

Rancang Bangun Defibrilator dengan Joule kecil (Sinkron dan Asinkron)

Muhammad Iqbal #, Bambang Guruh Irianto, Endro Yulianto
Jurusan Teknologi Elektro-medis Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
#muhiqbal10.talo@gmail.com, bgi_ps@yahoo.com, endro_yulianto@yahoo.com

Info Artikel

Penerimaan Artikel:
Diterima 9 Maret 2019
Revisi 15 Des 2020
Terbit 18 Des 2020

Abstrak

Ventrikel Fibrilasi adalah irama yang umumnya didapat di permulaan henti jantung dan Ventrikel Takikardi yang disebabkan oleh gangguan listrik di jantung yang mengontrol gerakan pompa pada bilik atau ventrikel jantung, hal ini menyebabkan bilik berdenyut terlalu cepat dari biasanya. Ventrikel Fibrilasi dan Ventrikel Takikardi adalah sebagian dari penyebab kegagalan fungsi jantung, apabila tidak segera ditangani akan menyebabkan kematian. Salah satu cara menangani permasalahan ini yaitu dengan memberikan energi dengan bentuk kejut listrik dalam jumlah tertentu. Tujuan dari penelitian adalah untuk merancang sebuah modul defibrilator yang dapat menghasilkan energi dengan bentuk kejut listrik dan dilengkapi dengan mode sinkron dan asinkron. Kontribusi penelitian ini adalah sistem discharge dapat dilakukan secara defibrilasi dengan menekan tombol discharge atau disebut juga dengan mode asinkron dan sistem discharge dapat dilakukan secara kardioversi dengan menekan tombol discharge serta melakukan penyadapan BPM yang telah tersedia pada alat atau disebut juga dengan mode sinkron. Penelitian ini menggunakan modul ekg AD8232 untuk melakukan penyadapan sinyal ekg sehingga dapat menghasilkan nilai BPM. Komponen yang digunakan seperti Arduino Atmega untuk melakukan pemrosesan alat, Kapasitor dengan Kapasitansi tertentu untuk melakukan penyimpanan energi sementara, dan TFT NEXTION 2.8" sebagai tampilan dan tempat setting alat. Untuk penelitian lebih lanjut dapat menambahkan tampilan sinyal ekg, menambah besaran energi, dan menggunakan baterai untuk membuat perangkat portabel.

Kata kunci:

Defibrilator
Asinkron
Sinkron
Energi

Abstract

Ventricular Fibrillation is a rhythm commonly obtained at the onset of cardiac arrest and ventricular tachycardia caused by electrical disturbances in the heart that control pump movements in the chambers or ventricles of the heart, this causes the chambers to beat too fast than usual. Ventricular Fibrillation and Ventricular Tachycardia are some of the causes of heart failure, if not treated immediately will cause death. One way to deal with this problem is to provide energy with a certain amount of electric shock and is equipped with synchronous and asynchronous modes. The purpose of this research is to design a defibrillator module that can produce energy in the form of electric shock. The contribution of this research is that the discharge system can be done by defibrillation by pressing the discharge button or also called asynchronous mode and the discharge system can be carried out by cardioversion by pressing the discharge button and tapping the BPM that has been available on the tool or also called synchronous mode. This study uses the AD8232 ECG module to make ECG signal extraction so that it can produce BPM values. Components used such as Arduino Atmega for processing equipment, Capacitors with certain Capacitance to carry out temporary energy storage, and TFT NEXTION 2.8" as the display and setting the device. For further research, it can add the display of ECG signals, increase the amount of energy, and use batteries to make portable devices.

Penulis korespondensi:

Departemen Teknik Elektromedik
Poltekkes Kemenkes, Surabaya
Jl. Pucang Jajar Timur No. 10, Surabaya, 60245, Indonesia
Email: endro76@gmail.com

This work is an open access article and licensed under a Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License ([CC BY-SA 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/)).



I. PENDAHULUAN

Pasien yang meninggal akibat henti jantung[1][2][3] diketahui mengalami ventricular fibrillation (VF) dan pulseless ventricular tachycardia (pulseless VT)[4]. Salah satu cara untuk mencegah kematian pada kasus henti jantung yaitu dengan defibrilasi pada pasien[4][5]. Defibrillator[6][7][16] adalah salah satu alat yang dapat menghasilkan sumber listrik

kejut besar sebagai energi[8][9][10] defibrilasi[11][12][17]. Ada 2 mode pembuangan energi yang terdapat pada alat defibrillator yaitu sinkron dan asinkron[13]. 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[13] merancang sebuah alat "Simulasi DC Shock" akan tetapi alat tersebut

menghasilkan nilai energi yang dikatakan masih rendah dan tidak dilengkapi dengan mode sinkron serta masih menggunakan komparator analog.

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 mode discharge yaitu asinkron dan sinkron . 2) Menaikkan nilai energi. 3) Membaca sinyal ekg[15][14] pada tubuh manusia untuk menampilkan nilai bpm. Oleh karena itu pada penelitian ini akan dirancang suatu alat defibrillator dengan tujuan untuk membuktikan manfaat mode sinkron pada alat defibrillator.

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. Pengaturan eksperimen

Penelitian ini menggunakan subyek Analog Volt Meter sebagai pengukuran keluaran nilai energi setting. Pengambilan sampel dilakukan secara acak dengan pengambilan data sebanyak 5 kali.

1) Alat dan Bahan

Penelitian ini menggunakan modul AD8232 untuk melakukan penyadapan sinyal ekg yang akan menghasilkan nilai bpm. Komponen yang digunakan seperti arduino ATmega, kapasitor sebagai tempat penyimpanan energi sementara, dan TFT Nextion 2.8” sebagai tampilan, pengontrol setting mode dan nilai energi.

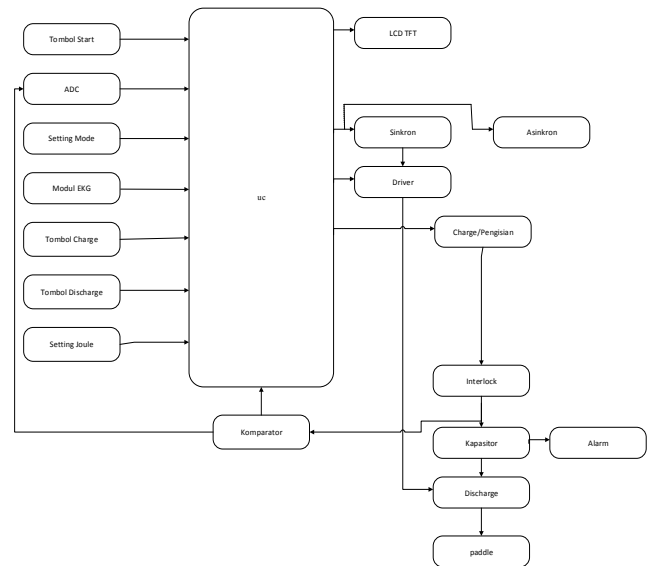
2) Eksperimen

Pada penelitian ini pada rangkaian generator tegangan tinggi output diukur menggunakan AVO meter. Pengukuran ini dilakukan untuk melihat setting yang dilakukan telah sesuai atau tidak. Peneliti juga melakukan pengukuran pada keluaran energi dengan menggunakan defibrillator analyzer untuk membandingkan hasil energi setting dengan keluaran.

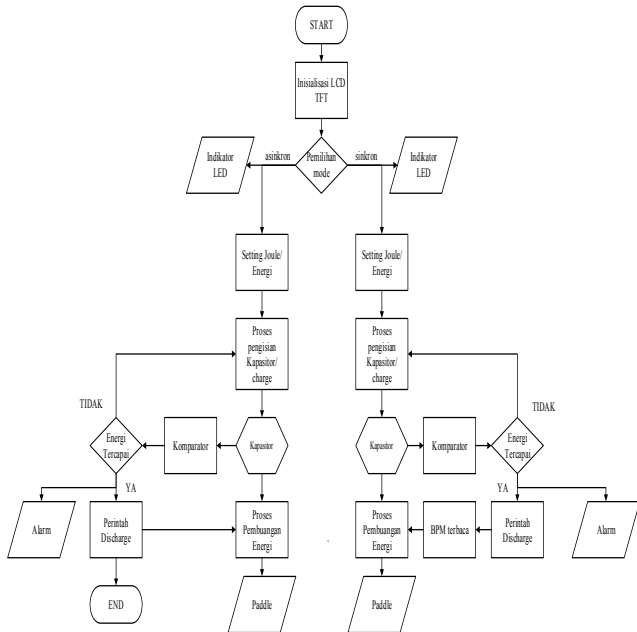
B. Blok Diagram

Pada saat main switch ditekan, rangkaian akan mendapat supply tegangan dari PLN. Tekan tombol setting mode Asinkron atau sinkron. Modul EKG berfungsi untuk menyadap aktifitas kelistrikan jantung pada pasien. Tekan tombol setting joule untuk memilih joule yang diinginkan, kemudian tekan Charge agar dapat dilakukan pengisian energi. Ketika ingin melakukan pemberian energi pada pasien tekan tombol discharge. Tombol charge dan tombol discharge akan memberikan logika pada mikrokontroler yang selanjutnya

mengintruksikan proses charge dan discharge pada alat dengan mode asinkron. Namun untuk mode sinkron yang membedakan hanya proses discharge. Karena Mikrokontroler mendapatkan logika dari modul EKG dan tombol discharge yang selanjutnya memberikan intruksi untuk melakukan discharge pada alat. setelah proses charge aktif proses pengisian kapasitor akan berlangsung, komparator akan membandingkan nilai dari isi kapasitor dengan yang disetting, komparator akan memutuskan manakala isi kapasitor telah sesuai setting, rangkaian loop kapasitor interlock berfungsi sebagai penganaman, setelah energi sesuai, energi dalam kapasitor akan dibuang ke paddle dan diteruskan ke pasien manakala proses discharge berlangsung.



Gambar 1. Blok Diagram



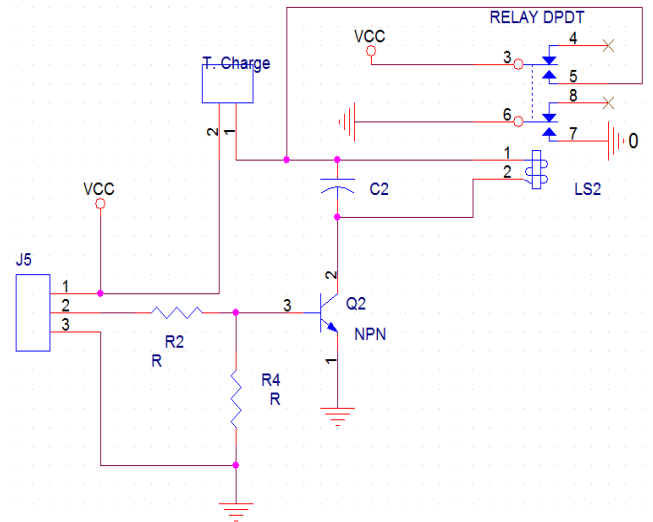
Gambar 2. Diagram Alir

C. Diagram alur

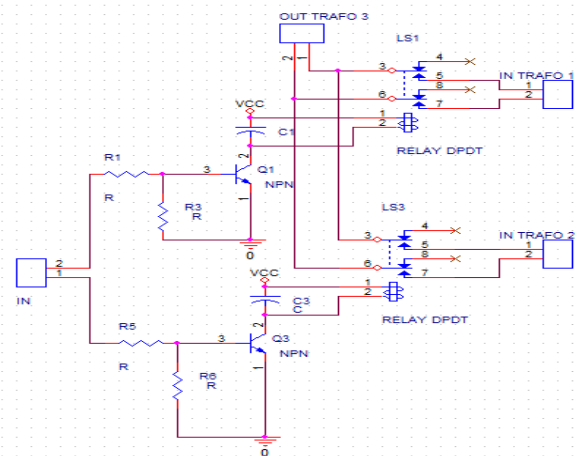
Cara kerja alat secara keseluruhan didasarkan pada diagram alur seperti yang ditunjukkan pada Gambar. 2 Setelah inisialisasi, alat akan mengarahkan ke pemilihan mode, lanjut ke pemilihan joule, setelah dilakukan perintah charge, alat akan melakukan pengisian tegangan pada kapasitor untuk menghasilkan energi, setelah energi terpenuhi maka alarm akan berbunyi sebagai tanda bahwa energi sudah memenuhi setting, kemudian dapat dilakukan pembuangan energi dari kapsitor ke pasien melalui paddle. Ketika memilih mode sinkron pastikan elektroda sudah terpasang ke tubuh pasien dan sudah terhubung ke alat untuk dilakukan pembacaan nilai BPM. Pembacaan menjadi syarat penting untuk dapat dilakukan proses discharge pada mode sinkron.

D. Sirkuit Analog

1) Rangkaian Kontrol



Gambar 3. Rangkaian Kontrol



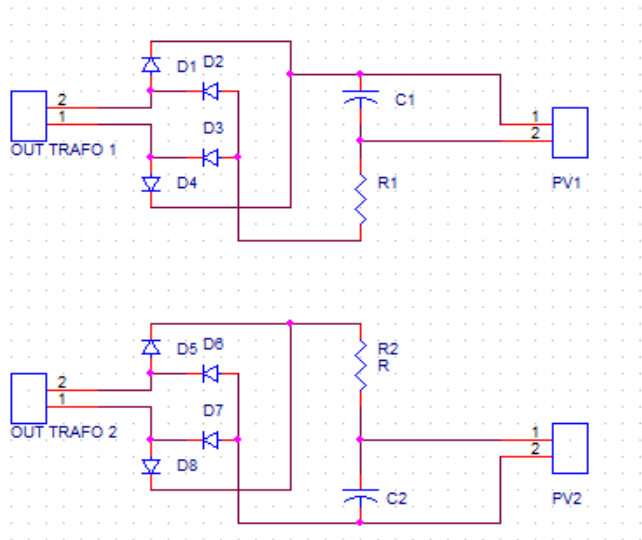
Gambar 4. Rangkaian Pengisian Kapasitor

Rangkaian kontrol yang ditunjukkan pada gambar 3 terdiri dari rangkaian interlock dan driver kontrol rangkaian interlock. Rangkaian ini berfungsi untuk melakukan pengontrolan pada saat melakukan pengisian energi pada kapasitor. Output rangkaian berupa tegangan AC sebesar 29VAC.

2) Rangkaian pengisian kapasitor

Rangkaian kontrol yang ditunjukkan pada gambar 4 terdiri dari 2 rangkaian kontrol pengisian kapasitor untuk melakukan pengontrolan pada saat melakukan pengisian kapasitor supaya mendapatkan joule yang sesuai dengan setting yang kita inginkan.

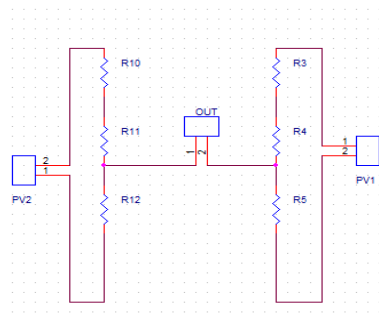
3) Rangkaian Generator Tegangan Tinggi



Gambar 5. Rangkaian Generator Tegangan Tinggi

Rangkaian Generator Tegangan Tinggi yang ditunjukkan pada gambar 5 terdiri dari rangkaian penyearah gelombang penuh dan Kapasitor. Rangkaian ini berfungsi untuk melakukan pengisian energi sementara pada kapasitor. Output rangkaian ini berupa energi dengan nilai tertentu.

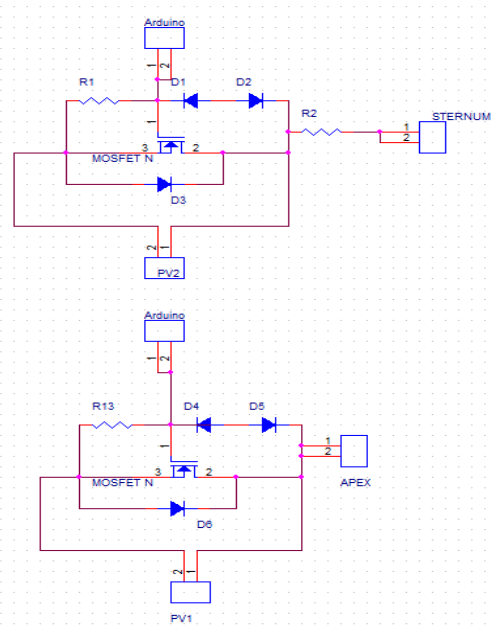
4) Rangkaian Pembagian Tegangan



Gambar 6. Rangkaian Pembagian Tegangan

Rangkaian Pembagian Tegangan yang ditunjukkan pada gambar 6 terdiri dari 2 Rangkaian Pembagian Tegangan. Rangkaian ini berfungsi untuk mengkonversi tegangan tinggi pada kapsitor yang terletak pada rangkaian generator tegangan tinggi. Ouput rangkaian berupa tegangan konversi yang akan diteruskan ke pin Arduino ATMEGA untuk dilakukan pembacaan.

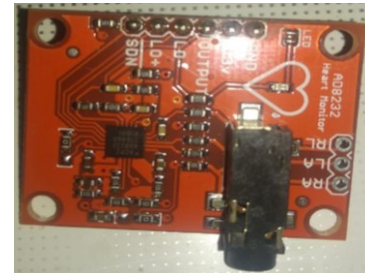
5) Rangkaian Discharge



Gambar 7. Rangkaian Discharge

Rangkaian Discharge yang ditunjukkan pada gambar 7 terdiri dari 2 rangkaian driver discharge. Rangkaian ini yang mengatur kapan saatnya pemberian joule dari alat ke pasien. Output dari rangkaian ini berupa energi.

6) Modul Ekg AD8232



Gambar 8. Modul EKG AD8232

Modul Ekg AD8232 yang ditunjukkan pada gambar 8 berfungsi untuk menyadap sinyal ekg pada tubuh agar dapat menghasilkan nilai BPM.

III. HASIL

Penelitian ini belum dilakukan tes pada modul ekg yang disadap ketubuh manusia untuk menghasilkan nilai BPM dan untuk nilai energi belum dilakukan perbandingan nilai setting dengan keluaran menggunakan defibrilator analyzer.

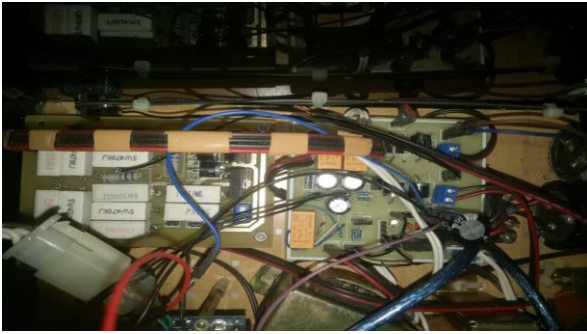


Fig. 1. Gambar 9. Desain Modul

1) *Desain Modul*

Desain modul yang ditunjukkan pada gambar 9 merupakan desain rangkaian yang telah peneliti buat. Pada bagian kanan terdiri dari rangkaian kontrol, Generator Tegangan Tinggi dan rangkaian pengisian kapasitor. Pada bagian kiri terdiri dari rangkaian discharge dan rangkaian pembagian tegangan.

2) *Daftar Program untuk Arduino*

Daftar Program Arduino terdiri dari persyaratan program pembacaan BPM pada EKG ditunjukkan pada daftar program 1 dan program untuk kontrol energi ditunjukkan pada Daftar program 2.

Daftar Program 1. Program EKG

```

sinyalbpm = analogRead(A2);
total1 = total1 - readings1[readIndex1];
readings1[readIndex1] = sinyalbpm;
total1 = total1 + readings1[readIndex1];
readIndex1 = readIndex1 + 1;
if (readIndex1 >= numReadings1) {
readIndex1 = 0;
}
pulse = total1 / numReadings1;//mengambil grafik ppg
ecg = pulse;
if (ref<=ecg){ref=ecg;}
else {ref=ref;hold=(ref*0.8);}
waktuawal=millis()-waktuBPM;
if (ecg>hold)
{a=1;}
if (ecg<(hold*0.85))
{
if(a==1){
BPMpalsu++;
hold=0;
a=0;}
}
if(BPMpalsu==3){
BPMasli=180000/waktuawal;
BMPpalsu=0;
waktuBPM=millis();}
    
```

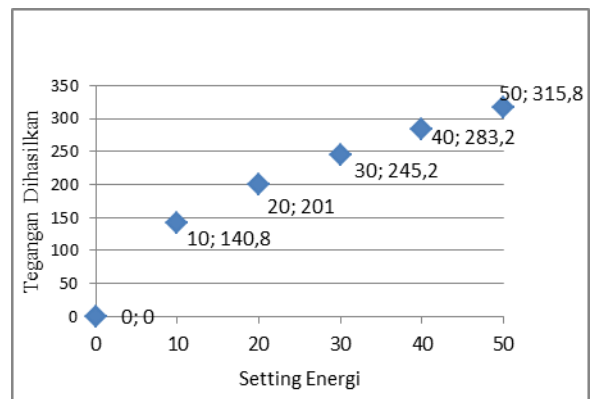
Daftar Program 2. Program Kontrol

```

Void loop(){
nexLoop(nex_listen_list);
float incap = analogRead(A0);
float incap1 = analogRead(A1);
float teg = (incap*5)/1023;
float teg1 = (incap1*5)/1023;
}
void b0PopCallback(void *ptr){
if (teg>=0 && teg<=1.61){
digitalWrite(4, HIGH);
digitalWrite(6, LOW);
}
if (teg>=1.61){
digitalWrite(3, LOW);
digitalWrite(4, LOW);
digitalWrite(6, LOW);
}
if (teg>=1.55 && teg<=1.61){
if (digitalRead(2)== HIGH){
if (ref==ecg){
digitalWrite(6, HIGH);
} else {
digitalWrite(6, LOW);
}}}
    
```

3) *Rata-rata pengambilan data tegangan kapasitor*

Pengambilan data tegangan kapasitor diambil 5 kali per setting energi dan menghasilkan rata-rata data tegangan kapasitor yang dapat dilihat pada Gambar 10. Grafik Tegangan Pengisian Kapsitor.

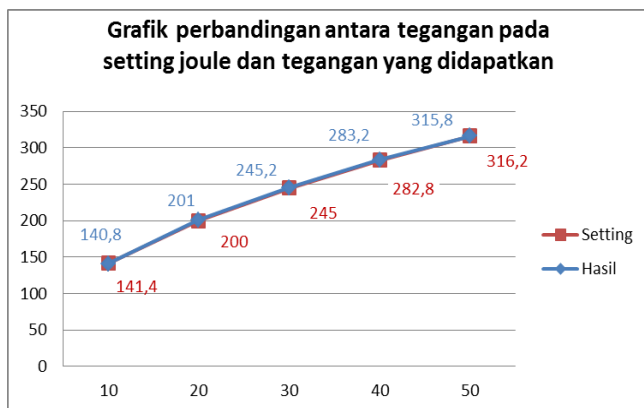


Gambar 10. Grafik Tegangan Pengisian Kapsitor

Nilai rata-rata pengambilan data pada kapasitor didapatkan dengan cara mengukur tegangan pada kapasitor ketika alarm berbunyi sebagai tanda proses charge telah selesai dan data diambil sebanyak 5 kali kemudian langsung dilakukan rata-rata.

4) *Grafik perbandingan*

Grafik perbandingan seperti yang terlihat pada gambar 10 menunjukkan nilai tegangan yang dihasilkan dibandingkan dengan nilai tegangan yang disetting.



Gambar 11. Grafik Perbandingan

Nilai setting joule didapatkan berdasarkan rumus konversi joule dengan rumus sebagai berikut $E = 1/2 CV^2$ dan menggunakan Kapasitor dengan kapasitansi 1000uf/400V. Nilai hasil sebagai pembandingan dari setting didapatkan dari Gambar 10. Pada grafik diatas dapat dilihat nilai tegangan yang di hasilkan memiliki perbedaan terbesar pada setting energi 20 joule yaitu sebesar 1V dan dari grafik diatas dapat dilihat linearitas dari pengisian tegangan kapasitor terhadap setting dengan menggunakan komparator digital mendapatkan hasil yang baik.

IV. DISKUSI

Setelah membuat literatur dan mempelajari proses, perencanaan, pengujian, alat pengujian dan pengumpulan data atau pengukuran penelitian dapat disimpulkan dalam penelitian ini masih memiliki kekurangan yang terletak pada pemanfaatan mode sinkron yang belum dilengkapi dengan phantom ekg internal yang dimanfaatkan untuk melakukan simulasi dan keamanan discharge energi pada alat. .

V. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil diskusi dan tujuan pembuatan modul dapat disimpulkan bahwa modul ini sudah berkembang dari penelitian sebelumnya yang diteliti oleh saudara Muhammad Amir Ma'rif, dimana pada penelitian ini sudah menggunakan mode sinkron dan asinkron untuk mode discharge. Modul ini juga telah dilengkapi dengan pembacaan BPM. Penelitian berikutnya dapat melakukan penampilan sinyal ekg dari tubuh manusia dan melakukan peningkatan nilai energi. Modul ini apabila dilihat dari gambar 11. grafik perbandingan dengan menggunakan komparator digital didapatkan hasil yang baik dimana nilai setting dan nilai hasil terdapat perbedaan paling besar bernilai 1V, serta dapat disimpulkan berdasarkan data

pada grafik diatas memiliki kelinieritas dan kestabilan yang baik.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] S. Ellahham, "Update on nutrition in chronic heart failure," *Int. J. Cardiovasc. Res.*, vol. 07, p. 8602, 2018.
- [2] J. Barraud *et al.*, "Wearable cardioverter defibrillator: Bridge or alternative to implantation?," *World J. Cardiol.*, vol. 9, no. 6, p. 531, 2017.
- [3] M. H. Raitt, "Implantable Cardioverter-Defibrillator Shocks. A Double-Edged Sword?*"Editorials published in the Journal of the American College of Cardiology reflect the views of the authors and do not necessarily represent the views of JACC or the American College of," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 51, no. 14, pp. 1366–1368, 2008.
- [4] N. Mawaddah, D. H. Syurandhari, and H. Basahi, "Medica majapahit," *Medica Majapahit*, vol. 10, no. 2, pp. 100–110, 2018.
- [5] C. M. Ball and P. J. Featherstone, "Early history of defibrillation," 2019, doi: 10.1177/0310057X19838914.
- [6] A. H. Gerber, "United States Patent n9] [11] Patent Number :," no. 19, pp. 1–5, 1994.
- [7] S. J. Walsh *et al.*, "Novel rectangular biphasic and monophasic waveforms delivered by a radiofrequency-powered defibrillator compared with conventional capacitor-based waveforms in transvenous cardioversion of atrial fibrillation," *Europace*, vol. 8, no. 10, pp. 873–880, 2006.
- [8] A. Info, "Pengaruh Resistansi Induktor terhadap Energi Defibrilasi pada Sistem Uji Ketahanan Elektrokardiograf," vol. 3, no. 1, 2017.
- [9] N. Trayanova, J. Constantino, T. Ashihara, and G. Plank, "Modeling defibrillation of the heart: Approaches and insights," *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 4, no. May 2014, pp. 89–102, 2011.
- [10] A. H. . I. Ferdous, A. M. Faisal, S. Mahbub, R. Abdussami, and S. F. Hashmey, "Design And Development Of An External Cardiac Defibrillator Using The Fly Back Transformer," *J. Multidiscip. Eng. Sci. Technol.*, vol. 3, no. 4, pp. 4569–4573, 2016.
- [11] M. Canepari, D. Zecevic, and O. Bernus, "Membrane potential imaging in the nervous system and heart," *Membr. Potential Imaging Nerv. Syst. Hear.*, pp. 1–509, 2015.
- [12] R. E. Ideker, V. Fast, J. M. Rogers, and S. Pogwizd, "Mechanisms of defibrillation," *Vent. Arrhythmia From Princ. to Patients*, pp. 199–215, 2013.
- [13] M. Amir Ma, B. Guruh Irianto, and T. Bowo Indrato, "Design of DC Shock Simulator," *J. Electron.*

- Electromed. Med. Informatics*, vol. 1, no. 2, pp. 18–24, 2019.
- [14] R. E. Klabunde, “Cardiac electrophysiology: Normal and ischemic ionic currents and the ECG,” *Adv. Physiol. Educ.*, vol. 41, no. 1, pp. 29–37, 2017.
- [15] P. A. Wardhani, ” *Efikasi Diri dan Pemahaman Konsep IPA dengan Has. Belajar Ilmu Pengetah. Alam Siswa Sekol. Dasar Negeri Kota Bengkulu*, vol. 6, 2015.
- [16] J. P. Dimarco and M. Mower, “Implantable Cardioverter–Defibrillators,” pp. 1836–1847, 2003.
- [17] 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.
- [18] M. Lakhota, 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.