Rancang Bangun Defibrillator Dengan Joule Kecil (Monofasik dan Bifasik)

Fahmi Ardhi#, Bambang Guruh Irianto, Endro Yulianto
Jurusan Teknologi Elektro-medis Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
#aardhhi@gmail.com, bgi_ps@yahoo.com, endro_yulianto@yahoo.com

Info Artikel	Abstrak
Penerimaan Artikel: Diterima 9 Maret 2019 Revisi 15 Des 2020 Terbit 18 Des 2020	<p>Sinyal monofasik memiliki satu arus puncak tinggi yang dapat menyebabkan kerusakan pada jantung. Tujuan dari penelitian ini yaitu untuk mendesain suatu defibrillator yang dapat meminimalisir resiko atau dampak akibat penggunaan sinyal monofasik. Kontribusi penelitian ini adalah sistem dapat menghasilkan sinyal bifasik yang membutuhkan tegangan lebih rendah dan energi lebih rendah daripada sinyal monofasik, untuk dapat menghasilkan tegangan dan energi yang lebih rendah maka dibutuhkan dua kondensator sehingga pengisian dapat disesuaikan dengan rumus perhitungan energi. Penelitian ini menggunakan dua mosfet dan dua kondensator dengan spesifikasi 1000 uF 400 V, proses menghasilkan sinyal bifasik dilakukan dengan pengisian dua kondensator, jika nilai tegangan pada kondensator telah tercapai maka pengisian akan berhenti sesuai setting nilai tegangan pada pembagian tegangan selanjutnya mosfet akan mengatur pembuangan muatan pada kondensator secara bergantian dan membalik paddle. Penggunaan sinyal bifasik ditentukan yaitu kondensator I memuat tegangan sebesar 2/3 nilai setting dan kondensator II memuat tegangan sebesar 1/3 nilai setting. Hasil dari pengukuran pada sinyal bifasik menunjukkan adanya perbedaan muatan kondensator dengan desain penelitian, nilai rata – rata error pada kondensator I didapatkan sebesar 0,36 % dan 0,74 % pada kondensator II. Hasil penelitian ini dapat di jadikan referensi untuk penelitian selanjutnya dengan memperbaiki atau meminimalisir nilai error pada penggunaan kedua sinyal dan meningkatkan nilai energi pada alat.</p> <p>Abstract <i>Monophasic signals have a high peak current which can cause damage to the heart. The purpose of this study is to design a defibrillator that can minimize the risk or impact due to the use of monophasic signals. The contribution of this research is that the system can produce biphasic signals which require lower voltage and lower energy than monophasic signals, to be able to produce lower voltage and energy, two condensers are needed so that charging can be adjusted to the energy calculation formula. This study uses two mosfets and two condensers with specifications of 1000 uF 400 V, the process of producing biphasic signals is done by charging two condensers, if the voltage value on the condenser has been reached, the charging will stop according to the voltage value setting at the next voltage division. the condenser alternately and flips the paddle. The use of biphasic signals is determined, ie condenser I contains a voltage of 2/3 the setting value and condenser II contains a voltage of 1/3 the setting value. The results of measurements on the biphasic signal showed that there were differences in the load of the condenser with the research design, the average error value in the condenser I was 0.36% and 0.74% in the condenser II. The results of this study can be used as a reference for further research by improving or minimizing the error value in the use of both signals and increasing the energy value of the device.</i></p>
Kata kunci: Defibrillator Monofasik Bifasik Kondensator	
Penulis korespondensi: Triwiyanto Jurusan Teknologi Elektro-medis Poltekkes Kemenkes, Surabaya Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia Email: triwiyanto123@gmail.com	<p>This work is an open access article and licensed under a Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License(CC BY-SA 4.0).</p>

I. PENDAHULUAN

Defibrillator[1] adalah piranti elektronik yang mengalirkan sinyal listrik kejut (pulsa) ke otot jantung untuk mempertahankan depolarisasi myocardial[2][3] yang sedang mengalami fibrilasi kardiak (ventricular fibrillation atau atrial fibrillation).[4][5] Fibrilasi kardiak (cardiac fibrillation) adalah suatu keadaan dimana sel-sel myocardial berkontraksi secara asinkron (tidak sinkron). Ketika fibrilasi ini terjadi pada

ventrikel, hal ini menyebabkan cardiac output (CO)[6] aliran darah turun secara drastis dan dapat menyebabkan kematian dalam beberapa menit kemudian. Defibrillator yang pertama kali dikenalkan sebelum tahun 1960 yaitu defibrillator AC. Defibrillator ini menggunakan arus listrik 5 hingga 6 Ampere, dengan frekuensi 60 Hz yang dipasangkan di dada pasien selama 250 hingga 1000 ms. Tingkat keberhasilan dari defibrillator AC dapat dikatakan cukup rendah, sehingga tidak dapat menangani fibrilasi atrial[7] secara baik. Bahkan, dalam

kenyataannya defibrillator AC seringkali menyebabkan fibrilasi ventrikel[8][9] yang merupakan aritmia[3] yang lebih serius.[10]Defibrillator memiliki tiga bentuk gelombang yaitu Monofasik, Bifasik, dan Trifasik.Bentuk gelombang Monofasik[11] memiliki satu puncak yang mana arus puncak ini sangat penting dalam menentukan keberhasilan fibrilasi[12] karena arus[13] yang dibutuhkan untuk mencapai jantung agar bisa menghentikan fibrilasi harus tercukupi, sementara arus puncak yang terlalu tinggi juga dapat menyebabkan kerusakan yang lebih serius pada jantung.[14]Untuk mengatasi dampak yang dapat disebabkan oleh gelombang monofasik maka pada pertengahan tahun 90-an diciptakan tipe gelombang bifasik. Pada gelombang bifasik arah aliran arus akan berganti begitupun dengan pulsa yang dihasilkan. Dalam penggunaannya, gelombang bifasik[15][16] memerlukan energi yang lebih rendah dibandingkan dengan gelombang monofasik.[17] Pembuangan energi pada defibrillator dilakukan dengan menekan tombol *discharge* pada paddle[18] [19] yang ditempatkan pada bagian sternum dan apex.[20]

Tahun 2019 Muhammad Amir Ma'ruf merancang sebuah alat "Simulasi DC Shock" akan tetapi alat tersebut menghasilkan nilai energi yang dikatakan masih rendah dan tidak dilengkapi dengan sinyal bifasik.

Berdasarkan kelemahan dan batasan yang telah disebutkan oleh peneliti sebelumnya maka ada beberapa hal yang perlu diselesaikan melalui sebuah penelitian antara lain : 1) Mengembangkan alat sehingga memiliki 2 sinyal yaitu sinyal monofasik dan bifasik. 2) Menaikkan nilai energi. Oleh karena itu pada penelitian ini akan dirancang suatu alat defibrillator dengan tujuan untuk membuktikan apakah sinyal bifasik[21] lebih efektif dibandingkan sinyal monofasik.

Artikel ini terdiri dari 5 bagian, bagian II berisi metode dan pengembangan yang akan dilakukan, bagian III merupakan hasil-hasil yang didapatkan pada penelitian ini, bagian IV adalah pembahasan temuan-temuan, dan bagian V adalah kesimpulan.

II. BAHAN DAN METODE

A. Susunan Percobaan

Penelitian ini dilakukan dengan membandingkan nilai tegangan pada kondensator pada saat sinyal monofasik dan bifasik. Arduino mega sebagai mikrokontroler. Pengukuran dilakukan sebanyak 5 kali pada setting energi 10, 20, 30, 40, dan 50 Joule kedua sinyal.

1) Alat dan Bahan

Penelitian ini menggunakan 2 kondensator dengan spesifikasi 1000uF 400 V sebagai generator joule, rangkaian kontrol berfungsi untuk mengontrol rangkaian pengisian kondensator. Rangkaian pengisian kondensator berfungsi untuk melakukan pengontrolan pada saat pengisian kondensator untuk mendapatkan nilai yang sesuai dengan setting. Rangkaian pembagian tegangan berfungsi untuk mengkonversi tegangan tinggi pada kondensator generator joule menjadi tegangan kecil yang selanjutnya menjadi input

pada Arduino. Rangkaian discharge berfungsi untuk mengatur kapan saatnya proses shock dilakukan. Arduino mega sebagai mikrokontroler, serta pengukuran dilakukan menggunakan Volt meter.

2) Percobaan

Dalam penelitian ini pengukuran tegangan keluaran dari kondensator dilakukan menggunakan Volt meter. Kondensator yang diukur merupakan kondensator sebagai generator joule diluar rangkaian analog. Pengukuran tegangan kondensator sebagai generator joule pada saat sinyal bifasik ditentukan sebesar 2/3 nilai setting untuk kondensator 1 dan 1/3 nilai setting untuk kondensator 2. Pengambilan data ini dimaksudkan untuk mengetahui perbedaan nilai tegangan kondensator generator joule pada saat sinyal monofasik dan sinyal bifasik.

Gambar 1. Blok Diagram

B. Blok Diagram

Blok diagram defibrillator dengan parameter monofasik dan bifasik ditunjukkan pada Gambar 1. Tekan tombol setting gelombang untuk memilih gelombang yang akan digunakan. Jika menggunakan gelombang monofasik, maka alat bisa digunakan dengan mode sinkron atau asinkron dengan cara menekan tombol setting mode. Sedangkan untuk gelombang bifasik hanya dapat menggunakan mode asinkron. LCD TFT akan menampilkan nilai energi yang akan diberikan pada pasien, alarm akan memberikan indikasi bahwa pengisian

energi pada alat telah tercapai. Setelah proses charge aktif proses pengisian kondensator akan berlangsung, komparator dari program arduino akan membandingkan nilai dari isi kondensator dengan yang disetting, arduino akan memberikan perintah untuk memutus manakala isi kondensator telah sesuai setting, rangkaian loop kondensator interlock berfungsi sebagai pengaman, setelah energi sesuai, energi dalam kondensator akan dibuang ke paddle (pasien) manakala proses shock berlangsung.

C. Flowchart

Gambar 2. Flowchart Program Arduino

Program Arduino dapat dilihat dari flowchart yang ditunjukkan oleh Gambar 2. Setelah menekan tombol start maka LCD TFT akan inisialisasi, Arduino akan membaca output dari rangkaian pembagian tegangan. Setelah inisialisasi, maka LCD TFT akan menampilkan setting gelombang yang kemudian Arduino akan memproses pilihan gelombang. Jika tombol charge ditekan maka perintah charge akan aktif dan kemudian memproses pengisian kondensator.

Komparator akan membandingkan nilai yang di setting dengan nilai kondensator, jika nilai kondensator tidak mencapai nilai setting maka pengisian akan terus aktif sedangkan jika nilai kapasitor mencapai nilai setting maka pengisian akan berhenti dan alarm on. Ketika tombol discharge ditekan maka Arduino akan memproses perintah discharge, energi dalam kondensator akan dibuang ke pasien melalui paddle, kemudian proses berakhir

D. Rangkaian Analog

Rangkaian analog merupakan salah satu hal yang penting pada penelitian ini. Rangkaian tersebut diilustrasikan pada Gambar 3 (Rangkaian kontrol), Gambar 4 (Rangkaian pengisian kondensator), Gambar 5 (Rangkaian pembagian tegangan) dan Gambar 6 (Rangkaian Discharge).

1) Rangkaian Kontrol

Gambar 3. Rangkaian Kontrol

Rangkaian ini berfungsi untuk mengontrol rangkaian pengisian kondensator, input berasal dari logika yang diberikan oleh arduino dan tegangan trigger 5 V yang didapat dengan cara menekan tombol *charge* yang terdapat pada paddle atau alat.

2) Rangkaian Pengisian Kondensator

Gambar 4. Rangkaian Pengisian Kondensator

Rangkaian ini berfungsi untuk melakukan pengontrolan pada saat melakukan pengisian kondensator untuk mendapatkan joule yang sesuai dengan *setting*. Rangkaian ini akan bekerja apabila kaki basis transistor mendapat input logika HIGH dari output Arduino mega dan kaki emitor mendapatkan tegangan *ground* dari rangkaian kontrol. Selanjutnya, output dari rangkaian ini akan memberikan tegangan AC sebesar 40 VAC ke inputan trafo pada rangkaian generator tegangan tinggi.

3) Rangkaian Pembagian Tegangan

Gambar 5. Rangkaian Pembagian Tegangan

Rangkaian pembagian tegangan adalah rangkaian yang mengkonversi tegangan tinggi pada kondensator menjadi tegangan kecil yang kemudian akan diteruskan ke arduino mega untuk dibandingkan dan memberikan perintah ke rangkaian kontrol dan rangkaian pengisian kondensator.

4) Rangkaian Discharge

Rangkaian discharge adalah rangkaian yang mengatur kapan saatnya pemberian joule dari alat ke pasien. Saat tombol

discharge pada paddle ditekan akan memberikan perintah ke arduino mega yang selanjutnya akan diteruskan ke rangkaian discharge.

Gambar 6. Rangkaian Discharge

III. HASIL

Pada penelitian ini belum dapat dilakukan pengukuran nilai energi dengan benar menggunakan alat pembandingan. Peneliti hanya mengukur nilai tegangan yang termuat pada kondensator saat menggunakan sinyal monofasik dan bifasik.

Gambar 7. Desain Modul

1) Desain Modul

Foto dari bagian analog dan digital pada alat dapat dilihat pada Gambar 7. Bagian analog alat terdiri dari rangkaian kontrol, rangkaian pengisian kondensator, rangkaian pembagian tegangan, dan rangkaian *discharge* yang didalamnya terdapat serangkaian relay, mosfet, resistor, dioda, transistor BD139, dan kondensator. Bagian digital terdiri dari Arduino mega yang merupakan mikrokontroler utama pada alat.

2) Listing Program untuk Defibrillator
Listing program 1. Program Inisialisasi

```
#include <Nextion.h>
#define buttondischarge = 2;
#define transistcharge = 3;
#define transist1 = 4;
#define transist2 = 5;
#define outcap1 = 6;
#define outcap2 = 7;
float incap, incap1, teg, teg1;
```

Dalam inisialisasi symbol “#” digunakan untuk memasukkan text dari file lain (header file), dan juga digunakan untuk mendefinisikan macro sebuah variable. Dari program diatas “#include” berfungsi untuk memasukkan atau menyertakan file lain dengan program yang kita buat, file yang dimasukkan/lampirkan berupa header file (nama file.h) dalam header file biasanya berupa file library program. “#define” digunakan untuk mendefinisikan sebuah variable (pin input – output dll) dengan nama variable baru, fungsi mendefinisikan variable ini agar dalam pembuatan program menjadi lebih mudah mengingat nama variable. “float” merupakan tipe data numerik yang digunakan apabila berurusan dengan angka pecahan atau decimal.

Listing Program 2. Program Setup

```
Serial.begin(9600);
nexInit();
digitalWrite(A0, INPUT);
digitalWrite(A1, INPUT);
digitalWrite(2, INPUT_PULLUP);
digitalWrite(3, OUTPUT);
digitalWrite(4, OUTPUT);
digitalWrite(5, OUTPUT);
digitalWrite(6, OUTPUT);
digitalWrite(7, OUTPUT);
digitalWrite(3, HIGH);
```

Listing program diatas digunakan untuk mengatur setup alat, “Serial.begin” untuk mengatur kecepatan transmisi data. Pin A0, A1, sebagai input dari pembagian tegangan. Pin 2 digunakan sebagai input dari tombol discharge. Pin 3 digunakan sebagai output untuk mengontrol driver relay yang keadaan awalnya High. Pin 4, 5, 6, dan 7 digunakan sebagai output untuk mengontrol driver kontrol.

Listing Program 3. Program Kontrol

```
void b0PopCallback (void *ptr){
if (teg>=0 && teg<=1.1){
digitalWrite(4, HIGH);
digitalWrite(6, LOW);
```

```
digitalWrite(7, LOW); }
if (teg1>=0 && teg1<=0.67){
digitalWrite(5, HIGH);
digitalWrite(6, LOW);
digitalWrite(7, LOW); }
if (teg==0 && teg1<=0.67){
if (dilRead(2)== HIGH){
digitalWrite(6, LOW);
digitalWrite(7, HIGH);}}
void loop() {
float incap = analogRead(A0);
float incap1 = analogRead(A1);
float teg = (incap*5)/1023;
float teg1 = (incap1*5)/1023;
nexLoop (nex_listen_list);}
```

Program diatas menjelaskan bahwa user memberikan instruksi apabila tombol dengan alamat “b0” pada LCD ditekan maka akan mengeksekusi perintah yang ada dibawahnya. Pin 4 Arduino akan memberikan output berlogika HIGH untuk mengontrol driver jika nilai kondensator 1 kurang dari nilai yang telah ditentukan begitupun pada pin 5 Arduino yang mengontrol driver. Ketika tombol discharge ditekan maka akan memberikan logika HIGH pada pin Arduino sehingga mengeksekusi perintah untuk proses discharge.

3) Hasil Pengukuran Tegangan Kondensator pada Sinyal Monofasik

Hasil pengukuran tegangan pada kondensator menggunakan Volt meter saat sinyal monofasik dapat dilihat pada Gambar I.

Gambar I Data Kestabilan Tegangan Kondensator

Grafik 1 menunjukkan data kestabilan tegangan kondensator terhadap nilai setting pada saat sinyal monofasik dengan pengukuran sebanyak 5 kali tiap setting energi. Kurva

x menunjukkan jumlah pengambilan data dan kurva y menunjukkan nilai tegangan. Dari data tersebut dapat disimpulkan bahwa pada saat setting energi 10 Joule kondensator memuat tegangan dengan nilai rata-rata sebesar 140,8 V dan nilai error sebesar 0,42% serta standar deviasi sebesar 0,84 V, saat setting energi 20 Joule kondensator memuat tegangan dengan nilai rata-rata sebesar 201 V dan nilai error sebesar 0,5 % serta standar deviasi sebesar 0,71 V, saat setting energi 30 Joule kondensator memuat tegangan dengan nilai rata-rata sebesar 245,2 V dan nilai error sebesar 0,08 % serta standar deviasi sebesar 0,84 V, saat setting energi 40 Joule kondensator memuat tegangan dengan nilai rata-rata sebesar 283,2 V dan nilai error sebesar 0,14 % serta standar deviasi sebesar 0,84 V, saat setting energi 50 Joule kondensator memuat tegangan dengan nilai rata-rata sebesar 315,8 V dan nilai error sebesar 0,13 % serta standar deviasi sebesar 0,84 V. Nilai standar deviasi paling rendah didapatkan yaitu 0,71 V dan paling tinggi 0,84 V, nilai error paling rendah didapatkan sebesar 0,08 % dan paling tinggi 0,5 % dengan rata-rata error sebesar 0,25 %.

4) Hasil Pengukuran Tegangan Kondensator pada Sinyal Bifasik

Pengukuran ini bertujuan untuk membuktikan kesesuaian nilai tegangan kondensator dengan desain awal yang sudah ditentukan untuk sinyal bifasik yaitu kondensator 1 memuat tegangan sebesar 2/3 nilai setting dan kondensator 2 memuat tegangan sebesar 1/3 nilai setting. Hasil pengukuran tegangan pada kondensator menggunakan Volt meter saat sinyal bifasik dapat dilihat pada Tabel I.

TABEL 1 DATA KESESUAIAN TEGANGAN KONDENSATOR DENGAN DESAIN PENELITIAN

Setting Energi (V)	Tegangan Kondensator 1	Tegangan Kondensator 2
141,4 (10 J)	95	46
	95	47
	94	47
	93	46
	94	47
200 (20 J)	133	67
	132	67
	132	67
	133	68
	132	68
245 (30 J)	162	81
	162	82
	163	82
	162	82
	163	83
	189	94
	189	94

282,8 (40 J)	188	93
	187	93
	188	93
316,2 (50 J)	210	107
	210	106
	212	105
	213	106
	212	104

Dari Tabel I dapat diketahui bahwa pengukuran tegangan kondensator dilakukan dengan setting energi 10, 20, 30, 40, dan 50 Joule.

Gambar II Tegangan Kondensator I

Gambar III Tegangan Kondensator II

Pada Gambar II dan Gambar III dapat diketahui bahwa pada saat setting tegangan 141,4 V kondensator I memuat tegangan rata-rata sebesar 94,2 V dengan nilai error 0,07 % dan kondensator II memuat tegangan rata-rata sebesar 46,6 V

dengan nilai error 1,14 %, saat setting tegangan 200 V kondensator I memuat tegangan rata-rata sebesar 132,4 V dengan nilai error 0,7 % dan kondensator II memuat tegangan rata-rata sebesar 67,4 V dengan nilai error 1,08 %, saat setting tegangan 245 V kondensator I memuat tegangan rata-rata sebesar 162,4 V dengan nilai error 0,57 % dan kondensator II memuat tegangan rata-rata sebesar 82 V dengan nilai error 0,4 %, saat setting tegangan 282,8 V kondensator I memuat tegangan rata-rata sebesar 188,2 V dengan nilai error 0,17 % dan kondensator II memuat tegangan rata-rata sebesar 93,4 V dengan nilai error 0,93 %, saat setting tegangan 316,2 V kondensator I memuat tegangan rata-rata sebesar 211,4 V dengan nilai error 0,28 % dan kondensator II memuat tegangan rata-rata sebesar 105,6 % dengan nilai error 0,19 %. Nilai error paling rendah yaitu 0,07 % dan paling tinggi yaitu 1,14 %, nilai error didapatkan dari membandingkan tegangan rata-rata kondensator I dan kondensator II dengan desain awal penelitian yaitu 2/3 nilai setting untuk kondensator I dan 1/3 nilai setting untuk kondensator II pada tiap setting energi atau tegangan.

IV. DISKUSI

Setelah membuat literatur dan mempelajari proses, perencanaan, dan pengumpulan data atau pengukuran dapat disimpulkan pada pengukuran dengan Volt meter, hasil pengukuran tegangan saat sinyal monofasik pada nilai energi 10, 20, 30, 40, 50 Joule nilai error tertinggi masih mencapai 0,5 % dan pada sinyal bifasik kesesuaian nilai tegangan kondensator terhadap desain penelitian masih kurang akurat dengan nilai error mencapai 1,14 %, maka dari hal tersebut disarankan untuk meminimalisir nilai error pada kedua sinyal agar tegangan yang dihasilkan dapat lebih stabil dan tercapai kesesuaian tegangan kondensator dengan desain penelitian.

V. KESIMPULAN

Tujuan penelitian ini adalah untuk merancang suatu alat defibrillator yang dilengkapi sinyal bifasik guna meminimalisir angka kegagalan defibrilasi. Dalam penelitian ini ditemukan bahwa dengan menggunakan sinyal bifasik maka pemberian shock ke pasien dilakukan 2 kali dalam tiap setting dengan pemberian shock pertama sebesar 2/3 nilai energi dan pemberian shock kedua sebesar 1/3 nilai energi sehingga dapat mengurangi dampak tingginya arus puncak yang dihasilkan sinyal monofasik. Pada penelitian ini hasil kestabilan tegangan kondensator dapat dilihat dari Gambar I yang menunjukkan hasil yang didapatkan yaitu nilai error terbesar 0,5 % dan berdasarkan data yang diilustrasikan oleh Gambar II dan Gambar III pada saat sinyal bifasik menunjukkan kesesuaian tegangan kondensator dengan nilai error terbesar 1,14 %. Berdasarkan data-data tersebut maka dapat disimpulkan bahwa modul ini memiliki nilai kestabilan tegangan yang baik dan nilai kesesuaian yang baik.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. P. Dimarco and M. Mower, "Implantable Cardioverter-Defibrillators," pp. 1836–1847, 2003.
- [2] R. E. Klabunde, "Cardiac electrophysiology : normal and ischemic ionic currents and the ECG," pp. 29–37, 2020, doi: 10.1152/advan.00105.2016.
- [3] T. F. Lu, "Managing arrhythmias : diagnosis and modern treatment," pp. 577–579, 2016, doi: 10.1093/eurheartj/ehw030.
- [4] J. K. Diponegoro, "Hubungan Fibrilasi Atrium Terhadap Penurunan Fungsi Kognitif" Rofat Askoro Bimandoko 1 , Pipin Ardianto 2 , Hexanto Muhartomo 3 1," vol. 5, no. 4, pp. 1693–1700, 2016.
- [5] H. A. Moeloek and P. Lampung, "1 Dosen Akademi Keperawatan Malahayati Bandar Lampung 2 Dosen PSIK Universitas Malahayati Bandar Lampung Email : linawatinovikasari@gmail.com 3 Dosen PSIK Universitas Malahayati Bandar Lampung Email : triyoso@gmail.com," vol. 1, 2019.
- [6] E. Comment, "Cardiac Output and Renal Dysfunction," vol. 67, no. 19, 2016, doi: 10.1016/j.jacc.2016.03.537.
- [7] C. Outcomes, L. Staerk, J. A. Sherer, D. Ko, E. J. Benjamin, and R. H. Helm, "Atrial Fibrillation," pp. 1501–1517, 2017, doi: 10.1161/CIRCRESAHA.117.309732.
- [8] M. W. Kay and I. R. Efimov, "Ventricular Fibrillation," no. December, pp. 1–4, 2017, doi: 10.1161/CIRCEP.117.006011.
- [9] L. Kasus, "Ventrikular Takikardia Refrakter Pada STEMI & Stroke," vol. 7, no. Supplement 3, pp. 111–115, 2018.
- [10] A. K. Sari, "Bina Bangsa Semarang," 2014.
- [11] N. Prabhu-gaunkar, "Design of monophasic pulsed magnetic fields for use in low bias," 2020, doi: 10.1063/1.5130438.Creative.
- [12] C. M. Ball and P. J. Featherstone, "Early history of defibrillation," 2019, doi: 10.1177/0310057X19838914.
- [13] T. Listrik, M. Aplikasi, and M. Metode, "No Title," vol. 4, no. 2, pp. 2–5, 2018.
- [14] G. Nichol, M. R. Sayre, F. Guerra, and J. Poole, "Defibrillation for Ventricular Fibrillation: A Shocking Update," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 70, no. 12, pp. 1496–1509, 2017, doi: 10.1016/j.jacc.2017.07.778.
- [15] M. E. Celik and I. Karagoz, "Comparison of Monophasic and Biphasic Electrical Stimulation by Using Temporal Analysis for Different Inter-electrode

- Spacings in the Hexagonal Arrays,” *Arab. J. Sci. Eng.*, vol. 43, no. 6, pp. 2889–2898, 2018, doi: 10.1007/s13369-017-2918-z.
- [16] Y. C. Id, L. Cheng, and S. Lin, “Effects of high-frequency biphasic shocks on ventricular vulnerability and defibrillation outcomes through synchronized virtual electrode responses,” pp. 1–14, 2020, doi: 10.1371/journal.pone.0232529.
- [17] C. Y. F. Lee *et al.*, “Singapore defibrillation guidelines 2016,” *Singapore Med. J.*, vol. 58, no. 7, pp. 354–359, 2017, doi: 10.11622/smedj.2017068.
- [18] M. Lakhotia, P. Jain, S. Sharma, R. S. Gehlot, and M. Singh, “Placement of Defibrillator Paddles – How Correct Are We ?,” vol. 4, no. 3, pp. 200–204, 2003.
- [19] M. A. Viana, R. A. Bassani, O. Petrucci, and D. A. Marques, “System for open-chest , multidirectional electrical defibrillation,” vol. 32, no. 1, pp. 74–84, 2016.
- [20] Y. Seok *et al.*, “Development of defibrillation simulator with LC-Tank type inductance coupling position measurement system,” pp. 1–12, 2019.
- [21] B. R. Winkelmann *et al.*, “767-3 Reverse Polarity Biphasic Defibrillation with Three Biphasic Waveforms Using a Unipolar Defibrillation System,” no. February, p. 1995, 1995, doi: 10.1016/0735-1097(95)92615-C.