

ANALISA DETEKSI GELOMBANG QRS UNTUK MENENTUKAN KELAINAN FUNGSI KERJA JANTUNG

Evrita Lusiana Utari

*Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Sains & Teknologi Universitas Respati Yogyakarta
Jl. Laksda Adisucipto Km 6,3 Depok, Sleman, Yogyakarta 55281 Telp 0274 489780
E-mail: evrita_lusiana@yahoo.com*

ABSTRACT

Mortality rate by heart disease in Indonesia is up to 26%. To prevent the higher of mortality rate by heart disease, an early examination for heart can be done by taking the record of electrocardiograph. The record was analyzed to know the heart rhythm that can be indication of heart disorder. By applying the warning of heart disorder, the heart condition and the treatment can be known rapidly.

Electrocardiography record can be done in a short time, i.e. for 5 minutes (short term). Analyzing method in the time domain is the simplest way to analyze the variation of the heart rate. Analyzing in the time domain for R interval and the heart rate can be done by histogram and statistical analysis. Measurement method in the time domain is divided into two parts statistically, i.e. directly measurement for normal condition in R interval or the heart rate include the average value, and the standard deviation.

The wavelet method was used in the QRS detection method in this research. Wavelet was designed to signal data processing, data filtering, thresholding, and histogram, to acquire the average of QRS wave, and its deviation standard. The benefit of the wavelet method can obtained the negative deflection value for Q wave with the amplitude 25% of R wave, R wave obtained positive deflection with the amplitude 1,6 – 3 mV, and negative deflection for S wave has the amplitude between 0,1 mV up to 0,5 mV.

Keyword : QRS, detection, EKG, Signal Processing.

1. PENDAHULUAN

Organ utama dalam tubuh manusia salah satunya adalah jantung, jika terjadi kelainan kerja pada jantung akan berdampak pula pada aliran darah yang ke seluruh tubuh yang pada kategori tertentu bisa berakibat fatal. Terjadinya serangan penyakit jantung sebenarnya didahului dengan indikasi kelainan kerjanya yang bisa diamati dari ritme yang terjadi. Dengan menerapkan sistem peringatan adanya kelainan kerja jantung akan bisa diketahui secara cepat kondisi serta penanganannya. Untuk mendeteksi adanya kelainan kerja jantung maka harus diketahui terlebih dahulu ritme kerja jantung itu sendiri.

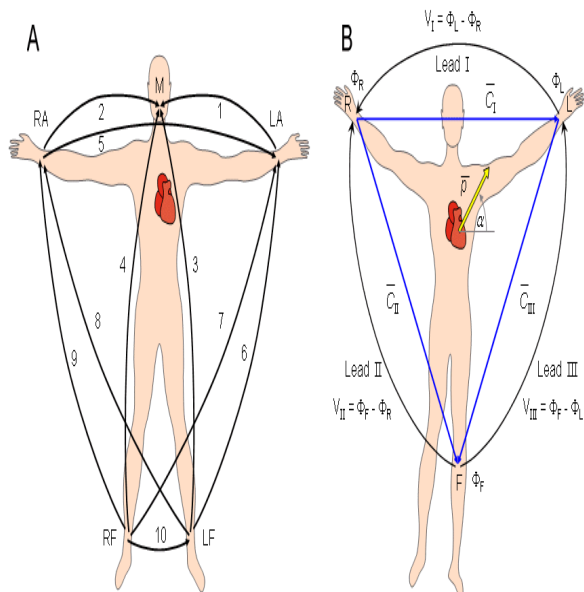
Bagian *sinoatrial* (SA) pada jantung berfungsi sebagai *pace maker* yang akan menghasilkan pulsa listrik pemicu kontraksi

pada otot jantung dibagian serambi kemudian diteruskan melalui *Atrioventricular* (AV) menuju serabut *purkinje* yang akan memicu kontraksi otot jantung tersebut dibagian bilik (Skill lab, 2009).

Elektrokardiografi (EKG) adalah alat untuk mengukur biopotensial listrik jantung pada manusia. Potensial elektrik jantung dipicu oleh potensial aksi yang dibangkitkan oleh SA node dan AV node, sehingga pola potensial yang terbentuk dan yang terdeteksi oleh elektrode permukaan akan mengikuti depolarisasi sel jantung selama dilalui oleh potensial aksi ini. Sementara jantung dalam keadaan istirahat, semua sel terpolarisasi sehingga setiap sel adalah negatif terhadap luarannya. Depolarisasi pertama muncul pada SA node, membuat bagian luar jaringan relatif lebih negatif terhadap sel didalam,

juga akan lebih negatif dibandingkan dengan jaringan yang belum dipolarisasi. Hal ini menghasilkan arus ionik I yang menyebabkan lengan kiri terukur lebih positif dibandingkan lengan kanan.

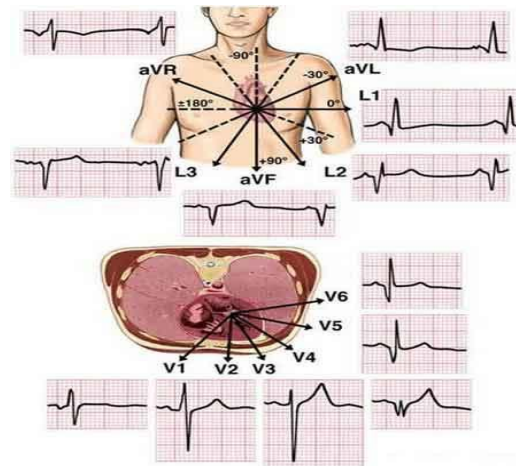
Pengetahuan tentang aktifitas elektrik jantung sangat dibutuhkan dalam operasi. Suatu gangguan elektrik yang sangat kecil dapat menyebabkan jantung berhenti memompa darah yang diperlukan untuk menjaga kehidupan manusia. Pada anatomi dan fungsi jantung, jantung berfungsi sebagai pemompa darah dengan empat kamar pada sistem peredaran darah. Ventrikel berperan dalam pemompaan darah, sedangkan atrium berfungsi untuk menyimpan darah selama ventrikel memompa.



Gambar 1. Pemasangan Lead EKG.

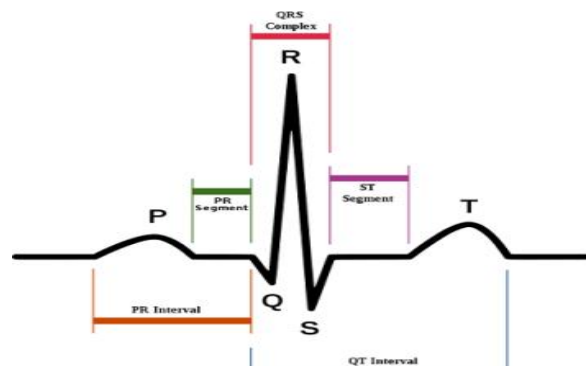
Sistem EKG standart terdiri dari 12 leads (I, II, III, aVR, aVL, aVF, V1, V2, V3, V4, V5 dan V6). Setiap *lead* mencatat aktivitas elektrik jantung dari posisi anatomi yang berbeda. Identitas dari perubahan miokardium pada lead tertentu dapat membantu menentukan kondisi patologis. Amplitudo normal dari gelombang P kurang lebih 3 mm, durasi normal dari gelombang P adalah 0,04 - 0,11 detik. Gelombang P yang lebih dari nilai ini diketahui adanya deviasi dari normal. Interval PR diukur dari naiknya

gelombang P ke sambungan QR dan normalnya sekitar 0,12 dan 0,20 detik.



Gambar 2. Pola Gelombang Sinyal Kardiografi.

Interval PR merepresentasikan waktu transmisi impuls dari nodus SA ke nodus AV. Adanya kelambatan pada nodus AV untuk memungkinkan pengisian ventricular yang kuat untuk mempertahankan stroke volume yang normal (jumlah darah yang dikeluarkan setiap kontraksi). Kompleks QRS mengandung gelombang dan segmen yang berbeda, yang dapat dievaluasi secara terpisah. Kompleks QRS normal berada pada range 0,06 - 0,10 detik.



Gambar 3. Gelombang QRS.

Gelombang Q adalah penurunan pertama setelah gelombang P, biasanya dalamnya kurang dari 3 mm. Gelombang Q yang sangat defleksi merupakan keadaan yang tidak normal pada jantung yang sehat. Gelombang

Q patologis biasanya mengidentifikasi adanya *old* MI. Gelombang R merupakan defleksi positif pertama setelah gelombang P, tinggi gelombang P pada kondisi normal adalah 5-10 mm.

Peningkatan dan penurunan amplitudo menjadi sangat signifikan pada beberapa kondisi penyakit. Hipertrofi ventrikular akan menimbulkan gelombang R yang sangat tinggi karena otot hipertrofi memerlukan arus listrik yang sangat kuat untuk depolarisasi. Segmen ST dimulai di akhir gelombang S, merupakan defleksi negatif pertama setelah gelombang R dan berakhir pada peningkatan gelombang T. Gelombang T harus selalu ada, dimana gelombang T tersebut merepresentasikan repolarisasi serabut miokardium atau keadaan istirahat dari kerja miokardium. Gelombang T normal tidak boleh istirahat lebih dari 5 mm pada semua lead, kecuali *lead precordial* (V1 sampai dengan V6 disini dapat istirahat lebih dari 10 mm).

Lebih dari tiga dekade telah dilakukan penelitian untuk mendeteksi QRS kompleks dimana telah banyak metode yang ditemukan seperti Pan dan Tompkins yang mengusulkan suatu algoritma untuk mengenai QRS kompleks yang biasa disebut metode PT. Kemudian Yun chi dan Wen June Wang mengusulkan suatu metode baru yang dikatakan sebagai metode yang simpel dan reliabel karena menggunakan algoritma yang cepat dan sederhana serta tidak membutuhkan perhitungan matematika rumit.

Elektrokardiograf merupakan merupakan alat bantu dokter untuk mengetahui aktivitas listrik jantung, yang merekam aktivitas kelistrikan jantung dalam waktu tertentu. Namanya terdiri atas sejumlah bagian yang berbeda: elektro, karena berkaitan dengan elektronika, kardio, kata Yunani untuk jantung, gram, sebuah akar Yunani yang berarti "menulis". Analisis sejumlah gelombang dan vektor normal depolarisasi dan repolarisasi menghasilkan informasi

diagnostik yang penting. Adapun fungsi dari elektrokardiogram :

- Merupakan standar emas untuk diagnosis aritmia jantung.
- EKG memandu tingkatan terapi dan risiko untuk pasien yang dicurigai ada infark otot jantung akut.
- EKG membantu menemukan gangguan elektrolit (mis. hiperkalemia dan hipokalemia).
- EKG memungkinkan penemuan abnormalitas konduksi (mis. blok cabang berkas kanan dan kiri).
- EKG digunakan sebagai alat tapis penyakit jantung iskemik selama uji stres jantung.
- EKG kadang-kadang berguna untuk mendeteksi penyakit bukan jantung (mis. emboli paru atau hipotermia).
- Monitor EKG modern memiliki banyak penyaring untuk pemrosesan sinyal. Yang paling umum adalah mode monitor dan mode diagnostik. Dalam mode monitor, penyaring berfrekuensi rendah (juga disebut penyaring bernilai tinggi karena sinyal di atas ambang batas bisa lewat) diatur baik pada 0,5 Hz maupun 1 Hz dan penyaring berfrekuensi tinggi (juga disebut penyaring bernilai rendah karena sinyal di bawah ambang batas bisa lewat) diatur pada 40 Hz. Hal ini membatasi EKG untuk pemantauan irama jantung rutin. Penyaring bernilai tinggi membantu mengurangi garis dasar yang menyimpang dan penyaring bernilai rendah membantu mengurangi bising saluran listrik 50 atau 60 Hz (frekuensi jaringan saluran listrik berbeda antara 50 dan 60 Hz di sejumlah negara). Dalam mode diagnostik, penyaring bernilai tinggi dipasang pada 0,05 Hz, yang memungkinkan segmen ST yang akurat direkam. Penyaring bernilai rendah diatur pada 40, 100, atau 150 Hz. Sebagai akibatnya, tampilan EKG mode monitor banyak tersaring daripada mode diagnostik, karena *bandpass*-nya lebih sempit.

Dalam EKG terdapat kata *sadapan* memiliki 2 arti pada elektrokardiografi: bisa merujuk ke kabel yang menghubungkan sebuah elektrode ke elektrokardiograf, atau (yang lebih umum) ke gabungan elektrode yang membentuk garis khayalan pada badan di mana sinyal listrik diukur. Lalu, istilah benda *sadap longgar* menggunakan arti lama, sedangkan istilah *12 sadapan EKG* menggunakan arti yang baru. Nyatanya, sebuah elektrokardiograf 12 sadapan biasanya hanya menggunakan 10 kabel/elektroda. Definisi terakhir sadapan inilah yang digunakan di sini.

2. TINJAUAN PUSTAKA

Beberapa penelitian yang telah dilakukan dengan implementasi pedektasian gelombang QRS kompleks pada sistem peringatan kelainan kerja jantung nernasis mikrokontroler oleh Hendriyawan (2012) dalam penelitian tersebut dengan mencari nilai lokal maksimal gelombang QRS kompleks untuk mengukur jarak waktu antar singleton. Selanjutnya penelitian dengan menggunakan metode identifikasi sinyal kardiografi ditunjukkan dengan perkembangan pertama kali oleh Ranjith (2006) yang melakukan penelitian dengan frekuensi 150 Hz. Penelitian tentang analisis gelombang elektrokardiografi dengan menggunakan gelombang-singkat *mexican hat* yang ditambahkan dengan metode filter bank, dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 87,5%. Penelitian selanjutnya dilakukan dengan menggabungkan metode gelombang-singkat morlet dengan metode neuro fuzzy untuk mendeteksi sinyal elektrokardiogram normal yang dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 87,8% (Mehmet, 2007).

Metode pendeteksian elektrokardiografi tanpa menggunakan pre-prosesing adalah algoritma kupev. Algoritma kupev dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 90% (Darrington, 2009). Penelitian dengan menggunakan metode transformasi wavelet diskrit untuk mendeteksi sinyal

elektrokardiografi normal dilaporkan mempunyai sensitivitas sebesar 96,2% (Ubeyli, 2010).

Pengenalan pola sinyal seismik dengan menggunakan *wavelet* pada aktivitas gunung berapi (Utari, 2013). Dengan alih ragam gelombang singkat ini dimungkinkan pelokasian frekuensi-waktu. Metode *Thresholding*, bertujuan untuk membatasi dan menghilangkan bagian - bagian pada sinyal yang dianggap tidak banyak mengandung informasi penting. Dengan cara menentukan nilai parameter data, maka bagian-bagian yang dibatasi tersebut dapat dianggap sebagai derau yang tercampur.

Pengenalan signal EKG menggunakan dekomposisi paket wavelet dan k-means clustering (Rizal, 2008) pada penelitian tersebut dilakukan pengenalan kelainan penyakit jantung berdasarkan sinyal EKG dengan menggunakan dekomposisi wavelet. Sinyal tersebut didekomposisi hingga level 5 dengan tingkat akurasi 94,4 %.

3. PEMBAHASAN

3.1. Teknik - Teknik Elektrokardiografi

Terdapat tiga teknik yang digunakan dalam elektrokardiografi meliputi :

1. *Standart clinical ECG* ini menggunakan teknik 10 elektrode dengan 12 *lead* yang ditempatkan pada titik - titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk menganalisa pasien.
2. *Vectorcardiogram*, teknik ini menggunakan tiga elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini menggunakan pemodelan potensial tubuh vektor tiga dimensi dengan menggunakan sandapan baku bipolar (*Einthoven*). Dari sini akan dihasilkan gambar grafis dari eksitasi 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. *Standart clinical ECG* ini menggunakan teknik 10 elektrode dengan 12 lead yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini digunakan untuk menganalisa pasien.
5. *Vectorcardiogram*, teknik ini menggunakan tiga elektroda yang ditempatkan pada titik-titik tubuh tertentu. Teknik ini menggunakan pemodelan potensial tubuh vektor tiga dimensi dengan menggunakan sandapan baku bipolar (Einthoven). Dari sini akan dihasilkan gambar grafis dari eksitasi jantung.
6. *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.

3.2. Karakteristik dan Parameter-Parameter dalam EKG

Sinyal EKG terdiri dari gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T digunakan untuk mendeteksi kelainan jantung atau aritmia. Urutan terjadinya sinyal EKG yang dapat menimbulkan gelombang P, kompleks QRS, dan gelombang T (dengan deskripsi yang terdapat dalam tabel 1. Parameter EKG).

Tabel.1 Parameter EKG

Defleksi	Deskripsi	Nilai
Gelombang P	Gelombang EKG yang pertama dilihat dengan ciri-ciri lengkung kecil, defleksi positif .	Amplitudo <0,3mV
Interval PR	Jarak antara awal gelombang P dengan awal kompleks QRS, pengukuran waktu antara gelombang depolarisasi dari atrium ke ventrikel .	Durasi 0,12-0,2 detik
Interval QRS	- Gelombang Q: defleksi negatif - Gelombang R: defleksi positif - Gelombang S: defleksi negatif	- Amplitudo 25 % dari gelombang R amplitudo 25 % dari gelombang R. - Amplitudo 1,6 - 3mV - Amplitudo 0,1- 0,5mV setelah gelombang R.
Segmen ST	Jarak antara gelombang S dan awal gelombang T; Pengukuran waktu anantara depolarisasi ventrikel dan awal repolarisasi ventrikel	Durasi 0,05-0,15 detik.
Gelombang T	Lengkung positif setelah kompleks QRS yang memrepresentasikan repolarisasi ventrikel.	Amplitudo 0,1 - 0,5 mV
Interval QT	Pengukuran waktu dari awal QRS sampai akhir gelombang T yang merepresentasikan aktivitas.	Ventrikel yang berdurasi 0,35 -0,44 detik.

3.3. Analisa EKG pada Domain Waktu

Metode analisa pada domain waktu merupakan metoda paling sederhana untuk analisa variasi kecepatan detak jantung.

Analisa domain waktu untuk interval R dan kecepatan detak dengan analisa histogram, dan statistik. Metoda pengukuran pada domain waktu secara statistik dibagi dua

bagian yaitu: pengukuran secara langsung kondisi normal (N) interval R atau kecepatan detak jantung meliputi nilai rata-rata, dan standar deviasi.

1. Gelombang P

Selama depolarisasi atrium normal, vektor listrik utama diarahkan dari nodus SA ke nodus AV, dan menyebar dari atrium kanan ke atrium kiri. Vektor ini berubah ke gelombang P di EKG, yang tegak pada sadapan II, III, aVF (karena aktivitas kelistrikan umum sedang menuju elektrode positif di sadapan-sadapan itu), dan membalik disadapan aVR (karena vektor ini sedang berlalu dari elektrode positif untuk sadapan itu). Sebuah gelombang P harus tegak di sadapan II dan aVF dan terbalik di sadapan aVR untuk menandakan irama jantung sebagai Irama Sinus.

- Hubungan antara gelombang P dan kompleks QRS membantu membedakan sejumlah aritmia jantung.
- Bentuk dan durasi gelombang P dapat menandakan pembesaran atrium.

2. Interval PR

Interval PR diukur dari awal gelombang P ke awal kompleks QRS, yang biasanya panjangnya 120-200 ms. Pada pencatatan EKG, ini berhubungan dengan 3-5 kotak kecil.

- Interval PR lebih dari 200 ms dapat menandakan blok jantung tingkat pertama.
- Interval PR yang pendek dapat menandakan sindrom pra-ektasi melalui jalur tambahan yang menimbulkan pengaktifan awal ventrikel, seperti yang terlihat di Sindrom *Wolff – Parkinson - White*.
- Interval PR yang bervariasi dapat menandakan jenis lain blok jantung.
- Depresi segmen PR dapat menandakan lesi atrium atau perikarditis.
- Morfologi gelombang P yang bervariasi pada sadapan EKG tunggal dapat menandakan irama *pacemaker* ektopik

seperti *pacemaker* yang menyimpang maupun takikardi atrium multifokus.

3. Kompleks QRS

Kompleks QRS adalah struktur EKG yang berhubungan dengan depolarisasi ventrikel. Karena ventrikel mengandung lebih banyak massa otot dari pada atrium, kompleks QRS lebih besar dari pada gelombang P. Disamping itu karena sistem HIS / *Purkinje* mengkoordinasikan depolarisasi ventrikel, kompleks QRS cenderung memandang tegak daripada membudar karena penambahan kecepatan konduksi. Kompleks QRS yang normal berdurasi 0,06-0,1 s (60-100 ms) yang ditunjukkan dengan 3 kotak kecil atau kurang, namun setiap ketidak normalan konduksi bisa lebih panjang, dan menyebabkan perluasan kompleks QRS.

- Durasi, amplitudo, dan morfologi kompleks QRS berguna untuk mendiagnosis aritmia jantung, abnormalitas konduksi, hipertrofi ventrikel, infark otot jantung, gangguan elektrolit, dan keadaan sakit lainnya.
- Gelombang Q bisa normal (fisiologis) atau patologis. Bila ada, gelombang Q yang normal menggambarkan *depolarisasi septum interventriculare*.
- Gelombang Q lebih besar dari pada 1/3 tinggi gelombang R, berdurasi lebih besar daripada 0,04 s (40 ms), atau disadapan prekordial kanan dianggap tidak normal, dan mungkin menggambarkan infark miokardium.

4. METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan 5 jenis EKG diperoleh dari RSUD Panembahan Senopati, yang menggambarkan kondisi jantung berbeda, yakni *Normal, Ventrikular Hypertrophy, Atrial Tachycardia, dan Myocardial Infarctio*.

4.1. Alat Penelitian

Alat yang digunakan untuk melaksanakan penelitian ini menggunakan perangkat lunak program Matlab (*Matrix Laboratory*). Matlab merupakan perangkat lunak matematis yang menggunakan vektor dan matrik sebagai elemen data utama. Perangkat ini diciptakan di Universitas Mexico dan Universitas Stanford pada tahun 70-an yang kemudian dikembangkan dan disempurnakan hingga saat ini. Matlab menyediakan fasilitas - fasilitas untuk komputasi, visualisasi dan pemrograman. Selain itu Matlab juga memiliki beberapa fitur yang dikelompokkan berdasarkan aplikasi tertentu yang dikenal dengan *Toolbox*. *Toolbox* yang penting dalam penelitian ini adalah *Toolbox Wavelet*, dan *Toolbox Signal Processing*.

4.2. Tahapan - tahapan Penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan tahapan-tahapan mulai penyiapan data sinyal kardiografi, pengolahan sinyal, filtering, deteksi tepi, dan analisa hasil deteksi.

Tahapan penyiapan data sampel sinyal kardiografi dalam penelitian ini dengan cara melakukan pengambilan gambar, kemudian melakukan seleksi kualitas dari hasil gambar. Pada pra-pemrosesan sinyal EKG di rubah ke dalam bentuk citra.

4.2.1. Filtering

Untuk mengatasi *noise* tersebut perlu dilakukan usaha untuk memperbaiki kualitas dari gelombang QRS tersebut. Salah satunya adalah dengan *filtering* gelombang baik secara linear maupun secara non - linear. *Mean filter* merupakan salah satu *filtering* linear yang berfungsi untuk memperhalus dan menghilangkan *noise* pada suatu sinyal yang bekerja dengan menggantikan intensitas nilai *pixel* dengan rata-rata dari nilai *pixel* tersebut dengan nilai *pixel - pixel* tetangganya.

Median filter adalah salah satu *filtering* non-linear yang mengurutkan nilai intensitas

sekelompok *pixel*, kemudian mengganti nilai *pixel* yang diproses dengan nilai mediannya. *Median filter* telah digunakan secara luas untuk memperhalus dan mengembalikan bagian dari citra yang mengandung *noise* yang berbentuk bintik putih.

4.2.2. Deteksi tepi

Tepian dari suatu citra mengandung informasi penting dari citra bersangkutan. Tepian citra dapat merepresentasikan objek-objek yang terkandung dalam citra tersebut, bentuk, dan ukurannya serta terkadang juga informasi tentang teksturnya. Tepian citra adalah posisi di mana intensitas *pixel* dari citra berubah dari nilai rendah ke nilai tinggi atau sebaliknya. Deteksi tepi umumnya adalah langkah awal melakukan segmentasi citra. Tujuan deteksi tepi meningkatkan penampakan garis batas suatu daerah atau objek di dalam citra, mencirikan batas objek dan berguna untuk proses segmentasi dan identifikasi objek dan karena termasuk dalam komponen berfrekuensi tinggi, perlu *filter high-pass*.

Arah dari tepian citra bermacam - macam. Ada yang lurus dan ada yang dapat digunakan untuk mendeteksi berbagai macam jenis tepian. Setiap teknik memiliki keunggulan masing-masing. Satu teknik deteksi tepi mungkin dapat bekerja sangat baik dalam suatu aplikasi tertentu namun sebaliknya belum tentu dapat bekerja secara maksimal dalam aplikasi lainnya. Tepian citra dapat dilihat melalui perubahan intensitas *pixel* pada suatu area. Berdasarkan perbedaan perubahan intensitas tersebut, tepian dapat dibagi menjadi 4 jenis, yaitu :

1. *Step* merupakan tepian yang terbentuk dari perubahan intensitas citra secara signifikan dari tinggi rendah ataupun sebaliknya.
2. *Ramp* merupakan tepian yang terbentuk dari perubahan intensitas citra secara perlahan. Perubahan secara perlahan dapat dilihat pada bentuk kurva yang semakin tinggi dengan perubahan kontinu.

3. *Line* merupakan tepian yang ditandai dengan adanya perubahan intensitas secara drastis dari intensitas rendah – tinggi - rendah atau sebaliknya.
4. *Step - line* merupakan gabungan dari tepian jenis *step* dan *line*. Tepian jenis ini ditandai dengan peningkatan intensitas yang tajam dalam interval tertentu kemudian ditandai dengan penurunan yang tidak signifikan,

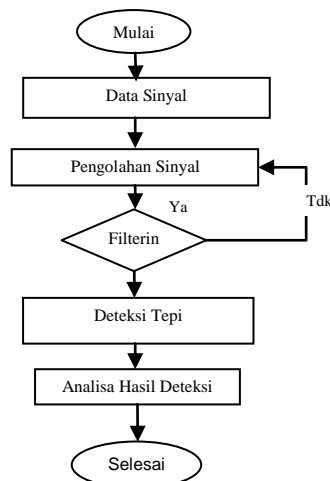
sehingga perubahan intensitas selanjutnya berlangsung stabil.

Analisa deteksi berdasarkan nilai konfigurasi yang telah ditentukan. Nilai tersebut dapat dilihat pada tabel 2.

Proses pengolahan data dapat dilihat pada Gambar 4, dengan awal adalah pemilihan citra sinyal, yang kemudian dilanjutkan dengan pengolahan dan *filtering* data. Selanjutnya proses deteksi.

Tabel 2. Konfigurasi pada EKG

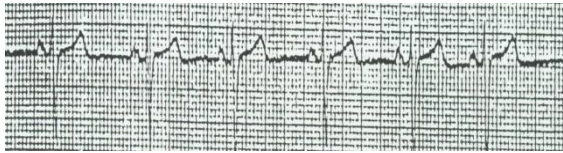
No	Jenis Konfigurasi EKG	Nilai
1	Gelombang P : Proses depolarisasi atrium	Nilai normal lebar $\geq 0,12$ detik Tinggi $\leq 0,3$ miliVolt Selalu (+) di lead II Selalu (-) di lead aVR
2	Gelombang QRS : Proses depolarisasi ventrikel	Nilai normal lebar 0,06 – 0,12 detik Tinggi tergantung lead
3	Gelombang Q: Defleksi negative pertama pada gelombang QRS	Nilai normal lebar $\leq 0,04$ detik Dalamnya $< 1/3$ tinggi R
4	Gelombang R: Defleksi positif pertama pada gelombang QRS	Nilainya +
5	Gelombang S : Defleksi negative setelah gelombang R	Di lead aVR, V1 dan V2 terlihat lebih dalam, di lead V4, V5, dan V6 makin menghilang atau berkurang dalamnya.
6	Gelombang T : Proses repolarisasi ventrikel	Umumnya gelombang T positif di hampir semua lead kecuali di aVR
7	Interval PR : Diukur dari permulaan gelombang P sampai permulaan gelombang QRS	Nilai normal antara 0,12 – 0,2 detik
8	Segmen ST : Diukur dari akhir gelombang QRS sampai permulaan gelombang T	Normalnya isoelektrik, tetapi pada lead precordial bervariasi -0,5 sampai 2 mm. Segmen ST diatas elektrik disebut ST elevasi. Segmen ST dibawah garis Isoelektrik disebut ST depresi.



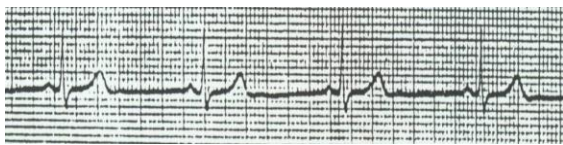
Gambar 4 Diagram Alur Penelitian.

4.2.3. Pemilihan Sampel

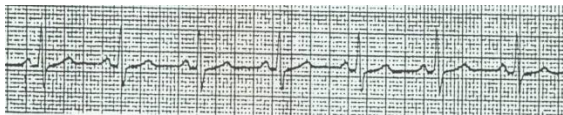
Pemilihan data sinyal mewakili data pasien penderita gangguan jantung. Diantaranya data citra jenis Aritmia Sinus, Bradikardi Sinus, Sinus Ritmi, dan Takhikardi Sinus. Citra sinyal tersebut dapat dilihat pada gambar 5 hingga 8.



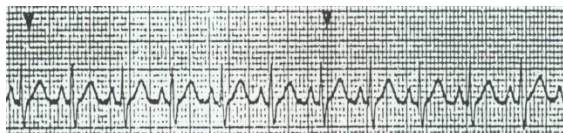
Gambar 5. Citra Aritmia Sinus.



Gambar 6. Citra Bradikardi Sinus.



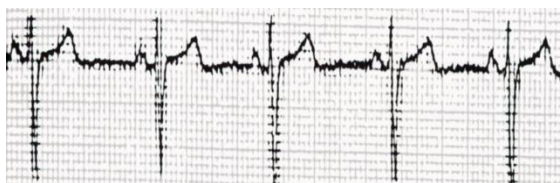
Gambar 7. Citra Sinus Ritmi.



Gambar 8 Citra Takhikardi Sinus

4.2.4. Pengolahan Citra Sinyal EKG

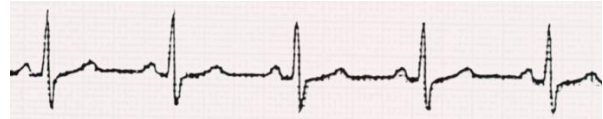
Hasil pemilihan data citra sinyal kardiografi yang telah dilakukan selanjutnya dilakukan pengolahan citra. Hal ini berguna untuk memilah antara data dengan *noise*. Sehingga dari data pengolahan tersebut dapat lebih mudah dalam mendeteksi sinyal hasil EKG. Gambar hasil pengolahan ditunjukkan pada Gambar 9 hingga 12.



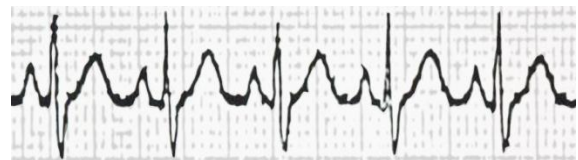
Gambar 9. Citra Hasil Pengolahan Aritmia Sinus.



Gambar 10. Citra Hasil Pengolahan Bradikardi Sinus.



Gambar 11. Citra Hasil Pengolahan Sinus Ritmi.



Gambar 12. Citra Hasil Pengolahan Takhikardi Sinus.

4.2.5. Deteksi Tepi Gelombang

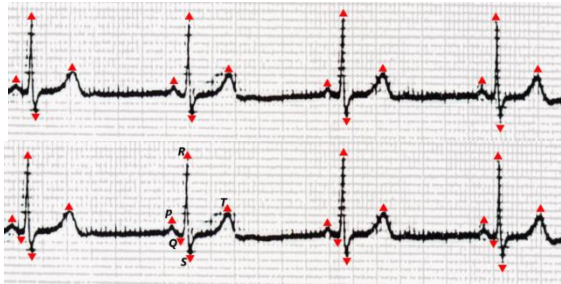
Sistem deteksi tepi dengan menggunakan analisa deteksi puncak tiap gelombang yang mewakili PQRST.



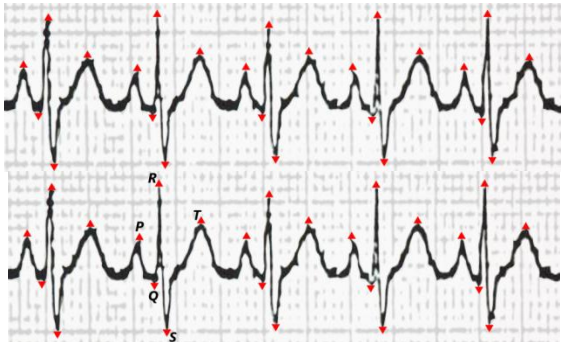
Gambar 13. Citra Hasil Deteksi Aritmia Sinus.



Gambar 14. Citra Hasil Deteksi Sinus Ritmi.



Gambar 15 Citra Hasil Deteksi Bradikardi Sinus.



Gambar 16 Citra Hasil Deteksi Takhikardi Sinus.

4.2.6. Analisis Hasil Deteksi

Analisa hasil deteksi sinyal EKG diperoleh pada deteksi tepi sinyal yaitu :

1. Sinyal Aritmia Sinus

Memiliki irama tidak teratur, nilai frekuensinya (HR) antara 60 sampai dengan 100 X/menit. Bentuk gelombang P normal yaitu lebar $\geq 0,12$ detik dan Tinggi $\leq 0,3$ miliVolt, dan gelombangnya selalu diikuti oleh gelombang QRS T. Untuk interval PR normal antara 0,12 sampai dengan 0,2 detik. Dan nilai gelombang QRS menunjukkan aktivitas normal dengan nilai antara 0,06 sampai dengan 0,12 detik. Ditunjukkan pada gambar 13 sampai 16.

2. Sinus Ritmi

Memiliki irama teratur, dengan nilai frekuensinya (HR) 60 sampai dengan 100 X/menit. Dengan nilai gelombang P normal yaitu lebar $\geq 0,12$ detik dan Tinggi $\leq 0,3$ miliVolt, dan gelombangnya selalu diikuti oleh gelombang QRS T. Untuk interval PR normal antara 0,12 sampai dengan 0,12 detik.

3. Bradikardi Sinus (SB)

Memiliki irama teratur, dengan nilai frekuensi (HR) kurang dari 60 X / menit. Dengan nilai gelombang P normal yaitu lebar $\geq 0,12$ detik dan Tinggi $\leq 0,3$ miliVolt, dan gelombangnya selalu diikuti oleh gelombang QRS T. Untuk interval PR normal antara 0,12 sampai dengan 0,20 detik, dan gelombang QRS nya normal dengan nilai 0,06 sampai dengan 0,12 detik.

4. Takhikardi Sinus (ST)

Memiliki irama teratur, dengan nilai frekuensi (HR) lebih besar dari 100 sampai dengan 150 X / menit. Dengan nilai gelombang P normal yaitu lebar $\geq 0,12$ detik dan Tinggi $\leq 0,3$ miliVolt, dan gelombangnya selalu diikuti oleh gelombang QRS T. Untuk interval PR normal antara 0,12 sampai dengan 0,20 detik, dan gelombang QRS nya normal dengan nilai 0,06 sampai dengan 0,12 detik.

5. KESIMPULAN

- Proses pengolahan sinyal kardiografi dalam arah vertikal maupun arah horisontal dapat dideteksi menggunakan *lead* yang terpasang pada pasien. Dengan metode ini data sinyal dapat ditentukan dalam kawasan frekuensi dan waktu.
- Validitas sinyal hasil pemfilteran dapat diatur secara tepat dengan mengatur besarnya frekuensi pada saat melakukan pemfilteran. Pada spektrum pada dilihat hasil pengolahan citra yang lebih akurat. Sehingga nilai yang diharapkan sesuai dengan informasi dari pasien.
- Dalam pengolahan citra dengan menggunakan sistem deteksi tepi pada gelombang QRS.
- Dengan menggunakan melakukan proses pembatasan data memudahkan kita dalam proses pengolahan citra utamanya untuk citra gelombang kardiografi, karena pada gelombang kardiografi pola yang dihasilkan cenderung mendekati sama. Sehingga apabila metodenya

kurang sesuai pola yang dihasilkan akan sama.

Mathematics, Imperial College London, SW7 2AZ, London, 2003.

DAFTAR PUSTAKA

Aminullah Dr, *Elektrokardiogram*, Januari AMINCIA, 2014.

Halomoan, J, Juni 2013, *Analisa Sinyal EKG dengan Metode HRV (Heart Rate Variability) pada Domain Waktu Aktivitas Berdiri dan Terlentang*, Seminar Nasional Aplikasi Teknologi Informasi (SNATI), Institut Teknologi Telkom, Bandung, Indonesia, 2013.

Hariati, Nurdin W.B, *Identifikasi Karakter Temporal dan Potensial Listrik Statis dari Kompleks QRS dan Segmen ST Elektrokardiogram (EKG) Pada Penderita dengan Kelainan Jantung Hipertrofi Ventrikel Kiri*, Universitas Hasanuddin.

Hendriyawan, MS, *Implementasi Algoritma Pendeteksian Gelombang QRS kompleks pada Sistem Peringatan Kelainan Kerja Jantung Berbasis Mikrikontroler*, Universitas Teknologi Yogyakarta, 2012.

Rao, R. M., Bopardikar, A.S, *Wavelet Transform: Introduction to Theory and Application*, Addison-Wesley, Massachusetts, 1998.

Rizal, A, *Pengenalan Signal EKG Menggunakan Dekomposisi Paket Wavelet dan K-Means Clustering*, SNATI Yogyakarta, 2008.

S. Grace Chang, September, *Adaptive Wavelet Thresholding for Image Denoising and Compression*, Student Member, IEEE, University of California, 2003.

Sofia C. OLHEDE and Andrew T. WALDEN November, *'Analytic' Wavelet Thresholding*, Department of

Utari, *Pengenalan Pola Sinyal Kardiografi dengan menggunakan Alih Ragam Gelombang Singkat*, Simposium RAPI XIII Universitas Muhammadiyah Malang, 2014.

Yasak, Abdul., Arifin. A., May, *Ekstraksi Parameter Temporal Sinyal ECG menggunakan Difference Operation Method*, The 13th Seminar on Intelligent Technology and Its Applications, Institut Teknologi Sepuluh November, Surabaya, Indonesia, 2012.