *elektrokardiografi*. Prinsip kerja *elektrokardiograf* atau EKG dapat dilihat pada Gambar 2, sedangkan skematik lengkapnya pada Gambar 3.

Pada rangkaian EKG tujuan utama rangkaian adalah merubah sinyal dari sinyal jantung yang memiliki amplitudo kecil dan memiliki banyak *noise* menjadi sinyal jantung analog yang bersih dari *noise* dan memiliki amplitudo yang cukup besar dengan tegangan minimum di atas nol agar dapat dimasukkan dan dibaca dengan benar oleh mikrokontroler. Pertama-tama sinyal dari tubuh ditangkap oleh tiga buah



Gambar 3. Skematik rangkaian analog, terdiri dari penguat instrumentasi AD620 dengan *buffer* CA3240 dan *drive right leg*, 1 stage high pass filter, 3 stage low pass filter, 3 stage band pass filter, dan rangkaian penjumlah tak membalik dengan *buffer* tegangan referensi.

elektroda yang dipasang berdasarkan teorema *Einthoven 3 lead, Left Arm, Right Arm, dan Left Leg*. Ketiga elektroda itu mewakili elektroda ekstermitas yang diletakkan di dada penggunaannya.



Gambar 4. Diagram Blok Piranti Lunak

Sinyal dilanjutkan ke penguat instrumentasi untuk membesarkan sinyal yang awalnya hanya memiliki amplitudo orde milivolt hingga menjadi sinyal dengan orde volt. Setelah melewati penguatan, *noise* dihilangkan dengan menggunakan rangkaian filter dengan menggunakan topologi *Sallen-Key* dengan orde 2. Rangkaian *High Pass Filter* digunakan untuk meredam interferensi sinyal listrik otot dan tegangan *DC drift*, didesain dengan frekuensi *cut-off* 0,05 Hz. Setelah itu digunakan *Low Pass Filter* untuk meredam *noise* dari interferensi RF dan *anti aliasing* ketika disampling, didesain dengan menggunakan 3 tahapan agar dapat meredam dengan sempurna. Frekuensi *cut-off* LPF ditetapkan pada 100 Hz. Untuk meredam interferensi sinyal jala-jala digunakan *Band Stop Filter* dengan frekuensi *cut-off* 50Hz sebanyak 3 tahapan. Sinyal EKG memiliki rentang tegangan hingga polaritas negatif, yang tidak dapat dibaca oleh mikrokontroler. Rangkaian *Non Inverting Adder* digunakan untuk menaikkan sinyal hingga nilai minimumnya di atas nol. Untuk penjumlahan sinyal digunakan sumber dari pembagian tegangan dengan resistor variabel [7],[8].

C. Pemrosesan Sinyal Digital

Pemrosesan sinyal digital dapat dilihat pada Gambar 4. Pertama tama sinyal jantung yang berbentuk analog dari rangkaian EKG dikonversi menjadi sinyal digital dengan *Analog to Digital Converter*. Fitur ADC yang digunakan menggunakan sistem 8 bit sehingga resolusinya dapat dihitung pada Persamaan (1).

$$resolusi\ ADC = \frac{Vref}{2^n - 1} = \frac{3000mV}{255} = 11.764\ mV/bit \quad (1)$$

Setelah disampel, rangkaian dilewatkan pada *band pass filter* dengan mode *Infinite Impulse Response*. Filter ini berfungsi untuk melewatkan segmen sinyal yang memiliki *bandwidth* tertentu, yaitu segmen kompleks QRS dan segmen ST. Digunakan parameter panjangnya *R* dan besarnya sudut *teta* atau  $\theta$  yang dapat dirumuskan pada Persamaan (2).

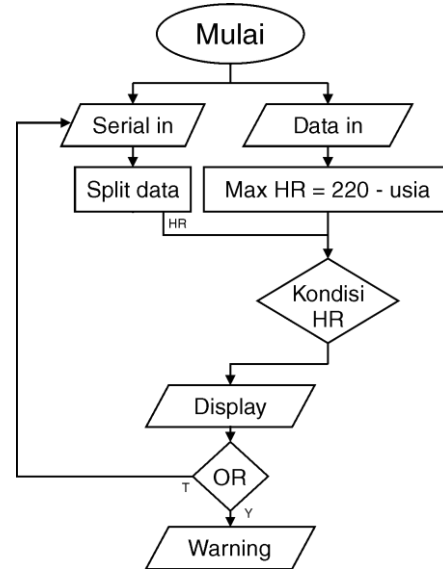
$$y(n) = x(n) - x(n-2) + 2\cos\theta\ r\ y(n-1) - r^2\ y(n-2) \quad (2)$$

Setelah dilewatkan *band pass filter* maka sinyal dapat dideteksi dan disegmentasi. Deteksi sinyal dilakukan menggunakan modifikasi dari algoritma *Pan-Tompkins*. Algoritma yang digunakan adalah *squaring*, *moving window*, dan *thresholding*. Pada tahapan *squaring* semua sinyal dikuadratkan dengan tujuan mendapatkan keluaran yang tinggi dan positif dengan rumus Persamaan (3).

$$y[n] = x[n] \times x[n] = (x[n])^2 \quad (3)$$

Tahapan *moving window integral* atau *moving average filter*. digunakan untuk memperhalus sinyal, dapat dituliskan dengan rumus Persamaan (4)

$$y[n] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[n-j] \quad (4)$$



Gambar 5. Algoritma antarmuka dan peringatan

Tabel 1. Kondisi jantung berdasarkan detak jantung

Persentase dari HR maskimal	Zona	Kondisi Jantung
< 50%	Aman	Istirahat
50% - 60%	Aman	Aktivitas
60% - 70%	Siaga	Olahraga
70% - 80%	Waspada	Aerobik
>80%	Bahaya	Anerobik

Tahap *thresholding* digunakan sebagai deteksi segmen. Jika sinyal lebih besar dari *threshold* maka segmen terdeteksi. Sehingga dapat ditulis sebagai Persamaan (5)

$$y[n] = \begin{cases} 1, & x[n] > threshold \\ 0, & x[n] < threshold \end{cases} \quad (5)$$

Untuk mendeteksi tepi naik dicari nilai kenaikan dimana nilai masukkan sebelumnya lebih kecil dari ambang batas *threshold* atau dapat dituliskan pada Persamaan (6)

$$y[n] = \begin{cases} 1, & x[n] > threshold \cap x[n-1] < threshold \\ 0, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (6)$$

Untuk segmentasi kompleks QRS dihitung jarak *R-R interval* dapat dihitung dengan menghitung jarak tepi naik tersebut. Setelah jarak diketahui, jarak yang masih memiliki satuan sampel tersebut diubah menjadi nilai *heart rate* dengan rumus Persamaan (7)

$$HR = \frac{f_{sangat}}{RR_{interval}} \text{ beat per detik} = \frac{60000}{RR_{interval}} \text{ bpm} \quad (7)$$

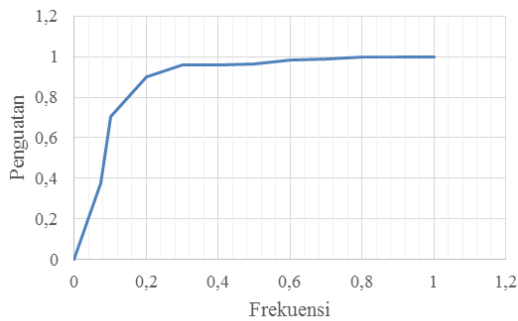
Nilai detak jantung dikirimkan menuju *smartphone* dengan komunikasi serial. Sistem transmisi data dilakukan dengan nirkabel menggunakan perangkat *Bluetooth* dengan modul *HC05*. Setelah ditransmisikan, pada *smartphone* pengguna dibuat aplikasi dengan fungsi sebagai *interface* utama dan sistem peringatan. Pertama tama data diterima melalui komunikasi serial. Data kemudian dipisah untuk dikomputasi.

*Maximal heart rate* dihitung dengan rumus  $HR_{maks} = 220 - usia$ . Setelah itu dianalisa zona detak jantung yang dapat dilihat pada Tabel 1. Keadaan jantung akan dimonitor secara kontinyu dari aplikasi. Apabila salah satu kondisi mengalami indikasi bahaya maka akan keluar peringatan pada *smartphone* pengguna diagram sistem peringatan dapat dilihat pada Gambar 5 [8],[9],[10],[11].

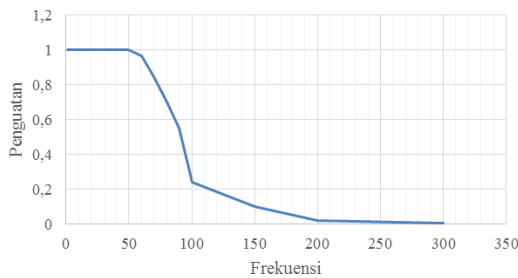
### III. HASIL DAN DISKUSI

#### A. Pengujian Perangkat Elektrokardiograf

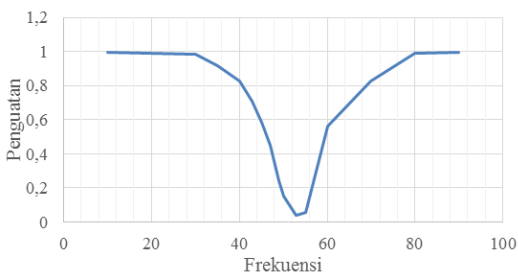
Pengujian dan analisa perangkat *elektrokardiograf* dibagi menjadi beberapa bagian, yaitu pengujian penguat instrumentasi, *Low Pass Filter*, *High Pass Filter*, *Band Stop Filter*, rangkaian penjumlah.



(a)



(b)



(c)

Gambar 7. Grafik Hasil Pengujian Filter (a) *High Pass Filter* (b) *Low Pass Filter* (c) *Band Stop Filter*

Tabel 2.  
Hasil Pengujian Filter

Filter	HPF	LPF	BSF
<i>cutoff ideal</i> (Hz)	0.1	100	50
<i>cutoff real</i> (Hz)	0.05	80	51.9
Pergeseran (Hz)	0.05	20	1.9
penguatan <i>passband</i>	1	1	0.995

Pengujian penguat instrumentasi dilakukan dengan memasukkan sinyal masukan sinusoidal dengan amplitudo kecil, kemudian sinyal dikuatkan dengan rangkaian instrumentasi sehingga diperoleh besar penguatan rangkaian. Pengujian filter dilakukan dengan memberi sinyal masukan sinyal sinus dengan amplitudo yang sama pada frekuensi berbeda beda. Pengujian rangkaian penjumlah dilakukan dengan memberikan masukan berbagai macam sinyal dengan berbagai macam tegangan dan frekuensi dan dilihat kenaikan tegangannya. Dari hasil pengujian dapat diperoleh penguatan total mendekati 1000 kali dengan kenaikan tegangan 1 volt. Pada pengujian filter dapat dilihat bahwa bentuk filter menyerupai teori, namun terdapat pergeseran frekuensi *cutoff*. Hasil pengujian filter dapat dilihat pada Gambar 7 dan Tabel 2.

#### B. Pengujian Pemrosesan Sinyal

Pengujian segmentasi dilakukan dengan menggunakan *band pass filter* dengan tipe *infinite impulse response (IIR)* dengan orde 2. Pada filter ini digunakan frekuensi *cutoff* 3 Hz dan *bandwidth* frekuensi 1 Hz. Pemilihan frekuensi tersebut didasarkan dari transformasi sinyal jantung dari domain waktu ke domain frekuensi. Pengujian komputasi data dilakukan untuk mendeteksi kompleks QRS. Pengujian dilakukan dengan merekam sinyal jantung dari *elektrokardiograf* dan ditransmisikan ke komputer. Sinyal digital ini kemudian direkonstruksi kembali agar dapat melihat bentuk sinyal dan menghitung ketepatan sinyal. Hasilnya dapat dilihat pada Gambar 8.

Dari gambar ini dapat dilihat bahwa sinyal keluaran rangkaian sesuai dengan fungsi tiap proses sinyal, yakni *derivative*, *squaring*, *moving window integral*, dan *thresholding*. Pada proses *derivative* sinyal diturunkan sehingga menjadi gradien. Setelah itu pada *squaring* sinyal dikuadratkan sehingga menjadi positif. Pada *moving window integral* sinyal dirata-rata sehingga menjadi lebih halus. Pada *thresholding* sinyal diberi ambang batas sehingga hanya terdeteksi ketika titik R. Pengujian juga dilakukan untuk memeriksa apakah detak jantung yang terukur sesuai dengan detak jantung sebenarnya. Oleh karena itu sinyal jantung yang telah diproses secara analog dimasukkan ke dalam osiloskop untuk dihitung secara manual dan dibandingkan. Hasilnya terlihat pada Tabel 3 dengan kesalahan rata rata 2%.



Gambar 8. Grafik Hasil Komputasi Deteksi QRS Kompleks

Tabel 3.  
Hasil Perhitungan Detak Jantung

HR komputasi (bpm)	RR interval	HR pengukuran (bpm)	Error (%)
68	860	69,76744	2,533333
70	870	68,96552	1,5
73	840	71,42857	2,2
69	855	70,17544	1,675
78	745	80,53691	3,15
75	780	76,92308	2,5
75	815	73,61963	1,875
76	775	77,41935	1,833333
73	850	70,58824	3,41667
72	820	73,17073	1,6

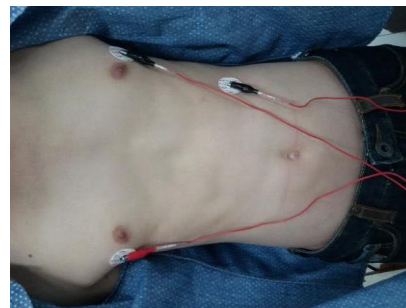
Algoritma peringatan diujikan dengan menghubungkan perangkat *android* dengan alat. Pengujian pertama dilakukan dengan memasukkan data pengguna, dan mengirimkan data serial untuk menguji algoritma yang ada. Dari hasil pengujian dapat dianalisa bahwa sistem algoritma dan antarmuka aplikasi berjalan dengan baik. Apabila detak jantung lebih besar dari 80% dari detak jantung maksimal maka muncul peringatan pada *smartphone* pengguna. Pengujian algoritma peringatan dilakukan dengan memberi distorsi sinyal pada elektroda sehingga keluaran sinyalnya terdistorsi dan memberikan *false positive*. Dari perangkat pengguna dapat dilihat bahwa ada peringatan yang muncul. Dari hasil monitoring dapat disimpulkan bahwa sistem dapat berjalan dengan baik.

C. Pengujian Sistem Keseluruhan

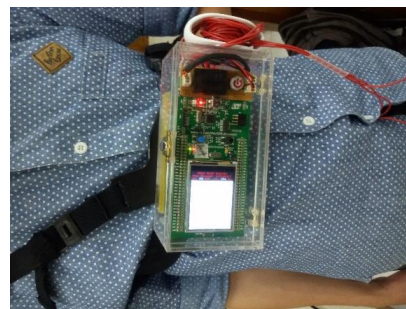
Pengujian sistem keseluruhan dimulai dari perangkat *elektrokardiograf*, pemrosesan sinyal digital, transmisi data,

dan algoritma peringatan. Pengujian dilakukan dengan memasang elektroda pada dada dengan metode sadapan III *Einthoven*. Sadapan ini dipasang di tiga titik, dada kanan (RA) dan dada kiri (LA) di antara *areola* dengan bahu, dan dada bawah (LL) di *sternum* kiri terakhir, seperti yang terlihat pada Gambar 9a. Elektroda yang digunakan adalah elektroda tempel *disposable*. Rangkaian *elektrokardiograf* kemudian digunakan dan dinyalakan, dan kemudian subyek melanjutkan aktivitas. Alat kemudian dikoneksikan dengan *smartphone* dengan koneksi *bluetooth*.

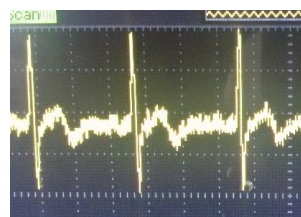
Sembari pengguna melakukan aktivitas sehari hari, alat *elektrokardiograf* memantau sinyal jantung pengguna seperti Gambar 9b. Sinyal *elektrokardiograf* diuji menggunakan osiloskop yang dipasang di keluaran akhir perangkat keras pada *adder*. Hasil sinyal tersebut dibandingkan dengan sinyal yang terbaca pada layar LCD mikrokontroler, dan dapat dilihat pada Gambar 9c dan 9d. Dari hasil pengujian dapat dilihat bahwa sinyal keluarannya serupa. Dari mikrokontroler diperoleh nilai detak jantung ST yang dikirimkan ke perangkat pengguna. Dari perangkat pengguna terlebih dahulu dimasukkan data pengguna, dan dihitung parameter detak jantung maksimalnya. Tampilan data dapat dilihat pada Gambar 9e. Apabila terjadi deteksi bahaya akan timbul peringatan seperti Gambar 9f.



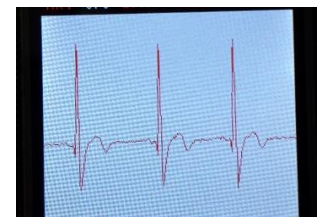
(a)



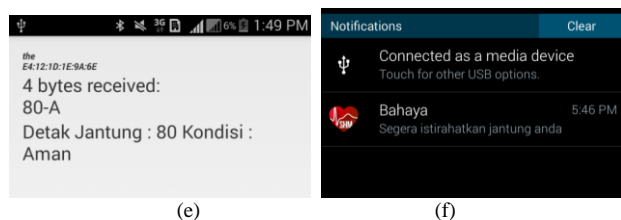
(b)



(c)



(d)



Gambar 9. Hasil pengujian sistem keseluruhan (a) Pemasangan Elektroda (b) Rangkaian Elektrokardiogram (c) Sinyal Keluaran pada Osiloskop (d) Sinyal Keluaran pada Mikrokontroler (e) Tampilan Data Monitoring pada Smartphone (f) Tampilan Peringatan pada Smartphone

Tabel 4. Hasil Pengujian Subjek

Subjek	HR Max	HR	HR rest	Error (%)	Kondisi Jantung (%)	Kondisi Jantung
1	198	74	72	2,70	0,37	Aman
2	198	87	89	2,29	0,44	Aman
3	199	80	82	2,50	0,40	Aman
4	199	67	65	2,98	0,34	Aman
5	199	89	90	1,12	0,45	Aman
6	198	83	92	10,84	0,42	Aman
7	168	65	61	6,15	0,39	Aman
8	171	79	70	11,39	0,46	Aman
9	178	70	74	5,71	0,39	Aman
10	202	83	80	3,61	0,41	Aman
11	140	101	110	8,91	0,72	Sedang
12	144	69	71	2,89	0,48	Aman
13	172	70	66	5,71	0,41	Aman

Hasil pengujian subjek dapat dilihat pada Tabel 4. Dari hasil monitoring dapat disimpulkan bahwa sistem dapat berjalan dengan baik. Pengambilan data kemudian dilakukan dengan mengambil data dari belasan subjek dengan usia, jenis kelamin, dan *body mass index* yang berbeda beda. Dari data pengujian secara keseluruhan dapat ditarik beberapa poin penting. Pertama, seluruh data pengujian menampilkan sinyal dengan morfologi sama, gelombang T yang tampak *invers* tidak menjadi masalah karena segmentasi digunakan dengan filter. Pengujian pada subjek berjenis kelamin perempuan lebih sulit karena penempatan elektroda di dada terhalang oleh busana dan adanya kelenjar *mamae*, sehingga sinyal yang keluar menimbulkan *false negative* atau tidak keluar nilai yang sesuai dengan detak jantung walaupun sinyal sudah keluar.

Sebagai catatan, elektroda tempel *disposable* hanya dapat digunakan kurang lebih tiga kali penempelan, untuk menjaga kualitas sinyal yang dihasilkan. Pada pasien aritmia perlu ditambahkan algoritma untuk rata rata agar hasil pengukuran detak jantung tidak menimbulkan *false positive*. Pada subjek

11 diambil data dengan subjek yang berusia lanjut dengan riwayat penyakit jantung *AV block* dan aritmia. Dari data pengujian dapat dilihat bahwa persentase kondisi jantung terhadap detak jantung maksimal termasuk tinggi, dan timbul peringatan pula pada aplikasi. Hal ini terjadi karena subjek tidak meminum obat medikasi yang telah diresepkan dokter, dan subjek tidak melakukan konsultasi dengan dokter dalam beberapa bulan terakhir. Berdasarkan data pengujian satu hingga 13 dapat dilihat bahwa *error* perhitungan detak jantung memiliki rata rata 5,14%. Hal ini terjadi karena adanya perbedaan ketelitian antara pengukuran secara langsung melalui denyut nadi dengan menggunakan perhitungan rata rata.

#### IV. KESIMPULAN

Berdasarkan perancangan, pengujian, dan analisa sistem dapat ditarik beberapa kesimpulan dari tugas akhir ini.

Pertama, penguatan instrumentasi menggunakan AD620 dengan diatur penguatan 1000 kali untuk memperbesar sinyal jantung yang memiliki orde milivolt. Rangkaian filter dengan orde 2 dan topologi *Sallen-Key* digunakan untuk meredam *noise*, oleh karena itu digunakan *high pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 0,1Hz, *low pass filter* dengan frekuensi *cutoff* 80Hz, dan *band stop filter* dengan frekuensi *cutoff* 51,9Hz. Agar dapat diproses secara digital sinyal dinaikkan ke polaritas positif dengan memberi tegangan *offset* melalui rangkaian penjumlah tak membalik.

Ketika sinyal jantung memasuki mikrokontroler, sinyal dikonversi menjadi digital dengan resolusi 8 bit, dan frekuensi sampling 1kHz. Pemrosesan sinyal membutuhkan waktu 132µs atau 12,2% dari waktu total sehingga perhitungan dapat dilakukan dengan *real-time*. Untuk mendeteksi segmen QRS kompleks dapat digunakan *band pass filter*, dan teorema *Pan-Tompkins* untuk memperoleh *RR interval*. Setelah itu dikomputasikan hingga menemukan detak jantung penggunaannya. Data dikirim dengan *bluetooth* dengan jarak konektivitas 5 meter tanpa halangan. Pada aplikasi *smartphone* peringatan dapat dilakukan dengan aplikasi, dimana apabila detak jantung melebihi 80% dari detak jantung maksimal maka akan timbul peringatan.

Berdasarkan hasil pengujian dapat disimpulkan bahwa sistem dapat bekerja dengan baik sesuai dengan rancangan. Hasil pembacaan irama jantung sesuai dengan teorema dengan eror rata rata 5 persen, hanya terjadi *false positive* ketika ada distorsi pada sinyal. Terakhir, alat ini dapat digunakan selama 11,5 jam dari tegangan penuhnya, dengan konsumsi daya total 173,6 *miliwatt*.

#### DAFTAR PUSTAKA

- [1]World Health Organization, "The Global Burden of Disease", WHO, 2004.
- [2]American College of Surgeons, "Advanced Trauma Life Support Program for Doctors" Amer College of Surgeons, 2008
- [3]Tompkins, Willis, "Biomedical Digital Signal Processing", Prentice Hall, 1995
- [4]Guyton, Arthur C., "Textbook of Medical Physiology", 11<sup>th</sup> edition Elsevier Inc., 2006
- [5]Khan, M. Gabriel, "Encyclopedia of Heart Diseases", Elsevier, 2006

- [6]Pakpahan, H.A.P., "*Elektrokardiografi Ilustratif: Belajar EKG dengan Ilustrasi Sederhana*", Badan Penerbit Fakultas Kedokteran Universitas Indonesia, 2012.
- [7]Pujiono, "*Rangkaian Elektronika Analog*", Graha Ilmu, 2006
- [8]Hanif Messa "*Rancang Bangun Sistem Instrumentasi dan Pengolahan Digital Sinyal ECG untuk Analisa Variabilitas Parameter Temporal Berbasis Mikrokontroler ARM*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2015
- [9]Setya, Vinda, "*Sistem Monitoring Heart Rate untuk Latihan Treadmill berbasis Mikrokontroler ARM dengan Antarmuka Nirkabel*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2015
- [10]Fitriyatul, Nada, "*Analisis Multimodal Sinyal Jantung (ECG, PCG, dan Carotid Pulse) untuk Klasifikasi Jantung Normal dan Abnormal*", Institut Teknologi Sepuluh Nopember, 2016
- [11]Weisner, Steven J., Tompkins, Willis J., Tompkins, Bonnie M., "*A Compact, Microprocessor-Based ECG ST-Segment Analyzer for the Operating Room*", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. Bme-29, No. 9, September 1982