

**ANALISIS SUMBER HARMONISA YANG DITIMBULKAN  
PERALATAN ELEKTROMEDIS DI LABORATORIUM  
UJI PRODUK ALAT KESEHATAN**

**TESIS**

*Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat  
Memperoleh Gelar Magister Teknik (M.T)  
Dalam Bidang Elektro*

Oleh :

**ASNA SINULINGGA**

**NPM: 2320080011**



**UMSU**  
Unggul | Cerdas | Terpercaya

**PROGRAM STUDI MAGISTER TEKNIK ELEKTRO  
PROGRAM PASCASARJANA  
UNIVERSITAS MUHAMMADIYAH SUMATERA UTARA  
MEDAN  
2025**

# ANALISIS SUMBER HARMONISA YANG DITIMBULKAN PERALATAN ELEKTROMEDIS DI LABORATORIUM UJI PRODUK ALAT KESEHATAN

**Asna Sinulingga**  
**NPM: 2320080011**

## ABSTRAK

Kualitas daya listrik merupakan faktor penting dalam operasional laboratorium uji produk alat kesehatan, terutama karena banyak peralatan elektromedis menggunakan beban non-linear yang berpotensi menghasilkan harmonisa. Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis sumber harmonisa yang ditimbulkan oleh beberapa peralatan elektromedis, yaitu Electrocardiograph (ECG), Patient Monitor, Suction Pump, Oxygen Concentrator, Climatic Chamber, dan Infant Incubator, serta mengevaluasi pengaruhnya terhadap distorsi arus (THDi) dan distorsi tegangan (THDv) pada sistem kelistrikan laboratorium. Pengukuran dilakukan menggunakan power quality analyzer dengan metode pengujian pada setiap peralatan dan pengujian gabungan peralatan elektromedis untuk mengetahui perubahan karakteristik harmonisa saat peralatan beroperasi secara bersamaan. Hasil penelitian menunjukkan bahwa nilai THDv untuk seluruh peralatan berada pada kisaran 1,55–1,68%, jauh di bawah batas standar IEEE Std 519-2014 ( $\leq 8\%$ ), sehingga distorsi tegangan masih dalam kondisi aman. Uji peralatan elektromedis secara terpisah menghasilkan THDi sangat tinggi, seperti ECG sebesar 143,71% dan Patient Monitor sebesar 156,50%, dengan dominasi harmonisa orde ke-3 dan ke-5. Namun, pada kondisi operasi gabungan, THDi sistem menurun signifikan sebesar 67,93% menjadi 7,79% akibat adanya *cancellation effect* dan perbedaan sudut fasa antar komponen harmonisa dari masing-masing peralatan. Pengukuran secara keseluruhan menunjukkan bahwa harmonisa orde rendah merupakan kontributor utama distorsi arus, sehingga strategi mitigasi diarahkan pada penggunaan filter LC ter-tuning dan Active Harmonic Filter (AHF) sebagai solusi yang efektif dan adaptif. Penelitian ini diharapkan dapat menjadi acuan teknis dalam perancangan mitigasi harmonisa serta peningkatan kualitas daya pada laboratorium uji produk alat kesehatan. Selain itu, hasil penelitian memberikan kontribusi bagi pengembangan standarisasi laboratorium uji produk alat kesehatan pada Balai Pengamanan Alat dan Fasilitas Kesehatan Medan berbasis kualitas daya yang baik sesuai persyaratan IEEE Std 519-2014.

Kata kunci: *Harmonisa, Kualitas Daya Listrik, Peralatan Elektromedis, IEEE 519-2014, Power Quality Analyzer.*

# **ANALYSIS OF HARMONIC SOURCES GENERATED BY MEDICAL DEVICES IN THE MEDICAL DEVICE PRODUCT TESTING LABORATORY**

## **ABSTRACT**

*The quality of electrical power is an important factor in the operation of medical device product testing laboratories, especially because many electromedical devices use non-linear loads that can generate harmonics. This study aims to analyze the sources of harmonics produced by several electromedical devices—namely the Electrocardiograph (ECG), Patient Monitor, Suction Pump, Oxygen Concentrator, Climatic Chamber, and Infant Incubator—and to evaluate their impact on current distortion (THDi) and voltage distortion (THDv) in the laboratory's electrical system. Measurements were carried out using a power quality analyzer with individual equipment testing and combined equipment testing to observe changes in harmonic characteristics when devices operate simultaneously. The results show that the THDv values for all devices are in the range of 1.55–1.68%, far below the IEEE Std 519-2014 limit ( $\leq 8\%$ ), indicating that voltage distortion remains within safe conditions. Individual testing of electromedical devices produced very high THDi levels, such as 143.71% for the ECG and 156.50% for the Patient Monitor, dominated by 3rd- and 5th-order harmonics. However, under combined operation, the system THDi decreased significantly by 67.93% to 7.79% due to the cancellation effect and differences in phase angles among harmonic components from each device. Overall measurements indicate that low-order harmonics are the main contributors to current distortion; therefore, mitigation strategies should focus on the use of tuned LC filters and Active Harmonic Filters (AHF) as effective and adaptive solutions. This study is expected to serve as a technical reference for designing harmonic mitigation and improving power quality in medical device product testing laboratories. In addition, the results of this study contribute to the development of standardization for medical device product testing laboratories at the Center for Health Equipment and Healthcare Facility Security Medan, based on good power quality in accordance with the requirements of IEEE Std 519-2014.*

**Keywords:** *Harmonics, Power Quality, Electromedical Equipment, IEEE 519-2014, Power Quality Analyzer.*

## **KATA PENGANTAR**

Bismillahirrahmanirrahim

Puji syukur penulis panjatkan ke hadirat Allah SWT atas limpahan rahmat, taufik, dan hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis dengan judul “Analisis Sumber Harmonisa yang Ditimbulkan Peralatan Elektromedis di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan” tepat pada waktunya.

Tesis ini disusun sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister pada Program Pascasarjana Teknik Elektro. Dalam penyusunan tesis ini, penulis banyak mendapat bantuan, bimbingan, serta dukungan dari berbagai pihak, baik secara langsung maupun tidak langsung. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis menyampaikan rasa terima kasih dan penghargaan yang sebesar-besarnya kepada:

1. Allah SWT dan junjungan Nabi Muhammad SAW yang senantiasa menjadi sumber kekuatan dan teladan.
2. Bapak Prof. Dr. Triono Eddy, S.H., M.Hum, selaku Direktur Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara,
3. Bapak Assoc. Prof. Dr. Adi Mansar, S.H., M.Hum selaku Wakil Direktur Program Pascasarjana UMSU,
4. Bapak Prof. Dr. Ir. Suwarno, M.T., selaku Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara.
5. Ibu Dr. Rohana, S.T., M.T., selaku Sekretaris Program Studi Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera.
6. Bapak Prof. Dr. Ir. Surya Hardi, M.Sc dan Ibu Dr. Rohana, ST.M.T., selaku pembimbing yang dengan sabar memberikan arahan, motivasi, masukan, dan bimbingan dalam penyusunan tesis ini.
7. Bapak Prof. Dr. Ir. Suwarno, M.T., Prof. Dr. Arnawan Hasibuan, ST, MT dan Assoc. Prof. Dr. Muhammad Fitra Zambak, S.T., M.Sc., selaku Penguji yang telah memberikan masukan, arahan dan motivasi dalam penyusunan tesis ini.

8. Seluruh dosen dan staf Program Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Muhammadiyah Sumatera Utara yang telah memberikan bekal ilmu pengetahuan selama perkuliahan.
9. Ibu tersayang Saudur Purba yang selalu mengirimkan doa dan dukungan,
10. Suami tercinta Suroyo, S.T., M.T dan anak-anak yang menjadi sumber doa, dukungan, materi dan inspirasi terbesar dalam setiap langkah penulis.
11. Rekan-rekan mahasiswa Magister Teknik Elektro angkatan 2024/2025 yang selalu memberi semangat dan kebersamaan.

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih jauh dari sempurna. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun sangat diharapkan untuk perbaikan di masa mendatang. Semoga karya ini dapat memberikan manfaat bagi perkembangan ilmu pengetahuan, khususnya dalam bidang teknik elektro dan pengelolaan kualitas daya listrik pada peralatan elektromedis.

Medan, Desember 2025  
Penulis

Asna Sinulingga

## DAFTAR ISI

<b>ABSTRAK</b> .....	<b>ii</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>iv</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>vi</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>viii</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR SINGKATAN</b> .....	<b>x</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	<b>xi</b>
<b>BAB 1 PENDAHULUAN</b> .....	<b>1</b>
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2. Identifikasi Masalah .....	4
1.3. Pembatasan Masalah .....	4
1.4. Rumusan Masalah .....	5
1.5. Tujuan Penelitian .....	5
1.6. Manfaat Penelitian .....	6
<b>BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>7</b>
2.1. Landasan Teori .....	7
2.1.1. Pembentukan Harmonisa dalam Sistem Tenaga Listrik.....	8
2.1.2. Beban Non-Linear sebagai Sumber Harmonisa.....	11
2.1.3. Filter Harmonik.....	18
2.1.4. Peralatan Elektromedis di Laboratorium.....	22
2.1.5. Dampak Harmonisa.....	25
2.1.6. Mitigasi dan rekomendasi pengendalian harmonisa pada peralatan elektromedis.....	27
2.1.4. Power Quality Analyzer .....	31
2.1.5. Parameter Pengukuran Kualitas Daya.....	32
2.1.6. Teknik Pengukuran dan Analisis Harmonisa .....	38
2.1.7. Studi Terdahulu Terkait Harmonisa Peralatan Elektromedis .....	42

2.2. Kajian Penelitian yang Relevan .....	43
2.3. Kerangka berfikir /Konseptual.....	46
2.3.1. Alur Proses Penelitian Analisis Harmonisa Peralatan Elektromedis ...	47
2.4. Hipotesis .....	51
<b>BAB 3 METODE PENELITIAN.....</b>	<b>53</b>
3.1. Pendekatan Penelitian .....	53
3.2. Tempat dan Waktu Penelitian.....	53
3.3. Populasi dan Sampel .....	54
3.4. Prosedur Penelitian .....	57
3.5. Diagram Alir Penelitian.....	72
3.5.1. Skema rangkaian pengukuran setiap peralatan elektromedis .....	73
3.5.2. Skema rangkaian pengukuran secara gabungan .....	74
<b>BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....</b>	<b>77</b>
4.1. Menganalisis hasil pengukuran setiap peralatan elektromedis yang menjadi sumber dominan harmonisa serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014. ....	77
4.2. Menganalisis hasil pengukuran gabungan peralatan elektromedis serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.....	86
4.3. Memberikan rekomendasi teknis terkait mitigasi harmonisa untuk menjaga kualitas sistem kelistrikan laboratorium agar tetap sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014. ....	93
4.3.1. Perkiraan metode mitigasi harmonisa dan penurunan harmonisa .....	94
4.4. Pembahasan Hasil Penelitian.....	101
4.5. Keterbatasan Penelitian .....	104
<b>BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>106</b>
5.1. Kesimpulan.....	106
5.2. Saran.....	107
<b>DAFTAR PUSTAKA .....</b>	<b>109</b>

## DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1. Gelombang terdistorsi direpresentasikan dalam deret Fourier [6] ....	8
Gambar 2.2. Distorsi Gelombang Tegangan akibat Harmonisa[26] .....	9
Gambar 2.3. Diagram Sumber Harmonisa dari Beban Non Linear .....	11
Gambar 2.4. Wave Arus Terharmonisa [8] .....	14
Gambar 2.5. Diagram Spektrum Harmonik[13] .....	35
Gambar 2.6. Kerangka berfikir /Konseptual .....	47
Gambar 3.1.Tempat penelitian (Gedung BPAFK Medan).....	53
Gambar 3.2. Lokasi penelitian (BPAFK Medan) .....	54
Gambar 3.3.Diagram Alir Penelitian .....	72
Gambar 3.4. Skema rangkaian pengukuran harmonik setiap peralatan Elektromedis .....	73
Gambar 3.5. Skema rangkaian pengukuran harmonik secara gabungan peralatan elektromedis .....	75
Gambar 4.1. Grafik Spektrum Harmonisa Peralatan Elektromedis .....	82
Gambar 4.2. Grafik hasil pengukuran gabungan peralatan .....	88
Gambar 4.3. Grafik perbandingan hasil pengukuran spektrum harmonisa setiap peralatan dan gabungan peralatan elektromedis .....	92

## DAFTAR TABEL

Tabel 2.1.Orde Harmonisa Dominan pada Peralatan Elektromedis .....	25
Tabel 2.2. Standar Distorsi Harmonissa Arus .....	37
Tabel 2.3. Standar Harmonisa Distorsi Tegangan .....	37
Tabel 2.4. Parameter Utama .....	38
Tabel 2.5.Ringkasan studi terdahulu mengenai analisis harmonisa arus dan tegangan pada peralatan kesehatan .....	45
Tabel 3.1. Dfinisi Operasional Variabel Penelitian .....	56
Tabel 3. 2. Ringkasan standar harmonisa yang digunakan dalam penelitian .....	64
Tabel 4.1. Hasil pengukuran peralatan elektromedis .....	78
Tabel 4.2. Hasil Pengukuran orde harmonisa tegangan peralatan elektromedis ...	79
Tabel 4.3. Rangkuman perhitungan THDi peralatan elektromedis .....	84
Tabel 4.4. Perbandingan hasil perhitungan dengan batas standar IEEE 519 – 2014 .....	85
Tabel 4. 5. Data hasil pengukuran harmonisa gabungan peralatan .....	87
Tabel 4. 6. Data orde utama harmonisa tegangan gabungan .....	88
Tabel 4. 7. Rekapitulasi hasil pengukuran dan perhitungan harmonisa .....	90
Tabel 4. 8. Perbandingan hasil perhitungan harmonisa pada setiap peralatan .....	91
Tabel 4. 9. Data Estimasi Perhitungan Penurunan Harmonisa dan Komponen ....	99
Tabel 4. 10. Hasil perhitungan estimasi penurunan harmonisa arus (THDi) .....	100
Tabel 4. 11. Hasil akhir mitigasi harmonisa pada perlatan elektromedis .....	103

## DAFTAR SINGKATAN

AHF	: Active Harmonic Filter
AC/DC	: Alternating Current / Direct Current
BPAFK	: Balai Pengamanan Alat dan Fasilitas Kesehatan
BSN	: Badan Standardisasi Nasional
CSV	: Comma Separated Values
CT	: Current Transformer
$\cos(\Delta\theta_h)$	: Cosinus selisih sudut fasa
ECG	: Electrocardiograph
EMI	: Electromagnetic Interference (gangguan electromagnetic)
FFT	: Fast Fourier Transform
LC	: Induktor–Kapasitor (Filter Pasif)
IHD	: Individual Harmonic Distortion
IEC	: International Electrotechnical Commission
IEEE	: Institute of Electrical and Electronics Engineers
IGBT	: Insulated Gate Bipolar Transistor
$I_1$	: Arus Fundamental
$I_h$	: Arus Harmonik Orde-h
LC Tuned	: Filter Harmonis Pasif Tertala Filter
PF	: Power Factor
PQA	: Power Quality Analyzer
SMPS	: Switching Mode Power Supply
SOP	: Standard Operating Procedure
SNI	: Standar Nasional Indonesia
THD	: Total Harmonic Distortion
THD <sub>v</sub>	: Total Harmonic Distortion of Voltage
THD <sub>i</sub>	: Total Harmonic Distortion of Current
TN-S / TT	: Sistem Pentanahan Listrik

$V_1$  : Tegangan Fundamental  
VSD : Variable Speed Drive

## **DAFTAR LAMPIRAN**

Lampiran 1 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Electrocardiograph

Lampiran 2 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Patient Monitor

Lampiran 3 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Suction Pump

Lampiran 4 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Oxygen Concentrator

Lampiran 5 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Climatic Chamber

Lampiran 6 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada Infant Incubator

Lampiran 7 Hasil Pengukuran Power Quality Analyzer pada gabungan peralatan elektromedis

# **BAB 1**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1. Latar Belakang**

Perkembangan teknologi peralatan elektromedis dewasa ini telah mengalami peningkatan signifikan, seiring dengan tuntutan terhadap peningkatan kualitas pelayanan kesehatan yang lebih akurat, efektif, dan efisien. Peralatan elektromedis seperti suction pump, electrocardiograph (ECG), patient monitor, oxygen concentrator dan incubator merupakan perangkat vital dalam mendukung proses diagnosis dan terapi di fasilitas kesehatan. Sebelum digunakan secara luas di lingkungan klinis, peralatan tersebut wajib melalui serangkaian uji produk di laboratorium uji produk alat kesehatan guna memastikan kelaikan fungsi dan keselamatan penggunaannya, sesuai dengan ketentuan yang diatur dalam Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 54 Tahun 2015.[1]

Penggunaan peralatan elektromedis modern yang umumnya menggunakan *Switching Mode Power Supply* (SMPS), *inverter*, dan rangkaian penyearah (*rectifier*) menjadikannya sebagai beban non-linear yang berpotensi menghasilkan harmonisa dalam sistem kelistrikan. Harmonisa merupakan bentuk distorsi gelombang arus atau tegangan akibat adanya komponen frekuensi kelipatan dari frekuensi dasar (50 Hz), yang dapat menyebabkan penyimpangan bentuk gelombang dari sinusoidal ideal. Fenomena ini memicu penurunan kualitas daya listrik yang apabila tidak dikendalikan, dapat menimbulkan berbagai permasalahan teknis, seperti meningkatnya rugi daya ( $I^2R$  losses), *overheat* pada transformator dan kabel, kerusakan peralatan sensitif, serta gangguan kinerja pada alat ukur laboratorium.[2]

Dalam konteks laboratorium uji produk alat kesehatan, keberadaan harmonisa memiliki dampak yang signifikan. Selain dapat mempengaruhi keandalan sistem distribusi listrik laboratorium, harmonisa juga dapat mengganggu performa dan akurasi pengujian alat kesehatan itu sendiri, yang pada akhirnya dapat mempengaruhi validitas hasil pengujian. Oleh karena itu, analisis terhadap karakteristik harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis selama proses pengujian menjadi aspek yang sangat penting untuk dikaji secara mendalam.

Standar internasional seperti *Institute of Electrical and Electronics Engineers*. (2014). *IEEE recommended practice and requirements for harmonic control in electric power systems* (IEEE Std 519 Tahun 2014) memberikan pedoman tentang batas toleransi harmonisa arus dan tegangan dalam sistem tenaga listrik, yang harus dipatuhi guna menjaga kualitas daya listrik tetap berada dalam batas yang diizinkan. Sementara itu, standar IEC 61000-3-2 dan IEC 61000-4-7 secara spesifik mengatur batasan emisi harmonisa dari peralatan serta metode pengukurannya. Regulasi-regulasi tersebut menjadi acuan dalam memastikan bahwa harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan tidak mengganggu sistem kelistrikan laboratorium dan tidak menurunkan kualitas hasil pengujian alat kesehatan.[2], [3], [4]

Kajian mengenai sumber harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis di lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan masih sangat terbatas, terutama yang didasarkan pada data pengukuran langsung di lapangan. Kondisi ini menyebabkan belum tersedianya data empiris yang memadai untuk mengidentifikasi jenis peralatan elektromedis mana yang menjadi kontributor utama (*dominant source*) harmonisa di laboratorium. Tanpa adanya data yang akurat, tindakan mitigasi harmonisa yang diterapkan menjadi kurang efektif dan

berpotensi mengabaikan risiko gangguan kualitas daya listrik yang kritis.

Penelitian ini akan berfokus pada analisis karakteristik harmonisa yang dihasilkan oleh peralatan elektromedis di lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan, dengan pendekatan berbasis pengukuran langsung menggunakan *Power Quality Analyzer*. Fokus utama penelitian mencakup identifikasi frekuensi dominan harmonisa, perhitungan Total Harmonic Distortion (THD) arus dan tegangan, serta analisis bentuk gelombang arus dan tegangan yang terdistorsi serta menentukan peralatan elektromedis yang menjadi sumber dominan harmonisa berdasarkan hasil analisis spektrum harmonik, guna memperoleh pemahaman yang komprehensif mengenai kontribusi masing-masing alat terhadap penurunan kualitas daya listrik di laboratorium.

Dengan memanfaatkan data empiris hasil pengukuran, penelitian ini akan merumuskan rekomendasi teknis terkait pengendalian dan mitigasi harmonisa, sehingga kualitas sistem kelistrikan laboratorium dapat tetap terjaga sesuai dengan standar internasional maupun regulasi nasional. Implementasi strategi mitigasi harmonisa yang tepat diharapkan tidak hanya meningkatkan keandalan sistem distribusi tenaga listrik di laboratorium, namun juga menjamin validitas hasil pengujian peralatan elektromedis sesuai dengan prinsip keselamatan dan kinerja yang dipersyaratkan.

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan kontribusi yang signifikan dalam penyediaan data ilmiah mengenai dampak harmonisa di lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan, serta menjadi acuan dalam penerapan strategi mitigasi harmonisa yang efektif dan sesuai dengan standar yang berlaku. Dengan demikian, hasil penelitian ini tidak hanya bermanfaat bagi pengelola laboratorium, namun juga bagi regulator dan produsen alat kesehatan dalam upaya meningkatkan

keselamatan dan mutu peralatan elektromedis di Indonesia.

### **1.2. Identifikasi Masalah**

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, dapat diidentifikasi beberapa permasalahan yang mendasari perlunya dilakukan penelitian ini, yaitu:

1. Belum adanya data empiris yang memadai terkait karakteristik harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis di laboratorium uji produk alat kesehatan.
2. Kurangnya kajian yang mengidentifikasi peralatan elektromedis mana yang menjadi sumber dominan harmonisa di laboratorium berdasarkan hasil pengukuran langsung dan analisis spektrum harmonik.
3. Kurangnya kajian hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan.

### **1.3. Pembatasan Masalah**

Agar penelitian lebih terfokus, beberapa batasan masalah yang ditetapkan dalam penelitian ini adalah:

1. Penelitian hanya dilakukan pada peralatan elektromedik yang diuji dalam lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan.
2. Dalam menganalisa sumber dominan harmoniasa dilakukan dengan mengukur total harmonisa arus dan tegangan serta mengukur spektrum harmonik.
3. Penelitian ini tidak mencakup efek harmonisa terhadap peralatan non-elektromedik atau sistem tenaga listrik di luar laboratorium uji produk alat kesehatan.

#### **1.4. Rumusan Masalah**

Berdasarkan identifikasi masalah di atas, beberapa permasalahan yang dapat dirumuskan dalam penelitian ini antara lain:

1. Bagaimana karakteristik harmonisa (frekuensi dominan, Total Harmonic Distortion (THD), bentuk gelombang arus dan tegangan) yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis selama proses pengujian di laboratorium?
2. Peralatan elektromedis apa yang menjadi sumber dominan harmonisa berdasarkan hasil pengukuran dan analisis spektrum harmonik?
3. Bagaimana perbandingan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan.

#### **1.5. Tujuan Penelitian**

Penelitian ini bertujuan untuk:

1. Menganalisis hasil pengukuran setiap peralatan elektromedis yang menjadi sumber dominan harmonisa serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.
2. Menganalisis hasil pengukuran peralatan elektromedis secara gabungan serta membandingkan nilai harmonisa tersebut dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.
3. Memberikan rekomendasi teknis terkait mitigasi harmonisa untuk menjaga kualitas sistem kelistrikan laboratorium agar tetap sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014.

## 1.6. Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Penelitian ini memberikan kesempatan bagi penulis untuk memperdalam pengetahuan dan keterampilan dalam melakukan analisis harmonisa arus dan tegangan, khususnya pada peralatan elektromedis, serta penguasaan penggunaan alat ukur kualitas daya listrik (*Power Quality Analyzer*).
2. Penelitian ini memberikan kontribusi dalam memperkaya khasanah literatur ilmiah terkait analisis harmonisa pada peralatan elektromedis yang selama ini masih minim dijadikan objek kajian dan menjadi rujukan bagi penelitian lanjutan yang berkaitan dengan kualitas daya listrik di lingkungan fasilitas kesehatan, serta dapat menjadi bahan ajar atau studi kasus pada mata kuliah yang relevan.
3. Memberikan data empiris mengenai karakteristik harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis di laboratorium uji produk alat kesehatan dan menjadi acuan dalam identifikasi peralatan yang menjadi sumber dominan harmonisa di lingkungan laboratorium.

## **BAB 2**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

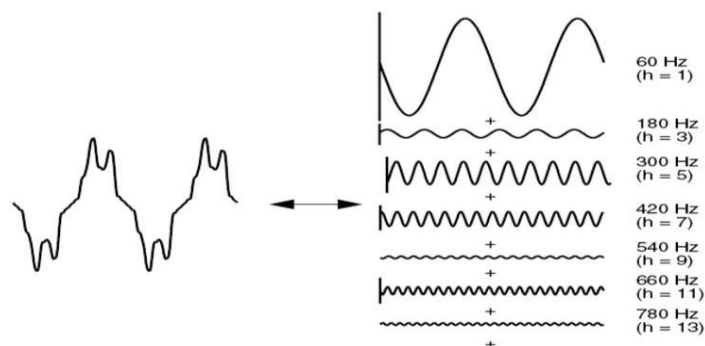
#### **2.1. Landasan Teori**

Landasan teori berfungsi sebagai dasar ilmiah untuk memahami fenomena harmonisa yang timbul akibat penggunaan peralatan elektromedis pada sistem kelistrikan di laboratorium uji produk alat kesehatan. Pada sistem tenaga listrik ideal, arus dan tegangan berbentuk gelombang sinusoidal murni dengan frekuensi 50 Hz. Namun, di lingkungan laboratorium yang menggunakan banyak peralatan berbasis elektronika daya, bentuk gelombang tersebut sering mengalami distorsi karena sifat beban yang tidak linear terhadap tegangan yang diterapkan. Peralatan elektromedis menggunakan rangkaian penyearah dan catu daya elektronik yang menyebabkan arus mengalir dalam bentuk pulsa tidak sinusoidal. Kondisi ini menimbulkan harmonisa, yaitu gelombang arus atau tegangan dengan frekuensi kelipatan dari frekuensi dasar. Secara teori, menurut analisis Fourier, setiap gelombang non-sinusoidal dapat diuraikan menjadi komponen-komponen harmonik yang menyebabkan distorsi pada sistem. Harmonisa yang berlebihan dapat menurunkan kualitas daya listrik, meningkatkan rugi-rugi energi, serta memengaruhi akurasi hasil pengujian alat kesehatan yang memerlukan suplai daya stabil dan bersih. Oleh karena itu, pemahaman teori harmonisa, beban non-linear, dan kualitas daya listrik menjadi penting dalam konteks laboratorium uji produk alat kesehatan. Untuk menjaga agar distorsi tetap dalam batas yang diizinkan, digunakan acuan standar internasional seperti IEEE Std 519 Tahun 2014 dan IEC 61000-3-2, yang menetapkan batas maksimum distorsi harmonisa arus dan tegangan pada sistem tenaga listrik.

### 2.1.1. Pembentukan Harmonisa dalam Sistem Tenaga Listrik

Harmonisa terbentuk ketika arus yang ditarik oleh beban non-linear tidak proporsional terhadap tegangan yang diberikan. Beban non-linear seperti rectifier, inverter, SMPS, dan peralatan elektromedis memotong atau menghambat bagian-bagian tertentu dari gelombang tegangan, menghasilkan arus dengan bentuk gelombang terdistorsi.

Harmonisa ada dua macam, harmonisa arus dan tegangan. Menurut orde urutan harmonisa, dibagi menjadi dua, harmonisa orde ganji (odd) seperti harmonisa ke-3, 5, 7, 9, dan seterusnya, lalu orde genap (even) seperti harmonisa ke-2, 4, 6, 8, dan seterusnya. Urutan harmonisa pertama atau kesatu, merupakan gelombang asli pada frekuensi fundamentalnya, dapat dilihat pada Gambar 2.1 :



Gambar 2. 1. Gelombang terdistorsi direpresentasikan dalam deret Fourier [6]

Gambar bagian kanan menggambarkan gelombang terdistorsi yang direpresentasikan dalam deret fourier, bagian kanan menampilkan beberapa gelombang sinusoidal dengan frekuensi berbeda , yang merupakan komponen harmonisa dari sebuah sinyal. Setiap komponen harmonik ini memiliki frekuensi kelipatan ganjil dari fundamental (n-orde) harmonik ganjil, terdiri dari:

60 Hz (h = 1) → Fundamental Frequency.    540 Hz (h = 9) → Harmonik ke- 9.

180 Hz ( $h = 3$ ) → Harmonik ke-3.

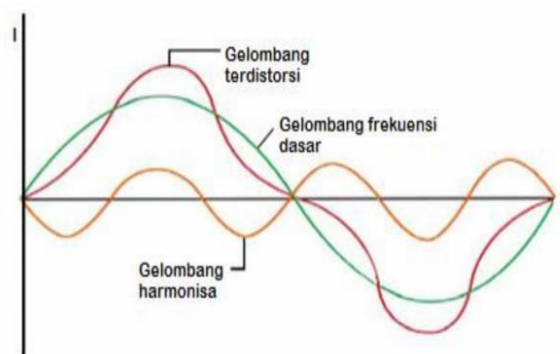
660 Hz ( $h = 11$ ) → Harmonik ke-11.

300 Hz ( $h = 5$ ) → Harmonik ke-5.

780 Hz ( $h = 13$ ) → Harmonik ke-13.

420 Hz ( $h = 7$ ) → Harmonik ke-7.

Bagian kiri pada gambar memperlihatkan gelombang yang lebih kompleks dan terdistorsi (bukan sinus murni), Gelombang ini terbentuk dari hasil penjumlahan (superposisi) dari semua komponen harmonisa di sisi kanan. Inilah bentuk gelombang yang umum ditemukan pada sistem tenaga listrik akibat beban non-linear pada peralatan elektromedis, seperti rectifier, inverter, switching mode power supply (SMPS), dan perangkat berbasis elektronika daya lainnya, dapat dilihat pada gambar 2.2:



Gambar 2.2. Distorsi gelombang tegangan akibat harmonisa

Gelombang frekuensi dasar adalah bentuk sinusoidal murni pada frekuensi dasar (50 Hz), Gelombang terdistorsi adalah gelombang yang bentuknya menyimpang dari bentuk gelombang sinus murni. Distorsi ini disebabkan oleh adanya komponen frekuensi lain selain frekuensi dasar gelombang, yang disebut harmonik, sedangkan gelombang harmonisa adalah komponen tambahan yang memperburuk bentuk gelombang total (resultan). Semakin tinggi amplitudo harmonisa, semakin besar distorsi yang terjadi. [2]

Pada sistem tenaga listrik di Indonesia, frekuensi fundamental yang digunakan adalah 50 Hz. Frekuensi ini menjadi acuan utama dalam analisis harmonisa, di mana setiap komponen harmonisa memiliki frekuensi kelipatan bilangan bulat dari frekuensi fundamental tersebut, yang secara matematis dinyatakan sebagai:

$$f_h = h \times f_1$$

Dimana:

$f_h$  = frekuensi harmonisa orde ke-h.

$f_1$  = frekuensi fundamental (50 Hz),

$h$  = orde harmonisa (1, 2, 3, ...).

Dengan demikian, pada sistem 50 Hz, harmonisa orde ganjil yang umum dijumpai memiliki frekuensi sebagai berikut: harmonisa ke-3 (150 Hz), ke-5 (250 Hz), ke-7 (350 Hz), ke-9 (450 Hz), ke-11 (550 Hz), dan seterusnya. Harmonisa orde ganjil umumnya dominan pada beban non-linear berbasis penyearah dan elektronika daya, termasuk peralatan elektromedis.

Fenomena ini umum dijumpai pada sistem tenaga listrik yang melayani peralatan elektromedis berbasis elektronika daya, seperti rectifier, inverter, dan SMPS, sehingga analisis harmonisa pada frekuensi fundamental 50 Hz menjadi penting untuk menjaga kualitas daya dan keandalan sistem kelistrikan.

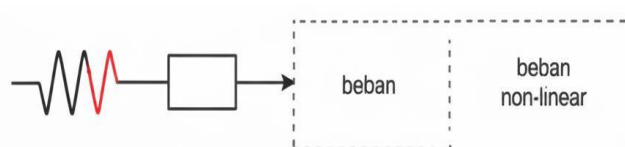
Mekanisme Pembentukan Harmonisa akibat Ketidaklinieran merupakan ketidaklinieran karakteristik inti magnetik menyebabkan arus magnetisasi tidak berbentuk sinusoidal meskipun tegangan masukan bersifat sinusoidal, sehingga menghasilkan harmonisa ganjil yang dominan, khususnya orde ke-3, ke-5, dan ke-7. Pada pembahasan Karakteristik Harmonisa (Orde Ganjil dan Genap),

ketidaksimetrian arus akibat adanya dc bias mendorong inti transformator mengalami saturasi setengah siklus (*half-cycle saturation*), yang menyebabkan peningkatan magnitudo harmonisa, baik harmonisa ganjil maupun genap. [5]

Dengan demikian, ketidaklinieran dan ketidaksimetrian arus merupakan mekanisme fundamental pembangkitan harmonisa, yang menjadi dasar konseptual dalam menganalisis harmonisa pada peralatan elektromedis.

### 2.1.2. Beban Non-Linear sebagai Sumber Harmonisa

Pengertian beban non-linear adalah beban listrik yang arusnya tidak berbanding lurus dengan tegangan yang diterapkan, sehingga menghasilkan bentuk gelombang arus yang terdistorsi dari bentuk sinusoidal murni. Ketika beban non-linear dihubungkan ke sistem tenaga listrik, arus yang ditarik dari jaringan mengandung komponen harmonisa, yaitu arus dengan frekuensi kelipatan dari frekuensi fundamental (50 Hz atau 60 Hz), Dapat dilihat pada gambar 2.3:[6]



Gambar 2.3. Diagram sumber harmonisa dari beban non linear

Diagram diatas secara ringkas mengilustrasikan konsep dasar mengapa peralatan dengan karakteristik non-linear menjadi sumber utama distorsi harmonisa dalam sistem tenaga listrik, dapat dijelaskan sebagai berikut :

1. Sumber AC (simbol gelombang sinus)

Merepresentasikan sumber tegangan AC yang ideal, yang seharusnya

menghasilkan gelombang sinusoidal murni.

## 2. Beban non-linear (kotak putus-putus)

Melambangkan peralatan elektromedis yang memiliki komponen non-linear (misalnya, penyearah, switching transistor dalam (SMPS)).

## 3. Harmonisa

Menunjukkan bahwa beban non-linear menarik arus yang tidak sinusoidal dari sumber AC, dan arus non-sinusoidal ini dapat diuraikan menjadi komponen frekuensi fundamental dan komponen frekuensi harmonisa (kelipatan bilangan bulat dari frekuensi fundamental).

### a. Karakteristik beban non-linear

Beban non-linear adalah jenis beban listrik yang arusnya tidak berbentuk gelombang sinusoidal murni meskipun diberikan tegangan sinusoidal. Hal ini disebabkan oleh karakteristik non-linier dari elemen beban yang mengubah hubungan antara arus dan tegangan. Karakteristik utama dari beban non-linear adalah sebagai berikut:

#### 1. Hubungan arus dan tegangan tidak linear

Pada beban non-linear, hubungan antara arus dan tegangan tidak mengikuti hukum Ohm secara langsung. Arus yang mengalir tergantung pada tegangan input dan karakteristik switching atau non-linieritas beban, sehingga arus tidak selalu proporsional dengan tegangan.

#### 2. Menghasilkan distorsi harmonik

Beban non-linear menyebabkan distorsi bentuk gelombang arus, menghasilkan komponen harmonisa di frekuensi selain frekuensi fundamental. Distorsi ini mempengaruhi kualitas daya dan dapat menyebabkan masalah pada sistem kelistrikan.

3. Arus mengandung komponen harmonik tingkat tinggi

Arus yang ditarik oleh beban non-linear mengandung komponen harmonisa dengan urutan ganjil (3rd, 5th, 7th, dst). Semakin besar derajat non-linearitas beban, semakin besar pula Total Harmonic Distortion (THD) yang dihasilkan.

4. Beban bersifat time-variant (*Switching Behaviour*)

Banyak beban non-linear seperti peralatan berbasis elektronika daya (SMPS, VSD, Inverter) memiliki pola konsumsi arus yang berubah-ubah secara cepat dalam satu siklus, tergantung pada proses switching internal perangkat.

5. Menyebabkan arus puncak (*Current Peak*) yang tajam dan sempit

Arus yang ditarik oleh beban non-linear seringkali berbentuk pulsa-pulsa sempit dan tajam (*peaky current*) dalam domain waktu, yang mengakibatkan harmonisa orde tinggi dalam domain frekuensi.

6. Faktor daya menurun (*Low Power Factor*)

Beban non-linear dapat menyebabkan penurunan faktor daya total (*displacement power factor + distortion power factor*) karena arus harmonisa tidak memberikan kontribusi daya aktif.

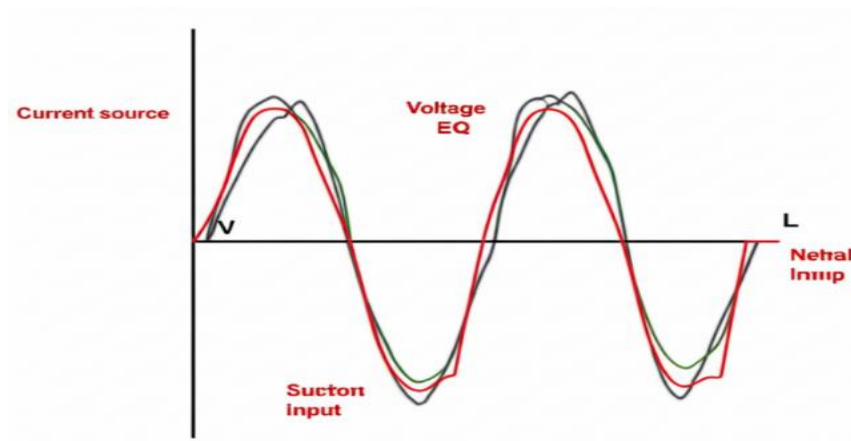
7. Menyebabkan pemanasan berlebih (*overheating*) pada peralatan dan sistem distribusi

Arus harmonisa yang dihasilkan oleh beban non-linear menyebabkan rugi-rugi tambahan ( $I^2R$  losses) yang berdampak pada pemanasan berlebih pada transformator, konduktor, dan peralatan lainnya.

8. Menimbulkan Gangguan Elektromagnetik (EMI) dan Interferensi Sinyal

Switching frekuensi tinggi dari beban non-linear dapat menghasilkan

emisi elektromagnetik yang menyebabkan interferensi terhadap sistem kontrol dan perangkat elektronik sensitif, dapat dilihat pada Gambar 2.4:



Gambar 2.4. Wave Arus Terharmonisa [8]

Keterangan gambar yang dilengkapi:

- a. Garis berwarna merah (Voltage EQ): Merepresentasikan bentuk gelombang tegangan yang ideal (sinusoidal).
- b. Garis berwarna hitam (Current source): Menunjukkan bentuk gelombang arus yang terdistorsi akibat harmonisa yang dihasilkan oleh SMPS, penyimpangan signifikan dari bentuk sinusoidal ideal, terutama di sekitar puncak gelombang. Distorsi ini disebabkan oleh sifat non-linear dari komponen elektronik dalam SMPS yang menarik arus dalam pulsa-pulsa singkat.
- c. Garis berwarna hijau (Suction input): Menunjukkan bentuk gelombang beban.

#### b. Jenis-Jenis Beban Non-Linear

Beban listrik yang menyebabkan bentuk gelombang arus yang ditarik dari

sistem tenaga menjadi tidak sinusoidal meskipun tegangan suplai berbentuk sinusoidal. Beban ini merupakan sumber utama distorsi harmonisa arus dalam sistem distribusi listrik. Beban non-linear dapat diklasifikasikan berdasarkan teknologi konversi daya dan karakteristik operasionalnya.

#### 1. Dioda Bridge Rectifier

Rangkaian penyearah gelombang penuh yang menggunakan empat dioda untuk mengubah arus bolak-balik (AC) menjadi arus searah (DC). Arus yang ditarik penyearah jembatan ini berbentuk gelombang pulsa, yang mengandung komponen harmonisa ganjil dengan orde 3, 5, 7, dan seterusnya.

#### 2. Switching Mode Power Supply (SMPS)

Catu daya yang mengkonversi energi listrik menggunakan teknik switching frekuensi tinggi. SMPS banyak digunakan pada perangkat elektronik modern karena efisiensinya yang tinggi dan ukuran yang lebih kecil. Namun, SMPS menghasilkan harmonisa arus yang signifikan akibat proses switching yang cepat.

#### 3. Variable Speed Drive (VSD)

Perangkat yang digunakan untuk mengatur kecepatan motor listrik dengan mengubah frekuensi dan tegangan suplai. VSD umumnya menggunakan penyearah dan inverter berbasis semikonduktor yang menghasilkan harmonisa arus dengan spektrum harmonisa yang lebar, terutama harmonisa orde rendah dan menengah.[7]

#### 4. Beban non linear pada peralatan elektromedis

Beban non-linear menghasilkan distorsi arus yang menyebabkan harmonisa, yaitu komponen frekuensi kelipatan dari frekuensi dasar (50

Hz/60 Hz). Beban ini umum ditemukan pada peralatan elektromedis modern yang menggunakan teknologi konversi daya berbasis elektronik (switching devices). Peralatan elektromedis dalam laboratorium uji produk alat kesehatan sering kali menggunakan catu daya berbasis penyearah dan SMPS, sehingga menjadi sumber harmonisa yang signifikan.

5. Efek pembatalan dan peningkatan harmonisa dalam sistem beban non-linear

Dalam sistem kelistrikan yang melibatkan banyak peralatan elektromedis, setiap alat dapat menjadi sumber harmonisa akibat penggunaan rangkaian konversi daya seperti *rectifier*, *switch mode power supply* (SMPS), atau motor DC internal. Ketika beberapa alat beroperasi secara bersamaan, interaksi antar arus harmonik yang dihasilkan oleh masing-masing beban non-linear dapat menimbulkan dua fenomena utama, yaitu penurunan harmonisa (*cancellation effect*) dan peningkatan harmonisa (*resonance effect*). Efek pembatalan harmonisa terjadi ketika dua atau lebih sumber harmonisa memiliki orde harmonisa yang sama (misalnya orde ke-3, ke-5, atau ke-7) namun dengan perbedaan sudut fasa. Arus harmonik dari alat-alat tersebut dapat saling meniadakan sebagian secara vektorial. Akibatnya, nilai *Total Harmonic Distortion* arus (THDi) gabungan menjadi lebih kecil dibandingkan dengan nilai THDi masing-masing peralatan.

Menurut Dugan et al. (2012) dan Arrillaga & Watson (2003), besarnya harmonisa total dalam sistem bukan merupakan hasil penjumlahan aritmetika, tetapi bergantung pada magnitude dan perbedaan fasa ( $\Delta\theta_h$ )

antar komponen harmonik. Jika perbedaan fasa antar sumber harmonisa mendekati  $180^\circ$ , maka nilai  $\cos(\Delta\theta_h)$  bernilai negatif, menyebabkan amplitudo harmonisa total berkurang. Fenomena ini sering dijumpai pada pengukuran gabungan beberapa peralatan elektromedis, di mana nilai THDi gabungan menurun signifikan dibandingkan hasil pengukuran setiap peralatan. Penurunan ini menunjukkan bahwa gelombang harmonik antar alat saling meniadakan sebagian, sehingga kualitas daya secara keseluruhan tetap stabil dan memenuhi batas IEEE Std 519-2014 yaitu  $\text{THD}_v \leq 8\%$  dan  $\text{THD}_i \leq 15\%$ .

Sebaliknya, peningkatan harmonisa dapat terjadi apabila antar peralatan timbul resonansi harmonisa atau ketika sistem memiliki impedansi sumber yang rendah. Resonansi terjadi jika salah satu frekuensi harmonisa mendekati frekuensi alami rangkaian LC sistem, sehingga amplitudo harmonisa pada orde tertentu meningkat (Das, 2015). Selain itu, impedansi sumber yang rendah mengurangi kemampuan sistem untuk meredam arus harmonisa, menyebabkan distorsi arus meningkat.

Penurunan atau peningkatan harmonisa saat beberapa peralatan elektromedis dioperasikan bersamaan dipengaruhi oleh kombinasi dari:

1. Efek pembatalan harmonisa (*cancellation effect*) akibat perbedaan fasa antar arus harmonik orde yang sama.
2. Redaman oleh impedansi sumber yang mengurangi amplitudo harmonisa orde tinggi.
3. Efek resonansi parsial pada alat tertentu yang menyebabkan sedikit peningkatan harmonisa.

Kondisi tersebut menunjukkan bahwa interaksi antar beban non-linear

tidak selalu bersifat linier, melainkan dapat menghasilkan penurunan atau peningkatan harmonisa tergantung pada karakteristik fasa, impedansi sistem, dan keberadaan filter internal pada alat.

### 2.1.3. Filter Harmonik

Filter harmonisa merupakan suatu rangkaian yang mampu mereduksi harmonisa atau memperkecil harmonisa yang muncul pada sistem kelistrikan. Distorsi harmonisa dapat menyebabkan peningkatan rugi daya, pemanasan berlebih pada transformator, gangguan pada sistem kontrol, serta penurunan efisiensi sistem kelistrikan. Oleh karena itu, penerapan filter harmonisa menjadi penting dalam menjaga kualitas daya listrik sesuai dengan standar seperti IEEE Std 519-2014 dan IEC 61000. Filter harmonisa terbagi menjadi dua jenis, yaitu filter aktif dan filter pasif.

#### 1. Filter Aktif

Filter aktif merupakan suatu rangkaian filter yang terdiri dari komponen elektronika daya atau komponen aktif seperti Op-Amplifier, IGBT (*Insulated Gate Bipolar Transistor*) serta MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*). Filter aktif ini tidak beresonansi dengan sistem dan bekerja secara *independent* dari karakteristik sistem impedansi. Dari segi biaya komponen filter aktif ini jauh lebih mahal dari filter pasif dan memiliki sistem yang lebih kompleks.

#### 2. Filter Pasif

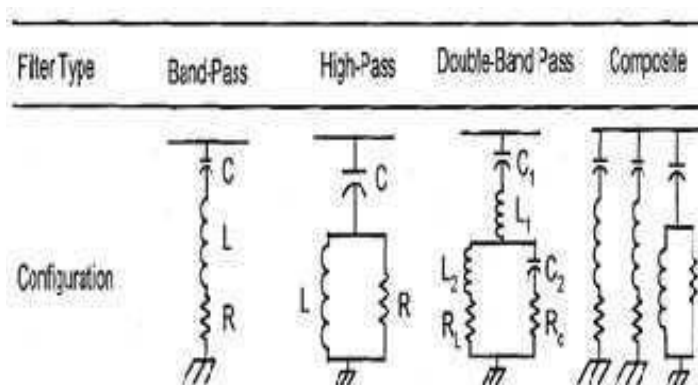
Filter pasif merupakan salah jenis filter yang paling populer digunakan dalam mereduksi nilai harmonisa. Filter ini terdiri dari komponen pasif diantaranya

resistor R, induktor L dan kapasitor C. Implementasi filter pasif ini merupakan cara yang efektif dan ekonomis untuk meredam harmonisa. Untuk mengkompensasi kerugian daya akibat harmonik, filter ini banyak digunakan pada sistem tenaga listrik. Arus akan mengalir pada reaktansi yang lebih rendah pada filter pasif. Arus dengan frekuensi yang tinggi akan mengalir pada kapasitor C, hal ini disebabkan kapasitor memiliki impedansi yang rendah pada frekuensi tinggi. Kapasitor dipasang secara paralel dengan beban agar dapat meredam harmonisa pada beban. Semua gelombang arus dengan frekuensi tinggi akan mengalir melewati kapasitor, sedangkan untuk induktor L biasanya di pasang seri terhadap beban, dengan demikian arus yang mengalir pada rangkaian akan tidak mudah berubah berbanding lurus dengan besarnya induktor.

Pemasangan filter pasif pada sistem tenaga listrik salah satu tujuannya adalah untuk mengurangi amplitudo satu orde ke- $h$  dari tegangan atau arus harmonisa, dengan demikian penyebaran arus harmonisa dari sumber-sumber harmonisa dapat diredam. Salah satu kelebihan dari filter pasif ialah dapat mengkompensasi daya reaktif dan digunakan untuk memperbaiki  $\cos \phi$  sistem secara umum.

Pada filter pasif kapasitor dihubungkan seri atau paralel untuk memperoleh sebuah total rating tegangan dan kVAr yang diinginkan. Sedangkan induktor digunakan dalam rangkaian filter dirancang mampu menahan selubung frekuensi tinggi yaitu efek kulit. Beberapa kelebihan dari filter pasif, seperti dapat mengkompensasi daya reaktif dan lebih ekonomis. Selain kelebihan yang telah disebutkan, filter pasif juga memiliki beberapa kekurangan diantaranya filter pasif tergantung pada impedansi sumber sistem tenaga, frekuensi sistem dan toleransi komponen .

Ada beberapa jenis filter pasif yang dapat dimanfaatkan untuk meredam harmonisa, yaitu *single tuned passive filter (band pass filter)*, *high pass filter*, *double band-pass filter* dan *composite filter*. Gambar di bawah ini menunjukkan rangkaian untuk masing-masing filter tersebut beserta konfigurasi dan impedansinya, dapat dilihat pada Gambar 2.6 :



Gambar 2.5. Konfigurasi Filter Pasif

*Band pass filter* atau *single tuned passive filter* ialah filter pasif yang paling umum digunakan, biasanya digunakan pada sistem tegangan rendah. Rangkaian filter ini mempunyai impedansi yang rendah. *Single tuned passive filter* akan bekerja pada frekuensi kerja atau pada satu orde yang akan difilter dan melewatkan frekuensi yang diatas maupun dibawah frekuensi kerjanya.

*High pass filter* merupakan jenis filter yang melewatkan frekuensi tinggi, tetapi mengurangi amplitude frekuensi yang lebih rendah. Nilai-nilai pengurangan untuk frekuensi berbeda-beda untuk tiap-tiap filter, high pass filter ini terdiri dari kapasitor dan resistor serta induktor yang terhubung paralel. Dua buah filter pasif dengan konfigurasi *single tuned* akan memiliki karakteristik

yang hampir sama dengan *double bandpass* filter. Jika *single tuned* bekerja pada satu frekuensi kerja, *double bandpass* ini bekerja pada dua frekuensi kerja.

*Composite filter* merupakan gabungan dari beberapa filter yang telah dijelaskan sebelumnya, dimana terdiri dari dua buah *single tuned filter* dan satu *high pass filter*. Dari jenis-jenis filter diatas *single tuned passive filter* ini merupakan filter pasif yang lebih murah daripada filter-filter lainnya untuk efektifitas yang sama dengan kelebihan yang telah disebutkan sebelumnya.[6]

#### c. Pemilihan Konfigurasi Filter pada Penelitian

Berdasarkan teori harmonisa dan klasifikasi filter pasif sebagaimana ditunjukkan pada gambar konfigurasi filter, filter band-pass (*single tuned*) dan *double-band pass* merupakan konfigurasi yang paling sesuai untuk sistem dengan harmonisa orde rendah yang dominan. Hasil pengukuran pada peralatan elektromedis menunjukkan bahwa harmonisa arus didominasi oleh orde ke-3 dan ke-5, sehingga penggunaan filter LC shunt bertala pada orde tersebut menjadi pilihan yang tepat.

Namun, filter pasif memiliki keterbatasan dalam merespons perubahan karakteristik beban. Oleh karena itu, untuk meningkatkan efektifitas mitigasi harmonisa, filter pasif LC dikombinasikan dengan filter aktif shunt. Kombinasi ini dikenal sebagai filter hybrid, yang mampu menurunkan harmonisa dominan secara signifikan sekaligus mengompensasi harmonisa residual yang bersifat dinamis.

Filter hybrid menggabungkan keunggulan filter pasif dan filter aktif. Filter pasif LC shunt berfungsi menyerap harmonisa orde dominan, sedangkan Active Harmonic Filter (AHF) menyuntikkan arus kompensasi untuk meniadakan sisa

harmonisa Pendekatan ini direkomendasikan dalam IEEE Std 519-2014 karena mampu menurunkan THDi dan THDv secara efektif tanpa memerlukan kapasitas filter aktif yang besar.

Line reactor merupakan komponen induktif yang dipasang secara seri untuk meningkatkan impedansi sistem terhadap arus harmonisa. Dengan meningkatnya impedansi pada frekuensi tinggi, amplitudo arus harmonisa yang ditimbulkan oleh beban non-linear dapat dikurangi. Line reactor berfungsi sebagai metode mitigasi pasif sederhana yang efektif menurunkan THDi dan menstabilkan arus sistem, khususnya pada peralatan berbasis elektronika daya

Penggunaan line reactor banyak diterapkan pada peralatan dengan karakteristik beban non-linear ringan hingga sedang, seperti peralatan elektromedis berbasis switching mode power supply (SMPS). Meskipun tidak secara selektif menghilangkan orde harmonisa tertentu, line reactor mampu menurunkan Total Harmonic Distortion arus (THDi) secara signifikan dan meningkatkan stabilitas arus sistem.

#### **2.1.4. Peralatan Elektromedis di Laboratorium**

Peralatan elektromedis merupakan komponen utama dalam pelayanan medis modern yang penggunaannya harus memenuhi standar keselamatan dan kinerja tertentu. Di laboratorium uji produk alat kesehatan, peralatan ini menjadi objek utama pengujian (Unit Under Test/UUT) untuk memastikan kesesuaian terhadap spesifikasi teknis, efisiensi kerja, serta dampak terhadap kualitas daya listrik, termasuk potensi timbulnya harmonisa yang dapat memengaruhi sistem kelistrikan dan peralatan lainnya di lingkungan rumah sakit. Peralatan elektromedis merupakan perangkat elektronik dan listrik yang dirancang untuk melakukan fungsi

medis, seperti diagnosis, terapi, dan pemantauan kondisi pasien. Dalam konteks laboratorium uji produk alat kesehatan, perangkat ini diuji untuk memastikan kinerja fungsional, keselamatan listrik, dan kompatibilitas elektromagnetik, termasuk dampak terhadap kualitas daya seperti harmonisa. [11], [12]

Prinsip kerja setiap peralatan elektromedis ditentukan oleh fungsinya serta jenis sistem elektronika daya yang digunakan. Beberapa prinsip kerja umum pada peralatan elektromedis yang digunakan di laboratorium uji adalah sebagai berikut:

### 1. Suction Pump

Prinsip Kerja Suction pump beroperasi berdasarkan motor listrik yang menggerakkan pompa vakum untuk menciptakan tekanan negatif. Tekanan ini digunakan untuk menyedot cairan tubuh seperti dahak, darah, atau sekret pasien. Komponen Utama Motor DC/AC, Pompa diafragma atau piston, kontrol kecepatan (PWM/voltage control) dan Valve dan reservoir. Motor DC dengan kontrol PWM menghasilkan arus switching yang tidak sinusoidal, sehingga menimbulkan harmonisa terutama pada orde rendah (3, 5, 7).[10], [11]

### 2. Electrocardiograph (ECG)

Prinsip Kerja ECG mendeteksi sinyal listrik jantung dari elektroda yang ditempelkan ke tubuh. Sinyal ini sangat kecil (mV), sehingga perlu diperkuat melalui amplifier diferensial, difilter, dan diubah ke bentuk digital melalui ADC (Analog to Digital Converter). Komponen Utama Elektroda (lead), Amplifier dan filter, Mikroprosesor / mikrokontroler. SMPS (Switched Mode Power Supply), Display atau output printer, SMPS menarik arus berbentuk pulsa dari jaringan AC, menyebabkan harmonisa tinggi terutama pada orde 3, 5, 7.[10], [11], [12]

### 3. Patient Monitor

Prinsip Kerja Perangkat ini memantau parameter vital seperti denyut jantung (ECG), tekanan darah, SpO<sub>2</sub> (oksigen), suhu tubuh, dan pernapasan. Setiap parameter memiliki sensor dan subsistem terpisah, dikendalikan oleh mikroprosesor pusat yang menggabungkan data untuk ditampilkan secara real time komponen utama sensor multiparameter, modul akuisisi data, mikrokontroler/mikroprosesor, SMPS dan baterai cadangan, modul display dan alarm. Switched Mode Power Supply (SMPS) dan switching digital menyebabkan harmonisa frekuensi menengah hingga tinggi.[10], [11], [12]

#### 4. Oxygen Concentrator

Prinsip kerja alat ini mengkonsentrasikan oksigen dari udara dengan memisahkan nitrogen melalui metode adsorpsi tekanan berayun (psa – pressure swing adsorption). kompresor menarik udara, lalu udara diarahkan ke kolom zeolit untuk menyaring nitrogen. komponen utama kompresor motor listrik, katup solenoid, kolom adsorpsi (zeolit), kontrol elektronik dan sensor tekanan. otor kompresor (beban induktif) + katup elektronik kombinasi beban linear dan non-linear yang menimbulkan harmonisa campuran. [12] [13]

#### 5. Infant Incubator

Prinsip kerja menjaga suhu tubuh bayi prematur melalui pemanas elektrik yang dikendalikan secara otomatis. sensor suhu mengatur kontrol mikrokontroler untuk mengaktifkan pemanas saat suhu turun di bawah ambang. Komponen utama elemen pemanas resistif, sensor suhu (thermistor), mikrokontroler, kipas sirkulasi udara, display dan alarm kaitan dengan harmonisa pemanas resistif adalah beban linear, namun sistem kontrol digital dengan switching cepat menambah unsur harmonisa ke jaringan.[11], [12]

#### 6. Climatic Chamber

Prinsip kerja mengatur suhu dan kelembaban untuk mensimulasikan kondisi lingkungan ekstrem terhadap alat kesehatan. Dilengkapi sistem pemanas, pendingin (kompresor), humidifier dan dehumidifier. Diperlukan pengaturan presisi melalui kontrol PID digital. Komponen utama, sistem pemanas dan pendingin (kompresor), sensor suhu dan kelembaban, Kontroler digital / PLC, kipas sirkulasi, SMPS untuk kontrol elektronik. Menggunakan motor AC dengan inverter atau VSD, sehingga harmonisa terjadi terutama pada orde rendah dan menengah, tergantung jenis drive. [12][13]

Berikut harmonisa dominan yang ditimbulkan Peralatan elektromedis sebagaimana ditunjukkan pada Tabel 2.1 :

Tabel 2.1.Orde Harmonisa Dominan pada Peralatan Elektromedis

No	Peralatan Elektromedis	Teknologi Daya	Orde Harmonisa Dominan
1	Suction Pump	Bridge Rectifier	3, 5, 7,11, 15...dst
2	ECG	SMPS	3, 5, 7,11, 15...dst
3	Patient Monitor	SMPS	3, 5, 7,11, 15...dst
4	Oxygen Concentrator	VSD, Rectifier	3, 5, 7,11, 15...dst
5	Infant Incubator	SMPS	3, 5, 7,11, 15...dst
6	Climatic Chamber	VSD, SMPS	3, 5, 7,11, 15...dst

### 2.1.5. Dampak Harmonisa

Dampak harmonisa pada Peralatan Elektromedis di laboratorium menjadi perhatian kritis karena dapat mempengaruhi kinerja, keandalan, serta keamanan peralatan elektromedis.[11] Dampak yang terjadi bisa berupa gangguan kualitas daya sebagai berikut :

1. Distorsi tegangan (Voltage Distortion)

Peralatan elektromedis seperti Electrocardiograph (ECG), Patient Monitor, dan

Infant Incubator sangat sensitif terhadap kualitas tegangan suplai. Harmonisa arus yang tinggi dari beban non-linear akan menyebabkan distorsi bentuk gelombang tegangan (voltage waveform distortion). Distorsi ini berpotensi menurunkan akurasi pengukuran alat medis, menyebabkan fluktuasi pembacaan parameter vital pasien pada pemeriksaan detak jantung dan saturasi oksigen.[11][12]

2. Interferensi elektromagnetik (EMI) dan noise sinyal

Komponen harmonisa menghasilkan noise frekuensi tinggi yang dapat mengganggu sinyal analog peralatan elektromedis. Harmonisa dari alat Suction Pump atau Oxygen Concentrator dapat menginduksi interferensi ke sinyal sensor ECG, menyebabkan artefak pada tampilan grafik serta salah pembacaan sinyal fisiologis pasien.[10]

3. Overheating transformator dan komponen

Harmonisa arus meningkatkan rugi-rugi daya ( $I^2R$  losses) pada transformator, kabel, dan panel distribusi. Ini menyebabkan kenaikan suhu (overheating) pada transformator distribusi laboratorium atau power supply internal alat, yang dalam jangka panjang menurunkan umur pakai komponen. Peralatan seperti Climatic Chamber dengan beban motorik cenderung meningkatkan risiko ini.[11]

4. Resonansi dan fluktuasi daya

Harmonisa orde tinggi berpotensi memicu resonansi paralel dalam sistem distribusi laboratorium, memperparah level harmonisa dan menyebabkan fluktuasi daya (voltage flicker) yang dapat memicu restart atau malfungsi peralatan elektronik sensitif.[11]

4. Trip breaker atau proteksi salah operasi

Arus harmonisa dapat menyebabkan kesalahan pengukuran arus oleh relay proteksi, sehingga breaker mudah trip meski beban tidak melebihi kapasitas nominalnya. Hal ini sangat berisiko dalam laboratorium uji karena dapat menghentikan proses uji produk secara tiba-tiba.[11]

5. Kerusakan prematur peralatan (Premature Equipment Failure)

Stres termal dan elektrik akibat harmonisa mempercepat degradasi isolasi, kapasitor filter, dan komponen elektronik lainnya. Hal ini menyebabkan kerusakan dini (early failure) pada peralatan elektromedis, menambah biaya perawatan dan downtime laboratorium.[11]

6. Menurunnya akurasi hasil uji produk

Harmonisa yang tidak terkontrol dapat menyebabkan hasil pengujian produk alat kesehatan tidak valid (false reading), karena sinyal harmonisa dapat mempengaruhi akurasi pengukuran arus, tegangan, power factor, dan parameter performa alat yang sedang diuji.[13]

#### **2.1.6. Mitigasi dan rekomendasi pengendalian harmonisa pada peralatan elektromedis**

Harmonisa yang timbul pada sistem kelistrikan di laboratorium uji produk alat kesehatan berasal dari penggunaan peralatan elektromedis yang bersifat beban non-linear, seperti *Suction Pump*, *Electrocardiograph (ECG)*, *Patient Monitor*, *Oxygen Concentrator*, *Infant Incubator*, dan *Climatic Chamber*. Peralatan tersebut umumnya menggunakan rangkaian *Switched Mode Power Supply (SMPS)*, penyearah dioda, serta kapasitor input yang menyebabkan bentuk gelombang arus tidak sinusoidal. Arus yang terdistorsi ini mengandung komponen harmonisa orde ganjil, terutama orde ke-3, ke-5, dan ke-

7, yang kemudian mengalir ke sistem distribusi laboratorium dan menurunkan kualitas daya listrik. Kondisi tersebut berdampak pada meningkatnya rugi daya (*power losses*), penurunan faktor daya, pemanasan berlebih pada penghantar, serta gangguan pada alat ukur sensitif yang digunakan dalam proses pengujian produk alat kesehatan.

Upaya mitigasi harmonisa diperlukan agar nilai *Total Harmonic Distortion* (THD) tetap berada dalam batas yang direkomendasikan oleh standar IEEE Std 519-2014, yaitu  $\leq 15\%$  untuk arus (THDi) dan  $\leq 8\%$  untuk tegangan (THDv). Tindakan mitigasi dapat dilakukan melalui penerapan filter harmonisa, baik pasif maupun aktif. Filter pasif umumnya terdiri dari rangkaian kombinasi induktor (*L*) dan kapasitor (*C*) yang disesuaikan untuk menyerap harmonisa pada orde tertentu. Filter jenis ini efektif digunakan pada sistem dengan beban konstan, seperti *Climatic Chamber* atau *Oxygen Concentrator*. Sementara itu, filter aktif harmonisa (*Active Harmonic Filter*, AHF) bekerja dengan mendeteksi dan menyuntikkan arus kompensasi yang berlawanan fase terhadap arus harmonisa, sehingga distorsi total dapat diminimalkan secara dinamis. Filter aktif lebih sesuai diterapkan pada sistem dengan variasi beban tinggi seperti *Patient Monitor* atau *ECG*, yang pola bebannya bersifat tidak tetap.

Menurut De La Rosa (2006), penurunan harmonisa pada sistem tenaga listrik terjadi ketika impedansi sistem pada frekuensi orde tertentu berubah sehingga arus harmonisa mengalir ke jalur yang memiliki impedansi lebih rendah dibandingkan jalur utama. Filter—baik pasif (*LC tuned filter*) maupun aktif (*Active Harmonic Filter*)—dirancang untuk menyediakan "jalur alternatif" bagi arus harmonisa agar tidak masuk ke sistem distribusi. Ketika sebuah orde harmonisa (misalnya orde ke-3 atau ke-5) diserap oleh filter, komponen arus

harmonis tersebut hilang dari spektrum total, sehingga arus harmonisa total berkurang. De La Rosa menyatakan bahwa besarnya arus harmonisa setelah mitigasi dapat dihitung dengan mengurangi kontribusi orde yang diserap filter dari total arus harmonisa.[14][11] [15]

### 1. Total Arus Harmonisa ( $I_{\text{harm}}$ )

$$I_{\text{harm}} = I_1 \times THDi$$

Dimana :

$I_{\text{harm}}$  = total komponen arus harmonisa (A)

$I_1$  = arus fundamental (A)

$THDi$  = persen distorsi arus total (dalam bentuk desimal)

Rumus ini digunakan dalam De La Rosa untuk mengonversi THDi menjadi besaran arus aktual.

### 2. Arus harmonisa baru setelah filter

$$I_{h,\text{new}} = \sqrt{I_{\text{harm}}^2 - (I_3^2 + I_5^2)}$$

Dimana :

$I_{h,\text{new}}$  = total arus harmonisa setelah filter bekerja

$I_{\text{harm}}$  = total arus harmonisa awal

$I_3$  = arus harmonisa orde ke-3

$I_5$  = arus harmonisa orde ke-5

De La Rosa menjelaskan bahwa jika orde ke-3 dan ke-5 diserap oleh LC tuned filter, maka dua komponen ini harus dikeluarkan dari penjumlahan kuadrat harmonisa total (*RMS combining rule*).

### 3. THD Baru (Setelah Filter)

$$HDi_{\text{baru}} = \frac{I_{h,\text{new}}}{I_1}$$

Dimana :

$THDi_{baru}$  = nilai THDi setelah mitigasi

$I_{h,new}$  = arus harmonisa tersisa setelah penyaringan

$I_1$  = arus fundamental

Rumus ini berasal dari definisi THD menurut IEEE dan digunakan juga oleh De La Rosa untuk menghitung distorsi arus residual.

#### 4. Persentase Penurunan Harmonisa

$$\% \text{Penurunan} = \frac{THD_{awal} - THD_{baru}}{THD_{awal}} \times 100\%$$

Keterangan :

- a. Menunjukkan efektivitas mitigasi
- b. Digunakan untuk menilai kinerja LC Filter, AHF, atau filter hybrid

Berdasarkan formulasi De La Rosa, proses penurunan harmonisa pada penelitian ini mengikuti prinsip bahwa arus harmonisa bersifat RMS, sehingga pengurangan komponen tertentu dilakukan melalui pendekatan kuadrat. Ketika filter pasif disetel pada orde tertentu, misalnya 3rd dan 5th, dua komponen ini tidak lagi berkontribusi terhadap total arus harmonisa, sehingga nilai THDi turun signifikan. Dengan menghitung arus harmonisa baru secara kuadrat, pendekatan ini memperhitungkan sifat vektor RMS dari komponen harmonisa. Hal ini penting karena harmonisa tidak dapat dijumlahkan secara aritmetika, tetapi harus melalui penjumlahan vektor RMS seperti yang dijelaskan De La Rosa pada Bab 1 dan Bab 9.

Dengan penerapan langkah-langkah mitigasi tersebut, diharapkan sistem kelistrikan laboratorium uji produk alat kesehatan dapat beroperasi dengan stabil, efisien, dan aman, tanpa mengganggu fungsi utama peralatan

elektromedis yang menuntut ketelitian dan kestabilan tinggi. Upaya ini juga menjadi bentuk kepatuhan terhadap standar kualitas daya listrik internasional, sekaligus mendukung keberlanjutan operasional laboratorium dalam menjamin mutu dan keselamatan pengujian alat kesehatan

#### **2.1.4. Power Quality Analyzer**

Power Quality Analyzer (PQA) merupakan instrumen pengukuran yang berfungsi untuk menganalisis kualitas daya listrik secara komprehensif pada suatu sistem kelistrikan. Alat ini mampu merekam berbagai parameter kelistrikan seperti tegangan, arus, daya aktif, daya reaktif, faktor daya, frekuensi, serta distorsi harmonisa yang terjadi pada jaringan listrik. PQA menjadi perangkat utama dalam evaluasi *power quality*, terutama di lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan yang menuntut kestabilan dan keandalan suplai daya. Dalam konteks laboratorium uji produk alat kesehatan, PQA digunakan untuk memantau kinerja sistem kelistrikan saat berbagai peralatan elektromedis diuji. Peralatan seperti *patient monitor*, *ECG*, *suction pump*, dan *oxygen concentrator* termasuk dalam kategori beban non-linear yang berpotensi menghasilkan harmonisa arus dan tegangan. PQA memungkinkan peneliti mengidentifikasi besarnya distorsi tersebut melalui parameter *Total Harmonic Distortion* (THD<sub>v</sub> dan THD<sub>i</sub>), serta membandingkannya dengan batas yang diatur oleh standar internasional seperti IEEE Std 519-2014. Secara teknis, PQA bekerja berdasarkan prinsip pengambilan sampel sinyal arus dan tegangan dengan metode *sampling* berkecepatan tinggi, kemudian menganalisis spektrum harmonik menggunakan algoritma *Fast Fourier Transform* (FFT). Hasil pengukuran biasanya ditampilkan dalam bentuk *waveform*,

*spectrum*, dan tabel numerik, yang memberikan gambaran mendetail mengenai komponen harmonisa tiap orde.

Penggunaan PQA di laboratorium uji produk alat kesehatan memiliki peran penting dalam menjamin mutu hasil pengujian. Dengan data yang dihasilkan, dapat dilakukan evaluasi terhadap efek harmonisa dari peralatan elektromedis terhadap sistem kelistrikan laboratorium. Selain itu, hasil analisis juga menjadi dasar untuk penerapan tindakan mitigasi, seperti penggunaan filter pasif atau aktif, guna menjaga kualitas daya sesuai standar dan mencegah gangguan terhadap alat ukur sensitif lainnya. Dengan demikian, Power Quality Analyzer tidak hanya berfungsi sebagai alat ukur, tetapi juga sebagai perangkat analisis yang mendukung penelitian, pengendalian mutu, serta peningkatan keandalan sistem tenaga listrik di lingkungan laboratorium pengujian alat kesehatan. [16]

#### **2.1.5. Parameter Pengukuran Kualitas Daya**

Parameter Pengukuran kualitas daya yang dilakukan untuk memperoleh karakteristik harmonisa dan sumber dominan harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis terkait kondisi tegangan, arus, dan distorsi harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis pada sistem kelistrikan di laboratorium. Total Harmonic Distortion (THD) merupakan salah satu parameter utama dalam pengukuran kualitas daya listrik, khususnya terkait fenomena harmonisa. Harmonisa terjadi akibat adanya komponen arus atau tegangan pada frekuensi kelipatan dari frekuensi fundamental (50 Hz atau 60 Hz), yang dihasilkan oleh beban non-linear seperti peralatan medis, inverter, dan sistem elektronika daya. Dalam konteks pengujian peralatan elektromedis di laboratorium uji alat kesehatan, parameter THD umumnya dikelompokkan menjadi dua kategori:

a. Total Harmonic Distortion of Current (THDi)

Pengukuran tingkat distorsi arus akibat harmonisa yang ditimbulkan oleh beban non-linear, dinyatakan sebagai persentase terhadap komponen arus fundamental. Total Harmonic Distortion of Current (THDi) menjadi indikator utama untuk mengetahui seberapa besar beban peralatan elektromedis mencemari jaringan dengan arus harmonisa. Hasil pengukuran langsung dengan alat ukur kualitas daya listrik (*Power Quality Analyzer*) dapat dibandingkan dengan hasil perhitungan dengan persamaan, dapat dilihat pada persamaan 2.1 :

Persamaan :

$$THD_I = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \times 100\% \quad (2.1)$$

Dimana

$I_n$  = Arus harmonisa orde ke-n

$I_1$  = Arus fundamental

b. Total Harmonic Distortion of Voltage (THDv)

Pengukuran distorsi tegangan akibat harmonisa, juga dinyatakan dalam persen terhadap komponen tegangan fundamental. THDv dipengaruhi oleh THDi dari beban dan impedansi sistem. Tegangan harmonisa yang tinggi dapat mengganggu kinerja peralatan sensitif. Hasil pengukuran langsung dengan alat ukur kualitas daya listrik (*Power Quality Analyzer*) dapat dibandingkan dengan hasil perhitungan dengan persamaan, dapat dilihat pada persamaan 2.2 :

Persamaan :

$$THD_V = \frac{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + V_4^2 + \dots + V_n^2}}{V_1} \times 100\% \quad (2.2)$$

Dimana:

$V_n$  = Tegangan harmonisa orde ke-n

$V_1$  = Tegangan fundamental

c. Karakteristik Harmonisa Tegangan dan Arus

Harmonisa pada sistem tenaga listrik muncul akibat penggunaan beban non-linear, yaitu beban yang menarik arus tidak sebanding dengan tegangan yang diberikan. Distorsi harmonisa umumnya dinyatakan dalam bentuk Total Harmonic Distortion untuk tegangan (THDv) dan arus (THDi).

THDv menunjukkan tingkat distorsi bentuk gelombang tegangan akibat komponen harmonisa, sedangkan THDi menunjukkan tingkat distorsi arus yang dihasilkan oleh beban non-linear. Secara matematis, hubungan antara harmonisa arus dan tegangan dapat dinyatakan dalam Persamaan:

$$V_h = Z_{sistem} \times I_h$$

Dimana :

$V_h$  = Tegangan harmonisa orde ke-h (Volt)

$Z_{sistem}$  = Impedansi sistem pada frekuensi harmonisa orde ke-h (Ohm)

$I_h$  = Arus harmonisa orde ke-h yang dihasilkan oleh beban non-linear  
(Ampere)

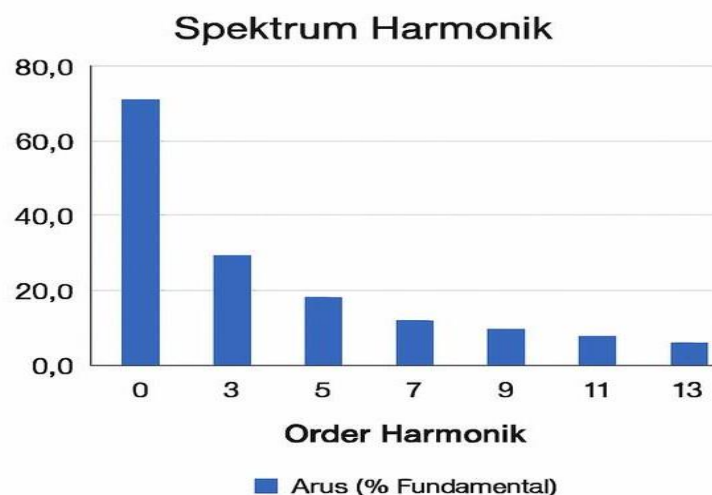
Persamaan tersebut menunjukkan bahwa besar kecilnya tegangan harmonisa dipengaruhi oleh arus harmonisa dan impedansi sistem. Pada sistem dengan impedansi sumber yang rendah, arus harmonisa yang besar tidak selalu menyebabkan distorsi tegangan yang signifikan. Akibatnya, nilai THDi dapat tinggi sementara THDv tetap rendah.

Menurut De La Rosa (2006), kondisi ini umum terjadi pada peralatan berbasis elektronika daya, termasuk peralatan elektromedis, yang bertindak sebagai

sumber harmonisa arus. Sejalan dengan hal tersebut, IEEE Std 519-2014 menekankan pengendalian arus harmonisa yang disuntikkan ke sistem untuk mencegah terjadinya distorsi tegangan berlebih pada titik sambung bersama.

c. Spektrum harmonik (harmonic spectrum)

Representasi grafik dari amplitudo masing-masing komponen harmonisa arus dan tegangan terhadap frekuensi orde harmonik-nya. Spektrum ini memberikan informasi penting mengenai dominasi orde harmonisa (misalnya orde ke-3, ke-5, ke-7) yang dihasilkan oleh peralatan. Spektrum harmonik membantu menganalisis Orde harmonisa dominan dan Sumber harmonisa spesifik (berdasarkan pola orde-nya). Visual Spektrum Harmonik biasanya ditampilkan dalam bentuk diagram batang (bar chart) dengan sumbu X menunjukkan orde harmonisa ( $h = 3, 5, 7, \text{dst.}$ ) dan sumbu Y menunjukkan amplitudo (dalam % fundamental) dapat dilihat pada Gambar 2.5.



Gambar 2.6. Diagram Spektrum Harmonik[13]

d. Standar Kualitas Daya Listrik

Standar kualitas daya Listrik pada penelitian ini menggunakan standar Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE Std 519-2014), yang memberikan

pedoman dan batasan terkait tingkat distorsi harmonisa (harmonic distortion) yang diizinkan dalam sistem tenaga listrik. Standar ini dirancang untuk mengontrol harmonisa arus dan tegangan yang dihasilkan oleh beban non-linear agar tidak menyebabkan gangguan terhadap keandalan, efisiensi, dan keselamatan sistem tenaga listrik maupun peralatan yang terhubung ke jaringan. IEEE Std 519-2014 menetapkan batas maksimum Total Harmonic Distortion (THD) dan individual harmonic distortion baik pada sisi pengguna (customer) maupun utilitas (utility).

#### 1. Point of Common Coupling (PCC)

Point of Common Coupling (PCC) didefinisikan sebagai titik pada sistem tenaga listrik di mana suatu beban atau kelompok beban terhubung ke sistem distribusi bersama yang juga melayani beban lainnya. Dalam analisis harmonisa, PCC memiliki peran penting karena IEEE Std 519 Tahun 2014 menetapkan bahwa batas distorsi harmonisa arus dan tegangan dievaluasi pada titik ini, bukan pada terminal peralatan individual. Penetapan batas pada PCC dimaksudkan untuk menilai dampak harmonisa terhadap kualitas daya sistem secara keseluruhan, mengingat arus harmonisa yang dihasilkan oleh beban non-linear akan berinteraksi dengan impedansi jaringan dan berpotensi memengaruhi beban lain yang terhubung. Dalam penelitian ini, PCC ditetapkan pada panel distribusi laboratorium uji produk alat kesehatan sebagai titik sambung bersama seluruh peralatan elektromedis dengan sistem distribusi gedung, sehingga evaluasi distorsi harmonisa dapat merepresentasikan kondisi sistem kelistrikan secara komprehensif.

## 2. Batas Distorsi Harmonisa Arus (THDi)

Batas THDi memiliki batas berdasarkan nilai perbandingan dengan rumus  $I_{sc}/I_L$ , yaitu antara ( $I_{sc}$ ) arus hubung singkat pada PCC (Point of Common  $IL$  Coupling) dengan ( $I_L$ ) arus beban maksimum. Batas THDi dilihat berdasarkan persentase orde THDi berdasarkan IEEE 519 Tahun 2014 ditunjukkan pada Tabel 2.2.:

Tabel 2.2. Standar Distorsi Harmonisa Arus

Maximum Harmonic Current distorsi in present of $I_L$						
Maximum harmonic order (odd harmonic)						
120 V – 69 kV						
$I_{sc}/I_L$	$3 \leq h < 11$	$11 \leq h < 17$	$17 \leq h < 23$	$23 \leq h < 35$	$35 \leq h < 50$	THD (%)
< 20	4,0	2,0	1,5	0,6	0,3	5,0
20<50	7,0	3,5	2,5	1,0	0,5	8,0
50<100	10,0	4,5	4,0	1,5	0,7	12,0
100<1000	12,0	5,5	5,0	2,0	1,0	15,0
> 1000	15,0	7,0	6,0	2,5	1,4	20,0

## 3. Batas Distorsi Harmonisa Tegangan (THDv)

Batas harmonisa tegangan ditentukan dari besarnya tegangan yang bekerja pada sistem. Batas distorsi tegangan yang diakibatkan harmonisa berdasarkan IEEE 519-2014 ditunjukkan pada Tabel 2.3:

Tabel 2.3. Standar Harmonisa Distorsi Tegangan

Bus Voltage V	Individual Harmonic (%)	Total Harmonic Distortion (%)
$V \leq 1.0$ kV	5.0	8,0
$1$ kV < $V \leq 69$ kV	3.0	5,0
$69$ kV < $V \leq 161$ kV	1.5	2,5
$161$ Kv < V	1.0	1.5

Parameter-parameter utama yang digunakan untuk menilai kualitas daya listrik dalam suatu sistem distribusi, khususnya di lingkungan yang memerlukan kestabilan dan keandalan tinggi seperti laboratorium alat kesehatan. Parameter

tersebut meliputi tegangan, frekuensi, fluktuasi tegangan (THD<sub>v</sub>), serta arus harmonik yang diukur melalui indeks keparahan flicker (Pst) dan Total Harmonic Distortion of Current (THDi/THDT), ditunjukkan pada Tabel 2.4 :

Tabel 2.4. Parameter Utama

Parameter	Sub Parameter	Batas Standar
Tegangan	Naik/Turun	$\pm 5\%$
Frekuensi	Frekuensi	$\pm 1\%$
Voltage Fluktuasi	THD <sub>v</sub>	$\leq 8$
Arus Harmonik	Pst	$\leq 1.0$
Arus Harmonik	THDi	$\leq 15\%$

Standar batas toleransi naik/turun tegangan ditetapkan sebesar  $\pm 5\%$  dari tegangan nominal, sedangkan frekuensi sistem harus dijaga agar penyimpangannya tidak melebihi  $\pm 1\%$  dari nilai nominal (50 Hz). Untuk distorsi harmonisa tegangan (THD<sub>v</sub>), batas maksimum yang diperbolehkan adalah  $\leq 8\%$  guna menghindari dampak negatif seperti overheating peralatan dan interferensi elektromagnetik. Selain itu, tingkat keparahan flicker jangka pendek (Pst) dibatasi  $\leq 1.0$  agar tidak menimbulkan gangguan visual dan kenyamanan bagi pengguna. Sementara itu, batas maksimum distorsi harmonisa arus (THDi) ditetapkan  $\leq 15\%$  untuk memastikan arus harmonik tidak mengganggu stabilitas sistem, menjaga faktor daya, serta meminimalkan risiko kerusakan peralatan listrik, khususnya peralatan elektromedis yang sensitif.[2], [15]

#### 2.1.6. Teknik Pengukuran dan Analisis Harmonisa

Teknik pengukuran dan analisis harmonisa menguraikan metodologi yang

digunakan dalam pengumpulan dan analisis data harmonisa yang dihasilkan oleh peralatan elektromedis. Berikut teknik pengukuran dan analisa yang dapat dilakukan :

a. Instrumen Pengukuran

Dalam penelitian ini menggunakan instrument Power Quality Analyzer (PQA) Hioki PQ3198, yang merupakan instrumen kunci yang digunakan untuk merekam berbagai parameter kualitas daya secara simultan. Alat ini berfungsi sebagai alat perekam utama karena kemampuannya dalam mengukur dan secara otomatis menghitung nilai Total Harmonic Distortion (THD), spektrum harmonik, dan holding time. Spesifikasi teknis dari Hioki PQ3198 yang relevan dengan penelitian ini mencakup kemampuan merekam hingga orde harmonisa ke-40, akurasi pengukuran yang tinggi, dan sensor arus tipe fleksibel untuk kemudahan instalasi.

b. Teknik pengukuran dan analisis data

Tahap ini mencakup proses pengolahan data hasil pengukuran harmonisa arus (THD-I) dan tegangan (THD-V) yang diperoleh dari Power Quality Analyzer (PQA) Hioki PW3198, baik secara masing-masing perlatan maupun secara bersamaan. Data yang diperoleh akan dianalisis dan dibandingkan dengan standar kualitas daya internasional (IEEE 519-2014) untuk menarik kesimpulan terkait pengaruh harmonisa peralatan elektromedis terhadap sistem kelistrikan laboratorium.

1. Pengukuran peralatan elektromedis secara masing-masing peralatan

Pengukuran dilakukan dengan mengoperasikan masing-masing peralatan elektromedis secara terpisah guna mengetahui karakteristik harmonisa spesifik yang ditimbulkan oleh tiap peralatan. Parameter yang diukur adalah

sebagai berikut :

- a. THD-I (%) → Distorsi harmonisa arus input.
- b. THD-V (%) → Distorsi harmonisa tegangan pada terminal suplai.
- c. Magnitudo harmonisa setiap peralatan ( $I_3$ ,  $I_5$ ,  $I_7$ , dst.), besaran arus harmonisa pada orde tertentu. Tujuan dari pengukuran ini untuk mengidentifikasi orde harmonisa dominan tiap peralatan, menentukan peralatan dengan THD-I tertinggi sebagai sumber dominan harmonisa arus dan menganalisis kontribusi tiap peralatan terhadap distorsi tegangan (THD-V) pada sistem distribusi.

## 2. Pengukuran peralatan elektromedis secara gabungan peralatan

Pengukuran ini dilakukan dengan mengoperasikan beberapa peralatan elektromedis secara bersamaan untuk merepresentasikan kondisi beban nyata di laboratorium uji produk. Parameter yang diukur adalah sebagai berikut:

- a. THD-I (%) → Distorsi harmonisa arus gabungan beban.
- b. THD-V (%) → Distorsi tegangan pada titik distribusi saat beban penuh.
- c. Spektrum harmonisa gabungan ( $I_h$  total) Identifikasi resonansi harmonisa dan penjumlahan harmonisa antar beban. Tujuan dari pengukuran ini yaitu
- d. untuk menilai seberapa besar peningkatan THD-I dan THD-V saat beban dioperasikan bersamaan, mengamati efek interaksi harmonisa antar peralatan (resonansi, penjumlahan harmonisa) dan Evaluasi apakah sistem kelistrikan laboratorium masih memenuhi batas aman IEEE 519-2014 dalam kondisi beban penuh.

## 3. Pengolahan Data dengan Microsoft Excel

Data hasil pengukuran dari Hioki PW3198 akan diekspor dalam format .CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel. Tahapan pengolahan meliputi:

- a. Menyusun tabel data THD-I dan THD-V untuk masing-masing peralatan dan Peralatan gabungan.
- b. Menghitung rata-rata THD-I dan THD-V dari data pengukuran.
- c. Menyusun magnitudo harmonisa dominan (orde ke-n) per peralatan.
- d. Membuat grafik spektrum harmonisa tegangan untuk visualisasi perbandingan antar alat.
- e. Membandingkan THD-I setiap peralatan dengan THD-I beban gabungan.

4. Perbandingan dengan Standar Kualitas Daya (IEEE 519-2014)

Data hasil pengolahan THD-I dan THD-V akan dibandingkan dengan batasan yang ditetapkan dalam standar IEEE 519-2014:

- a.  $\text{THD-V} \leq 8\%$  pada level distribusi tegangan rendah.
- b.  $\text{THD-I} \leq 15\%$  dibandingkan dengan batas harmonisa individu dan THD-I total berdasarkan rasio  $I_{sc}/I_L$ .

Tujuan Perbandingan dengan Standar Kualitas Daya (IEEE 519-2014) menilai apakah harmonisa yang dihasilkan oleh masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan memiliki beban yang melampaui ambang batas, mengidentifikasi peralatan dengan kontribusi harmonisa terbesar terhadap pelanggaran standar.

5. Perbandingan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan. Perbandingan ini bertujuan membandingkan nilai Total Harmonic Distortion (THD<sub>v</sub> dan THD<sub>i</sub>) serta orde harmonisa dominan yang timbul ketika setiap peralatan elektromedis diukur pada setiap peralatan dan ketika semua peralatan dioperasikan secara bersamaan pada sistem

kelistrikan laboratorium uji produk alat kesehatan. Hal ini dilakukan untuk menilai perubahan pola harmonisa dominan, arah pergeseran amplitudo, serta pengaruh interaksi antar beban non-linear terhadap kualitas daya sistem.

#### **2.1.7. Studi Terdahulu Terkait Harmonisa Peralatan Elektromedis**

Studi terdahulu terkait harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis telah dilakukan oleh beberapa peneliti baik di lingkup nasional maupun internasional. Studi-studi terdahulu ini memberikan gambaran mengenai karakteristik harmonisa dari peralatan medis, metode pengukuran, hingga dampaknya terhadap kualitas daya listrik. Berikut adalah beberapa penelitian yang relevan:

##### **1. Studi Harmonisa di Lingkungan Rumah Sakit**

Penelitian yang dilakukan oleh Santoso (2018) di salah satu rumah sakit di Indonesia menunjukkan bahwa peralatan elektromedis seperti ventilator, suction pump, dan patient monitor menghasilkan harmonisa arus dominan pada orde ke-3 dan ke-5. Penggunaan peralatan secara simultan meningkatkan nilai Total Harmonic Distortion Current (THDi) hingga 18%, melebihi batas IEEE 519-1992 untuk fasilitas layanan kesehatan.[18]

##### **2. Studi Harmonisa di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan**

Penelitian oleh Bollen (2014) di laboratorium uji produk menunjukkan bahwa peralatan elektromedis yang diuji (infant incubator, oxygen concentrator, climatic chamber) menghasilkan profil harmonisa yang berbeda tergantung karakteristik beban non-linear internalnya. THDi tertinggi tercatat pada oxygen concentrator sebesar 25%, dengan dominasi harmonisa orde ke-3 dan ke-7. Studi tersebut menegaskan pentingnya pengujian harmonisa sebelum peralatan dipasarkan.[19]

## 2.2. Kajian Penelitian yang Relevan

Penelitian mengenai analisis harmonisa arus dan tegangan pada sistem kelistrikan, khususnya pada peralatan kesehatan, telah banyak dilakukan sebelumnya. Adamu et al. (2014) menilai harmonisa pada peralatan diagnosis medis menggunakan Power Quality Analyzer dan menemukan bahwa THD melebihi batas IEEE 519. Melalui pemodelan MATLAB/Simulink, mereka menunjukkan bahwa *shunt active filter* berbasis kontrol fuzzy efektif menurunkan distorsi harmonisa. Namun, penelitian ini hanya berfokus pada peralatan radiologi dan belum mencakup beragam peralatan elektromedis lainnya.[20]

Ambagapuri (2020) dalam penelitiannya melakukan pengukuran nilai harmonisa arus dan tegangan pada beberapa peralatan medis, seperti Echo Cardiag, Suction Apparatus, dan Infant Incubator, dengan menggunakan alat ukur Fluke 43B. Hasil pengukuran menunjukkan bahwa nilai total harmonisa arus (THDi) tertinggi terdapat pada alat Echo Cardiag sebesar 33,7%, sedangkan nilai total harmonisa tegangan (THDv) masih berada di bawah ambang batas yang ditetapkan IEEE 519-2014. Penelitian ini juga melakukan simulasi menggunakan MATLAB Simulink untuk memvalidasi hasil pengukuran.[21]

Geohera (2021) melakukan analisis kandungan harmonisa arus dan tegangan pada fasilitas Asri Medical Center (AMC) Yogyakarta melalui pengukuran langsung menggunakan power analyzer. Hasilnya menunjukkan bahwa beberapa peralatan dan titik instalasi menghasilkan nilai THD yang melampaui batas rekomendasi IEEE 519, sehingga berpotensi mengganggu stabilitas sistem tenaga rumah sakit. Meskipun memberikan gambaran harmonisa pada level instalasi bangunan, penelitian ini belum mengidentifikasi kontribusi harmonisa dari masing-masing peralatan elektromedis secara terpisah.[22]

Hartungi dan Jiang (2010) mengevaluasi kualitas daya listrik di fasilitas kesehatan dengan fokus pada distorsi harmonisa yang ditimbulkan oleh berbagai peralatan medis modern. Melalui audit kualitas daya dan pengukuran lapangan, penelitian ini menemukan bahwa beban non-linear seperti monitor, perangkat gambar medis, dan sistem elektronik pendukung meningkatkan THD pada beberapa titik distribusi. Namun, kajian ini tidak menelusuri karakteristik harmonisa dari masing-masing peralatan secara individual, sehingga belum menunjukkan kontribusi harmonisa spesifik tiap perangkat.[23]

Mirus (2020) membahas sumber harmonisa pada fasilitas medis modern, termasuk peralatan elektromedis, UPS, komputer, dan sistem HVAC berbasis VSD. Studi teknis ini menunjukkan bahwa distorsi harmonisa di rumah sakit dapat meningkat signifikan ketika banyak beban non-linear beroperasi bersamaan. Simulasi mitigasi menggunakan *wide-spectrum harmonic filters* terbukti efektif menurunkan THDi pada titik beban utama. Namun, penelitian ini tidak memberikan pengukuran langsung pada peralatan elektromedis individual, melainkan fokus pada sistem dan skenario mitigasi.[24]

Nugroho (2022) melakukan karakterisasi harmonisa pada Suction Pump dan Incubator menggunakan pengukuran lapangan dan simulasi MATLAB. Hasil penelitian menunjukkan adanya harmonisa dominan pada orde ke-3, ke-5, dan ke-7, namun analisis tidak membandingkan nilai distorsi terhadap batas standar IEEE 519 maupun IEC 61000 secara sistematis. Selain itu, cakupan peralatan masih terbatas pada dua perangkat sehingga belum memberikan gambaran menyeluruh mengenai variasi karakteristik harmonisa antar peralatan elektromedis. [25]

Ringkasan penelitian terdahulu mengenai analisis harmonisa arus dan tegangan untuk mengetahui kebaruan penelitian ini, dapat dilihat pada Tabel 2.5.

Tabel 2.5. Ringkasan studi terdahulu mengenai analisis harmonisa arus dan tegangan pada peralatan kesehatan

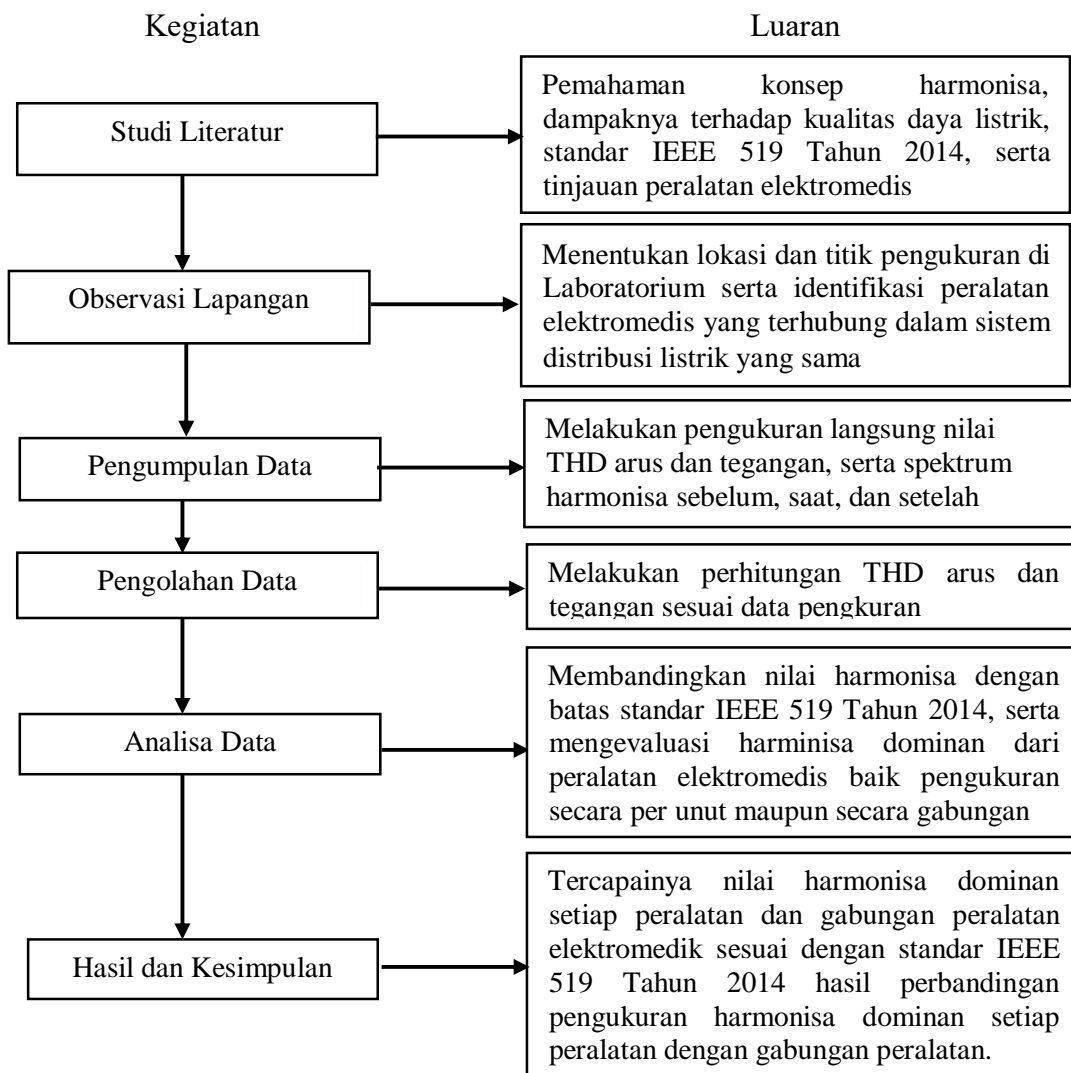
No	Peneliti (Tahun)	Fokus Penelitian	Metode Penelitian	Gap Penelitian	Kebaruan Penelitian
1	Adamu et al. (2014)	Penilaian harmonisa pada peralatan diagnosis medis	PQA + simulasi MATLAB	Tidak menganalisis harmonisa pada banyak peralatan elektromedis	Memberikan dasar identifikasi harmonisa perangkat medis, namun tesis ini memperluasnya dengan karakterisasi berbagai peralatan elektromedis di laboratorium uji secara terukur.
2	Ambagapuri (2020)	Analisis harmonisa Echo Cardiag, Suction Apparatus, Incubator	Fluke 43B + MATLAB	Tidak menilai dampak harmonisa pada panel	Mengembangkan kajian ini dengan mengukur lebih banyak peralatan elektromedis dan menganalisis kontribusi harmonisa secara individual dan gabungan di lingkungan laboratorium uji.
3	Geohera (2021)	Harmonisa pada gedung AMC Yogyakarta	Power Analyzer	Tidak memetakan kontribusi harmonisa tiap peralatan	Menawarkan kebaruan berupa pemetaan sumber harmonisa peralatan elektromedis secara spesifik, bukan hanya level instalasi bangunan.
4	Hartungi & Jiang (2010)	Kualitas daya fasilitas kesehatan	Audit kualitas daya	Tidak membahas profil harmonisa peralatan medis	Memperbarui fokus dengan analisis langsung harmonisa peralatan elektromedis secara detail dan terstandar IEEE/IEC.
5	Mirus (2020)	Harmonisa pada fasilitas medis modern	Studi teknis & simulasi	Tidak fokus pada peralatan elektromedis kecil	Analisis empiris langsung pada peralatan elektromedis laboratorium uji, termasuk profil harmonisa spesifik tiap perangkat.
6	Nugroho (2022)	Harmonisa Suction Pump & Incubator	Pengukuran + MATLAB	Tidak membandingkan dengan standar IEEE/IEC	Memperluas cakupan peralatan, melakukan verifikasi terhadap standar IEEE 519 & IEC 61000, serta membandingkan harmonisa masing-masing peralatan dan gabungan peralatan

Berdasarkan telaah terhadap berbagai penelitian sebelumnya, analisis harmonisa pada peralatan medis umumnya masih terbatas pada pengukuran masing-masing peralatan, tanpa memperhatikan interaksi antar beban non-linear dalam satu sistem distribusi tenaga. Sebagian besar penelitian dilakukan di lingkungan rumah sakit, bukan pada laboratorium uji produk alat kesehatan yang memiliki karakteristik beban berbeda. Selain itu, belum banyak studi yang membandingkan hasil pengukuran dengan standar internasional seperti IEEE 519 Tahun 2014 secara menyeluruh.

Kebaruan penelitian ini terletak pada analisis harmonisa secara integratif terhadap berbagai peralatan elektromedis di laboratorium uji produk alat kesehatan, baik secara masing-masing peralatan maupun secara gabungan peralatan, dengan evaluasi hasil pengukuran THDi dan THDv mengacu pada standar IEEE 519-2014. Penelitian ini juga menyajikan data eksperimental aktual menggunakan Power Quality Analyzer, sehingga memberikan gambaran komprehensif tentang kondisi kualitas daya listrik di laboratorium serta menjadi dasar teknis untuk pengendalian dan mitigasi harmonisa.

### **2.3. Kerangka berfikir /Konseptual**

Untuk membantu dalam penyusunan penelitian ini, maka disusun kerangka berpikir yang menjelaskan tahapan-tahapan penelitian secara sistematis. Kerangka ini mencerminkan langkah-langkah logis dalam penyelesaian permasalahan yang diteliti, mulai dari studi literatur hingga tahap analisis data. Adapun kerangka berpikir tersebut dapat dijelaskan dalam bentuk Gambar 2.6.:



Gambar 2.7. Kerangka berfikir /Konseptual

### 2.3.1. Alur Proses Penelitian Analisis Harmonisa Peralatan Elektromedis

Pada penelitian ini, proses analisis harmonisa dilakukan secara sistematis melalui beberapa tahapan yang terstruktur. Tahapan tersebut dirancang untuk memastikan akurasi hasil pengukuran, validitas perbandingan dengan standar, serta relevansi rekomendasi mitigasi harmonisa terhadap kondisi nyata di laboratorium uji produk alat kesehatan. Berikut uraian rinci alur penelitian yang digunakan:

#### 1. Identifikasi peralatan elektromedis

Identifikasi dilakukan untuk menentukan karakteristik beban dan potensi

pembangkitan harmonisa dari setiap peralatan elektromedis yang digunakan dalam penelitian. Pengelompokan didasarkan pada, jenis catu daya, dan perkiraan sumber harmonisa dari komponen internal seperti SMPS, motor induksi, dan pengatur pemanas. Informasi ini menjadi dasar untuk menentukan metode pengukuran harmonisa pada tahap selanjutnya.

## 2. Studi literatur dan pemahaman teoretis

Studi literatur dalam penelitian ini dilakukan untuk membangun dasar teoretis yang komprehensif mengenai fenomena harmonisa pada sistem tenaga listrik, khususnya yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis. Harmonisa merupakan komponen arus atau tegangan yang frekuensinya merupakan kelipatan dari frekuensi fundamental akibat adanya beban non-linear, yang menyebabkan bentuk gelombang terdistorsi (Dugan et al., 2012; Santoso, 2011; Bollen, 1999). Distorsi ini umum dijumpai pada sistem tenaga modern karena banyak peralatan menggunakan komponen elektronik daya seperti switch mode power supply (SMPS), penyearah (rectifier), inverter, dan motor penggerak kecil.[6]

Sumber pembangkit harmonisa pada peralatan elektromedis berasal dari rangkaian elektronik yang melakukan proses switching cepat. De La Rosa (2006) dan Arrillaga & Watson (2003) menjelaskan bahwa perangkat berbasis SMPS menghasilkan harmonisa dominan pada orde 3, 5, 7, dan orde lebih tinggi. Temuan ini sejalan dengan penelitian Ambagapuri (2020), Widodo & Sugiharto (2019), serta Prakash & Singh (2017), yang menunjukkan bahwa Suction Pump, Monitor Pasien, ECG, Oxygen Concentrator, dan Incubator memiliki karakteristik arus terdistorsi akibat penggunaan rangkaian elektronik daya.[26]

[27][28]

Dampak harmonisa terhadap sistem tenaga meliputi peningkatan rugi-rugi, pemanasan transformator, gangguan pada sensor dan peralatan sensitif, dan potensi kegagalan operasi (Grady & Santoso, 2001; Mirus International, 2020). Dalam lingkungan medis, hal ini berimplikasi langsung pada keandalan peralatan kritis, termasuk perangkat pemantauan pasien dan sistem pendukung kehidupan. Oleh karena itu, pemahaman tentang profil harmonisa tiap peralatan menjadi penting, khususnya dalam konteks laboratorium uji produk alat kesehatan yang memerlukan stabilitas sumber daya tinggi.[29]

Evaluasi kualitas daya dalam penelitian ini mengacu pada IEEE Std 519-2014 sebagai standar utama batas THDi dan THDv. Selain itu, standar IEC 61000-4-7 memberikan pedoman metode perhitungan harmonisa, sedangkan IEC 61000-4-30 menetapkan persyaratan pengukuran, kelas akurasi, dan prosedur sampling. Kehadiran standar ini memastikan bahwa analisis harmonisa dilakukan secara terkalibrasi dan dapat dipertanggungjawabkan secara ilmiah.[30][2]

Metode pengukuran dalam penelitian ini menggunakan Power Quality Analyzer (PQA) seperti Hioki PQ3198, yang mampu melakukan akuisisi data berbasis FFT sesuai standar IEC. Teknik ini lazim digunakan dalam penelitian harmonisa peralatan medis (Adamu et al., 2014; Sharma et al., 2018; Hartungi & Jiang, 2010), yang mengharuskan pengukuran arus dan tegangan secara real-time untuk memperoleh spektrum harmonisa yang akurat.

Penelitian oleh Marchtindra, Atmam, dan Zondra (2021) menegaskan pentingnya strategi mitigasi harmonisa dalam sistem tenaga yang menggunakan beban non-linear. Melalui studi pada *Variable Speed Drive* (VSD) yang

mengoperasikan motor *Electrical Submersible Pump*, mereka menunjukkan bahwa proses switching pada VSD menghasilkan harmonisa dominan orde ke-5 dan ke-7. Penelitian tersebut juga membuktikan bahwa penerapan filter pasif single-tuned mampu menurunkan nilai THD secara signifikan sehingga kualitas daya dapat kembali memenuhi batas standar. Temuan ini relevan untuk lingkungan peralatan elektromedis, karena beberapa perangkat medis juga memiliki karakteristik beban non-linear yang serupa, sehingga teknik mitigasi berbasis filter pasif dapat menjadi acuan dalam pengendalian harmonisa pada laboratorium uji peralatan kesehatan.[6]

Dengan demikian, studi literatur dan pemahaman teoretis yang disusun ini memberikan dasar yang kuat untuk analisis harmonisa pada peralatan elektromedis, baik dari aspek teori pembangkitan harmonisa, standar evaluasi kualitas daya, maupun teknik pengukurannya. Kerangka ini mendukung tujuan penelitian dalam mengidentifikasi pola harmonisa peralatan, membandingkan nilai THD terhadap standar, serta mengevaluasi kontribusi harmonisa pada lingkungan laboratorium uji.

### 3. Pengumpulan data pengukuran

Pengukuran distorsi harmonisa dilakukan secara langsung pada peralatan dalam dua kondisi pengoperasian. Pengukuran masing-masing peralatan secara terpisah dan pengukuran kombinasi pengoperasian beberapa peralatan secara bersamaan. Data yang dikumpulkan meliputi:

- a. Total Harmonic Distortion Arus (THDi)
- b. Total Harmonic Tegangan (THDv)
- c. Spektrum harmonisa orde ke-n ( $n = 3, 5, 7, \text{dst.}$ ).

#### 4. Pengolahan dan analisis data

Data hasil pengukuran diekstrak ke dalam format CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel untuk:

- a. Membuat tabel rekap nilai THDi, THDv, dan amplitudo harmonisa per orde.
- b. Membandingkan nilai distorsi antar peralatan.
- c. Menganalisis pengaruh pengoperasian simultan terhadap kenaikan distorsi harmonisa.

#### 5. Evaluasi kepatuhan terhadap standar

Hasil analisis dibandingkan dengan batas ambang harmonisa berdasarkan IEEE Std 519-2014 kategori General System ( $\leq 5\%$  THDv,  $\leq 8\%$  THDi untuk tegangan  $\leq 69$  kV). Peralatan atau kombinasi peralatan yang melebihi batas tersebut dikategorikan sebagai sumber gangguan harmonisa signifikan.

#### 6. Perbandingan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan

#### 7. Penarikan Kesimpulan

Langkah akhir adalah penyusunan kesimpulan terkait:

- a. Identifikasi peralatan dominan penghasil harmonisa.
- c. Perbedaan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan.

### 2.4. Hipotesis

Berdasarkan tinjauan pustaka dan kerangka berpikir yang telah disusun, hipotesis yang dapat diajukan dalam penelitian ini adalah:

1. Peralatan elektromedik di laboratorium uji produk alat kesehatan menghasilkan harmonisa yang signifikan, ditunjukkan oleh nilai Total Harmonic Distortion (THD) yang melebihi batas standar yang ditetapkan oleh IEEE 519-2014.
2. Terdapat hubungan positif antara kompleksitas peralatan elektromedik dan tingkat THD yang dihasilkan dalam sistem kelistrikan laboratorium.
3. Asumsi bahwa peralatan elektromedik, yang umumnya merupakan beban non-linier, cenderung menghasilkan distorsi harmonisa yang signifikan. Penelitian sebelumnya menunjukkan bahwa beban non-linier seperti peralatan elektronik dapat menyebabkan peningkatan THD yang melebihi batas standar.
4. Hipotesis kedua berangkat dari pemikiran bahwa semakin kompleks peralatan elektromedik, terutama yang menggunakan komponen elektronik canggih, semakin besar kemungkinan menghasilkan harmonisa yang lebih tinggi. Hal ini sejalan dengan temuan yang menunjukkan bahwa peralatan dengan komponen semi konduktor cenderung meningkatkan distorsi harmonisa dalam sistem kelistrikan.

Pengujian terhadap hipotesis-hipotesis ini akan memberikan pemahaman yang lebih mendalam mengenai pengaruh peralatan elektromedik terhadap kualitas daya harmonisa di laboratorium uji produk alat kesehatan.

## **BAB 3 METODE PENELITIAN**

### **3.1. Pendekatan Penelitian**

Penelitian ini menggunakan pendekatan kuantitatif dengan metode eksperimen. Data kuantitatif mengenai kualitas daya listrik dan harmonisa akan diperoleh melalui pengukuran langsung menggunakan Power Quality Analyzer (PQA). Hasil pengukuran tersebut akan dianalisis untuk menentukan pengaruh peralatan elektromedik terhadap kualitas daya harmonisa di laboratorium uji produk alat kesehatan.

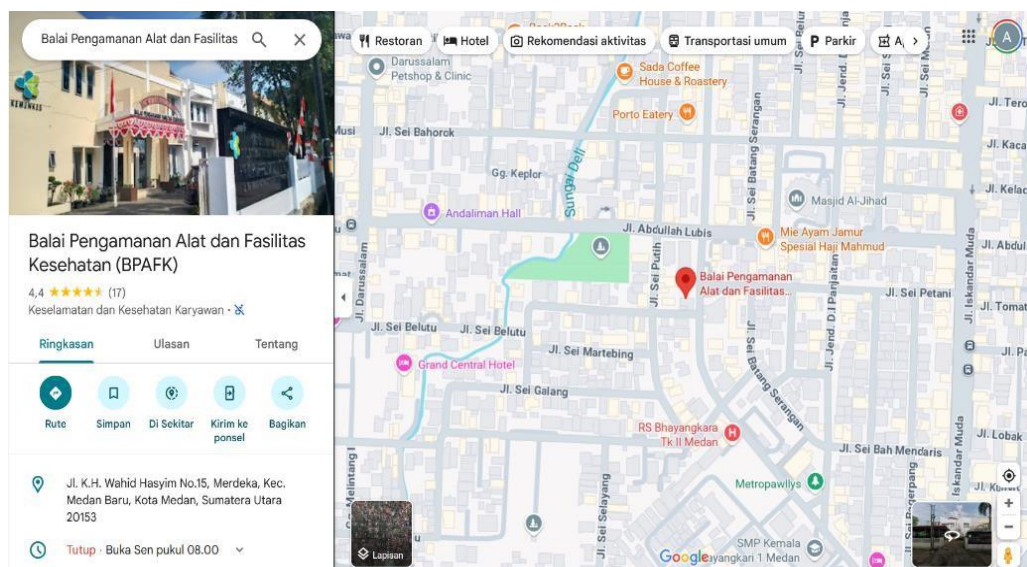
### **3.2. Tempat dan Waktu Penelitian**

Penelitian dilakukan di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan di Balai Pengamanan Alat dan Fasilitas Kesehatan Medan. Penelitian akan dilaksanakan selama 2 Bulan, mulai dari 10 Agustus 2025 sampai dengan 10 Oktober 2025.

Tempat dan lokasi Penelitian dapat dilihat pada Gambar 3.1. dan 3.2.:



Gambar 3.1. Tempat penelitian (Gedung BPAFK Medan)



Gambar 3.2. Lokasi penelitian (BPAFK Medan)

### 3.3. Populasi dan Sampel

Populasi dan sampel penelitian merupakan peralatan elektromedis yang digunakan di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan

#### 1. Populasi

Populasi dalam penelitian ini adalah seluruh peralatan elektromedis yang digunakan di laboratorium uji produk alat kesehatan. Adapun populasi penelitian terdiri dari 9 jenis peralatan elektromedis, yaitu:

1. Electrocardiograph (ECG)
2. Patient Monitor
3. Suction Pump
4. Oxygen Concentrator
5. Climatic Chamber
6. Infant Incubator
7. Infant Warmer
8. Cardiotocography

## 9. Pulse Oxymeter

### 2. Sampel

Pemilihan sampel dilakukan dengan menggunakan teknik purposive sampling, yaitu metode pengambilan sampel secara sengaja berdasarkan kriteria tertentu yang sesuai dengan tujuan penelitian. Adapun sampel penelitian terdiri dari 6 jenis peralatan elektromedis, yaitu :

1. Electrocardiograph (ECG)
2. Patient Monitor
3. Suction Pump
4. Oxygen Concentrator
5. Climatic Chamber
6. Infant Incubator

Kriteria pemilihan sampel dalam penelitian ini meliputi:

- a. Peralatan yang paling sering digunakan dalam proses pengujian produk alat kesehatan di laboratorium.
- b. Karakteristik beban non-linear signifikan, seperti peralatan yang menggunakan catu daya switching, inverter, atau rangkaian elektronika daya.
- c. Potensi menghasilkan harmonisa tinggi, berdasarkan spesifikasi teknis pabrikan dan hasil kajian literatur terkait karakteristik beban elektromedis.

Dengan demikian, keenam jenis peralatan tersebut dipilih sebagai sampel penelitian karena dianggap mewakili berbagai karakteristik sumber harmonisa arus dan tegangan yang umum dijumpai pada peralatan elektromedis di laboratorium uji produk alat kesehatan.

### **3.4. Definisi operasional variabel penelitian**

Definisi operasional variabel penelitian menjelaskan makna setiap variabel yang digunakan, bagaimana variabel tersebut diukur, serta satuan dan instrumen yang digunakan dalam pengukuran. Dalam penelitian ini, variabel utama berkaitan dengan kualitas daya listrik, khususnya distorsi harmonisa arus dan tegangan yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis. Adapun varabel penelitian tersebut dapat dilihat pada Tabel 3.1.

Tabel 3.1. Definisi Operasional Variabel Penelitian

No	Variabel Penelitian	Difinisi Operasional	Indikator / Parameter	Satuan	Instrumen / Alat Ukur
1	Tegangan Fundamental ( $V_1$ )	Nilai RMS komponen tegangan utama pada frekuensi fundamental (50 Hz) yang menjadi acuan untuk menghitung distorsi harmonisa.	Nilai RMS tegangan fase terhadap netral.	Volt (V)	PQA Hioki PW3198
2	Arus Fundamental ( $I_1$ )	Nilai RMS komponen arus utama pada frekuensi fundamental (50 Hz) yang mengalir ke peralatan elektromedis.	Nilai RMS arus beban tiap peralatan.	Amper e (A)	PQA Hioki PW3198
3	Total Harmonic Distortion Tegangan (THDv)	Persentase perbandingan antara total RMS tegangan harmonik (orde ke-2 sampai ke-50) terhadap tegangan fundamental ( $V_1$ ). Menggambarkan tingkat distorsi tegangan sistem.	$THD_v = \frac{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + V_4^2 + \dots + V_n^2}}{V_1} \times 100\%$	Persen (%)	PQA Hioki PW3198 (hasil ekspor CSV, diolah dengan Microsoft Excel)
4	Total Harmonic Distortion Arus (THDi)	Persentase perbandingan antara total RMS arus harmonik (orde ke-2 sampai ke-50) terhadap arus fundamental ( $I_1$ ). Menunjukkan tingkat distorsi arus akibat beban non-linear.	$THD_i = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \times 100\%$	Persen (%)	PQA Hioki PW3198 (hasil ekspor CSV, diolah dengan Microsoft Excel)

Lanjutan Tabel 3.1. Definisi Operasional Variabel Penelitian

No	Variabel Penelitian	Definisi Operasional	Indikator / Parameter	Satuan	Instrumen / Alat Ukur
5	Orde Harmonisa (n)	Komponen gelombang sinusoidal yang merupakan kelipatan dari frekuensi fundamental ( $n \times 50$ Hz). Nilainya menunjukkan frekuensi dan pengaruh tiap harmonisa terhadap distorsi total.	Orde ke-2, 3, 5, 7, 9, 11 ... hingga ke-50.	Orde (n)	PQA Hioki PW3198
6	Beban Non-Linear Peralatan Elektro medis	Jenis peralatan yang menggunakan sistem konversi daya berbasis elektronika (rectifier, SMPS, inverter) dan menyebabkan gelombang arus tidak sinusoidal.	1.ECG 2.Patient Monitor 3.Suction Pump 4.Oxygen Concentrator 5.Infant Incubator 6.Climatic Chamber	Jenis alat	Observasi langsung di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan
7	Sumber Harmonisa Dominan	Peralatan elektromedis yang menghasilkan nilai THDi tertinggi dibandingkan peralatan lain, baik secara setiap peralatan maupun Gabungan peralatan elektromedik.	Nilai rata-rata THDi (%) tertinggi dari hasil pengukuran.	Persen (%)	Hasil analisis data harmonisa menggunakan Excel
8	Standar Batas Harmonisa (IEEE 519-2014)	Nilai ambang batas maksimum distorsi harmonisa arus dan tegangan yang diizinkan pada sistem distribusi tenaga listrik.	$THDv \leq 8\%$ (tegangan < 1 kV) $THDi \leq 15\%$ ISC/IL antara 100–1000	Persen (%)	Standar IEEE 519-2014 acuan perbandingan hasil pengukuran

Dengan demikian, dari total 6 jenis peralatan, masing-masing peralatan akan diuji secara masing-masing peralatan dan secara gabungan peralatan untuk dianalisis karakteristik harmonisanya, sehingga seluruh populasi sekaligus menjadi bagian dari sampel penelitian.

### 3.4. Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian ini disusun untuk memberikan gambaran sistematis mengenai tahapan yang dilakukan dalam melaksanakan penelitian analisis sumber

harmonisa pada peralatan elektromedis di laboratorium uji produk alat kesehatan. Penelitian dilakukan secara eksperimental melalui pengukuran langsung terhadap parameter kualitas daya listrik, khususnya arus dan tegangan harmonisa, dengan tahapan sebagai berikut:

#### A. Teknik Pengumpulan Data

Pengumpulan data dalam penelitian ini dilakukan secara sistematis guna memperoleh informasi yang akurat dan relevan mengenai kontribusi harmonisa dari peralatan elektromedis. Metode yang digunakan meliputi observasi dan identifikasi peralatan dan instrumen pengukuran. Adapun tahapan teknik pengumpulan data adalah sebagai berikut :

##### 1. Observasi langsung

Observasi langsung dilakukan di laboratorium uji produk alat kesehatan untuk memahami secara langsung kondisi aktual instalasi listrik, konfigurasi pemakaian peralatan elektromedis, dan pola penggunaan beban. Metode ini memungkinkan peneliti untuk:

- a. Mengamati waktu operasi peralatan,
- b. Menganalisis beban terpasang secara real-time,
- c. Menentukan titik pengukuran harmonisa yang representatif.

Observasi juga digunakan untuk mengevaluasi interaksi antar peralatan saat beroperasi secara simultan, yang menjadi salah satu sumber potensial timbulnya distorsi harmonik kolektif.

##### 2. Identifikasi peralatan elektromedis

Langkah berikutnya adalah melakukan identifikasi peralatan elektromedis yang akan dianalisis dalam konteks harmonisa. Identifikasi mencakup:

- a. Jenis teknologi daya yang digunakan (SMPS, Bridge Rectifier),

- b. Beban non-linear yang berpotensi menghasilkan harmonisa,
- c. Spesifikasi teknis: tegangan kerja, arus nominal, daya input/output.

### 3. Identifikasi Instrumen Pengukuran (PQA)

Instrumen utama dalam pengumpulan data harmonisa adalah Power Quality Analyzer (PQA). Identifikasi PQA dilakukan untuk memastikan bahwa alat ukur memenuhi standar teknis dan memiliki kemampuan sebagai berikut:

1. Merek dan tipe: Hioki PW3198
2. Parameter THD-I, THD-V, spektrum harmonik hingga orde ke-50
3. Standar referensi: IEEE Std 519-2014
4. Logging data real-time, export ke format .CSV, tampilan bentuk gelombang (waveform), dan perekaman event gangguan (sag, swell, transient)
5. PQA dihubungkan pada panel distribusi daya atau langsung ke outlet peralatan dengan menggunakan clamp CT dan probe tegangan sesuai konfigurasi sistem TN-S atau TT yang digunakan di laboratorium.

### B. Teknik Analisis Data

Teknik analisa data dalam penelitian ini bertujuan untuk mengolah dan menginterpretasikan data hasil pengukuran kualitas daya listrik yang dilakukan terhadap peralatan elektromedis.

1. Menganalisis hasil pengukuran setiap peralatan elektromedis yang menjadi sumber dominan harmonisa serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014. Adapun langkah-langkah yang akan dilakukan adalah sebagai berikut:

#### a. Pengolahan Data

Data primer yang diperoleh dari alat ukur menggunakan Power Quality

Analyzer Hioki PW3198 diekspor dalam format file CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel. Data ini disusun dalam bentuk tabel untuk identifikasi pola harmonisa dengan menampilkan Tegangan ( $V_1$ ), Frekuensi, THD<sub>v</sub>, THD<sub>i</sub>, Orde Dominan, Faktor Daya (PF) dan Waktu rekam. Data hasil pengukuran harmonisa orde ke-2 sampai dengan orde ke-50 lalu ditotal yang disusun dalam bentuk tabel untuk identifikasi orde harmonisa puncak serta menampilkan grafik batang (*Bar Chart*) spektrum harmonisa dari hasil pengukuran yang akan digunakan untuk diperbandingkan dengan hasil perhitungan dengan menggunakan rumus sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014.

- b. Perhitungan THD<sub>v</sub> (tegangan) Data orde harmonisa diambil dari laporan *AVG Peak Voltage (Hioki PW3198)*, kemudian dihitung kontribusi tiap orde terhadap total energi harmonisa. Data Orde harmonisa disusun dalam bentuk tabel. Nilai Total Harmonic Distortion of Current (THD<sub>i</sub>) dan Total Harmonic Distortion of Voltage (THD<sub>v</sub>) dihitung dan dianalisis berdasarkan standar IEEE Std 519 Tahun 2014. Perhitungan setiap peralatan untuk mengetahui pengaruh kumulatifnya terhadap sistem kelistrikan dan mendefinisikan THD sebagai rasio antara nilai RMS dari seluruh komponen harmonisa terhadap komponen fundamentalnya. Rumus perhitungan THD untuk tegangan dan arus dapat dilihat pada persamaan 3.1 dan 3.2:

$$THD_V = \frac{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + V_4^2 + \dots + V_n^2}}{V_1} \times 100\% \quad (3.1)$$

$$THD_I = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \times 100\% \quad (3.2)$$

Dimana:

$V_1, I_1$  = nilai RMS komponen fundamental (50 Hz)

$V_n, I_n$  = nilai RMS harmonisa pada orde ke- $n$

$n$  = orde harmonisa yang diukur

c. Penentuan Batas Standar Total Harmonic Distortion Arus (THDi)

Hasil pengukuran kemudian diverifikasi dengan perhitungan untuk memastikan akurasi data dan kesesuaian terhadap batas standar IEEE Std 519 Tahun 2014, yaitu

1. Penentuan Titik Evaluasi Harmonisa (Point of Common Coupling/PCC)

Evaluasi distorsi harmonisa dalam penelitian ini mengacu pada IEEE Std 519-2014, yang menetapkan bahwa batas distorsi harmonisa arus dan tegangan dievaluasi pada Point of Common Coupling (PCC). PCC merupakan titik pada sistem kelistrikan di mana suatu kelompok beban terhubung ke sistem distribusi bersama.

Dalam penelitian ini, PCC ditetapkan pada panel distribusi laboratorium uji produk alat kesehatan, yaitu titik sambung bersama seluruh peralatan elektromedis dengan sistem distribusi gedung. Penetapan PCC ini bertujuan agar hasil pengukuran distorsi harmonisa merepresentasikan dampak kumulatif peralatan elektromedis terhadap kualitas daya sistem kelistrikan laboratorium secara keseluruhan.

2. Penentuan arus beban fundamental ( $I_L$ )

Arus beban fundamental ( $I_L$ ) merupakan arus RMS komponen fundamental yang digunakan sebagai parameter acuan dalam penentuan batas distorsi harmonisa arus berdasarkan IEEE Std 519-2014. Parameter

ini merepresentasikan arus beban maksimum pada frekuensi fundamental (50 Hz) yang mengalir pada Point of Common Coupling (PCC).

Dalam penelitian ini, nilai  $I_L$  ditentukan berdasarkan hasil pengukuran arus fundamental peralatan elektromedis serta kondisi pengoperasian laboratorium pada beban maksimum yang realistis. Berdasarkan pengukuran tersebut, diperoleh nilai arus beban fundamental maksimum sistem laboratorium sebesar:

$$I_L = 10 \text{ A}$$

Dimana :

$I_L$  = arus beban fundamental RMS maksimum pada Point of Common Coupling (PCC)

Nilai  $I_L$  tersebut digunakan sebagai dasar perhitungan rasio sistem  $I_{SC}/I_L$  dan dipilih secara konservatif untuk merepresentasikan arus beban fundamental RMS maksimum pada PCC, sehingga penentuan batas distorsi harmonisa arus dalam penelitian ini tetap objektif dan sesuai dengan ketentuan IEEE Std 519-2014

### 3. Penentuan Arus Hubung Singkat Sistem ( $I_{SC}$ )

Arus hubung singkat sistem ( $I_{SC}$ ) merupakan arus maksimum yang dapat mengalir pada PCC apabila terjadi gangguan hubung singkat. Sistem kelistrikan laboratorium disuplai dari panel distribusi gedung dengan tegangan nominal 230 V. Pada sistem tegangan rendah jenis ini, arus hubung singkat umumnya berada pada kisaran 1,5 kA hingga 10 kA. Untuk menjaga pendekatan yang konservatif dan akademik, dalam penelitian ini digunakan nilai arus hubung singkat sebagai berikut:

$$I_{SC} = 2,5 \text{ kA} = 2500 \text{ A}$$

Dimana :

$I_{SC}$  = arus hubung singkat sistem (short-circuit current) pada Point of Common Coupling (PCC)

Nilai ini dipilih sebagai estimasi terendah yang masih realistis sehingga dipilih sebagai estimasi konservatif untuk menjaga objektivitas hasil analisis.

4. Perhitungan Rasio Arus Hubung Singkat terhadap Arus Beban ( $I_{SC}/I_L$ )

Rasio antara arus hubung singkat sistem dan arus beban fundamental digunakan untuk mengklasifikasikan kekuatan sistem tenaga listrik berdasarkan IEEE Std 519-2014. Rasio tersebut dihitung sebagai berikut:

$$\frac{I_{SC}}{I_L} = \frac{2500}{10} = 250$$

Berdasarkan hasil perhitungan tersebut, sistem kelistrikan laboratorium uji produk alat kesehatan berada pada rentang:

$$100 \leq \frac{I_{SC}}{I_L} \leq 1000$$

Mengacu pada IEEE Std 519-2014, untuk sistem dengan rasio  $100 \leq I_{SC}/I_L \leq 1000$  batas maksimum Total Harmonic Distortion arus (THDi) pada PCC adalah sebesar:

$$\text{THDi}_{\text{maks}} = 15\%$$

THDimaks merupakan batas maksimum Total Harmonic Distortion arus (THDi) yang diizinkan pada Point of Common Coupling (PCC) berdasarkan IEEE Std 519-2014 yang ditetapkan pada panel distribusi laboratorium uji produk alat kesehatan. Nilai THDi hasil pengukuran pada PCC dalam penelitian ini dibandingkan dengan batas tersebut

untuk menilai tingkat distorsi harmonisa arus serta kebutuhan penerapan mitigasi harmonisa.

d. Penentuan Batas Standar Total Harmonic Distortion Tegangan (THDv)

Batas distorsi harmonisa tegangan ditentukan berdasarkan tingkat tegangan sistem. Sistem kelistrikan laboratorium uji produk alat kesehatan beroperasi pada tegangan rendah dengan tegangan nominal:

$$V \leq 1,0 \text{ kV}$$

Berdasarkan IEEE Std 519-2014, batas maksimum Total Harmonic Distortion tegangan (THDv) untuk sistem tegangan hingga 1 kV adalah:

$$\text{THD}_{v_{\text{maks}}} = 8\%$$

$\text{THD}_{v_{\text{maks}}}$  merupakan batas maksimum Total Harmonic Distortion tegangan (THDv) yang diizinkan pada Point of Common Coupling (PCC) sesuai IEEE Std 519-2014 untuk sistem tegangan hingga 1 Kv. Nilai THDv hasil pengukuran digunakan untuk mengevaluasi dampak harmonisa arus terhadap kualitas tegangan sistem. Ringkasan standar harmonisa yang digunakan dalam penelitian ini disajikan pada Tabel. 3.2.

Tabel 3. 2. Ringkasan standar harmonisa yang digunakan dalam penelitian

Parameter	Nilai
Tegangan sistem	$\leq 1 \text{ kV}$
Arus beban fundamental ( $I_L$ )	10 A
Arus hubung singkat ( $I_{SC}$ )	2,5 kA
Rasio $I_{SC}/I_L$	250
Batas THDi (IEEE 519-2014)	15%
Batas THDv (IEEE 519-2014)	8%

Dengan penentuan batas THDi dan THDv yang sesuai dengan karakteristik sistem kelistrikan laboratorium, analisis harmonisa dalam penelitian ini dilakukan secara objektif dan konsisten dengan standar internasional. Hasil

pengukuran THDi dan THDv digunakan untuk mengidentifikasi tingkat distorsi harmonisa yang ditimbulkan oleh peralatan elektromedis serta sebagai dasar evaluasi kebutuhan penerapan metode mitigasi harmonisa.

c. Analisis Orde Harmonisa Dominan

Dilakukan identifikasi terhadap orde harmonisa dominan yang dihasilkan oleh masing-masing jenis peralatan (misalnya 3, 5, 7, 11, 13). Spektrum harmonisa hasil pengukuran dan hasil perhitungan divisualisasikan dalam bentuk grafik kurva arus/tegangan terhadap frekuensi yang diperoleh dari alat ukur diekspor dalam format file CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel serta dilakukan perhitungan kontribusi tiap orde terhadap total harmonisa dengan Persamaan 3.3.

$$\text{Kontribusi orde ke } h = \frac{V_h^2}{\sum_{h=2}^n V_h^2} \times 100\% \quad (3.3)$$

Dimana:

Kontribusi\_h = Persentase kontribusi harmonisa orde ke-h terhadap total energi harmonisa (%)

$V_h$  = Tegangan harmonisa orde ke-h (Volt)

$V_h^2$  = Energi harmonisa orde ke-h

$\sum V_h^2$  = Total energi harmonisa dari orde ke-2 sampai orde ke-n

n = Orde harmonisa tertinggi yang diukur

Orde dengan nilai tertinggi diidentifikasi sebagai orde dominan, yang umumnya adalah orde ganjil ke-3, ke-5, dan ke-7.

2. Menganalisis hasil pengukuran gabungan peralatan elektromedis serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.

Data awal yang diperoleh dari alat ukur menggunakan Power Quality Analyzer Hioki PW3198 diekspor dalam format file CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel. Data ini disusun dalam bentuk tabel untuk identifikasi pola harmonisa dengan menampilkan Tegangan ( $V_1$ ), Frekuensi, THD<sub>v</sub>, THD<sub>i</sub>, Orde Dominan, Faktor Daya (PF) dan Waktu rekam. data tersebut akan digunakan untuk diperbandingkan dengan hasil perhitungan dengan menggunakan rumus sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014. Adapun langkah-langkah pengukuran yang akan dilakukan sama dengan langkah-langkah pengukuran pada setiap peralatan elektromedis dan dengan menggunakan rumus yang sama.

Dalam menganalisis perbandingan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan. Dapat dilakukan dengan langkah-langkah sebagai berikut :

- a. Hitung selisih THD<sub>v</sub> dan THD<sub>i</sub> antara kondisi gabungan dan setiap peralatan, menggunakan rumus:

$$\Delta \text{THD}_v = \text{THD}_{v\text{gabungan}} - \text{THD}_{v\text{setiap peralatan}}$$

$$\Delta \text{THD}_i = \text{THD}_{i\text{gabungan}} - \text{THD}_{i\text{setiap peralatan}}$$

Dimana:

Nilai  $\Delta$  negatif menunjukkan penurunan harmonisa

Nilai  $\Delta$  positif menunjukkan peningkatan harmonisa

- b. Hasil perhitungan tersebut dibuat dalam bentuk tabel yang terdiri dari nama peralatan, THD<sub>v</sub> gabungan, THD<sub>v</sub> setiap peralatan, selisih THD<sub>v</sub>, THD<sub>i</sub> gabungan, THD<sub>i</sub> setiap peralatan, selisih THD<sub>i</sub> dan hasil evaluasi perbandingan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014

3. Memberikan rekomendasi teknis terkait mitigasi harmonisa untuk menjaga kualitas sistem kelistrikan laboratorium agar tetap sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014.

Perhitungan estimasi penurunan harmonisa dilakukan untuk mengetahui efektivitas metode mitigasi terhadap penurunan nilai *Total Harmonic Distortion Current* (THDi) pada setiap peralatan elektromedis. Langkah perhitungan meliputi penentuan arus harmonisa total ( $I_h$ ) dari hasil pengukuran arus fundamental ( $I_1$ ) dan THDi awal, kemudian diuraikan menjadi komponen orde ke-3 ( $I_{h3}$ ) dan orde ke-5 ( $I_{h5}$ ), Menurut De La Rosa (2010), arus harmonisa total dihitung sebagai akar jumlah kuadrat arus tiap orde. Ketika sebuah filter LC tuned dipasang pada orde ke-h, komponen arus harmonisa pada orde tersebut dieliminasi sehingga spektrum harmonisa baru dapat dihitung dengan menghilangkan  $I_h$  dari total energi harmonisa, sesuai konstanta pola harmonisa oleh De La Rosa Pattern dengan menggunakan persamaan 3.4., 3.5., 3.6., 3.7. dan 3.8.

Tahap teknik perhitungan :

1. Menentukan arus harmonisa total ( $I_h$ )
  - a. Ambil nilai arus fundamental hasil pengukuran ( $I_1$ )
  - b. Ambil nilai THDi awal; hasil pengukuran (% dalam desimal)
  - c. Hitung arus harmonisa total dengan persamaan 3.4:

$$I_{harm} = I_1 \times THDi \quad (3.4.)$$

Dimana:

$I_{harm}$  = Arus harmonisa total (Ampere)

$I_1$  = Arus fundamental (Ampere)

THDi = Total Harmonic Distortion arus

## 2. Menguraikan arus harmonisa ke setiap orde

- a. Gunakan De La Rosa Harmonic Pattern untuk membagi total energi harmonisa. Komponen arus harmonisa orde ke h dihitung dengan persamaan 3.5.

$$I_h = I_{harm} \times \sqrt{C_h} \quad (3.5.)$$

Dimana :

$I_h$  = Arus harmonisa pada orde ke-h (A)

$I_{harm}$  = Arus harmonisa total (A)

$C_h$  = Konstanta distribusi harmonisa menurut De La Rosa Pattern

$$C_3=0,25 \text{ dan } C_5=0,48$$

Rumus ini digunakan untuk memecah total harmonisa menjadi komponen tiap orde.

## 3. Menerapkan Efek Mitigasi Filter LC Tuned

- a. Filter LC tuned dipasang pada orde ke-3 dan ke-5.  
 b. Oleh karena itu, arus harmonisa orde 3 dan 5 dianggap dieliminasi.  
 c. Energi harmonisa baru dihitung dengan menghilangkan kontribusi dua orde tersebut, dengan Persamaan 3.6.

$$THD_{baru} = \sqrt{I_h^2 - (I_{h3}^2 + I_{h5}^2)} \quad (3.6.)$$

Dimana:

$I_{h3}$  = Arus harmonisa orde ke-3 yang dieliminasi filter

$I_{h5}$  = Arus harmonisa orde ke-5 yang dieliminasi filter

Persamaan ini menghitung energi harmonisa tersisa setelah orde dominan dihilangkan.

#### 4. Menerapkan Efek Mitigasi Active Harmonic Filter (AHF)

Active Harmonic Filter (AHF) digunakan untuk mengompensasi arus harmonisa residual setelah penerapan filter LC tuned. Dengan asumsi efisiensi AHF sebesar 80%, arus harmonisa akhir dihitung menggunakan Persamaan (3.7).

$$I_{h, final} = I_{h, baru} \times (1 - \eta_{AHF}) \quad (3.7)$$

Dimana:

$I_{h, final}$  = arus harmonisa akhir setelah AHF

$I_{h, baru}$  = arus harmonisa residual setelah LC tuned

$\eta_{AHF}$  = efisiensi AHF

Persamaan ini menyatakan besarnya arus harmonisa yang masih tersisa setelah proses kompensasi oleh AHF.

#### 5. Menerapkan Efek Mitigasi Line Reactor

Line reactor digunakan untuk mereduksi arus harmonisa residual yang masih tersisa setelah penerapan filter utama. Pada penelitian ini, line reactor diasumsikan mampu menurunkan arus harmonisa sebesar 40%. Oleh karena itu, arus harmonisa akhir setelah pemasangan line reactor dihitung menggunakan Persamaan (3.8).

$$I_{h, final} = I_{h, baru} \times (1 - \eta_{LR}) \quad (3.8)$$

Dimana:

$I_{h, final}$  = arus harmonisa akhir setelah LR

$I_{h, baru}$  = arus harmonisa residual setelah LC tuned

$\eta_{LR}$  = efisiensi LR

Persamaan ini menyatakan besarnya arus harmonisa yang masih tersisa setelah proses reduksi oleh line reactor.

#### 6. Hitung THDi baru setelah mitigasi

Dengan arus harmonisa baru yang telah direduksi, perbarui THDi menggunakan persamaan 3.9.

$$THD_{baru} = \frac{I_{harm,baru}}{I_1} \quad (3.9)$$

Dimana:

$I_{harm,baru}$  = Arus harmonisa total setelah mitigasi (A)

$I_1$  = Arus fundamental (A)

Rumus ini menyatakan nilai THDi baru setelah perhitungan energi harmonisa tersisa.

Evaluasi Efektivitas Mitigasi

- Bandingkan THDi awal vs THDi baru.
- Bila THDi baru < 15% → memenuhi IEEE 519-2014.
- Catat persentase penurunan dengan persamaan 3.8.

$$\% \text{ Penurunan} = \frac{THD_{awal} - THD_{baru}}{THD_{awal}} \quad (3.8)$$

Dimana:

$THD_{awal}$  = THDi sebelum mitigasi

$THD_{baru}$  = THDi setelah mitigasi

Menunjukkan seberapa efektif mitigasi harmonisa yang diterapkan.

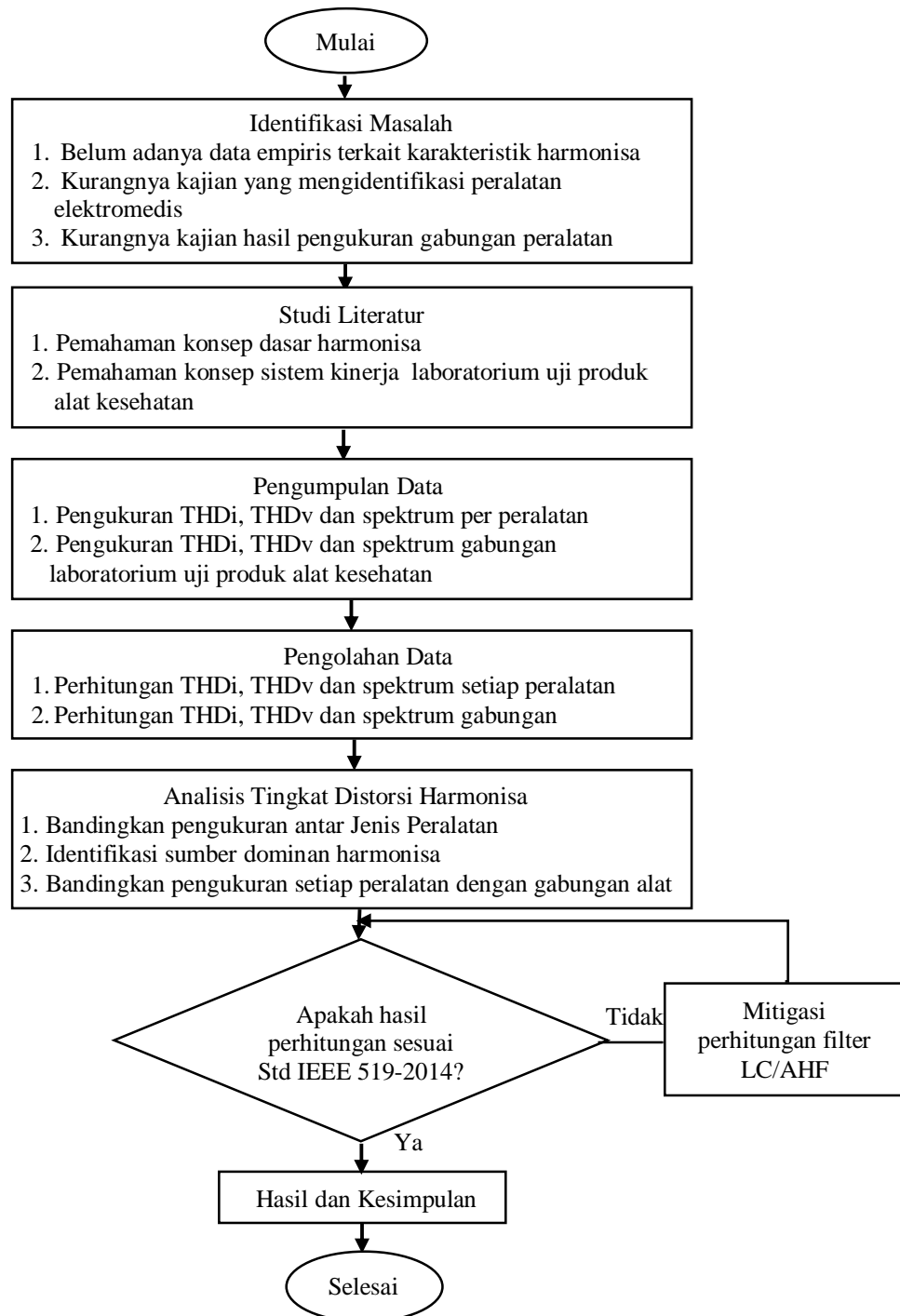
- Hasil perhitungan tersebut dibuat dalam bentuk tabel yang terdiri atas peralatan elektromedis, karakteristik beban, orde dominan, THDi awal (%), THDi baru, metode mitigasi, prinsip kerja filter, serta kelebihan dan keterbatasannya.

#### 4. Penarikan Kesimpulan

Berdasarkan hasil analisis di atas, dilakukan penarikan kesimpulan mengenai peralatan yang menjadi sumber harmonisa dominan, memberikan saran untuk penelitian selanjutnya serta memberikan rekomendasi untuk menjaga kualitas daya listrik yang andal di lingkungan laboratorium uji produk alat kesehatan.

### 3.5. Diagram Alir Penelitian

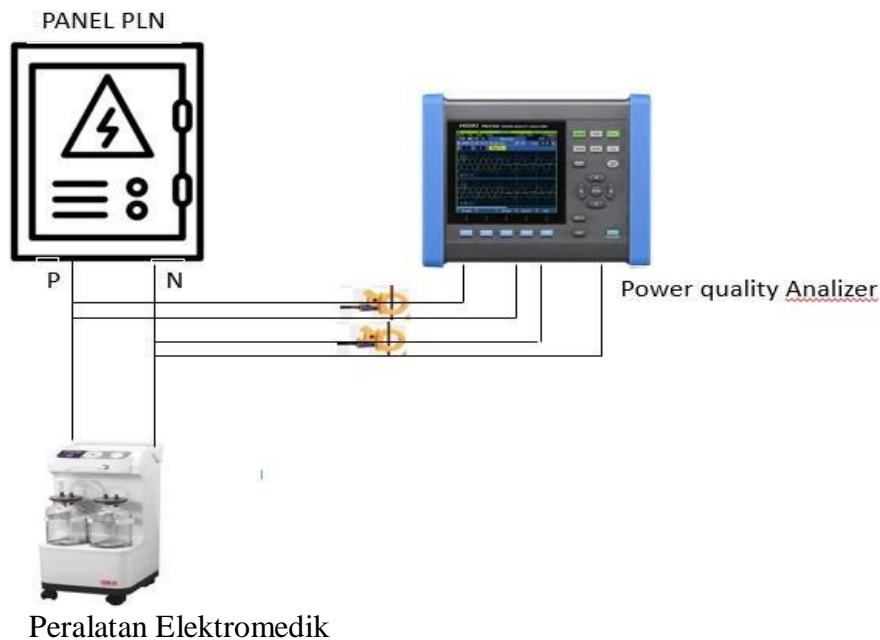
Diagram alir penelitian menjelaskan secara sistematis tahapan-tahapan yang dilakukan dalam pelaksanaan penelitian ini. Diagram alir penelitian ini dapat dilihat pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3. Diagram Alir Penelitian

### 3.5.1. Skema rangkaian pengukuran setiap peralatan elektromedis

Penelitian terhadap masing-masing peralatan elektromedis dilakukan untuk mengetahui besarnya distorsi harmonik yang dihasilkan saat alat tersebut beroperasi. Pengukuran dilakukan dengan menggunakan Hioki PW3198 Power Quality Analyzer yang dihubungkan ke sumber listrik dan beban (peralatan elektromedis) sesuai standar prosedur pengukuran kualitas daya, dapat dilihat pada Gambar 3.1 :



Gambar 3.4. Skema rangkaian pengukuran harmonik setiap peralatan Elektromedis

#### A. Langkah-langkah pengukuran

Prosedur pengukuran harmonisa dilakukan secara sistematis agar data yang diperoleh akurat, representatif, dan sesuai standar. Langkah-langkah persiapan pengukuran harmonisa adalah sebagai berikut:

### 1. Persiapan Pengukuran

- a. Memastikan alat dalam kondisi normal dan aman dioperasikan.
- b. Menyiapkan Hioki PW3198 beserta sensor arus dan kabel tegangan.
- c. Menghubungkan alat ke sumber listrik melalui sistem pengukuran.

### 2. Pelaksanaan pengukuran

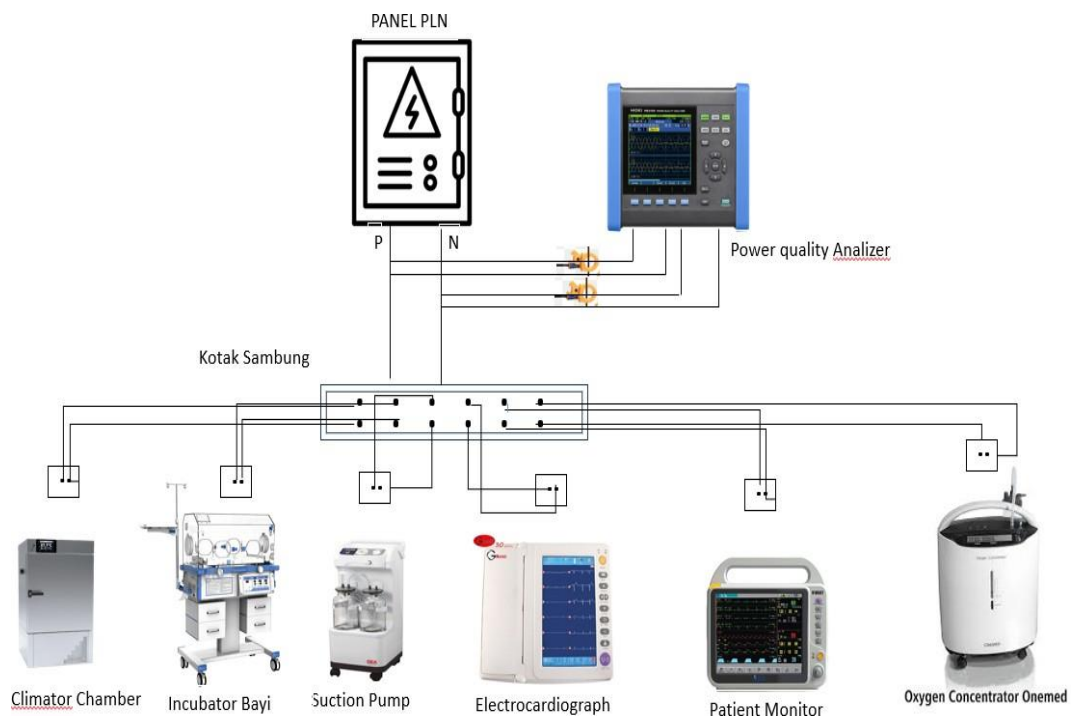
- a. Menghubungkan current clamp pada jalur fasa beban.
- b. Menyambungkan kabel tegangan pada input fasa dan netral.
- c. Menghidupkan alat dan melakukan pengamatan selama durasi waktu >5 menit.
- d. Merekam data THD, IHD, tegangan, arus, dan faktor daya menggunakan alat ukur power quality W3198.
- e. Menyimpan data hasil pengukuran untuk dianalisis lebih lanjut.

### 3. Parameter yang diamati

- a. Total Harmonic Distortion (THD) arus dan tegangan.
- b. Individual Harmonic Distortion (IHD) pada orde ke-3, 5, 7, dan seterusnya.
- c. Grafik spektrum harmonisa.

#### **3.5.2. Skema rangkaian pengukuran secara gabungan**

Rangkaian pengukuran disusun seperti pada Gambar 3.3, dimana seluruh peralatan dihubungkan ke sumber listrik melalui jalur yang dipantau oleh Hioki PW3198. Pengukuran dilakukan dalam kondisi beban nyata (fully operated) secara gabungan, dapat dilihat pada gambar 3.4:



Gambar 3.5. Skema rangkaian pengukuran harmonik secara gabungan peralatan elektromedis

#### A. Langkah-langkah pengukuran

Prosedur pengukuran harmonisa dilakukan secara sistematis agar data yang diperoleh akurat, representatif, dan sesuai standar. Langkah-langkah persiapan pengukuran harmonisa adalah sebagai berikut:

##### 1. Persiapan Pengukuran

- a. Memastikan alat dalam kondisi normal dan aman dioperasikan.
- b. Menyiapkan Hioki PW3198 beserta sensor arus dan kabel tegangan.
- c. Menghubungkan alat ke sumber listrik melalui sistem pengukuran.

##### 2. Persiapkan Alat dan Bahan

- a. Power Quality Analyzer (PQA) Hioki PQ3198
- b. Probe Tegangan (merah, kuning, biru, hitam)
- c. Klem Arus
- d. Panel Listrik Lokal (Sub-Panel)

- e. Custom Measurement Assembly Box
  - f. Peralatan Elektromedis: Suction Pump, Electrocardiograph (ECG), Patient Monitor, Oxygen Concentrator, Infant Incubator, dan Climatic Chamber.
3. Pelaksanaan pengukuran
- a. Menghubungkan current clamp pada jalur fasa beban.
  - b. Menyambungkan kabel tegangan pada input fasa dan netral.
  - c. Menghidupkan alat dan melakukan pengamatan selama durasi waktu >5 menit.
  - d. Merekam data THD, IHD, tegangan, arus, dan faktor daya menggunakan W3198.
  - e. Menyimpan data hasil pengukuran untuk dianalisis lebih lanjut.
4. Parameter yang diamati
- a. Total Harmonic Distortion (THD) arus dan tegangan.
  - b. Individual Harmonic Distortion (IHD) pada orde ke-3, 5, 7, dan seterusnya.
  - c. Grafik Spektrum Harmonisa.

## **BAB 4**

### **HASIL DAN PEMBAHASAN**

Pada Bab ini menyajikan hasil penelitian yang diperoleh dari pengukuran langsung pada peralatan elektromedis sebagai objek penelitian. Data yang dihasilkan meliputi parameter kualitas daya listrik, khususnya arus dan tegangan harmonisa, nilai Total Harmonic Distortion (THD), serta karakteristik beban non-linear masing-masing peralatan. Pengukuran dilakukan menggunakan Power Quality Analyzer pada kondisi operasi normal di laboratorium uji produk alat kesehatan. Hasil pengukuran tersebut dianalisis secara kuantitatif untuk mengetahui tingkat distorsi harmonisa yang ditimbulkan oleh setiap peralatan, baik secara masing –masing peralatan maupun gabungan. Analisis juga dilakukan dengan membandingkan nilai THDi dan THDv terhadap batas standar yang berlaku, seperti IEEE 519. Pembahasan tidak hanya berfokus pada penyajian data, tetapi juga mengkaji keterkaitan antara karakteristik beban non-linear dan spektrum orde harmonisa.. Pada bagian akhir disusun rekomendasi teknis sebagai dasar upaya pengendalian dan mitigasi harmonisa.

#### **4.1. Menganalisis hasil pengukuran setiap peralatan elektromedis yang menjadi sumber dominan harmonisa serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.**

Analisis ini dilakukan untuk menentukan peralatan elektromedis yang menjadi sumber utama harmonisa dan membandingkan nilai distorsinya dengan batas standar IEEE 519 tahun 2014. Data pengukuran harmonisa yang diperoleh dari Power Quality Analyzer Hioki PW3198 telah diekspor dalam format CSV dan diolah menggunakan Microsoft Excel untuk memperoleh parameter THDv, THDi, serta komponen orde harmonisa. Pengukuran dilakukan menggunakan konfigurasi

1P2W (AC/DC), sensor arus CT9667 (500 A), dan tegangan nominal 230V. Hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 4.1.

Tabel 4.1. Hasil pengukuran peralatan elektromedis

Parameter	ECG	Patient Pamitor	Suction Pump	Oxygen Concentrator	Cimatic Chamber	Infant Incubator
Tegangan (V <sub>1</sub> )	230,37 V	230,59 V	230,59 V	229,05 V	227,18 V	227,60 V
Frekuensi	50,01 Hz	49,98 Hz	50,03 Hz	50,18 Hz	50,12 Hz	49,93 Hz
THDv	1,63 %	1,55 %	1,52%	1,50%	1,56%	1,57 %
THDi	143,71 %	156,50 %	81,36%	6,78 %	61,17 %	4,77 %
Orde dominan	3, 5, 7	3, 5, 7	3, 5, 7	3, 5, 7	3, 5, 7	3, 5, 7
Waktu Rekam	8 Menit	6 Menit	7 Menit	9 Menit	7 Menit	6 Menit

Hasil Pengukuran menunjukkan tegangan suplai stabil pada 227–231 V dan frekuensi 49,93–50,18 Hz. Nilai THDv seluruh peralatan rendah (1,50–1,63%), sehingga distorsi tegangan tidak signifikan. Sebaliknya, THDi bervariasi cukup besar: tertinggi pada ECG (143,71%) dan Patient Monitor (156,50%), diikuti Suction Pump (81,36%) dan Climatic Chamber (61,17%), sedangkan Oxygen Concentrator (6,78%) dan Infant Incubator (4,77%) relatif rendah. Seluruh peralatan menunjukkan orde harmonisa dominan 3, 5, dan 7. Faktor daya konsisten 0,85, dan durasi rekaman 6–9 menit sudah cukup merepresentasikan kondisi operasi masing-masing peralatan.

Hasil Pengukuran orde harmonisa THDv (tegangan) dari CSV AVG *Peak Voltage* (Hioki PW3198), pada peralatan elektromedis dapat dilihat pada Tabel 4.2.

Tabel 4.2. Hasil Pengukuran orde harmonisa tegangan peralatan elektromedis

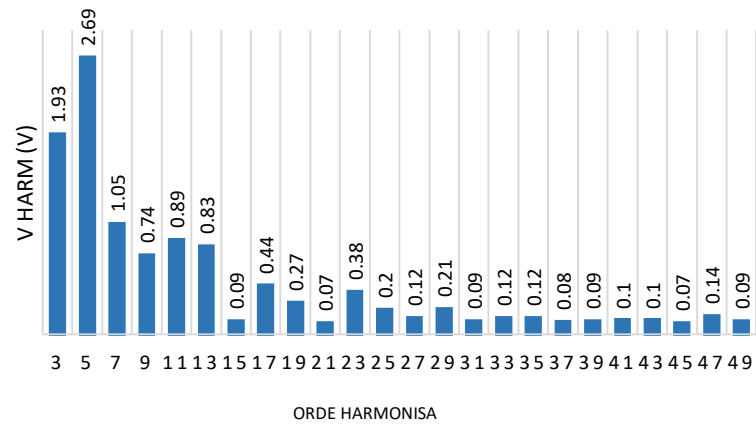
Orde (h)	ECG $V_h$ (V)	Patient Monitor $V_h$ (V)	Suction Pump $V_h$ (V)	Oxygen Concentrator $V_h$ (V)	Climatic Chamber $V_h$ (V)	Infant Incubator $V_h$ (V)
2	0,54	0,56	0,55	0,53	0,51	0,51
3	1,93	1,75	1,65	1,67	1,77	1,92
4	0,10	0,10	0,10	0,10	0,11	0,09
5	2,69	2,56	2,49	2,43	2,51	2,54
6	0,07	0,07	0,06	0,06	0,06	0,06
7	1,05	1,00	1,02	1,11	1,09	1,00
8	0,08	0,08	0,07	0,07	0,07	0,07
9	0,74	0,66	0,62	0,60	0,58	0,55
10	0,07	0,07	0,07	0,06	0,07	0,06
11	0,89	0,82	0,75	0,73	0,73	0,70
12	0,06	0,06	0,06	0,05	0,06	0,05
13	0,83	0,79	0,84	0,84	0,81	0,75
14	0,02	0,07	0,07	0,03	0,04	0,03
15	0,09	0,11	0,13	0,12	0,13	0,12
16	0,03	0,03	0,10	0,03	0,06	0,06
17	0,44	0,40	0,39	0,39	0,40	0,38
18	0,02	0,04	0,03	0,03	0,08	0,07
19	0,27	0,13	0,30	0,32	0,31	0,28
20	0,03	0,02	0,03	0,03	0,04	0,03
21	0,07	0,19	0,07	0,06	0,09	0,11
22	0,04	0,02	0,03	0,04	0,04	0,04
23	0,38	0,11	0,04	0,35	0,34	0,32
24	0,03	0,02	0,03	0,03	0,04	0,03
25	0,20	0,11	0,24	0,23	0,25	0,17
26	0,02	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
27	0,12	0,10	0,13	0,15	0,17	0,17
28	0,03	0,29	0,03	0,02	0,04	0,02
29	0,21	0,03	0,17	0,18	0,17	0,14
30	0,03	0,05	0,03	0,02	0,04	0,02
31	0,09	0,03	0,13	0,12	0,12	0,07
32	0,03	0,34	0,02	0,02	0,04	0,02
33	0,12	0,03	0,11	0,11	0,13	0,14
34	0,03	0,22	0,02	0,02	0,04	0,02
35	0,12	0,02	0,09	0,09	0,09	0,06
36	0,03	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02

Lanjutan Tabel 4.2. Hasil Pengukuran orde harmonisa tegangan peralatan elektromedis

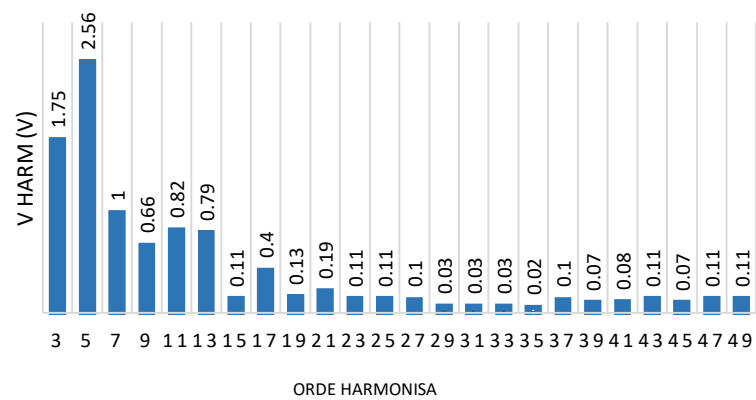
Orde (h)	ECG $V_h$ (V)	Patient Monitor $V_h$ (V)	Suction Pump $V_h$ (V)	Oxygen Concentrator $V_h$ (V)	Climatic Chamber $V_h$ (V)	Infant Incubator $V_h$ (V)
37	0,08	0,10	0,11	0,11	0,11	0,09
38	0,03	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
39	0,09	0,07	0,08	0,08	0,08	0,09
40	0,04	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
41	0,10	0,08	0,08	0,08	0,09	0,06
42	0,03	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
43	0,10	0,11	0,11	0,12	0,12	0,11
44	0,04	0,03	0,03	0,03	0,04	0,02
45	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07
46	0,04	0,02	0,02	0,02	0,04	0,02
47	0,14	0,11	0,11	0,11	0,13	0,11
48	0,04	0,02	0,03	0,02	0,04	0,02
49	0,09	0,11	0,10	0,10	0,10	0,09
50	0,04	0,02	0,02	0,02	0,03	0,02
Total $\Sigma V_h$	12,43	11,72	11,33	11,50	12,08	11,40

Spektrum harmonisa menunjukkan bahwa orde 3, 5, dan 7 merupakan komponen dominan pada semua peralatan, dengan amplitudo tertinggi pada orde 5 (2,43–2,69 V) dan orde 3 (1,65–1,93 V). Orde genap dan orde tinggi memiliki amplitudo sangat kecil (0,02–0,56 V), sehingga kontribusinya terhadap distorsi tegangan minimal. Total amplitudo harmonisa ( $\Sigma V_h$ ) berada pada 11,33–12,43 V, dengan nilai tertinggi pada ECG dan Climatic Chamber. Data ini menegaskan karakteristik harmonisa khas beban penyearah satu fasa, seperti pada grafik spektrum harmonisa dapat dilihat pada Gambar 4.1.

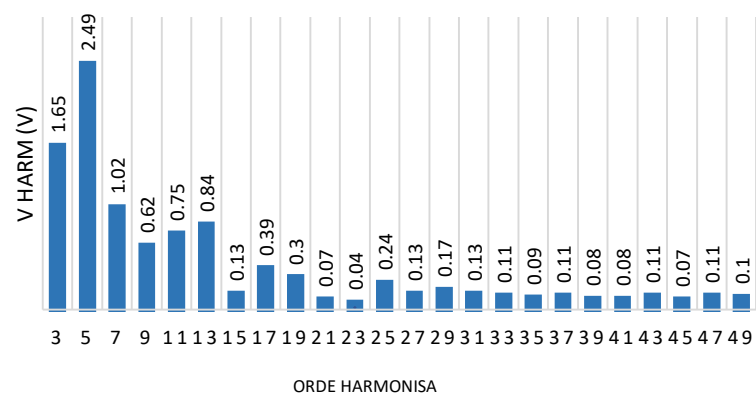
**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
ELECTROCARDIOGRAPH (ECG)**



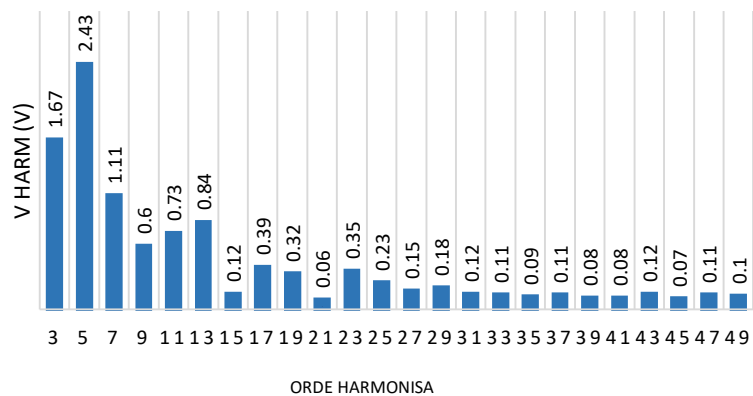
**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
PATIENT MONITOR**



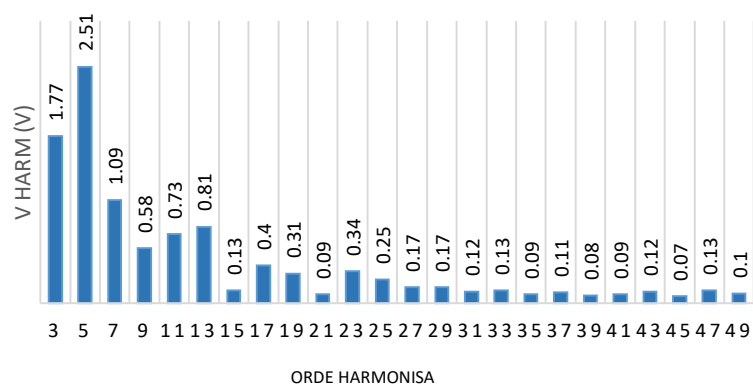
**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
SUCTION PUMP**



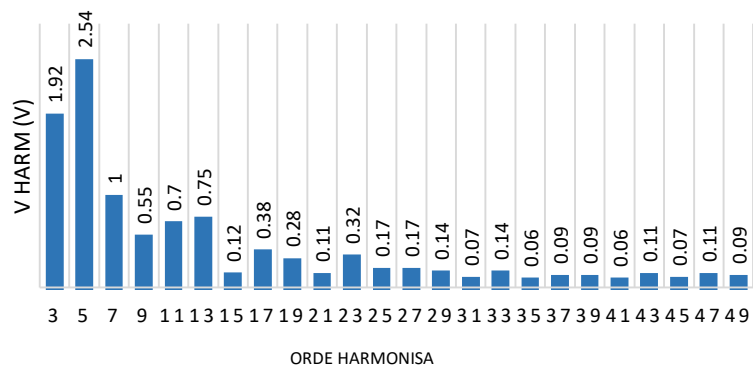
**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
OXYGEN CONCENTRATOR**



**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
CLIMATIC CHAMBER**



**SPEKTRUM HARMONISA TEGANGAN (THDV)  
INFANT INCUBATOR**



Gambar 4.1. Grafik spektrum harmonisa pada setiap peralatan elektromedis

Harmonisa dominan pada orde ke-3, ke-5, dan ke-7 karena berasal dari karakteristik beban non-linear berbasis penyearah dan SMPS. Orde ke-3 (tripelen) kuat pada beban satu fasa dan bersifat zero-sequence, sehingga arusnya saling menjumlah di konduktor netral. Sementara itu, orde ke-5 dan ke-7 merupakan harmonisa terendah yang dihasilkan penyearah 6-pulse sesuai pola  $h = 6k \pm 1$ , sehingga amplitudonya paling besar. Selain itu, orde rendah mengalami redaman sistem yang lebih kecil, sehingga kontribusinya terhadap distorsi harmonisa menjadi dominan.[14]

- b. Perhitungan hamonisa THD<sub>v</sub> peralatan elektromedis dengan menggunakan Persamaan 3.1.

$$THD_V = \frac{\sqrt{v_2^2 + v_3^2 + v_4^2 + \dots + v_n^2}}{v_1} \times 100\% \quad (3.1)$$

1. Electrocardiograph

$$THD_V = \frac{\sqrt{15,06}}{230,37} \times 100\% = 1.68\%$$

2. Pasient Monitor

$$THD_V = \frac{\sqrt{13,28}}{230,59} \times 100\% = 1.58\%$$

3. Suction Pump

$$THD_V = \frac{\sqrt{12,44}}{230,59} \times 100\% = 1.53\%$$

4. Oxygen Concentrator

$$THD_V = \frac{\sqrt{12,45}}{229,05} \times 100\% = 1.54\%$$

5. Climatic Chamber

$$THD_V = \frac{\sqrt{13,10}}{227,18} \times 100\% = 1.59\%$$

6. Infant Incubator

$$THD_V = \frac{\sqrt{13,31}}{227,60} \times 100\% = 1.60\%$$

- c. Perhitungan harmonisa THDi peralatan elektromedis dengan menggunakan Rumus dasar menurut De La Rosa dengan Persamaan 3.2.

$$THD_I = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \times 100\% \quad (3.2)$$

$$\sqrt{\sum_{h=2}^H I_h^2} = \frac{THD_I}{100} \times I_1 \quad (3.3)$$

1. ECG (THDi = 143,71 %)

$$I_{harm} = \frac{143,71}{100} \times 0,35 = 0,503A$$

2. Patient Monitor (THDi = 156,50%)

$$I_{harm} = \frac{156,50}{100} \times 0,35 = 0,54775A$$

3. Suction Pump (THDi = 81,36)

$$I_{harm} = \frac{81,36}{100} \times 0,35 = 0,28476A$$

4. Oxygen Concentrator (THDi = 6,78%)

$$I_{harm} = \frac{6,78}{100} \times 0,35 = 0,02373A$$

5. Climatic Chamber (THDi = 61,17%)

$$I_{harm} = \frac{61,17}{100} \times 0,35 = 0,214095A$$

6. Infant Incubator (THDi = 4,77%)

$$I_{harm} = \frac{4,77}{100} \times 0,35 = 0,016695A$$

Tabel 4.3. Rangkuman perhitungan THDi peralatan elektromedis

No	Peralatan	THDi (%)	I <sub>1</sub> (A)	I <sub>harm</sub> (A) = $\Sigma(I_h^2)^{1/2}$
1	ECG	143,71	0,35	0,503 A
2	Patient Monitor	156,50	0,35	0,548 A
3	Suction Pump	81,36	0,35	0,285 A
4	Oxygen Concentrator	6,78	0,35	0,024 A
5	Climatic Chamber	61,17	0,35	0,214 A
6	Infant Incubator	4,77	0,35	0,017 A

Berdasarkan rangkuman pada tabel 4.3. tersebut, peralatan dengan THDi tinggi terdapat pada Patient Monitor sebesar 0,548A dan ECG sebesar 0,503A menghasilkan arus harmonisa total terbesar, sedangkan Oxygen Concentrator dan Infant Incubator menghasilkan arus harmonisa total yang masih kecil sebesar 0,017A-0,285 A.

- d. Perbandingan hasil perhitungan dievaluasi dengan batas standar IEEE 519 -2014 untuk menilai kualitas daya listrik laboratorium dapat dilihat pada Tabel 4.4.

Tabel 4.4. Perbandingan hasil perhitungan dengan batas standar IEEE 519 – 2014

No	Peralatan Elektromedis	THDv (%)	THDi (%)	Orde Dominan	I Harm. (A)	Evaluasi terhadap IEEE 519-2014
1	ECG	1,68	143,71	3, 5, 7	0,503	THDv < 8%, THDi > 15% Distorsi sangat tinggi, arus sangat terdistorsi.
2	Patient Monitor	1,58	156,50	3, 5, 7	0,548	THDv < 8%, THDi > 15% Distorsi sangat tinggi, arus dominan harmonisa orde ke-3 dan ke-5.
3	Suction Pump	1,53	81,36	3, 5, 7	0,285	THDv < 8%, THDi > 15% Distorsi tinggi, arus mengandung harmonisa signifikan.
4	Oxygen Concentrator	1,54	6,78	3, 5, 7	0,024	THDv < 8%, THDi < 15% Aman, distorsi arus rendah, tegangan stabil.
5	Climatic Chamber	1,59	61,17	3, 5, 7	0,214	THDv < 8%, THDi > 15% Distorsi sedang, masih dalam batas aman.
6	Infant Incubator	1,60	4,77	3, 5, 7	0,017	THDv < 8%, THDi > 15% Distorsi sedang, masih dalam batas aman.

Berdasarkan hasil rekapitulasi pengukuran dan perhitungan, dapat disimpulkan bahwa sumber harmonisa utama di laboratorium uji produk alat kesehatan berasal dari peralatan elektromedis dengan karakteristik beban non-linear, terutama terlihat bahwa peralatan Patient Monitor, ECG, dan Suction Pump merupakan penyumbang utama harmonisa arus dengan nilai THDi jauh di atas batas IEEE 519-2014 yaitu  $\leq 15\%$ . Sementara Oxygen Concentrator menunjukkan nilai harmonisa yang sangat rendah dan stabil, menandakan beban non-linear ringan. Climatic Chamber dan Infant Incubator menghasilkan distorsi sedang. Sesuai ISO/IEC 17025:2017, perbedaan antara hasil perhitungan dan pengukuran alat diperbolehkan maksimum  $\pm 5\%$ – $10\%$ , sehingga selisih dalam batas tersebut masih dianggap valid dan dapat diterima.

Pada sistem dengan impedansi sumber yang rendah, arus harmonisa yang besar tidak selalu menyebabkan distorsi tegangan yang signifikan. Akibatnya, nilai THDi dapat tinggi sementara THDv tetap rendah. Menurut De La Rosa (2006), kondisi ini umum terjadi pada peralatan berbasis elektronika daya, termasuk peralatan elektromedis, yang bertindak sebagai sumber harmonisa arus.[14]

#### **4.2. Menganalisis hasil pengukuran gabungan peralatan elektromedis serta membandingkan nilai harmonisa dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014.**

Analisis ini bertujuan menilai tingkat distorsi harmonisa yang timbul saat seluruh peralatan elektromedis beroperasi secara bersamaan di laboratorium uji produk alat kesehatan. Pengujian dilakukan untuk mengetahui harmonisa dominan arus dan tegangan terhadap kualitas daya listrik serta membandingkannya dengan batas standar IEEE 519-2014. Hasilnya digunakan untuk menilai apakah kondisi

sistem kelistrikan laboratorium masih berada dalam batas aman dan stabil terhadap gangguan harmonisa yang dihasilkan oleh beban non-linear peralatan elektromedis.

a. Hasil pengukuran harmonisa gabungan peralatan elektromedis

Pengukuran dilakukan pada kondisi gabungan seluruh peralatan elektromedis (Electrocardiograph, Patient Monitor, Suction Pump, Oxygen Concentrator, Climatic Chamber, dan Infant Incubator) yang beroperasi secara bersamaan.

Instrumen yang digunakan adalah Power Quality Analyzer Hioki PW3198, konfigurasi 1 Phase 2 Wire (1P2W AC/DC), sensor arus CT9667 (500 A), dan tegangan nominal 230 V. Interval pencatatan setiap 3 detik selama  $\pm 9$  menit (22/09/2025 pukul 13:27–13:36). Data hasil harmonisa dapat dilihat pada Tabel 4.5.

Tabel 4. 5. Data hasil pengukuran harmonisa gabungan peralatan

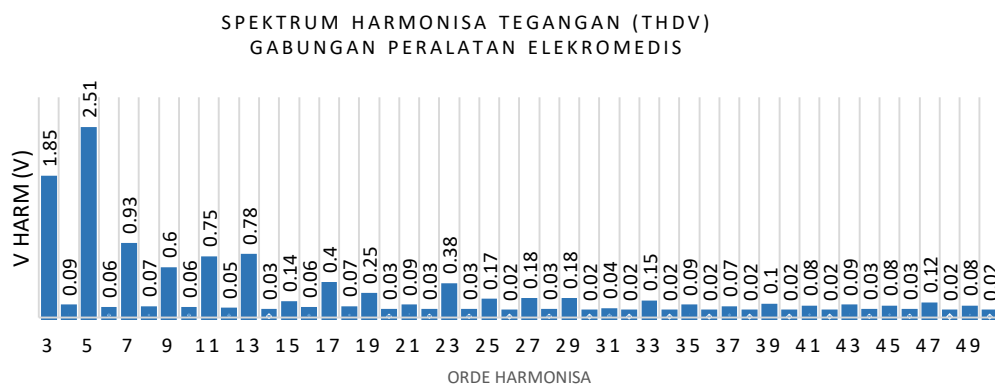
Parameter	Nilai	Keterangan
Tegangan ( $V_1$ )	224,75 V	Normal
Frekuensi	50,08 Hz	Stabil
THD <sub>v</sub>	1,56%	Di bawah batas IEEE 519 Tahun 2014 ( $\leq 8\%$ )
THD <sub>i</sub>	7,79 %	Rendah, masih dalam batas aman ( $\leq 15\%$ )
Orde dominan	3, 5, 7	Harmonisa ganjil (beban non-linear kombinasi)
Waktu Rekam	22/09/2025 13:27–13:36	Durasi 9 menit

Hasil Pengukuran orde harmonisa THD<sub>v</sub> (tegangan) dari CSV *AVG Peak Voltage* (Hioki PW3198), dapat dilihat pada Tabel 4.6.

Tabel 4. 6. Data orde utama harmonisa tegangan gabungan

Orde (h)	V <sub>h</sub> (V)	Orde (h)	V <sub>h</sub> (V)	Orde (h)	V <sub>h</sub> (V)
2	0,47	19	0,25	36	0,02
3	1,85	20	0,03	37	0,07
4	0,09	21	0,09	38	0,02
5	2,51	22	0,03	39	0,10
6	0,06	23	0,38	40	0,02
7	0,93	24	0,03	41	0,08
8	0,07	25	0,17	42	0,02
9	0,60	26	0,02	43	0,09
10	0,06	27	0,18	44	0,03
11	0,75	28	0,03	45	0,08
12	0,05	29	0,18	46	0,03
13	0,78	30	0,02	47	0,12
14	0,03	31	0,04	48	0,02
15	0,14	32	0,02	49	0,08
16	0,06	33	0,15	50	0,02
17	0,40	34	0,02	Total $\Sigma$	11,45
18	0,07	35	0,09		

Hasil pengukuran menunjukkan bahwa komponen harmonisa orde ganjil mendominasi distorsi tegangan, dengan nilai tertinggi pada orde ke-3 sebesar 1,92 V dan orde ke-5 sebesar 2,54 V. Total harmonisa orde ganjil mencapai 11,40 V. Grafik batang spektrum harmonisa tegangan gabungan peralatan dapat ditunjukkan pada Gambar 4.2.



Gambar 4.2. Grafik hasil pengukuran gabungan peralatan

Grafik batang pada gambar menunjukkan distribusi harmonisa tegangan berdasarkan orde. Terlihat bahwa komponen harmonisa terbesar muncul pada orde ke-3 dan ke-5 dengan amplitudo di atas 2 V, sedangkan orde di atas ke-25 memiliki nilai yang sangat kecil.

b. Perhitungan THD<sub>v</sub> (Tegangan) gabungan peralatan.

Data orde harmonisa diambil dari laporan AVG Peak Voltage hasil pengukuran Hioki PW3198. Data orde harmonisa dapat dilihat pada Tabel 4.15. Perhitungan THD<sub>v</sub> (Tegangan) gabungan peralatan oleh De La Rosa Pattern dengan menggunakan persamaan 3.1 :

$$THD_V = \frac{\sqrt{V_2^2 + V_3^2 + V_4^2 + \dots + V_n^2}}{V_1} \times 100\% \quad (3.1)$$

$$THD_V = \frac{\sqrt{12,96}}{224,75} \times 100\% = 1,60\%$$

c. Perhitungan THD<sub>i</sub> (Arus) gabungan peralatan:

1. THD<sub>i</sub> = 7,79 %
2. I<sub>1</sub> (arus fundamental) = 3,63 A

$$THD_I = \frac{\sqrt{I_2^2 + I_3^2 + I_4^2 + \dots + I_n^2}}{I_1} \times 100\% \quad (3.2)$$

$$\sqrt{\sum_{h=2}^H I_h^2} = \frac{THD_i}{100} \times I_1 \quad (3.3)$$

$$I_{harm} = \frac{THD_i}{100} \times I_1 = \frac{7,79}{100} \times 3,63 = 0,283 A$$

d. Perbandingan hasil perhitungan dengan batas standar IEEE 519 Tahun 2014 untuk menilai kualitas daya listrik laboratorium. Rekapitulasi hasil pengukuran dapat dilihat pada Tabel 4.7.

Tabel 4. 7. Rekapitulasi hasil pengukuran dan perhitungan harmonisa gabungan peralatan elektromedis.

No	Peralatan Elektromedis	THDv (%)	THDi (%)	Orde Dominan	I Harm. (A)	Evaluasi terhadap IEEE 519-2014
1	Gabungan Peralatan Elektromedis	1,60	7,79	3, 5, 7	0,283	THDv $\leq$ 8% dan THDi $\leq$ 15%, Distorsi rendah, sistem stabil

Hasil pengukuran gabungan seluruh peralatan elektromedis menunjukkan nilai THDv sebesar 1,60% dan THDi sebesar 7,79%, dengan orde harmonisa dominan berada pada orde ke-3, ke-5, dan ke-7. Nilai arus harmonisa total sebesar 0,283 A relatif kecil, sehingga tingkat distorsi dapat dikategorikan rendah. Jika dibandingkan dengan batas IEEE 519-2014 (THDv  $\leq$  8% dan THDi  $\leq$  15%), seluruh parameter masih berada dalam batas aman.

- e. Menganalisis perbandingan hasil pengukuran harmonisa dominan saat peralatan elektromedis dioperasikan secara masing-masing peralatan maupun gabungan peralatan. Analisis ini bertujuan membandingkan nilai Total Harmonic Distortion (THDv dan THDi) serta orde harmonisa dominan yang timbul ketika setiap peralatan elektromedis diuji dan ketika semua peralatan dioperasikan secara bersamaan pada sistem kelistrikan laboratorium uji produk alat kesehatan. Perbandingan ini dilakukan untuk menilai perubahan pola harmonisa dominan, arah pergeseran amplitudo, serta pengaruh interaksi antar beban non-linear terhadap kualitas daya sistem. Data hasil pengukuran harmonisa diperoleh menggunakan Power Quality Analyzer Hioki PW3198 dengan Nilai THDv dan THDi hasil pengukuran setiap peralatan dimasukkan ke dalam tabel analisis, kemudian dibandingkan dengan hasil gabungan seluruh peralatan. Adapun hasil pengukuran tersebut dapat dilihat pada Tabel 4.8.

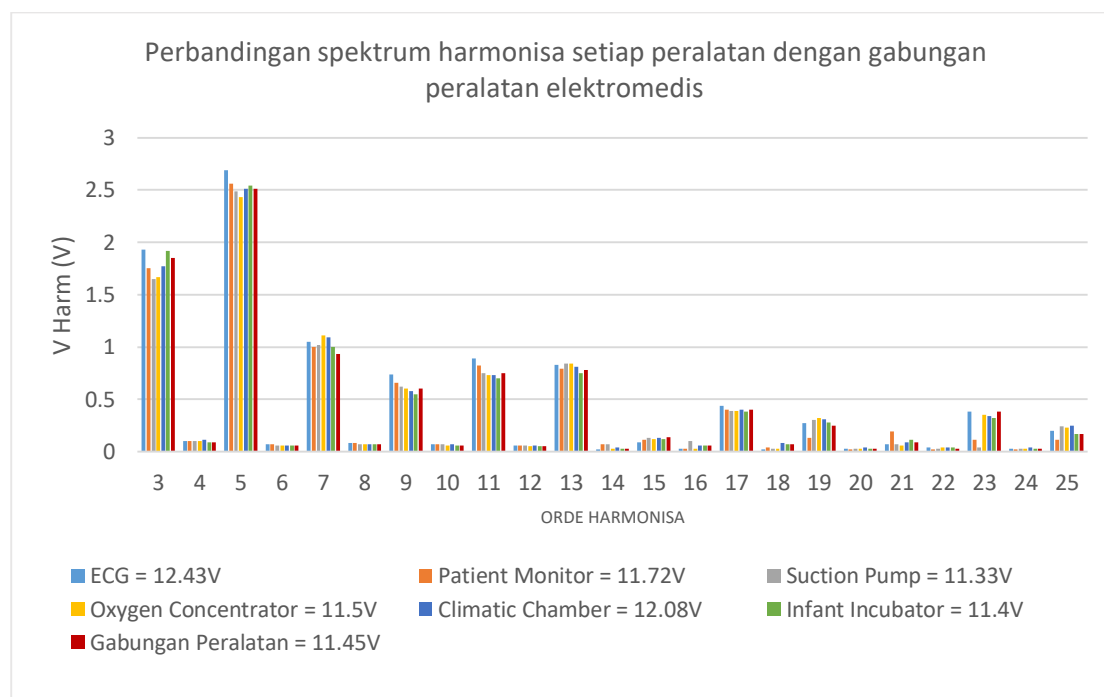
Tabel 4. 8. Perbandingan hasil perhitungan harmonisa pada setiap peralatan dan peralatan gabungan

No	Peralatan	THDv Gabungan (%)	THDv Setiap Peralatan (%)	$\Delta$ THDv (%)	THDi Gabungan (%)	THDi Setiap Peralatan (%)	$\Delta$ THDi (%)	Hasil evaluasi
1	ECG	1,56	1,68	-0,12	7,79	143,71	-135,92	Penurunan harmonisa THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
2	Patient Monitor	1,56	1,58	-0,02	7,79	156,5	-148,71	Penurunan harmonisa THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
3	Suction	1,56	1,53	0,03	7,79	81,36	-73,57	Penurunan harmonisa THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
4	Oxygen Concentrator	1,56	1,54	0,09	7,79	6,78	1,01	sedikit peningkatan harmonisa THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
5	Climatic Chamber	1,56	1,59	-0,03	7,79	61,17	-53,38	Penurunan harmonisa THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
6	Infant Incubator	1,56	1,6	-0,04	7,79	4,77	3,02	Peningkatan harmonisa sangat kecil THDv $\leq 8\%$ dan THDi $\leq 15\%$ ,
	Rata-rata	1,56	1,59	-0,02	7,79	75,72	-67,93	Terjadi efek pembatalan dan redaman sumber

Berdasarkan Tabel 4.17, hasil analisis menunjukkan bahwa hasil evaluasi menunjukkan bahwa nilai THDv gabungan tetap stabil pada 1,56% dengan perubahan  $\Delta$ THDv yang sangat kecil, sehingga penggabungan seluruh peralatan tidak memberikan dampak berarti terhadap kualitas tegangan. Namun, dampak terhadap arus jauh lebih signifikan. THDi gabungan sebesar 7,79% mengalami penurunan besar dibandingkan nilai THDi individual, terutama pada ECG dan

Patient Monitor yang masing-masing turun hingga  $-135,92\%$  dan  $-148,71\%$  akibat *cancellation effect* pada harmonisa orde rendah. Suction Pump dan Climatic Chamber juga mengalami penurunan harmonisa arus yang cukup besar, sedangkan Oxygen Concentrator dan Infant Incubator menunjukkan peningkatan ringan yang masih dalam batas aman. Secara keseluruhan,  $\Delta\text{THDI}$  total  $-67,93\%$  mengindikasikan bahwa operasi bersamaan menghasilkan redaman harmonisa yang signifikan dan kualitas daya sistem tetap berada pada kondisi aman.

- f. Analisa perbandingan hasil pengukuran spektrum harmonisa dari setiap peralatan dengan gabungan peralatan elektromedis, untuk mengetahui harmonisa dominan yang ditampilkan untuk orde ganjil hingga orde ke-25, Grafik berikut menyajikan perbandingan spektrum harmonisa, dapat dilihat pada Gambar 4.3.



Gambar 4.3. Grafik perbandingan spektrum harmonisa setiap peralatan dan gabungan peralatan elektromedis

Gambar menunjukkan perbandingan spektrum harmonisa tegangan pada masing-masing peralatan elektromedis dibandingkan dengan kondisi operasi gabungan. Terlihat bahwa seluruh peralatan memiliki pola harmonisa yang serupa, dengan dominasi pada orde harmonisa rendah, terutama orde ke-3, ke-5, dan ke-7. Puncak amplitudo tertinggi muncul pada orde ke-5, dengan nilai mencapai sekitar 2,5–2,7 V pada hampir semua peralatan.

Meskipun tiap peralatan memiliki nilai maksimum harmonisa yang sedikit berbeda (ECG 12,43 V, Patient Monitor 11,72 V, Climatic Chamber 12,08 V, dan lainnya), spektrum terlihat konsisten dan tidak menunjukkan deviasi yang signifikan. Pada kondisi gabungan, amplitudo harmonisa masih berada dalam rentang yang sama, menunjukkan bahwa pengaruh operasi simultan tidak meningkatkan distorsi tegangan secara berarti. Fenomena ini sesuai dengan kecenderungan cancellation effect, di mana harmonisa dari beberapa peralatan saling mengurangi akibat perbedaan sudut fasa. Secara keseluruhan, grafik ini menegaskan bahwa harmonisa orde rendah merupakan kontributor utama distorsi tegangan, baik pada pengujian individual maupun gabungan peralatan elektromedis.

#### **4.3. Memberikan rekomendasi teknis terkait mitigasi harmonisa untuk menjaga kualitas sistem kelistrikan laboratorium agar tetap sesuai dengan standar IEEE 519 Tahun 2014.**

Berdasarkan temuan hasil pengukuran dan analisis harmonisa, diperlukan penyusunan rekomendasi teknis yang bertujuan untuk menjaga kualitas daya pada sistem kelistrikan laboratorium tetap berada dalam batas standar keselamatan dan kinerja peralatan kesehatan. Pengendalian harmonisa dapat dilakukan melalui

penerapan strategi mitigasi yang terukur, seperti pengaturan ulang penyebaran beban non-linear, pemisahan kelompok beban dengan karakteristik harmonik dominan, serta penerapan *filtering* menggunakan filter pasif ter-tuning atau *active harmonic filter* (AHF) pada peralatan dengan kontribusi THDi tertinggi. Selain itu, peningkatan kapasitas sistem melalui pemilihan transformator dan konduktor yang sesuai rating harmonik, serta penerapan program pemantauan kualitas daya secara berkala, diperlukan untuk mengantisipasi peningkatan distorsi di masa mendatang.

Rekomendasi ini diharapkan mampu mempertahankan stabilitas tegangan, meminimalkan rugi-rugi arus harmonisa, serta memastikan sistem kelistrikan laboratorium tetap memenuhi standar performa dan keselamatan yang dipersyaratkan pada lingkungan pengujian alat kesehatan.

#### **4.3.1. Perkiraan metode mitigasi harmonisa dan penurunan harmonisa**

Perkiraan metode mitigasi harmonisa dan penurunan harmonisa menjelaskan hasil perhitungan dan pemilihan metode mitigasi harmonisa untuk masing-masing peralatan elektromedis berdasarkan hasil pengukuran Power Quality Analyzer Hioki PW3198. Perhitungan perkiraan difokuskan pada nilai THDi, orde harmonisa dominan, serta efektivitas penggunaan *Band Pass Filter* atau *single tuned passive filter* (LC Tuned), line reactor, dan filter aktif (Active Harmonic Filter/AHF).

Perhitungan estimasi penurunan harmonisa dilakukan untuk mengetahui efektivitas metode mitigasi terhadap penurunan nilai *Total Harmonic Distortion Current* (THDi) pada setiap peralatan elektromedis. Langkah perhitungan meliputi penentuan arus harmonisa total ( $I_h$ ) dari hasil pengukuran arus fundamental ( $I_1$ ) dan THDi awal, kemudian diuraikan menjadi komponen orde ke-3 ( $I_{h3}$ ) dan orde ke-5

( $I_{h5}$ ) , Menurut De La Rosa (2010), arus harmonisa total dihitung sebagai akar jumlah kuadrat arus tiap orde. Ketika sebuah filter LC tuned dipasang pada orde ke-h, komponen arus harmonisa pada orde tersebut dieliminasi sehingga spektrum harmonisa baru dapat dihitung dengan menghilangkan  $I_h$  dari total energi harmonisa, sesuai konstanta pola harmonisa oleh De La Rosa Pattern dengan menggunakan persamaan 3.4., 3.5., 3.6., dan 3.7.

$$C_3 = 0,25 \qquad C_5 = 0,48$$

$$I_h = I_{harm} \times \sqrt{C_h}$$

$$THD_{harm,baru} = \sqrt{I_{harm}^2 - \sum_{h=3,5} I_h^2}$$

$$I_{h,final} = I_{h,baru} \times (1 - \eta AHF)$$

$$I_{h,final} = I_{h,baru} \times (1 - \eta LR)$$

$$THD_{baru} = \sqrt{I_h^2 - (I_{h3}^2 + I_{h5}^2)}$$

#### 1. Electrocardiograph (ECG)

Diketahui :

$$I_1 = 0,35 A$$

$$I_h = 0,503A$$

$$I_{h3} = 0,503 \times \sqrt{0,25} = 0,25149A$$

$$I_{h5} = 0,503 \times \sqrt{0,48} = 0,34857A,$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{0,503^2 - (0,25149^2 + 0,34857^2)} = 0,2612A$$

*AHF (Efisiensi 80%):*

$$I_{h,final} = 0,2612 \times (1 - 0,8) = 0,0522A$$

$$THD_{i,akhir} = \frac{0,0522}{0,35} \times 100\% = 14,9\%$$

$$THD_{i,akhir} = 14,9\%$$

## 2. Pasien Monitor

Diketahui:

$$I_1 = 0,35 A$$

$$I_h = 0,54775A$$

$$I_{h3} = 0,54775 \times \sqrt{0,25} = 0,27388A$$

$$I_{h5} = 0,54775 \times \sqrt{0,48} = 0,38099A$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{0,54775^2 - (0,27388^2 + 0,38099^2)} = 0,2844A$$

AHF (Efisiensi 85%):

$$I_{h,final} = 0,2844 \times (1 - 0,85) = 0,0427A$$

$$THD_{i,akhir} = \frac{0,0427}{0,35} \times 100\%$$

$$THD_{i,akhir} = 12,2\%$$

## 3. Suction Pump

Diketahui:

$$I_1 = 0,35 A$$

$$I_h = 0,28475A$$

$$I_{h3} = 0,285 \times \sqrt{0,25} = 0,14238A$$

$$I_{h5} = 0,285 \times \sqrt{0,48} = 0,19699 A$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{0,285^2 - (0,14238^2 + 0,19699^2)} = 0,1483A$$

AHF (Efisiensi 80%):

$$I_{h,final} = 0,1483 \times (1 - 0,8) = 0,0297A$$

$$THD_{i,akhir} = \frac{0,0297}{0,35} \times 100\%$$

$$THD_{i,akhir} = 8,52\%$$

#### 4. Oxygen Concentrator

Diketahui:

$$I_1 = 0,35 A$$

$$I_h = 0,02373A$$

$$I_{h3} = 0,02373 \times \sqrt{0,25} = 0,011867A$$

$$I_{h5} = 0,02373 \times \sqrt{0,48} = 0,01643A$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{0,02373^2 - (0,011867^2 + 0,01643^2)} = 0,01237A$$

Tambahan line reactor (reduksi 40%)

$$I_{h,final} = 0,01237 \times (1 - 0,4) = 0,00742A$$

$$THD_{i,akhir} = \frac{0,00742}{0,35} \times 100\%$$

$$THD_{i,akhir} = 2,1\%$$

#### 5. Climatic Chamber

Diketahui:

$$I_1 = 0.35 A$$

$$I_h = 0,214095A$$

$$I_{h3} = 0,214095 \times \sqrt{0,25} = 0,10705A$$

$$I_{h5} = 0,214095 \times \sqrt{0,48} = 0,14830A$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{(1,718^2 - (0,10705^2 + 0,14830^2))} = 0,1115A$$

AHF (Efisiensi 80%):

$$I_{h,final} = 0,1115 \times (1 - 0,8) = 0,0223A$$

$$THD_{i,akhir} = \frac{0,0223}{0,35} \times 100\%$$

$$THD_{i,akhir} = 6,3\%$$

## 6. Infant Incubator

Diketahui:

$$I_1 = 0,35 A$$

$$I_h = 0,016695A$$

$$I_{h3} = 0,0167 \times \sqrt{0,25} = 0,008347A$$

$$I_{h5} = 0,0167 \times \sqrt{0,48} = 0,01157A$$

LC tuned filter :

$$I_{h,baru} = \sqrt{(0,0167^2 - (0,008347^2 + 0,01157^2))} = 0,00870A$$

AHF (Efisiensi 60%):

$$I_{h,final} = 0,00870 \times (1 - 0,6) = 0,00348A$$

$$THD_i = \frac{0,00348}{0,35} \times 100\%$$

$$THD_{i,akhir} = 0,99\%$$

Hasil perhitungan menunjukkan bahwa penerapan filter LC tunggal (orde-5) hanya menurunkan sebagian kecil nilai THDi, sedangkan kombinasi filter LC ganda (orde-3 dan orde-5) lebih efektif. Metode Hybrid (LC + Active Harmonic

Filter/AHF) memberikan hasil terbaik dengan penurunan THDi hingga di bawah batas standar IEEE Std 519-2014 (<15%).

Perkiraan mitigasi harmonisa dan penurunan harmonisa pada ke enam peralatan elektromedik dapat dihitung melalui data estimasi perhitungan penurunan harmonisa dan komponen mitigasi pada peralatan elektromedis yang tertuang pada Tabel 4.9 .

Tabel 4. 9. Data Estimasi Perhitungan Penurunan Harmonisa dan Komponen Mitigasi pada Peralatan Elektromedis

No	Peralatan Elektromedis	$I_1$ (A)	Tegangan (V)	THDi Awal (%)	$I_h$ (A)	$I_{h3}$ (A)	$I_{h5}$ (A)	Metode Mitigasi
1	ECG	0,35	230,37	143,71	0,503	0,252	0,349	Filter LC + AHF Hybrid
2	Patient Monitor	0,35	230,59	156,50	0,548	0,274	0,381	Filter LC + AHF
3	Suction Pump	0,35	230,59	81,36	0,285	0,143	0,197	Filter LC + AHF kecil
4	Oxygen Concentrator	0,35	229,05	6,78	0,024	0,012	0,016	Filter LC + Line Reactor
5	Climatic Chamber	2,81	227,18	61,17	0,214	0,107	0,148	Filter LC + AHF
6	Infant Incubator	0,35	227,60	4,77	0,017	0,008	0,011	Filter LC + AHF mini

Tabel tersebut merangkum parameter harmonisa utama setiap peralatan elektromedis serta metode mitigasi yang direkomendasikan. Peralatan dengan THDi tinggi seperti ECG, Patient Monitor, Suction Pump, dan Climatic Chamber menunjukkan dominasi harmonisa orde ke-3 dan ke-5, sehingga diterapkan kombinasi filter LC ter-tuning dan AHF untuk mereduksi komponen harmonisa residu. Sementara itu, Oxygen Concentrator dan Infant Incubator memiliki tingkat harmonisa yang rendah sehingga cukup menggunakan LC sederhana atau line reactor. Pemilihan nilai kapasitor, induktor, dan kapasitas AHF disesuaikan dengan pektum harmonisa masing-masing peralatan agar mitigasi bersifat efektif serta

tidak menimbulkan resonansi pada sistem kelistrikan laboratorium. Tabel 4.10.

berikut menyajikan hasil perhitungan estimasi penurunan harmonisa arus (THDi)

dan metode mitigasi pada peralatan elektromedis

Tabel 4. 10. Hasil perhitungan estimasi penurunan harmonisa arus (THDi)

No	Peralatan Elektromedis	Karakteristik Beban	Orde Dominan	THDi Awal (%)	THDi Setelah Mitigasi	Metode Mitigasi	Prinsip Kerja	Kelebihan & Keterbatasan
1	ECG	SMPS dinamis, beban non-linear	3, 5, 7	143,71	≈14,9 (Hybrid)	Filter Aktif (AHF) + LC 3rd & 5th	LC menyerap orde 3 dan 5; AHF menginjeksi arus kompensasi real-time	Adaptif dan efektif multi-orde, namun biaya tinggi
2	Patient Monitor	SMPS multi-level, dinamis	3, 5, 7	156,50	≈12,2 (AHF)	Filter Aktif (AHF)	Menginjeksi arus kompensasi berlawanan fase untuk menghapus distorsi	Sangat efektif tetapi kontrol kompleks dan mahal
3	Suction Pump	Motor induksi, beban tetap	3, 5	81,36	≈8,52 (Hybrid)	Filter Pasif 3rd+5th + AHF kecil	LC tuned menyerap orde 3 dan 5, AHF memperbaiki residu	Biaya sedang, efektif, tidak adaptif untuk beban berubah
4	Oxygen Concentrator	Kompresor motor AC	3, 5	6,78	≈2,1 (LC + Reactor)	Filter Pasif + Line Reactor	LC menyerap harmonisa utama, induktor membatasi arus harmonisa dan inrush	Stabil dan murah, membutuhkan ruang fisik panel untuk pemasangan induktor yang berdimensi besar
5	Climatic Chamber	Heater dan motor	3, 5, 7	61,17	≈6,3 (Hybrid)	Filter Pasif LC 3rd+5th + AHF	LC menekan orde 3 dan 5, AHF mengoreksi harmonisa tinggi	Efektif, tetapi kompleks dan relatif mahal
6	Infant Incubator	Heater & SMPS kombinasi	3, 5	4,77	≈0,99 (Hybrid ringan)	Filter Hybrid (LC + AHF mini)	Filter pasif menahan orde rendah, AHF kecil memperbaiki residu	THD sangat kecil, biaya rendah, perlu kalibrasi desain

Tabel menunjukkan bahwa hasil perhitungan estimasi penurunan harmonisa arus (THDi), beban dengan karakteristik dinamis pada ECG dan Patient Monitor memiliki nilai THDi awal yang sangat tinggi ( $>140\%$ ), sehingga memerlukan penggunaan filter aktif (Active Harmonic Filter/AHF) untuk mengkompensasi arus harmonisa secara real-time. Pada beban motorik seperti Suction Pump dan Climatic Chamber, kombinasi filter pasif orde-3 dan orde-5 dengan AHF kecil (Hybrid) memberikan penurunan THDi signifikan, hingga memenuhi standar IEEE ( $\leq 15\%$ ). Sementara itu, peralatan seperti Oxygen Concentrator dan Infant Incubator dengan THDi awal rendah dapat dimitigasi menggunakan kombinasi LC filter dan line reactor sederhana. Penerapan metode mitigasi disesuaikan dengan pola harmonisa dominan yang diidentifikasi dari hasil pengukuran Hioki PW3198. Pendekatan kombinasi (Hybrid) terbukti paling efisien secara teknis dan ekonomis karena filter pasif menahan sebagian besar komponen harmonisa orde rendah, sedangkan AHF menangani komponen orde tinggi dan harmonisa dinamis. Dengan demikian, hasil mitigasi yang diperoleh memastikan seluruh peralatan elektromedis memenuhi batas distorsi arus sesuai IEEE Std 519-2014 dan IEC 61000-3-2, sehingga sistem kelistrikan laboratorium tetap stabil dan aman bagi operasi alat medis.

#### **4.4. Pembahasan Hasil Penelitian**

Hasil penelitian menunjukkan bahwa peralatan elektromedis yang diuji di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan memiliki karakteristik beban non-linear yang berbeda-beda, yang secara langsung memengaruhi kualitas daya listrik sistem laboratorium. Berdasarkan hasil pengukuran menggunakan *Power Quality*

*Analyzer Hioki PW3198*, nilai Total Harmonic Distortion Voltage (THD<sub>v</sub>) seluruh peralatan berada dalam kisaran 1,47–1,63%, yang berarti masih jauh di bawah batas maksimum yang ditetapkan oleh IEEE Std 519-2014 ( $\leq 8\%$ ). Hal ini menunjukkan bahwa distorsi tegangan sistem relatif kecil dan tidak menimbulkan gangguan terhadap stabilitas suplai daya.

Sementara itu, nilai Total Harmonic Distortion Current (THD<sub>i</sub>) bervariasi cukup besar antar peralatan, tergantung pada jenis rangkaian internalnya. *Electrocardiograph (ECG)* dan *Patient Monitor* menunjukkan tingkat distorsi arus tertinggi karena keduanya menggunakan sistem *switching power supply* dan penyearah di sisi input, yang menghasilkan harmonisa arus dominan pada orde ke-3, ke-5, dan ke-7. Sebaliknya, *Oxygen Concentrator* memiliki nilai THD<sub>i</sub> terendah karena telah dilengkapi dengan komponen filter internal yang mampu meredam arus harmonik.

Pada saat seluruh peralatan dioperasikan secara bersamaan, nilai THD<sub>v</sub> gabungan tetap rendah (sekitar 1,56%) dan THD<sub>i</sub> menurun signifikan menjadi 7,79%. Kondisi ini menunjukkan bahwa pengoperasian beberapa beban non-linear secara bersamaan tidak selalu memperburuk kualitas daya, tetapi justru dapat menimbulkan efek pembatalan harmonisa (*cancellation effect*). Efek ini terjadi karena harmonisa dengan orde yang sama dari tiap alat memiliki perbedaan sudut fasa, sehingga sebagian gelombang harmonik saling meniadakan. Selain itu, sistem kelistrikan laboratorium dengan impedansi sumber yang cukup tinggi juga berperan dalam meredam harmonisa orde tinggi.

Hasil estimasi penurunan harmonisa berdasarkan pendekatan De La Rosa menunjukkan bahwa penggunaan kombinasi teknik mitigasi memberikan pengaruh

signifikan terhadap penurunan distorsi arus pada seluruh peralatan. Filter LC tuned terbukti efektif dalam mereduksi harmonisa orde rendah, khususnya orde ke-3 dan ke-5, melalui mekanisme resonansi selektif yang menyerap komponen arus pada frekuensi tertentu. Active Harmonic Filter (AHF) bekerja lebih adaptif, mampu menanggulangi harmonisa dinamis dan orde tinggi melalui injeksi arus kompensasi real-time yang mengikuti perubahan karakteristik beban. Sinergi keduanya dalam bentuk Hybrid Filter memberikan kinerja paling stabil karena LC mengatasi harmonisa dominan sementara AHF mengoreksi residu harmonisa yang tersisa. Pendekatan hybrid ini menghasilkan penurunan THDi paling besar dan konsisten pada peralatan berbasis SMPS maupun motor induksi, sehingga menjadi solusi mitigasi paling efektif untuk meningkatkan faktor daya dan menjaga kualitas daya pada sistem laboratorium. Hasil akhir mitigasi harmonisa pada peralatan elektromedis dapat dilihat pada Tabel 4.11.

Tabel 4. 11. Hasil akhir mitigasi harmonisa pada peralatan elektromedis

No	Peralatan	THDi Awal	THDi Akhir	Kategori
1	ECG	143,71%	14,9%	Memenuhi IEEE 519-2014
2	Patient Monitor	156,50%	12,2%	Memenuhi IEEE 519-2014
3	Suction Pump	81,36%	8,52%	Memenuhi IEEE 519-2014
4	Climatic Chamber	61,17%	6,3%	Memenuhi IEEE 519-2014
5	Oxygen Concentrator	6,78%	2,1%	Aman
6	Infant Incubator	4,77%	0,99%	Aman

Data menunjukkan bahwa seluruh peralatan mengalami penurunan THDi yang sangat signifikan setelah mitigasi. Peralatan elektromedis ECG, Patient Monitor, Suction Pump, dan Climatic Chamber yang awalnya jauh melebihi batas, kini berada di bawah ambang  $\leq 15\%$  sesuai IEEE 519–2014. Sementara Oxygen

Concentrator dan Infant Incubator sejak awal sudah memiliki THDi rendah dan setelah mitigasi masuk kategori aman. Hal ini membuktikan bahwa strategi mitigasi yang diterapkan efektif menekan distorsi arus dan meningkatkan kualitas daya sistem. Dengan demikian kualitas sistem kelistrikan laboratorium dapat tetap terjaga dan tidak menimbulkan gangguan terhadap fungsi serta akurasi pengujian alat kesehatan.

#### **4.5. Keterbatasan Penelitian**

Penelitian ini memiliki beberapa keterbatasan yang perlu diperhatikan untuk pengembangan studi selanjutnya yaitu :

1. Objek penelitian terdiri dari enam peralatan elektromedis, yaitu Electrocardiograph (ECG), Patient Monitor, Suction Pump, Oxygen Concentrator, Infant Incubator, dan Climatic Chamber di Laboratorium Uji Produk Alat Kesehatan.
2. Pengukuran dilakukan menggunakan Power Quality Analyzer Hioki PW3198 pada sistem 1 fasa 230 V, 50 Hz (1P2W AC/DC) dengan dua kondisi: pengujian setiap peralatan dan gabungan seluruh peralatan.
3. Analisis harmonisa dibatasi pada orde ke-2 hingga ke-50, sesuai standar IEEE Std 519-2014, dengan parameter utama: tegangan fundamental ( $V_1$ ), arus fundamental ( $I_1$ ), THD<sub>v</sub>, THDi, dan orde harmonisa dominan.
4. Pengukuran dilakukan dalam kondisi steady-state, tanpa memperhitungkan efek transien, lonjakan arus awal, atau gangguan sesaat.
5. Pengolahan data dilakukan melalui hasil ekspor CSV dari Hioki PW3198 menggunakan Microsoft Excel, dan hasilnya dibandingkan dengan batas standar IEEE Std 519-2014 (THD<sub>v</sub> ≤ 8%, THDi ≤ 15%).

6. Ruang lingkup penelitian hanya mencakup sistem kelistrikan laboratorium, sehingga hasil tidak digeneralisasikan untuk instalasi rumah sakit atau sistem distribusi lain.
7. Kajian mitigasi harmonisa hanya diberikan dalam bentuk rekomendasi estimasi teknis umum, tanpa penerapan langsung filter harmonisa atau perbaikan sistem kelistrikan.

## **BAB 5**

### **KESIMPULAN DAN SARAN**

#### **5.1. Kesimpulan**

Berdasarkan hasil pengukuran, analisis data, dan pembahasan yang telah dilakukan, maka dapat diambil beberapa kesimpulan sebagai berikut:

- a. Setiap peralatan elektromedis yang diuji terbukti menghasilkan harmonisa arus dengan karakteristik berbeda, terutama ECG, Patient Monitor, Suction Pump, dan Climatic Chamber yang menunjukkan spektrum dominan pada orde ke-3 dan ke-5. Hal ini mengonfirmasi bahwa sebagian besar peralatan menggunakan rangkaian catu daya non-linear (SMPS) yang menjadi sumber utama distorsi arus.
- b. Nilai THD<sub>v</sub> pada seluruh pengujian tetap berada jauh di bawah batas IEEE Std 519-2014 ( $\leq 8\%$ ), dengan rentang 1,55–1,68%. Hal ini menunjukkan bahwa sistem kelistrikan laboratorium memiliki impedansi sumber yang kuat sehingga tidak terjadi distorsi tegangan yang berarti meskipun beban non-linear beroperasi.
- c. THD<sub>i</sub> peralatan individual menunjukkan nilai sangat tinggi, terutama ECG (143,71%) dan Patient Monitor (156,50%). Distorsi ini menandakan dominasi arus harmonisa dibanding arus fundamental, yang berpotensi meningkatkan rugi-rugi I<sup>2</sup>R, pemanasan konduktor, serta menurunkan faktor daya total.
- d. Pada kondisi pengoperasian gabungan, THD<sub>i</sub> sistem justru menurun drastis, hal ini disebabkan oleh cancellation effect dan perbedaan sudut fasa antar komponen harmonisa, sehingga sebagian harmonisa saling melemahkan. Hasil ini menunjukkan bahwa interaksi antar beban non-linear dapat menurunkan distorsi secara keseluruhan.

- e. Analisis komponen harmonisa  $I_{h3}$  dan  $I_{h5}$  mengindikasikan bahwa harmonisa orde rendah merupakan penyumbang terbesar distorsi arus, sehingga strategi mitigasi harus difokuskan pada filter ter-tuning orde ke-3 dan ke-5.
- f. Perancangan mitigasi menggunakan kombinasi LC dan Active Harmonic Filter (AHF) terbukti memberikan skema yang paling efektif, dengan penentuan nilai C, L, dan kapasitas arus AHF yang disesuaikan dengan spektrum tiap peralatan. Pendekatan hybrid ini memberikan fleksibilitas dalam mereduksi harmonisa orde tertentu sekaligus menangani harmonisa residu yang tidak dapat disaring filter pasif.

## 5.2. Saran

Berdasarkan hasil penelitian dan temuan yang diperoleh, maka disarankan beberapa hal sebagai berikut:

- a. Implementasi sistem mitigasi bertahap disarankan dimulai dari peralatan dengan THDi tertinggi (ECG, Patient Monitor, Climatic Chamber) menggunakan kombinasi filter LC orde 3–5 dan AHF. Pendekatan ini memberikan rasio biaya–manfaat terbaik untuk peningkatan kualitas daya laboratorium.
- b. Perlu dilakukan pemantauan kualitas daya secara berkala menggunakan Power Quality Analyzer untuk memastikan tingkat distorsi tetap berada dalam batas aman, terutama saat konfigurasi beban laboratorium berubah atau saat terjadi penambahan peralatan baru.
- c. Rekomendasi peningkatan kapasitas sistem kelistrikan meliputi penggunaan kabel dan transformator dengan harmonic derating factor yang memadai, terutama apabila beban non-linear semakin banyak pada masa mendatang.

- d. Penataan ulang konfigurasi panel dan pemisahan kelompok beban yang memiliki spektrum harmonisa serupa perlu dipertimbangkan untuk meminimalkan resonansi internal dan mengoptimalkan efek pembatalan harmonisa antar peralatan.
- e. Laboratorium disarankan menetapkan standar operasional (SOP) pengoperasian dan evaluasi harmonisa, termasuk inspeksi berkala terhadap filter pasif, AHF, serta pengecekan kondisi kapasitor untuk mencegah kegagalan resonansi dan overheating.
- f. Perlu dilakukan penelitian lanjutan mengenai pengaruh harmonisa terhadap usia pakai alat kesehatan serta evaluasi keandalan sistem mitigasi dalam jangka panjang, guna mendukung peningkatan mutu layanan laboratorium uji produk alat kesehatan.

Dengan demikian, hasil penelitian ini diharapkan dapat menjadi acuan teknis dan manajerial dalam upaya peningkatan kualitas daya listrik, efisiensi energi, dan keandalan sistem laboratorium uji produk alat kesehatan di Indonesia, serta memberikan kontribusi nyata terhadap standarisasi laboratorium pengujian berbasis kualitas daya yang baik sesuai standar IEEE 519 Tahun 2014.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] “Permenkes Nomor 54 Tahun 2015(8)”. tentang Pengujian dan Kalibrasi Alat Kesehatan, Jakarta : Kemenkes RI, 2015
- [2] IEEE, “IEEE Std 519-2014 (Revision of IEEE Std 519-1992), *IEEE Recommended Practice and Requirements for Harmonic Control in Electric Power Systems*,” *IEEE Std 519-2014 (Revision IEEE Std 519-1992)*, vol. 2014, pp. 1–29, 2014, [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/servlet/opac?punumber=6826457>
- [3] *International Electrotechnical Commission (IEC)*, “Iec 61000-4-7:2002+a1:2008,” 2008.
- [4] International Electrotechnical Commission, “*Electromagnetic compatibility (EMC) – Part 3-2: Limits – Limits for harmonic current emissions (equipment input current  $\leq 16$  A per phase)*,” *Int. Electrotech. Comm.*, vol. 5.0 2018–0, p. 13, 2018.
- [5] Hasan, S., Isa, M., Roslan, M. A., Hafizi, M., Musdar, D., Hardi, S., & Fitra, M. (2015). *Harmonics Performances of Single Phase Transformer due to DC Bias. Applied Mechanics and Materials*, 793, 202–205. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amm.793.202>
- [6] M. Al and E. Zondra, “Analisis Harmonisa Menggunakan Filter Pasif Pada Vsd Dengan Beban Motor Electrical Submersible Pump Di Pt. CPI,” 2021.
- [7] R. Geohera, P. Studi, T. Elektro, F. Teknik, and U. M. Yogyakarta, “Analisis Kandungan Harmonisa Arus Dan Tegangan Pada Gedung Asri Medical Center ( Amc ) Yogyakarta,” 2021, [Online]. Available: <https://etd.umy.ac.id/id/eprint/2742/%0Ahttps://etd.umy.ac.id/id/eprint/2742/1/HalamanJudul.pdf>
- [8] Badan Standardisasi Nasional, “Peralatan elektromedik – Bagian 1-3: Persyaratan umum untuk keselamatan dasar dan kinerja utama – Standar Jaminan: Proteksi radiasi pada peralatan sinar-X diagnostik,” vol. IEC 60601-, 2024.
- [9] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia, “Pedoman Penilaian Alat Kesehatan Sesuai Dengan Permenkes Nomor 62 Tahun 2017,” *Kementerian Kesehat. Republik Indones.*, 2019.
- [10] M. Pharmaceutical, Y. Wang, T. Valappil, I. Menfo, and J. Alexander, “AND,” pp. 1–54.
- [11] Dugan,R.c., McGranaghan,M.F., Santoso,S., & Beaty,H. WW. Are *et al.*,

“*Electrical Power Systems Quality*, Second Edition”.2012

- [12] A. Asuhaimi, M. Zin, A. Naderipour, and J. Tavalaei, “Control Active Power Filter for improving Power Quality in the Micro-grid,” vol. 2, no. 8, pp. 2249–2253, 2013.
- [13] Sugiarto, Bambang “Elektronika Dasar”.Jakarta: Graha Ilmu, 2010.
- [14] F. C. . De La Rosa, *Harmonics and power systems*. CRC/Taylor & Francis, 2006.
- [15] J. Teknologi and E. Uda, “Analisa Pengaruh Harmonisa Pada Pengoperasian Beban Listrik,” 2020.
- [16] Hioki, “Power Quality Analyzer PQ3198,” *Hioki Corp.*, no. July, 2021, [Online]. Available: <https://hioki.co.id/pengertian-power-quality-analyzer/>
- [17] B. E. M. C. Publication, P. Fondamentale, and E. N. Cem, “*Iec 61000-2-2 International Standard Norme Internationale*,” 2017, [Online]. Available: <https://standards.iteh.ai/catalog/standards/sist/4b6f7a2c-b217-4680-8256->
- [18] Z. W. Ramli, S. Handoko, and A. A. Zahra, “Analisis Dan Perancangan Mitigasi Harmonik Tegangan Dan Arus Di Poltekkes Kemenkes Semarang,” *Transient J. Ilm. Tek. Elektro*, vol. 10, no. 2, pp. 312–318, 2021, doi: 10.14710/transient.v10i2.312-318.
- [19] M. Bollen, *Understanding Power Quality Probems - Voltage Sags and Interruptions*. 2000. doi: 10.1109/9780470546840.
- [20] S. S. Adamu, H. S. Muhammad, and D. S. Shuaibu, “*Harmonics assessment and mitigation in medical diagnosis equipment*,” *2014 IEEE 6th Int. Conf. Aware. Sci. Technol. iCAST 2014*, no. July 2020, pp. 70–75, 2014, doi: 10.1109/ICAwST.2014.6981841.
- [21] D. S. Arum, P. Studi, T. Elektro, F. Teknik, and U. M. Surakarta, “Disusun sebagai salah satu syarat menyelesaikan Program Studi Strata I Pada Jurusan Teknik Elektro Fakultas Teknik,” *PHARMACONJurnal Ilm. Farm.*, vol. 9, no. 1, pp. 258–263, 2018.
- [22] S. P. N. Loads and S. P. N. Loads, “*The Modern Hospital / Health Care Environment & Harmonics*,” 2020.
- [23] R. Hartungi and L. Jiang, “*Investigation of power quality in health care facility*,” *Renew. Energy Power Qual. J.*, vol. 1, no. 8, pp. 996–1004, 2010, doi: 10.24084/repqj08.555.

- [24] S. Paulo, A. Ribeiro, D. R. Ave, and M. Cruzes, “An Assessment of the Electric Power Quality and Electrical Installation Impacts on Medical Electrical Equipment Operations at Health Care Facilities Mário César Giacco Ramos and 2 Carlos Márcio Vieira Tahan University of Sao Paulo , 158 Luciano Gualberto,” vol. 6, no. 4, pp. 638–645, 2009.
- [25] D. N. Prabowo, M. Haddin, and D. Nugroho, “Reduksi Harmonisa Dengan Filter Aktif Shunt Berbasis Matlab/Simulink,” *Media Elektr.*, vol. 8, no. 2, 2015.
- [26] Dugan, Roger C., Mark F. Mc Granaghan, Surya Santoso, and H.Wayne Beaty. “*Electrical Power Systems Quality*, Second Edition.” 2<sup>nd</sup> ed. New Yoek: McGraw-Hill. 2002
- [27] M. Kumar, M. A. Uqaili, Z. A. Memon, and B. Das, “Experimental Harmonics Analysis of UPS (Uninterrupted Power Supply) System and Mitigation Using Single-Phase Half-Bridge HAPF (Hybrid Active Power Filter) Based on Novel Fuzzy Logic Current Controller (FLCC) for Reference Current Extraction (RCE),” *Adv. Fuzzy Syst.*, vol. 2022, 2022, doi: 10.1155/2022/5466268.
- [28] Ariillaga, J., and N.R. Watson "Power System Harmonic" 2<sup>nd</sup> ed. Hoboken, NJ: Wiley. 2003.
- [29] W. M. Grady and S. Santoso, “Understanding power system harmonics,” *IEEE Power Eng. Rev.*, vol. 21, no. 11, pp. 8–11, 2001, doi: 10.1109/MPER.2001.961997.
- [30] ISO 5167-2:2003(E), “International Standard IEC 61000-4-30,” 61010-1 © Iec2001, vol. 2003, p. 13, 2021.
- [31] IEC. *IEC 61000-2-2: Compatibility Levels for Low-Frequency Conducted Disturbances and Signalling in Public Low-Voltage Power Supply Systems*. Geneva: IEC, 2017.
- [32] IEC. *IEC 61000-3-2: Limits for Harmonic Current Emissions (Equipment Input Current  $\leq 16$  A Per Phase)*. Geneva: IEC, 2018.
- [33] World Health Organization (WHO). *Introduction to Medical Equipment Inventory Management*. WHO Press, 2011.
- [34] Kementerian Kesehatan Republik Indonesia. *Pedoman Penilaian Alat Kesehatan Sesuai Permenkes 62/2017*. Jakarta: Kemenkes RI, 2019.
- [35] Badan Standardisasi Nasional (BSN). *SNI IEC 60601-1-3: Persyaratan Umum untuk Proteksi Radiasi pada Peralatan Sinar-X Diagnostik*. Jakarta: BSN, 2024.