

Pengenalan Pola Aritmia Kontraksi Ventrikel Dini pada Elektrokardiogram dengan Jaringan Syaraf Tiruan menggunakan Fitur Interval RR, Gradien Gelombang R, dan QR

Rani Sukmawati¹, Nuryani¹, Hery Purwanto¹, Iwan Yahya¹ dan Anik Lestari²

¹Jurusan Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Sebelas Maret

²Fakultas Kedokteran Universitas Sebelas Maret
Jl.Ir. Sutami No.36 A Kientingan, Surakarta 57126
Contact e-mail :ranisukmawati2@gmail.com
nuryani@mipa.uns.ac.id

Diterima (3 April 2014), direvisi (06 Juni 2014)

Abstract. Recognition of premature ventricular contraction (PVC) of an electrocardiogram (ECG) using R wave gradient, RR and QR Intervals feature, has been using the artificial neural network (ANN). The ANN is implemented on the MATLAB software. The ECG data is the MIT-BIH database. This research begins with feature extraction stage to find ECG features. This extraction obtain the RR interval of $0,8655 \pm 0,1828$ seconds and $0,5139 \pm 0,0949$ seconds for normal and PVC, respectively. The R wave gradients for normal and PVC respectively are $0,6122 \pm 0,1735$ and $0,1840 \pm 0,0733$. For the normal QR and PVC are $0,0572 \pm 0,0180$ seconds and $0,0901 \pm 0,0265$ seconds, respectively. The next stage is to develop ANN backpropagation. It is used in the training and testing stage. The training stage uses 3% of the total data, and the rest 97% is used for testing stage. The performance of the method proposed is given in terms of sensitivity, specificity, and accuracy. Using the three features (RR interval, R wave gradient, and QR), performs better of the three terms than using the two features (RR interval and R wave gradient). With these three features the sensitivity value obtain 99,82%, specificity 99,48%, and accuracy 99,38%.

Keywords. *premature ventricular contraction, electrocardiogram, R wave gradient, RR interval, QR interval, Artificial neural network,*

Abstrak. Pengenalan pola kontraksi ventrikel dini pada elektrokardiogram (EKG) menggunakan fitur Interval RR, gradien gelombang R, dan QR telah dilakukan dengan jaringan syaraf tiruan (JST) yang diimplementasikan pada *software* MATLAB. Data yang digunakan berasal dari MIT-BIH *database*. Penelitian ini diawali dengan tahap ekstraksi fitur yang dilakukan untuk menentukan fitur EKG dari hasil rekaman gelombang EKG. Dari ekstraksi fitur didapatkan interval RR normal dan PVC secara berurutan adalah $0,8655 \pm 0,1828$ detik dan $0,5139 \pm 0,0949$ detik. Hasil interval gradien gelombang R normal dan PVC secara berurutan adalah $0,6122 \pm 0,1735$ dan $0,1840 \pm 0,0733$. Untuk interval QR normal dan PVC secara berurutan adalah $0,0572 \pm 0,0180$ detik dan $0,0901 \pm 0,0265$ detik. Tahap selanjutnya adalah tahap pembentukan JST propagasi balik. Hasil pembentukan JST digunakan dalam tahap pelatihan dan pengujian. Tahap pelatihan menggunakan 3% dari jumlah total data, sedangkan 97% dari jumlah total data digunakan untuk tahap pengujian. Kinerja dari metode yang diusulkan ini ditentukan dengan menentukan nilai akurasi hasil pengujian. Dengan tiga fitur EKG (interval RR, gradien gelombang R, dan QR), menunjukkan hasil sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi lebih baik dari pada dengan dua

Rani Sukmawati dkk: Pengenalan Pola Aritmia Kontraksi Ventrikel Dini pada Elektrokardiogram dengan Jaringan Syaraf Tiruan menggunakan Fitur Interval RR, Gradien Gelombang R, dan QR

fitur (interval RR dan gradient gelombang R). Dengan tiga fitur diperoleh nilai sensitivitas 99,82% spesifisitas 99,48%, dan akurasi 99,38%.

Kata kunci. *kontraksi ventrikel dini, elektrokardiogram, gradien gelombang R, interval RR, interval QR, Jaringan Syaraf Tiruan,*

PENDAHULUAN

World Health Organization (WHO) menyatakan bahwa penyakit jantung koroner menjadi penyebab kematian nomor satu di dunia (WHO, 2011). Menurut WHO, pada tahun 2008 sebanyak 17,3 juta orang meninggal disebabkan oleh penyakit jantung. Dari kematian tersebut tercatat bahwa 7,3 juta orang meninggal disebabkan oleh penyakit jantung koroner dan 6,2 juta disebabkan karena stroke (WHO, 2011). Jumlah kematian akibat penyakit jantung dan stroke diprediksi akan meningkat sampai tahun 2030 menjadi 23,3 juta (Mathers *et al.*, 2006) (WHO, 2011).

Jantung merupakan organ vital dalam tubuh manusia. Jantung berfungsi untuk memompa darah ke seluruh tubuh (Yani, 2012). Apabila terdapat gangguan irama jantung, maka dapat menyebabkan penyakit jantung yang fatal. Dengan adanya hal tersebut, maka perlu dilakukan deteksi dini gangguan irama jantung.

Salah satu penyakit jantung yang berbahaya adalah aritmia. Gangguan irama jantung (aritmia) dapat didefinisikan sebagai suatu kelainan dalam kecepatan, irama, tempat asal dari rangsangan, atau gangguan penghantar yang dapat menyebabkan perubahan dalam urutan normal aktivasi atrium dan ventrikel (Abidin, 2012) (Patil *et al.*, 2012).

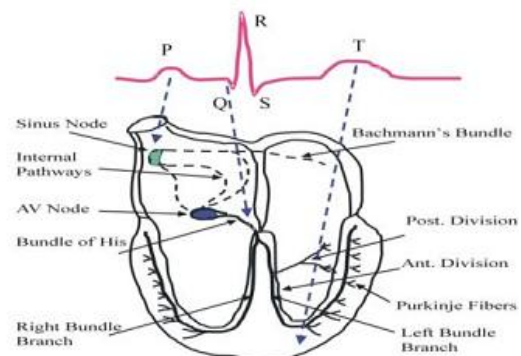
Gangguan aritmia dapat dideteksi dengan pembacaan rekaman aktivitas jantung dengan alat yang disebut elektrokardiogram (EKG). EKG adalah rekaman aktivitas elektrik sebuah jantung. Aktivitas ini dapat terjadi ketika sebuah otot ber kontraksi. Kontraksi otot ini menyebabkan perubahan listrik di dalam jantung yang biasa disebut dengan

depolarisasi (Julian dkk., 2011). Aktivitas kelistrikan jantung sampai dengan munculnya gelombang EKG ditunjukkan seperti pada **Gambar 1**.

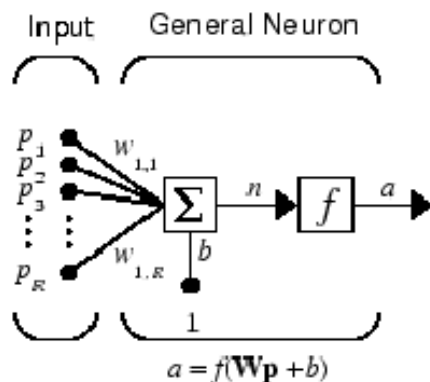
Sistem yang dibuat dalam penelitian ini diharapkan dapat membuat sistem otomatis untuk mendeteksi pola aritmia kontraksi ventrikel dini atau *Premature Ventricular Contraction* (PVC) dengan fitur EKG (interval RR, gradient gelombang R, dan interval QR). Sehingga dapat diharapkan memberi kontribusi yang lebih baik di bidang kedokteran.

PVC adalah impuls elektrik ekstra yang muncul dari ventrikel kiri. PVC disebabkan oleh impuls elektrik spontan yang muncul dalam ventrikel. Hal tersebut menunjukkan ketidakstabilan elektrik turunan dalam jantung, selain itu juga dapat menyebabkan peningkatan risiko kematian mendadak (Gabriel, 2003).

Deteksi kontraksi ventrikel dini berdasarkan pada fitur Interval RR, gradien gelombang R, dan QR menggunakan software MATLAB dengan metode Jaringan Syaraf Tiruan (JST). JST adalah sebuah model matematika atau model komputasi sebagai system pemroses



Gambar 1. Proses pembentukan gelombang pada kerja jantung (Chattopadhyay *et al.*, 2012)



Gambar 2. Jaringan Syaraf Tiruan (Beale, 2013)

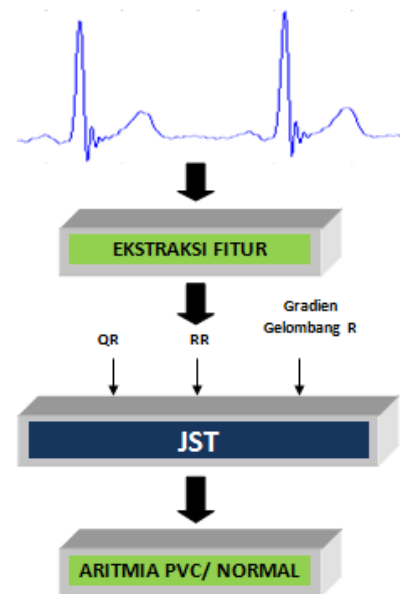
informasi yang memiliki karakteristik yang sama dengan jaringan syaraf biologi. Teknik pemrosesan ini dapat bekerja berdasarkan system syaraf, seperti pada otak manusia. Istilah buatan digunakan karena jaringan saraf diimplementasikan dengan menggunakan program komputer yang mampu menyelesaikan jumlah proses perhitungan selama pembelajaran (Vanage, 2012).

Dengan adanya penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi yang baik untuk membuat system identifikasi data EKG PVC dalam dunia medis.

METODE PENELITIAN

Pengklasifikasian yang digunakan adalah metode JST propagasi balik yang diimplementasikan menggunakan perangkat lunak MATLAB. Data yang digunakan dalam penelitian ini adalah data dengan nomor pasien 116, 119, 221, dan 228 yang berasal dari MIT-BIH aritmia database.

MIT-BIH aritmia database adalah kumpulan dari bahan standart untuk mengevaluasi deteksi aritmia dan telah banyak digunakan sebagai penelitian dasar untuk penyakit jantung di sekitar 500 situs di seluruh dunia sejak tahun 1980. Website resmi dari MIT-BIH aritmia database adalah PhysioNet (<http://www.physionet.org/>) yang didirikan pada tahun 1999. PhysioNet



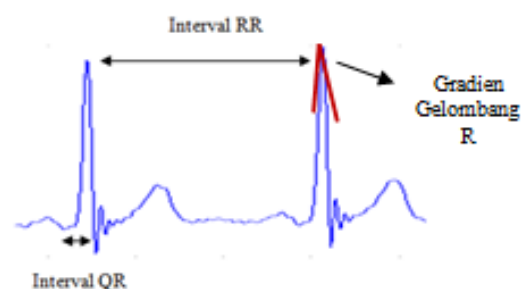
Gambar 3. Tahap penelitian

digunakan sebagai sumber bahan penelitian (Moody and Mark, 2001).

Secara umum, proses dalam penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 3. Prosedur dari penelitian terdiri dari ekstraksi fitur EKG, pembentukan JST, pelatihan JST, pengujian JST, dan penentuan kinerja hasil penelitian.

Gambar 3 menunjukkan fitur EKG (interval QR, RR, dan gradien gelombang R) yang diperoleh dari data EKG yang telah melalui tahap ekstraksi fitur. Hasil dari ekstraksi fitur kemudian digunakan sebagai masukan dalam JST untuk melalui tahap pelatihan dan pengujian. Hasil keluaran dari pengujian adalah normal atau PVC.

Gambar 4 menunjukkan panjangnya rentang setiap interval dalam EKG yang digunakan untuk pendeteksian PVC. Fitur



Gambar 4. Gelombang EKG dan fitur interval RR, gradien gelombang R, dan QR

interval RR, gradient gelombang R, dan QR ditentukan sesuai pada **Gambar 4**.

Metode yang digunakan adalah JST propagasi balik dengan fungsi aktivasi sigmoid. JST ditunjukkan pada **Gambar 2**. Fungsi aktivasi sigmoid ditunjukkan pada persamaan 1.

$$F(x) = \frac{1}{1+e^{-x}} \dots \dots \dots (1)$$

Tahap pelatihan JST menggunakan 3% dari data total masukan. Pelatihan JST dengan propagasi balik meliputi dua tahap, yaitu tahap perambatan maju dan tahap perambatan mundur. Tahap pelatihan JST ini merupakan tahap perhitungan bobot. Masing-masing bobot selanjutnya ditambah dengan nilai bias. Kemudian melalui fungsi aktivasi diperoleh nilai keluaran jaringan. Apabila hasil antara nilai keluaran jaringan dengan nilai target yang diharapkan masih memiliki kesalahan yang besar, maka nilai ini akan diumpungkan kembali sebagai sebuah inputan pada lapisan yang sebelumnya. Proses ini terjadi secara terus menerus sampai diperoleh nilai keluaran yang sesuai dengan hasil yang diharapkan.

Tahap selanjutnya adalah tahap pengujian, tahap pengujian ini adalah tahap yang dilakukan untuk mengetahui seberapa besar jaringan dapat mengenali pola. Tahap pengujian menggunakan sebesar 97% dari jumlah keseluruhan data total masukan. Bobot yang digunakan dalam tahap pengujian ini adalah bobot yang diperoleh dari hasil pelatihan JST.

Terdapat beberapa variasi dalam tahap pengujian. Variasi yang dilakukan adalah variasi pengujian untuk pasien masing-masing dengan nomor data 116, 119, 221, dan 228. Pengujian juga dilakukan untuk semua pasien dengan variasi fitur sebagai masukan. Selain itu, untuk mengetahui pengaruh jumlah fitur yang digunakan, jumlah pengujian dilakukan sebanyak dua kali, yaitu pengujian dengan menggunakan tiga buah fitur (Interval RR, gradient gelombang R, dan QR) dan pengujian

dengan dua buah fitur (Interval RR dan gradient gelombang R).

HASIL DAN PEMBAHASAN

Penelitian untuk membuat pengenalan pola kontraksi ventrikel dini menggunakan fitur interval RR, gradient gelombang R, dan interval QR telah berhasil dilakukan dengan metode Jaringan Syaraf Tiruan yang diimplementasikan pada *software* MATLAB.

Hasil ekstraksi fitur EKG ditunjukkan pada **Tabel 1**, **Tabel 2**, dan **Tabel 3**. **Tabel 1** menunjukkan bahwa rata-rata interval RR untuk *beat* normal memiliki nilai yang lebih lebar dibandingkan dengan *beat* PVC ($0,8655 \pm 0,1828$ detik vs $0,5139 \pm 0,0949$ detik).

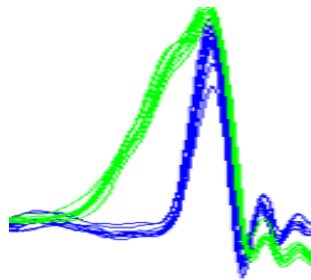
Fitur kedua yang diamati adalah gradien gelombang R. Berdasarkan hasil ekstraksi fitur EKG pada **Tabel 2** menunjukkan nilai gradien gelombang R untuk *beat* normal lebih besar jika dibandingkan dengan gradien gelombang R untuk *beat* PVC ($0,6122 \pm 0,1735$ detik vs $0,1840 \pm 0,0733$ detik).

Tabel 1. Hasil ekstraksi fitur EKG untuk interval RR

Pasien	Interval RR (detik)	
	Normal	PVC
116	$0,7603 \pm 0,0596$	$0,5047 \pm 0,0365$
119	$1,0235 \pm 0,1947$	$0,5072 \pm 0,0924$
221	$0,7971 \pm 0,1769$	$0,4687 \pm 0,0682$
228	$0,9460 \pm 0,1503$	$0,5743 \pm 0,1037$
Rata-rata	$0,8655 \pm 0,1828$	$0,5139 \pm 0,0949$

Tabel 2. Hasil ekstraksi fitur EKG untuk interval gradient gelombang R

Pasien	Gradien Gelombang R	
	Normal	PVC
116	$0,6285 \pm 0,1827$	$0,2006 \pm 0,1031$
119	$0,2006 \pm 0,1031$	$0,1632 \pm 0,0410$
221	$0,6226 \pm 0,1059$	$0,1650 \pm 0,0595$
228	$0,4283 \pm 0,1155$	$0,2254 \pm 0,0874$
Rata-rata	$0,6122 \pm 0,1735$	$0,1840 \pm 0,0733$



Gambar 5. Puncak gelombang R, dengan biru adalah gelombang normal dan hijau adalah PVC

Tabel 3. Hasil ekstraksi fitur EKG untuk interval QR

Pasien	Interval QR (detik)	
	Normal	PVC
116	$0,0627 \pm 0,0762$	$0,1298 \pm 0,0099$
119	$0,0372 \pm 0,0099$	$0,0699 \pm 0,0074$
221	$0,0769 \pm 0,0110$	$0,1138 \pm 0,0213$
228	$0,0444 \pm 0,0005$	$0,0767 \pm 0,0136$
Rata-rata	$0,0572 \pm 0,0180$	$0,0901 \pm 0,0265$

detik). Gradien gelombang R untuk PVC lebih sempit karena gelombang R PVC lebih lebar dari pada normal. Sehingga kemiringan dari puncak gelombang R lebih kecil. Perbedaan puncak gelombang normal dan PVC ditunjukkan pada **Gambar 5**.

Sedangkan untuk fitur EKG ketiga yang diamati adalah fitur interval QR. Berdasarkan hasil ekstraksi fitur EKG pada **Tabel 3** menunjukkan bahwa interval QR untuk *beat* normal lebih sempit dibandingkan dengan *beat* PVC ($0,0572 \pm 0,0180$ detik vs $0,0901 \pm 0,0265$ detik). Interval QR dari gelombang EKG PVC ini berbeda dengan gelombang EKG normal. Hal ini dikarenakan depolarisasi ventrikel pada PVC terjadi lebih awal dari pada gelombang normal. Hal tersebut mengakibatkan interval QR pada PVC lebih panjang dari pada gelombang normal.

Selain itu interval RR sebelum gelombang PVC lebih pendek dari pada gelombang normal, hal ini dikarenakan gelombang P pada PVC tidak muncul. Akibatnya interval RR pada PVC memiliki panjang yang lebih pendek.

Tabel 4. Jumlah data normal dan PVC

Pasien	Normal	PVC
116	2297	109
119	1543	443
221	2031	395
228	1688	361
Total data	7559	1308

Tahap pelatihan JST menghasilkan nilai bobot paling baik yang kemudian digunakan dalam pengujian JST. Dalam tahap pelatihan, iterasi berjalan terus-menerus sampai diperoleh nilai SSE yang diharapkan. Dalam penelitian ini SSE yang diharapkan adalah sebesar 0,01.

Pengujian JST untuk setiap variasi jumlah fitur dilakukan sebanyak lima kali, yaitu pengujian untuk masing-masing pasien 116, 119, 221, 228, dan total semua pasien. Dengan jumlah data normal dan PVC untuk setiap pasien ditunjukkan pada **Tabel 4**.

Pengujian JST dilakukan dua kali, yaitu pengujian dengan dua buah fitur (interval RR dan gradient gelombang R) dan tiga buah fitur (interval RR, gradient gelombang R, dan QR). Hasil pengujian terdiri dari nilai sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi yang ditunjukkan dalam persen. Spesifisitas adalah kepekaan sistem mendeteksi output normal yang dihasilkan, persamaan untuk menghitung Spesifisitas ditunjukkan pada persamaan 2. Sedangkan sensitivitas adalah kepekaan sistem mendeteksi output PVC yang dihasilkan, persamaan untuk menghitung sensitivitas ditunjukkan pada persamaan 3. Untuk menentukan kinerja dari sistem, dilakukan dengan menghitung akurasi, persamaan yang menunjukkan cara menghitung akurasi ditunjukkan pada persamaan 3.

Hasil pengujian JST menunjukkan bahwa tiga fitur menghasilkan nilai akurasi yang lebih baik. Hasil pengujian JST untuk dua fitur ditunjukkan pada **Tabel**

Sedangkan hasil pengujian tiga fitur ditunjukkan pada **Tabel 6**.

Sensitivitas

$$= \frac{O_{pvc}}{S_{pvc}} \times 100\% \dots \dots \dots (3)$$

Spesifisitas

$$= \frac{O_n}{S_n} \times 100\% \dots \dots \dots (2)$$

Akurasi

$$= \frac{O_n + O_{pvc}}{S_{tot}} \times 100\% \dots \dots \dots (4)$$

Dengan :

- O_{pvc} = Output PVC terdeteksi PVC
- O_n = Output normal terdeteksi normal
- S_{pvc} = Jumlah *beat* PVC
- S_n = Jumlah *beat* normal
- S_{tot} = Jumlah *beat* total

Tabel 5.Hasil pengujian JST dengan fitur Interval RR dan gradien gelombang R

Hasil pengujian JST untuk setiap pasien memiliki nilai yang berbeda-beda, bahkan untuk semua pasien total. Pada hasil

Pasien	Sensitivitas (%)	Spesifisitas (%)	Akurasi (%)
116	80,37	99,01	98,16
119	100	100	100
221	99,22	99,74	99,66
228	96,58	99,02	98,64
116, 119, 221, dan 228	97,16	99,42	99,09

Tabel 6.Hasil pengujian JST dengan fitur Interval RR, gradien gelombang R, dan QR

Pasien	Sensitivitas (%)	Spesifisitas (%)	Akurasi (%)
116	95,33	99,33	99,14
119	100	100	100
221	99,22	99,09	99,11
228	98,01	99,63	99,40
116, 119, 221, dan 228	98,82	99,48	99,38

pengujian dengan dua fitur, sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi yang paling baik ditunjukkan oleh pasien 119 sebesar 100%. Sedangkan hasil yang paling sedikit ditunjukkan pada pasien dengan nomor data 116, sebesar 80,37%, 99,01%, dan 98,16%.

Sedangkan untuk tiga fitur menunjukkan nilai yang sensitivitas, spesifisitas, dan akurasi yang paling besar juga ditunjukkan pada pasien dengan nomor data 119, yaitu sebesar 100%. Hasil yang paling kecil ditunjukkan pada pasien 221 sebesar 99,22%, 99,09%, dan 99,11%.

Hasil pengujian untuk semua pasien dengan dua fitur menghasilkan nilai sebesar 98,82%, 99,48%, dan 99,39%, nilai tersebut meningkat ketika menggunakan tiga fitur, yaitu sebesar 98,82%, 99,48%, dan 99,38%. Nilai akurasi dengan tiga fitur cenderung lebih baik dari pada dengan dua fitur. Sehingga dalam penelitian ini, penambahan fitur interval QR dalam pengujian memberikan hasil akurasi yang lebih baik.

KESIMPULAN

Pada penelitian ini telah dilakukan pengenalan pola PVC menggunakan JST dengan fitur interval RR, gradient gelombang R, dan QR. Pengujian dilakukan dengan dua buah fitur (interval RR dan gradien gelombang R) dan dengan tiga buah fitur (interval RR, gradient gelombang R, dan QR). Hasil pengujian menunjukkan bahwa akurasi yang diperoleh dari tiga fitur lebih baik dari pada akurasi dua fitur. Hasil pengujian untuk dua fitur adalah dengan sensitivitas 97,16%, spesifisitas 99,42%, dan akurasi 99,09%. Sedangkan hasil pengujian JST untuk tiga fitur adalah dengan sensitivitas 99,82%, spesifisitas 99,48%, dan akurasi 99,38%.

DAFTAR PUSTAKA

- Abidin, Z. (2012). *Faktor Risiko Penyakit Jantung Koroner pada Pasien Rawat Inap Di Cardiovascular Care Unit (Cvcu) Cardiac Centre Rsup Dr.*

- Wahidin Sudirohusodo Makassarperiode Januari–Juli 2008 (disertasi). Makassar :Universitas Hasanuddin.
- Beale, M. H., Hagan M. T., & Demuth, H. B. (2013) .Neural Network Toolbox User’s Guide.The Math Work,Inc.
- Chattopadhyay, S., Das, S., Nag, A., Jayanta, K. R., Bhattacharjee, S., & Neogi, B. (2012). Design and Simulation Approach Introduced to ECG Peak Detection with Study on Different Cardiovascular Disease.ISSN2250-3153.
- Grabiel, J. (2003). Fisika Kedokteran.Jakarta: EGC.
- Julian, A R. 2011.Klasifikasi Aritmia EKG Menggunakan Jaringan Saraf Tiruan dengan Fungsi Aktivasi Adaptif (skripsi).Surabaya : Institut Sepuluh November.
- Mathers, C. D. & Loncar, D.(2006). Projections of global mortality and burden of disease from 2002 to 2030.PLoS Med, 3(11):e442.
- Moody, G. B. & Mark, R. G. (2001).The impact of the MIT-BIH arrhythmia database.IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 20, 45-50
- MIT-BIH. (2013). MIT-BIH Arrhythmia Database (mitdb).<http://physionet.org/cgi-bin/atm/ATM>.Diakses tanggal 15 Februari 2013 pukul 10.32 WIB.
- Patil, D. D., Patil, D., Pandharpatte, S., Dhekane, R., Mohol, T., & Wadhav, V. M. (2012). Intelligent Arrhythmia Diagnostics System.IJCSI.
- Vanage, A. M., Khade, R. H., & Shinde, D. B. (2012). Classifying Five Different Arrhythmias by Analyzing the ECG Signals.IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management, Vol. 15, ISSN 2230-7893.
- WHO. (2011). Atlas on Cardiovascular Disease Prevention and Control. Geneva, World Health Organization. <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>.Diakses pada tanggal 19 Februari 2014 pukul 13.49 WIB.
- WHO. (2011). Global Status Report on Noncommunicable Diseases 2010. World Health Organization.<http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>.Diakses pada tanggal 19 Februari 2014 pukul 14.15 WIB.
- Yani, A. (2012). Penerapan Anfis untuk Pengenalan Sinyal EKG.Jurnal Saintikom ,11 (2).

