

PENGARUH RESISTANSI INDUKTOR TERHADAP ENERGI DEFIBRILASI PADA SISTEM UJI KETAHANAN ELEKTROKARDIOGRAF

THE EFFECTS OF INDUCTOR RESISTANCE ON DEFIBRILLATION ENERGY FROM ELECTROCARDIOGRAPH ENDURANCE TEST SYSTEM

Irawan Sukma^{1,*}, Siddiq Wahyu Hidayat¹, dan Wuwus Ardiatna¹

¹Pusat Penelitian Sistem Mutu dan Teknologi Pengujian Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia, Serpong 15314, Banten, Indonesia

*E-mail: irawan.sukma@lipi.go.id

ARTICLE INFO

Article history

Received date:

22 March 2016

Received in revised form date:

26 October 2016

Accepted date:

1 November 2016

Available online date:

31 May 2017

Abstract

Electrocardiograph endurance test system has two work processes like a defibrillator. Charging process produces energy stored in a capacitor (E_s), while discharges process produces defibrillation energy. The value of defibrillation energy without any connection to the electrocardiograph (E_d) at test system is influenced by the resistance values of the inductor (R_L). In previous research, test system only produced $E_d=19,83$ joule. This was caused by the inductor used with R_L value=72 Ω . The purpose of this research is to select inductor resistance value to get the best and the most efficient E_d value. Range value used in test system was 1–10 Ω , which was based on International Electrotechnical Commission (IEC) 60601-2-27 clause 201.8.5.5.2 standard. Every R_L measured voltage on 100 Ω point at interval time (Δt)=0,02 ms was obtained from Multisim software simulation. The result of the simulation indicated that if peak voltage increased, then the used R_L value was approaching zero. On the other side, measured Voltage data was used as a parameter in total E_d calculation every range of R_L value, then result of E_d total calculation was compared to E_s value to achieve energy ratio value. R_L value=1 Ω was the most efficient because it could generate energy ratio around 98,45% with $E_d=393,80$ joule, while energy ratio when R_L value=10 Ω was not very efficient because it only generated energy ratio around 89,58% with $E_d=358,33$ joule.

Keywords: Defibrillation energy, Inductor resistance, Multisim simulation, Efficient

Kata kunci:

Energi defibrilasi
Resistansi induktor
Simulasi *multisim*
Efisien

Abstrak

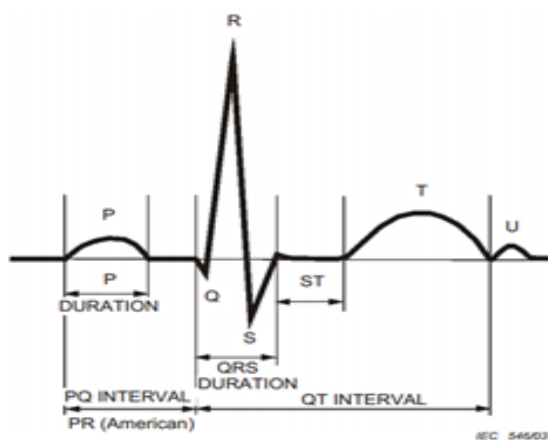
Sistem uji ketahanan elektrokardiograf mempunyai dua proses kerja menyerupai defibrilator. Proses *charge* akan menghasilkan energi yang tersimpan pada kapasitor (E_s) sedangkan proses *discharge* akan menghasilkan energi defibrilasi. Energi defibrilasi saat keadaan tanpa terhubung dengan elektrokardiograf (E_d) nilainya dipengaruhi oleh nilai resistansi induktor (R_L). Pada penelitian sebelumnya, sistem uji hanya menghasilkan $E_d=19,83$ joule. Hal ini disebabkan oleh penggunaan induktor dengan nilai $R_L=72 \Omega$. Tujuan dari penelitian ini adalah memilih nilai resistansi induktor agar didapatkan nilai E_d yang paling baik dan efisien. Rentang nilai R_L yang digunakan pada sistem uji adalah 1 – 10 Ω didasarkan pada standar *International Electrotechnical Commission* (IEC) 60601-2-27 klausul 201.8.5.5.2. Tegangan tiap R_L yang terukur pada titik 100 Ω saat interval waktu (Δt)=0,02 ms didapatkan dari *software* simulasi *Multisim*. Hasil simulasi tersebut menunjukkan jika tegangan puncak meningkat, maka nilai R_L yang digunakan mendekati nol. Di sisi lain, data tegangan terukur digunakan sebagai parameter dalam perhitungan total E_d , kemudian hasil perhitungan total E_d dibandingkan dengan nilai E_s untuk mendapatkan nilai rasio energi. Nilai $R_L=1 \Omega$ adalah yang paling efisien karena dapat menghasilkan rasio energi sebesar 98,45% dengan $E_d=393,80$ joule, sedangkan rasio energi pada nilai R_L sebesar 10 Ω kurang efisien karena hanya menghasilkan rasio energi sebesar 89,58% dengan $E_d=358,33$ joule.

PENDAHULUAN

Defibrilator adalah alat yang digunakan sebagai sumber listrik kejut yang besar yang bertujuan merubah ritme jantung yang tidak stabil dan terlalu cepat menjadi ritme yang lebih lambat yang memungkinkan jantung memompa darah lebih banyak (Bronzino 2000). Sumber listrik kejut besar yang dihasilkan oleh defibrilator disebut juga sebagai energi defibrilasi.

Sebuah defibrilator bekerja dengan prinsip *charge* energi pada sebuah kapasitor tegangan tinggi kemudian dengan prinsip *discharge* kapasitor, energi yang tersimpan dalam kapasitor akan diantarkan pada dada pasien melalui bantuan *paddles* (Akhtar et al. 1998). Keberhasilan fungsi kerja dari defibrilator dipengaruhi oleh besarnya energi yang dikirimkan atau arus listrik yang dikirimkan pada otot jantung yang terdapat pada dada pasien (Thongpance, Kaewgun, and Petpraprasert 2015).

Defibrilator biasanya digunakan bersamaan dengan elektrokardiograf yang mempunyai fungsi *monitoring* ritme jantung pasien sebelum dan setelah menerima energi defibrilasi. Oleh karena itu perlu dilakukan pengujian ketahanan elektrokardiograf dari energi listrik besar yang terjadi dalam waktu singkat (Standard 2011a).



Gambar 1. Bentuk gelombang denyut jantung normal yang ditampilkan pada elektrokardiograf
Sumber (Standard 2011c)

Hal ini bertujuan untuk melihat kemampuan elektrokardiograf bekerja seperti semula dalam menampilkan satu siklus denyut jantung normal setelah terkena energi defibrilasi. Bentuk gelombang dari satu siklus denyut jantung normal dapat dilihat pada Gambar 1 (Standard 2011c).

Penjelasan bentuk gelombang dari satu siklus denyut jantung normal dapat dilihat pada Tabel 1 (Setianingsih, Sadwono R, and Fitriawan 2012).

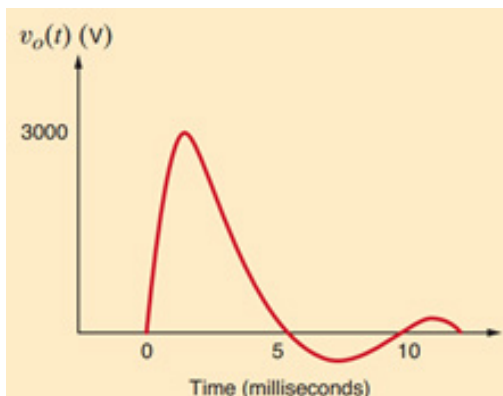
Tabel 1. Deskripsi gelombang PQRS

Bentuk Gelombang	Deskripsi
P	gelombang yang timbul karena depolarisasi atrium dari nodus sinoatrial ke nodus atrioventrikular
Q	defleksi negatif pertama sesudah gelombang P dan yang mendahului defleksi R, dibangkitkan oleh depolarisasi permulaan ventrikel
R	defleksi positif pertama sesudah gelombang P dan yang ditimbulkan oleh depolarisasi utama ventrikel
S	defleksi negatif sesudah defleksi R. Keseluruhan depolarisasi ventrikel ini membangkitkan gelombang QRS kompleks.
T	gelombang yang timbul oleh repolarisasi ventrikel

Sumber (Setianingsih, Sadwono R, and Fitriawan 2012)

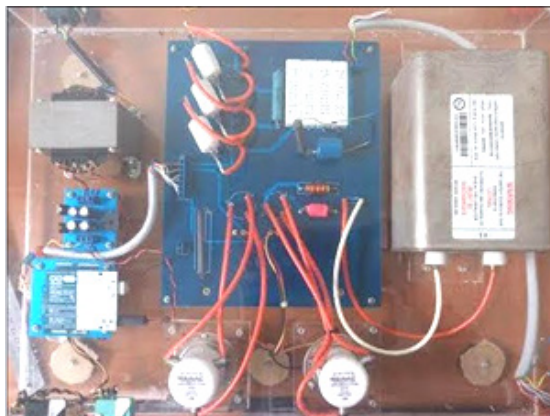
Defibrilator modern mengirimkan energi atau arus dalam bentuk gelombang. Salah satu defibrilator modern yang digunakan adalah tipe defibrilator *monophasic*. Defibrilator *monophasic* menghasilkan energi dengan bentuk gelombang *monophasic*. Defibrilator *monophasic* di rekomendasikan untuk mengirimkan energi defibrilasi maksimum 360 joule ke pasien dewasa ketika digunakan (Thongpance,

Kaewgun, and Deepankaew 2013). Bentuk dari gelombang *monophasic* dapat dilihat pada Gambar 2.



Gambar 2. Bentuk gelombang defibrilator *monophasic*
Sumber (Irwin and Nelms 2011)

Pada laboratorium pengujian alat kesehatan di Pusat Penelitian Sistem Mutu dan Teknologi Pengujian - Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia (P2SMTP-LIPI) telah dibuat sistem uji yang menyerupai prinsip kerja defibrilator *monophasic*, yaitu sistem uji ketahanan elektro kardiograf seperti dapat dilihat pada Gambar 3.

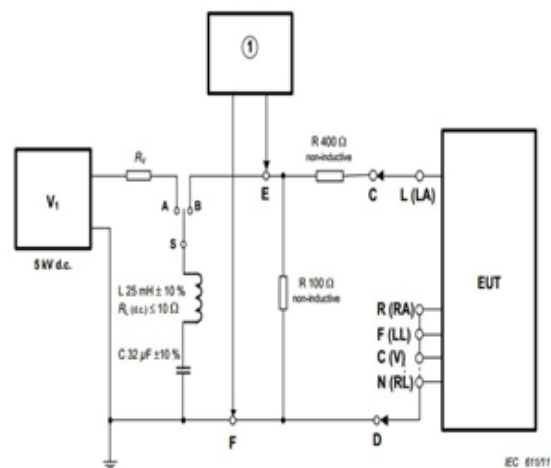


Gambar 3. Rangkaian sistem uji ketahanan elektro kardiograf dari efek defibrilasi di laboratorium elektromedis P2SMTP-LIPI

Ada beberapa standar yang me ngaruhi rangkaian sistem uji ketahanan elektro kardiograf, salah satunya adalah standar *International Electrotechnical Commission* (IEC) 60601-2-27, yang me rupakan standar khusus pada dasar

keselamatan dan fungsi utama dari peralatan monitor elektro kardiograf. Rangkaian sistem uji didasarkan pada rangkaian yang ada pada IEC 60601-2-27, klausul 201.8.5.5.2, dengan mode *energy reduction* tanpa menggunakan bahan uji atau elektro kardiograf, seperti dapat dilihat pada Gambar 4 (Standard 2011b). Tahap selanjutnya akan dilakukan pengukuran energi defibrilasi tanpa terhubung dengan elektro kardiograf (E_2) pada titik 100 Ω .

Berdasarkan rangkaian pada Gambar 4, sumber pada rangkaian defibrilator adalah tegangan tinggi 5 kV *direct current* (d.c). Sebuah resistor variabel (R_V) berfungsi sebagai pengatur arus yang me-mengaruhi lama waktu *charge* kapasitor. Setelah arus melalui switch A, arus akan menuju induktor 25 mH dengan resistansi induktor $d.c \leq 10 \Omega$ dan kapasitor 32 μF . Saat proses *discharge* akan dilakukan pengukuran pada titik 100 Ω dengan meng-gunakan alat pengukur tegangan. Tegangan yang dihasilkan setelah *discharge* sebagian akan menuju *ground* dan sebagian lagi akan menuju *equipment under test* (EUT)



Gambar 4. Rangkaian sistem uji ketahanan elektro kardiograf berdasarkan standar IEC 60601-2-27

Sumber (Standard 2011b)

Dari penelitian yang dilakukan oleh Wuwus Ardiatna, dkk (Ardiatna et al. 2013), E_2 di titik 100 Ω adalah 19,83 joule.

Dari hasil analisis pada penelitian tersebut terdapat dua penyebab utama rendahnya E_2 yang dihasilkan di titik 100 Ω , yaitu:

1. Sistem uji hanya dapat melakukan proses *charging* dengan tegangan maksimum 1,88 kV. Penyebab dari tegangan maksimum hanya 1,88 kV pada saat proses *charge* disebabkan oleh kesalahan pembuatan PCB dalam hal *creepage and clearance distance* (Ardiatna, Hidayat, Siddiq, and Hidayat, Asep 2015) sehingga memengaruhi nilai energi yang tersimpan pada kapasitor saat proses *charge* dan energi defibrilasi saat proses *discharge*
2. Induktor yang digunakan mempunyai nilai induktansi 25 mH dan resistansi induktor (R_L) $\pm 72 \Omega$, sedangkan pada Gambar 1, berdasarkan standar IEC 60601-2-27 disyaratkan nilai resistansi induktor harus 1 – 10 Ω .

Oleh karena itu, dalam penelitian ini akan dilakukan perubahan nilai resistansi induktor (R_L) dari rentang 1 – 10 Ω dengan menggunakan *Multisim*. Alasan penggunaan *Multisim* sebagai *software* simulasi adalah memudahkan dalam observasi dari rangkaian sebelum melakukan proses pembuatan sebenarnya, memudahkan penggunaan komponen yang ideal untuk desain isolasi dan rangkaian yang punya batasan tertentu, serta pengukuran yang sulit dilakukan dalam rangkaian sesungguhnya dikarenakan rangkaian dapat mengalami kerusakan atau terpengaruh oleh gangguan elektrik (Lopez Baez. David 2011).

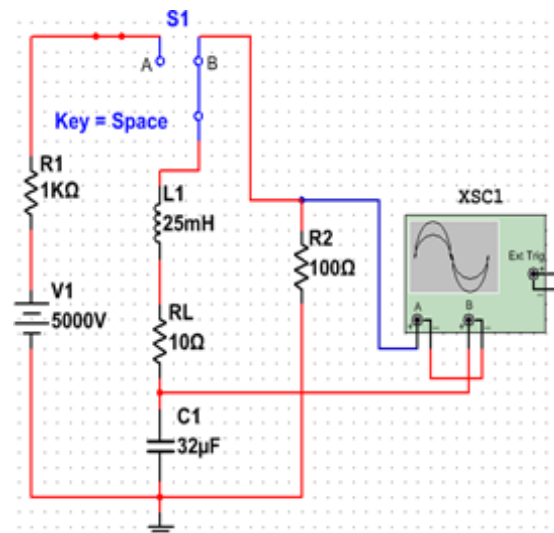
R_L yang semakin kecil dari rentang 1 – 10 Ω diharapkan dapat memperbaiki hasil tegangan yang terukur pada titik 100 Ω . Tegangan yang terukur akan dijadikan parameter perhitungan energi kapasitor saat *discharge* sehingga diharapkan nilai E_2 dapat meningkat juga, yang akhirnya akan didapatkan rasio terbaik perbandingan E_2 dengan hasil energi yang tersimpan pada

kapasitor saat proses *charge* (E_s). Hasil penelitian pengaruh pemilihan R_L ini diharapkan dapat digunakan dalam pengembangan sistem uji ketahanan elektrokardiograf terhadap efek defibrilasi selanjutnya.

METODE

Simulasi Rangkaian

Pembuatan rangkaian simulasi dilakukan dengan *software Multisim*. Rangkaian simulasi sistem uji ketahanan elektrokardiograf didasarkan pada standar IEC 60601-2-27 klausul 201.8.5.5.2, tanpa menggunakan elektrokardiograf (EUT) seperti tampak pada Gambar 5.



Gambar 5. Rangkaian simulasi sistem uji ketahanan elektrokardiograf

Relay dihubungkan ke posisi A ketika proses *charge* kapasitor 32 μF . Ketika kapasitor telah terisi penuh, relay dihubungkan lagi ke posisi B untuk proses *discharge* kapasitor. Proses discharge pada rangkaian inilah yang menghasilkan E_2 .

Pada rangkaian, komponen *current limiting* resistor (R_v), yang digunakan adalah 1 k Ω dengan alasan agar kapasitor 32 μF dapat terisi penuh dengan cepat. Pada rangkaian antara kapasitor 32 μF dan induktor 25 mH ditambahkan resistor yang diasumsikan sebagai resistansi induktor

(R_L). Nilai resistansi induktor (R_L) akan diubah sesuai dengan jangkauan yang disyaratkan pada standar IEC 60601-2-27, yaitu 1-10 Ω . Setelah itu dilakukan pencatatan perubahan tegangan yang terukur pada resistor 100 Ω saat interval waktu (Δt) 0,02 ms sampai dengan waktu 8 ms yang ditampilkan oleh *oscilloscope*.

Perhitungan Energi

Perhitungan energi E2 pada titik 100 Ω dilakukan setelah mendapatkan nilai tegangan dengan interval waktu (Δt) tiap 0,2 ms, sehingga energi defibrilasi (E_2) dengan interval waktu (Δt) tiap 0,2 ms dapat dihitung dengan menggunakan Persamaan 1 (Manual 2015):

$$E = \Delta t \sum_{k=0}^{k=t/\Delta t} \frac{1}{R} v_{(k\Delta t)}^2, \quad (1)$$

dimana:

- E : energi (joule)
- Δt : interval waktu yang diinginkan (second)
- t : lama waktu saat pengambil data (second)
- $v_{(k\Delta t)}^2$: tegangan saat interval waktu (volt)
- R : resistansi (Ω)

Perhitungan energi yang tersimpan pada kapasitor (E_s) saat proses charge dapat diketahui dengan menggunakan Persamaan 2 (Irwin and Nelms 2011):

$$E_s = \frac{1}{2} C v^2(t), \quad (2)$$

dimana:

- E_s : Energi tersimpan pada kapasitor (joule)
- $v(t)$: Tegangan (volt)
- C : Kapasitansi (Farad)

Dari rangkaian simulasi dan standar IEC60601-2-27, didapatkan nilai tegangan maksimum saat kapasitor *charge* adalah 5 kV dan nilai dari kapasitor adalah 32 μ F. Maka berdasarkan Persamaan 2, didapatkan energi yang tersimpan pada kapasitor (E_s) adalah 400 joule.

HASIL DAN PEMBAHASAN

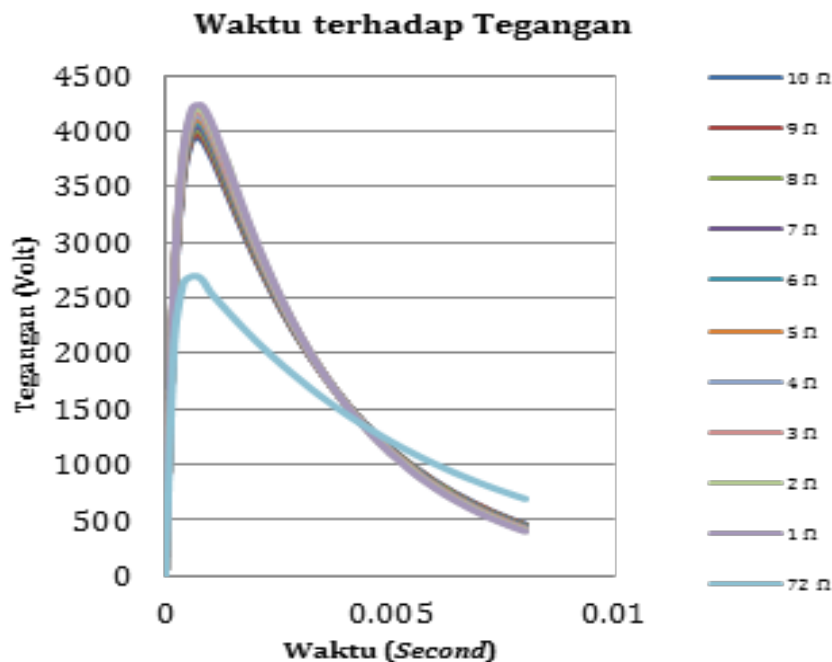
Hasil Simulasi Tegangan

Tegangan yang terukur setiap jangkauan R_L dapat dilihat *dioscilloscope multisim*. Hasil pengukuran tegangan di *oscilloscope* dapat dilihat pada Gambar 6. Berdasarkan Gambar tersebut, tegangan yang dihasilkan saat menggunakan R_L sebesar 72 Ω memiliki nilai yang paling rendah bila dibandingkan dengan tegangan yang dihasilkan saat menggunakan R_L yang lain. Hal ini dikarenakan pada saat menggunakan R_L 72 Ω , tegangan puncak (vp) mencapai nilai 2,696 volt pada waktu 0,0536 ms. Nilai tegangan paling baik terjadi ketika menggunakan R_L sebesar 1 Ω karena dihasilkan tegangan puncak sebesar 4,247 volt pada waktu 0,069 ms. Hasil dari pengukuran tegangan juga dipengaruhi oleh arus yang mengalir pada rangkaian. Ketika R_L meningkat, maka arus akan berkurang dan tegangan yang terukur juga akan ikut berkurang. Sesuai dengan hukum Ohm yang dapat dilihat pada Persamaan 3 (Irwin and Nelms 2011):

$$v(t) = Ri(t), \quad (3)$$

dimana:

- $v(t)$: Tegangan (volt)
- R : Resistansi(Ω)
- I(t) : Arus (ampere)



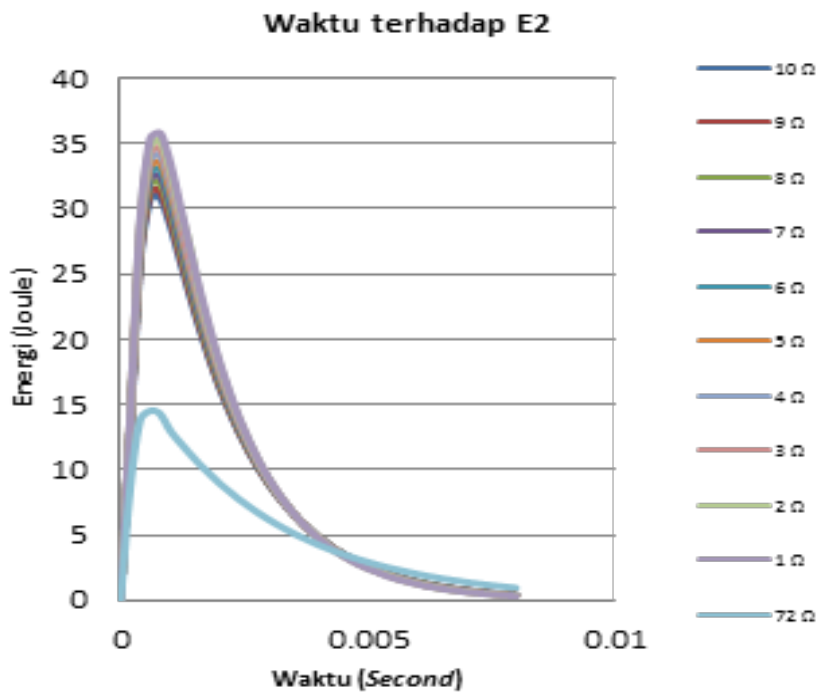
Gambar 6. Grafik hasil waktu terhadap tegangan yang dihasilkan oleh rangkaian simulasi pada kondisi 1 – 10 Ω dan 72 Ω

Hasil Perhitungan Energi Defibrilasi(E_2)

Berdasarkan Persamaan 1, hasil E_2 setiap jangkauan R_L dapat dilihat pada Gambar 7. Berdasarkan gambar tersebut, energi yang dihasilkan saat menggunakan R_L sebesar 72 Ω , memiliki nilai E_2 yang paling rendah bila dibandingkan dengan E_2 yang dihasilkan saat menggunakan R_L yang lain. Hal ini dikarenakan pada saat menggunakan R_L sebesar 72 Ω , E_2 mencapai nilai 14,51 joule pada interval waktu 0,04-0,06 ms. Nilai E_2 paling baik terjadi ketika menggunakan R_L sebesar 1 Ω karena dihasilkan energi puncak sebesar 35,81 joule interval 0,06–0,08 ms. Keberhasilan sistem uji dalam menghasilkan E_2 sangat dipengaruhi oleh waktu yang dibutuhkan oleh sistem uji untuk menghantarkan semua energi yang tersimpan pada kapasitor. Dari grafik terlihat semakin kecil nilai R_L , semakin singkat waktu yang dibutuhkan oleh sistem

uji untuk menghantarkan semua energi yang tersimpan dalam kapasitor.

Nilai E_2 hasil dari setiap nilai R_L masing-masing akan dijumlahkan, kemudian dibandingkan dengan nilai energi yang tersimpan pada kapasitor saat proses charge. Hasil perbandingan nilai E_2 total dan energi dapat dilihat rasionya pada Tabel 2. Dari hasil Tabel 2, rasio energi saat nilai R_L sebesar 1 Ω adalah rasio yang paling baik dibandingkan dengan nilai R_L yang lain, sehingga rugi energi yang dihasilkan sistem uji ketahanan elektrokardiograf saat nilai R_L sebesar 1 Ω adalah yang paling kecil.



Gambar 7. Grafik hasil waktu terhadap E_2 yang dihasilkan pada kondisi 1 – 10 Ω dan 72 Ω

Tabel 2. Rasio total energi defibrilasi (E_2) terhadap energi (E_s) pada kondisi 1 – 10 Ω dan 72 Ω

Resistansi Induktor(Ω)	Total Energi Defibrilasi (E_2) (joule)	Energi (E_s) (joule)	Rasio(%)
72	220,89	400	55,12%
10	358,33	400	89,58%
9	362,27	400	90,57%
8	367,33	400	91,83%
7	370,88	400	92,72%
6	374,77	400	93,69%
5	378,48	400	94,62%
4	382,23	400	95,56%
3	385,92	400	96,48%
2	390,30	400	97,58%
1	393,80	400	98,45%

KESIMPULAN

Simulasi dan perhitungan energi defibrilasi tanpa terhubung dengan elektrokardiograf (E_d) telah dilakukan di titik 100 Ω pada rentang resistansi induktor 1 - 10 Ω . Rasio energi yang dihasilkan saat resistansi induktor (R_L) 1 Ω adalah yang paling baik, sebesar 98,45%. Dari hal ini dapat disimpulkan bahwa penggunaan R_L 1 Ω akan menyebabkan penggunaan sistem uji ketahanan elektrokardiograf akan menjadi sangat efisien karena rugi energi yang terjadi sangat kecil dibandingkan dengan rugi energi saat menggunakan R_L yang lain.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada P2SMTP-LIPI yang telah memfasilitasi penelitian. Selain itu, penulis juga berterima kasih kepada kelompok penelitian kompatibilitas teknik elektromedis atas bimbingan, kritik, dan masukan yang membangun selama pembuatan karya tulis ilmiah ini.

DAFTAR ACUAN

- Akhtar, Naveed, Toqeer Alam, Abu Bakr, Asif Bhatti, and Arshad Chandio. 1998. "Indigenous Low Cost External Defibrillator." *Pakistan Heart Journal* 41 (1-2): 39-40.
- Ardiatna, Wuwus, Wahyu Hidayat, Siddiq, and Rahmat Hidayat, Asep. 2015. "Perancangan Dan Pengembangan Metode Uji Pada Proteksi Terhadap Efek Defibrilasi Dan Blocking Setelah Defibrilasi Untuk Peralatan Kesehatan Elektrokardiograf (EKG) Berdasarkan Standar IEC 60601-2-27." In *Proceeding AMTEQ*.
- Ardiatna, Wuwus, Wahyu Hidayat, Siddiq, Junaid Sadrach, and Rahmat Hidayat, Asep. 2013. "Analysis Of Defibrillation Energy Effect On Electrocardiograph (ECG)." *Jurnal Teknologi Indonesia* 36 (3): 136-41.

- Bronzino, Joseph D. 2000. *Biomedical Engineering Handbook*. CRC Press LLC. 2nd ed. Danver.
- Irwin, David . J, and Mark. R Nelms. 2011. *Basic Engineering Circuit Analysis*. John Wiley & Sons, Inc. 10th ed. Danver: John Wiley & Sons, Inc.
- Lopez Baez. David, Castro.G.E Felix. 2011. *Circuit Analysis with Multisim Synthesis*. Mexico: Morgan & Claypool.
- Manual, Instruction. 2015. "Zeus Defibrillation Simulator."
- Setianingsih, Eka, Ageng Sadwono R, and Helmy Fitriawan. 2012. "Rancang Bangun Kalibrator Eksternal Elektrokardiograf 3 Leads Berbasis ATmega8535." *Electrician* 6 (2): 127-40.
- Standard, I E C. 2011a. "60601-1, Medical Electrical Equipment - Part 1: General Requirements for Basic Safety and Essential Performance."
- . 2011b. "60601-2-27, Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Electrocardiographic Monitoring Equipment."
- . 2011c. "60601-2-4, Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Cardiac Defibrillators."
- Thongpance, N, T Kaewgun, and S Petpraprasert. 2015. "Development of The Energy Tester for Defibrillator." In *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2015)*, 2015 8th, 1-4. IEEE.
- Thongpance, N., T. Kaewgun, and R. Deepankaew. 2013. "Design and Construction the Low - Cost Defibrillator Analyzer." In *Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON 2013)*, 2013 6th, 1-4. IEEE.