

PRESENTASI ECG KONDISI NORMAL DAN ABNORMAL DALAM SPEKTRUM FREKUENSI MENGGUNAKAN EXCEL

Budyi Suswanto¹⁾, Mokhammad Mukhsim²⁾, Sabar Setiawidayat³⁾

¹Teknik Industri, Universitas Widyagama, Malang
Email: budyi_uwg@yahoo.com

²Teknik Elektro, Universitas Widyagama, Malang

³Teknik Elektro, Universitas Widyagama, Malang
Email: sabarset@widayagama.ac.id

Abstrak

Elektro kardiogram umumnya dipresentasikan dalam amplitude basis waktu. Dalam basis frekuensi, suatu sinyal akan dipresentasikan dalam magnitudo terhadap frekuensinya, sehingga terlihat frekuensi – frekuensi penyusunnya. Penelitian ini bertujuan untuk merepresentasikan Elektro kardiogram basis spasial kondisi Normal dan Abnormal kedalam spectrum frekuensi menggunakan Program Excel. Metode sampling digunakan untuk mengubah sinyal analog kontinyu menjadi sinyal diskrit. Penerapan metode Fast Fourier Transform pada data diskrit akan diperoleh magnitudo berbasis frekuensi yang dikenal dengan spectrum frekuensi. Lead II merupakan acuan parameter bagi lead-lead yang lain karena memiliki morfologi yang jelas untuk amplitude PQRST. Dalam penelitian ini, data diskrit ECG diperoleh dari Physionet MIT-BIH dan Laboratorium CVCU RS Saiful Anwar Malang. Hasil penelitian menunjukkan bahwa pada rentang frekuensi 0-40 Hz memiliki spectrum frekuensi yang tinggi untuk kondisi normal sedangkan untuk kondisi abnormal spektrumnya rendah. Pada frekuensi 0-0.05 Hz Phasenya menurun untuk kondisi normal sedangkan kondisi abnormal phasanya menaik.

Kata kunci: spectrum, excel, diskrit, ECG analog

Abstract

The electrocardiogram is generally presented in the amplitude of the time base. In a frequency band, a signal will be presented in magnitude to its frequency, so as to see its constituent frequencies. This study aims to represent the spatial basis electrocardiogram of Normal and Abnormal conditions into the frequency spectrum using the Excel Program. The sampling method is used to convert a continuous analog signal into a discrete signal. The application of Fast Fourier Transform method in discrete data will be obtained by frequency-based magnitude known as frequency spectrum. Lead II is a parameter reference for other leads because it has a clear morphology for PQRST amplitude. In this study, ECG discrete data were obtained from Physionet MIT-BIH and CVCU Laboratory of Saiful Anwar Hospital Malang. The results showed that in the frequency range 0-40 Hz has a high frequency spectrum for normal conditions while for abnormal conditions low spectrum. At the frequency 0-0.05 Hz Phasanya decreased for normal conditions while the abnormal condition of the phenomenon increased.

Keywords: spectrum, excel, discrete, ECG analog

PENDAHULUAN

Hasil pemeriksaan kondisi Jantung menggunakan Elektrokardiograf hingga saat ini menghasilkan gelombang Elektro kardiogram (ECG) yang tercetak pada kertas khusus ECG atau pun direpresentasikan pada layar monitor (Jones, 2007), (Guyton and Hall, 2006), (Chia, 2000), (Foster, 2007). Gelombang ECG untuk pemeriksaan standard klinis dipresentasikan untuk 12 sadapan dengan beberapa informasi angka dari beberapa sadapan saja (Guyton and Hall, 2006). Presentasi gelombang merupakan Amplitude tegangan (beda potensial) sebagai fungsi waktu (spasial), adalah defleksi perjalanan impuls dalam otot-otot Jantung terhadap posisi electrode sadapan (Cameron and Skofronick, 1978), (Setiawidayat et al., 2016), (Setiawidayat and Joegijantoro, 2018), (Sharma et al., 2012), (Trivedi and Ayub, 2014).

Dalam pemeriksaan standard klinis, penyadapan sinyal dilakukan pada 12 lokasi yang terdiri dari 6 sadapan pada bagian Ekstrimitas dan 6 sadapan pada bagian dada []. Periodiknya propagasi impuls yang secara autonomic dipancarkan dari serabut syaraf Pacemaker (SA node, AV node, Purkinje fibre) ke otot-otot Jantung menyebabkan timbulnya siklus kontraksi dan relaksasi pada otot-otot Jantung (Iaizzo, 2005). Berdasarkan kontraksi dan relaksasi otot inilah maka Jantung berfungsi sebagai pompa sirkulasi darah (Afkhami and Tinati, 2015), (Ashish Birle et al., 2015). Pada setiap siklus terdapat gelombang yang mempunyai peak amplitude, durasi segmen dan durasi interval. Peak amplitude dengan satuan mili volt (mV) dilambangkan oleh Einthoven dengan nama peak P, peak Q, peak R, peak S dan peak T (Arkadiy, 2015). Durasi segmen dengan satuan milisekon (ms) diberi nama PR dan ST sedangkan durasi interval dengan satuan ms diberi nama PR, QT, ST dan QS.

Keterbatasan informasi peak amplitude, segmen dan durasi dalam hasil pemeriksaan menyebabkan kebutuhan waktu untuk menghitung menggunakan acuan garis kotak-kotak pada kertas ECG (Setiawidayat, 2017). Pengubahan basis sinyal dari fungsi waktu (spasial) ke basis frekuensi (spectrum frekuensi), memungkinkan cara pandang lain untuk interpretasi dan diagnosis (Gothwal et al., 2011), (Hussain A. Jaber AL-Ziarjawey and Ilyas Çankaya, 2015), (John G. Webster, 2004). Dalam basis fekuensi akan dapat terlihat pada frekuensi mana saja magnitude yang besar dan phase yang lebar.

METODE PENELITIAN

Ruang lingkup atau objek penelitian ini adalah sinyal ECG, yang diperoleh dengan mengunduh dari Physionet dan pengukuran sendiri. Data pengukuran sendiri diperoleh dengan cara pemeriksaan langsung kepada pasien di rumah sakit Saiful Anwar Malang menggunakan perangkat Elektro kardiograf diskrit (ECGd) (Setiawidayat, 2017).

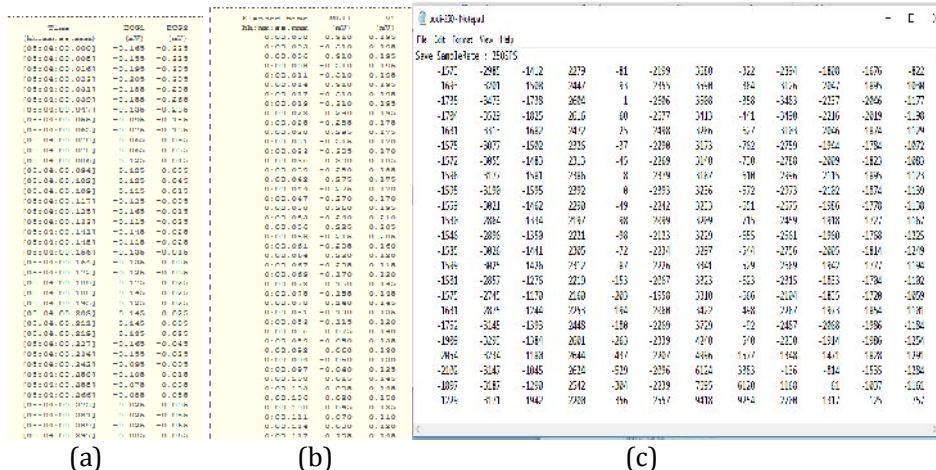
Penelitian ini dirancang dengan tahapan sebagai berikut :

1. Pengumpulan data diskrit ECG selama 10 detik
 - a. Unduh dari Physionet kondisi Normal dan Aritmia
 - b. Pemeriksaan pasien langsung menggunakan ECGd
2. Pemrograman Fast Fourier Transform (fft) menggunakan Excel
 - a. Program Magnitude vs frekuensi
 - b. Program Phase vs frekuensi
3. Plot spectrum frekuensi
4. Analisis data

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengumpulan Data

Data diskrit hasil unduh dari MIT-BIH Physionet ditunjukkan pada gambar 1a dan 1b sedangkan hasil pemeriksaan langsung ditunjukkan pada gambar 1c.

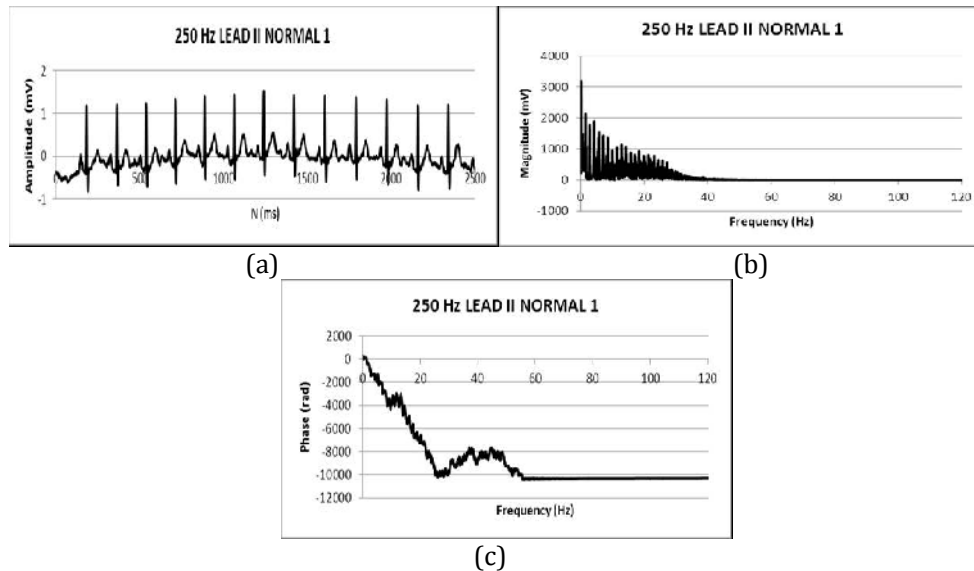


Gambar 1. Samples as text MIT-BIH record 16265,105 dan ECGd-1

Spektrum Frekuensi

Pengubahan sinyal basis waktu (diskrit) menjadi basis frekuensi dilakukan dengan metode Transformasi Fourier. Gambar 2 memperlihatkan gelombang ECG

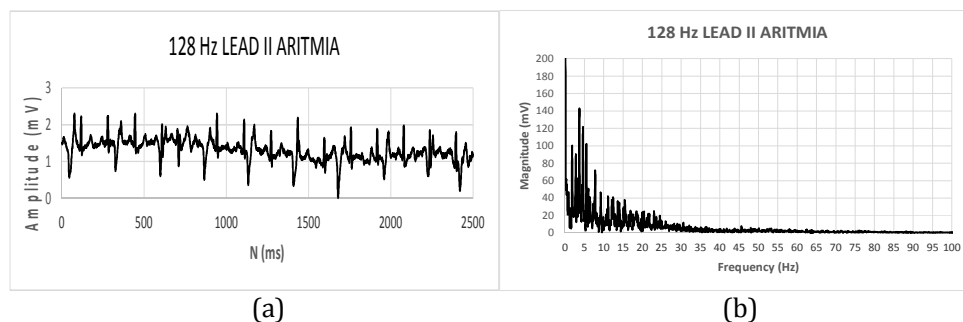
kondisi normal lead II spasial, spectrum frekuensi dan spectrum fasanya untuk sampling 250 Hz ECGd-1.

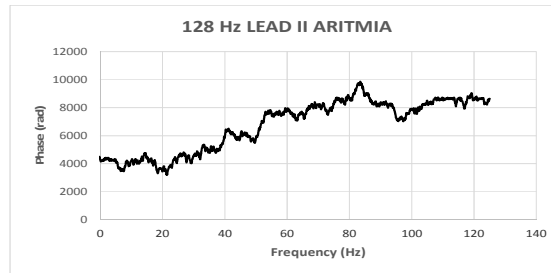


Gambar2.ECG lead II 250 Hz Spasial, spectrum frekuensi & spectrum Fasa kondisi Normal

Gambar 2 (a) merupakan sinyal ECG analog kontinyu lead II yang disampling pada frekuensi 250 Hz. Pada gambar 2 (b), Komponen sinyal tersusun secara dominan pada rentang frekuensi ± 0 Hz hingga ± 40 Hz (bandwidth=40 Hz), sedangkan yang lainnya adalah *noise*. Pada gambar 2 (c), nilai phase menurun dari 0 hingga -10.000 pada rentang frekuensi dari 0 hingga ± 60 Hz.

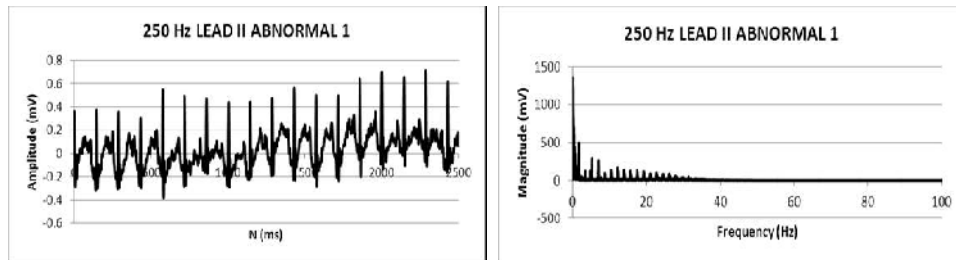
Gambar 3 memperlihatkan gelombang ECG kondisi abnormal lead II spasial, spectrum frekuensi dan spectrum fasanya untuk sampling 128 Hz data dari MIT-BIH record 101, sedangkan gambar 4 memperlihatkan gelombang ECG kondisi abnormal lead II spasial, spectrum frekuensi dan spectrum fasanya untuk sampling 250 Hz data dari ECGd-1.





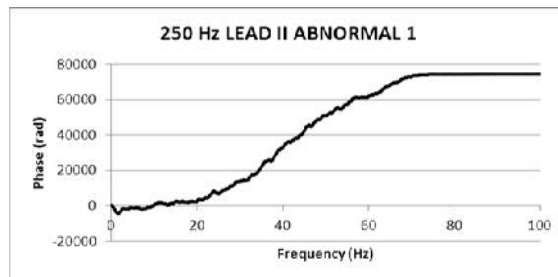
(c)

Gambar3.ECG lead II 128 Hz Spasial, spectrum frekuensi & spectrum Fasa kondisi Abnormal



(a)

(b)



(c)

Gambar4.ECG lead II 250 Hz Spasial, spectrum frekuensi & spectrum Fasa kondisi Abnormal

Gambar3 (a) adalah sinyal ECG analog kontinyu lead II yang disampling pada frekuensi 128 Hz. Gambar 3 (b), Komponen sinyal tersusun secara dominan pada rentang frekuensi 0 Hz hingga ± 35 Hz (bandwidth=35 Hz), sedangkan yang lainnya adalah *noise*. Pada gambar 3 (c), nilai phase menaik dari 0 hingga ± 7500 radian pada rentang frekuensi dari 0 hingga ± 70 Hz.

Gambar4 (a) adalah sinyal ECG analog kontinyu lead II yang disampling pada frekuensi 250 Hz. Gambar 3 (b), Komponen sinyal tersusun secara dominan pada rentang frekuensi 0 Hz hingga ± 35 Hz (bandwidth=35 Hz), sedangkan yang lainnya adalah *noise*. Pada gambar 3 (c), nilai phase menaik dari 0 hingga ± 7500 pada rentang frekuensi dari 0 hingga ± 70 Hz.

Pembahasan

Analisis spectrum frekuensi menggunakan *Fast Fourier Transform* (FFT) dapat mengklasifikasikan sinyal kondisi Normal dan sinyal kondisi Abnormal berdasarkan frekuensi dan fasanya.

Magnitude lead II pada rentang frekuensi 0 hingga 40 Hz untuk kondisi Normal 250 Hz memiliki spectrum frekuensi yang tinggi sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz memiliki spektrum yang rendah. Hal ini juga terdapat pada rentang frekuensi 0 hingga 0.1 Hz dimana untuk kondisi Normal 250 Hz memiliki kerapatan spectrum frekuensi yang tinggi sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz memiliki spectrum frekuensi yang rendah. Lead II pada rentang frekuensi 0 hingga 0.05 Hz ditunjukkan dengan phase yang menurun untuk kondisi Normal 250 Hz sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz ditunjukkan dengan phase yang menaik.

Pada kondisi Normal 250 Hz memiliki magnitude pada rentang frekuensi 0 hingga 0.2 Hz, dan memiliki nilai phase untuk rentang frekuensi 0 hingga 0.3 Hz. Magnitude pada rentang frekuensi 0 hingga 40 Hz memiliki spectrum frekuensi yang kurang rapat untuk kondisi Abnormal 250 Hz, dan phase yang menaik pada rentang frekuensi 0 hingga 100 Hz.

KESIMPULAN

1. Terdapat perbedaan spectrum frekuensi dan spektrum phase untuk kondisi Normal dan kondisi Abnormal untuk lead II pada frekuensi sampling 250 Hz
2. Magnitude lead II pada rentang frekuensi 0 hingga 40 Hz untuk kondisi Normal 250 Hz memiliki spectrum frekuensi yang tinggi sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz memiliki spektrum yang rendah.
3. Terdapat rentang frekuensi 0 hingga 0.1 Hz dimana untuk kondisi Normal 250 Hz memiliki kerapatan spectrum frekuensi yang tinggi sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz memiliki spectrum frekuensi yang rendah.
4. Pada rentang frekuensi 0 hingga 0.05 Hz ditunjukkan dengan phase yang menurun untuk kondisi Normal 250 Hz sedangkan untuk kondisi Abnormal 250 Hz ditunjukkan dengan phase yang menaik.

UCAPAN TERIMA KASIH

Ucapan terima kasih disampaikan kepada Kemenristek dikti atas kepercayaan yang telah diberikan kepada penulis atas pendanaan Hibah dalam pelaksanaan Penelitian Dosen Muda tahun 2018.

REFERENSI

- Afkhami, R.G., Tinati, M.A., 2015. ECG based detection of left ventricular hypertrophy using higher order statistics, in: 2015 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering. Presented at the 2015 23rd Iranian Conference on Electrical Engineering, pp. 1-5. <https://doi.org/10.1109/IranianCEE.2015.7146172>
- Arkadiy, K., 2015. The Algorithm of Estimation of Parameters of Heart Rate, PQ and ST Intervals with Daily Monitoring Using a Portable Multifunction Device, in: 2015 International Conference on Engineering and Telecommunication (EnT). Presented at the 2015 International Conference on Engineering and Telecommunication (EnT), pp. 82-84. <https://doi.org/10.1109/EnT.2015.25>
- Ashish Birle, Suyog Malviya, Deepak Mittal, 2015. A Novel Technique of R-Peak Detection for ECG Signal Analysis: Variable Threshold Method. *Int. J. Adv. Res. Electron. Commun. Eng. IJARECE* 4.
- Cameron, J.R., Skofronick, J.G., 1978. *Medical physics*. Wiley.
- Chia, B., 2000. *Clinical Electrocardiography*, Third Edition. ed. World Scientific, New Jersey.
- Foster, D.B., 2007. *Twelve-Lead Electrocardiography*, Second. ed. Springer-Verlag London, London.
- Gothwal, H., Kedawat, S., Kumar, R., 2011. Cardiac arrhythmias detection in an ECG beat signal using fast fourier transform and artificial neural network. *J. Biomed. Sci. Eng.* 04, 289. <https://doi.org/10.4236/jbise.2011.44039>
- Guyton, A.C., Hall, J.E., 2006. *Textbook of Medical Physiology*, 11th ed. Elsevier Saundes, Mississippi.
- Hussain A. Jaber AL-Ziarjawey, Ilyas Çankaya, 2015. Heart Rate Monitoring and PQRST Detection Based on Graphical User Interface with Matlab. *Int. J. Inf. Electron. Eng.* vol.5 no.4, 6. <https://doi.org/DOI:10.7763/IJIEE.2015.V5.550>
- Iaizzo, P.A., 2005. *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*, ANSI Z39.48-1984 (American National Standards Institute) Permanence of Paper for Printed Library Materials. ed. © 2005 Humana Press Inc., Totowa, New Jersey 07512.

- John G. Webster, 2004. *Electrical Measurement, Signal Processing, and Displays*. CRC PRESS Boca Raton London New York Washington, D.C.
- Jones, S.A., 2007. *ECG Success: Exercises in ECG Interpretation*, 1 edition. ed. F.A. Davis Company, Philadelphia.
- Setiawidayat, S., 2017. Software Design for the Rrepresentation of Parameter values of Electrocardiogram 12-lead. 4th Int. Conf. Adv. Mol. Biosci. Biomed. Eng. ICAMBBE 2017 4th, 6.
- Setiawidayat, S., Joegijantoro, R., 2018. Algorithm for the Representation of Parameter Values of Electrocardiogram. *Telkomnika* Vol.16, no.3, 8. <https://doi.org/DOI: 10.12928/TELKOMNIKA.v16i3.6934>
- Setiawidayat, S., Sargowo, D., Sakti, S.P., Andarini, S., 2016. The Peak of the PQRST and the Trajectory Path of Each Cycle of the ECG 12-Lead Wave. *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.* 4, 169–175.
- Sharma, J., Kumar, V., Ayub, S., Saini, J.P., 2012. Uniform Sampling of ECG Waveform of MIT-BIH Normal Sinus Rhythm Database at Desired Intervals. *Int. J. Comput. Appl.* 50, 6–9. <https://doi.org/10.5120/7845-0912>
- Trivedi, P., Ayub, S., 2014. Detection of R Peak in Electrocardiogram. *Int. J. Comput. Appl.* 97, 10–13.