

PENENTUAN POSISI AWAL DAN AKHIR GELOMBANG ECG TIAP SIKLUS MENGGUNAKAN ALGORITMA PQRST

Sabar Setiawidayat

Jurusan Teknik Elektro, Universitas Widyagama, Malang

Email Korespondensi: sabarset@widyagama.ac.id

ABSTRAK

Berkontraksinya otot Atrium dan otot ventrikel disebabkan adanya penjaralan impuls pada sel otot yang dipancarkan oleh pacemaker secara periodik sehingga menimbulkan siklus-siklus Jantung. Dalam satu siklus elektrokardiogram normal terdapat gelombang P, gelombang QRS dan gelombang T yang merepresentasikan kontraksi dari otot-otot Jantung. Jumlah amplitudo peak R pada gelombang elektrokardiogram mudah dilakukan dengan pengamatan, namun untuk menentukan awal dan akhir gelombang tiap siklus masih dilakukan secara manual atau perkiraan. Hal ini dimungkinkan karena gelombang dalam elektrokardiogram dipresentasikan sebagai sinyal kontinyu. Diketahuinya posisi awal dan akhir gelombang pada tiap siklus akan memudahkan untuk memperoleh heart rate maupun durasi segment dan interval, sehingga memudahkan dalam diagnosis. Dalam penelitian ini, durasi peak R to peak R dari ecg diskrit, digeser maju sejauh 1.5 dx dari posisi peak R menggunakan algoritma PQRST untuk mendapatkan posisi awal gelombang. Posisi akhir gelombang diperoleh dengan menggeser maju 0.5 dx dari posisi peak R. Hasil penelitian menunjukkan bahwa algoritma PQRST dapat menentukan posisi awal dan posisi akhir gelombang pada tiap siklus. Posisi awal dan akhir gelombang ditunjukkan pada dua sample data dari MIT-BIH dan satu sample dari RSSA Malang. Kebenaran dari gelombang dalam satu siklus yang diperoleh dapat dibuktikan dengan adanya gelombang P, QRS dan T.

Kata kunci: akhir siklus, awal siklus, durasi siklus, elektrokardiogram

ABSTRACT

The contraction of the atria and ventricular muscles is caused by the propagation of impulses in the muscle cells emitted by the pacemaker periodically, causing cardiac cycles. In a normal electrocardiogram cycle there are P waves, QRS waves and T waves which represent contractions of the heart muscles. The number of peak R amplitudes in the electrocardiogram wave is easy to do by observing, however, to determine the start and end of each cycle is still done manually or estimating. This is possible because the waves in the electrocardiogram are presented as continuous signals. Knowing the position of the start and end of the wave in each cycle will make it easier to obtain the heart rate and duration of the segment and interval, making it easier to diagnose. In this study, the peak R to peak R duration of discrete ecg, is shifted forward 1.5 dx from the peak R position using the PQRST algorithm to obtain the initial position of the wave. The final position of the wave is obtained by shifting forward 0.5 dx from the peak position R. The results show that the PQRST algorithm can determine the start and end positions of the waves in each cycle. The position of the start and end of the wave is shown in two sample data from MIT-BIH and one sample from RSSA Malang. The correctness of the waves in one cycle can be proven by the presence of P, QRS and T waves.

Keywords: end of cycle, start of cycle, cycle duration, electrocardiogram

PENDAHULUAN

Hasil pemeriksaan jantung memakai Elektrokardiograf pada umumnya dipresentasikan pada ecg paper ataupun layar monitor dalam 2 dimensi, yaitu beda potensial (tegangan, voltage) sebagai fungsi waktu [1], [2]. Cetusan propagasi impuls dari

pacemaker yang periodik menyebabkan gelombang tegangan membentuk siklus-siklus yang disebut siklus Jantung (cardiac cycle). Satu siklus adalah durasi perjalanan impuls dari pacemaker hingga Purkinje fibre, melalui otot-otot Atrium dan ventrikel [3]. Terjadinya kontraksi otot Atrium dan ventrikel disebabkan oleh penjaran impuls pada otot-otot tersebut (depolarisasi) yang pada elektrokardiogram (ecg) dipresentasikan sebagai gelombang [4]. Terdapat gelombang P untuk depolarisasi otot Atrium, gelombang QRS untuk depolarisasi otot ventrikel dan gelombang T untuk repolarisasi otot ventrikel [5]. Tiap gelombang memiliki durasi tertentu dimana jika melebihi batas yang ditentukan dikatakan sebagai kondisi abnormal. Batasan durasi gelombang ditunjukkan pada tabel 1. Idealnya bahwa setiap perhitungan durasi, baik durasi gelombang, segment maupun interval dimulai dari posisi awal siklus hingga akhir siklus, namun dalam pelaksanaannya menggunakan penggaris atau pengamatan perkiraan [6], [7], [8].

Tabel 1. Nilai normal dalam sinus rhythm pada HR 60 bpm[9]

<i>Feature</i>	<i>Normal Value</i>	<i>Normal Limit</i>
P width	110 ms	± 20 ms
PQ/PR interval	160 ms	± 40 ms
QRS width	100 ms	± 20 ms
QTc interval	400 ms	± 40 ms
P amplitude	0.15 mV	± 0.05 mV
QRS height	1.5 mV	± 0.5 mV
ST level	0 mV	± 0.1 mV
T amplitude	0.3 mV	± 0.2 mV

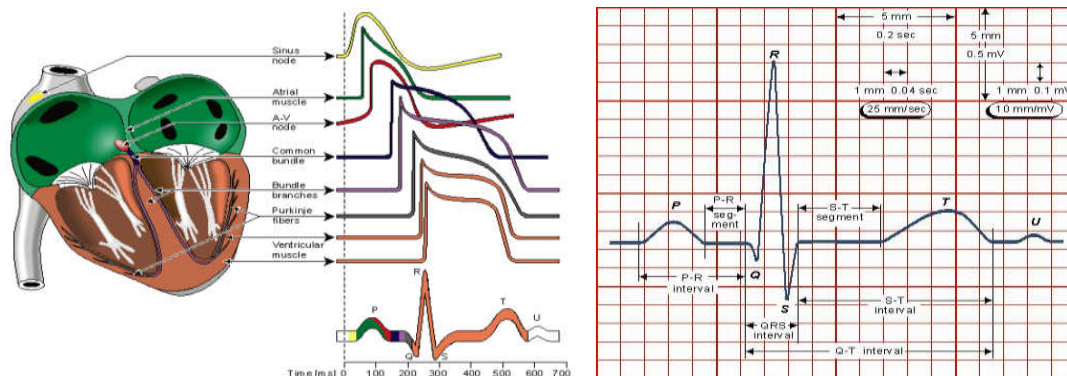
Beberapa pemerhati yang telah melakukan penelitian yang terkait dengan penentuan siklus Jantung diantaranya adalah [10], satu siklus jantung dalam sinyal EKG terdiri dari gelombang P-QRS-T. Naïve Bayes digunakan untuk mengklasifikasikan jenis penyakit jantung. Terjadinya puncak dapat direpresentasikan sebagai interval PR, kompleks QRS, interval QT, segmen PR, segmen ST. [11] merancang dan menerapkan sistem perangkat keras untuk dapat menyimpan sinyal EKG dalam 3 gelombang diskrit yaitu gelombang P, gelombang T, dan gelombang QRS kompleks. [12] mengusulkan metode multiscale fase alternation (PA) fitur multilead ECG dan dua pengklasifikasi, k-tetangga terdekat (KNN) dan KNN fuzzy untuk klasifikasi blok cabang berkas (BBB), miokard infark (MI), kelainan otot jantung (HMD) dan sehat control (HC). Metodenya menggunakan Transformasi wavelet kompleks pohon ganda (DTCWT). [13] mengusulkan algoritma PQRST untuk mendapatkan nilai parameter amplitudo puncak dan durasi dari data ECG diskrit. [14] mengusulkan suatu desain perangkat lunak untuk mendapatkan nilai-nilai parameter dari electrocardiogram yang dapat direpresentasikan di layar monitor, dengan berpedoman pada lead I atau lead II.

Penelitian ini bertujuan untuk mendapatkan posisi awal (sc, start cycle) dan posisi akhir (ec, end cycle) gelombang dalam tiap siklus menggunakan algoritma PQRST. Diperolehnya posisi sc dan ec maka akan memudahkan untuk mendapatkan nilai heart rate, peak amplitudo (P,Q,R,S,T) maupun segment dan interval [15]. Berdasarkan informasi dalam satu siklus inilah maka dapat didiagnosis berbagai penyakit Jantung seperti coroner, miocard infarct, hiperthropy, fibrillation, ischemia, arrhythmia, tachicardia, bradycardia, dan sebagainya [16].

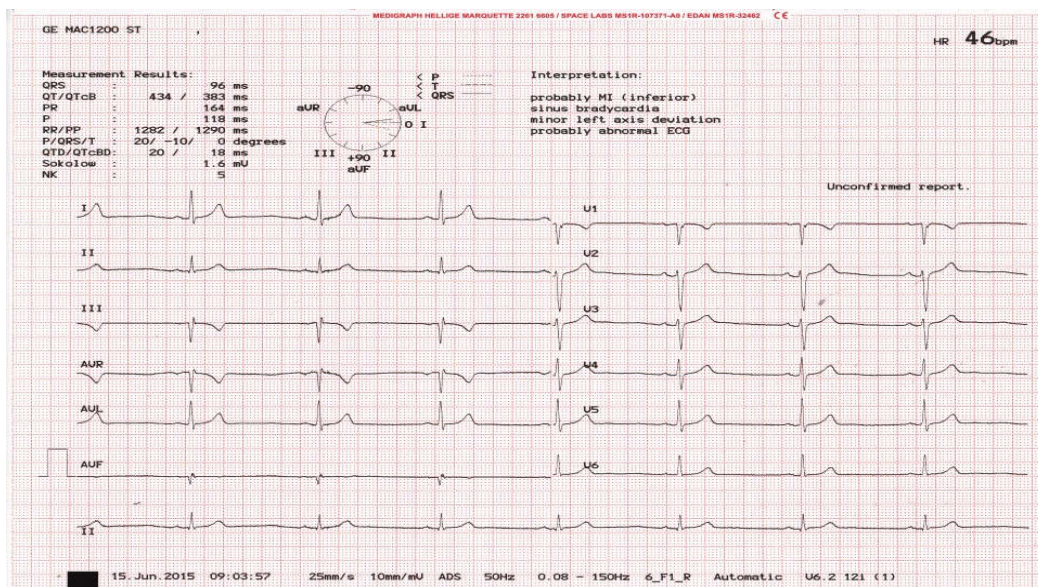
Gelombang Electrocardiogram (ECG)

Pemeriksaan Jantung menggunakan Electrocardiograph akan didapatkan suatu electrocardiogram yang ditampilkan di layar monitor atau ECG paper. Gelombang ini adalah representasi dari organ Jantung dari sisi septal, Lateral, Inferior, dan anterior [17]. Gambar

1 menunjukkan morfologi gelombang pada tiap bagian jantung dalam 1 siklus dan pedoman 1 siklus dalam ecg paper dan gambar 2 menampilkan electrocardiogram hasil pemeriksaan menggunakan electrocardiograph 12-lead.



Gambar 1. Morfologi gelombang dan pedoman 1 siklus pada ECG paper



Gambar 2. Hasil pemeriksaan Jantung dengan ECG 12-lead

Berdasarkan presentasi gelombang seperti pada gambar 2, para pengamat (kardiolog atau pakar ECG) akan dapat mendiagnosis kondisi Jantung pasien. Pengamatan dimulai dari keseluruhan presentasi gelombang hingga amplitudo puncak pada satu siklus. Penentuan jumlah siklus umumnya dilakukan dengan menghitung jumlah peak amplitudo gelombang R yang ada pada lead II atau lead I.

Data Diskrit

Semua fenomena alam yang ada di bumi ini umumnya adalah sinyal analog yang bersifat kontinyu, yaitu gejala sebagai fungsi dari waktu. Sinyal diskrit merupakan hasil sampling dari sinyal analog dengan frekuensi sampler tertentu [18]. Jika suatu siklus sinyal di sampling dengan frekuensi 250 Hz maka dalam 1 detik terdapat 250 sampling data [19]. Diskrit data dapat diartikan sebagai proses digitalisasi fungsi waktu dari sinyal analog sedangkan Quantizing dapat diartikan sebagai proses digitalisasi amplitudo dari sinyal analog. Jika kedua proses tersebut dikenakan pada sinyal analog maka sinyal tersebut akan menjadi sinyal digital [20].

METODE PENELITIAN

Algoritma PQRST merupakan langkah-langkah untuk memperoleh jumlah siklus dalam satu rekaman ECG serta penentuan durasi gelombang dalam satu siklus [21], [22], [23].

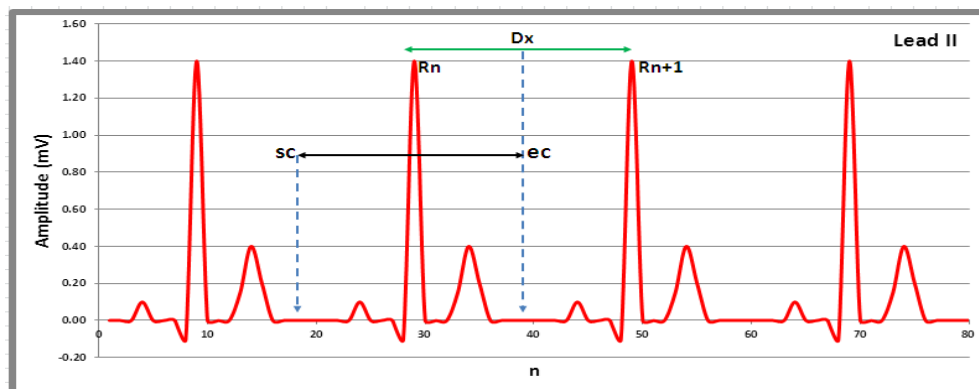
Penentuan jumlah siklus ECG

Penentuan jumlah siklus dalam elektrokardiogram umumnya dilakukan dengan menghitung jumlah peak R. Dalam penelitian ini, file data diskrit ECG tersusun deretan angka-angka amplitudo sebagai fungsi waktu. Amplitudo menyatakan penyaluran impuls dalam otot (mV) sedangkan fungsi waktu merupakan periode sampling (ms). Satu periode merupakan satu siklus, yaitu waktu yang dibutuhkan untuk menyelesaikan satu gelombang siklus [24], yang identik dengan waktu tempuh antara peak R dengan peak R berikutnya [23]. Algoritma penentuan jumlah siklus ditentukan sebagai berikut [25], [14], [26]:

1. Menentukan jumlah peak R pada data diskrit salah satu lead dengan cara memilih amplitudo R pada threshold $>2\text{mV}$
2. Jika terdapat grup angka-angka $>2\text{mV}$ maka tiap grup di pilih nilai yang maximum
3. Nilai maksimum pada tiap grup merupakan nilai peak R
4. mengurutkan nilai-nilai max tersebut berikut posisi n yang sesuai, dimana n adalah urutan sampling (integer). Jumlah nilai maximum tersebut merupakan jumlah siklus dalam file tersebut.

Penentuan durasi 1 siklus

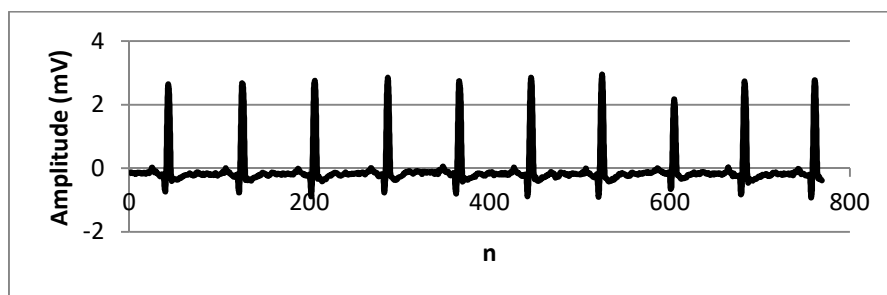
Penentuan satu siklus didasarkan pada durasi waktu atau jumlah n antara peak R dengan peak R berikutnya. Jika Dx =durasi waktu antara peak R_n dengan peak R_{n+1} , end cycle (ec) adalah posisi akhir siklus dan Start cycle (sc) adalah awal siklus maka : $ec=n$ Peak $R_n - 0.5Dx$ dan $sc=ec-Dx$. Posisi titik awal (sc) dan titik akhir (ec) suatu sinyal diperlihatkan pada gambar 3.



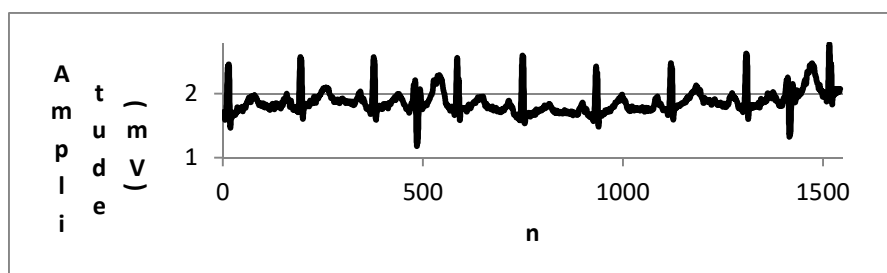
Gambar 3. Konsep penentuan titik awal dan akhir suatu siklus

HASIL DAN PEMBAHASAN

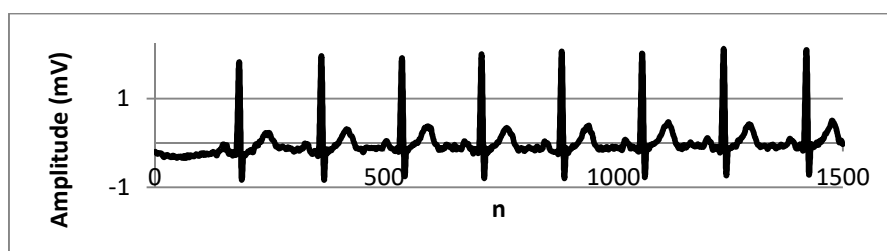
Data diskrit yang dipakai didalam riset ini diperoleh dari Physionet MIT-BIH maupun hasil pemeriksaan di RSSA Malang. Data dari Physionet adalah Santo Petersburg Arrhythmia database Incart 12 lead record 102 dengan sampler 250 Hz serta MIT-BIH sinus rhythm database normal record 16265 dengan sampler 125 Hz. Hasil running program Algoritma PQRST untuk penentuan jumlah siklus ECG selama 6 detik untuk lead II dari data record 16265 dipresentasikan pada gambar 4, untuk data record 102 ditunjukkan di gambar 5 dan untuk record masda-01 dipresentasikan pada gambar 6. Urutan siklus untuk ketiga record tersebut ditunjukkan pada tabel 2.



Gambar 4. Presentasi lead II data 16265 selama 6 detik



Gambar 5. Presentasi lead II data 102 selama 6 detik



Gambar 6. Presentasi lead II data Masda-01 selama 6 detik

Nampak dari tabel 2 bahwa data 16265 untuk durasi 6 detik memiliki 10 peak R, data 102 memiliki 9 peak R dan data masda-01 memiliki 8 peak R. Heart rate (HR) merupakan jumlah detak jantung persatuan waktu yang umum dinyatakan tiap menit atau beats per menit (bpm), yang didasarkan pada jumlah kontraksi ventrikel atau peak R.

Tabel 2. Nilai peak R dan posisi n pada tiap Siklus

Record 16265			Record 102			Record masda-01		
Peak R (mV)	N position	Cycle	Peak R (mV)	N position	Cycle	Peak R (mV)	N position	Cycle
2.635	43	1	2.438	13	1	1.7927	183	1
2.675	125	2	2.575	194	2	1.9602	363	2
2.755	206	3	2.575	377	3	1.8893	538	3
2.855	287	4	2.513	585	4	1.9982	712	4
2.735	366	5	2.598	749	5	2.0593	887	5
2.855	446	6	2.428	933	6	2.0153	1062	6
2.955	525	7	2.418	1119	7	2.1195	1240	7
2.175	605	8	2.627	1308	8	2.0798	1420	8
2.725	683	9	2.775	1516	9			
2.775	761	10						

HR normal pada orang dewasa adalah 60-100 bpm. Dalam artikel ini, HR dapat dihitung dari (60 detik/6 detik) x jumlah siklus dalam 6 detik [27]. Berdasarkan hal tersebut maka data 16265, data 102 dan data masda-01 masing-masing memiliki HR 100 bpm, 90 bpm dan 80 bpm. Hasil running program untuk mengekstraksi atau menentukan satu siklus

lead II dari data record 16265 ditunjukkan pada tabel 3, record 102 ditunjukkan pada tabel 4 dan data record Masda-01 ditunjukkan pada tabel 5.

Proses sampling dengan frequency 125 Hz akan memiliki step n dengan durasi 8 ms sedangkan sampling dengan 250 Hz akan memiliki step n dengan durasi 4 ms. Berdasarkan hal tersebut maka durasi 1 siklus untuk Data 16265, data 102 dan data masda-01 ditunjukkan masing-masing pada tabel 2, tabel 3 dan tabel 4.

Berdasarkan rerata durasi pada tabel 3, tabel 4 serta tabel 5, maka jumlah siklus dalam satu menit untuk data 16265, data 102 dan data masda-01 masing-masing adalah 94.04 bpm, 79.89 bpm dan 84.86 bpm. Angka-angka tersebut tidak lain adalah nilai heart rate yang didasarkan pada jumlah siklus. Berdasarkan nilai heart rate tersebut maka ketiga sampel data tersebut masuk dalam kondisi normally sinus rhythm.

Tabel 3. Penentuan batas 1 siklus dan durasi siklus lead II data 16265

Cycle	Rn	Rn1	Dx	Sc	ec	Duration (second)
1	43	125	82	2	84	0.656
2	125	206	81	85	166	0.648
3	206	287	81	166	247	0.648
4	287	366	79	248	327	0.632
5	366	446	80	326	406	0.640
6	446	525	79	407	486	0.632
7	525	605	80	485	565	0.640
8	605	683	78	566	644	0.624
9	683	761	78	644	722	0.624
Average duration						0.638

Tabel 4. Penentuan batas 1 siklus dan durasi siklus lead II data 102

Cycle	Rn	Rn1	Dx	sc	ec	Duration (second)
1	13	194	181	78	104	0.724
2	194	377	183	103	286	0.732
3	377	585	208	273	481	0.832
4	585	749	164	503	667	0.656
5	749	933	184	657	841	0.736
6	933	119	186	840	1026	0.744
7	119	1308	189	1025	1214	0.756
8	1308	1516	208	1204	1412	0.832
Average duration						0.751

Tabel 5. Penentuan batas 1 siklus dan durasi siklus lead II data Masda-01

Cycle	Rn	Rn1	Dx	Sc	Ec	Duration (second)
1	183	363	180	93	273	0.720
2	363	538	175	276	451	0.700
3	538	712	174	451	625	0.696
4	712	887	175	625	799	0.700
5	887	1062	175	799	974	0.700
6	1062	1240	178	973	1151	0.712
7	1240	1420	180	1150	1330	0.720
Average duration						0.707

KESIMPULAN

Penentuan jumlah siklus dapat dengan mudah dihitung berdasarkan jumlah amplitudo peak R. Data durasi peak R to peak R, digeser maju 1.5 dx dari posisi peak R menggunakan algoritma PQRSST untuk mendapatkan posisi awal gelombang (sc). Posisi akhir gelombang (ec) diperoleh dengan menggeser maju 0.5 dx dari posisi peak R. Hasil penelitian menunjukkan bahwa posisi awal dan akhir gelombang tiap siklus ditunjukkan pada dua sample data dari MIT-BIH dan satu sample dari RSSA Malang. Kebenaran dari gelombang dalam satu siklus yang diperoleh dapat dibuktikan dengan adanya gelombang P, gelombang QRS dan gelombang T dalam tiap siklus.

Penelitian lanjutan dapat dikembangkan untuk mendapatkan durasi tiap gelombang (P, QRS, T), segment (PR, ST) dan interval (PR, QRS, ST, QT) dalam tiap siklus. Terbatasnya jumlah sampel data dalam penelitian ini perlu ditambahkan guna memenuhi syarat minimal jumlah sampel penelitian.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penyampaian ucapan terima kasih ditujukan pada DRPM Kementerian Ristek-Dikti yang telah mendanai Penelitian **Perancangan Elektrokardiograf standard klinis berbasis Telemedicine** untuk skema Penelitian Terapan Unggulan Perguruan Tinggi (PTUPT) sesuai keputusan Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan nomor T/140/E3/RA.00/2019 Tanggal 23 Februari 2019,

REFERENSI

- [1] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 11th ed. Mississippi: Elsevier Saunders, 2006.
- [2] B. Chia, *Clinical Electrocardiography*, Third Edition. New Jersey: World Scientific, 2000.
- [3] D. B. Foster, *Twelve-Lead Electrocardiography*, Second. London: Springer-Verlag London, 2007.
- [4] A. L. Goldberger, *Clinical Electrocardiography*, 7th ed. Mosby, Elsevier, 2006.
- [5] J. G. G. Webster, *Medical Instrumentation, Application and Design*, 4th ed. Pennsylvania: John Wiley & Sons, Inc, 2010.
- [6] B. Ali Thariq and K. Jung H, "R-peak detection in ECG signal compression for heartbeat rate patients at 1 kHz using High Order Statistic Algorithm," *J. Multidisciplinary Eng. Sci. Technol. JMEST*, vol. 2, no. 9, p. 7, Sep. 2015.
- [7] H. Khamis, R. Weiss, Y. Xie, C. W. Chang, N. H. Lovell, and S. J. Redmond, "QRS Detection Algorithm for Telehealth Electrocardiogram Recordings," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 63, no. 7, pp. 1377–1388, Jul. 2016, doi: 10.1109/TBME.2016.2549060.
- [8] S. Setiawidayat, "Improved Information on Heart Examination Results Uses a 12-lead Discrete Electrocardiograph," *Eur. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 4, no. 1, Feb. 2020, doi: 10.24018/ejece.2020.4.1.188.
- [9] G. D. Clifford, Ed., *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Boston, Mass.: Artech House, 2006.
- [10] A. Subashini, L. SaiRamesh, and G. Raghuraman, "Identification and Classification of Heart Beat by Analyzing ECG Signal using Naive Bayes," in *2019 Third International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC)*, Coimbatore, India, Jan. 2019, pp. 691–694, doi: 10.1109/ICISC44355.2019.9036455.
- [11] S. Singh, U. Bhatt, D. Bisharad, D. Dey, and B. Bhowmik, "Portable System for Real Time Detection of P, QRS and T Waves from ECG Signals," in *2019 IEEE 5th International*

- Conference for Convergence in Technology (I2CT)*, Bombay, India, Mar. 2019, pp. 1–5, doi: 10.1109/I2CT45611.2019.9033666.
- [12] R. K. Tripathy and S. Dandapat, "Detection of Cardiac Abnormalities from Multilead ECG using Multiscale Phase Alternation Features," *J. Med. Syst.*, vol. 40, no. 6, Jun. 2016, doi: 10.1007/s10916-016-0505-6.
- [13] S. Setiawidayat and R. Joegijantoro, "Algorithm for the Representation of Parameter Values of Electrocardiogram," *TELKOMNIKA Telecommun. Comput. Electron. Control*, vol. 16, no. 3, p. 1295, Jun. 2018, doi: 10.12928/telkomnika.v16i3.6934.
- [14] S. Setiawidayat, "Software Design for the Representation of Parameter values of Electrocardiogram 12-lead," *4th Int. Conf. Adv. Mol. Biosci. Biomed. Eng. ICAMBBE 2017*, vol. 4th, p. 6, Sep. 2017.
- [15] S. Setiawidayat and A. Y. Rahman, "New method for obtaining Peak Value R and the duration of each cycle of Electrocardiogram," in *2018 International Conference on Sustainable Information Engineering and Technology (SIET)*, Malang, Indonesia, Nov. 2018, pp. 77–81, doi: 10.1109/SIET.2018.8693151.
- [16] A. Natale, *Handbook of Cardiac Electrophysiology*. Informa Healthcare UK Ltd, 2007.
- [17] B. de Luna, *Basic Electrocardiography, Normal and Abnormal ECG Patterns*, First. Massachusetts: Blackwell Futura, 2007.
- [18] Q. Qin, J. Li, Y. Yue, and C. Liu, "An Adaptive and Time Efficient ECG R-Peak Detection Algorithm," *Hindawi*, vol. 2017, p. 15, 2017, doi: doi.org/10.1155/2017/5980541.
- [19] 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, pp. 6–9, Jul. 2012, doi: 10.5120/7845-0912.
- [20] D. Prutchi and M. Norris, *Design and Development of Medical Electronic Instrumentation*, vol. First. New Jersey: A John Wiley & Sons, Inc, 2005.
- [21] Jiapu Pan and Willis J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-32, no.3, p. 7, Mar. 1985.
- [22] S. Setiawidayat, D. Sargowo, S. P. Sakti, and S. Andarini, "The Peak of the PQRST and the Trajectory Path of Each Cycle of the ECG 12-Lead Wave," *Indones. J. Electr. Eng. Comput. Sci.*, vol. 4, no. 1, pp. 169–175, Oct. 2016.
- [23] S. Setiawidayat, A. Y. Rahman, and R. Hidayati, "Deteksi Puncak Amplitudo dan Durasi Gelombang QRS Elektrokardiogram Menggunakan Discrete Data," *Vol .*, no. 3, p. 9, 2020.
- [24] S. Setiawidayat, "Komparasi Hasil Pemeriksaan Jantung antara perangkat ECGs dan ECGd menggunakan Uji Mann-Whitney," *Conf. Innov. Appl. Sci. Technol. Ciastech-2019*, vol. 2, p. 8, 2019.
- [25] S. Setiawidayat, N. Finahari, and E. Rukmigarsari, "Peningkatan Informasi Hasil Pemeriksaan Jantung Menggunakan Electrocardiograph Diskrit 12-lead," *Pros. Semin. Nas. Forum Dosen Indones. FDI 2016*, p. 5, Aug. 2016.
- [26] S. Setiawidayat and S. Iman Putri, "Filtering Data Diskrit Elektrokardiogram untuk penentuan PQRST dalam satu Siklus," *Sentia 2016-Politek. Negeri Malang*, vol. 8, p. 8, Oct. 2016.
- [27] kartika Bawa and P. Sabherwal, "R-Peak Detection by Modified Pan-Tompkins Algorithm | IJOART Editor - Academia.edu," 2014. https://www.academia.edu/8224161/R-Peak_Detection_by_Modified_Pan-Tompkins_Algorithm (accessed Jun. 06, 2017).