

Peningkatan Informasi Hasil Pemeriksaan Jantung Menggunakan Electrocardiograph Diskrit 12-lead

Sabar Setiawidayat¹, Nurida Finahari², RR Ettie Rukmigarsari³

¹Teknik Elektro, Universitas Widyagama Malang, Jl. Taman Borobudur Indah 3 Malang Jawa Timur 65142, email : masdapro@yahoo.com

²Teknik Mesin, Universitas Widyagama Malang, Jl. Taman Borobudur Indah 3 Malang Jawa Timur 65142, email : nfinahari@widyagama.ac.id

³FKIP, Universitas Islam Malang, Jawa Timur, Indonesia 65144email : rukmigarsari@yahoo.com

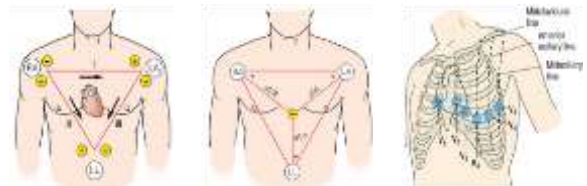
Abstrak --- Hasil pemeriksaan kondisi Jantung membutuhkan informasi yang cepat, tepat dan akurat. Cepat mengingat penyakit Jantung merupakan penyakit yang *progressive* (berpaku dengan waktu), tepat berarti sesuai dengan standard klinis dan akurat dalam presentasi kardiogram dan nilai angka amplitude dan durasi. Penggunaan algoritma PQRST pada ECGd akan diperoleh nilai *peak* amplitude, durasi segmen dan durasi interval untuk menginterpretasikan depolarisasi dan repolarisasi pada Atrium dan Ventrikel. Dalam artikel ini telah dapat direpresentasikan kardiogram dan nilai-nilai amplitude, segmen dan interval dalam tiap siklus dari hasil pemeriksaan kondisi Jantung menggunakan Elektrokardiograf diskrit (ECGd) 12-lead. Penggunaan ECG diskrit (ECGd) telah diuji komparasi dengan ECG standard (ECGs) dengan hasil tidak ada perbedaan secara signifikan pada $\alpha=0.05$. Penentuan nilai maksimum dari *threshold* beda potensial pada *lead* I atau *lead* II merupakan *peak* R, dan durasi *peak* R-R adalah periode dalam satu siklus.

Kata kunci : Informasi, *peak* PQRST, data diskrit, ECG

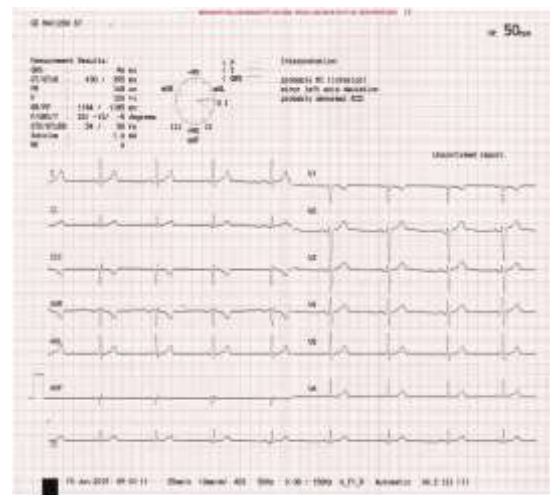
I. PENDAHULUAN

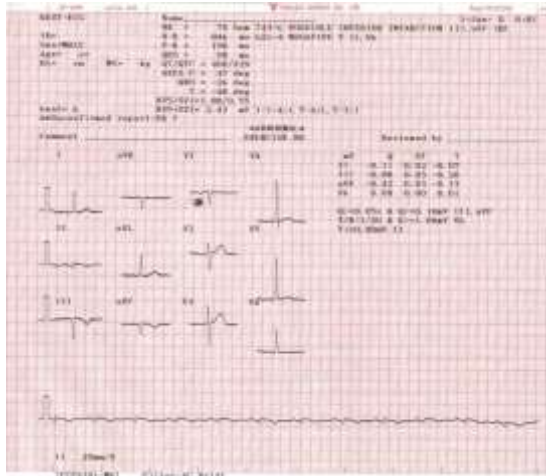
Penjalaran impuls dari AV node menuju *Purkinje fibre* menyebabkan berdepolarisasinya otot-otot Ventrikel sehingga menimbulkan kontraksi otot pada Ventrikel kanan dan Ventrikel kiri. Impuls yang dipropagasikan secara periodik oleh SA node menyebabkan Atrium dan Ventrikel berkontraksi dan berelaksasi dalam tiap siklus (potensial aksi) yang menyerupai kerja dari sebuah pompa [1]. Potensial aksi yang terjadi dalam tiap siklus menimbulkan gelombang depolarisasi dan repolarisasi pada otot-otot Atrium dan otot Ventrikel yang diberi nama sesuai dengan gelombang/amplitude, segmen dan interval yang terjadi pada otot-otot tersebut. [2] *Einthoven, 1903* memberi nama gelombang P untuk depolarisasi pada Atrium, gelombang QRS untuk depolarisasi Ventrikel dan gelombang T untuk repolarisasi Ventrikel. Nama sadapan di bagian *Frontal* adalah lead I, lead II, lead III, lead aVR, lead aVL dan lead aVF sedangkan dibagian *Precordial* adalah lead V1, lead V2, lead V3, lead V4, lead V5 dan lead V6. Hasil pemeriksaan dipresentasikan pada layar monitor ataupun pada kertas khusus ECG dalam bentuk kardiogram dan beberapa data angka [3]. Gambar 1 menunjukkan nama lead dan bagian yang diperiksa sedangkan gambar 2 memperlihatkan hasil pemeriksaan pada kertas khusus ECG.

I Lateral	aVR	V1 Septal	V4 Anterior
II Inferior	aVL Lateral	V2 Septal	V5 Lateral
III Inferior	aVF Inferior	V3 Anterior	V6 Lateral



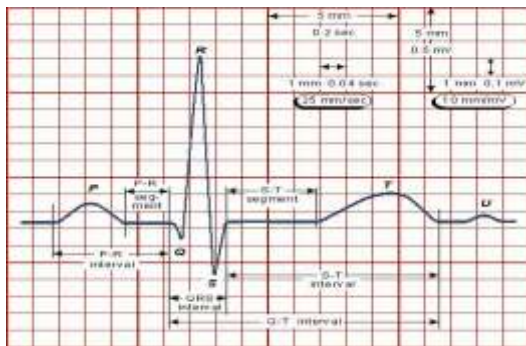
Gambar 1. Lead-lead ECG yang sesuai dengan pemeriksaan sisi Jantung





Gambar 2. hasil pemeriksaan ECG 12-Lead

Jika gelombang diukur dalam satuan mili volt (mV) maka segmen dan interval diukur dalam durasi mili detik (ms) [4]. Gambar 3 memperlihatkan nama gelombang, segmen dan interval berikut ukuran nilai kotak-kotak sebagai alat bantu perhitungan dalam satu siklus [5].



Gambar 3. Acuan perhitungan pada kertas khusus ECG

Berdasarkan hasil pemeriksaan seperti pada gambar 2, maka dokter atau petugas pemeriksa akan mengamati morfologi kardiogram dan menghitung peak Amplitudo, segmen maupun interval yang diperlukan dengan mengacu pada gambar 3. Pengamatan dan perhitungan manual dilakukan untuk menginterpretasikan apakah nilai-nilai gelombang PQRST, segmen maupun interval masih dalam batas-batas normal ataukah tidak. Perhitungan dilakukan karena keterbatasan informasi data angka dari hasil pemeriksaan, sehingga dokter atau petugas pemeriksa menggunakan kotak-kotak acuan seperti pada gambar 3 ataupun memakai penggaris. Masalah yang timbul akibat terbatasnya informasi ini adalah :

1. Pengamatan manual membutuhkan waktu untuk melakukan perhitungan, sehingga pasien masih harus menunggu hasil diagnosis. Penyakit Jantung merupakan penyakit yang *progressive*[6], yang dapat diartikan jika tidak segera dilakukan tindakan medis maka nyawa pasien tidak dapat tertolong.

2. Hasil perhitungan kurang akurat karena dihitung menggunakan kotak-kotak atau penggaris. Ketidak akuratan dalam perhitungan akan berakibat kesalahan dalam mendiagnosis

Beberapa pemerhati yang telah meneliti peak R dan amplitude PQRST dari gelombang ECG diantaranya adalah [7] yang memfilter perbedaan suara 512 titik sampel pada frekuensi sampling 1 kHz menggunakan algoritma statistik orde tinggi. Sinyal asli maksimum dan sinyal asli minimum dari sinyal EKG ditransformasi memakai FFT untuk mengamati frekuensi suara. Setelah R-puncak terdeteksi, menghitung *mean Square error* (MSE) dan *peak Signal Noise Ratio* (PSNR). [4] mengusulkan variabel ambang batas (*threshold*) dari sinyal yang telah disampling $2xf_i$ dalam *windowing*. Nilai maksimum dari nilai data diatas *threshold* adalah nilai peak R. [5] mengusulkan metode hubungan matematis antara nilai tertinggi (puncak dan lembah) dari bentuk gelombang ECG dan waktu. Metode yang diusulkan mendesain *interface* GUI dengan memakai Matlab dengan memakai algoritma matematik sederhana.

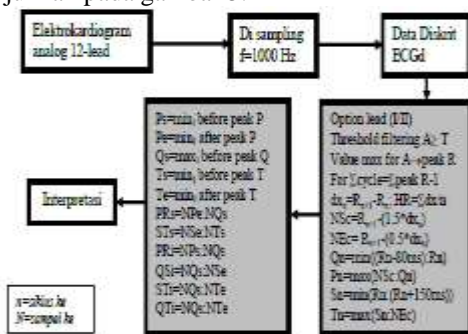
Program ini bukan ditujukan untuk diagnosis klinis tetapi untuk keperluan riset ilmiah. [8] mengusulkan metode pengolahan citra untuk mengkonversi sampel pada interval yang diinginkan, sehingga database MIT-BIH dapat digunakan secara luas dan universal. Database MIT-BIH untuk irama sinus normal disampling pada frekuensi 128 Hz dan data tersedia pada interval seragam 7,8125 ms. Penggunaan data ini untuk tujuan analisis dengan berbagai teknik seperti *Artificial Neural Network*, teknik korelasi dll, diperlukan untuk memiliki sampel pada interval yang diinginkan. [9] menentukan peak R dengan cara menghilangkan suara dari sinyal data dari Physionet. Sinyal yang sudah bebas di ekstraksi lokasi peak R dan amplitude mV memakai *Discrete transformasi Wavelet*. Memakai algoritma yang diimplementasikan dalam Matlab R2012a. *Threshold* yang dipakai 0.5 mV. [10] menyatakan bahwa analisis konvensional melalui pengamatan visual sinyal ECG oleh dokter tidak efektif dan memakan waktu. Diperlukan system otomatis yang melibatkan analisis sinyal digital yang terintegrasi. Mengusulkan software untuk menangkap gambar dari mesin ECG memakai camera webcam digital. Proyek memakai Matlab matematika software dan *image processing toolbox*. Hasil tangkapan gambar dianalisis sebelum dikirim melalui internet. Software dapat mengekstrak informasi dari gambar ECG atau file berbasis video. [11] melakukan sinkronisasi akuisisi gambar *Cardiovascular Magnetic Resonance* (CMR) dengan detak Jantung memakai statistik orde 4. Melalui nilai *threshold* tertentu maka didapatkan nilai peak R. [12] mengusulkan menerapkan Diskritisasi dengan metode *Continues Wavelet Transform* (CWT) yang

digunakan untuk *Bionic Wavelet Transform* (BWT). Data yang dipakai adalah database MIT-BIH Aritmia. [5] meneliti bahwa *peak* PQRST dalam sinyal Elektrokardiogram dapat dideteksi berdasarkan hubungan matematis antara nilai tertinggi (puncak dan lembah) gelombang ECG dengan waktu. [4] menyatakan bahwa nilai R dan kompleks QRS pada gelombang ECG dapat secara benar dan efisien dideteksi menggunakan *variable threshold*. [13] mengemukakan bahwa kombinasi algoritma *Discrete Wavelet Transform* dan metode Pan-Tompkins akan dapat mengekstraksi kompleks QRS, *peak* P dan *peak* T. [14] mengusulkan tiga tahap penentuan *peak* R yaitu tahap filter (sortir), tahap *threshold* dan tahap perbandingan nilai R dalam interval R-R. [15] menyatakan bahwa Matlab dapat mengukur gelombang, segmen dan interval sinyal ECG dengan menggunakan algoritma Pan-Tompkins. Memperhatikan beberapa pemerhati yang telah meneliti PQRST tersebut, nampak bahwa data diskrit ECG diperoleh dari hasil sampling gambar (Ashis Birle, Hussain, Jitu, Lai Khin, Marcus), dari hasil sampling suara (Ali Tariq, JS Dhir), dan dari data MIT-BIH (Mourad, Jaber, Rao, Sadhukhan, Sharma, Singh).

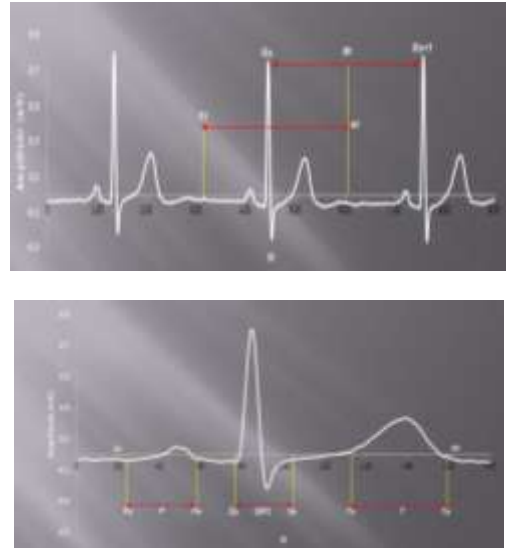
Dalam penelitian ini, hasil pemeriksaan secara standard klinis terhadap pasien telah dapat menghasilkan informasi kardiogram dan informasi angka-angka *peak* amplitude, segmen dan interval pada setiap lead. Hasil keluaran dari Perangkat ECGd telah diuji komparasi dengan hasil keluaran Elektrokardiograf standard 12-lead (Fukuda Densi FX-121 dan ESaote P80). Hasil uji 4 variabel pada 30 sampel pasien menggunakan analisis Kruskal-Wallis menunjukkan bahwa hasil pemeriksaan tidak berbeda secara signifikan pada $\alpha=0.05$.

I. Metode

Dalam penelitian ini, data yang digunakan adalah data diskrit, yaitu data hasil pemeriksaan yang telah disampling memakai perangkat keras ECGd 12-lead[16]. Metode yang digunakan adalah metode penentuan siklus dan metode penentuan *peak* PQRST seperti ditunjukkan flowchartnya pada gambar 4 sedangkan kerangka konsep pemikirannya ditunjukkan pada gambar 5.



Gambar 4. Flowchart penentuan Siklus & *peak* PQRST

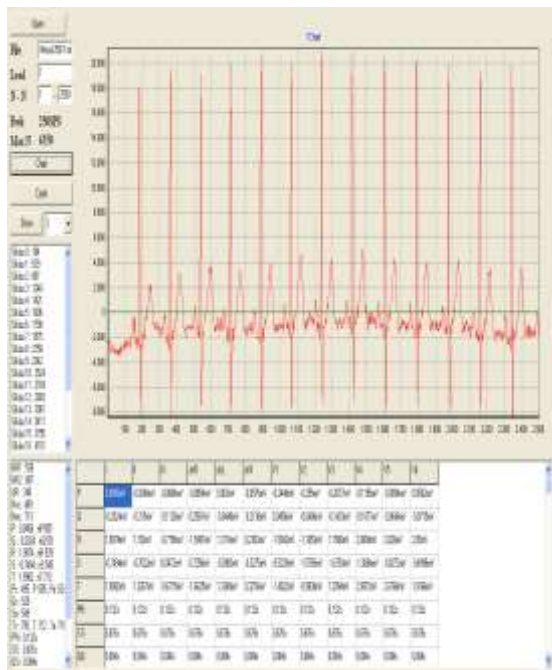


Gambar 5. Kerangka konsep penentuan Siklus & *peak* PQRST

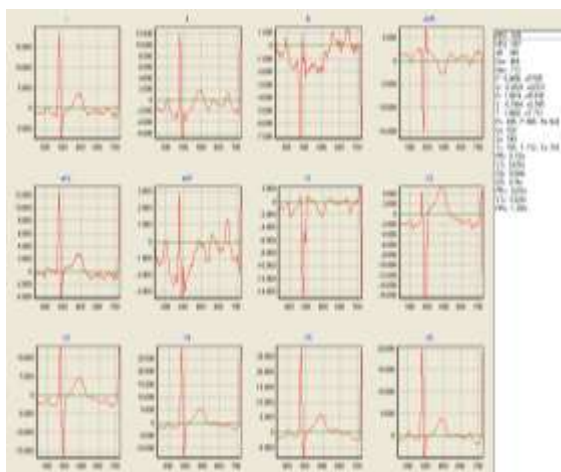
Sadapan yang digunakan sebagai acuan adalah lead I atau lead II dengan pertimbangan bahwa gelombang P, gelombang QRS dan gelombang T terlihat jelas. Penentuan amplitude *peak* R didasarkan dari nilai *threshold* beda potensial yang dipilih, untuk lead I adalah 0.6 sedangkan untuk lead II adalah 1.5 [17]. Diperolehnya nilai *peak* R lead I pada posisi sampel ke n akan diperoleh juga nilai *peak* R untuk lead yang lain pada posisi sampel ke n yang sama. Durasi *peak* R ke *peak* R berikutnya (R_N to R_{N+1}) digunakan sebagai durasi siklus dengan cara menggeser mundur 0.5 kali dari posisi *peak* R_{N+1} . Jika awal siklus dinyatakan dengan start cycle (sc) dan akhir siklus dinyatakan dengan end cycle (ec) maka posisi *peak* Q dan posisi *peak* P adalah nilai minimum dan nilai maksimum diantara sc hingga *peak* R. Posisi *peak* S dan posisi *peak* T adalah nilai minimum dan nilai maksimum diantara *peak* R hingga ec.

II. Hasil Penelitian

Setiap pasien diperiksa selama 10 detik dengan frekuensi sampling 250 Hz. Data hasil pemeriksaan diproses dengan menggunakan algoritma PQRST (gambar 4). Gambar 6 memperlihatkan hasil penentuan siklus dan nilai angka amplitude, segmen dan interval dengan acuan lead I sedangkan gambar 7 memperlihatkan kardiogram 12-lead pada siklus 1.



Gambar 6. Hasil pemeriksaan pasien selama 10 detik dengan fs 250 Hz



Gambar 7. Kardiogram 12-lead pada siklus 1

Informasi kardiogram dan nilai angka hasil pemeriksaan ECGs pada gambar 2 dan hasil pemeriksaan ECGd pada gambar 7 ditunjukkan pada tabel 1. Dalam tiap tabel terdapat 204 kotak informasi, dimana untuk ECGd terisi 168 informasi (82%) sedangkan untuk ECGs terisi 52 informasi (25%)

Tabel 1. Informasi hasil Pemeriksaan ECGs dan ECGd

		ECG Diskrit											
Info/Lead	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
Kardiogram	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak P	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak Q	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak R	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak S	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak T	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai PRs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai STs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai PRi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai QRSi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai STi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai QTi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai HRs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Tiap siklus	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Axis P													
Axis QRS													
Axis T													
*ada nilai anaknya													
		ECG Standard											
Info/Lead	I	II	III	aVR	aVL	aVF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	
Kardiogram	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak P	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak Q	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak R	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak S	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai peak T	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai PRs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai STs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai PRi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai QRSi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai STi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai QTi	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
nilai HRs	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Tiap siklus	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Axis P	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Axis QRS	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
Axis T	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*	*
*ada nilai anaknya													

Kotak informasi nilai angka ECG diskrit dan ECG standard pada tabel 1 berjumlah 204. Informasi yang dapat dipenuhi oleh ECGd sebesar 82.4% (168/204) sedangkan yang dapat dipenuhi oleh ECGs sebesar 25.4% (52/204).

III. Kesimpulan

Kesimpulan yang dapat diberikan dalam penelitian ini adalah:

1. Hasil pemeriksaan Electrocardiograph diskrit 12-lead (ECGd 12-lead) telah dapat memberikan informasi Kardiogram dan nilai peak PQRST secara cepat dan akurat pada tiap lead
2. Hasil pemeriksaan dengan ECG diskrit tidak membutuhkan waktu perhitungan manual, sehingga waktu tunggu pasien dapat lebih cepat
3. Hasil pemeriksaan ECG diskrit tidak membutuhkan kertas khusus ECG karena hasil pemeriksaan dicetak pada kertas biasa
4. Hasil pemeriksaan dengan ECGd diperoleh informasi sebesar 82% sedangkan dengan ECGs diperoleh informasi sebesar 25%

Ucapan Terimakasih

Artikel ini merupakan bagian dari Penelitian yang didanai oleh DPRM Dirjen Kementerian Riset-Dikti untuk scheme Penelitian Hibah Bersaing (PHB) 2015-2016 dengan judul Perancangan Elektrokardiogram 12-lead berbasis Komputer, sesuai keputusan Dirlitabmas no. **0481/E5.1/PE/2015 Tanggal 10 Maret 2015.**

Daftar Pustaka

[1] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, Eleventh edition. Philadelphia, Pennsylvania: Elsevier Saunders, 2006.

[2] M. Kutz, *Biomedical Engineering and Design Handbook*, Second Edition., vol. Volume 1: Fundamentals. New York: The McGraw-Hill Companies, Inc. All rights reserved., 2009.

[3] G. D. Clifford, F. Azuaje, and P. E. McSharry, *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*, First Edition. Boston, London: 2006 ARTECH HOUSE, INC. 685 Canton Street Norwood, MA 02062, 2006.

[4] A. Birle, S. Malviya, and D. Mittal, "A Novel Technique of R - Peak Detecti on for ECG Signal Analysis: Variable Threshold Method," *Int. J. Adv. Res. Electron. Commun. Eng. IJARECE*, vol. 4, no. 5, p. 3 (1167-1169), May 2015.

[5] H. A. Jaber AL-Ziarjawey and I. Cankaya, "Heart Rate Monitoring and PQRST Detection Based on Graphical user Interface with Matlab," *Int. J. Inf. Electron. Eng.*, vol. 5, No.4, p. 6, Jul. 2015.

[6] A. Natale, A. Al-Ahmad, P. J. Wang, and J. DiMarco, *Cardiac Electrophysiology*. London: Springer London Dordrecht Heidelberg New York, 2011.

[7] A. Tariq Bhatti and J. H. Kim, "R-Peak detection in ECG signal compression for Heartbeat rate patients at 1KHz using High Order Statistic Algorithm," *J. Multidiscip. Eng. Sci. Technol. JMEST*, vol. Vol. 2, no. Issue 9, p. 7 (2509-2515), Sep. 2015.

[8] J. Sharma, V. Kumar, S. Ayub, and J. P. Saini, "Uniform Sampling of ECG Waveform of MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database at Desired Intervals," *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 50, No.15, p. 4 (6-9), Jul. 2012.

[9] E. J. Dhir and E. N. K. Panag, "ECG Analysis and R Peak Detection Using Filters and Wavelet Transform," *Int. J. Innov. Res. Comput. Commun. Eng. IJIRCCCE*, vol. 2, no. 2, p. 8 (2883-2890), Feb. 2014.

[10] L. K. Wee, Y. K. Jiar, and E. Supriyanto, "Electrocardiogram Data Capturing System and Computerized Digitization using Image Processing Techniques," *Int. J. Biol. Biomed. Eng.*, vol. 3, no. 3, p. 8 (27-34), 2009.

[11] M. Schmidt, J. W. Krug, A. Gierstorfer, and G. Rose, "A real-time QRS detector based on higher-order statistics for ECG gated cardiac MRI," *Comput. Cardiol. 2014*, p. 3 (733-736), 2014.

[12] M. Talbi, A. Aouinet, L. Salhi, and A. Cherif, "New Method of R-Wave Detection by Continuous Wavelet Transform," *Signal Process. Int. J. SPIJ*, vol. 5, no. 4, p. 9 (165-173), 2011.

[13] I. S. S. Rao, T. S. Rao, and P. H. S. T. Murthy, "QRS Detection of ECG - A Statistical Analysis," *ICTACT J. Commun. Technol.*, vol. 6, no. 1, p. 4 (1080-1083), Mar. 2015.

[14] D. Sadhukhan and M. Mitra, "R-peak detection algorithm for ECG using double difference and RR interval processing," *Elsevier Procedia Technol.*, vol. 4, p. 5 (873-877), 2012.

[15] S. Singh and N. Gandhi.N, "Pattern analysis of different ECG signal using Pan-Tompkin's

algorithm," *Int. J. Comput. Sci. Eng. IJCSE*, vol. 02, No. 07, p. 4 (2502-2505), 2010.

[16] S. Setiawidayat, R. Indra, D. Sargowo, and S. P. Sakti, "Determining The ECG 1 Cycle wave Using Discrete Data," *J. Theor. Appl. Inf. Technol.*, vol. 88, No.1, p. 8 (107-114), Jun. 2016.

[17] B. Chia, *Clinical Electrocardiography*, Third Edition. Singapura: World Scientific Publishing Co. Re. Ltd.Singapura, 2000.

Lampiran: Laporan Hasil Pemeriksaan dengan Electrocardiograph Diskrit 12-l ead

