

Identifikasi Kelainan Jantung Menggunakan Pola Citra Digital *Electrocardiogram*

Saparudin¹, Edvin Ramadhan², *Fakultas Ilmu Komputer, Universitas Sriwijaya*

Abstrak— *Electrocardiograph* merupakan salah satu alat yang digunakan dalam pemeriksaan jantung. *Electrocardiograph* menghasilkan Informasi *Electrocardiogram* yang tidak dapat langsung dibaca oleh orang awam. *Electrocardiogram* menghasilkan citra grafik dan pernyataan tentang normal atau abnormalnya kondisi jantung. *Electrocardiogram* merekam aktivitas kelistrikan jantung dalam waktu tertentu. Tahapan *Image Processing* untuk memperbaiki kualitas citra dan menangkap pola grafik *Electrocardiogram* yang akan dianalisis antara lain *Image Smoothing* dengan metode Gauss, *Image Segmentation*, *Image Normalisation* dan *Image Thinning*. Pola line grafik yang dihasilkan akan dianalisa untuk menentukan titik - titik penting tertentu pada line grafik yang telah ditemukan. Titik tersebut menjadi pembanding dalam sistem *rule based knowledge* dalam menemukan kelainan jantung tersebut. Dalam penelitian ini hasil pengujian yang dapat dikenali adalah 78.26% dari data pengujian yang ada.

Kata Kunci— *Electrocardiograph*, *Electrocardiogram*, *Image Processing*, *Smoothing*, *Segmentation*, *Normalisation*, *Thinning*, *Line*.

I. PENDAHULUAN

Electrocardiograph merupakan salah satu alat yang sering digunakan dalam pemeriksaan jantung. Hasil pengamatan *Electrocardiograph* berupa grafik *Electrocardiogram* yang memberikan informasi mengenai ukuran, bentuk, kapasitas, dan kelainan yang terjadi pada jantung. Informasi tersebut tidak dapat langsung dibaca oleh orang awam. *Electrocardiogram* menghasilkan citra grafik dan pernyataan tentang normal atau abnormalnya kondisi jantung. Permasalahan yang diangkat adalah bagaimana algoritma untuk mengidentifikasi citra digital berupa grafik *Electrocardiogram* dan bagaimana menerjemahkan informasi yang diperoleh dari grafik *electrocardiogram* untuk mendiagnosis kelainan pada jantung.

Citra yang diterapkan dalam pembuatan aplikasi ini adalah citra statis (bukan citra bergerak) dan berekstensi BITMAP (.bmp). dan grafik ECG pada Citra yang digunakan dalam aplikasi ini tidak bertumpuk.

¹Saparudin adalah staf pengajar dan peneliti di Jurusan Teknik Informatika, Fakultas Ilmu Komputer, Universitas Sriwijaya, Inderalaya, Ogan Ilir, Sumatera Selatan. (e-mail: saparudin@unsri.ac.id).

²Edvin Ramadhan adalah sarjana Teknik Informatika lulusan program Sarjana (S.Kom), Fakultas Ilmu Komputer, Universitas Sriwijaya (e-mail: d_vin88@yahoo.com)

II. TEORI DAN METODE

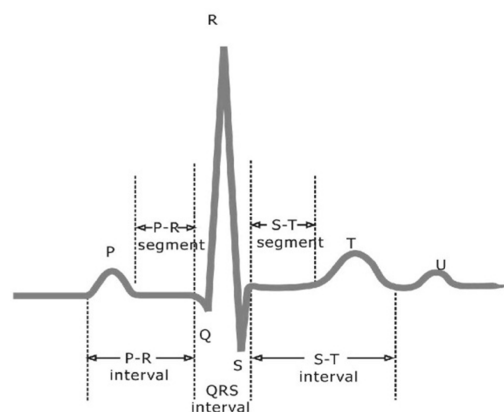
A. *Electroradiogram*

Electrocardiogram (EKG/ECG) merupakan grafik hasil yang dibuat oleh sebuah *electrocardiograf*, yang merekam aktivitas kelistrikan jantung dalam waktu tertentu. Pada EKG terdapat dua fase yaitu Fase Depolarisasi dan Fase Repolarisasi. Dasar atau prinsip kerja yang digunakan dalam alat ini adalah dengan memanfaatkan sifat konduktor listrik yang baik pada tubuh manusia. Cairan dalam tubuh manusia mengandung ion – ion yang berpindah – pindah. Perpindahan ion – ion ini menghasilkan beda potensial. Beda potensial inilah yang ditangkap sensor elektroda perekam yang ditempelkan pada permukaan kulit.

TABEL 1. MUATAN LISTRIK SEL OTOT JANTUNG

Keadaan Sel Otot Jantung	Muatan Listrik	
	Intra Seluler	Extra Seluler
Istirahat / Repolarisasi	- (relatif lebih negatif)	+ (relatif lebih positif)
Aktif / Depolarisasi	+ (relatif lebih positif)	- (relatif lebih negatif)

Beberapa jenis penyakit kelainan jantung menurut Iswanto, S.Hut (2009), antara lain adalah *Abnormal Heart Rhythms*, *Heart Failure*, *Heart Valve Disease*, *Congenitas Heart Disease*, *Cardiomyopathies*, dan *Pericarditis*.



Gambar 1. Bentuk Dasar Gelombang EKG

B. *Pengolahan Citra*

Rekaman ECG disimpan dalam format citra Bitmap. Pengolahan citra yang penting dalam Sistem Diagnosis ini adalah berupa hasil *Smoothing*, *Segmentation*, *Normalisation*, dan *Thinning* dari rekaman ECG tersebut. *Smoothing* yang digunakan adalah Gaussian Smoothing, dan

Thinning yang digunakan adalah konsep algoritma Barukh O's , Chouinard C dan Plamondon R, dimana objek utama adalah gambar sinyal ECG.

Image Smoothing

Algoritma *Smoothing* diterapkan untuk mengurangi *noise* dan berfungsi untuk menyiapkan gambar untuk diproses lebih lanjut seperti pada proses segmentasi. *Gaussian Filtering* adalah filter yang ideal yang mampu mengurangi besarnya frekuensi spasial yang tinggi dalam foto sebanding dengan frekuensi mereka. Artinya, metode ini mampu mengurangi besarnya frekuensi yang lebih tinggi lagi. *Gaussian Filtering* mampu meluas hingga ke segala arah, tetapi karena mendekati nol secara eksponensial, dapat dipotong tiga atau empat standar deviasi dari pusat tanpa mempengaruhi hasilnya.

Gaussian filtering mampu bekerja lebih cepat dari metode mean dan median dengan memisahkan sebuah Gaussian 2-D menjadi dua Gaussians 1-D, $G(x, y) = G(x) G(y)$, dan melakukan *Filtering* dalam 1-D, baris demi baris dan kemudian kolom ke kolom. Dasar dari *Gaussian filtering* dapat dirumuskan sebagai berikut :

$$\begin{aligned}
 h(x,y) &= g_{2D}(x,y) \\
 &= \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}\right) \cdot \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{y^2}{2\sigma^2}}\right) \\
 &= g_{1D}(x) \cdot g_{1D}(y) \tag{2}
 \end{aligned}$$

dimana,

- $h(x, y)$ = Gaussian filter 2-D pixel (x,y)
- $g_{2D}(x, y)$ = Gaussian filter 2-D pixel (x,y)
- σ = *Bandwith Kernel*, Standar Populasi Kernel
- $g_{1D}(x)$ = Gaussian filter 1-D line (x)
- $g_{1D}(y)$ = Gaussian filter 1-D line (y)

Ada beberapa cara yang berbeda untuk mengimplementasikan *Gaussian filtering*, salahsatunya menggunakan *Spatial Filter*, konvolusi ini menggunakan Operator Gaussian Smoothing 2-D yang mirip dengan filter 1-D, tetapi menggunakan kernel yang berbeda yang mewakili bentuk Gaussian 1-D untuk nilai X dan nilai Gaussian 1-D untuk nilai Y. Sehingga konvolusi ini termasuk tipe *non linear kernel*. Dalam *Spatial Filter* digunakan persamaan :

$$G_{2D}(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \tag{2}$$

Ide *Gaussian smoothing* ini adalah dengan menggunakan distribusi ini 2-D sebagai fungsi ‘titik-menyebar’ atau lebih dikenal dengan ‘point-spread’, dan ini dicapai dengan konvolusi. Gambar disimpan sebagai koleksi *discrete pixels*, sehingga perlu dihasilkan pendekatan diskrit ke fungsi *Gaussian* sebelum kita dapat melakukan konvolusi tersebut. Secara teori, distribusi *Gaussian* adalah non-nol di mana-mana, yang akan membutuhkan sebuah kernel konvolusi besar tak berhingga, tetapi dalam prakteknya nol efektif lebih dari sekitar tiga standar deviasi dari mean, dan

sehingga dapat dilakukan pemotongan kernel.

Operator berikut akan menunjukkan sebuah *kernel* konvolusi yang memiliki nilai integer sebuah *Kernel Gaussian* yang mendekati $\sigma = 1,4$.

$$\frac{1}{159} \begin{bmatrix} 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{bmatrix}$$

Gambar 2. Kernel Operator Gaussian dengan $\sigma = 1.4$



Sebelum



Sesudah

Gambar 3. Hasil Smoothing dengan Gaussian

Image Segmentation

Segmentasi merupakan proses mempartisi citra menjadi beberapa daerah atau objek. Segmentasi citra pada umumnya berdasar pada sifat *discontinuity* atau *similarity* dari intensitas *piksel*. Pendekatan *discontinuity*, mempartisi citra bila terdapat perubahan intensitas secara tiba-tiba (*edge based*), dan Pendekatan *similarity*, mempartisi citra menjadi daerah-daerah yang memiliki kesamaan sifat tertentu (*region based*), contoh: *thresholding*, *region growing*, *region splitting* dan *merging* (Aniati Murni 2008).

Proses segmentasi dilakukan dengan membagi citra ke dalam beberapa kategori objek sesuai dengan pengelompokan tingkat keabuan yang terjadi pada histogram. Teknik ini sering disebut sebagai pengambangan (*thresholding*), apabila citra hanya dibagi menjadi 2 tingkat keabuan dengan hanya 1 nilai ambang (*threshold*) maka disebut *single thresholding*, sedangkan apabila citra dibagi menjadi lebih dari 2 tingkat keabuan dengan lebih dari 1

nilai ambang, maka disebut *multiple thresholding*.

Adapun langkah – langkah perhitungan yang dilakukan untuk menentukan nilai *threshold* adalah :

- 1) Tentukan sebuah nilai ambang T ;
- 2) Kelompokkan tingkat keabuan citra berdasarkan nilai ambang tersebut sehingga diperoleh 2 kelompok nilai tingkat keabuan G_1 dan G_2
- 3) Hitung rata – rata nilai tingkat keabuan kedua kelompok tersebut

$$m_1 = \mu(G_1) \quad (3)$$

$$m_2 = \mu(G_2) \quad (4)$$

- 4) Tentukan nilai ambang baru yang merupakan rata – rata dari m_1 dan m_2

$$T' = \frac{m_1 + m_2}{2} \quad (5)$$

- 5) Bandingkan nilai T dengan T' , apabila nilai T dan T' tidak sama maka langkah 1- 4 akan diulangi dengan T' sebagai T
- 6) Proses akan terus dilakukan sampai diperoleh nilai T' yang sama dengan T

Berdasarkan hal tersebut segmentasi dapat dilakukan dengan melakukan pengembangan berdasarkan varian. Pertama – tama kelompokkan citra menjadi blok – blok berukuran $W \times W$. Lalu hitung varian masing – masing blok dengan rumus :

$$V(k) = \frac{1}{W^2} \sum_{i=0}^{W-1} \sum_{j=0}^{W-1} (I(i, j) - M(k))^2 \quad (6)$$

dimana,

$V(k)$ = Varian blok ke- k

W = Ukuran blok

$M(k)$ = Nilai rata – rata tingkat keabuan blok ke- k

(i, j) = Koordinat piksel pada blok citra

Apabila nilai varian suatu blok lebih kecil dari nilai ambang, maka blok tersebut akan di-set sebagai latar belakang, sebaliknya apabila nilai varian suatu blok lebih besar daripada nilai ambang, maka blok tersebut akan di-set sebagai latar depan (Thai,2003).

Image Normalization

Image Normalization merupakan salah satu cara untuk menghilangkan bagian gambar yang tidak relevan dengan objek identitasnya atau tidak diperlukan pada suatu *image*, seperti *noise*, pencahayaan, atau oklusi. Tujuannya adalah untuk mendapatkan gambar standar yang ada pada *image* tersebut. Pada dasarnya normalisasi adalah suatu proses peregangan kontras (*contrast stretching*).

Normalisasi adalah suatu proses linear, berikut adalah persamaan yang dapat digunakan untuk menunjukkan proses normalisasi :

$$G(i, j) = \begin{cases} M_0 + \sqrt{\frac{Var_0((i, j) - M)^2}{VAR}}, & \text{untuk } (i, j) > M \\ M_0 - \sqrt{\frac{Var_0((i, j) - M)^2}{VAR}}, & \text{lainnya} \end{cases} \quad (7)$$

dimana,

$G(i, j)$ = Tingkat keabuan piksel setelah normalisasi

(i, j) = Koordinat piksel

M = Nilai rata – rata piksel citra

M_0 = Nilai ekspektasi rata – rata piksel

Var = Varian piksel citra

Var_0 = Nilai ekspektasi varian piksel

Hasil normalisasi sangat bergantung pada M_0 dan Var_0 , apabila nilai yang ditentukan terlalu rendah citra akan menjadi terlalu gelap, sedangkan apabila nilai yang ditentukan terlalu tinggi citra akan menjadi terlalu terang. Untuk itu pada tugas akhir ini diambil nilai yang tidak terlalu tinggi dan tidak terlalu rendah yaitu $M_0 = 100$ dan $Var_0 = 100$.

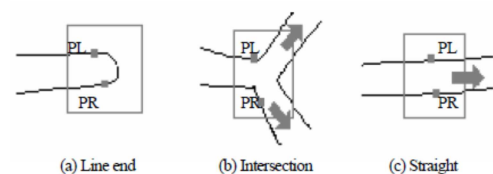
Image Thinning

Secara tradisional, algoritma *Thinning* dilakukan dengan penghapusan piksel kontur secara iteratif. Namun, Barukh O (1988) menyatakan bahwa "*Thinning algorithms should not be limited only to those iterative contour removal methods, they should cover all methods aiming to extract the skeleton*". Berdasarkan algoritma Barukh O's, Chouinard C dan Plamondon R ditunjukkan bahwa *thinning algorithm*(C&P *algorithm*) dalam beberapa tahapan.

Pertama, *scan* seluruh gambar secara horizontal dan vertikal untuk memilih dua *point* kontur yang terletak di dua sisi dari garis dengan lebar baris terkecil. Masing-masing *point* ditunjukkan oleh PL dan PR.

Ikuti garis sinkron dengan dua pointer kontur PL dan PR. Pada setiap langkah, jendela dibentuk sesuai dengan posisi saat ini PL dan PR. Analisa posisi yang didapat saat ini untuk menentukan tindakan dalam langkah selanjutnya.

Jika baris berakhir di posisi sekarang, berhenti menelusuri arus dan tentukan *end point*, Jika ada sebuah persimpangan pada posisi tersebut, lanjutkan rekursif menelusuri setiap cabang baru, jika tidak keduanya, terus melacak untuk posisi selanjutnya. Rekam setiap pusat jendela sebagai titik kerangka garis, semua titik kerangka dihubungkan untuk membentuk rangkaian kerangka daris tersebut.



Gambar 4. Analisis Posisi

Tandai titik pembentuk kerangka (*Skeleton*) setiap kali menelusuri kontur, *token* (titik yang ditandai) tersebut dapat digunakan sebagai dasar untuk pengenalan karakter.

Pada algoritma masih digunakan metode *window definition*, *window shifting* dan *window analysis* seperti di algoritma C & P. Konsep *Window* yang diwarisi dari algoritma C & P tersebut dapat didefinisikan sebagai *Window Definition*, *Window Shifting*, dan *Window Analysis*

C. Rule Based Knowledge

Rule-Based Knowledge adalah pengetahuan yang direpresentasikan dalam suatu bentuk fakta (*facts*) dan aturan (*rules*). Bentuk representasi ini terdiri atas premise dan kesimpulan. Aturan dasar dari *Rule Based Knowledge* adalah :

IF some condition THEN some action

Pada *Rule-Based Knowledge* ini digunakan beberapa variabel pembanding yang akan berfungsi sebagai penentu kelainan apa yang terdapat pada jantung tersebut. Beberapa variabel tersebut antara lain nilai Frequency, QRS, PR, QT, QTC dari grafik ECG.

D. Perancangan

Langkah - langkah yang akan dilakukan dalam penelitian ini dengan menggunakan model pengembangan perangkat lunak dengan RUP, secara umum dapat dikelompokkan dalam beberapa tahapan proses, tahapan tersebut antara lain adalah :

- 1) Melakukan asumsi bahwa dengan menggunakan pengenalan pola Grafik Electrocardiogram (ECG), sistem ini dapat mengenali kondisi jantung yang sedang dirasakan oleh pasien.
- 2) Memahami konsep dan landasan teori tentang teknik pembacaan Citra hasil scan jantung yang berbentuk grafik elektrocardiogram. Serta mempelajari bagaimana mengolah data yang diperoleh dari pembacaan jantung tersebut.
- 3) Melakukan Pengumpulan data Grafik ECG yang berformat BMP yang akan di load kedalam sistem.
- 4) Melakukan perancangan dan pengembangan perangkat lunak dengan menggunakan metode RUP (*Rational Unified Process*).
- 5) Melakukan persiapan untuk melakukan tahapan proses pengolahan data citra yang di peroleh yaitu *Scalling, Tagging, Image Processing, Wave Recognition, Wave Reading, dan Result Processing*.
- 6) Tahapan *Image Scalling* merupakan tahapan yang dilakukan untuk menentukan perbandingan nilai citra dengan citra aslinya, yang nantinya akan berfungsi untuk melakukan perhitungan dalam proses *Wave Recognition* dan *Wave Reading* nantinya.
- 7) Tahapan *Image Tagging* merupakan tahapan yang dilakukan untuk menentukan wilayah citra yang akan diproses pada tahapan *Image Processing* agar tidak terjadi kesalahan dalam proses pengenalan pola.
- 8) Tahapan *Image Processing* merupakan tahapan yang dilakukan untuk memperbaiki kualitas citra, seperti *noise filtering, Image Restoring / Pemugaran Citra* (menghilangkan atau meminimumkan cacat pada citra), *Segmentasi Citra / Image Segmentation* (memecah citra ke dalam beberapa segmen dengan kriteria tertentu agar mempermudah proses pembacaan dan perbaikan citra), dan *Rekonstruksi Citra* untuk membentuk ulang objek dari beberapa citra hasil proyeksi untuk mempermudah pembacaan.
- 9) Tahapan berikutnya sistem akan melakukan perbandingan data yang didapat dengan menggunakan

rule based knowledge yang merupakan dasar pengetahuan yang dimiliki oleh sistem hingga bentuk dari grafik yang dimaksud dapat dikenali dengan pengetahuan yang telah ditanamkan tersebut.

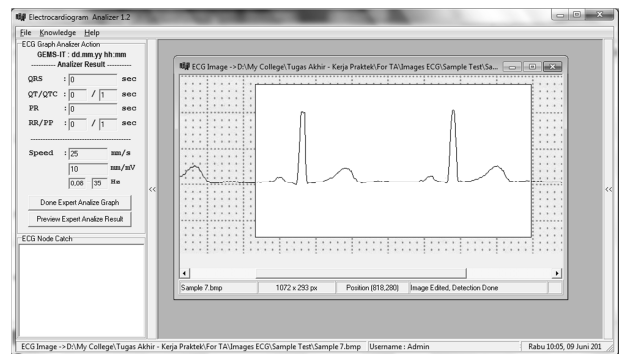
- 10) Melakukan pengujian keakuratan sistem yang telah dibangun.
- 11) Melakukan analisis terhadap hasil pengujian perangkat lunak.
- 12) Melakukan perbaikan perangkat lunak apabila terdapat kesalahan berdasarkan hasil pengujian.
- 13) Membahas hasil analisa terhadap perangkat lunak yang telah dibangun, membuat kesimpulan, dan menyempurnakan laporan.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Lingkungan implementasi perangkat lunak meliputi perangkat keras, perangkat lunak dan bahasa pemrograman. Perangkat keras yang digunakan pada tahap implementasi ini adalah komputer dengan spesifikasi Processor Intel Atom CPU N270 1.60 GHz 32 Bit, RAM 1,00 GB, dan Hard Disk 160 GB

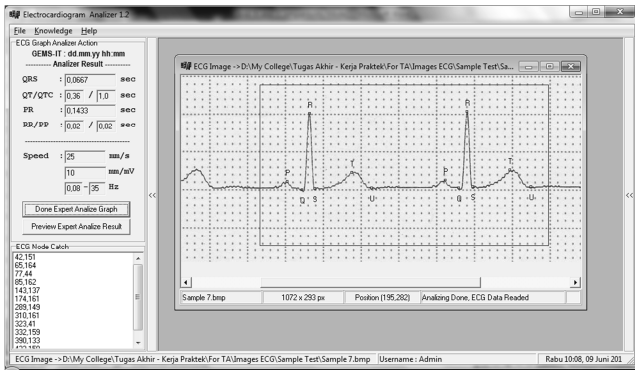
Perangkat lunak yang digunakan pada implementasi perangkat lunak ini adalah Sistem operasi Windows Seven Ultimate dan *Compiler C++ Builder 6*. Bahasa pemrograman yang digunakan pada implementasi perangkat lunak ini adalah bahasa C++.

Berdasarkan hasil pengujian yang telah dilakukan, dapat disimpulkan bahwa unit dan antar muka yang diujikan berjalan dengan baik. Hal tersebut terlihat dari semua kesimpulan skenario pengujian yang sama, yaitu diterima. Pengujian keakuratan dalam melakukan deteksi dan analisa grafik dapat dilihat pada gambar berikut.



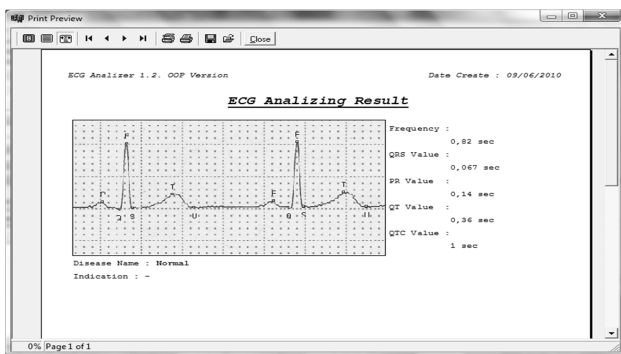
Gambar 5. Pengujian Deteksi Grafik dengan citra Sampel

Setelah button "*Done Expert Graph Analyze*" diklik, maka data grafik akan dianalisa sesuai dengan *Knowledge Base* dan *Node* hasilnya ditampilkan pada Form ECG Image.



Gambar 6. Pengujian Analisis *Graph* dengan citra Sampel

Selanjutnya Setelah dianalisa untuk menampilkan hasil user akan menekan tombol “*Preview Expert Analyze Result*” maka akan dimunculkan hasil identifikasi.



Gambar 7. Pengujian Hasil Analisis dengan citra Sampel

Hasil pengujian yang dilakukan pada 23 sampel grafik ECG yang digunakan dalam penelitian ini diperlihatkan dalam tabel berikut.

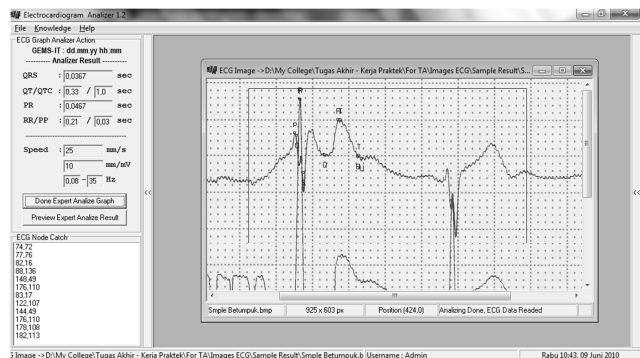
TABEL 2. HASIL PENGUJIAN SAMPEL

No	Nama Sampel ECG	Hasil MIT/RS	Hasil Aplikasi	Kesimpulan
1	<i>Aphneal - MITSample</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
2	<i>Aphnea2 - MITSample</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
3	<i>Aphnea3 - MITSample</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
4	<i>Arrhythmia1 - MITSample</i>	<i>Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	Terdeteksi
5	<i>Arrhythmia2 - MITSample</i>	<i>Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	Terdeteksi
6	<i>Bradikardia - MITSample</i>	<i>Bradikardia</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal
7	<i>Noise Stress - MITSample</i>	<i>Noise Stress</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal
8	<i>Normal Sinus Rhythm - MITSample</i>	<i>Normal</i>	<i>Normal</i>	Terdeteksi
9	<i>Sindroma WPW - MITSample</i>	<i>Sindroma WPW</i>	<i>Sindroma WPW</i>	Terdeteksi
10	<i>Tachyarrhythmia - MITSample</i>	<i>Tachyarrhythmia</i>	<i>Tachyarrhythmia</i>	Terdeteksi
11	<i>SampleRS 1 - Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
12	<i>SampleRS 2 - Normal Sinus Rhythm</i>	<i>Normal</i>	<i>Normal</i>	Terdeteksi

13	<i>SampleRS 3 - Hiperkalemia</i>	<i>Hiperkalemia</i>	<i>Hiperkalemia</i>	Terdeteksi
14	<i>SampleRS 4 - Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
15	<i>SampleRS 5 - Hiperkalemia</i>	<i>Hiperkalemia</i>	<i>Hiperkalemia</i>	Terdeteksi
16	<i>SampleRS 6 - Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
17	<i>SampleRS 7 - Normal Sinus Rhythm</i>	<i>Normal</i>	<i>Normal</i>	Terdeteksi
18	<i>SampleRS 8 - Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	Terdeteksi
19	<i>SampleRS 9 - Syndroma WPW</i>	<i>Syndroma WPW</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal
20	<i>SampleRS 10 - Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	Terdeteksi
21	<i>SampleRS 11 - Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal
22	<i>SampleRS 12 - Arrhythmia</i>	<i>Arrhythmia</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal
23	<i>SampleRS 13 - Aphnea</i>	<i>Aphnea</i>	<i>Not Identified</i>	Gagal

Dari hasil pengujian, keakuratan aplikasi identifikasi ini baru mencapai 78.26%. Hal ini disebabkan karena *knowledge* yang dimiliki aplikasi terbatas beberapa kelainan saja dan juga keterbatasan yang dimiliki proses prapengolahan citra yang digunakan.

Gambar berikut menunjukkan kondisi citra yang tidak dapat dideteksi grafiknya. Hal ini disebabkan karena grafik yang diinputkan tidak sesuai dengan sarat batasan masalah yaitu grafik tidak boleh bertumpuk.



Gambar 8. Pengujian dengan citra Sampel (Hasil analisa tidak benar)

IV. KESIMPULAN

Kesimpulan yang dapat diperoleh pada penelitian ini adalah sebagai berikut aplikasi identifikasi kelainan jantung menggunakan pengenalan pola citra digital Electrocardiogram telah berhasil melakukan identifikasi kelainan jantung. Perancangan dan Implementasi Aplikasi telah berhasil dilakukan, namun masih memiliki kelemahan, yaitu:

- 1) Citra ECG yang digunakan masih diambil dari file, sehingga belum dapat digunakan secara langsung dari alat.
- 2) Dalam penelitian ini hasil pengujian yang dapat dikenali adalah 78.26% dari data pengujian yang ada. Jadi, keakuratan sistem ini belum mencapai 100%.

- 3) Sampel yang digunakan pada penelitian ini sebanyak 23 sampel, dan itu belum mewakili semua jenis kelainan jantung yang ada, Sehingga proses pendeteksian masih memerlukan sampel – sampel lain yang mewakili kelainan – kelainan jantung tersebut.

Pengambilan keputusan pada *Knowledge Base* masih belum sepenuhnya mampu mengenali kelainan – kelainan jantung yang dimiliki oleh pasien karena keterbatasan data yang digunakan.

REFERENSI

- [1] Andrew C. Staugaard, Jr. 1987 . Robotics and AI: an introduction to applied machine intelligence. Upper Saddle River, NJ : Prentice-Hall, Inc
- [2] Bentley, Whitten. 2007 . Analysis and Design Method Seventh Edition. London : McGraw-Hill Book Companies
- [3] Larman, Craig. 2004. Applying UML and Patterns: An Introduction to Object-Oriented Analysis and Design and Iterative Development, Third Edition. NJ : Pearson Education, Inc
- [4] Lindsay, Alan E. 2006 . ECG Learning Center in Cyberspace. Utah : University of Utah School of Medicine
- [5] Low, A. 1991. Introductory Computer Vision and Image Processing. London : McGraw-Hill Book Companies
- [6] Magdalena, R et al. 2004. Implementasi Metode Jst Backpropagation dalam Diagnosis Penyakit Jantung Koroner Melalui Keluhan Dan Pengenalan Pola ECG Pasien. Jurusan Teknik Elektro Sekolah Tinggi Teknologi Telkom. Bandung.
- [7] Noviarni, Dewi. 1998. Pengolahan Citra . Surabaya : Sekolah Tinggi Manajemen Informatika & Teknik Komputer
- [8] Pressman, Roger S. 2002. Rekayasa Perangkat Lunak Pendekatan Praktisi (Buku satu). Yogyakarta : Andi
- [9] Young, T.Y. and K. Fu. 1986. Handbook of Pattern Recognition and Image Processing. San Diego : Academic, Inc
- [10] Baruch O. 1988. Line Thinning by Line Following. Pattern Recognition Letters, New York : Elsevier Science Inc