

ALAT BANTU ANALISIS *HEART RATE VARIABILITY*

Theodorus Leo Hartono¹, F. Dalu Setiaji², Iwan Setyawan³

Program Studi Teknik Elektro, Fakultas Teknik Elektronika dan Komputer,
Universitas Kristen Satya Wacana, Salatiga

¹theodorus.leo@gmail.com, ²dalu.setiaji@staff.uksw.edu,

³iwan.setyawan@staff.uksw.edu

INTISARI

Jantung merupakan salah satu organ vital pada tubuh manusia dengan fungsi yang sangat penting. Beberapa cara dilakukan untuk memantau kondisi jantung, salah satunya adalah *Heart Rate Variability* (HRV). Beberapa penelitian telah dilakukan untuk merekam sinyal elektrik jantung namun belum memberikan analisis HRV.

Sudah terdapat perangkat lunak untuk analisis HRV, misalnya *Kubios HRV Analysis Software 2.0*. Namun perangkat lunak tersebut tidak dapat melakukan perekaman sinyal elektrik jantung secara langsung dari subyek (manusia). Masukan perangkat lunak itu sudah berupa data dalam bentuk file yang berisi nilai-nilai interval detak jantung. Oleh sebab itu penelitian ini bertujuan merancang sebuah sistem lengkap yang menggabungkan perangkat keras dan perangkat lunak untuk merekam sinyal jantung sekaligus melakukan analisis HRV.

Hasil analisis meliputi perhitungan parameter-parameter HRV sebagai berikut: NN, Mean RR, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50, dan daya sinyal pada rentang frekuensi VLF, LF, HF, dan LF/HF. Perbandingan dengan hasil analisis oleh *Kubios HRV Analysis Software 2.0*, untuk NN, Mean RR, SDNN, RMSSD, NN50, pNN50 didapatkan perbedaan maksimal 2,22%, sedangkan pengukuran daya sinyal pada VLF, LF, HF, didapatkan selisih maksimal 13,50%, 13,82%, dan 14,24% sedangkan pengukuran daya LF/HF memberikan perbedaan 5,42%.

Kata kunci : *Heart Rate Variability*, *EKG*, Alat Bantu

1. PENDAHULUAN

Di dalam tubuh manusia terdapat organ-organ vital penunjang kehidupan manusia dan salah satunya adalah jantung. Jantung merupakan organ berotot yang memompa darah dan mengalirkannya ke seluruh tubuh melalui pembuluh darah. Jika jantung tidak berfungsi dengan baik maka tubuh kita juga tidak akan bekerja secara maksimal.

Menurut catatan WHO pada tahun 2005, sebanyak 17,1 juta orang meninggal dalam satu tahun di seluruh dunia dikarenakan penyakit jantung. Sedangkan di Indonesia terdapat 500 ribu orang meninggal dikarenakan penyakit jantung. Hal ini sangat memprihatinkan mengingat korban berada di usia yang tergolong muda[1][2][3].

Kondisi jantung dapat dipantau dengan menggunakan analisis *heart rate variability* (HRV). HRV adalah fenomena fisiologi dimana interval waktu antar detak jantung memiliki nilai yang berbeda-beda. Berbagai hal dapat mempengaruhi HRV, antara lain pengaruh sistem saraf otonom, volume darah yang kembali ke jantung (*venous return*), respirasi, penyakit aritmia, dan lain sebagainya[4].

Terdapat beberapa parameter yang merupakan hasil analisis HRV, diantaranya adalah NN (jumlah dari *R-R interval*), NN50 (jumlah *NN interval* yang lebih dari 50 ms), pNN50 (perbandingan NN50 dengan semua jumlah seluruh NN), RMSSD (akar kuadrat dari rerata kuadrat perbedaan *NN interval* yang berturut-turut), *Total Power* (Total daya selama pengukuran), VLF (daya pada *very low frequency*), LF (daya pada *low frequency*), HF (daya pada *high frequency*), dan *LF/HF ratio* (perbandingan daya pada *low frequency* dan *high frequency*).

Beberapa penelitian tentang perekaman jantung telah dilakukan namun belum menerapkan perhitungan analisis ranah waktu maupun ranah frekuensi dan menampilkan hasil perhitungan tersebut[5][6][7]. Sudah terdapat perangkat lunak untuk analisis HRV, misalnya *Kubios HRV Analysis Software 2.0*. Namun perangkat lunak tersebut tidak dapat melakukan perekaman sinyal elektrik jantung secara langsung dari subyek (manusia). Masukan perangkat lunak itu sudah berupa data dalam bentuk file yang berisi nilai-nilai interval detak jantung.

Oleh sebab itu penelitian ini bertujuan merancang sebuah sistem lengkap yang menggabungkan perangkat keras dan perangkat lunak untuk merekam sinyal jantung sekaligus melakukan analisis HRV. Perangkat keras berfungsi untuk merekam sinyal

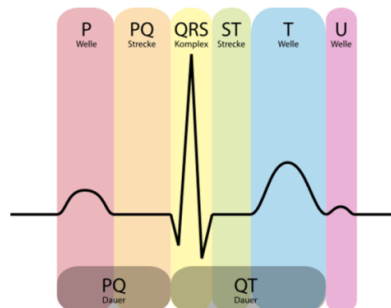
elektrik jantung sedangkan perangkat lunak berfungsi untuk menganalisis baik ranah waktu maupun ranah frekuensi serta menampilkan nilai dan grafik parameter-parameter HRV, sehingga dokter atau ahli jantung yang menggunakan alat ini dapat langsung mengetahui hasilnya.

2. TINJAUAN TEORI

2.1 Elektrokardiograf

Elektrokardiograf (EKG) adalah sebuah peralatan medis yang digunakan untuk mengukur aktivitas elektrik otot jantung dengan mengukur perbedaan biopotensial bagian luar tubuh.[7]

Sinyal EKG merupakan suatu gambaran dari potensial listrik yang dihasilkan oleh aktivitas listrik otot jantung. EKG ini merupakan rekaman informasi kondisi jantung yang diambil menggunakan elektrokardiograf yang ditampilkan melalui monitor atau dicetak pada kertas. Rekaman EKG ini yang sering dipakai para dokter untuk menentukan kondisi jantung seorang pasien. Sinyal EKG merupakan sinyal ac dengan rentang frekuensi 0,05 Hz – 100 Hz. Biasanya dalam penggambarannya, sumbu tegak adalah amplitudo (mV atau V) sedangkan sumbu mendatarnya adalah waktu (detik atau milidetik) [7][8]. Sebuah contoh sinyal EKG dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Sinyal EKG [5]

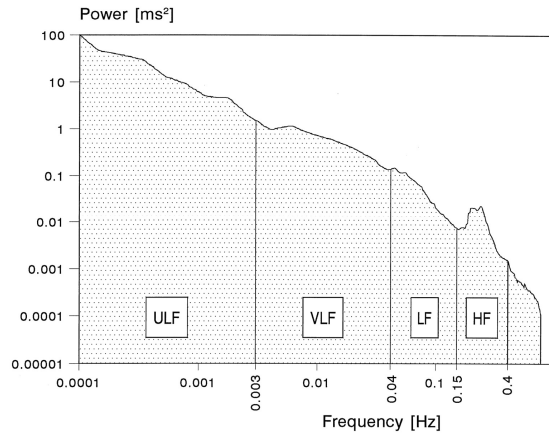
Dapat dilihat pada Gambar 2.1 bahwa sebuah sinyal EKG mempunyai beberapa komponen, yaitu bagian P, PQ, QRS, ST, T, dan U. Setiap bagian dihasilkan oleh gerakan otot jantung yang berbeda-beda. Besarnya amplitudo dari sinyal EKG tersebut bervariasi tergantung pada pemasangan elektroda dan kondisi

fisik dari pasien. Variabel klinis yang penting pada sebuah sinyal EKG antara lain magnitude, polaritas, dan durasi waktu. Variasi dari tanda-tanda tersebut dapat mengindikasikan sebuah penyakit[7].

2.2 *Heart Rate Variability*

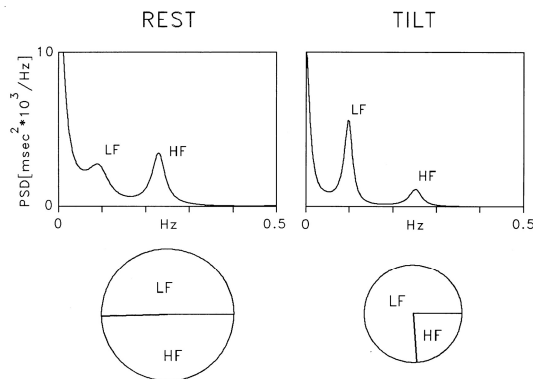
Fenomena fisiologis dimana terjadi variasi interval waktu antar detak jantung disebut dengan *heart rate variability* (HRV). HRV juga sering disebut dengan istilah *R-R interval* karena umumnya yang diukur adalah interval waktu pada sinyal EKG. Perkiraan peluang kematian setelah pernah mengalami serangan jantung, analisis pada penderita diabetes, analisis kelainan jantung, pengamatan pada pasien transplantasi jantung, dan pengamatan pada bayi prematur merupakan beberapa penerapan HRV[9]. Hal-hal yang dapat mempengaruhi HRV antara lain pengaruh sistem saraf otonom, volume darah yang kembali ke jantung (*venous return*), respirasi, penyakit aritmia, dan lain sebagainya[4].

Terdapat beberapa metode analisis HRV, antara lain *time-domain*, *frequency-domain* (*Fast Fourier Transform*), dan spektrogram (*time-frequency*). Metode-metode tersebut memang sudah diterapkan di penelitian sebelumnya namun belum sampai menghasilkan nilai-nilai parameter HRV. Oleh sebab itu pada penelitian ini akan dirancang alat yang dapat memberikan hasil berupa nilai-nilai parameter HRV beserta grafik *Power Spectral Density* (*PSD*) seperti yang akan dijelaskan di bawah. *American Heart Association* (*AHA*), membagi beberapa daerah frekuensi untuk analisis HRV dalam hubungannya dengan sistem saraf otonom terhadap berbagai macam rangsangan. Tujuannya adalah untuk mengetahui sistem saraf mana yang berpengaruh pada frekuensi tersebut. *AHA* membagi frekuensi dalam beberapa kategori, *high frequency* (*HF*) 0,15 Hz – 0,4 Hz, *low frequency* (*LF*) 0,15 Hz – 0,04 Hz, dan *very low frequency* (*VLF*) 0,04 Hz – 0,003 Hz, untuk lebih jelasnya dapat dilihat pada Gambar 2 [10].



Gambar 2. Pembagian Frekuensi oleh *American Heart Association*[9].

HRV seseorang akan bervariasi saat mendapatkan rangsangan yang berbeda maupun melakukan kegiatan yang berbeda seperti ditunjukkan pada Gambar 3.



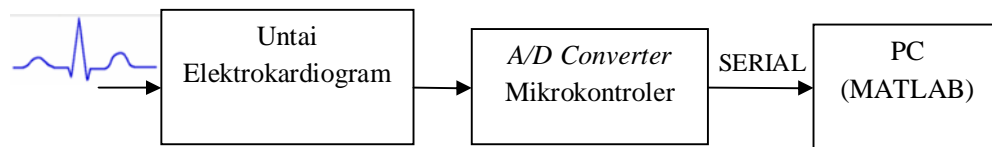
Gambar 3. Analisis ranah frekuensi terhadap tindakan yang berbeda[10].

Terdapat juga beberapa variabel yang didapat dari pengukuran statistik (termasuk dalam analisis ranah waktu) dan *spectral analysis* (termasuk dalam analisis ranah frekuensi). Untuk pengukuran statistik beberapa variabel yang dihitung antara lain NN (interval antar QRS yang berdekatan atau disebut juga *RR interval*), NN50 (jumlah pasangan NN yang memiliki interval lebih dari 50 ms), pNN50 (perbandingan antara NN50 dan NN), RMSSD yang memberikan estimasi komponen HRV jangka pendek seperti pernapasan, SDNN (standar deviasi dari semua NN interval) dan SDANN (standar deviasi dari rata-rata NN interval dalam 5 menit dari seluruh pengukuran 24 jam)[10].

Sedangkan untuk *spectral analysis* terdapat beberapa variabel seperti HF (*power* pada frekuensi tinggi), LF (*power* pada frekuensi rendah), VLF (*power* pada frekuensi sangat rendah), serta LF/HF *ratio* (perbandingan LF dan HF)[10][11]. Analisis ini juga sering disebut dengan *Power Spectral Density(PSD) estimation* atau perkiraan PSD. PSD sendiri adalah gambaran pendistribusian *power (variance)* sebagai fungsi frekuensi. Biasanya PSD mengambil data berupa deret interval RR, kemudian melalui proses transformasi *Fourier* diubah ke ranah frekuensi. Satuan yang digunakan pada analisis HRV biasanya s^2 atau ms^2 karena merupakan hasil kuadrat dari elemen-elemen data yang ada yaitu interval RR[10][12][13].

3. PERANCANGAN SISTEM

3.1 Gambaran Sistem

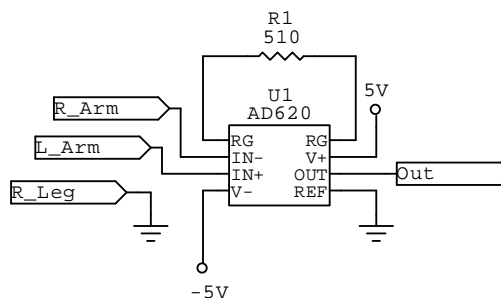


Gambar 4. Modul alat yang akan dirancang

Alat akan menerima sinyal masukan berupa sinyal detak jantung. Sinyal ini akan masuk ke untai elektrokardiogram yang kemudian sinyal keluaran dari untai elektrokardiogram dikonversi dari sinyal analog ke sinyal digital menggunakan mikrokontroler. Data akan dikirim ke komputer menggunakan komunikasi serial untuk dilakukan proses penghitungan analisis HRV.

3.2 Perancangan Perangkat Keras

3.2.1 Penguat Instrumentasi

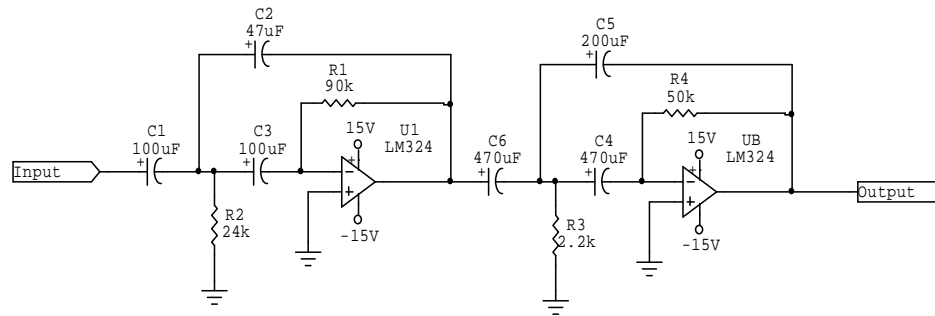


Gambar 5. Rangkaian penguat instrumentasi AD620.

Penguatan sebesar 100 kali yang ditentukan oleh $R_1 = 510\Omega$

3.2.2 High Pass Filter

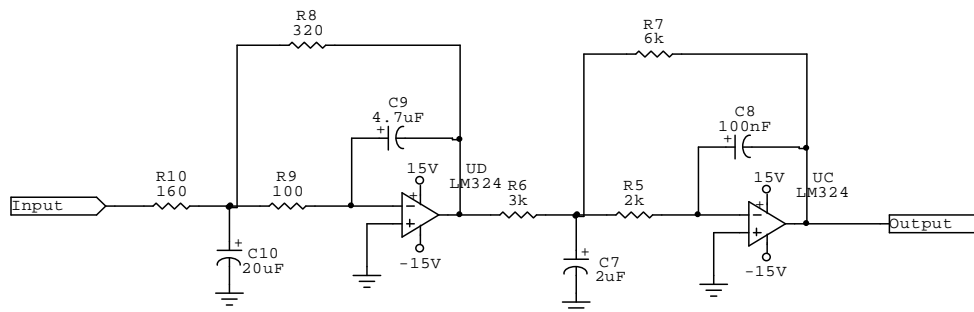
Dirancang sebuah *high pass filter* orde 4 *Butterworth* dengan $f_c = 0,05$ Hz. Rangkaian *high pass filter* ditunjukkan oleh Gambar 6.



Gambar 6. Rangkaian tapis lolos tinggi 0,05 Hz

3.2.3 Low Pass Filter

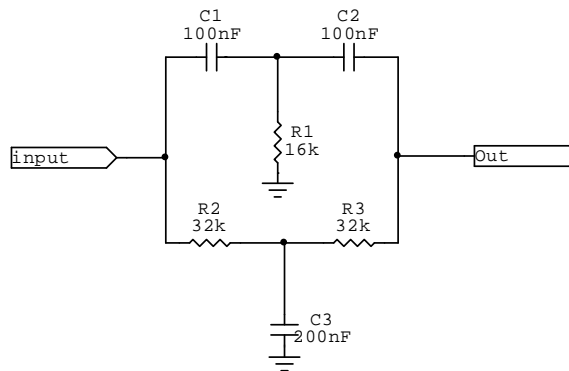
Low pass filter yang dirancang adalah *low pass filter* orde 4 *Butterworth* dengan $f_c = 100$ Hz. Rangkaian filter yang dirancang ditunjukkan pada Gambar 7.



Gambar 7. Rangkaian tapis lolos rendah 100Hz

3.2.4 Notch Filter

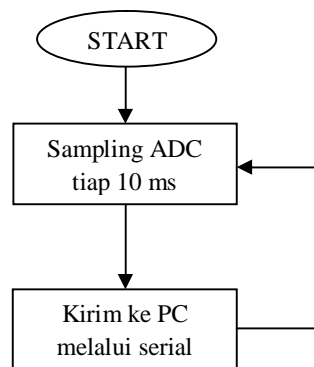
Notch filter yang dirancang memiliki $f_m = 50$ Hz. Rangkaian ini berfungsi sebagai penapis frekuensi jala-jala sebesar 50Hz. Rangkaian *notch filter* ditunjukkan oleh Gambar 8.



Gambar 8. Rangkaian *Notch Filter* 50Hz.

3.3 Perancangan Perangkat Lunak

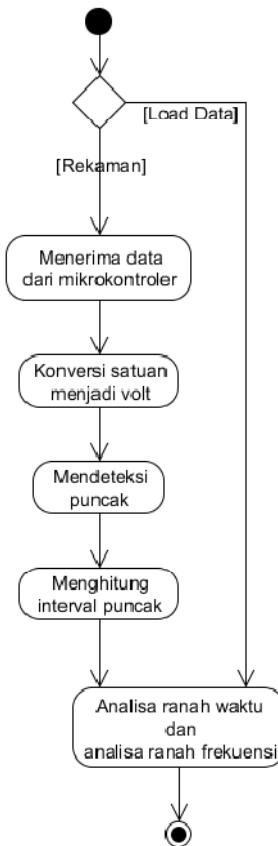
3.3.1 Perangkat Lunak Mikrokontroler



Gambar 9. Diagram alir program mikrokontroler

Proses konversi akan berlangsung secara terus menerus dengan periode sampling 10ms.

3.3.2 Perangkat Lunak Pada Komputer



Gambar 10. Diagram alir program PC

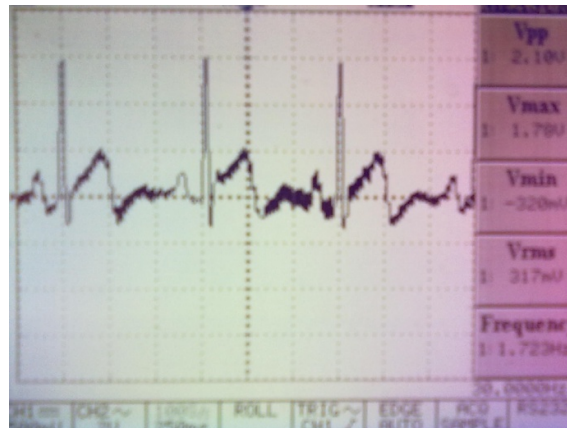
Dalam mode perekaman, komputer akan menerima data hasil ADC sinyal detak jantung dari mikrokontroler melalui komunikasi serial. Kemudian data akan diubah satuannya menjadi volt. Pendeteksian puncak tiap detak diawali dengan proses *filtering* digital dengan menggunakan fungsi pada MATLAB dan kemudian menerapkan nilai ambang yang nilainya setengah nilai maksimal data. Setelah diperoleh puncak tiap detak, interval antar detak pun dapat diketahui.

Proses analisis ranah waktu menggunakan metode sesuai dengan yang digunakan *Kubios HRV Analysis Software 2.0* [13]. Untuk proses analisis ranah frekuensi, interval detak jantung hasil perekaman diinterpolasi terlebih dahulu dengan frekuensi *sampling* 4Hz[13]. Kemudian *Power Spectral Density* dihitung dengan menggunakan metode FFT[12].

4. HASIL PERCOBAAN DAN ANALISIS

4.1. Pengujian Untai Elektrokardiograf

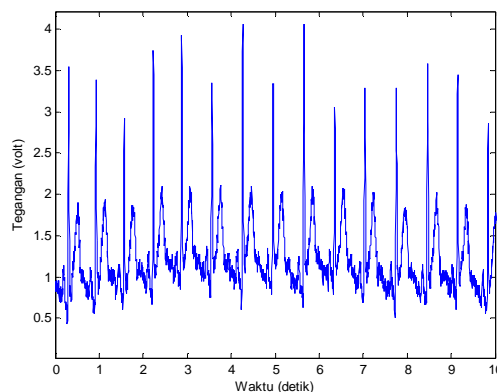
Untai EKG berfungsi untuk menangkap sinyal elektrik jantung. Gambar 11. menunjukkan sinyal keluaran dari untai EKG.



Gambar 11. Sinyal keluaran hasil untai EKG.

4.2 Pengujian ADC Sinyal EKG dan Komunikasi Serial

Hasil yang ditunjukkan pada Gambar 12. merupakan hasil konversi ADC sinyal EKG dan komunikasi serial antara mikrokontroler dan komputer.

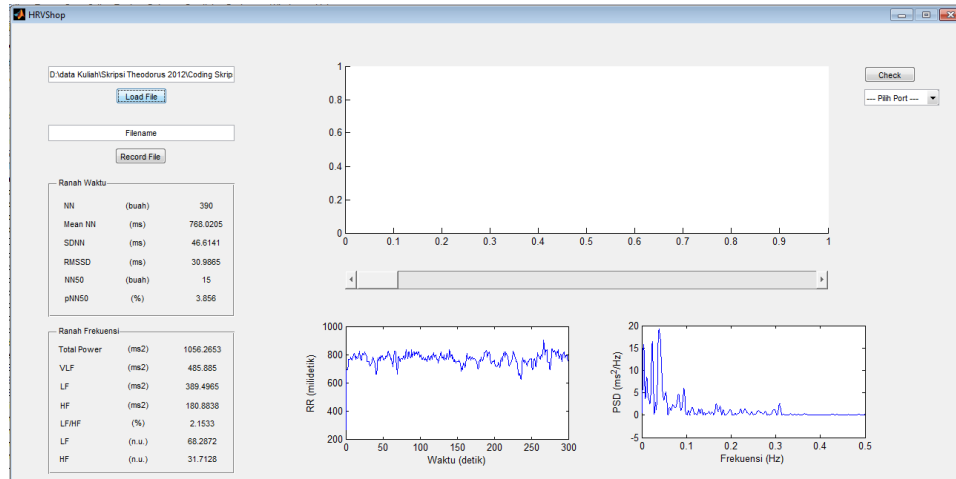


Gambar 12. Data serial yang diterima dari mikrokontroler hasil ADC sinyal EKG.

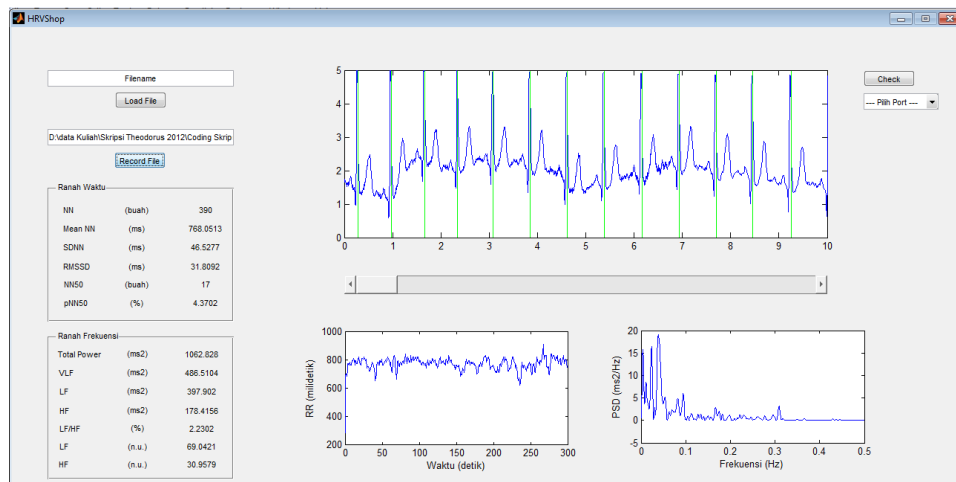
4.3 Pengujian Perangkat Lunak

Terdapat dua pilihan mode dalam perangkat lunak yang dibuat, memuat data berupa interval waktu antar detak yang kemudian dianalisis atau merekam data

secara langsung kemudian dilakukan proses analisis. Gambar 13. menunjukkan tampilan perangkat lunak pada mode memuat data sedangkan Gambar 14. menunjukkan tampilan perangkat lunak pada mode merekam.



Gambar 13. Tampilan Perangkat Lunak Pada Mode Memuat Data



Gambar 14. Tampilan Perangkat Lunak Pada Mode Merekam Data

4.4 Pengujian Pendeteksi Puncak

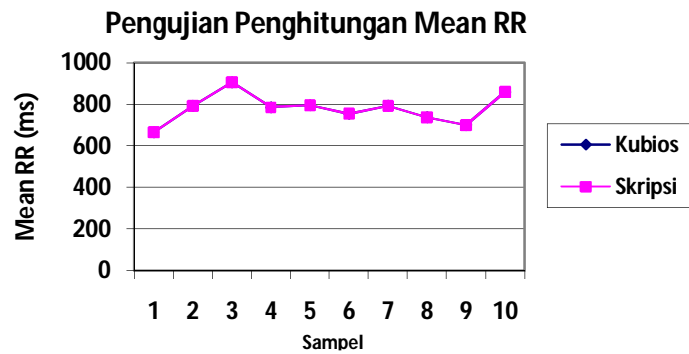
Pengujian dilakukan dengan memberi masukan berupa data yang diterima dari untai EKG yang kemudian dilakukan proses untuk mendeteksi puncak tiap detak jantung. Berikut ini adalah tabel pengujian yang dilakukan dengan data yang direkam dengan alat yang dibuat.

Tabel 1. Pengujian Mendeteksi Puncak

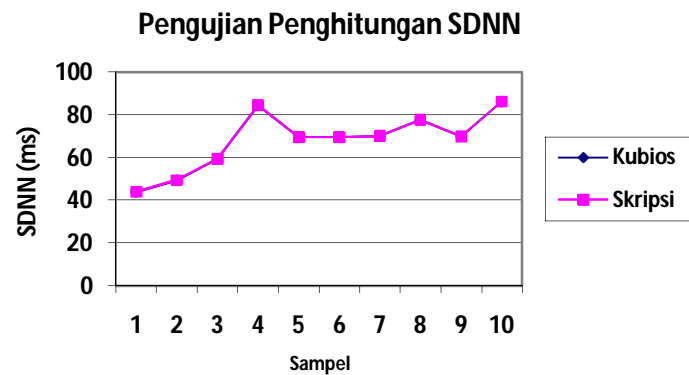
Hasil dari Grafik	78	84	80	83	77	79	78	83	80	83
Hasil dari Program	75	84	80	83	77	78	71	83	81	83
Ralat (%)	3.85	0	0	0	0	1.3	9	0	1.3	0

Terlihat bahwa ralat yang dihasilkan dari pengujian di atas kecil, namun ada saat dimana hasil yang diperoleh terpaut jauh yaitu dengan ralat sebesar 9% . Hal ini dikarenakan sinyal yang diterima untai EKG dan dikirim melalui serial tidak begitu bagus dan tidak melampaui batas ambang yang ditentukan.

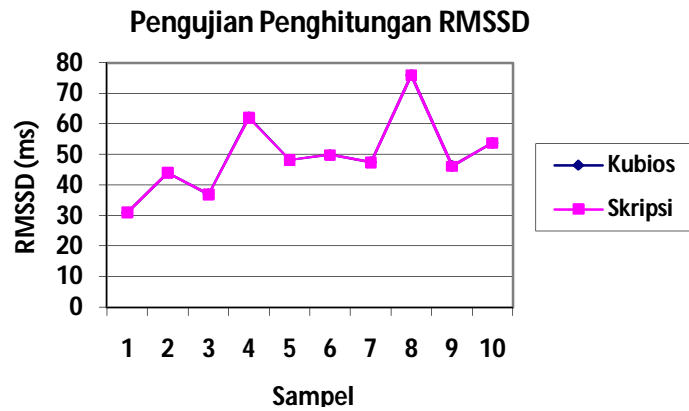
4.5 Pengujian Analisis Ranah Waktu



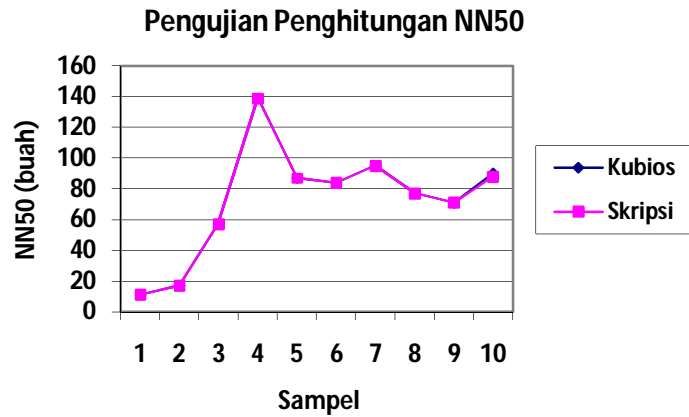
Gambar 15. Pengujian Penghitungan Mean RR



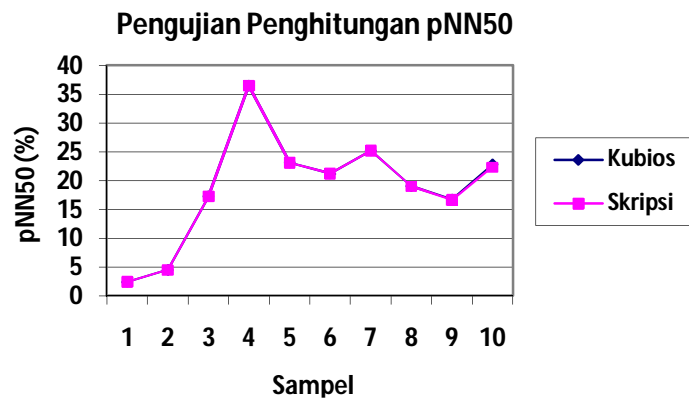
Gambar 16. Pengujian Penghitungan SDNN



Gambar 17. Pengujian Penghitungan RMSSD



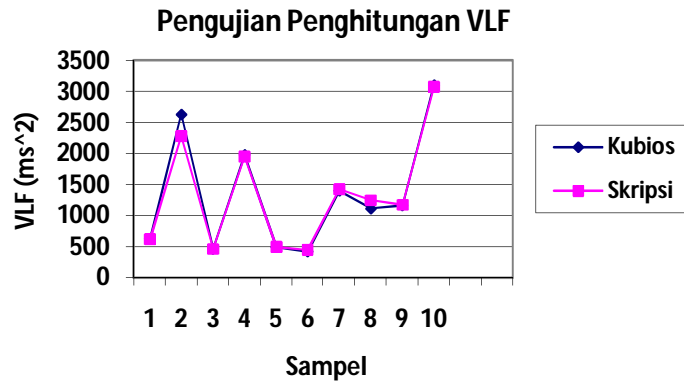
Gambar 18. Pengujian Penghitungan NN50.



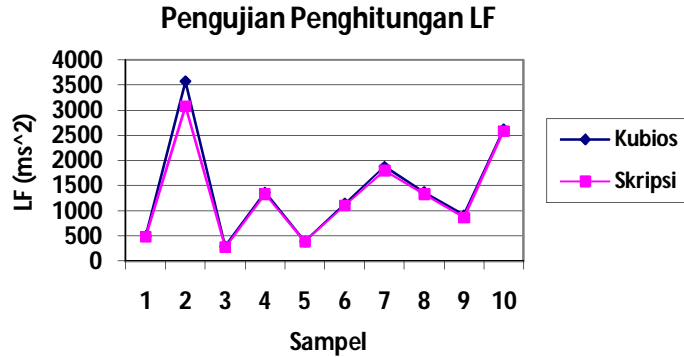
Gambar 19. Pengujian Penghitungan pNN50

Berdasarkan hasil pengujian terlihat bahwa hasil yang didapat antara perangkat lunak yang dibuat dengan perangkat lunak dari *Kubios HRV Analysis Software 2.0* menghasilkan ralat maksimum 2,22%.

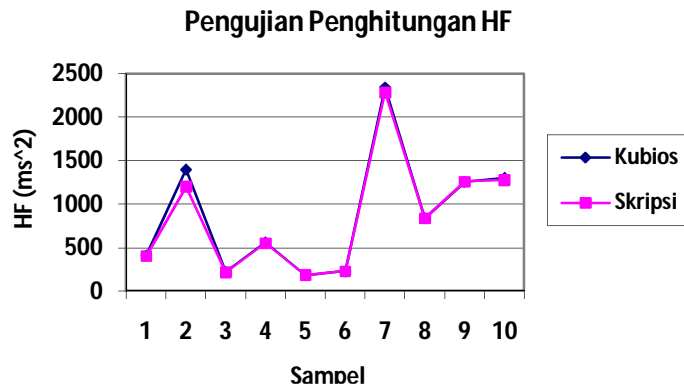
4.6 Pengujian Analisis Ranah Frekuensi



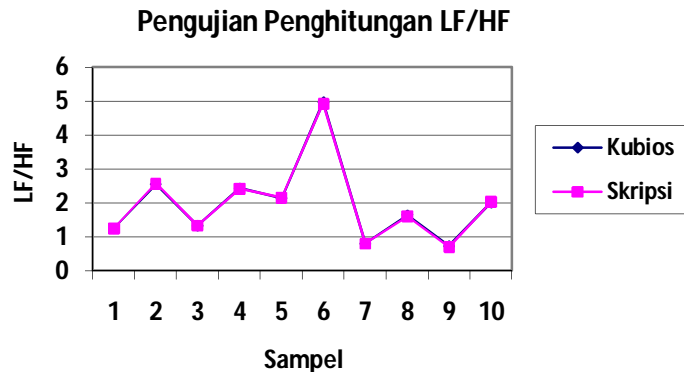
Gambar 20. Pengujian Perhitungan Daya pada rentang *Very Low Frequency*.



Gambar 21. Pengujian Perhitungan Daya pada rentang *Low Frequency*.



Gambar 22. Pengujian Perhitungan Daya pada rentang *High Frequency*.



Gambar 23. Pengujian Perhitungan Perbandingan LF dan HF.

Dari hasil-hasil pengujian di atas dapat diketahui bahwa nilai daya pada VLF, LF dan HF memiliki ralat maksimal sebesar 13,50%, 13,82%, dan 14,23%. Sedangkan hasil yang ditunjukkan pada pengujian perbandingan LF/HF memiliki ralat maksimum 5,42%.

5. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian terhadap sistem yang dibuat didapat kesimpulan sebagai berikut.

1. Sinyal detak jantung dapat ditangkap dengan menggunakan untai *Low Pass Filter* 100Hz dan *High Pass Filter* 0,05Hz.
2. Pada sistem yang dibuat, proses pendeteksian puncak memiliki ralat maksimum 9%. Ralat yang cukup besar yang disebabkan sinyal detak jantung tiap orang berbeda serta sinyal yang dihasilkan dari untai EKG kadang tidak terlalu bagus.
3. Pada pengujian perhitungan ranah waktu, perbandingan hasil antara sistem yang dibuat dengan hasil dari *Kubios HRV Analysis Software 2.0* menghasilkan ralat maksimum 2,22%.
4. Pada pengujian perhitungan ranah frekuensi, perbandingan hasil antara sistem yang dibuat dengan hasil dari *Kubios HRV Analysis Software 2.0* dalam penghitungan VLF, LF, dan HF menghasilkan ralat maksimum sebesar 13,50%, 13,82%, dan 14,24%. Hasil LF/HF menghasilkan ralat maksimum 5,42%.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Arief, Irfan, *Hubungan Jantung-Otak dan Hidup Sehat* [Online], <http://www.pjnhk.go.id/content/view/298/31/>, diunduh 15 Maret 2012
- [2] ANTARA, *26,8 Persen, Kasus Penyakit Jantung di Indonesia* [Online], <http://bisnis-jabar.com/index.php/berita/kasus-penyakit-jantung-indonesia-capai-268>, diunduh 15 Maret 2012.
- [3] Suryanto, Imam, *500 Ribu Orang Meninggal Karena Penyakit Jantung* [Online], <http://www.tribunnews.com/2011/04/18/500-orang-meninggal-karena-jantung>, diunduh 15 Maret 2012.
- [4] Siwindarto, Ponco, *Heart Rate Variability (HRV)* [Online], <http://instrumentasi.lecture.ub.ac.id/heart-rate-variability-hrv/>, diunduh 6 Maret 2012.
- [5] Santoso, Suryo (dkk.), *“A Study On Heart Rate Variability”*, *Engineering Project Plan Chung Yuan Christian University*. 2010.
- [6] B.W. Sasongko, *Sistem Monitor Jarak Jauh Elektrokardiogram dan Tekanan Darah Nirkabel Berbasis Mikrokontroler*, Skripsi Fakultas Teknik Elektronika dan Komputer, Universitas Kristen Satya Wacana Salatiga, 2012.
- [7] Widodo, Arif, *“Sistem Akuisisi ECG Menggunakan USB Untuk Deteksi Aritmia”*, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, 2010, diunduh dari <http://digilib.its.ac.id/public/ITS-Undergraduate-10385-Paper.pdf> pada tanggal 12 Maret 2012
- [8] _____, *Electrocardiogram* [Online], <http://en.wikipedia.org/wiki/Ecg>, diunduh pada tanggal 6 Maret 2012
- [9] _____, *Heart Rate Variability* [Online], http://en.wikipedia.org/wiki/Heart_rate_variability, diunduh pada tanggal 6 Maret 2012
- [10] Malik, Marek (dkk.), *“Heart Rate Variability”*, *European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology*, diunduh 12 Maret 2012.
- [11] Fauzi Shibly, Umar. *“Variabilitas Denyut Jantung Sebagai Pertanda Sistem Otonomik”*. *Jurnal Kardiologi Indonesia / Vol. XXII No. 4, Oktober – Desember 1997*.

- [12] Ancali Latawa, “*Estimation of Power Spectral Density in Different Frequency Bands*”, Thesis in Electrical and Instrumentation Engineering Departement Thapar University Patiala, 2010.
- [13] Mika P. Tarvainen, Juha-Pekka Niskanen, “*Kubios HRV version 2.0 User’s Guide*”, Departement of Physics University of Kuopio Finland, 2008.

