

Akuisisi Data dan Pengolahan Isyarat Elektrokardiograf Menggunakan Modul USB Dataq DI-148U

Henry Sulisty¹, Thomas Sri Widodo², Maesadji Tjokronagoro³, Indah Soesanti⁴

Abstract—Heart signal data acquisition for the purpose of research is still an obstacle when using the standard ECG equipment from the manufacturer. The problem is the expensive equipment and the conversion of images into digital data. By using instrumentation amplifiers and electronic components in the market can be realized a simple ECG prototype by using interface Dataq DI-148U USB module for cardiac signals data acquisition.

In this study, single channel ECG prototype realized with twelve leads by manually selected. Tests using five subjects that compared the results with standard hospital ECG equipment.

From ECG prototype tests each sub section, the results are in accordance with the planning. The use of adhesive floating electrode type showed a smaller noise. IIR digital filter effectively reduces noise with SNR above of 20 dB and baseline wander at frequency cutoff 0.95 Hz. The threshold method is capable of detecting the peak R-R interval well to calculate the heart rate.

Intisari— Akuisisi data isyarat jantung untuk tujuan penelitian masih menjadi kendala apabila menggunakan peralatan EKG standar dari pabrikan. Faktor kendalanya adalah mahalnya peralatan dan proses konversi dari citra menjadi data digital. Dengan menggunakan penguat instrumentasi dan komponen elektronik yang ada dipasaran dapat direalisasikan prototipe EKG sederhana dengan menggunakan antarmuka modul usb Dataq DI-148U untuk akuisisi data isyarat jantung.

Pada penelitian ini, direalisasikan prototipe EKG kanal tunggal dengan duabelas sandapan yang dipilih secara manual. Pengujian menggunakan lima subjek yang dibandingkan hasilnya dengan peralatan EKG standar rumah sakit.

Dari pengujian prototipe EKG per sub bagian hasilnya telah sesuai dengan perencanaan. Penggunaan elektroda jenis *adhesive floating* menunjukkan derau yang lebih kecil. Tapis digital IIR efektif menekan derau dengan SNR rata-rata diatas 20 dB dan derau *baseline wander* pada frekuensi putus 0,95 Hz. Metode *threshold* mampu mendeteksi puncak interval R-R dengan baik untuk menghitung detak jantung.

Kata kunci— EKG, Akuisisi Data, Pengolahan Isyarat, Detak Jantung

I. PENDAHULUAN

Jantung merupakan organ tubuh yang sangat penting, gangguan pada jantung bisa berakibat pada kematian. Tingginya angka kematian yang disebabkan oleh jantung membuat penelitian yang berkaitan dengan analisis isyarat jantung menjadi topik yang menarik dan berkembang dewasa ini. Untuk merekam aktivitas kelistrikan jantung digunakan peralatan elektrokardiograf atau EKG. Peralatan EKG yang digunakan sekarang ini oleh institusi kesehatan seperti rumah sakit merupakan buatan pabrikan yang harganya cukup mahal, sehingga untuk penelitian dan pendidikan dapat menjadi kendala bila dilakukan secara perorangan. Selain itu, untuk analisis masih perlu konversi citra ke data digital. Kebanyakan pengambilan data EKG untuk proses analisis kelainan jantung seperti pengenalan pola maupun deteksi gelombang EKG masih mengandalkan *bank* data EKG yang diunduh dari internet seperti *web link* : www.physionet.org. Untuk mengatasi masalah tersebut, perlu direalisasikan sebuah instrumen EKG yang mudah, murah dan sederhana yang berguna untuk penelitian dan pendidikan.

Pada penelitian ini akan direalisasikan prototipe alat EKG sederhana yang terdiri dari penguat instrumentasi dan tapis analog untuk memberikan alternatif alat EKG yang murah untuk keperluan pendidikan dan penelitian. Pengambilan data EKG 12 *lead* dilakukan secara manual dengan *switch selector*. Antar muka ke komputer menggunakan modul akuisisi data usb merk Dataq DI-148U. Tahap *Preprocessing* dilakukan sebelum analisis lebih lanjut dengan tapis digital untuk menghilangkan derau terutama *baseline wander* dan gangguan jala-jala listrik 50 Hz. Tahap akhir dari penelitian ini adalah dengan melakukan pengolahan isyarat untuk menentukan frekuensi detak jantung. Proses ini dilakukan dengan menentukan interval puncak R-R menggunakan metode *threshold*.

II. TINJAUAN PUSTAKA DAN LANDASAN TEORI

A. Tinjauan Pustaka

Beberapa persyaratan dalam perancangan akuisisi data EKG antara lain adalah :

1. Penguatan tinggi (kurang lebih 1000 kali),
2. Respon frekuensi pada 0,05 – 100 Hz,
3. Impedansi masukan tinggi (kurang lebih dalam mega ohm),
4. Impedansi keluaran rendah (kurang dari 1 kilo ohm).

¹ Mahasiswa Magister Teknik Instrumentasi JTETI FT UGM (email : anry_yo@yahoo.com)

^{2,4} Teknik Elektro dan Teknologi Informasi FT UGM. Jl. Grafika 2 Yogyakarta 55281 INDONESIA(indah@te.ugm.ac.id)

³ Radiologi FK UGM/RSUP Sardjito. Jl. Kesehatan Yogyakarta 55281 INDONESIA

Pemakaian tapis takik 50 atau 60 Hz juga dapat digunakan untuk menghilangkan pengaruh jala-jala listrik [1].

Salah satu komponen penguat instrumentasi yang sering digunakan untuk aplikasi rangkaian EKG adalah AD620 dari produsen semikonduktor *Analog Device* [2]. Beberapa penelitian juga menggunakan penguat instrumentasi AD620 untuk rangkaian EKG [3], [4], [5]. Rangkaian tapis pelewat bidang merupakan gabungan dari tapis pelewat tinggi dan tapis pelewat rendah, yang dapat berupa rangkaian tapis aktif maupun pasif [6]. Rangkaian jaringan wilson dipakai untuk meminimalkan penggunaan jumlah resistor dalam pengukuran sinyal jantung secara keseluruhan [1].

Dalam realisasi akuisisi data isyarat EKG seringkali masih muncul derau yang tidak dapat ditapis secara analog, derau yang sering muncul adalah *baseline wander* dan *interference* jala-jala listrik 50 Hz [7], [8], [9], [10]. Untuk menghilangkan derau pada isyarat EKG dapat digunakan tapis digital. M. Kaur, B. Singh dan Seema telah melakukan penelitian untuk menghilangkan derau *baseline wander* dengan menggunakan beberapa teknik penapisan dan hasilnya penggunaan tapis IIR zero phase memberikan hasil yang paling baik [11].

Tahap pertama yang sering dilakukan oleh bagian medis dalam membaca hasil EKG adalah dengan menghitung frekuensi detak jantung. Proses penghitungan frekuensi detak jantung dapat dilakukan dengan menentukan interval puncak R – R dari data EKG [1].

B. Landasan Teori

1) Elektrokardiograf

Aliran listrik yang berasal dari jantung ini dapat dideteksi dan direkam melalui elektroda yang diletakkan di permukaan kulit pada posisi tertentu. Rekaman perubahan listrik yang menyertai siklus jantung ini disebut elektrokardiogram (EKG). Sedangkan alat yang digunakan untuk merekamnya dinamakan elektrokardiograf. Perekaman EKG dilakukan melalui elektroda-elektroda yang diletakkan pada lengan dan tungkai yang secara keseluruhan disebut dengan *lead* anggota gerak (*limb lead*), dan pada enam posisi di dinding dada yang disebut *lead* dada (*chest lead*). Sinyal jantung yang dihasilkan dari pengukuran elektrokardiograf secara normal terdiri atas beberapa bagian yang secara grafis ditandai dengan huruf P, Q, R, S, T dan U. Gelombang ini dihasilkan sebagai gambaran aktivitas listrik dari otot jantung.

Pada dasarnya ada tiga teknik yang digunakan dalam elektrokardiografi [1], [4], yaitu :

a. *Standard clinical ECG*

Teknik ini menggunakan 10 elektroda (12 *lead*) yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini dipakai untuk menganalisa pasien. Lebar bidang frekuensi yang dipakai adalah 0.05 - 100 Hz.

b. *Vectorcardiogram*

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

c. *Monitoring/Ambulatory ECG*

Teknik ini menggunakan 1 atau 2 elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Pada *Intensive care unit (ICU)* atau pasien rawat jalan (*ambulatory patient*), satu atau dua lead ECG dimonitor untuk menilai gangguan irama jantung yang mengancam hidup. Sedangkan rekaman bentuk gelombangnya digunakan untuk memonitor ECG dan analisa yang dikenal dengan analisa *arrhythmia*. Lebar bidang frekuensi yang dipakai adalah 0,5 – 50 Hz.

2) *Elektroda*

Untuk mengukur potensial aksi secara baik dipergunakan elektroda. Kegunaan dari elektroda adalah untuk memindahkan transmisi ion ke penyalur elektron. Bahan yang dipakai sebagai elektroda adalah perak dan tembaga. Beberapa bentuk elektroda yang sering digunakan pada perekaman EKG adalah jenis permukaan kulit yang diantaranya adalah :

a. *Elektroda berbentuk plat*

Elektroda ini dipakai untuk mengukur potensial listrik permukaan tubuh EKG, EEG, dan EMG. Tahun 1917 elektroda ini mula-mula dipergunakan. Di daerah yang akan diletakkan elektroda digosok dengan saline solution (air garam fisiologis). Pemakaian saline solution kemudian diganti dengan Jelly atau pasta (suatu elektrolit).

b. *Elektroda berbentuk suction cup*

Elektroda ini merupakan suatu bentuk tua atau kuno yang hingga kini masih dipergunakan pada waktu melakukan EKG terutama untuk bagian dinding dada (*chest lead*).

c. *Elektroda berbentuk Floating*

Elektroda ini disebut juga dengan elektroda mengambang, yang merupakan jenis baru. Prinsip dari elektroda ini dibuat agar mencegah kontak langsung antara logam dan kulit. Dalam pemakaiannya menggunakan elektrolit pasta atau *jelly*. Tipe ini yang sekarang banyak adalah jenis *adhesive* yang digunakan sekali pakai (*disposal*).

d. *Elektroda berbentuk Ear Clip*

Suatu elektroda yang dipergunakan sebagai *reference* pada pengukuran EKG.

3) *Gangguan Pada Proses Perekaman EKG*

Selama proses perekaman EKG tidak lepas dari gangguan yang berpengaruh terhadap data isyarat jantung yang diambil, sehingga akan menyulitkan dalam proses analisisnya. Gangguan yang sering muncul diantaranya adalah [12]:

a. *Power line interference* : Gangguan yang berasal dari frekuensi jala-jala listrik $50 \pm 0,2$ Hz dengan amplitudo sampai dengan 50 % dari defleksi skala penuh (*full scale deflection – FSD*) amplitudo EKG (*peak to peak*) dan harmonisa. Sinyal EKG yang dipengaruhi gangguan listrik dapat dilukiskan dengan grafik yang tajam, rapat, timbul sangat cepat, periodik dan sangat terlihat didasar gelombang EKG.

b. *Baseline Wander* : Pada umumnya disebabkan oleh pernapasan dengan amplitudo sekitar 15 % defleksi skala penuh pada frekuensi penurunan tiba-tiba antara 0,15 sampai 0,3 Hz. Penurunan secara tiba-tiba dari

garis dasar EKG karena pernafasan dapat diilustrasikan sebagai sinyal sinusoidal pada frekuensi dari pernafasan yang ditambahkan pada sinyal. Gangguan ini bisa juga disebabkan oleh gerakan bagian tubuh.

- c. Kontraksi otot : adalah aktivitas listrik umumnya dalam tegangan milivolt yang ditimbulkan oleh kontraksi otot selama kurang lebih 50 milidetik dalam DC dan frekuensi sampai dengan 10.000 Hz dengan rata-rata amplitudo 10 % defleksi skala penuh.

4) Estimasi Rapat Spektral Daya Metode Welch

Salah satu komponen yang dapat diambil dari sinyal adalah spektrum frekuensinya dengan cara mentransformasikan suatu sinyal dari kawasan waktu ke kawasan frekuensi sehingga akan diperoleh sekumpulan informasi tentang frekuensi yang terkandung dalam sinyal tersebut. Salah satu metode perhitungan estimasi spektrum daya adalah menggunakan periodogram metode Welch [13].

5) Tapis Digital IIR

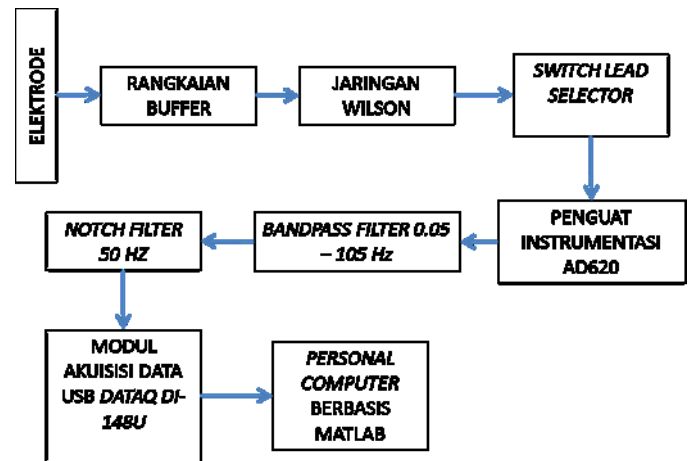
Berdasarkan tanggapannya, tapis digital dapat dibagi menjadi 2 macam, yaitu *Infinite Impulse Response* (IIR) dan *Finite Impulse Response* (FIR). Kelebihan tapis FIR adalah lebih stabil dan memiliki fasa yang linier. Sedangkan kelemahannya adalah tapis FIR terkadang membutuhkan lebih banyak memori atau perhitungan untuk mencapai karakteristik tanggapan (*respon*) tapis yang diberikan. Dan juga, tanggapan tertentu tidak mudah dilaksanakan untuk diimplementasikan dengan tapis FIR.

Filter IIR termasuk sistem *close loop (recursive)*. Tapis IIR memiliki tanggapan impuls tak terbatas (*finite*) karena adanya umpan balik (*feedback*) didalam tapis, jika dimasukkan impuls (sebuah sinyal '1' diikuti dengan banyak sinyal '0'), maka pada outputnya akan terus menerus beresilasi karena adanya umpan balik, walaupun pada prakteknya akan hilang pada suatu saat. Kelebihan tapis IIR adalah membutuhkan koefisien yang lebih sedikit untuk tanggapan frekuensi yang curam sehingga dapat mengurangi jumlah waktu komputasi.

III. METODE PENELITIAN

A. Perancangan Prototipe EKG

Perancangan rangkaian untuk realisasi rangkaian prototipe EKG dapat dijelaskan dengan diagram blok seperti pada Gbr. 1.

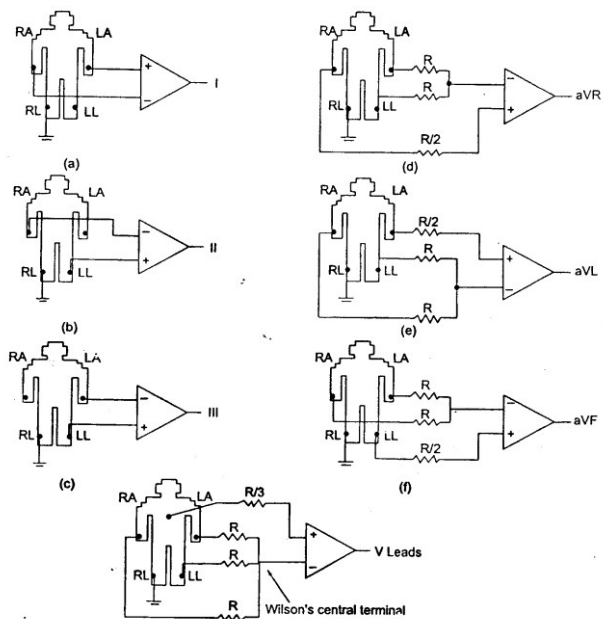


Gbr. 1 Diagram blok rangkaian prototipe EKG

Sinyal jantung yang akan direkam, disandap dari titik-titik pengukuran dengan penyadapan dilakukan dengan beberapa elektrode yang diletakkan pada permukaan kulit. Elektrode ada beberapa jenis, namun pada percobaan ini digunakan tiga jenis elektrode yaitu : *ear clip* elektroda, *suction cup* elektroda dan *adhesive floating* elektroda.

Penyadapan dilakukan dengan beberapa elektrode yang diletakkan pada permukaan kulit. Salah satu masalah yang timbul adalah impedans kulit yang tinggi 1 k Ω - 10 k Ω bahkan sampai 500 k Ω untuk kulit kering [4]. Supaya tak terjadi distorsi sinyal yang dihasilkan, maka setelah melewati elektrode, sinyal jantung yang dihasilkan harus disangga oleh rangkaian penyangga atau buffer. Rangkaian penyangga memiliki impedansi masukan yang sangat tinggi dan impedansi keluaran yang rendah. Penyanggaan ini dilakukan untuk masing-masing elektrode dengan menggunakan IC Opamp TL084.

Rangkaian prototipe ini direncanakan dapat digunakan untuk mengambil isyarat jantung dengan 12 sandapan (*lead*) secara manual, untuk dapat memilih sandapan yang diinginkan maka digunakan *switch selector* tipe SPDT 6 yang dihubungkan dengan rangkaian wilson. Gbr. 2 menunjukkan hubungan sandapan EKG.



Gbr. 2 Hubungan pada sandapan EKG [1]

Rangkaian penguat instrumentasi menggunakan IC AD620A. Kelebihannya adalah harganya yang murah namun memiliki tingkat akurasi yang tinggi, $CMR \gg 100$ dB sampai dengan 1 kHz.

Secara umum EKG bekerja pada rentang frekuensi 0,05 Hz sampai dengan 150 Hz. EKG tidak akan merespon sinyal-sinyal dengan frekuensi di luar rentang tersebut. Sinyal di luar rentang frekuensi tersebut dianggap sebagai sinyal pengganggu. Sehingga diperlukan rangkaian *filter* pelewat bidang (*bandpass filter*) untuk menapis sinyal pengganggu.

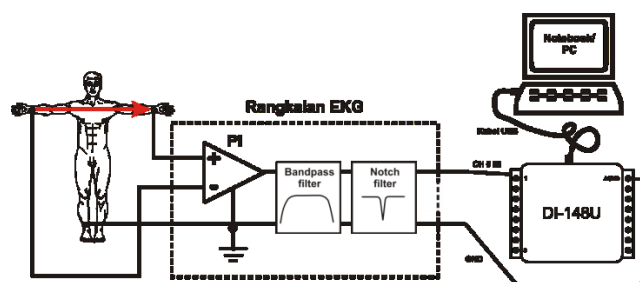
Rentang frekuensi alat prototipe EKG dipilih pada frekuensi 0,05 sampai 105 Hz untuk tujuan klinis menganalisa pasien [5], [13]. Rangkaian *bandpass filter* terbentuk dari dua buah rangkaian yang dirangkai seri yaitu filter pelewat tinggi (*highpass filter*) dan filter pelewat rendah (*lowpass filter*).

Tapis takik berfungsi untuk menghilangkan frekuensi tunggal tertentu dalam hal ini frekuensi dari jala-jala PLN yaitu sebesar 50 Hz. Tapis ini disusun dari jaringan T-rangkap (*twin T*) yang tersusun dari dua resistor dengan satu kapasitor dan dua kapasitor dengan satu resistor.

Untuk antarmuka keluaran tapis takik ke komputer digunakan modul akuisisi data usb merk Dataq DI-148U. Rangkaian prototipe EKG secara keseluruhan dapat dilihat pada Gbr. 3.

B. Akuisisi Data EKG

Perangkat data akuisisi merupakan perangkat keras yang menjadi antarmuka antara sinyal dan PC. Data Akuisisi Dataq DI-148U merupakan data akuisisi yang cukup murah, dengan delapan masukan analog *single ended*, tegangan masukan analog ± 10 Volt, resolusi konverter ADC 10 bits, 6 *bidirectional TTL ports* yang mungkin digunakan untuk keperluan kontrol secara umum, maksimum *sampling rate* sampai 14.400 Hz dan koneksi ke komputer menggunakan USB. Koneksi modul data akuisisi seperti pada Gbr. 4.

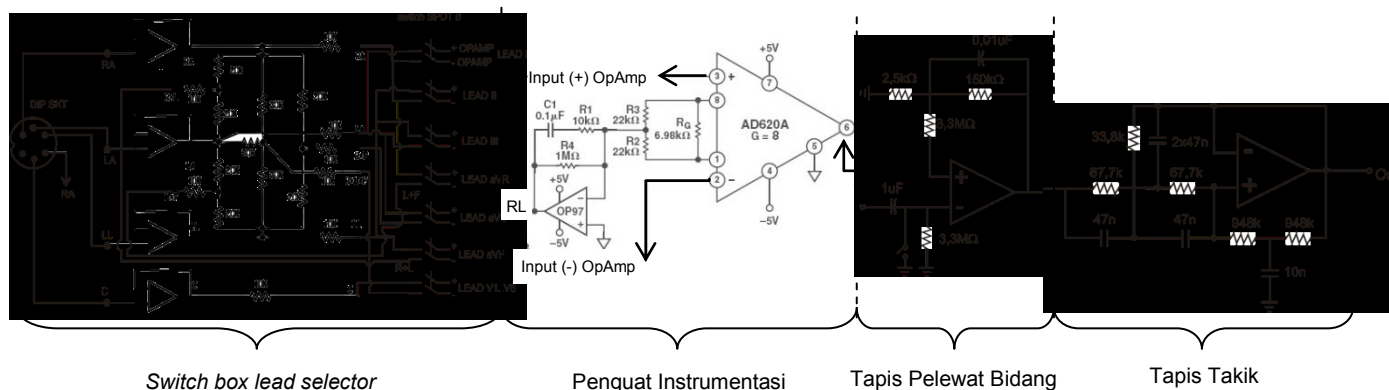


Gbr. 4 Koneksi Rangkaian EKG Dengan Modul Dataq Instrument DI-148U

Perangkat lunak untuk proses akuisisi data menggunakan program Matlab. Pada matlab terdapat *data acquisition toolbox* yang memungkinkan dilakukan pengambilan data ke dalam komputer dengan menggunakan modul data akuisisi.

C. Prapemrosesan

Tahap ini bertujuan untuk menekan derau yang muncul pada data rekam isyarat EKG. Data rekam EKG akan dilihat komponen frekuensinya. Teknik yang digunakan untuk menganalisis data rekaman isyarat jantung yaitu menggunakan estimasi rapat spektral daya. Estimasi rapat spektral daya merupakan kurva yang dapat menyajikan densitas spektral pada isyarat jantung. Dalam penelitian ini, rapat spektral daya yang digunakan adalah metode Welch



Gbr. 3 Rangkaian Prototipe EKG

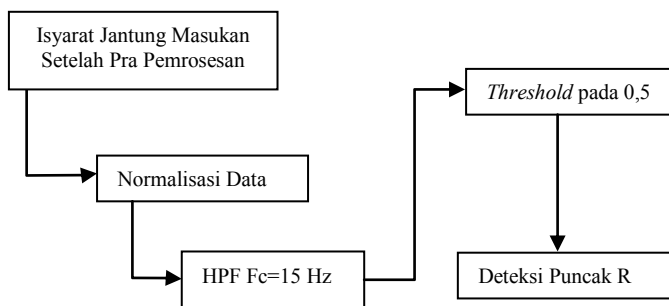
. Dari kurva rapat spektral daya dapat dilihat bahwa gangguan *baseline wander* bisa muncul pada frekuensi rendah yang terletak pada 0,15 sampai 0,3 Hz, gangguan *power line interference* muncul pada frekuensi jala-jala listrik $50 \pm 0,2$ Hz dan harmonisanya pada frekuensi kelipatannya 150 Hz, 250 Hz, 350 Hz.

D. Menghitung Frekuensi Detak Jantung

Untuk menghitung frekuensi detak jantung dapat dilakukan dengan menentukan interval puncak gelombang R-R terlebih dahulu, dengan menggunakan frekuensi cuplikan : f_s , maka persamaan frekuensi detak jantung dalam *beat per menit* (BPM) adalah [1] :

$$BPM = \frac{f_s}{\text{interval R - R}} \times 60 \tag{1}$$

Untuk menentukan puncak R – R dapat dilakukan metode *thresholding* seperti pada Gbr. 5. Data EKG yang sudah melalui tahap *pre processing* dinormalisasi agar berada pada nilai antara 0 dan 1, kemudian dilewatkan ke proses *highpass filter* pada frekuensi putus 15 Hz, dimana komponen frekuensi kompleks QRS berada pada rentang 5 Hz sampai 15 Hz, sehingga memudahkan dalam proses *thresholding* pada nilai 0,5 dan frekuensi diluar rentang kompleks QRS akan dilemahkan. Besar amplitudo atau tegangan yang lebih besar dari 0,5 akan ditandai sebagai wilayah puncak dari gelombang, sehingga nilai puncak R merupakan nilai maksimum dari wilayah yang terdeteksi.

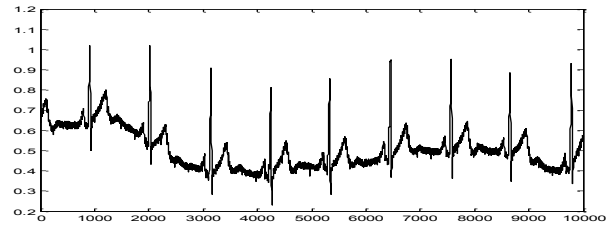


Gbr. 5 Metode *Threshold* untuk mendeteksi puncak R-R

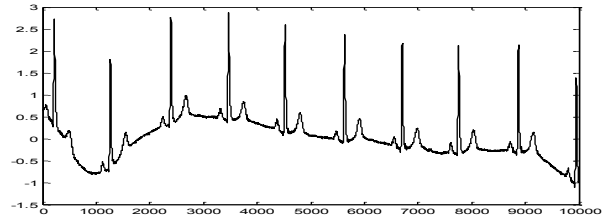
IV. HASIL DAN PEMBAHASAN

A. Pengujian Prototipe EKG

Hasil pengujian untuk komponen-komponen penyusun perangkat keras sudah menunjukkan alat tersebut bisa bekerja dengan baik. Ada beberapa kekurangan misalnya pada tapis pelewat bawah, hasilnya masih kurang sempurna namun secara keseluruhan prototipe EKG sudah mampu merekam data isyarat jantung, seperti nampak pada Gbr. 6.



a. Sandapan I (Lead I)

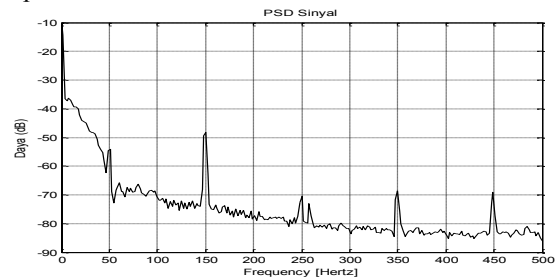


b. Sandapan II (Lead II)

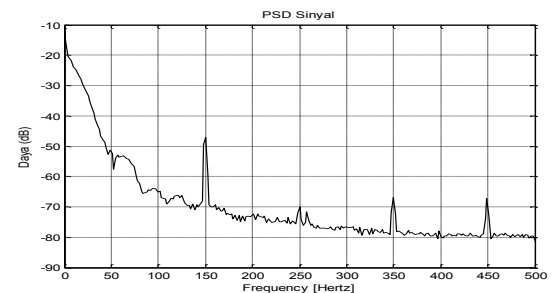
Gbr. 6 Hasil Rekam Data Isyarat EKG pada Subjek I

B. Pengujian Rapat Spektral Daya Isyarat EKG

Dari rekaman isyarat jantung yang diperoleh, derau yang paling mudah dikenali adalah *baseline wander* karena isyarat EKG terlihat bergelombang, jika dilihat pada komponen frekuensi rapat spektral daya terletak pada frekuensi rendah kurang dari 0,5 Hz, kemudian derau interferensi jala-jala listrik dan harmonisanya terletak pada frekuensi 50 Hz dan kelipatannya 150 Hz, 250 Hz, 350 Hz. Tampilan rapat spektral daya dari data rekam isyarat jantung pada Subjek I dapat dilihat pada Gbr. 7.



a. PSD Sandapan I

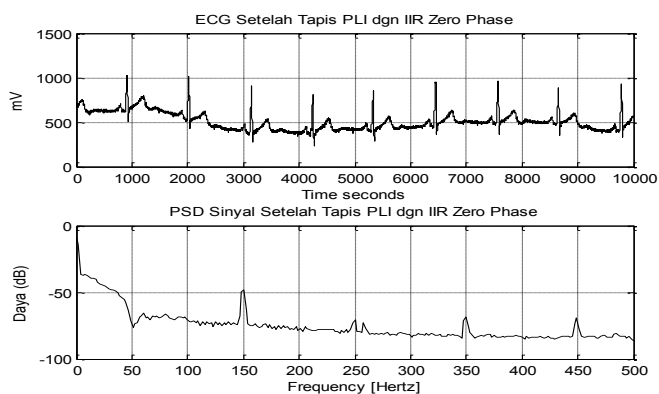


b. PSD Sandapan II

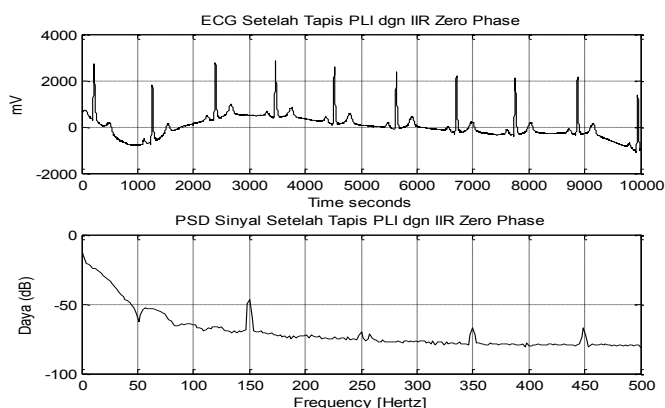
Gbr. 7 Rapat Daya Spektral dari Subjek I

C. Pengujian Tapis Digital IIR

Dari pengujian tapis digital IIR untuk menekan derau pengaruh jala-jala 50 Hz diperoleh frekuensi putus pada $f_c = 48,9$ Hz dan $51,1$ Hz dan derau berhasil ditekan dengan melihat dari rapat daya spektralnya seperti Gbr. 8.



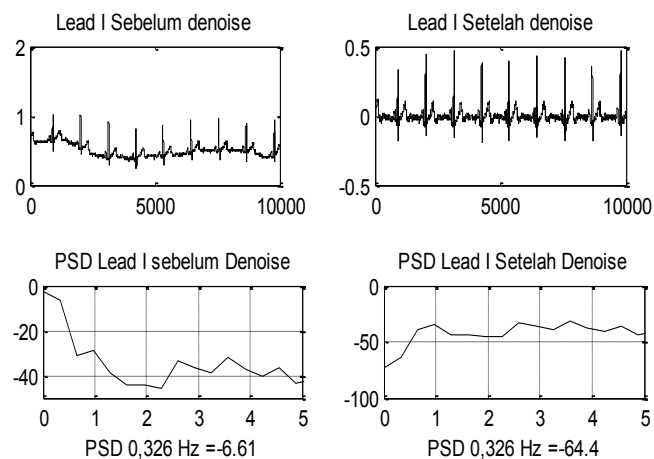
a. Sandapan I



b. Sandapan II

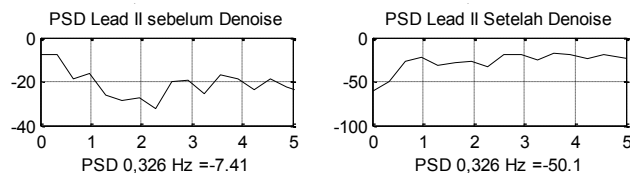
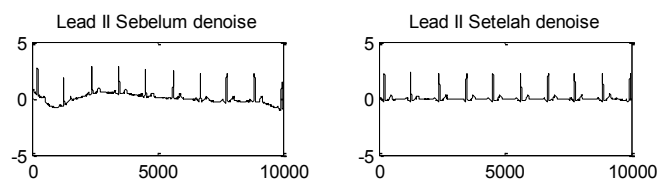
Gbr. 8 Hasil setelah ditapis IIR *stopband* pada Subjek1

Sedangkan dari pengujian tapis IIR *highpass* untuk menekan derau *baseline wander* diperoleh hasil yang efektif pada frekuensi putus $f_c=0,95$ Hz. Hasilnya pada Gbr. 9.



a. Sandapan I

Gbr. 9 Hasil setelah ditapis IIR *highpass* pada Subjek1

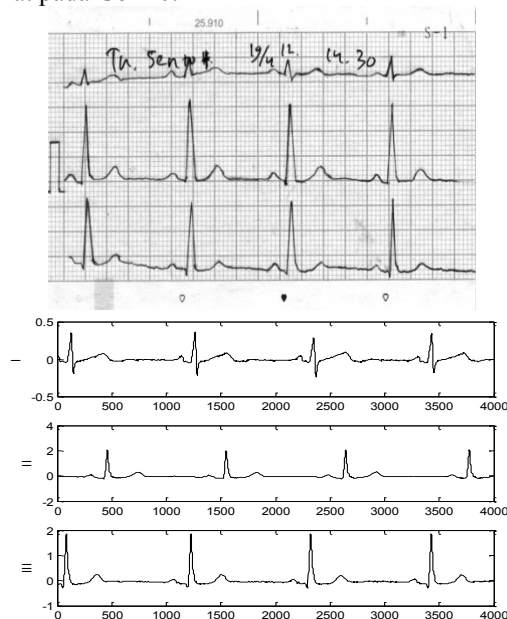


Gbr. 9 Lanjutan

Kemudian untuk menekan derau yang muncul pada frekuensi diatas 105 Hz digunakan tapis IIR *lowpass*.

D. Perbandingan hasil prototipe EKG dan alat standar EKG

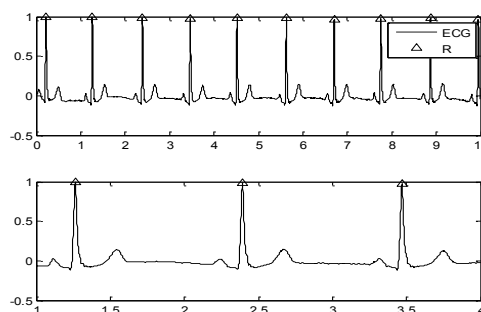
Hasil perbandingan pada subjek 1 sandapan I dan II dapat dilihat pada Gbr 10.



Gbr. 10 Perbandingan hasil prototipe EKG dengan alat EKG standar

E. Menghitung Frekuensi Detak Jantung

Untuk mendeteksi interval puncak R-R ternyata metode *threshold* sudah cukup berhasil seperti diperlihatkan pada Gbr. 11 dan tabel I.



Gbr. 11 Deteksi interval puncak R-R

TABEL I
FREKUENSI DETAK JANTUNG EKG PROTOTYPE

Interval	Frekuensi Detak Jantung (<i>beat per minute/BPM</i>)									
	1a	1b	2a	2b	3a	3b	4a	4b	5a	5b
1	58	53	58	59	71	70	54	58	73	70
2	53	55	51	59	70	68	56	55	74	70
3	56	55	54	61	70	67	58	55	75	69
4	57	53	59	63	72	65	55	56	74	70
5	54	55	53	60	70	66	57	60	73	70
6	56	56	55	60	69	61	57	57	73	69
7	57	54	59	61	71	62	55	55	75	70
8	54	56	50	57	69	63	57	56	74	70
9	56	-	-	60	68	64	58	-	72	68
10	-	-	-	-	70	67	-	-	74	67
11	-	-	-	-	-	-	-	-	74	68
Rata-rata	56	55	55	60	70	65	56	57	74	69
deteksi	B	B	B	N	N	N	B	B	N	N

Ket: (1) Subjek1 (2) Subjek2 (3) Subjek3 (4) Subjek4 (5) Subjek5
(a) Menggunakan Elektroda clip AgCl + suction cup AgCl
(b) Menggunakan adhesive floating
deteksi B = Bradikardia N = Normal T = Takikardia

V. KESIMPULAN

Dari hasil pengujian dan analisis yang telah dilakukan pada sistem akuisisi data dan pengolahan isyarat elektrokardiograf, maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

1. Secara umum telah dapat direalisasikan prototipe instrumentasi akuisisi data elektrokardiograf berbasis matlab menggunakan antar muka modul usb data akuisisi merk Dataq DI-148U, yang telah bisa merekam dan menampilkan isyarat EKG pada 12 titik sandapan.
2. Derau *baseline wander* dapat ditekan dengan menggunakan tapis digital *IIR Butterworth high pass* pada frekuensi putus 0,95 Hz.
3. Untuk menghasilkan isyarat EKG yang lebih baik, dapat dipilih elektrode jenis *adhesive floating* dibandingkan menggunakan elektrode jenis *ear clip* dan *suction cup*.
4. Perbandingan tampilan visual hasil pengolahan isyarat jantung dari alat prototipe dengan alat standar Elektrokardiograf telah menunjukkan karakteristik gelombang EKG yang hampir sama.
5. Metode *thresholding* mampu mendeteksi interval puncak gelombang R-R berurutan pada sandapan yang sama dan hasil perhitungan frekuensi detak jantung menunjukkan hasil yang mendekati sama dengan hasil perhitungan dari alat EKG standar rumah sakit.

REFERENSI

- [1] Ready, D.C., *Biomedical Signal Processing*, Tata McGraw-Hill Publishing, New Delhi, 2005.
- [2] "Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier AD620 data sheet," Analog Digital, Norwood, U.S.A.
- [3] Moran C. (Ed). (2000). "Building an Electrocardiogram Diagnostic System". [Online]. Available : <http://cnx.org/content/col10620/1.1/>
- [4] Tenedero, C. M., Raya, M. A. D., Sison, L.G, "Design and Implementation of A Single-Channel ECG Amplifier with DSP Post-

- Processing in Matlab", *University of the Philippines*. Available : <http://srikrishnadevarayauniversity.academia.edu/>
- [5] Chong, K.L., Holden, D., Olin, T., "Heart Rate Monitor", *Analogue Electronics*. ENGN3227, [Online]. Available : <http://users.cecs.anu.edu.au/>.
 - [6] Webster, J.G. (Ed), *Medical Instrumentation Application and Design*, 3rd Edition, John Wiley & Sons, Inc., New York, 1998.
 - [7] Mortara, J. L., Morganroth, J. and Gussak, I. (Ed), "ECG Acquisition and Signal Processing", *Practical Guidelines for clinical Research and Drug Development*, Humana Press Inc, Totowa, NJ, p.139.
 - [8] Sornmo, L., Laguna, P., "Electrocardiogram (ECG) Signal Processing", *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, Inc, 2006
 - [9] Chavan, M. S., Agarwala, R.A., Uplane, M.D, "Design of ECG Instrumentation and Implementation of Digital Filter for Noise Reduction", *Recent Advances in Signal Processing, Robotics and Automation*, p.36-39.
 - [10] Narwaria, R. P., Verma, S., Singhal, P.K., "Removal of Baseline Wander and PowerLine Interference from ECG Signal – A Survey Approach", *International Journal of Electronics Engineering*, p.107-111, 3(1).2011.
 - [11] Kaur, M., Singh, B., Seema, "Comparison of Different Approaches for Removal of Baseline Wander from ECG Signal", *2nd International Conference and Workshop on Emerging Trend in Technology*, 2011
 - [12] Gao, G. Q., "Computerised Detection and Classification of Five Cardiac Conditions", *M.Eng.thesis, Auckland University of Technology*, Auckland, New Zealand, 2003.
 - [13] Vaseghi, S. V., *Advanced Digital Signal Processing and Noise Reduction 3rd Edition*, John Wiley & Sons, West Sussex, England, 2006.