

Rancang Bangun Alat Kardiografi Berbasis Impedansi Listrik

Fajar Timur dan Endarko*

Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Analitika Data, Institut Teknologi Sepuluh Nopember (ITS),
Kampus ITS Sukolilo, Surabaya 60111

Intisari

Elektrokardiografi merupakan suatu metode untuk dapat mengetahui dan mencatat aktifitas jantung dengan menggunakan pengamatan grafik tegangan listrik tiap waktu. Metode yang dapat digunakan yaitu mengukur potensial diri dari organ jantung dan dapat pula dilakukan dengan metode impedansi listrik. Pada penelitian ini telah dirancang suatu alat kardiografi dengan berbasis impedansi listrik. Metode yang digunakan yaitu dengan menggunakan 4 elektroda yang ditempelkan pada bagian leher dan sekitar diafragma, dan arus listrik dengan nilai dan frekuensi tertentu lalu diinjeksikan pada sepasang elektroda dan tegangan akan diukur pada sepasang elektroda lainnya. Proses pengujian alat dilakukan pada objek dengan kondisi kesehatan baik, dengan posisi duduk dan tegak. Data impedansi diukur dan dicatat setiap waktu, dan data akan diolah untuk menentukan grafik impedansi Z dan turunan pertama dari Z . Jumlah detak jantung dihitung tiap satuan waktu dengan metode manual dengan bantuan stopwatch untuk membandingkan keseksamaan pembacaan detak jantung dari alat *impedance cardiography*. Berdasarkan penelitian diketahui bahwa alat elektrografi berbasis impedansi listrik yang telah dibuat dapat digunakan untuk mengilustrasikan grafik detak jantung sebagai akibat adanya aktifitas kardiovaskular

Abstract

Electrocardiography is a method to be able to know and record cardiac activity by observing electrical voltage charts every time. The method can be used is to measure the self-potential of the heart organ and can also be done by the electrical impedance method. In this study, a cardiographic device based on electrical impedance was designed. The method used is to use 4 electrodes attached to the neck and around the diaphragm, and an electric current with a certain value and frequency is then injected on a pair of electrodes and the voltage will be measured on another pair of electrodes. the process of testing the instrument is carried out on subjects in good health, in a sitting and upright position. Impedance data is measured and recorded every time, and data will be processed to determine the impedance graph Z and the first derivative of Z . The number of heart-beats is calculated each time unit by a manual method with the help of a stopwatch to compare the equality of heart rate readings from the device impedance cardiography. Based on research, it is known that an electrical impedance-based electrographic device that has been made can be used to illustrate heart rate graphs as a result of cardiovascular activity.

Keywords: bio impedance; electrical impedance cardiography; electrocardiography.

*Corresponding author: endarko@gmail.com

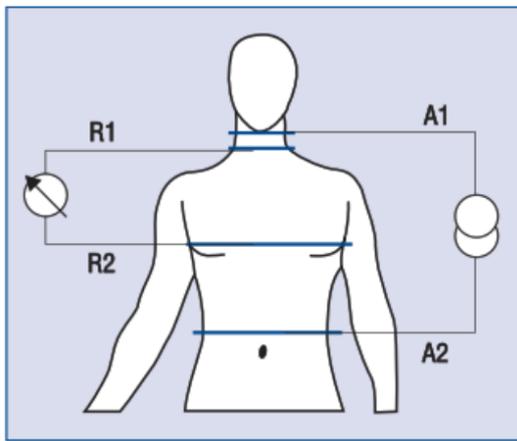
<http://dx.doi.org/10.12962/j24604682.v16i3.6186>
2460-4682 ©Departemen Fisika, FSAD-ITS

I. PENDAHULUAN

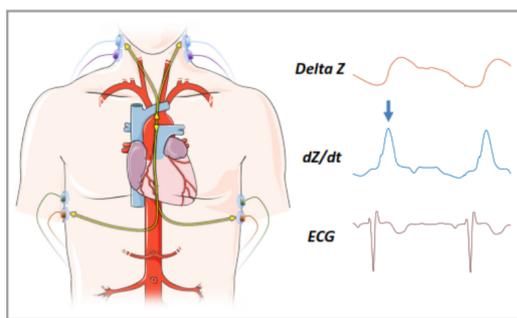
Salah satu aspek penting dalam dunia medis adalah bagaimana melakukan pengecekan dan monitoring pada keadaan fungsional organ tubuh. Hal tersebut penting karena proses pengecekan dan monitoring merupakan tahap awal untuk melakukan proses diagnostik penyakit dan proses terapi penyembuhan. Salah satu parameter yang digunakan untuk pengecekan dan monitoring keadaan fungsional organ tubuh adalah dengan menganalisis pola ritme detak jantung. Alat yang digunakan untuk memantau dan mencatat pola ritme detak jantung adalah alat elektrokardiografi (ECG).

Metode yang dapat digunakan untuk alat elektrokardiografi yaitu mengukur potensial diri dari organ jantung (*bioelectric potential*) dan dapat pula dilakukan dengan metode impedansi listrik (*bioimpedance*). Jaringan biologis dapat digambarkan sebagai konduktor anisotropy dengan komponen reaktif dan resistif. Nilai bioimpedansi bergantung pada jaringan yang dianalisis. *Electrical impedance cardiography* (EIC) menggunakan prinsip kerja pengamatan sifat listrik pada jaringan biologis yang terletak pada bagian dada [1, 2].

Nilai bioimpedansi diukur dengan jalan memberikan arus listrik bolak-balik dengan frekuensi tertentu pada bagian dada manusia, nilai bioimpedansi akan berubah bergantung pada fluida yang terdapat pada jaringan tubuh, dalam hal ini dikare-



Gambar 1: Konfigurasi penempatan elektroda pada sistem electrical impedance cardiography (EIC) [2].



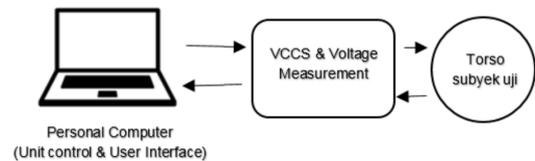
Gambar 2: Bentuk grafik impedansi (Z), derivatif dari grafik Z (dZ/dt), dan grafik ECG sebagai perbandingan [6].

nakan adanya proses detak jantung [3].

Metode yang paling umum dalam proses EIC yaitu dengan menggunakan empat elektroda, dua elektroda untuk proses injeksi arus listrik, dan dua elektroda lainnya untuk mengukur tegangan listrik seperti yang terlihat pada Gambar 1. Karena arus yang diinjeksikan bernilai konstan, nilai tegangan listrik yang terukur oleh alat akan proporsional dengan nilai impedansi dari jaringan tubuh. Keefektifan penggunaan teknik EIC selama siklus detak jantung terjadi bergantung pada beberapa faktor, diantaranya ukuran dan anatomi bentuk dada, obesitas, berat badan, posisi tubuh, postur tubuh, sirkulasi udara thorax, dan tingkat pernafasan [4].

Perangkat EIC mendeteksi, menganalisis, dan mencatat perubahan hemodinamik dengan cara mengukur perubahan hambatan listrik pada thorax, dan merubahnya dalam bentuk grafik impedansi dan gelombang elektrokardiografi. Dengan proses tersebut memungkinkan untuk menghitung beberapa parameter hemodinamik seperti volume sistol (*systolic volume / SV*), output jantung (*cardiac output / CO*), *systemic vascular resistance (SVR)*, kandungan fluida thorak (*Thoracic fluid content / TFC*) [5].

Pada Gambar 2 ditunjukkan bentuk grafik sinyal impedansi (Z) dan grafik sinyal dari perangkat ECG (electrocardiogram). Grafik ICG (*Impedance Cardiography*) dapat digunakan un-



Gambar 3: Blok diagram sistem kardiografi berbasis impedansi listrik (electrical impedance cardiography / EIC).

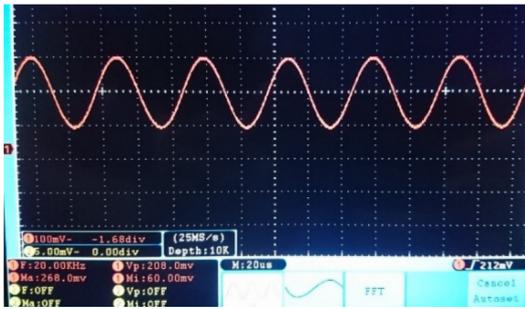
tuk mengidentifikasi waktu dari pembukaan dan penutupan dari pembuluh aorta, atau dapat disebut sebagai waktu ejsksi. Sedangkan grafik ECG dapat digunakan untuk menentukan waktu pre-ejsksi (LVET) dan rasio waktu sistol (PEP/LVET). [6].

Dengan bantuan teknologi prosesiing data dan teknik modeling, saat ini EIC telah dapat memberikan data yang berkorrelasi tinggi, dapat direproduksi, dan presisi apabila dibandingkan dengan proses monitoring hemodinamik invasif dan *echocardiography*. Kedua metode tersebut dianggap lebih memerlukan waktu, bergantung pada operator, dan teknis relatif rumit [7].

II. METODOLOGI

Peralatan yang digunakan pada penelitian ini adalah osiloskop, multimeter, PC, IC AD5933, IC ADR423, IC ADP3303, IC ADUCM350, micro USB port, kabel konektor (F-F,F-M,M-M), dan ECG electrode. Rancangan sistem EIC terdiri atas beberapa bagian diantaranya *Voltage Controlled Current Source (VCCS)*, *Voltage Measurement*, dua bagian tersebut tesusun dalam sistem chip terintegrasi yang menggunakan basis IC AD5933, Unit kontrol dan tampilan (user interface). Gambar 3 menunjukkan blok diagram sistem yang akan dibuat.

Pada penelitian ini digunakan IC AD5933 sebagai basis untuk perancangan desain VCCS dan *voltage measurement*. Dipilihkan IC AD 5933 karena IC tersebut memiliki fitur yang menggabungkan fungsi frequency generator, 12-bit 1 MSPS analog-to-digital converter (ADC), dan sensor temperatur dengan resolusi 13 bit. Dengan adanya fitur tersebut memungkinkan dilakukannya pengukuran impedansi pada frekuensi spesifik mulai dari 0 Hz sampai 100KHz dengan resolusi sebesar 0,1 Hz. IC AD 5933 memiliki komponen komplit sebagai alat *digital impedance meter*. Fungsi frequency generator yang terdapat pada IC AD 5933 memungkinkan untuk mengukur impedansi kompleks dari frekuensi yang diketahui. Respon sinyal impedansi yang terukur di sampling pada komponen ADC terdapat pada chip yang sama, dan *Discrete Fourier Transform (DFT)* juga di proses pada komponen DSP on-board. Setelah dirangkai, IC AD5933 dapat digunakan untuk mengukur nilai impedansi, fase, dan nilai real imajiner pada komponen impedansi [8].



Gambar 4: Hasil pengujian sinyal keluaran pada komponen VCCS.



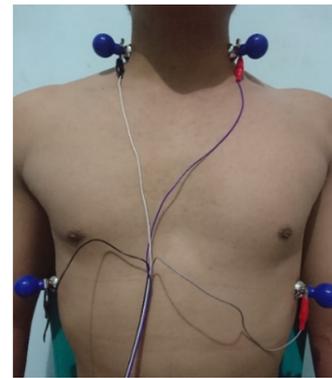
Gambar 5: Perangkat alat electrical impedance cardiography yang telah dirangkai.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Langkah pertama dalam rancang bangun alat elektrokardiografi berbasis impedansi listrik ini yaitu proses perakitan komponen sistem *Voltage Controlled Current Source* (VCCS). Komponen VCCS ini berfungsi untuk menginjeksikan arus dengan nilai dan frekuensi tertentu pada elektroda yang nantinya akan ditempelkan pada bagian tubuh objek pengujian. Pada penelitian ini digunakan IC AD 5933 sebagai basis rangkaiannya. Setelah komponen sistem VCCS berhasil dibuat langkah selanjutnya yaitu dilakukan proses pengujian sinyal keluaran yang dihasilkan oleh komponen VCCS. Proses pengujian sinyal keluaran VCCS dilakukan dengan bantuan alat osiloskop. Pada saat dilakukan pengujian diketahui bahwa komponen sistem dapat menghasilkan sinyal keluaran hingga batas 100 kHz. Contoh sampling hasil grafik sinyal keluaran sebesar 20 kHz dapat diamati pada Gambar 4.

Setelah komponen VSSC selesai dibuat dan diuji, proses selanjutnya yaitu merancang komponen *voltage measurement*. Komponen ini berfungsi untuk mengukur data tegangan yang timbul sebagai adanya arus listrik yang nanti akan diinjeksikan pada objek. Data yang diperoleh dari pengukuran komponen *voltage measurement* adalah berupa data tegangan listrik, berdasarkan data tegangan dan data arus listrik maka akan dapat dihitung nilai impedansi (Gambar 5).

Komponen selanjutnya yang akan dirancang yaitu sistem kontrol dan *user interface* (UI), komponen ini berfungsi untuk menghubungkan dan mengendalikan perangkat VCCS dan *voltage measurement*. yang telah dibuat dengan perangkat



Gambar 6: Konfigurasi penempatan elektroda pada objek pengujian.

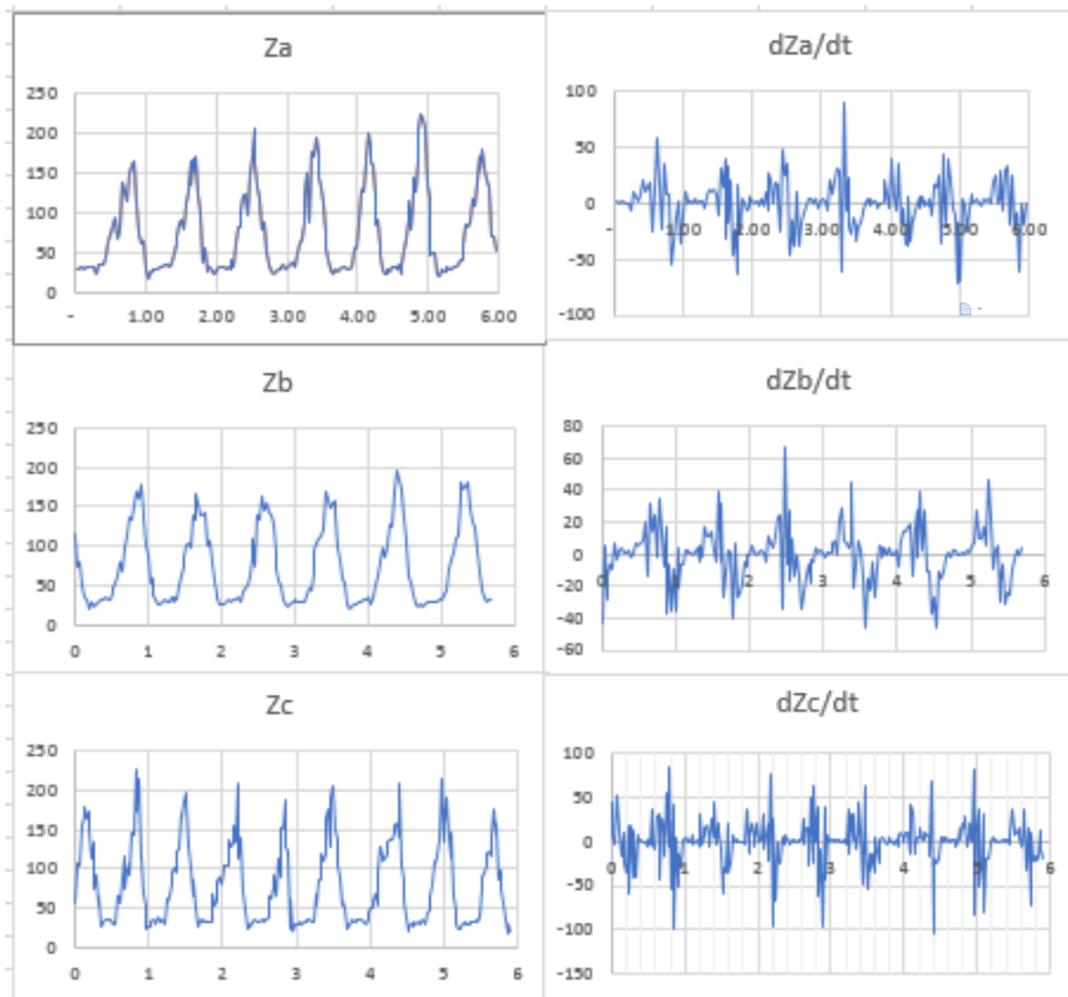


Gambar 7: Proses pengamatan denyut nadi pada objek dengan alat stopwatch.

pengendali dan pencatatan data yaitu komputer atau PC.

Setelah komponen VCCS, *voltage measurement* dan GUI telah berhasil dibuat, langkah selanjutnya yaitu dilakukan proses pengujian. Pada penelitian ini alat elektrokardiografi akan diuji pada 3 objek laki-laki dewasa, dengan kondisi sehat, dan tanpa ada kelainan medis tertentu. Proses pengujian dilakukan dalam posisi duduk dan tegak, dengan kondisi objek melakukan proses pernafasan seperti biasa (Gambar 6). Selama proses pengujian alat, jumlah detak jantung objek juga akan diamati dan dicatat dengan metode lain yaitu dengan bantuan stopwatch (Gambar 7), cara kerjanya yaitu bagian tubuh objek yang terdapat titik nadinya akan disentuh oleh pengamat, diamatinya denyut nadi sebagai perbandingan yaitu adanya aktifitas organ jantung, pada saat jantung memompa darah maka pembuluh aorta akan berkontraksi dan darah akan mengalir pada pembuluh tersebut. Proses kontraksi pada pembuluh aorta inilah yang menyebabkan adanya denyut nadi.

Pada saat alat *impedance cardiography* mulai bekerja pengamat akan menekan tombol waktu pada stopwatch, setiap pengamat merasakan adanya denyut nadi pada objek maka tombol waktu akan ditekan pada stopwatch yang sebelumnya telah diatur sistem pencatatan waktunya dengan sistem putaran atau lap (Gambar 7). Ketika alat *impedance cardiography* selesai mencatat data bioimpedansi maka pencatatan data denyut nadi juga dihentikan. Data yang diperoleh dari



Gambar 8: Bentuk grafik impedansi dari objek A (Z_a), objek B (Z_b), dan objek C (Z_c). Serta derivatif dari grafik objek A (dZ_a/dt), objek B (dZ_b/dt), dan objek C (dZ_c/dt) dari pengujian alat electric impedance cardiography.

TABEL I: Data objek pengujian alat impedance cardiography.

No.	Nama	Usia (th)	Tinggi Badan (cm)	Berat Badan (kg)	BMI	Lingkar Dada (cm)
1	Subyek A	26	165	65	23.9	92
2	Subyek B	24	168	60	21.3	86
3	Subyek C	25	170	67	23.2	92

pengamatan dengan stopwatch nantinya merupakan data jumlah denyut nadi per satuan waktu, dan interval dari jeda waktu tiap terjadinya denyut nadi. Data tersebut akan dibandingkan dengan data yang dihasilkan dari alat *impedance cardiography* untuk mengetahui keseksamaan pembacaan alat tersebut.

Proses pengujian alat pada penelitian ini dilakukan pada 3 objek dengan dengan jenis kelamin laki-laki, rentang usia

antara 24-26 tahun, dalam kondisi sehat dan tidak memiliki kelainan medis. Detail informasi data mengenai objek dapat dilihat pada Tabel I.

Setelah dilakukan proses pengujian, data nilai impedansi yang diperoleh selanjutnya akan diolah dengan bantuan komputer untuk menghasilkan grafik nilai impedansi (Z) tiap satuan waktu dan turunan pertama (dZ/dt) atau perubahan nilai impedansi tiap satuan waktu (Gambar 8). Jumlah detak jantung tiap satuan waktu ditunjukkan oleh titik puncak pada grafik, hal ini berkaitan karena pada saat jantung berdetak atau berkontraksi, maka jantung akan memompa masuk sejumlah fluida, atau dalam hal ini yaitu darah (*preload*).

Selanjutnya darah akan mengalir lebih banyak ke jantung (meningkatkan nilai stroke volume/ SV), peningkatan volume darah yang berada dalam jantung berhubungan langsung dengan perubahan nilai impedansi yang terbaca pada alat. Pada saat jantung memompa keluar darah (*afterload*), maka volume darah yang berada pada jantung akan menurun (menurunkan nilai stroke volume/ SV), hal ini akan berpengaruh terhadap data impedansi yang terukur oleh alat. Data waktu pada saat

TABEL II: Data jumlah detak jantung per menit (*beat per minutes / BPM*) pada objek pengujian alat *impedance cardiography*.

No.	Nama	Jumlah BPM, pengukuran EIC	Stopwatch
1	Subyek A	72	72
2	Subyek B	70	70
3	Subyek C	79	80

jantung memompa keluar darah dapat diamati pada titik lembah dari grafik turunan pertama nilai impedansi (dZ/dt).

Hubungan antara parameter impedansi (Z dan dZ/dt) dan stroke volume (SV) pertama kali diteliti oleh Kubicek et al. Adapun persamaan yang sering digunakan dalam penelitian tentang impedance cardiography yaitu:

$$SV = \rho L_o^2 Z_o^{-2} \left(\frac{dZ}{dt} \right)_{max} ET \quad (1)$$

dengan, SV = stroke volume [cm^3]; ρ = resistivitas darah [Ω cm]; L_o = jarak penempatan elektroda [cm]; Z_o = nilai impedansi dasar bagian tubuh tempat elektroda tertempel [Ω]; $(dZ/dt)_{max}$ = nilai maksimum turunan pertama dari impedansi [Ω/s]; ET = ejection time [s] atau waktu yang diperlukan darah untuk keluar dari bagian bilik kiri jantung, ditentukan oleh titik puncak dari grafik (dZ/dt) [9]. Terkait nilai SV dari perhitungan dengan Pers(1), Miles et al. dalam penelitiannya menjelaskan bahwa salah satu variabel yang masih menjadi bahan perdebatan yaitu nilai ρ atau koefisien resistivitas darah. Hal ini dikarenakan setiap individu memiliki karakteristik unsur-unsur darah yang berbeda, seperti nilai persentase eritrosit, leukosit, gula darah, kolesterol, dan lainnya [10].

Pada Gambar 8 terlihat masih terdapat banyak gangguan atau noise, noise ini muncul bisa diakibatkan oleh adanya proses fisiologis lain dalam tubuh seperti kontraksi otot, proses kembang-kempisnya paru-paru sebagai akibat proses pernafasan yang sedang terjadi pada tubuh objek saat dilakukan proses pengujian alat, dan lainnya. Proses pernafasan dapat mempengaruhi proses pembacaan data pada alat dapat dijelaskan sebagai berikut, ketika paru-paru mengembang, maka fluida dalam hal ini yaitu udara akan memenuhi paru-paru, adanya udara inilah yang mempengaruhi pembacaan nilai impedansi pada alat, karena diketahui bahwa udara memiliki sifat konduktansi listrik yang buruk. Demikian halnya ketika paru-paru mengempis, nilai impedansi akan berubah kembali diakibatkan keluarnya udara dari paru-paru.

Penelitian yang dilakukan oleh X. Hu et al. menjelaskan bahwa adanya noise pada sinyal ICG umumnya diakibatkan oleh 2 unsur utama (*major artifact*), yaitu karena adanya proses respirasi dan karena adanya gerak tubuh. Beberapa metode yang disarankan untuk menghilangkan noise yaitu: menahan nafas pada saat dilakukan pengukuran; pengolahan data dengan rerata ensemble (*ensemble averaging*); pengo-

lahan data dengan *wavelet based level thresholding*; analisis komponen sinyal independen; dan menggunakan tapis adaptif (*adaptive filtering*) [11]. Dari semua metode untuk menghilangkan noise seperti yang telah dijelaskan oleh X. Hu et al. cara yang paling sederhana yaitu dengan menahan nafas saat dilakukan proses pengukuran. Namun dengan dilakukannya proses menahan nafas saat dilakukan percobaan dapat merubah nilai *stroke volume* (SV), yang pada akhirnya juga mempengaruhi pembacaan impedansi oleh alat, selain itu kendala lainnya yaitu sangat sulit melakukan proses pengukuran data dengan objek melakukan proses menahan nafas. Oleh alasan itulah mengapa pada saat dilakukan pengukuran pada penelitian ini proses tersebut tidak dilakukan.

Untuk keseksamaan pembacaan jumlah detak jantung tiap satuan waktu pada alat dilakukan perbandingan data dengan pengamatan jumlah detak jantung manual (Tabel II). Berdasarkan data pengamatan jumlah detak jantung secara manual diketahui untuk objek A dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit (BPM) pada kisaran 72 detak per menit. Nilai ini juga sama dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 72 detak per menit. Untuk objek B dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit pada kisaran 70 detak per menit. Nilai ini juga sama dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 70 detak per menit. Namun untuk objek C dengan pengukuran stopwatch memiliki nilai jumlah detak jantung per menit pada kisaran 79 detak per menit. Nilai ini berbeda dengan hasil pembacaan dari alat *electrical impedance cardiography* yaitu terbaca pada kisaran 80 detak per menit. Adanya perbedaan jumlah detak jantung pada objek C dapat diakibatkan karena keseksamaan pengamat dalam mencatat detak jantung dengan menggunakan stopwatch.

IV. SIMPULAN

Pada penelitian ini berhasil dibuat alat kardiografi berbasis impedansi listrik (*electric impedance cardiography*) dengan komponen IC AD 5933. Berdasarkan pengujian diketahui bahwa alat yang telah dirancang dapat digunakan untuk mendapatkan data bio impedansi tubuh. Grafik yang diperoleh dari proses pengolahan data diketahui berkorelasi dengan adanya aktifitas kardiovaskuler yang terjadi pada tubuh. Meskipun demikian diketahui bahwa data yang diperoleh masih terpengaruh oleh adanya noise atau gangguan. Pada tahap pengembangan penelitian selanjutnya penulis menyarankan agar dapat memberi perhatian untuk menghilangkan noise atau gangguan yang ada, selain itu untuk pengujian perbandingan keseksamaan alat, penulis menyarankan agar dapat mengukur dengan metode atau menggunakan alat lain seperti *electrocardiography* (ECG), *phonocardiography* (PCG), *seismocardiography* (SCG).

-
- [1] G. Cybulski, A. Strasz, W. Niewiadomski, A. Gasiorowska, "Impedance cardiography: recent advancements", *Cardiol J.*, vol. 19, no. 5, pp. 550-556, 2012.
- [2] G. Cybulski, "Ambulatory impedance cardiography", Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, Berlin, 2011.
- [3] J. Bour, and J. Kellett, "Impedance cardiography: a rapid and cost-effective screening tool for cardiac disease", *Eur J Intern Med.*, vol. 19, no. 6, pp.399-405, 2008.
- [4] D.M. Linton, and D. Gilon, "Advances in noninvasive cardiac output monitoring", *Ann Card Anaesth*, vol. 5, no. 2, pp. 141-148, 2002.
- [5] H.O. Ventura, S.J. Taler, J.E. Strobeck, "Hypertension as a hemodynamic disease: the role of impedance cardiography in diagnostic, prognostic, and therapeutic decision making", *Am J Hypertens*, vol. 18, no. 2, pp. 26S-43S, 2005.
- [6] J. Medina-Lezama, *et al.*, "Hemodynamic Patterns Identified by Impedance Cardiography Predict Mortality in the General Population: The PREVENCIÓN Study", *J Am Heart Assoc.*, vol. 7, pp. e009259, 2018.
- [7] N.M. Albert, M.D. Hail, J. Li, J.B. Young, "Equivalence of the bioimpedance and thermodilution methods in measuring cardiac output in hospitalized patients with advanced, decompensated chronic heart failure", *Am J Crit Care*, vol. 13, no. 6, pp. 469-479, 2004.
- [8] Y. Zhang, R. Xiao, and C. Harrison, "Advancing Hand Gesture Recognition with High Resolution Electrical Impedance Tomography", *Proceedings of the 29th Annual Symposium on User Interface Software and Technology-UIST 16*, pp. 843850. doi: 10.1145/2984511.2984574. 2016
- [9] W.G. Kubicek, R.P. Patterson, D.A. Witsoe, "Impedance cardiography as a non-invasive method for monitoring cardiac function and other parameters of the cardiovascular system", *Ann NY Acad Sci.*, vol. 170, pp. 724732, 1970.
- [10] D.S. Miles, R.W. Gotshall, "Impedance Cardiography: Non-invasive Assessment of Human central Hemodynamics at Rest and During Exercise", *Exercise and Sport Sciences Reviews*, vol. 17, pp. 231-263, 1989.
- [11] X. Hu, *et al.*, "Adaptive Filtering and characteristics Extraction for Impedance Cardiography", *Journal of Fiber Bioengineering and Informatics*, vol. 7, no. 1, pp. 81-90, 2014.