

Desain dan Realisasi Perangkat Elektrokardiograf Berbasis PC Menggunakan Sound Card

Ibnu Yudha Setiadi¹, Achmad Rizal², Rita Magdalena³

Jurusan Teknik Elektro STT Telkom
Jalan Telekomunikasi 1, Dayeuh Kolot Bandung 40257
Telp/fax : 022-7565933

setiadiibnuyudha@yahoo.com¹, arz@stttelkom.ac.id², rta@stttelkom.ac.id³

ABSTRAKS

Electrocardiogram (ECG) merupakan sinyal fisiologis manusia yang dihasilkan oleh aktifitas kelistrikan jantung. Sinyal ini direkam menggunakan perangkat electrocardiograph. Perangkat ECG terdiri dari elektroda, penguat biopotensial, filter, perangkat pengolahan sinyal dan perangkat peraga. Perangkat ini bermacam-macam bentuknya sesuai dengan kepentingan perekaman sinyal ECG yang dilakukan. Misalnya untuk standard clinical ECG, menggunakan 12 elektroda, dan peraga bisanya berupa kertas rekan ECG, sedangkan untuk monitoring ECG, digunakan 1 atau 2 elektroda dengan peraga berupa sinyal yang ditampilkan pada CRT. Perangkat ini relatif mahal karena produksi yang terbatas dan penggunaan yang cukup spesifik.

Untuk mengatasi kebutuhan perangkat ECG utamanya untuk kepentingan riset dan pendidikan misalnya dibidang teknik biomedika, maka dirancang suatu perangkat ECG berbasis PC untuk monitoring ECG. Perangkat yang dirancang terdiri dari penguat biopotensial untuk memperkuat sinyal ECG yang amplitudonya sangat kecil, filter, dan perangkat lunak yang berbasis Visual Basic, untuk menampilkan dan memanipulasi sinyal ECG yang didapatkan.

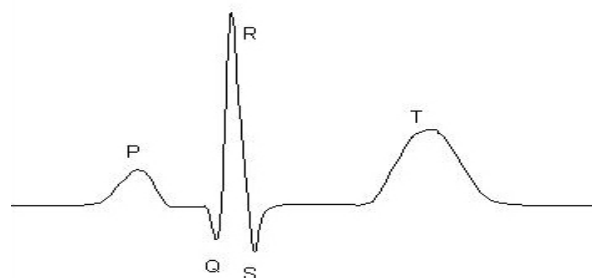
Digunakan soundcard sebagai sebagai inetrface ke PC karena harganya relatif murah dan menyediakan Analog to Digital Converter 16 bit yang dapat diakses dengan mudah. Pada prinsipnya perangkat yang diirealisasikan tidak dapat menggantikan perangkat ECG yang digunakan untuk keperluan klinis, tetapi cukup untuk memberikan alternatif perangkat ECG yang murah untuk kepentingan pendidikan.

1. PENDAHULUAN

Elektrokardiograf merupakan alat yang berfungsi untuk menampilkan rekaman sinyal listrik jantung dalam bentuk grafik yang ditampilkan melalui monitor atau dicetak pada kertas. Hasil rekaman ini dinamakan elektrokardiogram (ECG), seperti yang dikatakan Goldman[1] "elektrokardiogram (ECG) adalah grafik hasil catatan potensial listrik yang dihasilkan oleh aktifitas listrik otot jantung."

1.1. Gelombang ECG Normal

Sebuah sinyal yang didapat dari ECG normal adalah sebagai berikut:



Gambar 1. Gelombang ECG normal

Menurut Sutopo[2], gelombang ECG normal memiliki ciri-ciri sebagai berikut:

1. Gelombang P mempunyai amplituda kurang dari 0,3 mVolt dan perioda kurang dari 0,11 detik.
2. Gelombang Q mempunyai amplituda sebesar minus 25% dari amplituda gelombang R.
3. Gelombang R mempunyai amplituda maksimum 3 mVolt.
4. Gelombang S merupakan defleksi negatif sesudah gelombang R.
5. Kompleks QRS terdiri dari gelombang Q, R dan S yang memiliki perioda 0,06-0,10 detik dengan perioda rata-rata 0,08 detik.
6. Gelombang T mempunyai amplituda minimum 0,1 mVolt.

1.2. Standarisasi ECG

Untuk mempermudah proses pembelajaran dan analisa mengenai ECG maka diperlukan sebuah standarisasi rekaman. “Standarisasi dalam rekaman ECG yaitu 25 mm/detik untuk kecepatan rekaman dan 10mm/mVolt untuk amplituda” [3].

1.3. Teknik-teknik Elektrokardiografi

Pada dasarnya ada tiga teknik yang digunakan dalam elektrokardiografi, yaitu:

1. *Standard clinical ECG.*

Teknik ini menggunakan 10 elektroda (12 *lead*) yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini dipakai untuk menganalisa pasien.

2. *Vectorcardiogram.*

Teknik ini menggunakan 3 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini menggunakan pemodelan potensial tubuh sebagai vektor tiga dimensi dengan menggunakan sandapan baku bipolar (Einthoven). Dari sini akan dihasilkan gambar grafis dari eksistensi jantung.

3. *Monitoring ECG.*

Teknik ini menggunakan 1 atau 2 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk memonitor pasien dalam jangka panjang.[4]

2. DESAIN DAN REALISASI

Karakteristik sinyal dari tubuh manusia berbeda dengan karakteristik sinyal yang dapat diolah *sound card* pada PC. Sinyal dari tubuh manusia masih berupa potensial listrik. Selain itu sinyal ini hanya mempunyai amplituda maksimum 3 mVolt. Amplituda ini merupakan amplituda dari gelombang tertinggi sinyal ECG yaitu gelombang R. Di sisi lain, *sound card* membutuhkan sinyal listrik dengan amplituda maksimum 3 Volt. Hal ini merupakan perbedaan yang paling penting dari karakteristik masing-masing sinyal.

Elektroda diperlukan untuk mengubah potensial listrik menjadi listrik. Elektroda dapat digunakan melalui dua cara yaitu dengan cara dimasukan ke tubuh (*invasif*) dan ditempelkan pada permukaan tubuh (*non invasif*). Untuk kenyamanan pasien, maka cara yang sering digunakan adalah cara *noninvasif*. Elektroda yang digunakan pada cara ini berupa lempengan bahan logam yang dilapisi larutan elektrolit.

Penguat diperlukan untuk memperbesar amplituda sinyal. Agar dapat diolah *sound card* maka sinyal ECG dari tubuh harus diperkuat sehingga amplituda sinyal akan menjadi maksimal 3 Volt. Dengan demikian penguatan yang harus diberikan adalah sebesar 1000 kali.

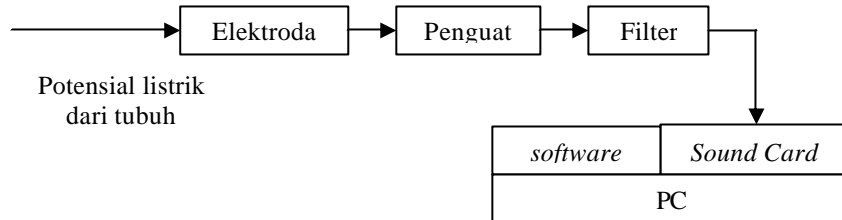
Ada dua jenis *noise* yang paling mempengaruhi sinyal ECG yaitu *notch noise* dan *noise* dari alat. *Notch noise* berasal dari sumber AC dan memiliki frekuensi 50 atau 60 Hz. Hal ini tergantung pada sumber tegangan yang dipakai. *Noise* ini tersebar merata diseluruh tubuh. Seperti yang dikatakan Efimov[5] bahwa “secara tipikal ada 60 Hz *noise* yang datang dan secara merata disebarkan ke seluruh tubuh pasien.” *Noise* yang kedua merupakan *random noise* dengan frekuensi yang tidak terbatas.

Untuk meredam *noise* diperlukan filter. Filter berfungsi untuk meredam frekuensi yang tidak diinginkan dan melewatkan frekuensi yang diinginkan.

Sound card merupakan *interface* yang menghubungkan *hardware* dengan *software*. *Sound card* berfungsi untuk menghubungkan elektroda, penguat dan filter dengan PC. *Soundcard* berfungsi sebagai ADC (*Analog to Digital Converter*) yang berfungsi untuk mengubah sinyal analog yang berasal dari elektroda, penguat dan filter menjadi sinyal digital sebanyak n bit kuantisasi dan x frekuensi cuplikan. Pada saat ini sebagian besar *sound card* dapat menguantisasi sinyal sebesar 16 bit dan dapat mencuplik sinyal sampai 44,1 KHz.

PC berfungsi untuk mengolah sinyal. Sinyal yang masuk ke *sound card* akan diubah menjadi sinyal digital yang direpresentasikan oleh *software* (Microsoft Visual Basic 6) dalam bentuk bilangan dalam rentang 1 sampai 65.636. Selanjutnya bilangan tersebut akan diolah sehingga dapat ditampilkan oleh monitor dan dicetak oleh printer.

Berikut ini adalah skema perangkat elektrokardiograf berbasis PC menggunakan *sound card*:



Gambar 2. skema ECG

2.1. Elektroda

Pada desain dan realisasi ini, teknik elektrokardiografi yang digunakan adalah *monitoring ECG*. Teknik ini digunakan karena teknik ini adalah teknik yang paling sederhana jika dibandingkan dengan teknik-teknik yang lain. Teknik ini hanya menggunakan 1 atau 2 elektroda sebagai masukan. Sedangkan teknik-teknik yang lain menggunakan 3 atau 10 elektroda.

Pada desain dan realisasi ini akan digunakan 3 elektroda. Dua elektroda akan digunakan sebagai masukan. Kedua elektroda ini masing-masing akan ditempatkan pada pergelangan tangan kanan dan pergelangan tangan kiri. Elektroda yang terakhir digunakan sebagai referensi. Elektroda ini akan ditempatkan di kaki kanan [6].

Pemasangan elektroda dengan cara menggabungkan 2 sinyal yang direkam dari lokasi yang berbeda akan meredam *notch noise*[5].

2.2. Penguat

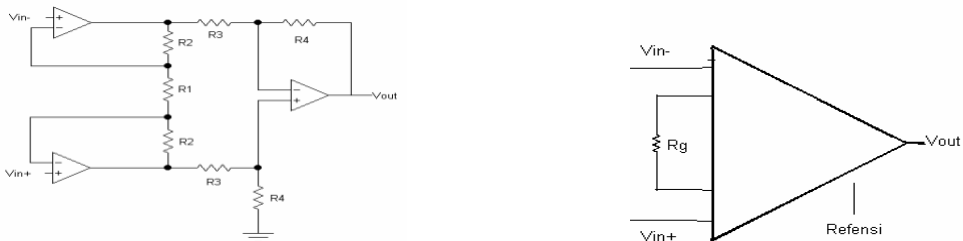
Penguat yang sesuai untuk menggabungkan dua buah sinyal dari masing-masing elektroda adalah penguat diferensial (*differential amplifier*). Sinyal dari elektroda yang ditempatkan pada pergelangan tangan kanan dan kiri akan dijumlahkan dengan keluaran sebesar:

$$V_{out} = R_4/R_3(V_{in+} - V_{in-}) \quad (1)$$

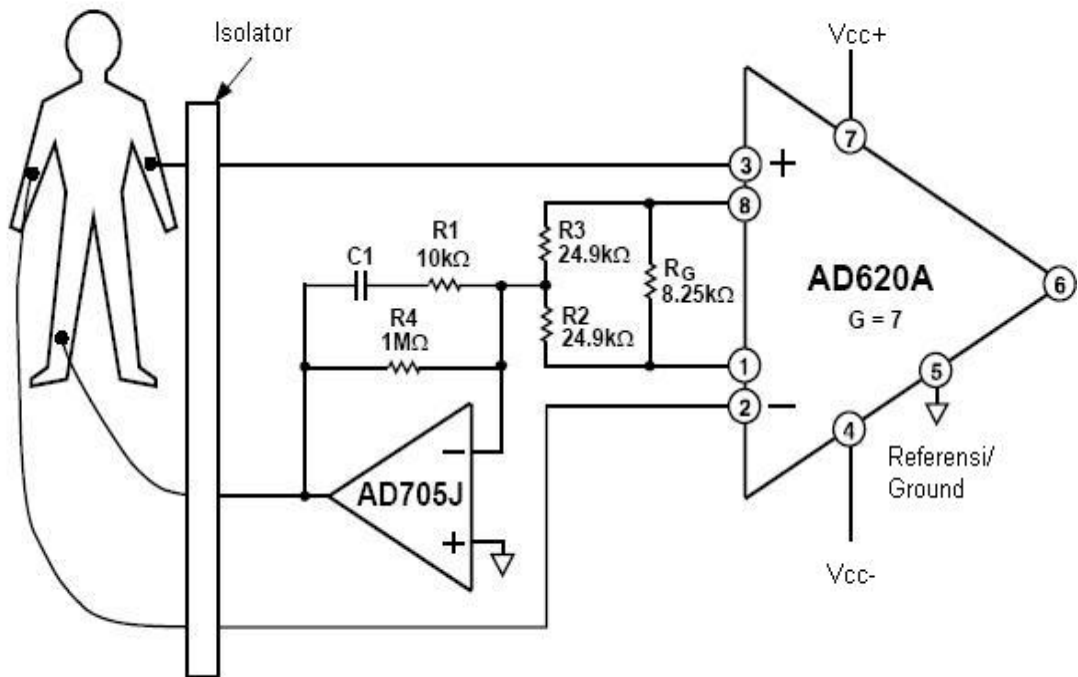
Penguat differensial mempunyai keterbatasan performansi dalam memproses sinyal karena impedansi input yang rendah (R_1+R_2). Cara mengatasinya adalah dengan menambahkan *buffer*.

IC AD620 dapat dipakai untuk menggantikan penguat diferensial. IC AD620 merupakan IC tunggal 8 pin yang hanya membutuhkan 1 resistor (R_G) untuk menentukan seberapa besar penguatan IC tersebut. Berikut ini adalah rumus penguatan untuk IC AD620[7] yang didapat dari datasheet IC tersebut:

$$G = 1 + (49,4 \text{ K}\Omega / R_G) \quad (2)$$



Gambar 3. penguat diferensial + buffer (kiri) dan AD620(kanan)



Gambar 4. AD620 dengan driver[7]

Gambar 4 merupakan penggunaan AD620 sebagai penguat ECG dengan menggunakan driver. Pada gambar, IC yang digunakan sebagai driver adalah AD705J. Tetapi pada desain dan realisasi ini, IC yang digunakan sebagai driver adalah OP07. Sedangkan kapasitor(C1) yang digunakan memiliki kapasitansi 0,1μF. Selain itu R2, R3 dan R_g diganti menjadi 24 K[?], 24 K[?] dan 6,8 K[?] karena nilai resistor yang ada pada gambar sulit dicari. Dengan adanya driver, maka penguatan yang diperoleh akan mempunyai persamaan sebagai berikut:

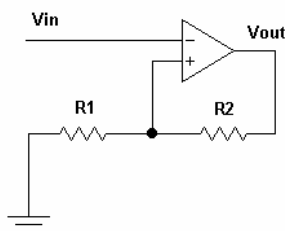
$$G=1+(49,4 \text{ K}^? / R_{\text{total}}) \tag{3}$$

dengan

$$R_{\text{total}} = (R_2+R_3)*R_g/(R_2+R_3)+R_g \tag{4}$$

Dengan demikian penguatan yang diperoleh adalah sebesar 7,04 kali.

Penguatan yang diperlukan adalah 1000 kali. Pada desain AD620 diatas, penguatan yang dihasilkan adalah 7 kali. Agar penguatan akhir menjadi 1000 kali maka perlu ditambahkan rangkaian penguat *non inverting* dengan penguatan sekitar 142 kali. Sehingga penguatan akhir akan mendekati 1000 kali.



Gambar 5. Penguat non inverting

Penguatan yang dihasilkan oleh penguat *non inverting* adalah sebesar:

$$G=1+(R2/R1) \tag{5}$$

Pada desain ini R2 yang digunakan adalah sebesar 270K Ω dan R1 yang digunakan adalah sebesar 2 K Ω . Sehingga penguatan *non inverting* yang diperoleh sebesar 141 kali.

Pada desain ini penguatan total yang akan diperoleh adalah sekitar 950 kali. Hal ini tidak akan mempengaruhi sistem secara keseluruhan karena penguatan total yang dibutuhkan adalah maksimal 1000 kali.

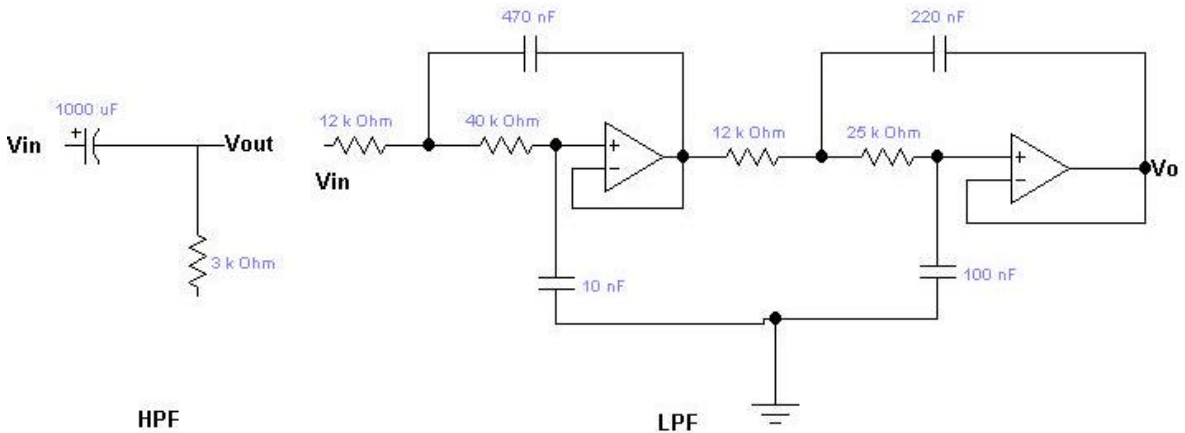
2.3. Filter

Ada dua jenis filter yang akan digunakan dalam desain ini, yaitu *High Pass Filter*(HPF) dan *Low Pass Filter*(LPF). HPF berfungsi untuk meredam frekuensi rendah dan melewatkan frekuensi tinggi dengan batas frekuensi yang diinginkan yang disebut frekuensi *cut off*. LPF berfungsi untuk meredam frekuensi tinggi dan melewatkan frekuensi rendah dengan batas yang diinginkan.

Dengan merujuk pada standar klinis ECG 12 lead bahwa *bandwidth* ECG yang digunakan adalah 0,05-100 Hz[8] , maka HPF yang akan digunakan adalah HPF dengan frekuensi *cut off* sebesar 0,05 Hz dan LPF yang digunakan adalah LPF dengan frekuensi *cut off* sebesar 100 Hz.

Pada desain ini HPF yang digunakan adalah HPF orde 1 dengan kapasitor 1000 μ F dan resistor 3 K Ω . HPF ini mempunyai frekuensi *cut off* sebesar 0,053Hz.

Desain LPF dibuat melalui *software* FilterLab. LPF yang digunakan adalah LPF Chebyshev orde 4 dengan *ripple* -0,05 dB pada frekuensi *cut off* 100Hz. Karena Pada *software* ini, nilai kapasitor dapat diubah-ubah sesuai dengan kapasitor yang ada dipasaran. Seiring dengan berubahnya nilai kapasitor, maka nilai resistor juga berubah-ubah. Kesulitan yang dihadapi adalah mencari nilai resistor yang sesuai. Oleh karena itu resistor yang digunakan adalah resistor yang mendekati nilai hasil perhitungan *software*.



Gambar 6. HPF(kiri) dan LPF(kanan)

2.4. Software

Sinyal yang masuk ke *sound card* akan diproses oleh *software*. Sinyal analog yang masuk ke *sound card* akan diubah oleh *sound card* menjadi sinyal digital 16 bit dengan frekuensi *sampling* sebesar 44,1 KHz. Oleh *software* sinyal digital tersebut akan terbaca sebagai bilangan dalam rentang 1 sampai 65.536. Nilai-nilai tersebut harus diolah sehingga dapat ditampilkan oleh monitor dan dapat dicetak oleh printer.

Ada 3 fungsi utama dalam pengolahan sinyal tersebut, yaitu:

1. Pengisian *buffer*

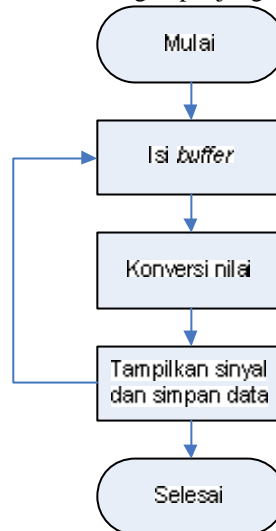
Hal ini dilakukan pada saat *software* mulai diaktifkan (pada desain dan realisasi ini dilakukan dengan cara menekan tombol untuk menjalankan alat). Fungsi pengisian *buffer* adalah agar *software* dapat mengolah sinyal dengan cepat dan teratur. Dengan demikian syarat pengukuran secara *real time* dapat terpenuhi.

2. Mengonversi nilai.

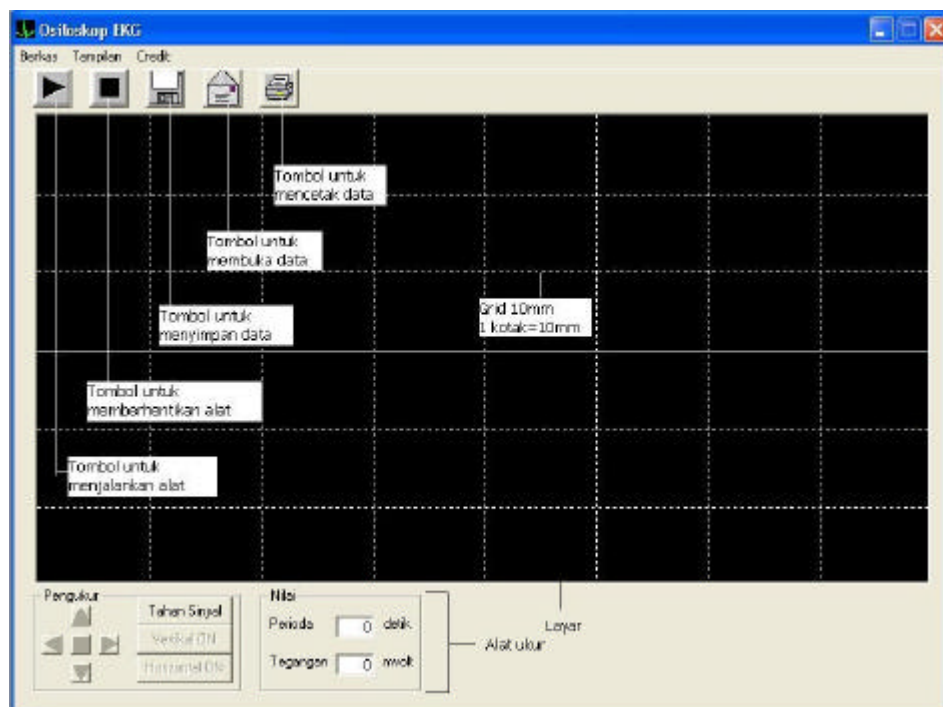
Hal ini dilakukan setelah *buffer* terisi. Nilai yang didapat harus dikonversi agar bisa ditampilkan oleh monitor sesuai standar rekaman ECG.

3. Menampilkan sinyal ke layar dan menyimpan data

Nilai yang telah dikonversi akan ditampilkan ke layar sekaligus disimpan agar dapat dicetak maupun di simpan dalam *file*. Pada desain dan relisasi ini, tinggi layar dibagi menjadi 6 volt untuk rentang -3mV sampai 3mV dengan 1mV diwakili oleh 1 *grid* 10mm. Selain itu lebar layar dibagi menjadi 8 detik dengan 1 detik diwakili oleh 1 *grid* 10 mm. Lalu data dapat dicetak dengan panjang rekaman 8 detik.



Gambar 7. Flow Chart pengolahan sinyal oleh *software*



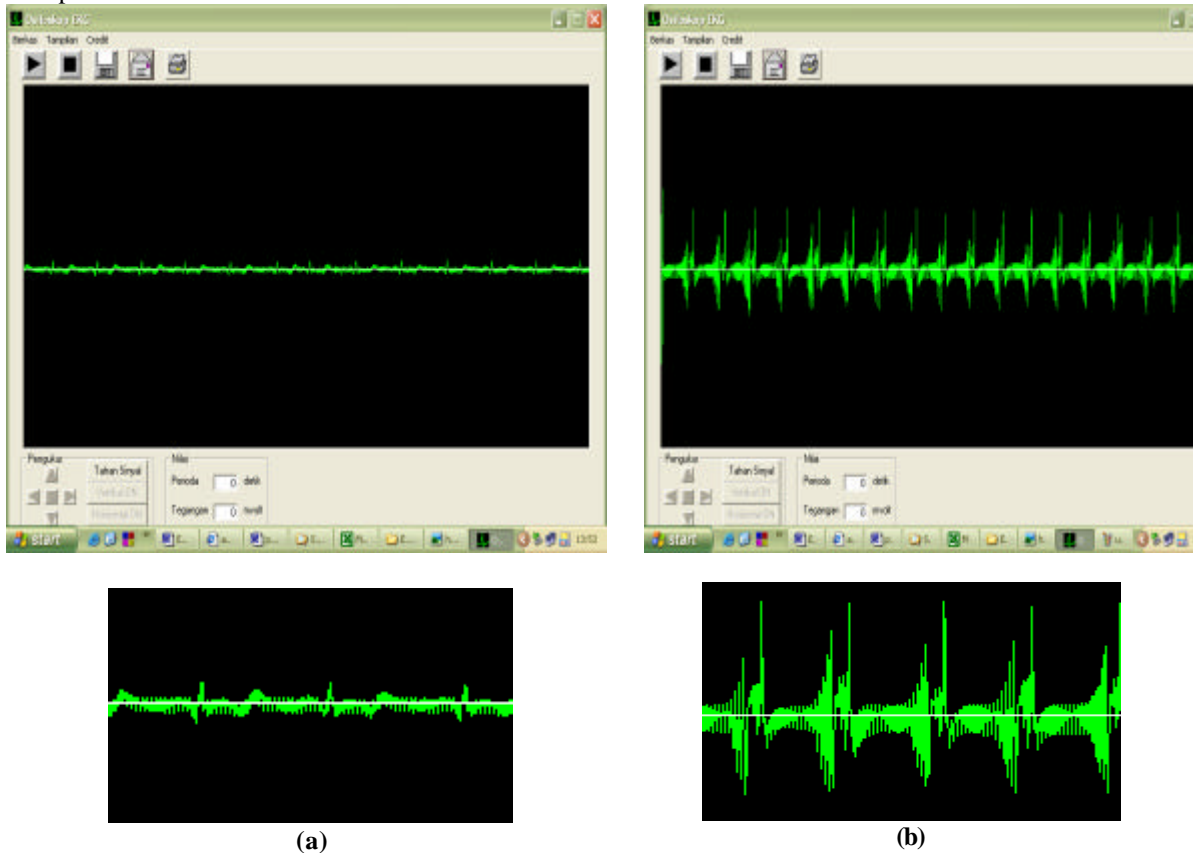
Gambar 8. Tampilan *software*

Selain 3 fungsi utama di atas, pada *software* terdapat 3 fitur tambahan, yaitu:

1. Alat ukur. Fitur ini berfungsi untuk mengukur sinyal. Fitur ini terletak di bawah layar.
2. Menyimpan data. Fitur ini berfungsi untuk menyimpan data yang sedang ditampilkan. Data yang disimpan berformat nama_data.rek.
3. Membuka data. Fitur ini berfungsi untuk membuka data yang telah disimpan sebelumnya.

4. HASIL

Penguat yang dirancang telah menghasilkan penguatan sampai 80 kali dan mampu menampilkan sinyal ECG pada layar monitor. Penguatan yang dirancang tidak bisa dibuat terlalu besar karena juga akan memperkuat noise.



Gambar 9. Hasil pengukuran ECG dengan penguatan (a) 70 kali (b) 1000 kali

Pada gambar 9 terlihat bahwa hasil sinyal yang menggunakan penguatan 70 kali lebih baik jika dibandingkan dengan penguatan 1000 kali. Hal ini disebabkan oleh keterbatasan penguatan. Jika penguatan terlalu besar maka sinyal akan terpotong yang disebabkan oleh saturasi penguat.

Perangkat ini juga menyediakan fleksibilitas. Perangkat ini dapat digunakan untuk menampilkan sinyal ECG LEAD I, LEAD II dan LEAD III. Hal ini tergantung pada konfigurasi posisi elektroda. Pada LEAD I, input negatif penguat dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada tangan kanan, input positif dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada tangan kiri dan referensi dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada kaki kanan. Gambar 4 merupakan pengukuran ECG LEAD I. Pada LEAD II, input negatif penguat dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada tangan kanan, input positif dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada kaki kiri dan referensi dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada kaki kanan. Pada LEAD III, input negatif penguat dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada kaki kiri, input positif dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada tangan kiri dan referensi dihubungkan dengan elektroda yang diletakan pada kaki kanan.

5. KESIMPULAN

Telah direalisasikan perangkat ECG berbasis PC dengan menggunakan *soundcard* sebagai *interface*. Perangkat ini dapat berfungsi dengan baik untuk menampilkan sinyal ECG seseorang yang diukur. Masalah yang masih timbul adalah noise yang masih cukup besar sehingga masih diperlukan perbaikan lagi untuk penyempurnaan perangkat. Direncanakan akan ditambah filter digital pada perangkat lunak untuk reduksi noise. Secara umum perangkat ini sudah cukup memadai untuk menunjang belajar mengenai sinyal-sinyal biolistrik tubuh dan instrumentasi dasar untuk medis.

6. REFERENSI

- [1] Sutopo Widjaja, ECG Praktis, Binarupa Aksara, Jakarta, 1990, hal i
- [2] Sutopo Widjaja, ECG Praktis, Binarupa Aksara, Jakarta, 1990, hal 18-27
- [3] Sutopo Widjaja, ECG Praktis, Binarupa Aksara, Jakarta, 1990, hal 9
- [4] Willis Jtompson, Biomedical Signal Processing, Prentice Hall, New Jersey, 1993
- [5] Igor R. E. Introduction to Biomedical Engineering Cardiac Bioelectricity. (PDF file). Available: <http://efimov.cwru.edu/teaching> [Mei 18, 2005]
- [6] Electrocardiogram-I. (Online). Available: http://www.cs.wright.edu/~phe/EGR199/lab_1 [January 3, 2005]
- [7] Datasheet AD620. (pdf file). Available: http://www.Analog.com/UploadedFiles/Data_Sheet/3779333000023930AD620_e.pdf
- [8] Chistoper M.T. et.al. Design and Implementation of a Single Chanel ECG Amplifier with DSP Post-Processing in Matlab. (PDF file). Available:???