BAB IV
PENGUJIAN DAN ANALISIS

Pada bab ini akan diuraikan tentang proses pengujian sistem yang meliputi pengukuran parameter-parameter dari setiap komponen dalam setiap blok sistem maupun sistem secara keseluruhannya dan melakukan uji coba terhadap alat yang dibuat yang diharapkan dapat berjalan sesuai dengan perancangan pada bab sebelumnya.

Pengujian dan analisis terhadap sistem yang dibangun ini bertujuan untuk mengetahui unjuk kerja dari setiap komponen masukan, komponen pemroses, dan komponen keluaran dari sistem apakah telah sesuai dengan yang diharapkan dalam perancangan ataukah belum. Pengujian akan dilakukan dengan 2 (dua) cara, yaitu pengujian *hardware* per bagian rangkaiandan pengujian *software*.

4.1 Pengujian Terhadap Komponen Penyusun Alat (Hardware)

Pengujian secara per bagian rangkaian ini digunakan untuk mengetahui unjuk kerja dari setiap masing-masing komponen penyusun alat. Terdapat beberapa blok sistem penyusun alat yang akan diuji, yaitu.

1. Rangkaian penguat (awal) instrumentasi dengan penguatan 412 kali.
2. Rangkaian bandpass filter
3. Rangkaian penguat (akhir) operasional dengan penguatan 2.5 kali.
4. Rangkaian clamper.
5. Rangkaian DC converter.

6. Transmisi *Bluetooth*

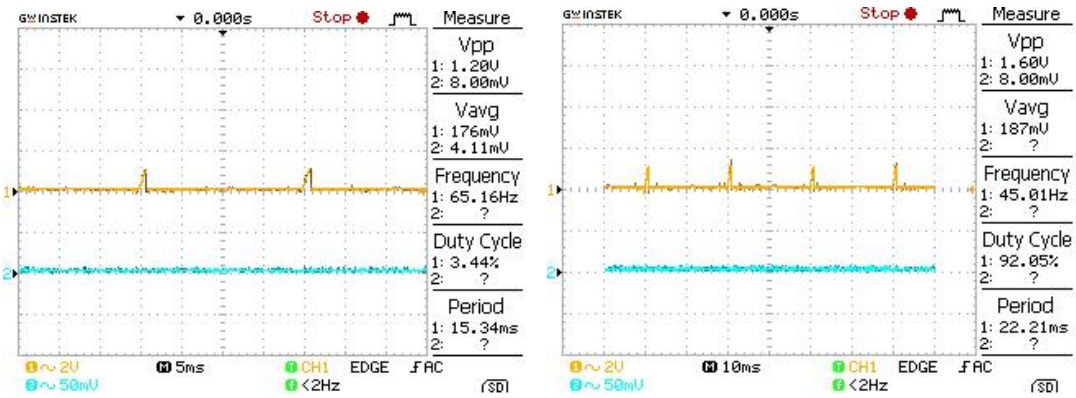
4.1.1 Rangkaian Penguat Intrumentasi Dengan penguatan 412 kali

Rangkaian penguat awal (instrumentasi) ini digunakan untuk menguatkan sinyal pada tubuh manusia yang masih mempunyai tegangan dalam jangkauan miliVolt (mV). Penguat instrumentasi ini sangat cocok digunakan dalam penguatan tegangan langsung yang berasal dari sensor atau transduser secara akurat, dalam kasus ini adalah penguatan tegangan pada tubuh manusia dengan menggunakan sensor yang elektroda yang terpasang pada tubuh.

Penguatan sebesar 412 kali pada rangkaian intrumentasi ini bertujuan untuk menaikan tegangan yang masih bersatuan mili volt (mV) pada tubuh hingga mendapatkan tegangan dengan nilai diatas 1 Volt, untuk melakuakan proses pengolahan data analog pada ADC pada mikrokontroler maka dibutuhkan tegangan yang dapat menjangkau tegangan kerja pada mikrokontroler tersebut sebesar yaitu 0 – 5 Volt. Berikut merupakan data hasil pengamatan sinyal yang telah melalui rangkaian penguat 412 kali.

Tabel 4.1 Hasil Pengujian Penguat Intrumentasi 412 kali

Percobaan	**Pengukuran**	**Amplitudo Keluaran (Vp-p)**
1	Jantung Objek 1	1.20
2	Jantung Objek 2	1.24
3	Jantung Objek 3	1.60
4	Jantung Objek 4	1.20
5	Jantung Objek 5	1.60



(a) (b)

Gambar 4.1 (a) Hasil pengujian penguatan dengan amplitudo 1.2 Volt, (b) Hasil pengujian penguatan dengan amplitudo 1.60 Volt

Berdasarkan tabel 4.1 di atas dapat dilihat dengan penguatan 412 kali pada tegangan gelombang puncak R atau tegangan maksimum jantung pada satu siklus terjadinya detak jantung. Berdasarkan teori parameter gelombang EKG, gelombang R dalam sinyal EKG mempunyai tegangan rata-rata sekitar sekitar 3 mV, walau berdasarkan teori parameter sinyal EKG demikian tetapi pada faktanya setiap jantung dan tubuh manusia tidak memiliki tegangan yang sama karena banyak faktor yang mempengaruhinya baik kondisi tubuh yang normal atau sedang kurang sehat dan lain sebagainya. Dengan menggunakan acuan parameter sinyal EKG yaitu untuk gelombang R atau tegangan maksimum jantung saat berdetak maka dengan penguatan 412 kali seharusnya didapatkan tegangan, 412 x 3 mV = 1.20 Volt. Berikut data penguatan dan beda tegangan yang terjadi.

1. Pada subjek 1 didapatkan hasil penguatan yang sesuai 412 x 3 mV = 1.20 Volt.

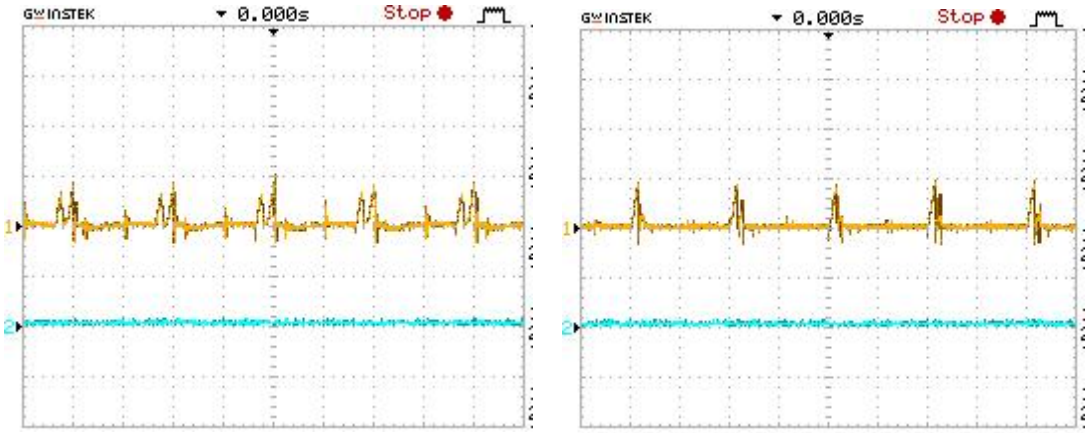
2. Pada subjek 2 didapatkan hasil tegangan penguatan 1.24 Volt dengan beda tegangan 1.24 - 1.20 = 0.04 Volt.
3. Pada subjek 3 didapatkan hasil tegangan penguatan 1.60 Volt denganbeda tegangan 1.60 – 1.20 = 0.4 Volt.
4. Pada subjek 4 didapatkan hasil penguatan yang sesuai 412 x 3 mV = 1.20 Volt.
5. Pada subjek 5 didapatkan hasil tegangan penguatan 1.60 Volt dengan beda tegangan 1.60 - 1.20 = 0.4 Volt.

Dari perbandingan hasil penguatan yang terjadi kita bisa simpulkan bahwa dengan penguatan 412 kali dapat terjadi penguatan berlebih atau berkurang karena banyak faktor, dalam faktor rangkaianhal tersebut terjadi akibatnilai toleransi resistor yang tidak murni 1% seperti yang seharusnya, dan faktor tubuh karena kondisi tubuh yang berbeda-beda maka terjadi penurunan atau kenaikan tegangan acuan yaitu gelomabang R puncak atau tegangan maksimum jantung. Namun hasil beda penguatan yang didapatkan dalam percobaan ini mempunyai nilai perubahan tidak lebih dari 0.5 Volt.

4.1.2 Rangkaian Bandpass Filter

Untuk meloloskan frekuensi sinyal EKG perlu digunakan filter yang dapat meredam frekuensi interferensi pada sinyal EKG, Untuk kebutuhan monitoring informasi sinyal EKG maka frekuensi yang dibutuhkan harus tepat agar tidak terjadi kehilangan sinyal informasi yang sebenarnya. Digunakan *bandpass* filter yang terdiri dari gabungan *lowpass* filter dan *highpass* filter dengan besar

frekuensi *bandwidth* 0.03 – 106 Hz. Berikut data hasil pengujian rangkaian *bandpass* filter pada sinyal EKG.



(a) (b)

Gambar 4.2 (a) Sinyal EKG tanpa filter, (b) Sinyal EKG dengan Bandpass Filter

Seperti terlihat pada gambar 4.2 di atas fungsi dari*bandpass* filter dalam rangkaian EKG ini adalah untuk mengurangi *noise* yang terjadi akibat interferensi frekuensi lain yang dapat merubah tampilan karakteristik asli sinyal EKG, walaupun masih terdapat gangguan seperti pegerakan pada saat perekaman EKG atau gangguan dari komponen elektronika yang kurang stabil. Pada hakikatnya *noise* atau gangguan pada suatu sistem memang tidak dapat dihilangkan namun *noise* atau gangguan tersebut dapat dikurangi atau diminimalisir.

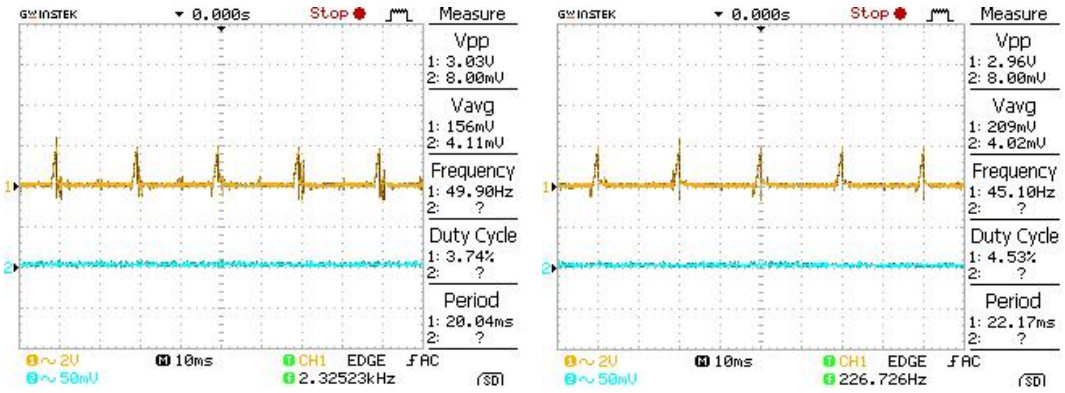
4.1.3 Rangkaian Penguat Operasional Dengan Penguatan 2.5 kali

Rangkaian op-amp dengan penguatan 2.5 kali ini digunakan untuk menguatkan kembali sinyal EKG yang telah diproses pada rangkaian penguat instrumentasi dan rangkaian filter. Untuk mendapatkan hasil sinyal EKG yang baik maka harus dilakukan penguatan bertingkat atau *cascade* agar *noise* atau

interferensi dari hasil rekaman langusung sinyal EKG yang masih terbawa pada rangkaian penguat instrumentasi tidak semuanya terbawa karena telah melewati rangkaian filter.Berikut data penguatan hasil pengujian rangkaian op-amp.

Tabel 4.2 Hasil Pengujian Penguat Op-amp 2.5 kali

Percobaan	**Amplitudo Masukan Penguat Instrumentasi (Vp-p)**	**Amplitudo Keluaran (Vp-p)**
1	1.20	3.03
2	1.24	2.96
3	1.60	2.98
4	1.20	3.03
5	1.60	2.98



(a) (b)

Gambar 4.3 (a) Hasil pengujian penguatan dengan amplitudo 3.03 V, (b) Hasil pengujian penguatan dengan amplitudo 2.96 V

Berdasarkan tabel 4.3 di atas dapat dilihat penguatan op-amp ditetapkan sebesar 2.5 kali berfungsi untuk menguatkan kembali tegangan dari penguat instrumentasi agar mencapai tegangan 3 Volt, dari hasil penguat instrumentasi yang mempunyai tegangan 1.20 Volt. Peran penguat op-amp disini juga sebagai filter *lowpass* aktif yang digabungkan dengan resistor dan kapasitor. Dengan penguatan 2.5 kali dirasa cukup agar pada rangakaian *clamper* tidak akan mengalami kelebihan

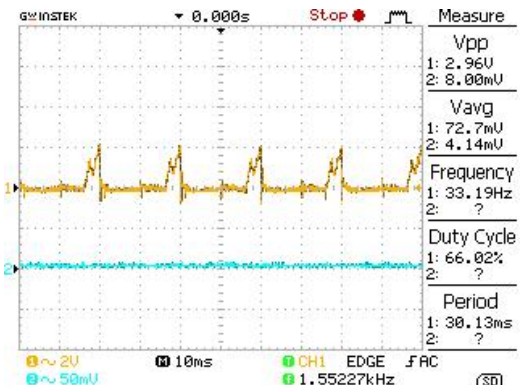
tegangan dari tegangan kerja mikrokontroler 0 – 5 Volt untuk proses ADC.Penguatan tegangan yang seharusnya didapatkan pada rangkaian op-amp ini adalah 1.20 Volt (Tegangan acuan penguat instrumentasi) x 2.5 = 3 Volt. Berikut hasil penguatan dan beda tegangan yang terjadi.

1. Pada tegangan masukan 1 didapatkan hasiltegangan penguatan sebesar 3.03 Volt, dengan beda tegangan 3.03 Volt – 3 Volt = 0.03 Volt.
2. Pada tegangan masukan 2 didapatkan hasil tegangan penguatan sebesar 2.96 Volt, dengan beda tegangan 3 Volt – 2.96 Volt = 0.04 Volt.
3. Pada tegangan masukan 3 didapatkan hasil tegangan penguatan sebesar 2.98 Volt, dengan beda tegangan 3 Volt – 2.98 Volt = 0.02 Volt.
4. Pada tegangan masukan 4 didapatkan hasil tegangan penguatan sebesar 3.03 Volt, denganbeda tegangan 3.03 Volt – 3 Volt = 0.03 Volt.
5. Pada tegangan masukan 1 didapatkan hasil tegangan penguatan sebesar 2.98 Volt, denganbeda tegangan 3 Volt – 2.98 Volt = 0.02 Volt.

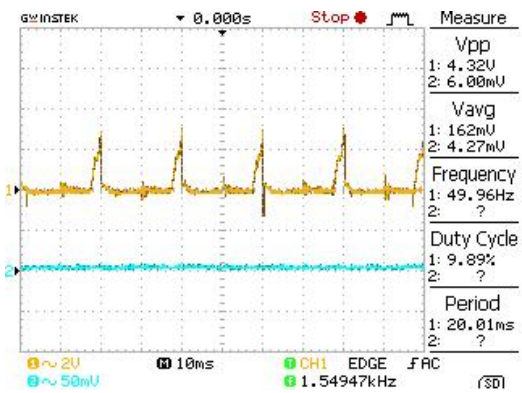
Dari perbandingan hasil penguatan yang terjadi kita bisa simpulkan bahwa dengan penguatan 2.5 kali dapat terjadi penguatan berlebih atau berkurang karena faktor yang sama seperti rangakaian penguat instrumentasi, karena masukan tegangan rangkaian op-amp ini berasal dari rangkaian penguat instrumentasi. Namun hasil beda penguatan yang didapatkan tidak lebih dari 0.04 Volt yang berarti masih dalam toleransi normal agar tidak terjadi kelebihan tegangan untuk dapat diproses ADC pada mikrokontroler.

4.1.4 Rangkaian Clamper

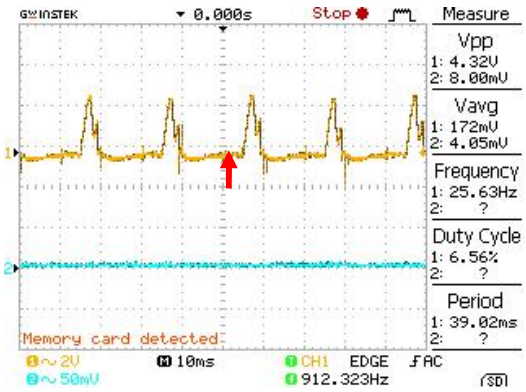
Rangkaian *clamper* ini bertugas untuk menggeser nilai referensi *offset* sinyal ke atas titik *ground* sistem, sehingga puncak positif (sinyal di atas titik *ground*) dan puncak negatif (sinyal di bawah titik *ground*) sinyal tetap berada diantara rentang 0 – 5 Volt agar dapat tetap terbaca oleh peranti ADC pada mikrokontroler. Pengujian rangkaian *clamper*ini dilakukan dengan cara memberi sinyal masukan terhadap rangkaian *clamper* yaitu rangkaian op-ampkemudian mengukur nilai pergeseran dan penguatan yang terjadi agar dapat menganalisis bentuk sinyal keluaran dari rangkaian tersebut sehingga seharusnya bentuk sinyal keluaran adalah sama dengan sinyal masukannya hanya saja *offset* tegangannya yang berubah. Dari hasil pengujian rangkaian *clamper*ini maka didapatkan data hasil percobaan seperti pada Gambar 4.4.



(a)



(b)



Gambar 4.4 (a) Sinyal Masukan Rangkaian Op-amp, (b) Hasil Penguatan 1.4 kali Rangkaian Clamper, (c) Hasil Pergeseran Sinyal Dari Titik Nol Rangkaian Clamper

Dari gambar hasil percobaan 4.4 di atas terlihat bahwa rangkaian *clamper* dapat bekerja sesuai dengan fungsinya yaitu menggeser sinyal yang berada dari titik nol sejauh dengan nilai *offset* yang diinginkan dan tidak merubah sinyal hasil keluaran rangkaian. Pada hasil percobaan rangkaian *clamper* ini juga terjadi penguatan sebesar 1.4 kali, karena untuk proses pergeseran nilai *offset* sinyal menggunakan IC op-amp LF353 hasil keluaran akan terjadi penguatan sesuai dengan resistor yang diatur pada rangkaian tersebut.

4.1.5 Rangkaian DC Konverter

Rangkaian DC converter atau pembalik tegangan digunakan untuk membalikan tegangan hasil pengganda tegangan sehingga didapatkan tegangan yang simetris. Hal ini dimaksudkan karena ic op-amp jenis LF-353 bekerja dengan menggunakan catu daya simetris yang artinya terdapat tengangan dengan potensial positif (+) dan tegangan dengan potensial negatif (-) selain tegangan referensi (*ground*).

Tujuan dari pengujian rangkaian ini adalah untuk mengetahui toleransi perbedaan antara tegangan potensial positif dengan tegangan potensial negatif yang nantinya akan dijadikan sebagai tegangan catu untuk rangkaian *op-amp*. Juga untuk mengetahui apakah dengan tegangan yang dihasilkan rangkaian pembalik tegangan ini sudah dapat mencatu rangkaian *op-amp* ataukah tidak.

Pengujian rangkaian pembalik tegangan ini pun dilakukan dengan cara mengukur tegangan masukan rangkaian pembalik tegangan dan mengukur tegangan hasil keluaran dari rangkaian pengganda. Pada pengujian ini didapatkan hasil sebagai berikut.

Tabel 4.3 Hasil Pengujian Rangkaian DC Konverter

Percobaan	**Tegangan Masukan (Volt)**	**Tegangan Keluaran (Volt)**	**Perbedaan Tegangan (Volt)**
1	5.01	-4.56	0.44
2	6.31	- 5.87	0.44
3	6.95	- 6.50	0.45
4	7.3	- 6.9	0.4
5	8.23	- 7.79	0.44

Dari hasil pengambilan data pada Tabel 4.3 dapat disimpulkan bahwa tegangan yang dibalikan tidak begitu simetris atau dengan kata lain tidak identik antara besar tegangan potensial positif (+) dengan besar tegangan potensial negatif (-) hal ini dikarenakan tegangan yang dibalikan pada rangkaian pembalik tegangan ini terpengaruh oleh tegangan jatuh dari IC ICL7660 itu sendiri, dimana tegangan jatuh dari IC tersebut sekitar 0,44 Volt sehingga pada tegangan hasil keluarannya berkurang sebesar 0,44 Volt dari tegangan masukannya.

4.1.6 Transmisi Bluetooth

Pengujian transimisi*Bluetooth*dilakukan untuk melihat berapa kemampuan jarak modul *Bluetooth* HC-05 dapat mengirim data rekaman dari rangkaian EKG yang akan diterima oleh PC atau *Smartphone* sebagai hasil*visual* rekaman digital EKG.

Tabel 4.4 Hasil Pengujian Transmisi Bluetooth

Percobaan	**Jarak (meter)**	**Keberhasilan Mengirim Data Menggunakan koneksi Bluetooth**			
		PC		**Smartphone**	
		Kondisi Tanpa Halangan	**Kondisi Dengan Halangan**	**Kondisi Tanpa Halangan**	**Kondisi Dengan Halangan**
1	2	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
2	5	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
3	10	Berhasil	Berhasil	Berhasil	Berhasil
4	15	Berhasil	Gagal	Berhasil	Gagal
5	20	Gagal	Gagal	Gagal	Gagal

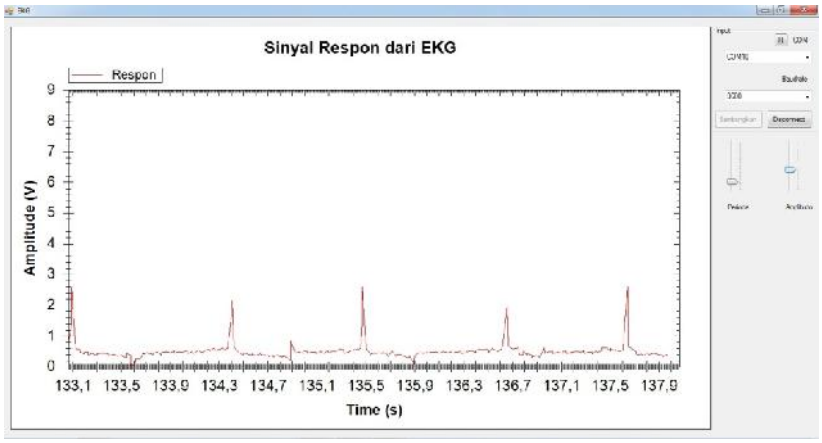
Daritabel pengujian pada tabel 4.4 di atas dapat dilihatjarak kemampuan modul *Bluetooth* untuk mengirim data sinyal EKG dari alat EKG ke PC atau *smartphone,*pada keadaan tanpa halangan jarak maksimum yang berhasil dikirim modul *Bluetooth* dari alat EKG ke PC dan *smartphone* sekitar 15 meter dan keadaan ada halangan sekitar 10 meter. Dengan menggunakan modul *Bluetooth* HC-05 pada perancangan sistem EKG nirkabel ini hanya mampu mengirim data kurang lebih sekitar 10 – 15 meter, yang berarti hanya cukup untuk berkomunikasi antar beda ruangan dengan batasan jarak seperti yang didapatkan pada tabel 4.4 di atas.

4.2 Pengujian Program Aplikasi EKG (Software)

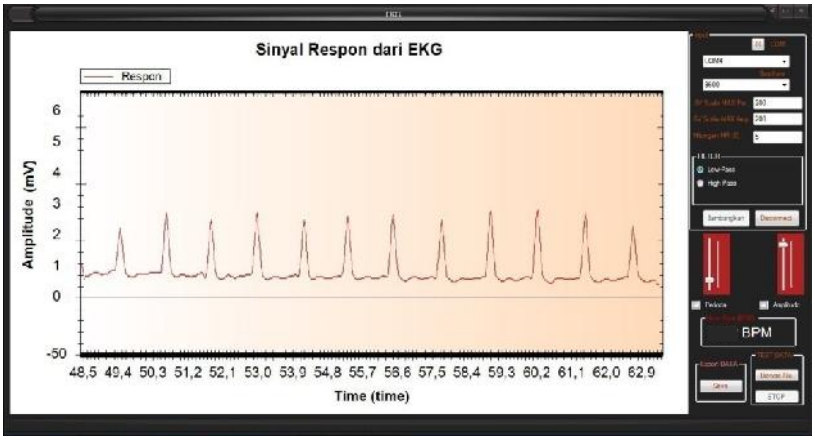
Salah satu tujuan perancangan ini adalah membuat aplikasi EKG yang yang dapat menampilkan hasil rekaman jantung dari alat EKG.Maka dilakukanlah pengujian aplikasi yang meliputi sistem kerja dan beserta fungsinya. Terdapat 2 aplikasi yang akan diuji yaitu aplikasi rekaman EKG pada PC yang meliputi pengujian filter dan detak jantung atau *heart beat* (Bpm), aplikasi rekaman EKG pada Android dan pengembalian skala amplitudo parameter sinyal EKG.

4.2.1 Pengujian Filter Digital

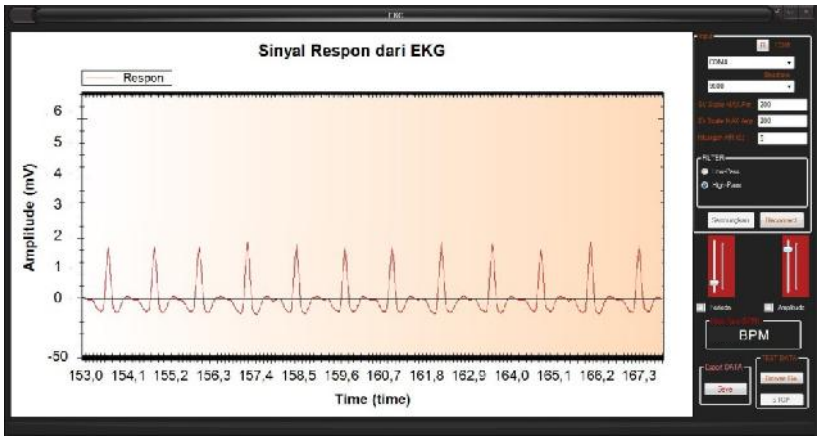
Pengujian filter digital ini dilakukan untuk melihat respon transformasi yang digunakan dalam proses filter sinyal digital pada sinyal EKG ini dapat diolah dengan baik, digunakan 2 buah filter yaitu lowpass filter dan highpass filter yang dikombinasikan untuk mendapatkan bandpass filter, filter ini berfungsi untuk mendapatkan sinyal EKG yang lebih baik dan bersih dari interferensi frekuensi lain atau gangguan *noise* rangkaian analog yang dapat merusak karakteristik sinyal EKG pada saat sinyal EKG telah didigitalisasi melalui ADC. Berikut data sinyal EKG sebelum dan sesudah melalui proses filter.



(a)



(b)



(c)

Gambar 4.5 (a) Hasil Rekaman EKG tanpa filter, (b) Hasil rekaman EKG dengan lowpass filter, (c) Hasil rekaman EKG dengan highpass filter

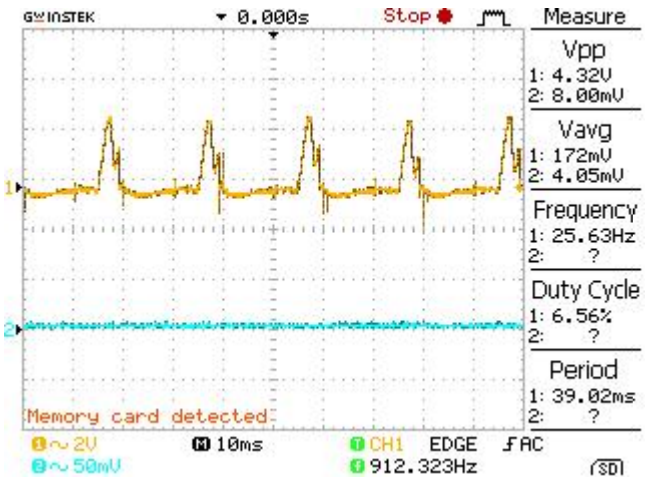
Sepertiyang terlihat pada gambar 4.5 diatas penggunaan filter dalam aplikasi rekaman sinyal EKG ini harus dilakukan untuk mendapatkan rekaman sinyal EKG yang baik serta menggurangi gangguan atau interferensi frekuensi lain yang terbaca pada rangkaian analog EKG (*hardware*). *Lowpass* filter yang digunakan dalam aplikasi EKG ini digunakan sebesar 11 Hz, selain untuk dapat melihat hasil rekaman jantung berdasarkan sinyal EKG tersebut, aplikasi monitoring EKG ini juga dapat menghitung detak jantung (*heart beat*) berdasarkan dari hasil rekaman sinyal EKG yang terbaca tersebut, oleh karena itu

dibutuhan rekaman sinyal EKG yang stabil, terutama untuk gelombang sinyal EKG pada amplitudo gelombang QRS, harus selalu bebas dari gangguan agar dapat dilakukan proses perhitungan detak jantung dengan menggunakan metode perhitungan jarak interval gelombang R-R atau gelombang puncak pada jantung dalam satu siklus, dilihat dari hasil pengujian dari gambar 4.5 (b) di atasmaka dengan menggunakan *lowpass* filter 11 Hz ini sebenarnya sudah cukup untuk mendapatkan sinyal EKG yang baik, serta dapat terfokus pada frekuensi gelombang QRS yang berpusat pada frekuensi 11 Hz untuk dapat dideteksi dan dihitung detak jantung (*heart beat*) berdasarkan metode perhitungan interval R-R, untuk hasil dari highpass filter yaitu gabungan antara hasil *lowpass* filter 11 Hz dan *highpass* filter 5 Hz maka didapatkan *bandpass* filter dengan *bandwidth* fekuensi 5 – 11 Hz, dengan begitu maka hasil rekaman sinyal EKG seperti yang terlihat pada gambar 4.5 (c) di atas dapat meloloskan frekuensi sinyal EKG disekitar rentang frekuensi 5 – 11 Hz, bedanya dari *lowpass* filter adalah *highpass* filter ini meloloskan frekuensi bawah 5 Hz, dari transformasi highpass filter yang digunakan didapatkan amplitudo sinyal EKG yang berada dibawah antara titik nol dimana itu adalah amplitudo frekuensi sinyal EKG disekitar frekuensi 5 Hz, dan yang berada diatas titik nol adalah amplitudo gelombang sinyal QRS yang berada pada frekuensi 11 Hz. *Highpass* filter ini juga bertujuan untuk mendapatkan sinyal EKG yang baik dan stabil agar dapat diolah untuk melakukan proses perhitungan detak jantung berdasarkan interval gelombang puncak R. Untuk aplikasi rekaman EKG ini dapat dipilih mode filter yang ingin digunakankarena berdasarkan pengujian yang dilakukan baik *lowpass* atau *bandpass* yang terdiri dari gabungan *lowpass* filter dan *highpass* filter mempunyai hasil rekaman yang sama baik dan

stabil, terutama untuk proses perhitungan detak jantung, dapat menampilkan frekuensi gelombang R yang jelas tanpa ada gangguan dari puncak gelombang lain atau interferensi *noise* dan dapat menghitung detak jantung (*heart beat*) berdasarkan sinyal EKG tersebut.

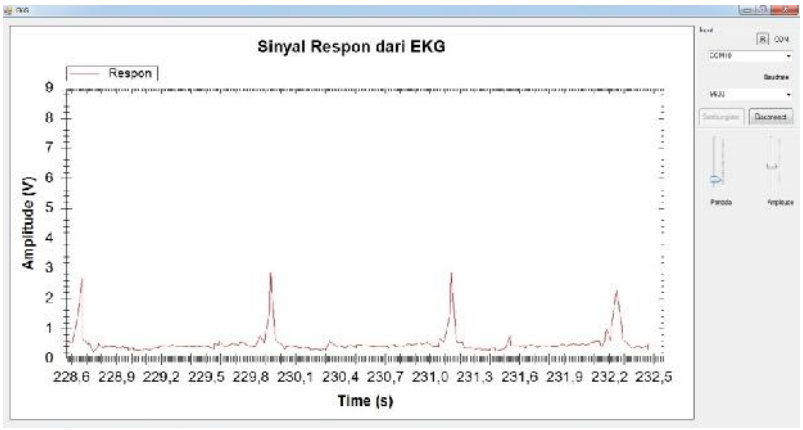
4.2.2 Pengujian Skala Amplitudo Sinyal EKG

Pengujian skala amplitudo sinyal EKG ini dilakukan untuk melihat respon amplitudo sinyal EKG asli yang telah melalui penguatan pada alat EKG untuk diproses sebagai pengolahan data digital dan mengembalikan skala amplitudo sinyal EKG yang telah didigitalisasi tersebut ke amplitudo asli sinyal EKG jantung. Pengujian ini dilakukan dengan membandingkan hasil sinyal keluaran penguatan total pada rangkaian EKG yang terbaca pada osiloskop dengan hasil keluaran sinyaldari proses ADC dan hasil keluaran sinyal EKG pada aplikasi EKG.Berikut hasil amplitudo sinyal EKG yang telah dikuatkan, setelah diolah oleh ADC pada mikrokontroler dan yang telah dikembalikan ke skala amplitudo sinyal asli EKG pada aplikasi EKG dalam tugas akhir ini.



Gambar 4.6 Hasil Amplitudo Sinyal EKG Keluaran Rangkaian EKG

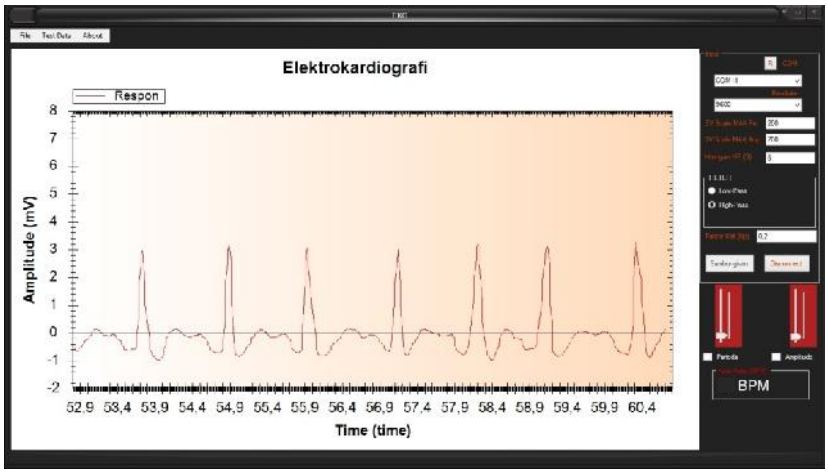
Dari gambar 4.6 dapat dilihat bahwa amplitudo sinyal EKG setelah melalui semua penguatan yaitu,penguat awal (412.6) x penguat akhir (2.5) x penguat clamper (1.4) = 1444.1. Total penguatan yang terjadi adalah sebesar 1444.1 kali, berarti dengan amplitudo maksimum jantung yang mempunyai nilai sekitar 3 mV dengan besar penguatan 1444.1 maka didapatkan hasil amplitudo jantung yang berhasil dikuatkan agar dapat diolah pada ADC mikrokontroler sebesar 3 mV x 1444.1 = 4.32 Volt.



Gambar 4.7 Hasil Amplitudo Sinyal EKG Keluaran ADC

Dari gambar 4.7 dapat dilihat hasil keluaran amplitudo sinyal EKG setelah melalui tahap *Analog to Digital Converter* (ADC) didapatkan hasil amplitudo sekitar 3 Volt, perbedaan antara hasil rangkaian EKG yang terbaca pada osiloskop dan hasil keluaran ADC didapatkan 4.32 Volt - 3Volt = 1.32 Volt. Perbedaan hasil amplitudo sinyal keluaran dari osiloskop dan pada PC setelah melalui tahap ADC dikarenakan pembacaan sinyal amplitudo pada osiloskop mengukur amplitudo *peak to peak* dari sinyal EKG sedangkan untuk hasil proses ADC yang ditampilkan pada PC mengukur amplitudo efektif dari sinyal EKG yang diproses dari rangkaian EKG, untuk hasil keluaran rangkaian EKG yang terbaca

padaosiloskop mempunyai nilai Vp-p sebesar 4.32, dengan mengunakan rumus osilokop untuk mencari amplitudo efektif dari hasil keluaran amplitudo sinyal EKG pada rangkaian EKG adalah Veff = Vp-p / 1.414 maka didapatkan 4.32 / 1.414 = 3.05 Volt, dengan hasil amplitudo yang didapat dari hasil keluaran ADC sinyal EKG pada PC yang bernilai 3 Volt dan hasil amplitudo efektif sinyal EKG pada rangkaian EKG yang bernilai 3.05 Volt maka hasil amplitudo antara rangkaian EKG yang terbaca pada osiloskop dan yang terbaca pada PC setelah melalui tahap ADC sama, sebesar 3 Volt.



Gambar 4.8 Hasil Amplitudo Sinyal EKG Pada Aplikasi EKG

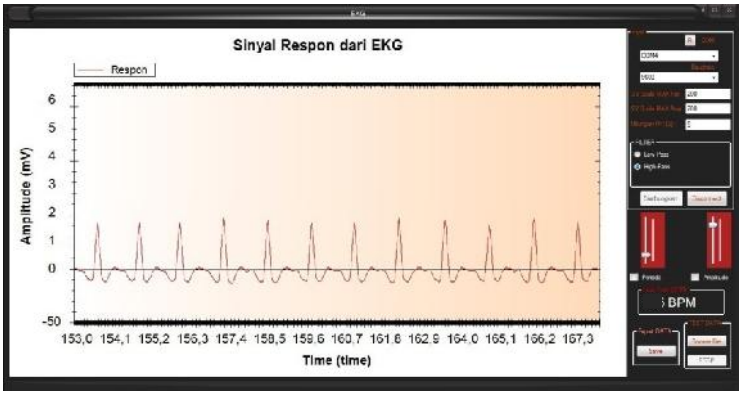
Dari gambar 4.8 dapat dilihat adalah aplikasi EKG yang akan dipakai dalam perancangan sistem monitoring EKG pada tugas akhir ini, hasil amplitudo sinyal EKG yang terbaca pada aplikasi EKG tersebut setelah dilakukan proses penskalaan balik ke amplitudo asli sinyal jantung, mempunyai nilai amplitudo sekitar 3 mV, penskalaan balik ke amplitudo asli jantung mempunyai tujuan agar aplikasi EKG ini dapat merekam dan menganalisis kondisi asli atau fluktuasi perubahan amplitudo asli jantung seseorang berdasarkan pembacaan parameter

sinyal EKG yang mempunyai satuan amplitudo dalam mili Volt dengan amplitudo maksimum denyut jantung sekitar 3 mV.

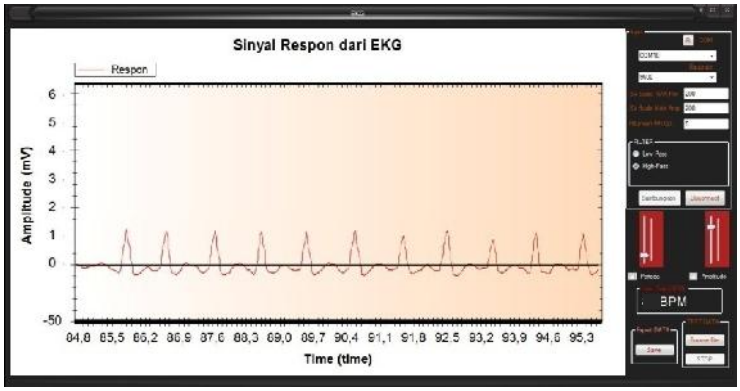
4.2.3 Pengujian Rekaman EKG Terhadap Media Komunikasi

Pengujian rekaman atau plotting data EKG dilakukan untuk melihat respon sinyal hasil rekaman EKG yang terjadi pada aplikasi EKG terhadap media komunikasi yang digunakan.Dalam pengujian aplikasi EKG ini digunakan media komunikasi kabel USB serial dan Bluetooth.Berikut data hasil pengujian rekaman.

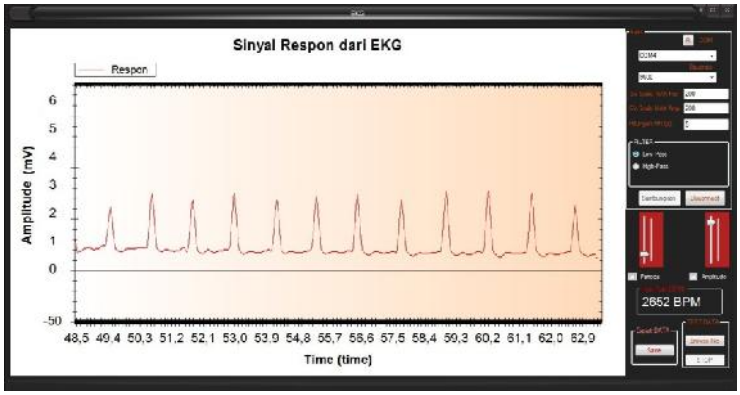
.



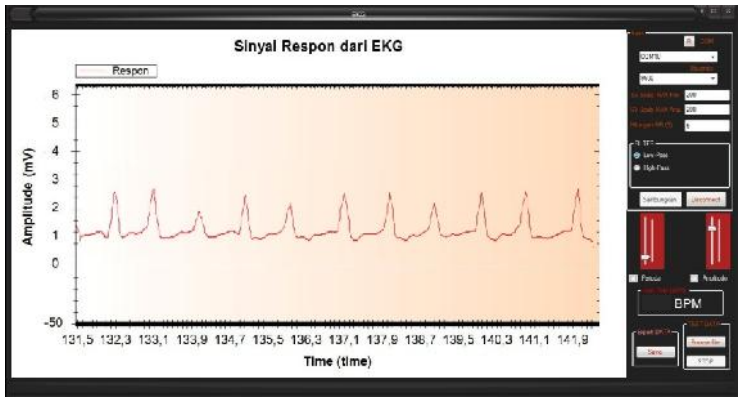
(a)



(b)



(c)



(d)

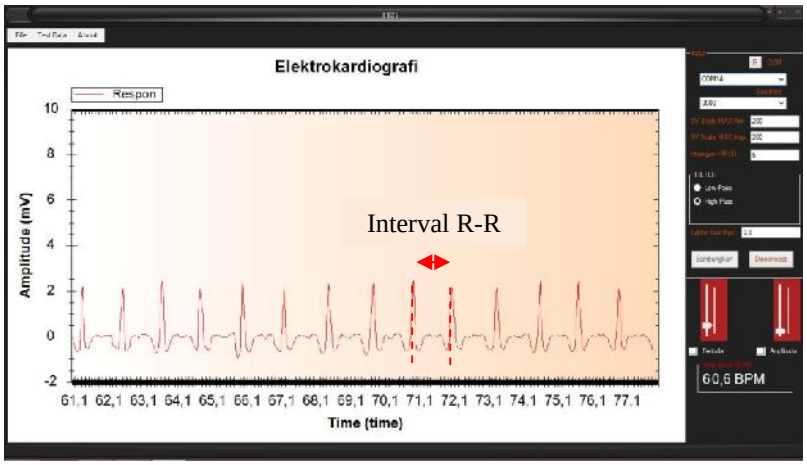
Gambar 4.9 (a) Hasil Rekaman EKG, Highpass Filter, USB Serial, (b) Hasil Rekaman EKG, Highpass Filter, Bluetooth, (c) Hasil Rekaman EKG, Lowpass Filter, USB Serial, (d) Hasil Rekaman EKG, Lowpass Filter, Bluetooth

Seperti yang terlihat pada gambar 4.9 di atas adalah hasil dari proses rekaman EKG dilakukan pada jantung yang sama dengan tanpa melakukan aktifitas pada waktu yang sama, terdapat perbedaan antara rekaman menggunakan media komunikasi kabel USB serial dan komunikasi *Bluetooth*, untuk proses perekaman EKG dengan media komunikasi kabel USB serial mempunyai hasil rekaman yang lebih baik dan stabil dari gangguan, kecepatan transfer lebih cepat karena data dikirimkan langsung dari alat EKG melalui media kabel. Kekurangan untuk hasil rekaman EKG melalui media kabel ini, monitoring hanya dapat

dilakukan pada ruangan rawat yang sama, tidak dapat jarak jauh atau nirkabel. Untuk proses perekaman EKG dengan media komunikasi *Bluetooth* mempunyai hasil rekaman yang rentan terhadap gangguan, kurang stabil, dan terbatas jarak. Dalam proses pengiriman data modul Bluetooth juga berpengaruh terhadap hasil rekaman yang didapatkan, semakin tinggi spesifikasi modul *Bluetooth* yang digunakan maka semakin baik hasil rekaman yang diidapatkan dan mempunyai batasan jarak yang lebih jauh. Pada perancangan alat EKG ini digunakan modul Bluetooth HC-05.

4.2.4 Pengujian Detak Jantung (Heart Beat) / bpm

Pengujian detak jantung atau *heart beat*pada aplikasi EKG ini dilakukan untuk melihat hasil respon dari perhitungan detak jantung seseorang (bpm) (*beat per minute*) pada aplikasi EKG yang telah dibuat ini berdasarkan hasil rekaman sinyal EKG dan perbandingan dengan data asli jantung. Berikut hasil metode perhitungan detak jantung (Bpm) dan tabel hasil perbandingan detak jantung atau *heart beat*(bpm) dari pengujian yang dilakukan.



Gambar 4.10 Proses Perhitungan Detak Jantung (bpm)

Seperti yang terlihat pada gambar 4.10 di atas, proses perhitungan detak jantung (bpm) dilakuakan dengan mengambil sampel berdasarkan interval gelombang R-R dalam waktu 1 detik, didapatkan interval berdasarkan garfik sebesar72.1 – 71.1 = 1 detik, berarti jantung berdetak setiap interval 1 detik.Dengan menggunakan perhitungan detak jantung (bpm) berdasarkan rumus metode yang digunakan yaitu, 60 / interval R-R (S), maka didapatkan,60 / 1 detik = 60 bpm.Untuk hasil detak jantung (bpm) yang terbaca pada aplikasi mempunyai nilai sebesar 60.6 bpm. Proses pehitungan detak jantung yang terbaca pada aplikasi dan perhitungan manual berdasarkan metode yang digunakan mempunyai nilai yang mendekati yaitu sekitar 60 bpm.

Tabel 4.5 Hasil Perbandingan Heart Beat (bpm) Pada Aplikasi EKG dan Asli Jantung

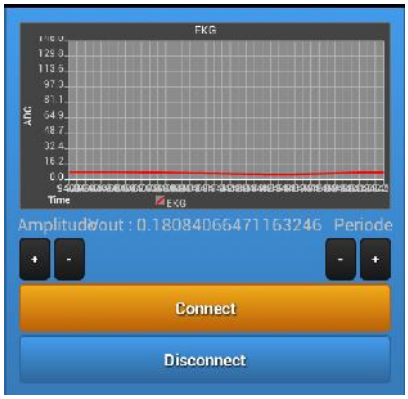
Percobaan	Heart Beat (bpm) Aplikasi EKG	Heart Beat (bpm) Asli Jantung	Perbedaan Heart Beat
Jantung Objek 1	86	85	1
Jantung Objek 2	67	63	3
Jantung Objek 3	81	80	1
Jantung Objek 4	74	72	2
Jantung Objek 5	90	91	1

Dari data tabel percobaan 4.5 di atas, pada proses untuk menghitung detak jantung atau *heart beat*dalam aplikasi EKG ini berdasarkan hasil rekaman sinyal jantung yang tebaca pada grafik, didapatkan hasil detak jantung yang sudah medekati hasil detak jantung asli seseorang dengan deviasi perbedaan maksimum antara aplikasi EKG dan asli jantung sebesar 3 *beat*, menggunakan cara dengan membandingkan hasil detak jantung yang terbaca pada aplikasi EKG dan menghitung manual atau menghitung langsung detak jantung objek berdasarkan denyut nadi manusia. Aplikasi EKG ini dibuat dengan menetapkan hasil detak

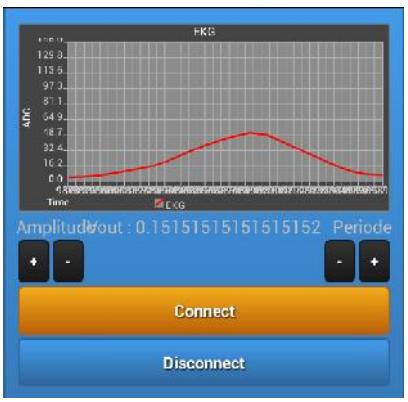
jantung atau *heart beat*setiap 1 detik, dengan tujuan untuk melihat perubahan yang terjadi seketika pada jantung seseorang, sehingga pada saat proses perekaman dan menghitung detak jantung didapatkan hasil detak jantung yang berubah-ubah dalam selang waktu satu menit atau pada saat melakukan monitoring. Kekurangan dalam perhitungan detak jantung pada aplikasi EKG ini adalah perubahan detak jantung setiap 1 detik terkadang kurang stabil, selain faktor kondisi tubuh atau jantung yang tidak tentu atau berubah tiap detiknya faktor gerakan, sensor atau interferensi pada media komunikasi juga dapat mempengaruhi hasil perhitungan detak jantung karena sinyal yang terbaca pada saat perekaman tidak stabil.penguji melakukan pengujian dengan mengambil hasil percobaan yang stabil mendekati hasil yang diharapkan dan mendekati dari 5 sampel jantung seseorang.

4.2.5 Pegujian Aplikasi Rekaman EKG Android

Pengujian aplikasi pada Android ini dilakukan untuk melihat respon hasil rekaman sinyal EKG yang ditampilkan pada *smartphone* Android sebagai aplikasi monitoring EKG nirkabel dengan memanfaatkan media komunikasi *Bluetooth*.Berikut adalah hasil rekaman sinyal EKG yang ditampilakn pada Android.



(a)



(b)

Gambar 4.11 (a) Hasil Rekaman Pada Saat Jantung Diam, (b) Hasil Rekaman Pada Saat Jantung berdetak

Seperti yang terlihat pada gambar 4.11 di atas, fungsi dari aplikasi EKG pada android ini hanya sebagai hasil visualisasi hasil rekaman EKG yang dikirim oleh alat EKGsebagai indikator masih ada atau tidaknya kondisi denyut jantung seseorang. Aplikasi Rekaman EKG pada android ini tidak dapat melihat karakteristik sinyal EKG seperti rekaman yang dilakukan pada PC, hanya dapat mendeteksi gelombang puncak perubahan denyut atau detak jantung yang terjadi.

4.2.6 Analisis Harga

Analisis harga ini dilakukan untuk dapat membandingkan hargaantara alat monitoring EKG yang dibuat dalam tugas akhir ini dan alat monitoring EKG yang dijual dipasaran.Perancangan alat tugas akhir ini bertujuan untuk mendapatkan perangkat monitoring EKG yang lebih murah harganya dibanding dengan alat EKG yang sudah ada dipasaran.Oleh karena itu, analisis harga perlu dilakukan guna membandingkan perbedaan dan efisiensi dari sisi biaya.

Untuk dapat mengetahui perbedaan harga antara alat monitoring EKG yang ada dipasaran dengan alat tugas akhir yang dibuat ini, maka diperlukan referensi harga alat monitoring EKG yang umum berada dipasaran.Berikut tabel harga alat monitoring EKG yang dijual dipasaran.

Tabel 4.6 Harga Alat Monitoring EKG

No	Type	Harga
1	ECG 12 Chanel + Spirometri (2 in 1) Cardiotouch 3000S	Rp 30.000.000
2	ECG Zoncare 3 Channel, ZQ-1203	Rp 10.500.000
3	Comen ECG 3 Channel, 300	Rp 9.500.000
4	ECG Patient Monitor, BLT M8500	Rp 13.650.000

Berdasarkan tabel 4.6 di atas, harga alat monitoring EKG yang diambil dari beberapa website penjual alat-alat kesehatan yaitu, http://alkeslabindo.com/ , http://alat2kesehatan.com/ , http://www.duniaalatkedokteran.com/, harga alat monitoring EKG tersebut mempunyai harga yang relatif mahal, untuk digunakan sebagai kebutuhan monitoring mandiri dirumah sangat tidak efisien dan tidak terjangkau bagi beberapa kalangan masyarakat. Oleh karena itu pada tugas akhir ini merancang sebuah alat monitoring EKG dengan harga yang lebih hemat dan terjangkau untuk dipakai secara mandiri dirumah atau dimanapun kebutuhan pemakaian, berikut tabel harga perancanagan alat monitoring EKG yang dirancang dalam tugas akhir ini.

Tabel 4.7 Rincian Harga Perancangan Alat EKG

No	**Nama Komponen/Barang**	**Harga (Rp)**
1	Sismin + Mikrokontroler 8535	250.000
2	Bluetooth HC-05	215.000
3	IC Penguat Instrumentasi AD620	50.000
4	IC Op-amp LF353	7000
5	Cassing	25.000
6	IC DC Konverter ICL 7660	30.000
7	Komopnen Pasif	20.000
8	Kabel USB Serial	150.000
9	Cetak PCB	50.000
	Baterai	70.000
	Total Biaya	**867.000**

Total biaya yang terlampir pada tabel 4.7 di atas merupakan biaya pembuatan perangkat keras sistem alat monitoring EKG adalah sebesar Rp 867.000, sedangkan alat pendukung kerja perangkat keras EKG agar dapat digunakan sebagai pembacaan hasil rekaman EKG maka dibutuhkan sebuah perangkat komputer, apabila diasumsikan diperlukan untuk membeli seperangkat komputer dengan harga komputer standard sekitar ± 3 juta rupiah, maka biaya untuk mendapatkan perangkat monitoring EKG ini adalah Rp 3.867.000.

Jika dibandingkan dengan perangkat monitoring EKG yang dijual dipasaran dengan harga rata-rata di atas 10 juta rupiah, maka harga perangkat monitoring EKG dalam perancangan tugas akhir ini jauh lebih murah, serta dapat menekan harga pembelian alat EKG yang dibutuhkan bagi pemakaian secara mandiri untuk semua kalangan tanpa harus mengeluarkan biaya yang cukup mahal.