

EPHONCBR (Electrophonocardiograph berbasis Raspberry Pi)

Parameter Suara Jantung (PCG)

Erika Loniza ST.M.Eng¹, Ida Listiyani², Muhammad Irfan ST³

¹Program D3 Teknik Elektromedik Program Vokasi
Universitas Muhammadiyah Yogyakarta
Jl. Lingkar Selatan Tamantirto, Kasihan Bantul-DIY, Indonesia 555185
Telp. (0274) 387656 Fax (0274) 387646
²Rumah Sakit PKU Gamping Yogyakarta
Idalisty65@gmail.com

Intisari

Kelainan jantung dapat diketahui dengan diagnosa suara jantung didapatkan dari aktivitas mekanik jantung yang disensor oleh stetoskop *pre-amp mic condensor*. Sinyal hasil penyensoran akan diproses pada rangkaian filter dan *mikrokontroller*, dalam pengolahan data untuk dapat ditampilkan pada LCD penulis menggunakan Modul *Arduino Nano* sebagai pemroses *mikrokontroller*. Proses pemantauan alat ini dilakukan dengan menampilkan sinyal pada *Raspberry*. Berdasarkan hasil pengujian dan pengukuran pada 10 orang bahwa kondisi jantungnya normal dan dapat menampilkan grafik sistolik (S1) terdengar saat katup *mitral* dan *trikuspid* jantung menutup dan *diastolic* (S2) terdengar saat katup *aorta* dan *pulmonal* menutup, hasil percobaan dapat disimpan pada *SD Card* sehingga mempermudah dokter dalam melakukan analisis dan diagnosa kondisi jantung. Pada hasil uji fungsi dan uji coba pasien pada alat “*EPHONCBR (Electrophonocardiograph berbasis Raspberry Pi)* dengan Parameter *Phonocardiograph (PCG)*” alat dapat bekerja dengan baik terbukti dengan timbul suara S1 dan S2.

Kata Kunci : Kelainan Jantung, PCG, Simpan Data, Raspberry Pi

1. PENDAHULUAN

Jantung merupakan organ penting pada tubuh manusia, yang terlihat langsung dalam sistem peredaran darah. Jantung bekerja melalui mekanisme secara berulang dan berlangsung terus menerus yang disebut siklus jantung, sehingga secara visual terlihat dan disebut sebagai denyut jantung. Denyut jantung adalah jumlah denyutan jantung persatuan waktu didasarkan pada jumlah kontraksi *ventrikel* (bilik bawah jantung), kemudian akan

menghasilkan bunyi atau suara jantung. Bunyi jantung tersebut disebabkan oleh proses menutupnya katup jantung akibat adanya getaran pada jantung dan pembuluh darah besar [1].

Menurut data WHO 15,6 juta orang menderita penyakit jantung khususnya rematik jantung (PJR) [2]. Kerusakan pada rematik jantung yang menyebabkan terjadinya Murmur. Murmur (membuka dan menutupnya katup jantung) adalah bunyi yang terdengar terus-menerus

selama periode *systolic*, *diastolic* atau keduanya, tidak bisa diklasifikasikan secara spesifik dari sinyal jantung saja karena Murmur tersebut menimbulkan getaran yang menyebabkan terjadinya suara jantung [3]. Sehingga dibutuhkan klasifikasi suara jantung untuk mengidentifikasi kelainan jantung yang disebabkan tidak normalnya Murmur jantung [4].

Pentingnya klasifikasi suara jantung dan sinyal jantung didukung oleh banyaknya penelitian yang sudah melakukan *Diagnose* kelainan suara jantung dengan auskultasi menggunakan stetoskop [5], tetapi dalam mendapatkan diagnose suara jantung normal secara akurat merupakan ketrampilan yang sulit, Hal ini dikarenakan suara jantung menempati frekuensi yang cukup rendah sekitar 20 - 400 Hz [6], kepekaan hasil analisisnya sangat bergantung pada kepekaan telinga dan tingkat pengalaman seorang ahli untuk membedakan satu kelainan dengan kelainan yang lain [7]. Sehingga untuk hasil yang maksimal menggunakan alat diagnostik untuk memonitor pasien yang teridentifikasi memiliki kelainan jantung dengan menggunakan suara jantung *Phonocardiograph* (PCG) [8]. Pada sistem modul PCG dilakukan dengan cara perekamannya pada pasien dengan menggunakan stetoskop mic condenser diletakkan di *Pulmonary Arteri* untuk sensor parameter *Phonocardiograph* (PCG) Kemudian

untuk menampilkan hasilnya yang berupa hasil rekaman suara yang berupa output grafik dengan menggunakan LCD pada *Raspberry*.

Pada penelitian Dian Hera Natalia di tahun 2011 yaitu *Phonocardiograph* (PCG) berbasis *Personal Computer* dengan sistem *wireless* via *Bluetooth* [9]. Pada penelitian tersebut system yang tidak *portable* sehingga ketika koneksi *Phonocardiograph* (PCG) ke *Personal Computer* terjadi *Disconnect* yang outputnya tidak dapat dapat memonitoring jantung pasien.

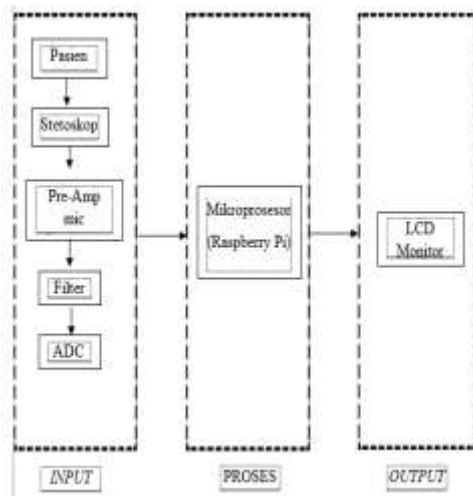
Berdasarkan latar belakang masalah diatas, Penulis mengembangkan alat *Prototype Phonocardiograph* (PCG) untuk menampilkan grafik sinyal secara simultan, serta untuk mendapatkan informasi tentang suara jantung pertama (S1) dan suara jantung ke dua (S2) terhadap sinyal jantung [10]. *Prototype* tersebut berbentuk *portable* tidak harus terkoneksi dengan PC yang dapat menampilkan hasil *output* PCG secara langsung dan *realtime* Sehingga mampu mengklasifikasikan aktivitas mekanik jantung.

2. METODE

2.1 Blok Diagram Alat

Tubuh pasien yang telah dipasang stetoskop *Mic condensor* akan mendeteksi sinyal suara jantung. *Mic Condensor* digunakan untuk mengonversi suara yang ditimbulkan

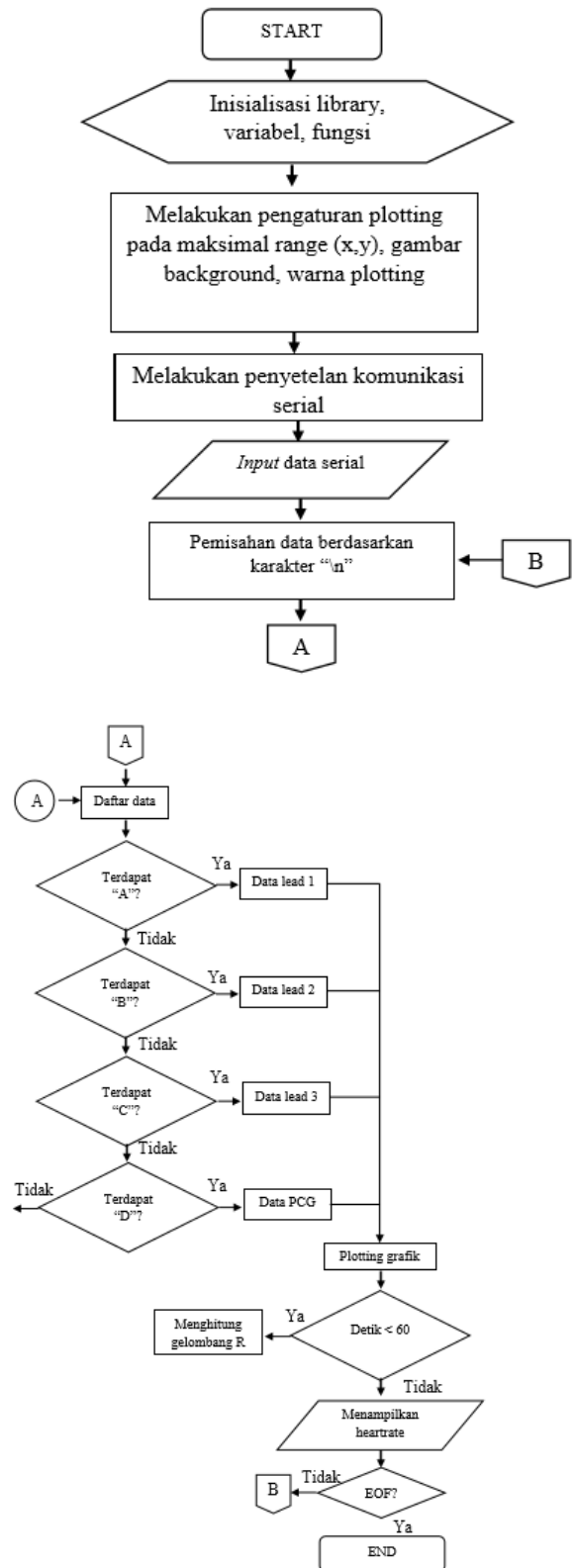
jantung menjadi sinyal tegangan. *Pre-Amp* untuk menguatkan sinyal yang dihasilkan oleh *Mic Condensor*. Rangkaian ini yang akan dihubungkan dengan stetoskop dalam proses merekam suara jantung. Selanjutnya akan difilter dengan menggunakan *Low Pass Filter*. Setelah sinyal difilter maka sinyal analog tersebut diubah menjadi sinyal digital dengan menggunakan rangkaian *Analog to Digital Converter*. Setelah diubah menjadi sinyal digital, sinyal tersebut diproses di mikroprosesor. *Output* dari mikroprosesor tersebut akan ditampilkan pada layar *LCD Monitor*. Terlihat pada gambar 1



Gambar 1 Blok Diagram Alat

2.2 Blok Diagram Alir Pada Raspberry

Berikut merupakan blok diagram alir program pada *Raspberry* pada gambar 2.



Gambar 2 Blok Diagram Alir

Cara kerja blok diagram alir yang pertama dilakukan adalah inisialisasi program yaitu inisialisasi variabel, *library* yang digunakan, *User Interface* (UI) yang digunakan, serta *port* yang digunakan untuk komunikasi serial antara *Raspberry pi* dengan mikrokontroler, pengambilan *file* pada *resource*. Setelah proses inisialisasi telah selesai maka proses selanjutnya adalah menghubungkan *Raspberry pi* dengan mikrokontroler. Apabila gagal maka proses dihentikan, apabila berhasil maka *Raspberry pi* akan langsung menerima data dari mikrokontroler.

Data yang diterima oleh *Raspberry pi* akan langsung dipisahkan menurut karakter yang telah ditambahkan oleh mikrokontroler. Apabila terdapat karakter “A” akan dianggap sebagai data *lead I*, karakter “B” untuk data *lead II*, karakter “S” untuk data *lead III*, dan karakter “D” untuk data PCG. Data yang telah dipisahkan hanya diambil data integernya saja. Kemudian data tersebut diplot di grafik. Proses tersebut diulang-ulang sehingga terbentuk sebuah grafik. Perhitungan *heartrate* dimulai ketika program mendeteksi gelombang tinggi dan mendeteksi gelombang rendah. Apabila kondisi tersebut terpenuhi maka program akan menghitung banyaknya gelombang R dalam 60 detik. Setelah 60 detik maka hasil perhitungan gelombang R akan ditampilkan sebagai nilai *heartrate*. Algoritma program tersebut akan

diulang secara terus menerus sampai alat dimatikan.

3. HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

3.1 Hasil Pemeriksaan Jantung Manusia

Berikut ini tabel pengukuran pada pasien bisa dilihat pada tabel 1 dibawah ini.

Tabel 1 Data Manusia

No	Umar	Berat Badan	Tinggi Badan	Perokok/tidak perokok	Kondisi Jantung
1	22 Tahun	57 kg	180 Cm	Perokok	Normal
2	23 Tahun	60 kg	163 Cm	Perokok	Normal
3	22 Tahun	61 kg	165 Cm	Perokok	Normal
4	24 Tahun	59 kg	159 Cm	Perokok	Normal
5	27 Tahun	63 kg	161 Cm	Perokok	Normal
6	22 Tahun	58 kg	158 Cm	Tidak Perokok	Normal
7	21 Tahun	56 kg	157 Cm	Tidak Perokok	Normal
8	23 Tahun	54 kg	155 Cm	Tidak Perokok	Normal
9	21 Tahun	50 kg	156 Cm	Tidak Perokok	Normal
10	25 Tahun	48 kg	154 Cm	Tidak Perokok	Normal

Pendeteksi kondisi jantung manusia sebagai sampel diatas didapat dari hasil penempatan *Sthetoscope* pada bagian *Pulmonary Arteri* atau posisi *Sthetoscope* di bagian kiri atas dada di antara rusuk ke-4 dan ke-6, sedikit di bawah puting susu, dan dilakukan langsung pada kulit. Pengukuran ini dilakukan pada saat keadaan sampel dalam keadaan duduk, dalam kondisi sehat dan rileks serta kondisi ruangan yang hening. Selama pengukuran akan terdengar bunyi “lub dub” dan grafik suara jantung pasien dapat dilihat pada gambar dibawah ini .

Gambar grafik pasien perokok dapat dilihat pada gambar 3.



Gambar 3 Grafik PCG Pasien Perokok

Gambar grafik pasien keenam dapat dilihat pada gambar 4



Gambar 4 Grafik PCG Tidak Perokok

Bunyi ini juga disebut bunyi *sistolik* (S1) dan *diastolik* (S2). *Sistolik* (S1) adalah bunyi “lub” dan *diastolik* (S2) adalah bunyi “dub”. Bunyi “lub” atau *sistolik* (S1) terdengar saat katup *mitral* dan *trikuspid* jantung menutup. Bunyi “dub” atau *diastolik* (S2) terdengar saat katup *aorta* dan *pulmonal* menutup. sehingga dapat diketahui bahwa hasil grafik dari pasien yang perokok aktif memiliki kondisi jantung normal yang dapat dibuktikan dengan adanya grafik hasil dari bunyi *sistolik* atau suara jantung pertama (S1) dan bunyi *diastolik* atau suara jantung ke dua (S2) tetapi dalam grafiknya terdapat *Noise* dan detak jantung lebih cepat. Sedangkan pada pasien dengan kategori bukan perokok memiliki kondisi jantung normal yang dapat dibuktikan dengan adanya grafik hasil dari bunyi *sistolik* atau suara jantung pertama (S1) dan bunyi *diastolik* atau suara jantung ke dua (S2) dengan

bentuk grafik yang jernih dan detak jantungnya normal.

3.2 Hasil Penyimpanan Data

Pada alat Ephon CBR (*electrohonocardiograph* berbasis *Raspberry PI*) parameter *Phonocardiograph* (PCG) terdapat fitur penyimpanan data agar mempermudah dokter dalam menganalisis grafik suara jantung pada manusia. Penyimpanan data tersebut dapat berfungsi dengan baik pada saat dilakukan pengukuran dengan cara pengisian data pasien terlebih dahulu seperti pada gambar 5 dibawah ini.



Gambar 5 Pengisian Data Pasien

Setelah dilakukan pengisian data kemudian dilakukan *saving* selama 60 detik seperti gambar 6 dibawah ini



Gambar 6 Proses Penyimpanan

Setelah penyimpanan 60 detik selesai maka data akan disimpan pada file yang format filenya yaitu txt seperti pada gambar 7 dibawah ini



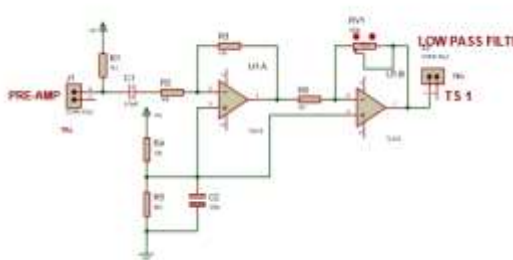
Gambar 7 Data Tersimpan

Langkah selanjutnya jika ingin membuka file yang sudah disimpan maka klik 2 kali pada file tersebut dan hasil data yang sudah disimpan seperti gambar dibawah ini.

3.3 Pembahasan Rangkaian

3.3.1 Rangkaian Pre-Amplifier

Rangkaian Pre-Amp bisa dilihat pada gambar 8 dibawah ini



Gambar 8 Rangkaian Pre-Amplifier

Rangkaian *Pre-Amplifier* menggunakan sensor *mic condensor* yang berfungsi untuk mengonversi suara yang ditimbulkan jantung menjadi informasi sinyal tegangan, rangkaian Pre-Amp *Mic Condensor* digunakan untuk menguatkan sinyal yang di timbulkan oleh *Mic Condensor*. Rangkaian ini yang akan dihubungkan dengan stetoskop dalam proses merekam suara jantung. Penguatan Pada Rangkaian *Pre-Amplifier*

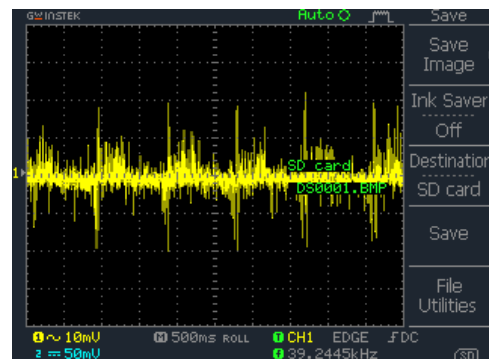
Penguatan pertama

$$\begin{aligned} Acl &= -\frac{RF}{R1} \\ &= -\frac{47.000}{10000} \\ &= 4,7 \text{ Kali} \end{aligned}$$

Penguatan kedua

$$\begin{aligned} Acl &= -\frac{RF}{R1} \\ &= -\frac{100.000}{4700} \\ &= 21,27 \text{ Kali} \end{aligned}$$

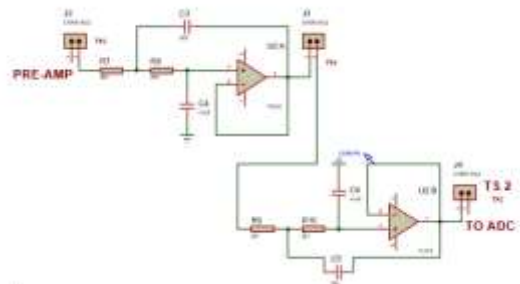
Pada gambar 9 dibawah ini merupakan grafik pada rangkaian *Pre-Amp*



Gambar 9 Grafik Pre-Amp

3.3.2 Rangkaian Low Pass Filter

Rangkaian *Low Pass Filter* bisa dilihat pada gambar 9 dibawah ini



Gambar 10 Rangkaian Low Pass Filter

Fin (Hz)/ 2 Vpp	Vout Terukur (Vpp)
10	2
100	2
200	2,2
300	2,2
400	2,04
500	1,52
600	1,12
700	0,96
800	0,97
900	0,6
1000	0,48

Rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) menggunakan 4 orde dibentuk dari dua buah rangkaian *Low Pass Filter* (LPF) orde 2 *sellen-key topology* berfungsi sebagai meloloskan tegangan *Input* yang memiliki frekuensi dibawah frekuensi *Cutt off* dan akan melemahkan tegangan *Input* yang memiliki frekuensi diatas frekuensi *cutt off*.

Perhitungan Frekuensi *Cut Off*

Orde 2 (Pertama)

$$\begin{aligned}
 F_c &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R1.R2.C1.C2}} \\
 &= \frac{1}{2\pi\sqrt{6800.6800.47n.56n}} \\
 &= \frac{1}{2\pi\sqrt{12,17 \times 10^{-8}}} \\
 &= \frac{1}{2.3,14.0,000348} \\
 &= \frac{1}{0.00218} \\
 &= 458 \text{ Hz}
 \end{aligned}$$

Orde 2 (kedua)

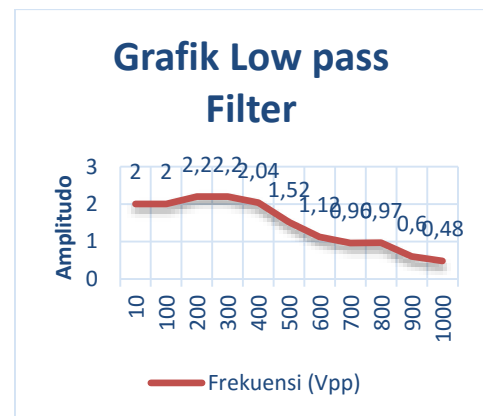
$$F_c = \frac{1}{2\pi\sqrt{R1.R2.C1.C2}}$$

$$\begin{aligned}
 &= \frac{1}{2\pi\sqrt{22000.2700.47n.330n}} \\
 &= \frac{1}{2\pi\sqrt{92,1294 \times 10^{-8}}} \\
 &= \frac{1}{2.3,14.0,0003035} \\
 &= \frac{1}{0.001906} \\
 &= 524,65 \text{ Hz.}
 \end{aligned}$$

Pada Tabel 2 merupakan hasil dari *tes point* pada rangkian *Low Pass Filter*.

Tabel 2 *Tes Point Low Pass Filter*

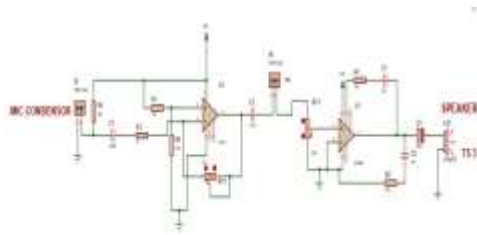
Pada Gambar 11 dibawah ini merupakan grafik dari *tes point* pada rangkian *low pass filter*.



Gambar 11 Grafik Tes Point

3.3.3 Rangkaian Pre-Amp Bassbost

Rangkaian Pre-Amp Bassbost bisa dilihat pada gambar 12 dibawah ini.



Gambar 12 Rangkaian *Pre-Amp Bassboost*

Rangkaian *Pre-Amplifier* berfungsi untuk menguatkan sinyal suara yang berasal dari stetoskop yang ditambahkan dengan sensor rangkaian *pre-amp* sebesar 100 kali setelah itu output dari rangkaian akan masuk pada Rangkaian *Pre-Amplifier* yang penguatannya 2 kali dan *output* dari *Pre-Amplifier* juga akan masuk pada rangkaian *Bass Boost* yang berfungsi sebagai memperkuat nada bass dan treble yang nantinya akan keluar melalui speaker.

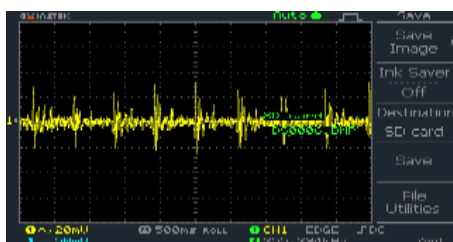
Perhitungan Penguatan *Pre-Amplifier*

Diketahui :

$$R_F = 100k, R_1 = 47k$$

$$A_{cl} = -\frac{R_F}{R_1} = -\frac{100.000}{10.000} = 10 \text{ Kali}$$

Grafik pada rangkaian *Pre-Amp Bassboost* bisa dilihat pada gambar 13.



Gambar 13 Grafik *Pre-Amp Bassboost*

4. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pembahasan dan tujuan pembuatan modul dapat disimpulkan bahwa :

1. *Phonocardiograph* hasil perancangan ini dapat memonitor keadaan jantung.
2. Dapat menganalisis dan menentukan suara jantung pada tubuh manusia yaitu suara satu (S1) dan suara dua (S2) dengan grafik. Selain itu *Phonocardiograph* diperlukan untuk menentukan periode *Sistol* dan *Diastol*.
3. Program aplikasi perancangan dapat merekam hasil dari pengambilan data sehingga dapat penganalisaan, identifikasi, dan pengarsipan atau penyimpanan.

5. SARAN

Setelah dilakukan penelitian dengan membuat modul, melakukan pengujian modul, melakukan pengukuran, melakukan pengambilan data dan melakukan analisis, maka penulis memberikan saran untuk penelitian selanjutnya:

1. Memperbaiki output suara jantung yang di keluarkan melalui speaker
2. Desain pengebokan dibuat lebih rapi dan seminimal mungkin.

3. Melakukan perbaikan karakteristik frekuensi sinyal Phonocardiograf.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] R. M. Djamil, "Artikel Penelitian Karakteristik Pasien Penyakit Jantung Rematik yang Dirawat," vol. 4, no. 3, pp. 894–900, 2015.
- [2] Health World Organization, "Penyakit Jantung Rematik (PJR)," 2017. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>. [Accessed: 27-Oct-2017].
- [3] W. D. Julius, F. Kedokteran, and U. Lampung, "Penyakit Jantung Reumatik Rheumatic Heart Disease," Teknoi, vol. 3, pp. 139–145, 2016.
- [4] L. Irawati, "Tinjauan Pustaka Aktifitas Listrik pada Otot Jantung," vol. 4, no. 2, pp. 596–599, 2015.
- [5] William Evans, The Use Of The Phonocardiograph In Clinical, "International Journal Of Medical Sciences," Vol. 3, no. 1, pp. 92-98, 2014
- [6] O'Flaherty N, Fenelon L. The stethoscope and healthcare-associated infection, J Hosp Infect. 2015;91(1):1–7.2015
- [7] Tang, Y., Cao, G., Li, H., Zhu, Kanjie. The Design of Electronic Heart Sound Stethoscope Based on Bluetooth. Software Engineering Institute. East China Normal Univer, pp. 234-240, 2010.
- [8] A. W. SLOAN, M.B., Ch.B., B.Sc., M.R.CP., F.R.F.P.S. F. W. CAMPBELL, Ph.D., M.B., Ch.B., D.O.M.S., INCIDENCE OF THE PHYSIOLOGICAL THIRD HEART SOUND, "International Journal Of Nursing And Midwifery," Vol. 2, no. 1, pp. 853-855, 2016.
- [9] Azizah Nurul, "Cardiac Monitor Berbasis Personal Computer (PC) (Parameter Phonokardiograph).", Poltekkes Kemenkes Surabaya, 2015, pp. 1-10,
- [10] F. W. CAMPBELL, A. W. SLOAN, AND A. M. ANDREW, AN ELECTRONIC PHONOCARDIOGRAPH EMPLOYING A DOUBLE-BEAM CATHODE-RAY OSCILLOGRAPH AS THE RECORDING DEVICE, "International Journal Of Technology," Vol. 1, pp. 271-275. 2015

