

Analisis Uji Kalibrasi Alat Kejut Jantung Menggunakan *Defibrillator Analyzer*

M Raafi' Joko Wahyu Saputra¹, Arie Pangesti Aji^{1*}

¹Program Studi Teknik Elektro, Universitas Dian Nusantara, Jakarta

*arie.pangesti.aji@undira.ac.id

Alat kejut jantung merupakan peralatan penunjang hidup kedaruratan yang esensial untuk memulihkan ritme jantung pasien melalui induksi kejut listrik. Mengingat fungsi kritisnya dalam resusitasi, sekecil apa pun penyimpangan pada keluaran energi maupun durasi waktu pengisian daya dapat berakibat fatal bagi keselamatan pasien. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis secara komprehensif tingkat kelaikan operasional lima unit alat kejut jantung di fasilitas pelayanan kesehatan melalui serangkaian uji kalibrasi teknis. Pendekatan observasi lapangan secara kuantitatif diterapkan menggunakan instrumen standar *Defibrillator Analyzer* dan *Electrical Safety Analyzer*. Parameter yang dievaluasi mencakup tingkat kebocoran arus listrik, akurasi keluaran energi pada rentang 5 hingga 300 Joule, persentase kehilangan energi, serta waktu pengisian daya maksimum. Data hasil pengukuran diolah secara statistik untuk menentukan nilai ketidakpastian bentangan dan dikomparasikan terhadap batas toleransi Metode Kerja Pengujian dan Kalibrasi Kemenkes RI. Hasil analisis menunjukkan bahwa seluruh sampel lolos uji kelistrikan dengan tingkat kebocoran arus tertinggi tercatat hanya sebesar 28,9 μA (batas aman $\leq 500 \mu\text{A}$). Deviasi akurasi energi dan persentase kehilangan energi menghasilkan nilai yang secara konsisten berada di dalam rentang toleransi maksimal $\pm 15\%$, dengan penyusutan tertinggi 8,60%. Selain itu, durasi waktu pengisian daya seluruh unit tercatat sangat responsif pada rentang 4,26 hingga 6,48 detik (batas aman ≤ 15 detik). Nilai ketidakpastian bentangan tertinggi yang diperoleh hanya sebesar 0,66 Joule, membuktikan presisi pengukuran yang sangat baik. Kesimpulannya, kelima unit alat kejut jantung tersebut dinyatakan laik pakai dan terjamin keandalannya untuk mendukung standar keselamatan pasien.

Kata Kunci: Alat Kejut Jantung, *Defibrillator Analyzer*, Kalibrasi, Kelaikan Alat, Keselamatan Kelistrikan.

DOI: 10.22441/jte.2026.v17i3.008

I. PENDAHULUAN

Optimalisasi pelayanan kesehatan sangat bergantung pada keandalan operasional fasilitas dan peralatan medis. Berdasarkan Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 54 Tahun 2015, pengujian dan kalibrasi peralatan elektromedik wajib dilaksanakan minimal satu kali dalam setahun untuk menjamin kelaikan standar mutunya [1]. Salah satu instrumen penunjang hidup (*life-support*) esensial di ruang gawat darurat dan ruang rawat intensif adalah alat kejut jantung [2]. Perangkat ini beroperasi dengan memuat energi listrik tegangan tinggi melalui kapasitor untuk memberikan kejut terkendali guna memulihkan ritme jantung pada pasien yang mengalami fibrilasi ventrikel atau takikardia ventrikel tanpa denyut nadi [3, 8, 9]. Mengingat perannya yang bersinggungan

langsung dengan keselamatan nyawa pasien, evaluasi kelaikan operasional perangkat ini memerlukan pengawasan teknis yang sangat ketat [4, 10].

Risiko klinis yang ditimbulkan oleh anomali atau penyimpangan kinerja alat kejut jantung sangatlah fatal. Deviasi pada besaran energi keluaran (*output energy*) dapat menyebabkan kegagalan resusitasi jika energi yang disalurkan terlalu rendah, atau justru memicu kerusakan jaringan miokardium jika luapan energi melampaui batas aman [11]. Selain itu, keterlambatan dalam durasi waktu pengisian daya (*charging time*) dapat mengurangi peluang keberhasilan intervensi penyelamatan nyawa. Oleh karena itu, pengujian teknis yang presisi menggunakan instrumen kalibrator terstandar, seperti *Defibrillator Analyzer* dan *Electrical Safety Analyzer* (ESA), mutlak diperlukan untuk memvalidasi nilai tunjuk alat agar sesuai dengan ambang batas keselamatan yang diatur dalam Metode Kerja Pengujian dan Kalibrasi Kementerian Kesehatan Republik Indonesia (Kemenkes RI) [5, 14].

Sejumlah penelitian terdahulu telah mengkaji uji performa alat kejut jantung, namun masih menyisakan celah penelitian (*research gap*) terkait integrasi standar dan realitas kondisi operasional. Penelitian oleh Samac, dkk. telah mengkaji kalkulasi waktu pengisian daya dan presisi keluaran secara aktual, namun pengujian tersebut hanya didasarkan pada standar lokal rumah sakit dan mengabaikan parameter inspeksi keselamatan kelistrikan secara menyeluruh [6]. Di sisi lain, studi oleh Rajesh, dkk. berhasil membuktikan analisis ketidakpastian penyaluran energi secara presisi matematis, akan tetapi riset tersebut dieksekusi murni pada skala laboratorium tertutup [7]. Kondisi laboratorium sering kali tidak mencerminkan dinamika keandalan perangkat elektromedik yang dioperasikan secara aktif dengan frekuensi tinggi di lingkungan klinis rumah sakit. Mayoritas literatur saat ini belum memadukan secara utuh analisis performa keluaran energi, waktu pengisian, inspeksi kelayakan fisik, dan uji arus bocor (keselamatan listrik) pada unit yang digunakan langsung dalam pelayanan medis [15, 18]

II. METODE PENELITIAN

Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif analitik melalui metode observasi lapangan. Pengambilan data dilaksanakan pada bulan Januari 2026, berlokasi di ruang perawatan intensif (ICU), Instalasi Gawat Darurat (IGD), dan Ruang Operasi (OK) pada salah satu rumah sakit mitra kerja PT Esam Sejahtera Indonesia.

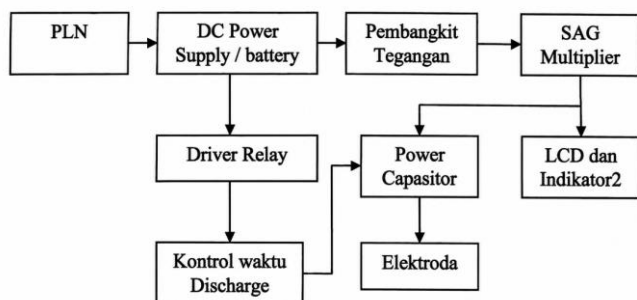
A. Subjek, Instrumen, dan Prinsip Kerja Alat



Gambar 1. Alat Kejut Jantung Mindray Beneheart D3

Subjek dalam penelitian ini adalah 5 (lima) unit instrumen alat kejut jantung merek Mindray tipe Beneheart D3 berkapasitas 360 Joule. Kelima unit tersebut memiliki rincian penempatan dan identitas Nomor Seri (SN) sebagai berikut:

1. Alat 1: SN EL-71031622 (Ruang OK)
2. Alat 2: SN EZ-0C051770 (Ruang IGD)
3. Alat 3: SN EL-7B040362 (Ruang IGD)
4. Alat 4: SN EL-71031623 (Ruang ICU)
5. Alat 5: SN EL-63025486 (Ruang ICU)



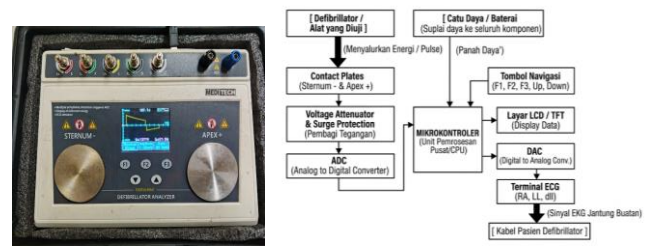
Gambar 2. Blok Diagram Prinsip Kerja Alat Kejut Jantung

Mekanisme kerja alat kejut jantung bertumpu pada siklus pengisian (*charging*) dan pelepasan (*discharging*) muatan dari kapasitor menuju elektroda (*paddle*). Tegangan arus bolak-balik diubah menjadi arus searah (DC) oleh catu daya, didistribusikan ke relai penggerak, lalu dilipatgandakan level tegangannya oleh *SAG Multiplier* untuk diakumulasi di dalam kapasitor daya sebelum dilepaskan sebagai impuls listrik [11].

Untuk mengeksekusi pengujian, penelitian ini menggunakan instrumen standar berikut:

1. Defibrillator Analyzer

Instrumen ini memiliki Merek Meditech dan Tipe Defi-sense yang berfungsi menyerap, mengondisikan, dan menganalisis pulsa tegangan tinggi [12].

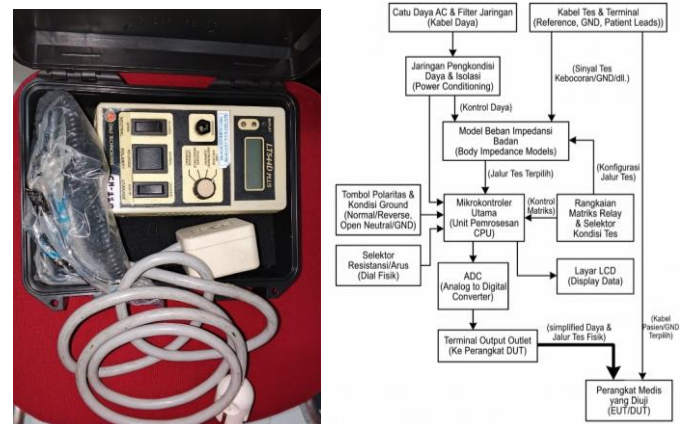


Gambar 3. Defibrillator Analyzer dan Blok Diagram Sistem

Berdasarkan blok diagramnya, energi kejut disalurkan melalui pelat kontak yang terintegrasi dengan beban resistif murni 50Ω untuk menyimulasikan impedansi dada manusia. Sinyal bertegangan ekstrem ini diturunkan oleh *Voltage Attenuator*, kemudian ditangkap oleh *Analog to Digital Converter* (ADC) berkecepatan tinggi. Data digital tersebut diproses oleh Mikrokontroler (CPU) menggunakan persamaan integral kuadrat tegangan terhadap waktu untuk menghasilkan nilai akurasi energi aktual dan mengkalkulasi waktu pengisian daya (*charge time*).

2. Electrical Safety Analyzer

Instrumen ini memiliki Merek Dale Technology dan Tipe LT544D PLUS yang digunakan untuk memvalidasi kelayakan isolasi kelistrikan.



Gambar 4. Electrical Safety Analyzer dan Blok Diagram Sistem

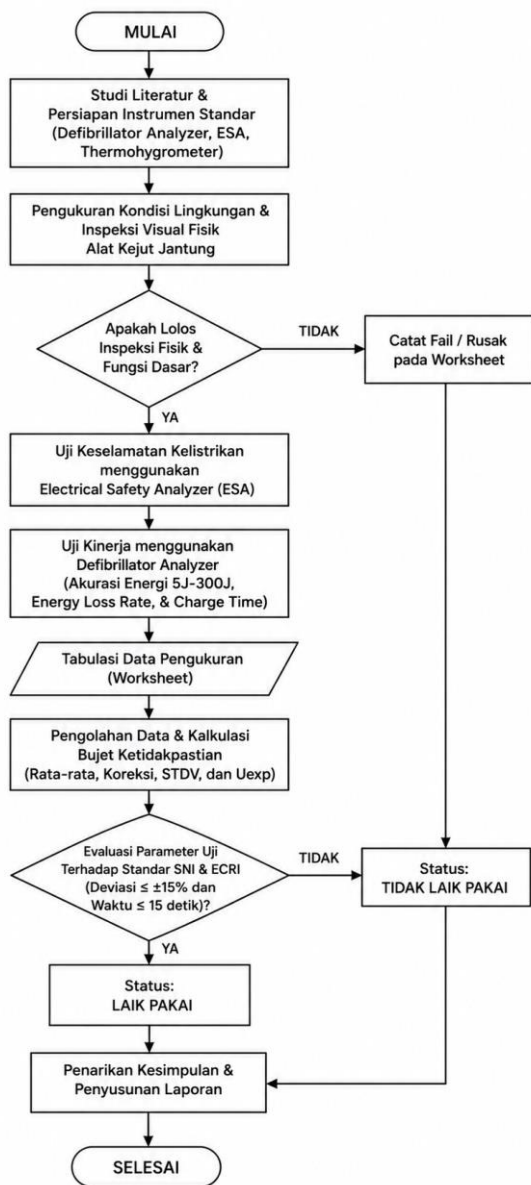
Secara teknis, ESA bekerja dengan mengarahkan arus dari perangkat yang diuji (*Device Under Test*) untuk melewati blok Jaringan Simulasi Impedansi Badan (*Body Impedance Models*). Jaringan ini dirancang sesuai standar IEC 60601-1 (resistansi 1000Ω paralel dengan kapasitansi $0,15 \mu F$) guna merepresentasikan karakteristik fisiologis tubuh manusia [13]. ADC mengonversi besaran jatuh tegangan yang melintasi impedansi tersebut, lalu Mikrokontroler mengomputasinya menjadi nilai arus bocor (*leakage current*) pada berbagai matriks uji polaritas.

3. Instrumen Pendukung

Thermohygrometer digital (Onemed HTC-2) untuk memantau suhu lingkungan dan *stopwatch* (Sewan SW8-3100) untuk mengukur durasi waktu pengisian daya.

B. Prosedur Pengujian dan Diagram Alir

Proses pengumpulan data dilakukan melalui tahapan yang sistematis sebagaimana diilustrasikan pada diagram alir berikut:



Gambar 5. Diagram Alir Penelitian

Berdasarkan diagram alir di atas, tahapan pengujian mencakup:

1. Inspeksi Fisik dan Lingkungan: Meliputi pencatatan suhu dan kelembapan awal, tengah, dan akhir, serta verifikasi keutuhan selungkup luar (*casing*), sistem perkabelan, dan fungsi dasar perangkat.
2. Uji Keselamatan Kelistrikan (*Electrical Safety*): Mengukur tegangan jala-jala, resistansi isolasi, dan mendeteksi arus bocor (*leakage current*) pada sasis maupun pembumian dengan simulasi polaritas normal, polaritas terbalik, serta kondisi kegagalan tunggal (tanpa pembumian).

3. Uji Kinerja (*Performance Test*): Mengukur tiga parameter kritis menggunakan *Defibrillator Analyzer*. Pertama, uji akurasi energi pada pengaturan 5 J, 10 J, 20 J, 30 J, 50 J, 100 J, 150 J, 200 J, dan 300 J dengan 6 kali repetisi. Kedua, uji persentase laju kehilangan energi (*energy loss rate*) pada pengaturan 200 J yang ditahan selama 30 detik sebelum dilepaskan, diulang sebanyak 10 kali. Ketiga, uji waktu pengisian daya (*charge time*) dari kondisi kosong hingga kapasitas penuh 300 J.

C. Teknik Analisis Data

Data pengukuran diolah menggunakan analisis statistik matematis untuk menentukan bujet ketidakpastian pengukuran. Komputasi meliputi kalkulasi nilai rata-rata, nilai koreksi, standar deviasi, ketidakpastian Tipe A, ketidakpastian Tipe B, ketidakpastian baku gabungan, dan ketidakpastian bentangan (*expanded uncertainty / Uexp*) menggunakan faktor cakupan $k = 2$ untuk tingkat kepercayaan 95% [16, 17]. Hasil analisis ini kemudian dievaluasi secara komparatif terhadap ambang batas toleransi yang ditetapkan dalam Metode Kerja Pengujian dan Kalibrasi Kementerian Kesehatan Republik Indonesia [5]. Penentuan kelaikan alat didasarkan pada terpenuhinya syarat mutlak: deviasi keluaran energi $\pm 15\%$, durasi pengisian daya maksimal 15 detik, serta lolos uji kebocoran arus.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengujian kalibrasi dilakukan secara *in-situ* terhadap lima unit alat kejut jantung merek Mindray tipe Beneheart D3 di ruang ICU, IGD, dan OK. Evaluasi kelaikan didasarkan pada parameter keselamatan dan kinerja sesuai standar Kementerian Kesehatan Republik Indonesia.

A. Kondisi Lingkungan dan Keselamatan Kelistrikan

Dalam ilmu metrologi dan kalibrasi peralatan elektromedik, kondisi lingkungan pengujian merupakan parameter krusial yang wajib dikendalikan sebelum tahapan akuisisi data dilakukan. Pemantauan lingkungan menggunakan termohigrometer digital di lokasi pengujian dilakukan pada tiga fase (awal, tengah, dan akhir) untuk setiap perangkat, dengan hasil rekapitulasi yang disajikan pada Tabel 1.

Tabel 1. Rekapitulasi Kondisi Lingkungan Pengujian

Identitas Instrumen	Lokasi Pengujian	Rentang Suhu (°C)	Rentang Kelembapan (%)
Alat Kejut Jantung 1	Ruang OK	23,2 – 23,4	57 – 58
Alat Kejut Jantung 2	Ruang IGD	24,5	58
Alat Kejut Jantung 3	Ruang IGD	25,5 – 25,6	55 – 56
Alat Kejut Jantung 4	Ruang ICU	22,5 – 23,1	60 – 61
Alat Kejut Jantung 5	Ruang ICU	22,3 – 22,6	60 – 61

Berdasarkan Tabel 1, suhu ruangan berfluktuasi pada rentang 22,3 °C hingga 25,6 °C, dengan tingkat kelembapan relatif stabil pada kisaran 55% hingga 61% [1]. Data tersebut mengonfirmasi bahwa seluruh rangkaian pengujian dilaksanakan secara valid di dalam kondisi batas yang dipersyaratkan oleh standar toleransi lingkungan alat kesehatan. Lingkungan termal dan kelembapan yang terkendali ini memberikan garansi metrologis bahwa hasil pengukuran kelistrikan selanjutnya: integritas nilai dielektrik, stabilitas resistansi isolasi, dan minimnya kebocoran arus murni merepresentasikan performa alat dan terbebas dari anomali akibat pemuaian termal (*thermal drift*) maupun kondensasi uap air [14].

Hasil inspeksi visual dan fungsionalitas dasar menunjukkan kelima instrumen berada dalam kondisi utuh tanpa cacat mekanis. Pada pengujian keselamatan kelistrikan menggunakan *Electrical Safety Analyzer*, kelima perangkat menunjukkan kualitas bahan dielektrik internal yang sangat prima dengan pembacaan resistansi isolasi mencapai *Over Limit* (OL). Rekapitulasi nilai ukur tertinggi (paling ekstrem) dari kelima alat disajikan pada Tabel 2 untuk memverifikasi tingkat keamanannya.

Tabel 2. Rekapitulasi Pengujian Keselamatan Kelistrikan (Electrical Safety)

Parameter Pengujian	Nilai Terukur Tertinggi (Alat 1-5)	Ambang Batas (Kemenkes RI)	Status
<i>Mains Voltage</i>	222,3 V	220 ± 10% V	Pass
<i>Insulation Resistance</i>	OL (Tak terhingga)	≥ 20 MΩ	Pass
<i>Earth Leakage Current</i>	28,9 μA	≤ 500 μA	Pass
<i>Enclosure Leakage Current</i> (Normal & Reverse)	10,8 μA	≤ 100 μA	Pass
<i>Enclosure Leakage Current</i> (Tanpa Penumaian)	22,5 μA	≤ 500 μA	Pass

Tabel 2 menunjukkan bahwa tingkat kebocoran arus tertinggi dari seluruh simulasi polaritas tercatat hanya sebesar 28,9 μA (terjadi pada Alat 2), yang mana masih terlampau jauh di bawah ambang batas bahaya 500 μA. Hal ini menjamin bahwa seluruh unit bebas dari risiko bahaya sengatan listrik statis (*microshock hazard*).

B. Akurasi Keluaran Energi

Pengujian kinerja luaran energi dilakukan pada rentang 5 J hingga kapasitas puncak 300 J. Karakteristik penyusutan daya

(*power drop*) ditandai dengan nilai koreksi yang selalu bernilai negatif, yang disajikan pada Tabel 3.

Tabel 3. Rekapitulasi Akurasi Energi Keluaran dan Ketidakpastian Bentangan (U_{exp})

Parameter	Nilai Rata-Rata Tertinggi	Koreksi Ekstrem	U_{exp} Tertinggi	Toleransi
5 Joule	4,76	-0,35	0,12	15%
10 Joule	9,80	-0,81	0,23	15%
20 Joule	19,25	-1,05	0,33	15%
30 Joule	29,18	-1,81	0,43	15%
50 Joule	48,16	-3,53	0,66	15%
100 Joule	99,23	-5,38	0,32	15%
200 Joule	198,45	-15,48	0,38	15%
300 Joule	297,58	-18,53	0,54	15%

Penyimpangan absolut terbesar terjadi pada Alat 3 di titik pengaturan 300 J, dengan nilai koreksi sebesar -18,53 J. Penurunan energi pada pembebanan puncak ini dipengaruhi oleh dua faktor degradasi sirkuit internal akibat tingginya frekuensi penggunaan alat di ruang gawat darurat. Pertama, terjadinya peningkatan nilai hambatan ekuivalen atau *Equivalent Series Resistance* (ESR) pada komponen kapasitor daya. Kedua, terjadinya oksidasi dan penumpukan karbon akibat percikan api (*arcing*) pada pelat kontak sirkuit *Driver Relay* atau relai pelepasan muatan [11]. Kedua faktor degradasi ini secara akumulatif menaikkan nilai resistansi total sirkuit, yang memicu sebagian energi terdisipasi menjadi kerugian panas (*heat loss*) saat proses *discharge* sebelum muatan berhasil disalurkan sepenuhnya menuju elektroda [11]. Meskipun demikian, deviasi ini masih bersandar dengan aman di dalam area batas toleransi operasional yang diizinkan (maksimal ± 45 J untuk target 300 J). Evaluasi ketidakpastian bentangan tertinggi hanya mencapai angka 0,66 J, membuktikan tingkat presisi instrumen dan stabilitas pembacaan kalibrator yang sangat baik.

C. Laju Kehilangan Energi dan Waktu Pengisian Daya

Evaluasi laju kehilangan energi (*energy loss rate*) diukur pada konfigurasi 200 J yang ditahan 30 detik, sedangkan waktu pengisian daya (*charge time*) diukur pada pencapaian energi puncak 300 J. Hasil untuk kelima instrumen direkapitulasi pada Tabel 4.

Tabel 4. Rekapitulasi Laju Kehilangan Energi dan Waktu Pengisian Daya

Identitas Instrumen	Laju Kehilangan Energi (%)	Waktu Pengisian Daya (detik)
Alat Kejut Jantung 1	1,05	6,48
Alat Kejut Jantung 2	1,19	4,75
Alat Kejut Jantung 3	6,04	5,54
Alat Kejut Jantung 4	4,55	4,26
Alat Kejut Jantung 5	8,60	5,23

D. Pembahasan

Berdasarkan analisis data, kelima alat kejut jantung menunjukkan performa teknis yang sangat responsif. Pada parameter laju kehilangan energi, tingkat penyusutan terbesar terjadi pada Alat 5 sebesar 8,60%. Fenomena ini secara teknis mengindikasikan adanya pelemahan kekuatan dielektrik pada kapasitor tegangan tinggi akibat faktor penuaan komponen (*aging*). Berdasarkan studi empiris terkait siklus pengisian dan pengosongan kapasitor defibrilator serta evaluasi instrumentasi klinis, kapasitor elektrolitik yang beroperasi secara intensif di ruang perawatan kritis akan mengalami degradasi bertahap pada lapisan oksida internalnya [11]. Penuaan komponen ini secara empiris terbukti melemahkan resistansi isolasi paralel kapasitor yang berdampak pada peningkatan laju kebocoran muatan (*leakage rate*). Perangkat elektromedik yang telah melewati beberapa tahun masa operasional lanjutan umumnya menunjukkan persentase penurunan daya pada rentang 5% hingga 10% selama masa penahanan energi [17]. Oleh karena itu, tingkat penyusutan sebesar 8,60% pada Alat 5 sangat selaras dengan temuan literatur tersebut dan merupakan karakteristik wajar dari penuaan komponen. Karena persentase ini secara metrologis masih berada jauh di bawah ambang batas toleransi kritis 15%, integritas retensi dosis listrik alat dipastikan tetap presisi dan aman dari risiko kekurangan dosis (*underdosing*) saat tindakan resusitasi.

Lebih lanjut, efisiensi sirkuit pengisi daya terbukti sangat baik dengan rentang waktu pengisian antara 4,26 detik (tercepat, Alat 4) hingga 6,48 detik (terlama, Alat 1). Kinerja yang berada di bawah ambang batas maksimal kelambatan 15 detik ini menegaskan keandalan instrumen dalam merespons instruksi eksekusi tanpa jeda waktu yang dapat membahayakan nyawa

pasien. Secara akumulatif, seluruh parameter uji fisik, listrik, dan fungsional pada lima unit perangkat dinyatakan patuh terhadap standar keselamatan yang ditetapkan regulasi, sehingga layak dioperasikan secara penuh di ranah klinis.

IV. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil pengujian kalibrasi dan evaluasi komparatif terhadap standar Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, dapat disimpulkan bahwa kelima unit alat kejut jantung yang diuji berada dalam kondisi laik pakai dan terjamin keamanannya untuk operasional medis. Pengujian keselamatan kelistrikan membuktikan bahwa seluruh instrumen memiliki integritas dielektrik yang sempurna dengan tingkat kebocoran arus selungkup dan pembumian yang sangat minim (puncak 28,9 μ A), berada jauh di bawah ambang batas kritis yang dapat membahayakan keselamatan pasien. Pada pengujian kinerja, instrumen menunjukkan tingkat presisi yang tinggi di mana deviasi akurasi keluaran energi serta persentase kehilangan energi secara konsisten tidak melampaui batas toleransi maksimal $\pm 15\%$. Selain itu, kecepatan respons sirkuit pengisi daya menunjukkan efisiensi yang sangat baik, dengan waktu pengisian puncak memakan waktu 4,26 hingga 6,48 detik, yang mana jauh lebih cepat dari standar kelambatan maksimal 15 detik.

Sebagai rekomendasi untuk penelitian selanjutnya, disarankan agar cakupan parameter pengujian dikembangkan lebih luas, seperti penambahan analisis fungsi *Pacer* (alat pacu eksternal) atau pengujian mode *Synchronizer* dengan menyimulasikan berbagai ritme aritmia buatan melalui sinyal elektrokardiogram (EKG).

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Menteri Kesehatan Republik Indonesia, "Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 54 Tahun 2015 tentang Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan," Jakarta, Indonesia: Kementerian Kesehatan RI, 2015.
- [2] Jurusan Teknik Elektromedik, Buku Ajar Life Support. Surabaya, Indonesia: Politeknik Kesehatan Kemenkes Surabaya, 2023.
- [3] Menteri Kesehatan Republik Indonesia, "Keputusan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 118/MENKES/SK/IV/2014 tentang Kompendium Alat Kesehatan," Jakarta, Indonesia: Kementerian Kesehatan RI, 2014.
- [4] H. S. Budi dan A. P. Putra, "Analisis Kelayakan dan Pengujian Kalibrasi Defibrillator Menggunakan Defibrillator Analyzer Berdasarkan Standar ECRI," *Jurnal Medika Teknika*, vol. 4, no. 2, pp. 112-119, 2023.
- [5] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, "Metode Kerja Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan: Keputusan Direktur Jenderal Pelayanan Kesehatan Nomor HK.02.02/V/5771/2018," Jakarta, Indonesia: Direktorat Jenderal Pelayanan Kesehatan, 2018.
- [6] M. Samae, B. Nualkaew, T. Leeudomwong, and T. Sanponpute, "An Accuracy Study of Defibrillator Performance Measurement at Songklanagarind Hospital, Thailand," *Journal of Health Science and Medical Research*, vol. 44, no. 1, p. e20251217, Jun. 2026.
- [7] S. G. Rajesh, V. V. Agrawal, et al., "Defibrillator Delivered Energy Measurement Study with a Calibration Set Up at Different Trans-Thoracic Impedance," *MAPAN*, Jul. 2022.
- [8] S. N. Aisyah dan T. R. Yanti, "Tinjauan Fisiologis Aktivitas Kelistrikan Otot Jantung dan Implikasinya pada Perekaman Sinyal Elektrokardiogram," *Jurnal Fisiologi Indonesia*, vol. 8, no. 1, pp. 22-30, 2023.
- [9] F. A. Ramadhan, M. I. Rosadi, dan T. R. Yanti, "Analisis Kinerja Defibrillator Berdasarkan Variasi Energi Kejut pada Pasien Fibrilasi

- Ventrikel," *Jurnal Teknik Elektromedik Indonesia*, vol. 4, no. 1, pp. 45-52, 2023.
- [10] D. S. Wibowo dan A. N. K. Putra, "Evaluasi Penyaluran Energi Listrik melalui Elektroda Paddle pada Sistem Defibrilator Eksternal," *Jurnal Teknokes*, vol. 15, no. 2, pp. 110-117, 2022.
- [11] M. R. Pratama, K. H. Setyawan, dan A. N. K. Putra, "Rancang Bangun Modul Latih Defibrilator: Studi Analisis Siklus Pengisian dan Pengosongan Kapasitor," *Jurnal Medika Teknika*, vol. 4, no. 2, pp. 88-95, 2023.
- [12] R. B. H. M. P. et al., "Design and construction the low-cost defibrillator analyzer," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1823, no. 1, p. 012015, 2022.
- [13] B. S. R. et al., "Analisis standar keamanan listrik pada peralatan medis berdasarkan IEC 60601-1," *Jurnal Teknik Elektromedik*, vol. 5, no. 2, pp. 112-118, 2024.
- [14] S. A. Wibowo, R. A. Pratama, dan T. R. Yanti, "Tinjauan Standar Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan Berdasarkan Regulasi Nasional," *Jurnal Teknokes*, vol. 16, no. 1, pp. 30-38, 2023.
- [15] D. S. Wibowo dan A. P. Putra, "Evaluasi Keselamatan Listrik dan Analisis Kebocoran Arus pada Peralatan Elektromedik Berisiko Tinggi," *Jurnal Medika Teknika*, vol. 4, no. 2, pp. 88-95, 2022.
- [16] D. S. Wibowo dan A. P. Putra, "Analisis Estimasi Ketidakpastian Pengukuran pada Kalibrasi Peralatan Medis Berdasarkan Panduan KAN K-01.03," *Jurnal Teknik Elektromedik Indonesia*, vol. 4, no. 1, pp. 55-63, 2023.
- [17] M. I. Rosadi dan T. R. Yanti, "Evaluasi Ketidakpastian Pengukuran Tipe A dan Tipe B pada Uji Kalibrasi Defibrilator Eksternal," *Jurnal Teknokes*, vol. 15, no. 1, pp. 40-48, 2022.
- [18] A. S. Nugroho, M. I. Rosadi, dan T. R. Yanti, "Analisis Sistem Monitoring EKG dan Penyaluran Energi pada Perangkat Defibrilator Eksternal," *Jurnal Teknik Elektromedik Indonesia*, vol. 5, no. 1, pp. 34-41, 2024.