

**MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT
INAP CERDAS BERBASIS *WEARABLE DEVICE* DAN JARINGAN SENSOR
NIRKABEL**

(Tesis)

Oleh:

Michelin Radina Putri

2225031018



**MAGISTER TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG
BANDAR LAMPUNG
2025**

**MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT
INAP CERDAS BERBASIS *WEARABLE DEVICE* DAN JARINGAN SENSOR
NIRKABEL**

Oleh
MICHELIN RADINA PUTRI

Tesis

Sebagai Salah Satu Syarat untuk Mencapai Gelar
MAGISTER TEKNIK ELEKTRO

Pada

Program Pascasarjana Magister Teknik Elektro
Fakultas Teknik Universitas Lampung



**PROGRAM PASCASARJANA MAGISTER TEKNIK ELEKTRO
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS LAMPUNG BANDAR LAMPUNG**

2025

ABSTRAK

PATIENT CONDITION MONITORING FOR SMART INPATIENT ROOM APPLICATION BASED ON WEARABLE DEVICE AND WIRELESS SENSOR NETWORK

Oleh

MICHELIN RADINA PUTRI

Penelitian ini bertujuan merancang *wearable device* berbasis multi-sensor untuk memonitor parameter kesehatan, seperti denyut nadi, suhu tubuh, kadar oksigen, dan aktivitas otot, yang terintegrasi dalam jaringan *Wireless Local Area Network* (WLAN). *Wearable device* ini menggabungkan sensor MAX30100, DS18B20, dan sensor aktivitas otot untuk mendukung pemantauan real-time pasien di ruang isolasi rumah sakit. Data yang dikumpulkan disalurkan melalui *Thingsboard*, memungkinkan akses jarak jauh oleh tenaga medis. Sistem ini menggunakan teknologi *Wireless Body Area Network* (WBAN) untuk memastikan pengiriman data yang efisien dan mendukung pengembangan ruang rawat inap cerdas. Selain itu, penelitian ini melakukan kalibrasi sensor, mengevaluasi kapasitas baterai yang digunakan, mengevaluasi performa jaringan, termasuk kecepatan transmisi data, untuk memastikan kestabilan komunikasi pada area lokal. Kalibrasi yang dilakukan menghasilkan 98% hingga 99% akurasi. Lalu pada uji kinerja jaringan yang membuktikan bahwa nilai throughput akan semakin kecil apabila jarak semakin jauh dibuktikan dengan nilai rata-rata throughput yang dicatat oleh Wireshark adalah 45 Mbits/s, 35,4 Mbits/s, 32,6 Mbits/s, 28,9 Mbits/s, dan 19,8 Mbits/s dengan variasi jarak 0 m, 4 m, 8 m, 12 m, dan 16 m, sedangkan pada rata-rata throughput yang dicatat oleh iPerf adalah 31,8 Mbits/s, 22,7 Mbits/s, 13,3 Mbits/s, 7,1 Mbits/s, dan 4,7 Mbits/s.

Keywords: *wearable device*, monitoring pasien, kalibrasi, multisensor, dan uji kinerja jaringan.

ABSTRACT**MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT
INAP CERDAS BERBASIS *WEARABLE DEVICE* DAN JARINGAN SENSOR
NIRKABEL**

Oleh

MICHELIN RADINA PUTRI

Penelitian ini bertujuan merancang *wearable device* berbasis multi-sensor untuk memonitor parameter kesehatan, seperti denyut nadi, suhu tubuh, kadar oksigen, dan aktivitas otot, yang terintegrasi dalam jaringan *Wireless Local Area Network* (WLAN). *Wearable device* ini menggabungkan sensor MAX30100, DS18B20, dan sensor aktivitas otot untuk mendukung pemantauan real-time pasien di ruang isolasi rumah sakit. Data yang dikumpulkan disalurkan melalui *Thingsboard*, memungkinkan akses jarak jauh oleh tenaga medis. Sistem ini menggunakan teknologi *Wireless Body Area Network* (WBAN) untuk memastikan pengiriman data yang efisien dan mendukung pengembangan ruang rawat inap cerdas. Selain itu, penelitian ini melakukan kalibrasi sensor, mengevaluasi kapasitas baterai yang digunakan, mengevaluasi performa jaringan, termasuk kecepatan transmisi data, untuk memastikan kestabilan komunikasi pada area lokal. Kalibrasi yang dilakukan menghasilkan 98% hingga 99% akurasi. Lalu pada uji kinerja jaringan yang membuktikan bahwa nilai throughput akan semakin kecil apabila jarak semakin jauh dibuktikan dengan nilai rata-rata throughput yang dicatat oleh Wireshark adalah 45 Mbits/s, 35,4 Mbits/s, 32,6 Mbits/s, 28,9 Mbits/s, dan 19,8 Mbits/s dengan variasi jarak 0 m, 4 m, 8 m, 12 m, dan 16 m, sedangkan pada rata-rata throughput yang dicatat oleh iPerf adalah 31,8 Mbits/s, 22,7 Mbits/s, 13,3 Mbits/s, 7,1 Mbits/s, dan 4,7 Mbits/s.

Kata kunci: *wearable device*, monitoring pasien, kalibrasi, multisensor, dan uji kinerja jaringan.

Judul Tesis

**MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK
APLIKASI RUANG RAWAT INAP CERDAS
BERBASIS WEARABLE DEVICE DAN
JARINGAN SENSOR NIRKABEL**

Nama Mahasiswa

Michelin Radina Putri

Nomor Pokok Mahasiswa

: 2225031018

Jurusan

: Magister Teknik Elektro

Fakultas

: Teknik

MENYETUJUI

1. Komisi Pembimbing

Pembimbing I

Pembimbing II


Dr. Misfa Susanto S.T., M.Sc.
NIP. 19710525 199903 1 001


Dr. Sri Purwiyanti, S.T., M.T.
NIP. 19731004 199803 1 001

2. Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro


Dr. Misfa Susanto S.T., M.Sc.
NIP. 19710525 199903 1 001

MENGESAHKAN

1. Komisi Penguji

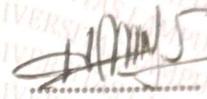
Ketua Komisi Penguji

(Pembimbing I) : Dr. Misfa Susanto S.T., M.Sc.



Sekretaris Komisi Penguji

(Pembimbing II) : Dr. Sri Purwiyanti, S.T., M.T.



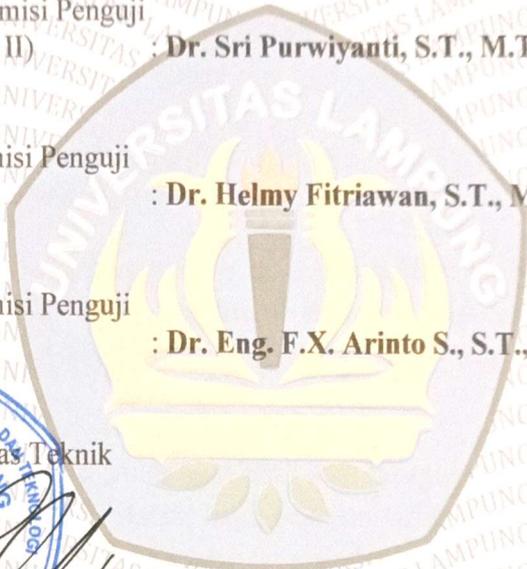
Anggota Komisi Penguji

(Penguji I) : Dr. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc.



Anggota Komisi Penguji

(Penguji II) : Dr. Eng. F.X. Arinto S., S.T., M.T.



2. Dekan Fakultas Teknik



Dr. Eng. Ir. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc. }

NIP. 19750928 200112 1 002

3. Direktur Program Pascasarjana



Prof. Dr. Ir. Murhadi, M.Si.

NIP. 19640326 198902 1 001

Tanggal Lulus Ujian Tesis : 21 Januari 2025

LEMBAR PERNYATAAN

Saya menyatakan dengan sesungguhnya bahwa tesis yang saya susun sebagai syarat untuk memperoleh gelar Magister Teknik dari Program Pascasarjana Magister Teknik Elektro seluruhnya merupakan hasil karya sendiri.

Adapun bagian-bagian tertentu dalam penulisan tesis yang saya kutip dari hasil karya orang lain telah dituliskan sumbernya secara jelas sesuai dengan norma, kaidah dan etika penulisan ilmiah.

Tesis dengan judul "MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT INAP CERDAS BERBASIS WEARABLE DEVICE DAN JARINGAN SENSOR NIRKABEL" dapat diselesaikan berkat bimbingan dan motivasi dari pembimbing-pembimbing saya, yaitu:

1. Dr. Misfa Susanto, S.T., M.Sc.
2. Dr. Sri Purwiyanti, S.T., M.T.

Saya ucapkan terima kasih yang sebesar besarnya kepada semua pihak, khususnya kedua dosen pembimbing dan Bapak/Ibu Dosen Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Lampung yang banyak memberikan ilmu pengetahuan, bimbingan dan motivasi.

Apabila dikemudian hari ditemukan seluruh atau sebagian tesis ini bukan hasil karya sendiri atau adanya plagiat dalam bagian-bagian tertentu, saya bersedia menerima sanksi pencabutan gelar akademik yang saya sandang dan sanksi-sanksi lainnya sesuai dengan peraturan perundangan yang berlaku.

Bandar Lampung, 22 Januari 2025



Michelin Radina
NPM. 2225031018

RIWAYAT HIDUP



Penulis lahir di Bandar Lampung, 11 November 1999. Penulis merupakan anak pertama dari tiga bersaudara, dari pasangan Bapak Dwi Ratno, S.T., dan Ibu Lidia Susana. Pendidikan penulis di SD Kartika II-5 Bandar Lampung pada tahun 2005 hingga 2011, SMP N 8 Bandar Lampung pada tahun 2011 hingga 2014, dan SMA S Perintis 2 Bandar Lampung pada tahun 2014 hingga 2017. Penulis menjadi mahasiswa Jurusan Teknik Elektro, Universitas Lampung, pada tahun 2017 melalui jalur SMM-PTN Barat. Selama menjadi mahasiswa, penulis tergabung dalam lembaga kemahasiswaan yang ada di Jurusan Teknik Elektro yaitu Himpunan Mahasiswa Teknik Elektro (HIMATRO) sebagai anggota Departemen Pendidikan, Minat, dan Bakat selama dua periode kepengurusan yaitu pada tahun 2018-2019. Pada 06 Juli 2020 sampai 12 Agustus 2020, penulis melaksanakan kerja praktik di PT. PLN UPK Sebalang dengan mengangkat judul “Analisis dan Simulasi Kendali Suhu Menggunakan PI Metode *Ziegler-Nichols* pada Sistem Pengaturan *Valve Main Steam Boiler* di PT. PLN UPK Sebalang.”

Pada tahun 2022 penulis terdaftar sebagai Mahasiswa Program Pascasarjana Magister Teknik Elektro Universitas Lampung. Dan pada tahun 2023 penulis melakukan penelitian pada bidang mikrokontroler dengan judul tesis “Generator Set Uji untuk Diagnosis Kesalahan Rangkaian Kombinasional Multiplexer 4 Line to 1 Line Menggunakan Metode Artificial Neural Network” dibawah bimbingan Bapak Dr. Misfa Susanto, S.T., M.Sc. dan Ibu Dr. Sri Purwiyanti, S.T., M.T.

Bandar Lampung, 22 Januari 2025

Penulis

MICHELIN RADINA



PERSEMBAHAN

Dengan ridho Allah SWT, teriring shalawat kepada Nabi Muhammad SAW
Karya Tulis ini kupersembahkan untuk:

Ayah dan Ibuku Tercinta

Bapak Dwi Ratno, S.T., dan Ibu Lidia Susana.

Keluarga Kecil Tersayang

Nenekku, Umsadah dan Kedua Adikku, Khintan Rachelia dan Michael Ferdinand..

Sahabat-sahabatku

*Yang selalu membantu, memberikan semangat, mendukung menuju keberhasilan,
serta berbagi cerita suka duka dalam berkeluh kesah*

Keluarga Besar Magister Teknik Elektro 2022

*Yang selalu memberi semangat, dukungan dalam proses yang sangat panjang, dan
selalu berdiri bersama dalam perjuangan menuju kesuksesan*

Almamaterku

Universitas Lampung

Bangsa dan Negaraku

Republik Indonesia

Terima kasih untuk semua yang telah diberikan kepadaku. *Jazzakallah Khairan.*



MOTTO

“..dan berbuat baiklah (kepada orang lain) sebagaimana Allah telah berbuat baik kepadamu.”

(QS. Al-Qashash:77)

Man Jadda Waa Jadda

Barangsiapa yang bersungguh-sungguh, maka akan mendapatkannya.

“Sesungguhnya bersama kesulitan pasti ada kemudahan.”

(QS. Al-Insyitah:5)

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur kami panjatkan ke hadirat Tuhan Yang Maha Esa atas rahmat dan karunia-Nya sehingga penelitian ini, yang berjudul "**MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT INAP CERDAS BERBASIS WEARABLE DEVICE DAN JARINGAN SENSOR NIRKABEL**", dapat diselesaikan dengan baik. Penelitian ini merupakan wujud kontribusi kecil saya dalam menjawab tantangan kesehatan global yang kian kompleks, khususnya dalam konteks pengendalian dan pemantauan penyakit menular melalui udara yang membutuhkan pendekatan inovatif dan multidisiplin.

Dalam menyusun tesis ini, saya mendapatkan banyak dukungan, baik secara akademik maupun moral. Oleh karena itu, saya ingin menyampaikan penghargaan yang tulus kepada kedua pembimbing saya, penguji, dosen, serta para kolega yang telah memberikan wawasan, arahan, dan inspirasi yang tak ternilai selama proses penelitian ini berlangsung. Tanpa kerja sama dan dukungan dari berbagai pihak, penelitian ini tidak akan terwujud sebagaimana adanya saat ini.

Saya menyadari bahwa hasil penelitian ini masih memiliki keterbatasan dan ruang untuk pengembangan lebih lanjut. Oleh karena itu, kami sangat terbuka terhadap masukan, kritik, dan saran konstruktif dari berbagai pihak untuk menyempurnakan penelitian ini di masa mendatang. Semoga karya ini dapat memberikan manfaat nyata bagi dunia akademik, sektor kesehatan, dan masyarakat luas, serta menjadi inspirasi untuk inovasi-inovasi yang lebih baik di masa depan. Akhir kata, semoga Tuhan Yang Maha Kuasa senantiasa memberikan keberkahan atas segala upaya yang telah dilakukan, dan semoga penelitian ini dapat memberikan kontribusi positif bagi kemajuan ilmu pengetahuan dan teknologi.

Bandar Lampung, 21 Januari 2025

Michelin Radina

SAN WACANA

Segala puji bagi Allah SWT, atas limpahan nikmat-Nya yang diberikan kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini. Shalawat dan salam senantiasa dicurahkan kepada Nabi Muhammad SAW suri teladan yang mampu membuka sesuatu yang terkunci, penutup dari semua terdahulu, penolong kebenaran dengan jalan yang benar, dan petunjuk kepada jalan-Mu yang lurus. Tugas akhir ini dengan judul **“MONITORING KONDISI PASIEN UNTUK APLIKASI RUANG RAWAT INAP CERDAS BERBASIS WEARABLE DEVICE DAN JARINGAN SENSOR NIRKABEL”** ini merupakan salah satu syarat untuk memperoleh gelar Magister Teknik pada Jurusan Teknik Elektro, Fakultas Teknik, Universitas Lampung. Pada kesempatan ini, penulis mengucapkan terimakasih kepada:

1. Ibu Prof. Dr. Ir. Lusmeilia Afriani, D.E.A., I.P.M., selaku Rektor Universitas Lampung.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. Murhadi, M.Si., selaku Direktur Program Pascasarjana Fakultas Teknik Universitas Lampung.
3. Bapak Dr. Eng. Helmy Fitriawan, S.T., M.Sc., selaku Dekan Fakultas Teknik, Universitas Lampung, juga selaku dosen penguji utama yang telah banyak memberikan kritik, saran dan motivasi yang bermanfaat bagi penulis.
4. Ibu Herlinawati, S.T., M.T., selaku Ketua Jurusan Teknik Elektro Universitas Lampung.
5. Bapak Misfa Susanto, S.T., M.T., Ph.D. selaku Ketua Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Lampung, pembimbing akademik, dan pembimbing utama tesis saya yang banyak memberikan waktu, ide pemikiran, motivasi, serta semangat bagi penulis.
6. Ibu Dr. Sri Purwiyanti, S.T., M.T., selaku pembimbing pendamping tesis, yang telah banyak memberikan waktu, pengalaman, motivasi dan pemikiran bagi penulis.
7. Bapak Dr. Eng. F.X. Arinto Setyawan, S.T., M.T., selaku dosen penguji kedua yang telah banyak memberikan kritik dan saran yang bermanfaat bagi penulis.

8. Ibu Dr. Sri Ratna Sulistyanti, S.T., M.T., selaku dosen Laboratorium Elektronika yang telah banyak memberikan motivasi dan saran yang bermanfaat bagi penulis.
9. Seluruh Dosen Program Studi Magister Teknik Elektro Universitas Lampung, berkat ilmu yang telah diajarkan kepada penulis selama penulis menjalani masa studi di perkuliahan.
10. Seluruh Tenaga Pendidik Program Studi Magister Teknik Elektro Fakultas Teknik Universitas Lampung yang telah banyak membantu kepada penulis, sehingga dapat menyelesaikan tugas akhir ini.
11. Seluruh teman-teman Program Studi Magister Teknik Elektro UNILA angkatan 2022 untuk kebersamaan yang telah dijalani. Tiada kata yang dapat penulis utarakan untuk mengungkapkan perasaan senang dan bangga menjadi bagian dari angkatan 2022.
12. Kedua orang tua, ayah dan ibu yang selalu menyayangi, mendidik, membimbing, berkorban serta mendoakan penulis.
13. Kedua adikku, Khintan Rachelia dan Michael Ferdinand, yang selalu bersedia menjadi penolong bagi penulis.
14. Seluruh penghuni di Laboratorium RCKD, terutama Kak Tiya, Mba Vivi, dan Kak Yudi, yang selalu setia mendengarkan keluh kesah serta memberikan motivasi kepada penulis selama melakukan penelitian.
15. Putri Miranda Afrilia, selaku sahabat karib penulis yang setia mendengarkan keluh kesah dan memberikan semangat kepada penulis.
16. Kak Alisha dan Ferdillah, selaku teman seperjuangan selama melakukan bimbingan dan penelitian, yang juga membantu dan memberikan motivasi kepada penulis.
17. Nobi, Moya, Cala, dan Piko, selaku anak bulu penulis, yang selalu menebarkan energi positif ketika penulis melakukan penelitian.
18. Serta semua pihak yang telah membantu dalam penyusunan tugas akhir ini yang tidak bisa penulis sebutkan satu-persatu.

Akhir kata, Penulis menyadari bahwa Tesis ini masih jauh dari kesempurnaan, baik dari segi isi maupun cara penyajiannya. Oleh karena itu, Penulis sangat mengharapkan saran serta kritik yang bersifat membangun dari pembaca. Akhir kata sedikit harapan penulis semoga karya sederhana ini dapat berguna dan bermanfaat bagi kita semua. Aamiin Allahumma Aamiin.

Bandar Lampung, 21 Januari 2025

Penulis,

Michelin Radina

DAFTAR ISI

ABSTRAK	ii
ABSTRACT	iii
LEMBAR PENGESAHAN	iv
LEMBAR PERNYATAAN	vi
RIWAYAT HIDUP	vii
PERSEMBAHAN	viii
MOTTO	ix
KATA PENGANTAR	x
SAN WACANA	xi
DAFTAR ISI	xiv
DAFTAR TABEL	xvi
DAFTAR GAMBAR	xvii
I. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Tujuan Penelitian	5
1.3 Rumusan Masalah	5
1.4 Batasan Masalah	6
1.5 Manfaat Penelitian	6
1.6 Hipotesis	6
II. TINJAUAN PUSTAKA	8
2.1 Penelitian Terkait	8
2.2 <i>Wearable Health Device (WHD)</i>	9
2.3 <i>Wireless Sensor Network (WSN)</i>	13
2.4 Sensor MAX30100	14
2.5 Sensor DS18B20	16
2.6 Sensor Aktivitas Otot	17
2.7 ESP32 Devkit V1	19
2.8 Arduino UNO	20
2.8 Kalibrasi	21

2.9	THINGSBOARD	23
2.9	Received Signal Strength Indicator (RSSI)	24
2.10	Aplikasi Pengukuran Kinerja Jaringan.....	25
III.	METODOLOGI PENELITIAN.....	29
3.1	Waktu Dan Tempat Penelitian.....	29
3.2	Alat Dan Bahan Penelitian	29
3.3	Spesifikasi Komponen	29
3.4	Prosedur Penelitian	30
3.4	Metodologi Penelitian	31
3.5	Desain Keseluruhan Alat.....	33
3.6	Desain Keseluruhan Sistem	35
3.7	Perancangan Pengujian	38
3.8	Kalibrasi Sensor Menggunakan Metode Regresi Linier	40
3.9	Pengujian Kapasitas Baterai.....	42
3.10	Metode <i>Bland Altman</i>	43
3.10	Uji Kinerja Jaringan.....	43
IV.	HASIL DAN PEMBAHASAN.....	48
4.1	Kalibrasi Sensor	48
4.2	Uji Kinerja Jaringan	52
4.3	Uji Kinerja Sistem secara Menyeluruh	56
4.4	Kapasitas Baterai.....	59
4.5	Uji Kinerja <i>User Interface</i>	62
V.	KESIMPULAN DAN SARAN.....	68
5.1	KESIMPULAN.....	68
5.2	SARAN	69
	REFERENSI	70

DAFTAR TABEL

Tabel	Halaman
Tabel 4.1 Hasil uji coba Skema ke 2 [46].	54
Tabel 4.2 Hasil uji coba Skema ke 3 [46].	54

DAFTAR GAMBAR

Gambar	Halaman
Gambar 1.1 Arsitektur penelitian secara menyeluruh.	4
Gambar 2.1 Skematis dari empat proses penggalian data utama (aktivitas, prediksi, deteksi anomali, dan dukungan diagnosis/keputusan) dalam keterkaitannya dengan berbagai aspek penginderaan yang dapat dikenakan pada wearable health devices (wearable sensing) [17].	11
Gambar 2.2 Arsitektur general IoT dalam aspek Healthcare [18].	12
Gambar 2.3 Arsitektur dari Wireless Body Area Network [15].	14
Gambar 2.4 Sensor MAX30100.	15
Gambar 2.5 Wiring diagram Sensor MAX30100 [22].	16
Gambar 2.6 Wiring diagram Sensor DS18B20 ke ESP32 dan LCD [22].	17
Gambar 2.7 Wiring diagram sensor aktivitas otot ke ESP32.	18
Gambar 2. 8. Ilustrasi perbedaan gelombang sinus sederhana pada sensor aktivitas otot.	18
Gambar 2.9 Sensor Muscle Activity V3.	19
Gambar 2.10 ESP32 Devkit V1.	19
Gambar 2.11 Arduino UNO.	20
Gambar 2.12 Dashboard platform Thingsboard.io.	24
Gambar 2.13 Kekuatan sinyal berdasarkan RSSI pada Wi-Fi. [37].	25
Gambar 2.14 Arsitektur Wireshark [25].	26
Gambar 2.15 Arsitektur iPerf.	27
Gambar 3.1 Diagram alir prosedur penelitian.	31
Gambar 3.2 Diagram tulang ikan penelitian secara menyeluruh.	31
Gambar 3.3 Diagram desain keseluruhan alat.	34
Gambar 3.4 Flowchart proses komunikasi serial.	34
Gambar 3.5 Desain wearable device yang nyaman digunakan pasien terisolasi.	35
Gambar 3.6 Flowchart coding node sensor.	37
Gambar 3.7 Display output Sensor MAX30100 pada serial monitor.	38
Gambar 3.8 Display output Sensor DS18B20 pada serial monitor.	38
Gambar 3.9 Display output sensor aktivitas otot pada serial plotter.	39
Gambar 3.10 Diagram alir proses kalibrasi sensor.	40
Gambar 3.11 Rangkaian pada perhitungan kapasitas baterai.	42
Gambar 3.12 Nilai RSSI pada setiap percobaan variasi jarak [46].	44
Gambar 3.13 Denah penempatan Access Point dan node berdasarkan lokalisasi RSSI.	45
Gambar 3.14 Arsitektur tiga skema yang dilakukan dalam uji kinerja jaringan [46].	46
Gambar 4.1 Ilustrasi pengambilan data perbedaan antara sensor MAX30100 dan Pulse Oximeter [22].	48
Gambar 4.2 Persamaan Regresi Linier untuk output Heart Rate [22].	49
Gambar 4.3 Persamaan Regresi Linier untuk output Respirasi Oksigen (SpO ₂) [22].	49

Gambar 4.4 Plot Bland Altman pada perbandingan sensor MAX30100 dan Pulse Oximeter untuk keluaran Heart Rate [22].	50
Gambar 4.5 Plot Bland Altman pada perbandingan sensor MAX30100 dan Pulse Oximeter untuk keluaran SpO2 [22].	50
Gambar 4.6 Ilustrasi pengambilan data perbedaan antara sensor DS18B20 dan Termometer Digital [22].	51
Gambar 4.7 Persamaan Regresi Linier untuk output Suhu Tubuh [22].	51
Gambar 4.8 Plot Bland Altman pada perbandingan sensor DS18B20 dan Digital Thermometer untuk keluaran Suhu [22].	52
Gambar 4.9 Hasil uji coba pada Skema 1.	53
Gambar 4.10 Nilai throughput rata-rata pada variasi jarak.	70
Gambar 4.11 Tampilan pada LCD sistem.	72
Gambar 4.12 Uji kinerja sistem secara menyeluruh yang diimplementasikan langsung pada manusia, (a) pada aspek suhu tubuh, (b) pada aspek denyut nadi atau heart rate, (c) pada aspek respirasi oksigen, dan (d) pada aspek elektromiogram atau aktivitas otot.	59
Gambar 4.13 Perbedaan penggunaan daya baterai.	60
Gambar 4.14 Modul TP4056 dengan dua keadaan, (a) lampu berwarna merah berarti modul melakukan pengisian daya pada baterai; (b) lampu berwarna biru berarti daya baterai telah terisi penuh.	61
Gambar 4.15 Tampilan fitur devices pada ThingsBoard.	62
Gambar 4.16 Tampilan fitur Latest Telemetry pada ThingsBoard.	63
Gambar 4.17 Setting dashboard utama Thingsboard ketika tidak diaktifkan.	64
Gambar 4.18 Dashboard utama Thingsboard ketika diaktifkan.	64
Gambar 4.19 Hasil uji coba keseluruhan sistem setelah terintegrasi ke user interface, dengan (a) uji coba pada individu pertama, (b) uji coba pada individu kedua, (c) uji coba pada individu ketiga, (d) uji coba pada individu keempat.	65

I. PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Penyakit yang dapat menyebabkan koma, seperti stroke, cedera otak traumatik, atau komplikasi infeksi berat seperti meningitis dan COVID-19, menimbulkan tantangan besar bagi sistem kesehatan, terutama dalam hal monitoring dan perawatan pasien dalam kondisi kritis. Tantangan ini semakin meningkat ketika pasien berada dalam isolasi, baik karena risiko infeksi tinggi atau kebutuhan untuk meminimalkan kontak fisik demi melindungi tenaga medis. Upaya pengendalian yang efektif memerlukan kerjasama antara pemerintah, tenaga kesehatan, dan masyarakat. Deteksi dini, pengobatan yang tepat, vaksinasi, dan edukasi masyarakat merupakan komponen kunci dalam strategi pengendalian penyakit ini. Sementara tantangan tetap ada, langkah-langkah yang perlu diambil untuk mengendalikan penyebaran penyakit menular melalui udara terus berkembang dan disesuaikan untuk menghadapi situasi yang dinamis. Penyakit menular melalui udara, tentu saja mengakibatkan penderitanya harus dirawat intensif di dalam ruang isolasi dan termonitoring secara berkala secara terus-menerus. Monitoring pasien juga dapat dilakukan baik secara konvensional (manual) atau secara otomatis (*real-time*). Monitoring secara otomatis dapat dilakukan melalui perangkat elektronik yang dilengkapi dengan multisensor dan teknologi informasi dan komunikasi (TIK).

Teknologi dalam dunia kesehatan menjadi solusi penting untuk memantau kesehatan pasien koma dan terisolasi secara otomatis dan real-time. Wearable device berbasis multisensor memberikan kemampuan untuk memantau berbagai indikator vital seperti suhu tubuh, tekanan darah, denyut nadi, kadar oksigen, dan aktivitas otot tanpa perlu interaksi langsung yang berulang. Pemantauan indikator-indikator ini sangat relevan untuk mendeteksi perubahan kondisi pasien secara dini, seperti tanda-tanda distress pernapasan, demam tinggi, atau gangguan sirkulasi darah. Dengan adanya sistem pemantauan jarak jauh ini, tenaga medis dapat melakukan intervensi yang cepat dan tepat waktu, sekaligus mengurangi risiko paparan infeksi. Teknologi ini menjadi kunci

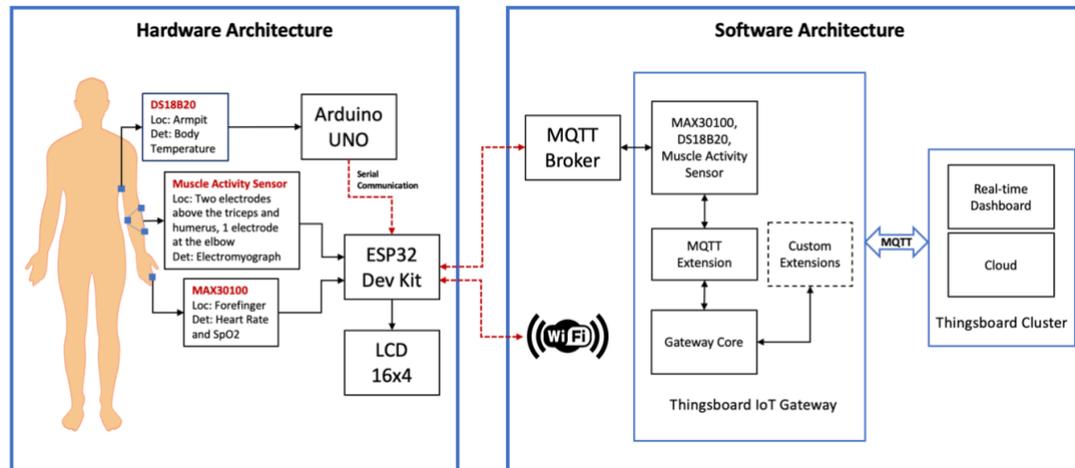
dalam meningkatkan kualitas perawatan pasien koma dan terisolasi, sekaligus mendukung efisiensi dan keselamatan dalam lingkungan perawatan intensif.

Di sebuah rumah sakit modern yang dilengkapi dengan peralatan canggih, dapat dilihat pentingnya peran teknologi dalam meningkatkan diagnosa, pengobatan, dan pengelolaan kesehatan. Terutama dalam aspek monitoring indeks kesehatan dan monitoring ruangan terisolasi. Tubuh manusia sendiri memiliki tanda vital yang dapat mencerminkan indikasi dari kondisi kesehatan seseorang melalui nilai-nilai pada parameter indeks tertentu, seperti suhu tubuh, tekanan darah, detak jantung, respirasi, denyut nadi, dan kadar oksigen yang terdapat pada kondisi tubuh manusia tersebut. Selain itu, untuk mendapatkan kesehatan yang optimal diperlukan alat atau perangkat untuk mengetahui kondisi kesehatan tubuh secara intensif. Hal ini memunculkan perlunya monitoring secara berkala tanpa henti terhadap kondisi kesehatan tubuh agar dapat diketahui tindakan apa yang harus segera diberikan agar kondisi tubuh manusia tetap dalam kondisi baik. Dalam dunia kesehatan, beberapa peneliti telah menciptakan sebuah terobosan peralatan elektronik untuk maksud di atas dan dikenal sebagai *wearable device* atau alat monitoring indeks kesehatan tubuh dengan kemampuan multisensor yang terkoneksi ke suatu tempat lain [1], [2], [3], [4].

Wearable device biasanya digunakan dengan cara disematkan ke pakaian atau dikenakan ke bagian tubuh pengguna atau pasien sehingga mobilitas pengguna akan mempengaruhi jarak antara multisensor yang terpasang pada *wearable device* dengan mikrokontroler penunjang yang digunakan untuk mengumpulkan data atau informasi yang didapat oleh sensor. Pada umumnya, *wearable device* ini menyerupai aksesoris, seperti penjepit pada jari-jari tangan, gelang, kain pintar, jaket dan berbagai bentuk lainnya yang mudah dan nyaman untuk dikenakan pada tubuh pengguna atau pasien. *Wearable device* mempunyai sejumlah keunggulan seperti dapat ditempatkan secara dinamis, dapat dinyalakan ketika waktu pengukuran diperlukan, dan dapat dirancang sesuai dengan parameter yang diukur dan dengan

ukuran yang kecil sehingga dapat meminimalkan gangguan bagi pengguna atau pasien.

Penelitian ini ditujukan untuk merancang sistem *wearable device* yang dapat melakukan penginderaan pada indeks kesehatan manusia atau pasien, lalu terhubung dengan ruangan monitoring utama atau ruang server utama dalam jaringan lokal yang terhubung jarak jauh. Adapun terdapat tiga sensor yang digunakan dalam perancangan *wearable device* yaitu MAX30100, DS18B20, dan Sensor Aktivitas Otot. Ketiga sensor ini mampu menyajikan hasil penginderaan yang dapat digunakan untuk memonitoring indikator kesehatan manusia seperti denyut nadi, suhu tubuh, tekanan oksigen, tekanan darah, dan aktivitas otot pada tubuh manusia agar termonitoring dengan baik melalui jarak jauh. Keempat aspek tersebut sangat berpengaruh dalam memonitoring indeks kesehatan tubuh manusia, terutama bagi penderita penyakit menular seperti COVID-19, atau penyakit dengan gejala sesak nafas atau penyakit yang memengaruhi kadar oksigen dalam tubuh, contohnya seperti *silent* atau *sleep* hipoksia. Sehingga dapat ditangani dengan cepat oleh tenaga medis. Hal yang membedakan penelitian ini adalah diharapkan dapat langsung diimplementasikan dalam lingkungan rumah sakit, sehingga mampu mempermudah tenaga medis dalam prosedur *screening* atau pemeriksaan pasien rawat inap secara berkala. Terdapat sensor aktivitas otot yang dapat digunakan untuk mengawasi aktivitas pasien dalam lingkup ruang isolasi. Adapun arsitektur penelitian secara menyeluruh yang mewakili penelitian ini ditunjukkan pada Gambar 1.1.



Gambar 1.1 Arsitektur penelitian secara menyeluruh.

Setelah dimonitoring secara berkala melalui *wearable device*, informasi yang diperoleh dari multisensor akan melakukan *interface* ke server yang terkoneksi. Pada penelitian ini server yang digunakan adalah *web-server*. Pada skala lebih besar, penelitian ini bertujuan agar *wearable device* dapat mendukung ruang rawat inap cerdas pada rumah sakit. Tentu saja, banyak peneliti telah melakukan penelitian dan mengusulkan penggunaan *wearable device* pada konteks pemantauan kesehatan. Namun berkaitan dengan hal itu, teknologi dapat terus berkembang dan dapat menciptakan inovasi-inovasi baru yang dapat diteliti lebih lanjut. *Wearable device* memiliki banyak keunggulan terutama pada bidang kesehatan, hal ini menimbulkan banyak inovasi terutama dalam aspek monitoring. Tujuan lain dari pada penelitian ini adalah melakukan uji kinerja jaringan pada sensor atau *node* berupa kecepatan transmisi data yang dipengaruhi oleh jarak dalam jaringan area lokal.

Penelitian ini juga didasari mengenai pengimplementasian dan monitoring *multi-sensor* pada *Wireless Body Area Network* (WBAN). Pada penelitian ini, penggunaan *multi-sensor* dapat diperluas dengan memanfaatkan WBAN yang dapat mengirimkan informasi melalui jaringan, sehingga hasil dari *multi-sensor* dapat diketahui dan dianalisa oleh seorang dokter atau tenaga medis meskipun terpisah jarak dengan pasien. Implementasi dan monitoring *multi-sensor* dalam memanfaatkan WBAN,

sangat membantu tenaga medis melalui aplikasi yang dapat diakses melalui ruangan atau perangkat server.

Pengimplementasian WBAN juga memengaruhi transmisi data yang dilakukan dengan menggunakan jaringan area lokal, sehingga dilakukan pula analisa uji kinerja jaringan pada transmisi data. Jaringan Area Lokal atau *Wireless Local Area Network* (WLAN) adalah jaringan yang memungkinkan perangkat untuk berkomunikasi dan berbagi data melalui gelombang radio. WLAN memanfaatkan standar IEEE 802.11 untuk menyediakan konektivitas nirkabel yang andal dan efisien di area terbatas seperti rumah, kantor, atau kampus [1]. Teknologi ini juga dapat dimanfaatkan pada bidang kesehatan atau healthcare. Adapun pemanfaatan yang dimaksud adalah dalam aspek pengiriman data antar ruang yang lebih mudah diakses dalam jaringan nirkabel lokal sehingga dapat dipastikan bahwa lalu lintas jaringan lokal lebih stabil dan terbatas.

1.2 Tujuan Penelitian

Adapun tujuan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Merancang satu-kesatuan sistem *wearable device* untuk memonitoring pasien.
2. Merancang sistem *web-server* yang dapat menampilkan empat parameter kesehatan; suhu tubuh, respirasi oksigen, denyut nadi, dan aktivitas otot pasien melalui *wearable device*.
3. Melakukan uji kinerja jaringan antara node dan *access point* pada pengaruh variasi jarak.

1.3 Rumusan Masalah

Adapun rumusan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana sistem pada *wearable device* dapat digunakan pada pasien?
2. Bagaimana proses kalibrasi tiap sensor dalam fabrikasi *wearable device*?
3. Bagaimana RSSI memengaruhi penentuan lokalisasi variasi jarak?
4. Bagaimana proses uji kinerja jaringan pada pengaruh variasi jarak?

1.4 Batasan Masalah

Adapun batasan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Hanya terdapat empat tanda vital manusia yang termonitoring yaitu, suhu tubuh, detak jantung, respirasi oksigen, dan aktivitas otot.
2. Platform *interface* yang digunakan adalah Thingsboard.
3. Kalibrasi sensor hanya menggunakan metode regresi linier.
4. Uji kinerja jaringan dilakukan menggunakan router TP-Link dengan kekuatan sinyal 300 Mbps.
5. Uji kinerja jaringan dilakukan dengan parameter jarak yang bervariasi, dengan variasi berkelipatan empat.
6. Penentuan atau lokalisasi variasi jarak dilakukan dengan menjadikan RSSI sebagai acuan.

1.5 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mempermudah dunia kesehatan dalam aspek monitoring indeks kesehatan pasien terisolasi.
2. Dapat mengurangi kontak fisik antara tim medis dengan pasien terisolasi.
3. Dapat melakukan monitoring secara berkala dan terevaluasi melalui *web-server* yang terintegrasi dengan sistem yang telah di rancang.
4. Mendukung terealisasinya ruang rawat inap cerdas berbasis sistem nirkabel dalam aspek monitoring.

1.6 Hipotesis

Teknologi *wearable device* pada aspek monitoring kesehatan dapat digunakan untuk memantau pasien dalam keadaan terisolasi atau dalam jarak jauh, sehingga mengurangi kontak fisik atau pemantauan secara langsung oleh tenaga medis. Monitoring dapat dilakukan melalui ruangan terpusat sehingga mengurangi kontak fisik antara pasien

dan tenaga medis. Adapun uji kinerja jaringan yang dilakukan dapat mengefisienkan lokalisasi ruang rawat pasien dan ruang monitoring terpusat.

II. TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Penelitian Terkait

Sebelum melakukan penelitian, dilakukan studi literatur mengenai penelitian terkait. Adapun penelitian terkait sebelumnya terbagi menjadi tiga bagian, penelitian terkait mengenai *wearable device*, data privasi dan *interface*, dan uji kinerja jaringan..

Pada penelitian [2], [3], dan [4] terdapat banyak aplikasi *wearable device* di bidang kesehatan, namun sedikit yang difokuskan pada penggunaan sensor fisiologis yang dapat digunakan. Salah satunya adalah PhysioDroid merupakan salah satu bentuk kemajuan teknologi yang mendukung pengembangan sistem pemantauan kesehatan generasi baru yang tidak mencolok, *portable*, dan dapat diakses dimana saja, memberikan cara personal untuk memantau dan mengevaluasi kondisi pengguna secara remote. Sistem ini menyediakan analisis tanda vital yang terus menerus, seperti elektrokardiogram, detak jantung, laju pernapasan, suhu tubuh, dan gerakan tubuh. Terdapat juga *wearable device* yang dapat Peneliti ini memperkenalkan sebuah *wearable device* untuk memonitoring kesehatan fisik dan emosional. Perangkat ini dapat memantau parameter tubuh vital seperti Elektrokardiogram (EKG), pernapasan, *Indocyanine Green* (ICG), tekanan darah, dan konduktansi kulit, serta mengukur kondisi emosi pengguna. Algoritme yang tertanam di dalam perangkat memproses sinyal biologis secara real-time untuk mendeteksi kelainan pada EKG dan ICG, serta untuk mengklasifikasikan emosi pengguna. Data diproses secara intermiten atau terus-menerus, dan dikirim ke ponsel menggunakan *Bluetooth Low Energy*.

Lalu pada aspek privasi dan *interface*, pada penelitian [5], [6], dan [7] terdapat banyak jenis sistem pemantauan kesehatan seluler jarak jauh yang menggunakan ponsel dan layanan *website*. Seperti sistem yang memberikan solusi seperti, memungkinkan pengukuran parameter fisiologis seperti laju pernapasan dan detak jantung menggunakan sensor yang bisa dipakai. Lalu data tersebut direkam oleh ponsel dan disajikan dalam antarmuka grafis untuk memudahkan pengguna memantau status

kesehatannya. Namun *wearable device* juga dapat menimbulkan risiko privasi yang besar. Selain itu, informasi yang berlebihan dapat menghalangi persetujuan dari pasien. Sehingga untuk melindungi pasien Amerika dengan lebih baik di dunia yang semakin digital, Kongres AS mengesahkan Undang-Undang Portabilitas dan Akuntabilitas Asuransi Kesehatan tahun 1996 (HIPAA). Terdapat juga pendekatan baru untuk memonitoring glukosa darah pada pasien diabetes, menggunakan teknologi perangkat lunak dan keras mutakhir. Penelitian tersebut mengusulkan model kecerdasan buatan *Deep Learning* (DL), khususnya model DL RNN-RBM, untuk memprediksi kadar glukosa dalam jangka waktu 30 menit. Teknologi *cloud* dan *Internet of Things* (IoT) digunakan untuk mengintegrasikan model prediksi dengan perangkat CGM yang dapat dikenakan. Hasil eksperimen menunjukkan bahwa pendekatan ini mencapai akurasi yang lebih tinggi daripada metode serupa yang ada di SoTA.

Berdasarkan aspek uji kinerja jaringan, menurut penelitian [8] lokalisasi sensor adalah dasar yang penting dalam banyak aplikasi jaringan sensor nirkabel yang bergantung pada lokasi. Salah satu tujuannya adalah meningkatkan akurasi lokasi, tetapi tantangan muncul terkait dengan konsumsi energi dan akurasi lokalisasi. Sehingga digunakan RSSI untuk mendapatkan perkiraan jarak antara *node anchor* dan *node* yang tidak diketahui. Lalu pada penelitian [9], Wireshark merupakan salah satu penganalisis paket *open-source* terbaik yang tersedia saat ini, dan dapat menampilkan data paket dengan detail. Namun, terlepas dari perangkatnya yang lengkap, penting untuk diingat bahwa Wireshark bukanlah sistem pendeteksi penyusupan. Wireshark tidak akan memperingatkan ketika seseorang melakukan hal-hal aneh pada jaringan yang tidak diizinkan, dan tidak akan memanipulasi hal-hal pada jaringan seperti mengirim paket. Pada penelitian [10] melaporkan hasil dari Mininet dan iPerf dan menggunakan hasilnya untuk memvalidasi desain baru untuk *Software-Defined Networks* (SDN).

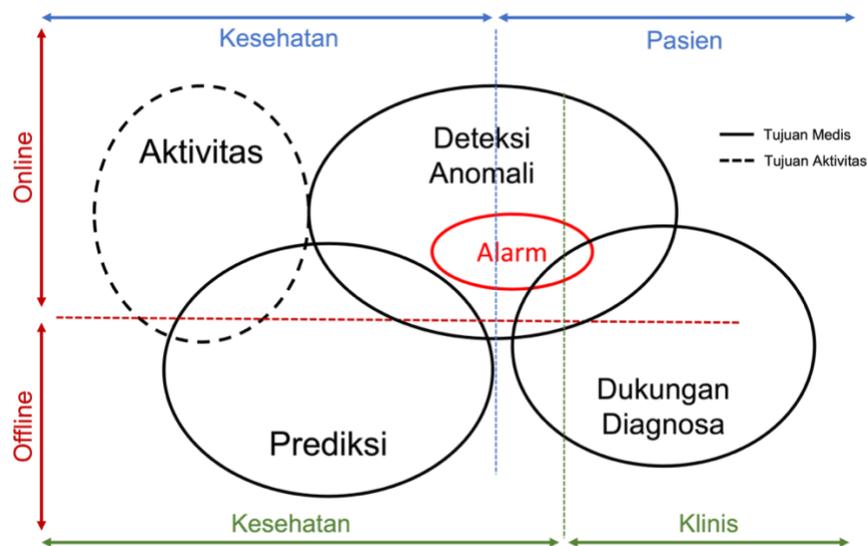
2.2 Wearable Health Device (WHD)

Dalam era perkembangan teknologi yang terus berlanjut, perangkat cerdas yang dapat dikenakan semakin menjadi bagian tak terpisahkan dari kehidupan sehari-hari. Salah

satu jenis perangkat cerdas yang sangat populer adalah yang berbasis jaringan nirkabel. Jenis perangkat ini memiliki potensi besar dalam hal fungsi dan desain yang saling berhubungan [11]. Perangkat cerdas ini tidak hanya mampu melakukan berbagai fungsi seperti pemantauan kesehatan, pelacakan gerakan, dan pengingat notifikasi, tetapi juga dapat berinteraksi dengan perangkat lain dan layanan *cloud* melalui koneksi nirkabel. [12]. Pengembangan perangkat cerdas yang dapat dikenakan telah banyak meningkatkan tingkat kesehatan masyarakat. Karim Bayoumy percaya bahwa inovasi teknologi telah mendorong pengembangan perangkat cerdas yang dapat dikenakan secara komersial dan memberikan beberapa usulan, memberikan panduan yang sederhana dan praktis bagi dokter klinis untuk mempersonalisasikan sesuai dengan kebutuhan praktis mereka yang spesifik, untuk mempercepat integrasi perangkat ini ke dalam proses aliran kerja klinis dan mencapai perawatan pasien yang optimal [13].

Wearable Health Devices (WHD) adalah teknologi baru yang memungkinkan pemantauan terus-menerus tanda-tanda vital manusia selama aktivitas sehari-hari (seperti saat bekerja, di rumah, atau berolahraga) atau di lingkungan klinis, dengan keuntungan meminimalkan ketidaknyamanan dan gangguan terhadap aktivitas normal [14]. WHD adalah bagian dari sistem kesehatan pribadi, konsep yang diperkenalkan pada akhir 1990-an, bertujuan untuk menempatkan individu di pusat proses pelayanan kesehatan, mengelola kesehatan mereka sendiri, dan berinteraksi dengan penyedia layanan kesehatan. Teknologi ini menggabungkan berbagai bidang ilmu seperti teknologi biomedis, mikro dan nanoteknologi, rekayasa material, teknik elektronik, serta teknologi informasi dan komunikasi [15], [16].

Adapun klasifikasi *wearable health devices* berdasarkan skenario penggunaan, jenis pemantauan, dan tipe pengguna ditunjukkan pada Gambar 2.1.



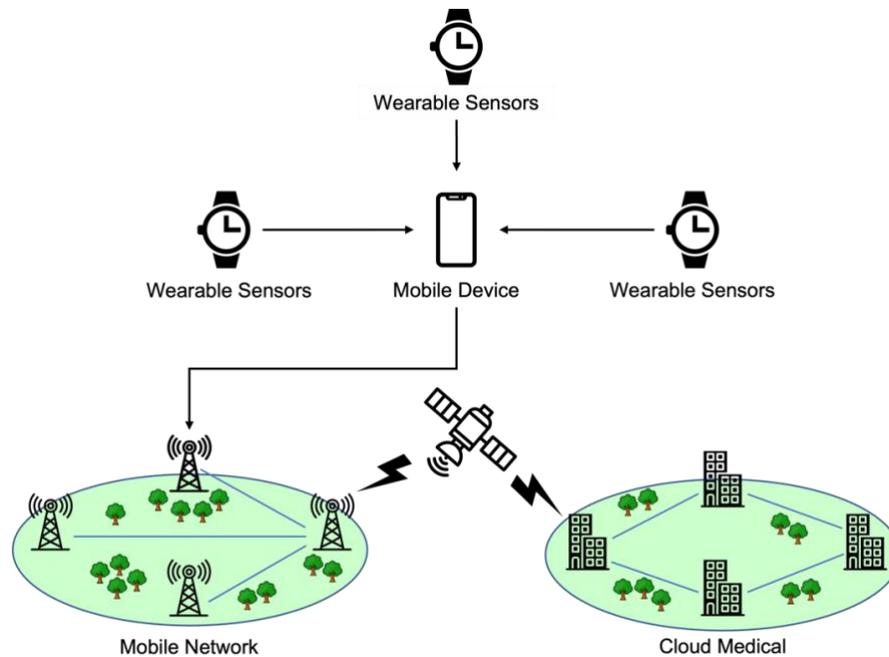
Gambar 2.1 Skematis dari empat proses penggalan data utama (aktivitas, prediksi, deteksi anomali, dan dukungan diagnosis/keputusan) dalam keterkaitannya dengan berbagai aspek penginderaan yang dapat dikenakan pada *wearable health devices* (*wearable sensing*) [17].

Berdasarkan klasifikasi ini, dapat dibagi menjadi dua area utama, yaitu sinyal pemantauan aktivitas dan sinyal yang mampu ditangkap oleh WHD. Hal ini akan menjadi topik utama yang dibahas dalam ulasan ini. Area (1) dan area medis (2) yang dibagi dalam tiga sub-kategori utama (Gambar 2.1):

1. Area aktivitas adalah dimana aplikasi kebugaran/kesehatan dan non-medis, prosedur rehabilitasi pemantauan diri disertakan.
2. Prediksi terdiri dari identifikasi kejadian yang belum terjadi, memberikan informasi medis untuk membantu pencegahan masalah kronis lebih lanjut, dan terkadang, dapat mendukung keputusan diagnosis [17];
3. Deteksi anomali bertanggung jawab atas identifikasi pola yang tidak biasa yang tidak sesuai dengan perilaku yang diharapkan, berdasarkan metode klasifikasi untuk membedakan data normal dengan data pencilan. Alarm adalah sub-tugas yang terutama digunakan dalam deteksi anomali, membunyikan alarm segera setelah anomali terdeteksi [17];

4. Dukungan diagnosis adalah salah satu tugas terpenting dalam pemantauan klinis, yang menghasilkan keputusan klinis sesuai dengan pengetahuan yang diambil dari tanda-tanda vital, catatan kesehatan, dan mendeteksi data anomali [17].

Pada penelitian [18], tidak semua penelitian menggunakan jenis arsitektur yang sama, namun sebagian besar menggunakan arsitektur seperti Gambar 2.2.



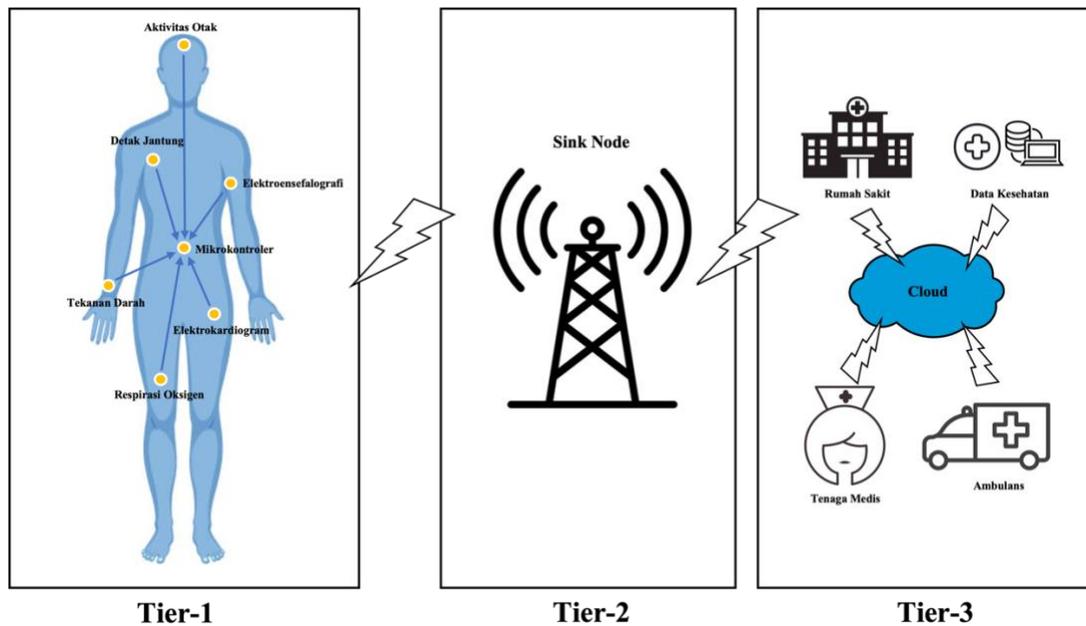
Gambar 2.2 Arsitektur general IoT dalam aspek *Healthcare* [18].

Berdasarkan Gambar 2.2 ditunjukkan arsitektur umum yang lengkap dari perangkat *wearable-IoT* dalam aspek *healthcare*. Arsitektur ini terdiri dari sensor yang dapat dikenakan, perangkat seluler, jaringan seluler, dan *platform cloud* medis. Data yang diperoleh dari sensor dikirimkan ke perangkat seluler melalui *Bluetooth* atau *Wi-Fi*. Perangkat seluler bertindak sebagai perangkat canggih yang memproses data sensor sebelum dikirim ke *platform cloud* medis melalui jaringan seluler. Di *platform cloud* medis, analisis data dan penyimpanan data dilakukan. Informasi dari analisis data akan dikirim ke aplikasi seluler untuk memberikan pengguna mengenai data kesehatan mereka.

2.3 *Wireless Sensor Network (WSN)*

Wireless Sensor Network (WSN) adalah jaringan node sensor yang tersebar secara spasial di seluruh lingkungan, yang masing-masing memiliki tujuan tertentu secara bebas dan bekerja sama dengan node lainnya. Tujuan utama dari jaringan ini adalah untuk mengumpulkan data tentang lingkungan dan mentransfernya ke *base station* (BS) atau server jarak jauh. Informasi tersebut kemudian dianalisis secara rinci. Sensor nirkabel adalah unit terkecil dalam jaringan, dengan karakteristik unik seperti dukungan untuk penyebaran yang luas, mobilitas, dan keandalan. WSN dapat diterapkan untuk memantau dan mengendalikan proses industri, pemantauan perangkat, pemantauan lingkungan, kontrol lalu lintas, rumah pintar, penggunaan militer dan keamanan, penggunaan pertanian, dan banyak lagi. Salah satu aplikasi WSN adalah dalam bidang kesehatan dan perawatan medis. Aplikasi ini mencakup sensor yang dapat dikenakan yang terhubung ke tubuh manusia untuk memantau dan melacak pergerakan tubuh dan mengukur parameter fisiologis seperti suhu tubuh dan detak jantung. Sensor-sensor ini mengumpulkan informasi dan mengirimkannya ke BS untuk dianalisis, disimpan, dan diproses. Kemudian, data dikirim dengan aman ke server medis jarak jauh melalui Internet atau media lainnya. Hal ini dikenal dengan *wireless body area networks* [14].

Wireless Body Area Networks (WBANs) adalah teknologi baru yang digunakan dalam beberapa tahun terakhir untuk meningkatkan kualitas hidup manusia dengan memantau kondisi pasien baik di dalam maupun di luar rumah sakit, aktivitas atlet, aplikasi militer, dan multimedia. WBAN terdiri dari sensor mikro atau nano yang cerdas, mampu memproses dan mengirimkan informasi ke stasiun pusat. Sensor-sensor ini dipasang di tubuh manusia untuk memungkinkan pertukaran informasi penting secara nirkabel. Teknologi ini mendukung perawatan medis jangka panjang tanpa mengganggu aktivitas sehari-hari pasien, serta membantu dalam diagnosis dan pemantauan setelah operasi [19]. Adapun arsitektur dari WBAN diilustrasikan pada Gambar 2.3.



Gambar 2.3 Arsitektur dari *Wireless Body Area Network* [15].

Pada penelitian [20], penggunaan *Electromyogram* (EMG) diperluas dengan memanfaatkan WBAN, yang memungkinkan pengiriman informasi melalui jaringan, sehingga hasil sensor EMG dapat diakses dan dianalisis oleh dokter atau ahli, meskipun berada jauh dari pasien. Penerapan dan pemantauan sensor EMG melalui WBAN sangat membantu pasien melalui aplikasi yang dapat diakses dari perangkat mobile. Jenis perangkat yang berbeda tidak menjadi penghalang bagi aplikasi untuk berfungsi di berbagai perangkat dengan ukuran layar dan spesifikasi yang beragam.

2.4 Sensor MAX30100

Perancangan sistem ini menggunakan MAX30100 untuk pengukuran tingkat oksigenisasi darah. MAX30100 adalah sensor pengindera detak jantung dan oksimetri denyut nadi. Ini dapat mendeteksi oksimetri denyut nadi dan memberikan output dalam satuan SpO₂ dan detak jantung dengan bantuan komponen-komponennya, yaitu, dua *Light Emitting Diode* (LED), fotodetektor, optik yang dioptimalkan, dan prosesor sinyal analog dengan nilai eror yang rendah. Sensor ini membutuhkan input daya 1.8V dan 3.3V [21].

Adapun cara kerja sensor ini terjadi ketika manusia menghirup oksigen, oksigen masuk kedalam paru-paru dan mengalir di dalam darah. Darah membawa oksigen ke berbagai organ tubuh manusia menggunakan hemoglobin. Selama pembacaan oksimetri nadi, lampu inframerah akan ditempelkan pada jari, atau bagian tubuh yang terdekat dengan detak jantung atau denyut nadi. Cahaya inframerah tersebut dilewatkan melalui jari untuk mengukur kandungan darah yang teroksigenisasi atau terdeoksigenisasi.

Sensor ini memiliki dua dioda pemancar cahaya dan satu fotodioda. LED digunakan untuk memancarkan cahaya dan fotodioda digunakan untuk mendeteksi dan mengukur intensitas cahaya yang diterima. Pada sensor MAX30100, satu LED memancarkan cahaya monokromatik dan LED lainnya memancarkan cahaya inframerah. Adapun bentuk sensor MAX30100 yang digunakan pada perancangan sistem ini seperti Gambar 2.4.

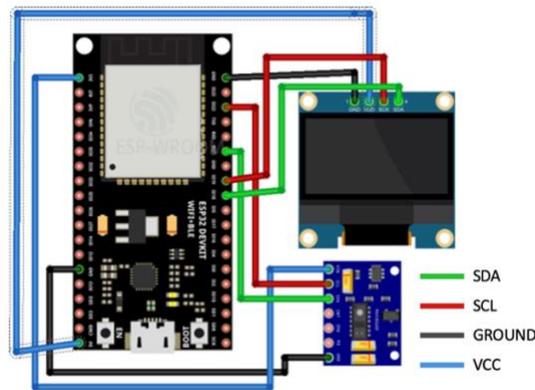


Gambar 2.4 Sensor MAX30100.

Beberapa fitur pada sensor MAX30100 adalah sebagai berikut:

- 1) Daya yang dibutuhkan sangat rendah untuk bekerja (beroperasi dari 1,8V hingga 3,3V).
- 2) Memiliki arus padam yang sangat rendah ($0,7 \mu\text{A}$).
- 3) Dapat menampilkan data dengan sangat cepat [21].

Adapun model sistem *transmitter* dari sensor MAX30100 yang akan terhubung dengan ESP32 dan LCD 16x2 ditunjukkan seperti Gambar 2.5.



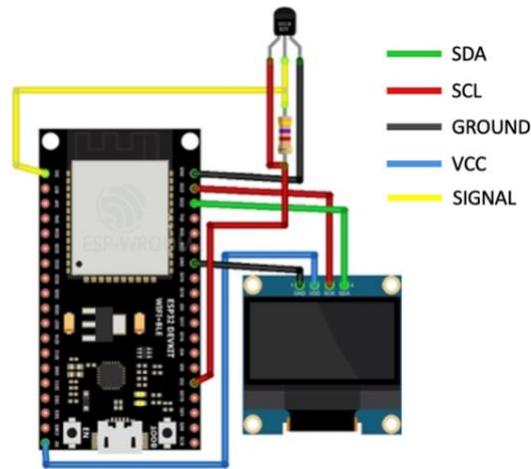
Gambar 2.5 *Wiring* diagram Sensor MAX30100 [22].

Pada Gambar 2.5, dapat dilihat bahwa MAX30100 dikonfigurasi secara menyeluruh melalui *interface software*, dan data output digital akan disimpan dalam FIFO (*First In, First Out*) sebanyak 16 buah di dalam unit. ESP32 akan terhubung ke *Liquid Crystal Display* (LCD) dan monitor komputer diatur untuk menerima data yang dikirimkan dari MAX30100.

2.5 Sensor DS18B20

Pada penelitian ini, sensor DS18B20 digunakan sebagai pengindera suhu tubuh manusia. Sensor DS18B20 atau yang disebut dengan termometer digital DS18B20 mampu mengukur suhu dalam skala celcius, mulai dari skala 9 bit hingga 12 bit. Selain itu, termometer ini memiliki fungsi analog yang memungkinkan pengguna untuk mengatur titik pemicu atas dan bawah, yang disimpan bahkan ketika daya dimatikan. Komunikasi dengan mikroprosesor utama dilengkapi dengan *One-Wire Bus*, yang hanya membutuhkan satu jalur data dan koneksi ke *ground*. Termometer ini beroperasi dengan andal dalam rentang suhu dari -55°C hingga $+125^{\circ}\text{C}$ dan mempertahankan akurasi $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ dalam rentang -10°C hingga $+85^{\circ}\text{C}$. Khususnya, DS18B20 dapat mengambil daya langsung dari jalur data, sebuah metode yang dikenal sebagai "daya paralel" sehingga tidak memerlukan catu daya eksternal. ESP32 lainnya terhubung ke LCD dan komputer diatur untuk menerima data yang dikirimkan dari DS18B20.

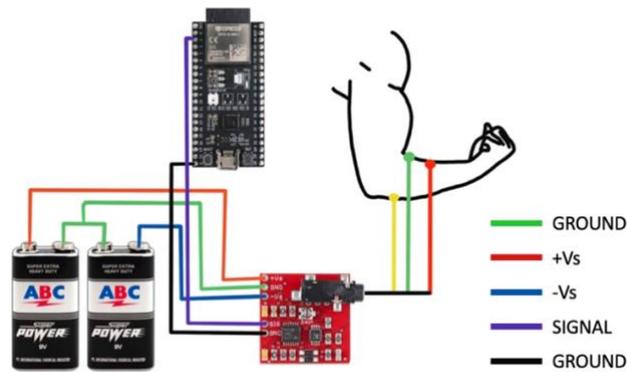
Adapun model sistem transmitter dari sensor DS18B20 yang akan terhubung dengan ESP32 dan LCD 16x2 ditunjukkan seperti Gambar 2.6.



Gambar 2.6 *Wiring* diagram Sensor DS18B20 ke ESP32 dan LCD [22].

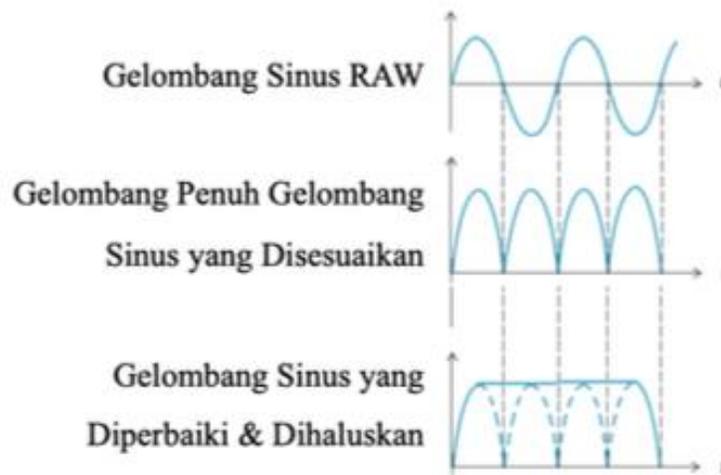
2.6 Sensor Aktivitas Otot

Dalam [23], sensor otot digunakan untuk mengubah nilai kontraksi otot pengguna menjadi input perangkat lunak. Penelitian ini bertujuan untuk memfilter dan mengkalibrasi sinyal digital dari perangkat input sensor otot yang dirancang untuk interaksi lingkungan manufaktur virtual. Jenis filter digital yang umum dirancang, diuji, dan dibandingkan menggunakan MATLAB untuk menemukan jenis dan parameter filter yang optimal. Selanjutnya, sinyal dikalibrasi untuk setiap pengguna. Input yang telah difilter dan dikalibrasi memungkinkan pengguna untuk berinteraksi dengan objek secara virtual dalam lingkungan manufaktur virtual. Dalam penelitian ini, sensor otot digunakan dalam fungsi yang sama. Namun, pada penelitian ini, sensor aktivitas otot hanya membaca kontraksi otot ketika pengguna dalam keadaan rileks atau bergerak. Sehingga dapat diketahui apakah peregangan otot pengguna berfungsi dengan baik atau tidak. Adapun model sistem transmitter dalam pengimplementasian sensor aktivitas otot ditunjukkan pada Gambar 2.7.

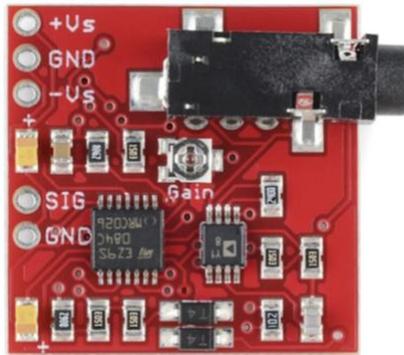


Gambar 2.7 *Wiring* diagram sensor aktivitas otot ke ESP32.

Sensor ini dirancang untuk digunakan secara langsung dengan mikrokontroler. Oleh karena itu, sensor ini tidak mengeluarkan sinyal *elecetryomography* (EMG) mentah melainkan sinyal yang diperkuat, disempurnakan, dan diperhalus yang akan bekerja dengan baik dengan konverter analog-ke-digital (ADC) mikrokontroler. Perbedaan ini dapat diilustrasikan dengan menggunakan gelombang sinus sederhana sebagai contoh yang ditunjukkan pada Gambar 2.8. Adapun sensor aktivitas otot yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 2.9.



Gambar 2. 8. Ilustrasi perbedaan gelombang sinus sederhana pada sensor aktivitas otot.



Gambar 2.9 Sensor Muscle Activity V3.

2.7 ESP32 Devkit V1

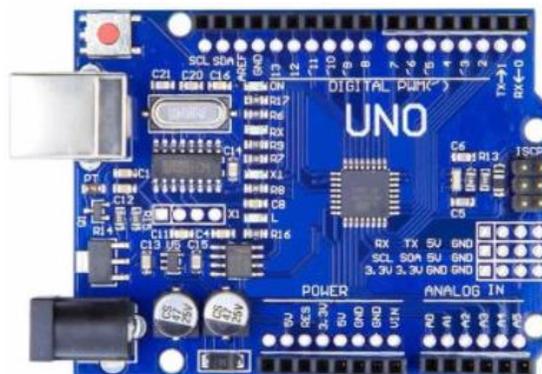
ESP32 DevKit V1 adalah sebuah development board berbasis chip ESP32 dari Espressif Systems yang banyak digunakan dalam pengembangan perangkat keras dan aplikasi *Internet of Things* (IoT). Chip ESP32 yang menjadi inti dari board ini memiliki dual-core processor Xtensa LX6 dengan kecepatan hingga 240 MHz dan dilengkapi dengan RAM 520 KB serta flash memory sebesar 4 MB. Board ini menawarkan berbagai pin I/O yang dapat diprogram untuk menghubungkan berbagai sensor dan aktuator, serta mendukung antarmuka komunikasi seperti UART, SPI, I2C, PWM, ADC, dan DAC. Salah satu keunggulan utama ESP32 DevKit V1 adalah dukungan Wi-Fi dan *Bluetooth Low Energy* (BLE) bawaan yang memungkinkan pengembangan aplikasi nirkabel seperti home automation dan sensor jaringan. Adapun ESP32 Devkit V1 yang digunakan ditunjukkan pada Gambar 2.10.



Gambar 2.10 ESP32 Devkit V1.

2.8 Arduino UNO

Arduino UNO merupakan papan mikrokontroler yang paling populer dalam ekosistem Arduino, dirancang untuk mempermudah pengembangan berbagai proyek elektronik. Papan ini cocok digunakan oleh pemula maupun profesional untuk mengendalikan perangkat keras seperti sensor, motor, dan aktuator melalui pemrograman sederhana menggunakan Arduino IDE. Arduino UNO dilengkapi dengan mikrokontroler ATmega328P, tegangan operasional 5V, serta memori flash sebesar 32 KB. Papan ini memiliki 14 pin digital I/O, 6 di antaranya mendukung fungsi PWM, dan 6 pin analog input, dengan kecepatan clock 16 MHz. Fitur unggulannya meliputi kompatibilitas dengan breadboard, dukungan berbagai jenis shield, dan antarmuka komunikasi seperti UART, I2C, serta SPI. Arduino UNO banyak digunakan dalam aplikasi seperti proyek DIY, sistem otomasi rumah, robotika, dan pemantauan lingkungan menggunakan sensor. Keunggulan papan ini terletak pada kemudahannya untuk digunakan, harga yang terjangkau, serta dukungan komunitas yang besar. Namun, kapasitas memori dan kecepatan pemrosesannya terbatas dibandingkan mikrokontroler yang lebih canggih, sehingga kurang cocok untuk aplikasi yang memerlukan daya komputasi tinggi atau konsumsi daya yang sangat rendah. Secara keseluruhan, Arduino UNO adalah pilihan ideal untuk memulai eksplorasi dunia mikrokontroler dan pengembangan sistem otomatisasi. Adapun Arduino UNO yang akan digunakan ditunjukkan pada Gambar 2.11.



Gambar 2.11 Arduino UNO.

2.8 Kalibrasi

Menurut Kamus Otomasi, Sistem, dan Instrumentasi ISA, kata kalibrasi didefinisikan sebagai “pengujian di mana nilai pengukuran yang diketahui diterapkan pada transduser dan pembacaan output yang sesuai direkam dalam kondisi tertentu [24].” Definisi ini mencakup kemampuan untuk menyesuaikan instrumen ke nol dan menetapkan rentang yang diinginkan. Interpretasi dari definisi tersebut akan mengatakan bahwa kalibrasi adalah perbandingan peralatan pengukuran terhadap instrumen standar dengan akurasi yang lebih tinggi untuk mendeteksi, mengkorelasikan, menyesuaikan, memperbaiki, dan mendokumentasikan keakuratan instrumen yang dibandingkan.

Sedangkan pada referensi [25], definisi kalibrasi adalah pengoperasian yang, dalam kondisi tertentu, pada langkah pertama, menetapkan hubungan antara nilai kuantitas dengan ketidakpastian pengukuran yang disediakan oleh standar pengukuran dan indikasi yang sesuai dengan ketidakpastian pengukuran terkait dan, pada langkah kedua, menggunakan informasi ini untuk menetapkan hubungan guna memperoleh hasil pengukuran dari indikasi. Berikut adalah hal-hal yang menyebabkan kalibrasi pada sensor menjadi penting :

1. Untuk menetapkan dan mendemonstrasikan ketertelusuran metrologi.
2. Untuk memastikan pembacaan dari instrumen konsisten dengan pengukuran lainnya.
3. Untuk menentukan keakuratan pembacaan instrument.
4. Untuk menetapkan keandalan instrumen, yaitu bahwa instrumen tersebut dapat dipercaya.

Terdapat banyak metode kalibrasi yang dapat diimplementasikan dalam kalibrasi sensor, contohnya kalibrasi dengan metode regresi linier [26], regresi non-linier [27], statis [28], dinamis [29], kalibrasi berbasis model [30], dan kalibrasi *multipoint* [31]. Namun pada penelitian ini, metode kalibrasi yang digunakan adalah regresi linier. Hal ini dikarenakan, sensor yang akan dikalibrasi, yaitu sensor MAX30100 dan sensor

DS18B20 memiliki hubungan yang sederhana dan konsisten antara output sensor dan nilai yang diukur, dan juga sensor bersifat linier. Namun terdapat beberapa metode lain dalam teknik pemodelan yang dapat digunakan dalam implementasi kalibrasi sensor, seperti kalibrasi menggunakan metode regresi polinomial atau interpolasi yang termasuk kedalam regresi non-linier [32]. Regresi linier dan regresi non-linier memiliki perbedaan dalam bentuk persamaan, adapun bentuk persamaan regresi linier sederhana ditunjukkan pada (1), namun apabila memiliki beberapa variabel independen maka persamaannya berubah menjadi regresi linier berganda (2).

$$y = a_0 + a_1x \quad (1)$$

$$y = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + \dots + a_nx_n \quad (2)$$

di mana :

y = variabel dependen (nilai yang diprediksi),

x = variabel independen (prediktor),

a_0 = intersep (titik dimana garis memotong sumbu y),

a_1 = *slope* (kemiringan garis regresi, yang menunjukkan pengaruh x terhadap y)

Sedangkan regresi non-linier terbagi menjadi beberapa model persamaan, contohnya polinomial (3), eksponensial (4), logaritmik (5), sigmoid atau logistik (6), kuadratik (7), *power law* (8), dan gaussian (9).

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 + \dots + a_nx^n \quad (3)$$

di mana :

a_0, a_1, a_n = koefisien model

$$y = ae^{bx} \quad (4)$$

di mana :

a, b = koefisien model,

e = bilangan eksponensial (sekitar 2,718),

$$y = a_0 + a_1 \ln(x) \quad (5)$$

di mana :

a_0, a_1 = koefisien model

$$y = \frac{L}{1 + e^{-k(x-x_0)}} \quad (6)$$

di mana :

L = nilai maksimum,

k = kecepatan perubahan,

x_0 = titik dimana pertumbuhan melambat,

$$y = a_0 + a_1x + a_2x^2 \quad (7)$$

$$y = ax^b \quad (8)$$

$$y = ae^{-\frac{(x-b)^2}{2c^2}} \quad (9)$$

di mana :

a = tinggi puncak distribusi,

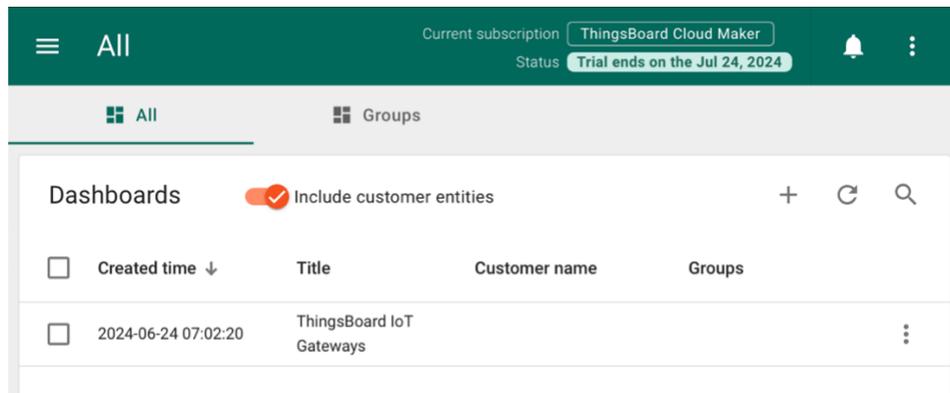
b = nilai rata-rata,

c = deviasi standar

Model-model non-linier dapat memberikan fleksibilitas yang lebih besar dibandingkan dengan model linier karena mampu menangani hubungan yang lebih kompleks antara variabel. Model yang tepat dipilih berdasarkan sifat data dan hubungan antara variabel yang ingin dimodelkan.

2.9 THINGSBOARD

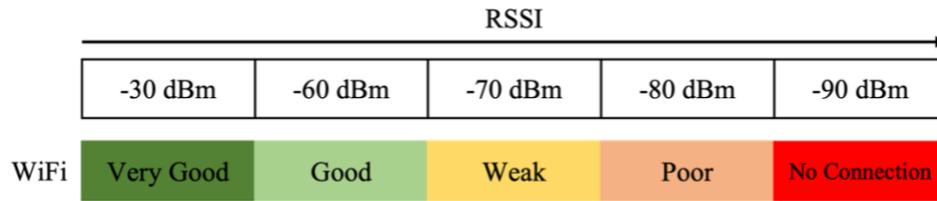
ThingsBoard dikenal sebagai platform IoT *open-source* yang dapat digunakan untuk pengumpulan data, pemrosesan, visualisasi, dan manajemen perangkat [33]. Untuk mendaftarkan perangkat yang akan digunakan untuk Thingsboard, perangkat tersebut harus membuat akun terlebih dahulu ke dalam platform Thingsboard. Setelah perangkat ditambahkan, Thingsboard akan membuat token akses. Pada penelitian ini Thingsboard digunakan sebagai platform yang menerima pengiriman data dari *wearable device* agar dapat ditampilkan pada server. Thingsboard menyediakan *dashboard* IoT yang dapat dirancang dan dikonfigurasi oleh pengguna [34] [35]. Adapun tampilan pada layer *dashboard* Thingsboard ditunjukkan pada Gambar 2.12.



Gambar 2.12 *Dashboard platform Thingsboard.io.*

2.9 Received Signal Strength Indicator (RSSI)

RSSI atau *Received Signal Strength Indication* digunakan dalam beberapa standar untuk menentukan kapan jumlah energi radio di saluran berada di bawah ambang batas tertentu di mana titik tersebut dapat digunakan untuk melakukan pengiriman [36]. RSSI tersedia selama penerimaan paket tanpa memerlukan perangkat keras tambahan. Hal ini tidak mempengaruhi konsumsi energi atau *throughput*. Metrik ini juga mudah dipahami yaitu apabila pemancar lebih dekat maka semakin kuat sinyal yang diterima, dan apabila pemancar lebih jauh maka semakin lemah sinyal yang diterima. Pemosisian sensor atau node meningkatkan kegunaan data yang dikumpulkan karena lokasi transmitter data dapat diketahui. Seperti yang telah dijelaskan sebelumnya, lokalisasi dapat dilakukan dengan menggunakan algoritme berbasis RSSI. Diasumsikan bahwa jarak antar sensor dapat ditentukan dengan menggunakan RSSI sebagai fungsi dari jarak antara pengirim dan penerima, deviasi standar dan asimetri sambungan untuk menggambarkan dinamisme dan menyelidiki radiasi radio sensor (yaitu sifat isotropik). Adapun nilai minimum yang dibutuhkan RSSI pada jaringan Wi-Fi ditunjukkan pada Gambar 2.13.



Gambar 2.13 Kekuatan sinyal berdasarkan RSSI pada Wi-Fi. [37]

2.10 Aplikasi Pengukuran Kinerja Jaringan

Throughput dalam jaringan adalah jumlah data yang berhasil ditransmisikan dari satu titik ke titik lain dalam suatu periode waktu tertentu. *Throughput* sering diukur dalam bit per detik (bps) atau variannya seperti kilobits per detik (Kbps), megabits per detik (Mbps), dan gigabits per detik (Gbps). Terdapat beberapa faktor yang memengaruhi *throughput*, seperti :

1. *Bandwidth* adalah jumlah kapasitas maksimum yang tersedia untuk mentransmisikan data.
2. *Latency (Delay)* adalah waktu yang diperlukan untuk paket data sampai dari pengirim ke penerima.
3. *Packet Loss* adalah paket yang hilang selama transmisi, yang dapat mengurangi *throughput* secara signifikan.
4. *Congestion* adalah kepadatan lalu lintas jaringan yang dapat menurunkan *throughput*.
5. Jitter adalah variasi dalam waktu pengiriman paket juga dapat mempengaruhi *throughput*.

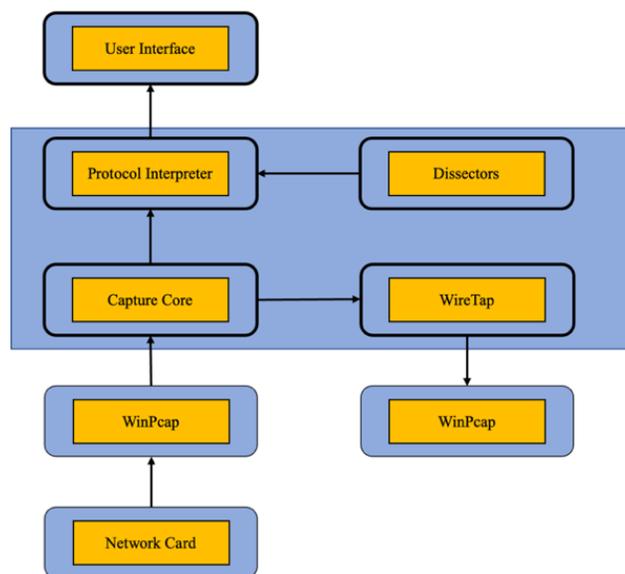
Throughput adalah ukuran yang penting dalam menilai efisiensi jaringan. Semakin tinggi *throughput*, semakin cepat data dapat dikirimkan dalam jaringan. Adapun persamaan dalam menghitung nilai *throughput* ditunjukkan pada (10).

$$\text{Throughput} = \frac{\text{Total Data Berhasil (bits)}}{\text{Total Waktu yang Dibutuhkan (seconds)}} \quad (10)$$

Dimana menentukan total data adalah total data yang dikirimkan selama sesi pengukuran, dapat diukur dalam satuan bit, kilobit, atau megabit. Lalu menentukan

waktu transmisi adalah waktu yang diperlukan untuk mengirimkan data tersebut, dapat diukur dalam satuan detik.

Kemudian terdapat dua aplikasi pendukung yang digunakan sebagai pengukuran performa jaringan dalam perhitungan *throughput*, yaitu Wireshark dan iPerf atau jPerf. Wireshark digunakan untuk memeriksa operasi penganalisis paket serta teknik pelacakan dan pencatatan paket. Wireshark sendiri adalah sebuah penganalisis protokol jaringan *open-source* yang populer [38], [39]. Adapun pada penelitian ini, Wireshark digunakan sebagai aplikasi penunjang pada skema pertama untuk menganalisa nilai *throughput* pada waktu tertentu. Gambar 2.14 menunjukkan bentuk arsitektur Wireshark.

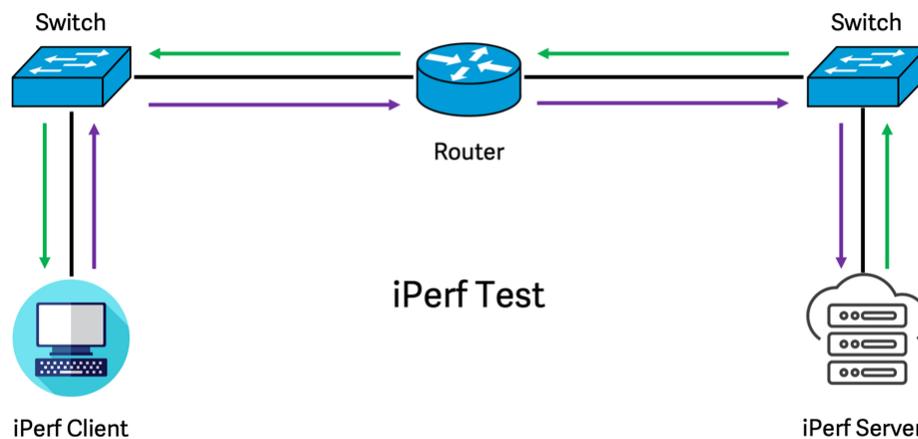


Gambar 2.14 Arsitektur Wireshark [25].

Pada [40] dan [41], Wireshark mudah digunakan sebagai alat inspeksi paket, selain itu fitur pewarnaan paket juga mudah digunakan untuk berbagai jenis lalu lintas. analisis paket jaringan diperlukan karena perangkat lunak antivirus memiliki keterbatasan dalam mendeteksi berbagai ancaman. Peretas juga dapat menargetkan perangkat lunak antivirus, menyebabkan kerentanan pada sistem tanpa pengetahuan pengguna. Wireshark, sebagai penganalisis paket *open-source*, telah memudahkan akses terhadap

sistem ini. Wireshark memungkinkan pengguna untuk melihat data paket secara detail. Namun, penting untuk dicatat bahwa Wireshark tidak berfungsi sebagai sistem pendeteksi penyusupan. Wireshark membantu profesional keamanan jaringan memahami apa yang terjadi di jaringan mereka dengan efektif. Meskipun tidak memberi peringatan tentang perilaku mencurigakan, analisis paket di Wireshark dapat mengidentifikasi berbagai ancaman dan serangan terhadap sistem komputer jaringan.

Lalu pada *platform* iPerf atau jPerf dapat digunakan untuk mengukur *throughput* atau kecepatan transmisi data dalam sebuah jaringan lokal. *Platform* ini memerlukan dua perangkat yang berperan sebagai klien dan berperan sebagai server. Adapun arsitektur skema satu menggunakan iPerf atau jPerf seperti Gambar 2.15.



Gambar 2.15 Arsitektur iPerf.

Berdasarkan penelitian pada [10], iPerf merupakan alat pengukuran jaringan yang populer yang digunakan dalam penelitian ilmiah. Seperti yang dapat dilihat, tergantung pada versi iPerf, pengguna dapat mendapatkan hasil yang sama sekali berbeda, yang bisa menghasilkan kesimpulan yang sama sekali berbeda. Hasilnya jelas menunjukkan bahwa iPerf2 jauh lebih akurat daripada iPerf3 (baik dalam versi 32 atau 64-bit) ketika memperkirakan *throughput* jaringan area lokal yang dikonfigurasi menggunakan elemen terbaru. Sedangkan pada penelitian [42] dilakukan penelitian mengenai perbandingan kinerja empat inspeksi jaringan menggunakan iPerf, Netperf, D-ITG, dan *IP Traffic*. Hasilnya menunjukkan bahwa alat ini dapat memberikan hasil yang berbeda

secara signifikan. Di lingkungan *Windows*, *bandwidth* yang diukur oleh alat ini dapat bervariasi hingga 16,5 Mbps untuk koneksi TCP melalui sambungan 100 Mbps. Untuk pengaturan jaringan yang sama, iPerf mengukur *bandwidth* tertinggi (93,1 Mbps) sedangkan lalu lintas IP terendah (76,7 Mbps).

III. METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Waktu Dan Tempat Penelitian

Penelitian dilaksanakan di Laboratorium Teknik Elektronika, Laboratorium Terpadu Teknik Elektro, Jurusan Teknik Elektro Universitas Lampung dimulai dari bulan Januari 2024-Desember 2024 dimulai dari penyusunan proposal sampai dengan penyusunan hasil penelitian.

3.2 Alat Dan Bahan Penelitian

Adapun alat dan bahan pada penelitian yang akan digunakan adalah sebagai berikut:

- 1) 1 unit mikrokontroler ESP32 Wroom 32D
- 2) 1 unit mikrokontroler Arduino UNO
- 3) 1 unit Sensor MAX30100
- 4) 1 unit Sensor Suhu DS18B20
- 5) 1 unit Sensor Aktivitas Otot
- 6) 2 buah Baterai Lithium 3.7 V, 2000 mAh
- 7) 1 buah LCD 16x4
- 8) 1 buah Step-Up MT3608
- 9) 1 buah tombol ON/OFF
- 10) 1 buah Laptop
- 11) 1 buah perangkat komputer
- 12) 1 buah Router TL-WR820N 300 Mbps
- 13) Kabel Jumper

3.3 Spesifikasi Komponen

Adapun spesifikasi komponen yang akan digunakan pada penelitian ini adalah sebagai berikut :

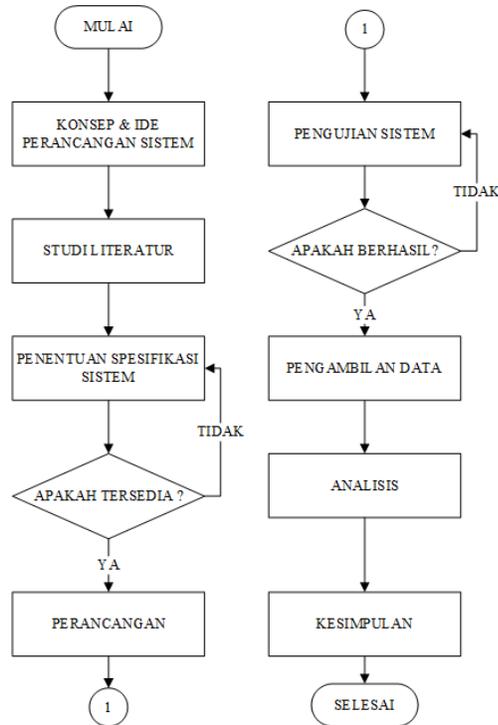
- 1) Mikrokontroler ESP32 Wroom 32D digunakan sebagai mikrokontroler utama dalam pengembangan sistem *wearable device*.

- 2) Sensor MAX30100 digunakan sebagai sensor pengindera denyut nadi dan respirasi oksigen tubuh manusia.
- 3) Sensor suhu DS18B20 digunakan sebagai sensor pengindera suhu tubuh manusia.
- 4) Sensor Aktivitas Otot digunakan sebagai sensor pengindera aktivitas otot manusia, sensor ini mendeteksi aktivitas listrik dari otot menggunakan bantalan konduktif yang ditempatkan pada kulit.
- 5) Baterai Lithium 3.7 V, 2000 mAh digunakan sebagai sumber daya utama untuk menghidupkan seluruh sistem *wearable device*.
- 6) LCD berukuran 16x4 digunakan sebagai display empat parameter tanda vital pada tubuh manusia.
- 7) Step-Up MT3608 digunakan menaikkan tegangan dari baterai sebagai input Arduino UNO dan positif negative pada input daya sensor aktivitas otot.
- 8) Tombol ON/OFF digunakan sebagai tombol mengaktifkan dan mematikan keseluruhan sistem.
- 9) Laptop digunakan untuk melakukan uji kinerja jaringan, sebagai perangkat yang bertindak sebagai klien dan perangkat yang menjalankan Wireshark.
- 10) Komputer digunakan untuk melakukan uji kinerja jaringan namun bertindak sebagai server.
- 11) Router TP-Link 300 Mbps digunakan sebagai *access point* yang menyediakan konektivitas nirkabel dalam jaringan lokal terhadap perangkat-perangkat yang akan terhubung.

3.4 Prosedur Penelitian

Metode penelitian yang digunakan termasuk dalam penelitian *Research and Development* (R&D). Jenis penelitian ini merupakan proses atau langkah-langkah untuk mengembangkan suatu produk baru atau menyempurnakan produk yang telah ada. Penelitian pengembangan merupakan salah satu jenis penelitian yang dapat menjadi penghubung atau pemutus kesenjangan antara penelitian dasar dengan penelitian terapan [43]. Lalu menguji coba hasil dari produk penelitian secara berkala,

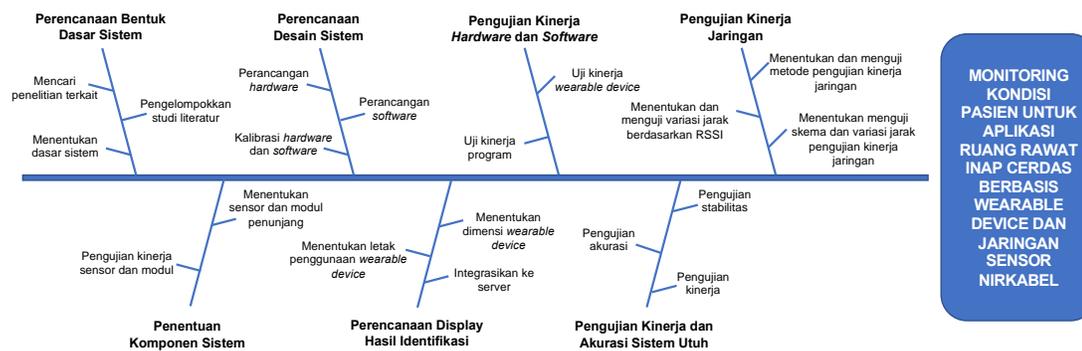
untuk menguji validitas produk yang dihasilkan. Secara keseluruhan diagram alir prosedur penelitian ditunjukkan seperti Gambar 3.1.



Gambar 3.1 Diagram alir prosedur penelitian.

3.4 Metodologi Penelitian

Secara keseluruhan tahapan penelitian yang dibuat dalam bentuk diagram tulang ikan dapat dilihat pada Gambar 3.2 dengan rincian sebagai berikut.



Gambar 3.2 Diagram tulang ikan penelitian secara menyeluruh.

TAHAP 1: Perencanaan Bentuk Dasar Sistem

Pada tahap ini dilakukan studi literatur mengenai penelitian terkait, lalu pengelompokan studi literatur yang dibagi menjadi tiga aspek bagian yaitu *wearable device*, data privasi dan *interface*, dan uji kinerja jaringan. Kemudian menentukan dasar sistem alat yang akan dirancang.

TAHAP 2: Penentuan Komponen Sistem

Pada proses ini akan ditentukan sensor dan modul penunjang yaitu MAX30100, LM35, dan sensor aktivitas otot sebagai sensor penunjang, dan ESP32 sebagai modul penunjang. Kemudian dilakukan uji coba pada setiap sensor dengan cara dikoneksikan dengan mikrokontroler ESP32 sebelum disatukan menjadi satu-kesatuan sistem utuh. Lalu menentukan bentuk keseluruhan sistem secara general.

TAHAP 3: Perancangan Desain Sistem

Tahap ini akan dibagi menjadi tiga aspek perancangan yaitu perancangan *hardware*, perancangan *software*, dan mengkalibrasi komponen sensor secara satu-persatu pada setiap sensor sebelum menjadi satu-kesatuan sistem secara menyeluruh. Perancangan *hardware* dilakukan dengan cara menggabungkan multisensor ke dalam kerangka desain sistem. Lalu perancangan *software* dilakukan dengan mengintegrasikan perangkat *hardware* dengan platform yang akan digunakan yaitu *Thingsboard.io*, sehingga pengiriman data dari perangkat *hardware* dapat ditampilkan kedalam server.

TAHAP 4: Perencanaan Display Hasil Identifikasi

Proses ini akan dilakukan dengan cara menentukan dimensi *wearable device* yang nyaman dan aman digunakan pada tubuh pasien sehingga dapat ditentukan pula dimana letak *wearable device* tersebut akan disematkan. Lalu setelah sistem dinyatakan utuh akan dilakukan integrasi ke server yang akan digunakan yaitu *Thingsboard.io*.

TAHAP 5: Pengujian Kinerja *Hardware* dan *Software*

Pada tahap ini uji kinerja *wearable device* dan uji kinerja program yang saling berkaitan. Hal ini dilakukan untuk memastikan bahwa sistem sudah siap digunakan dan berfungsi dengan baik.

TAHAP 6: Pengujian dan Analisa Kinerja Jaringan

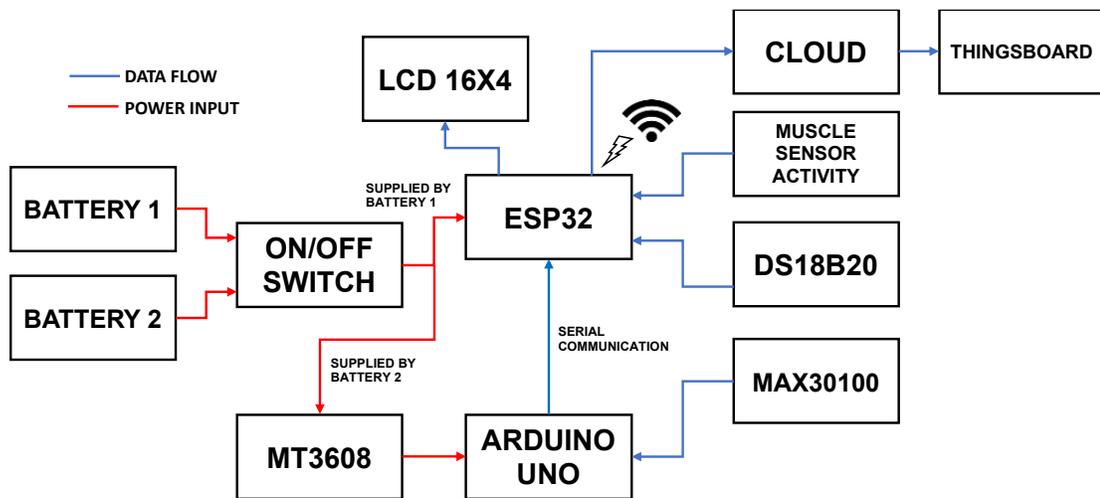
Proses pengujian kinerja jaringan dilakukan dengan menentukan metode pengujian kinerja jaringan yaitu dengan membandingkan kinerja jaringan dengan parameter dan bentuk yang sama menggunakan dua aplikasi penguji kinerja jaringan yaitu Wireshark dan iPerf. Lalu variasi jarak pada pengujian kinerja jaringan ditentukan berdasarkan RSSI, RSSI bekerja dengan mengukur daya sinyal yang diterima oleh antena perangkat. Jadi semakin jauh jarak antara node dan antena perangkat, maka akan semakin rentan sinyal yang diterima. Setelah menentukan variasi jarak, akan ditentukan skema dari setiap variasi jarak pengujian kinerja jaringan.

TAHAP 7: Pengujian Kinerja dan Akurasi Sistem Utuh

Proses ini dilakukan melalui dua aspek pengujian yaitu pengujian stabilitas dan pengujian *user interface*. Adapun pengujian stabilitas mengacu pada serangkaian tes yang dilakukan untuk menentukan kemampuan suatu sistem, struktur, atau komponen untuk tetap berada dalam kondisi stabil ketika digunakan dalam berbagai jenis beban atau kondisi. Sedangkan pengujian kinerja *user interface* adalah proses uji coba untuk pengimplementasian sistem ke individu secara langsung, untuk menentukan seberapa baik suatu sistem berfungsi dan terintegrasi ke *Thingsboard*.

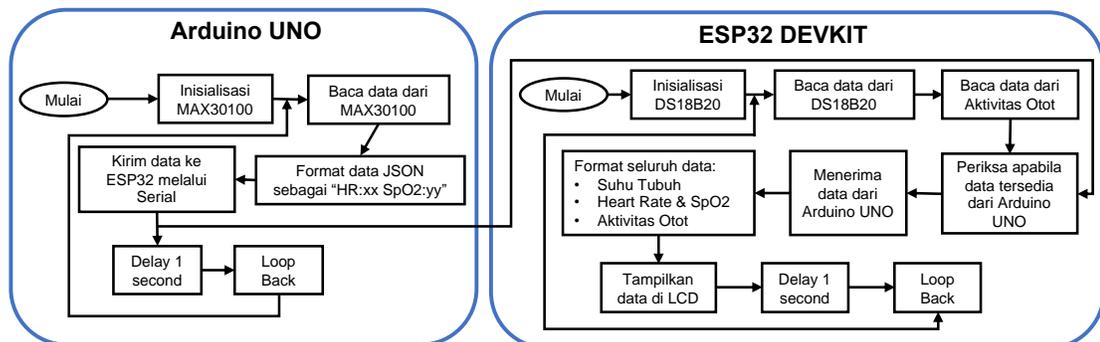
3.5 Desain Keseluruhan Alat

Adapun diagram desain keseluruhan alat *wearable device* yang akan dirancang terbagi menjadi dua yaitu arsitektur keseluruhan sistem ditunjukkan pada Gambar 3.3.



Gambar 3.3 Diagram desain keseluruhan alat.

Dapat dilihat pada 3.3, bahwa penginderaan indeks kesehatan pada tubuh manusia dilakukan oleh tiga sensor yaitu MAX30100, DS18B20, dan Sensor Aktivitas Otot. Lalu sensor DS18B20 dan sensor aktivitas otot akan mengirimkan data ke ESP32 yang digunakan sebagai mikrokontroler utama pada alat ini. Lalu Sensor MAX30100 mengirimkan data ke Arduino UNO. Kemudian ESP32 akan dihubungkan menggunakan komunikasi serial dengan Arduino UNO lalu menampilkan hasil pengiriman data melalui LCD, atau dapat langsung dilihat pada layar monitor yang terkoneksi dengan Wi-Fi dan telah terintegrasi dengan platform Thingsboard.io. Adapun prosedur pengiriman data melalui komunikasi serial ditunjukkan pada Gambar 3.4



Gambar 3.4 Flowchart proses komunikasi serial.

Adapun konsep desain dari penggunaan *wearable device* yang nyaman disematkan pada pasien adalah dengan berbentuk jam atau gelang di pergelangan tangan. Sehingga peletakkannya tidak mengganggu pergerakan pasien yang terisolasi. Desain gelang di pergelangan tangan pasien diilustrasikan pada Gambar 3.5.



Gambar 3.5 Desain *wearable device* yang nyaman digunakan pasien terisolasi.

3.6 Desain Keseluruhan Sistem

Pada penelitian ini, desain keseluruhan sistem dirancang sebagaimana ditunjukkan pada Gambar 3.6. Berdasarkan gambar tersebut, alur sistem digambarkan melalui diagram alir (flowchart) yang mencerminkan penggunaan sensor MAX30100, DS18B20, dan Muscle Sensor dengan tampilan data pada layar LCD. Proses sistem diawali dengan perbandingan tugas yang dilakukan oleh dua mikrokontroler, yaitu ESP32 dan Arduino UNO. Setelah perbandingan tugas selesai, langkah berikutnya adalah inisialisasi ketiga sensor yang digunakan. Mikrokontroler ESP32 kemudian menghubungkan sistem ke jaringan Wi-Fi, memanfaatkan modul Wi-Fi bawaan yang

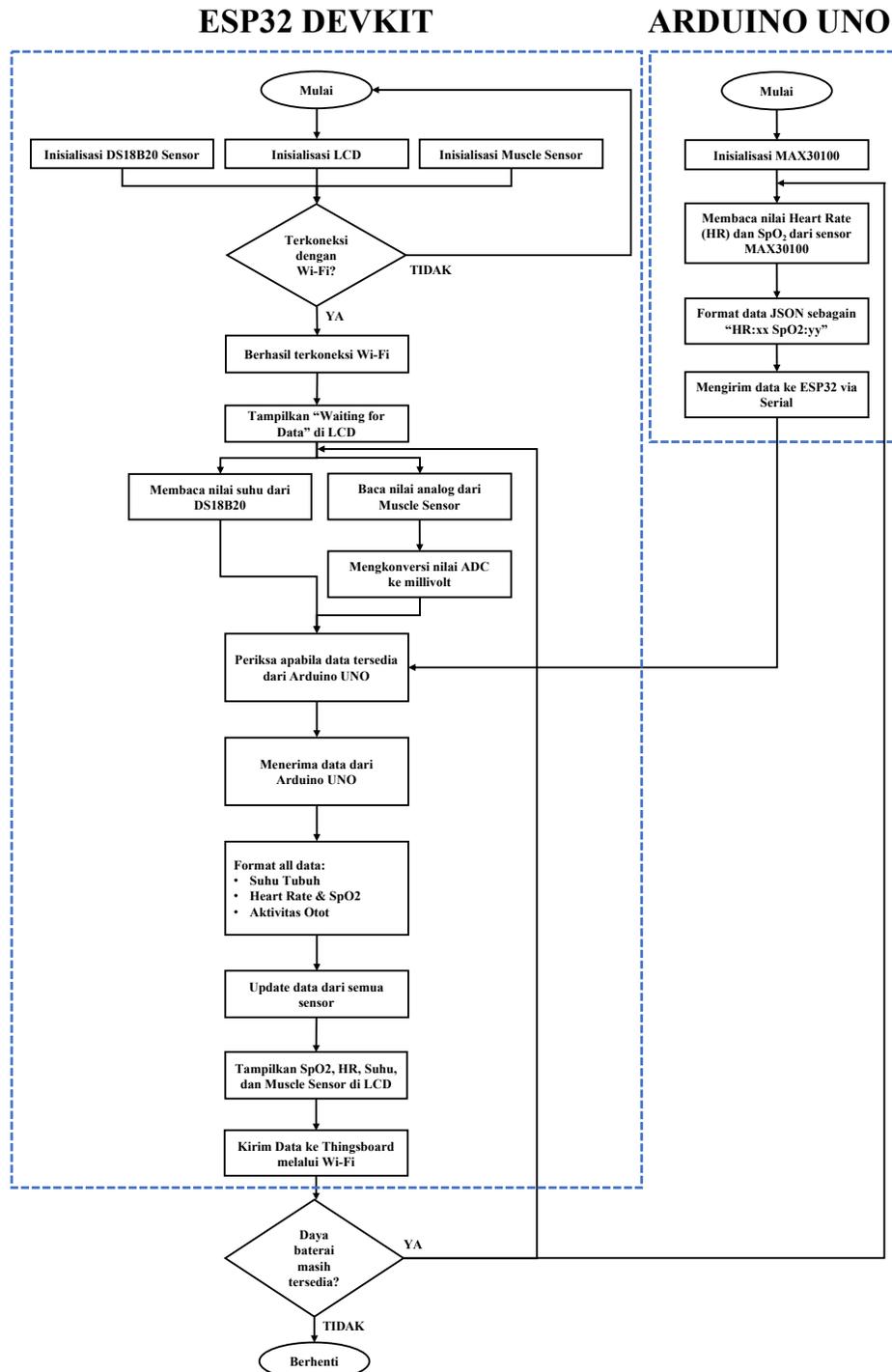
terdapat pada perangkat ESP32. Setelah koneksi ke Wi-Fi berhasil dilakukan, sistem melanjutkan proses inisialisasi LCD untuk menampilkan pesan “Waiting for Data”.

Penginderaan oleh ketiga sensor dilakukan secara bersamaan melalui dua mikrokontroler yang berbeda. Sensor MAX30100 dioperasikan melalui Arduino UNO, sedangkan sensor DS18B20 dan sensor aktivitas otot dioperasikan oleh ESP32. Seluruh penginderaan ini dilakukan secara real-time. Sensor MAX30100 menghasilkan dua keluaran, yaitu nilai heart rate dan kadar oksigen dalam darah (respirasi oksigen). Berbeda dengan sensor MAX30100 dan DS18B20, pengolahan data pada sensor aktivitas otot memerlukan langkah tambahan. Nilai yang diperoleh dari sensor aktivitas otot perlu melalui proses pengambilan nilai ADC (Analog to Digital Converter), yang kemudian dikonversi ke satuan millivolt sebelum akhirnya ditampilkan pada layar LCD.

Pengiriman data dari Arduino UNO ke ESP32 dilakukan dengan memanfaatkan format JSON (*JavaScript Object Notation*). Penggunaan format JSON dipilih karena data yang dikirimkan mencakup lebih dari satu nilai, yaitu keluaran dari sensor MAX30100 yang terdiri atas nilai heart rate dan kadar respirasi oksigen. Selain itu, format JSON digunakan untuk menjaga struktur data agar tetap terorganisasi dengan baik, mudah dibaca, dan kompatibel dengan berbagai platform. Setelah data dari sensor MAX30100 diubah menjadi format JSON, Arduino UNO mengirimkan data tersebut kepada ESP32.

Pada tahap selanjutnya, ESP32 memeriksa keberadaan data yang dikirimkan oleh Arduino UNO. Proses ini dilakukan setelah ESP32 berhasil membaca keluaran dari dua sensor lainnya, yaitu sensor DS18B20 dan sensor aktivitas otot. Jika data dari Arduino UNO terdeteksi, ESP32 kemudian menyatukan seluruh data menjadi satu format tampilan yang berisi informasi suhu tubuh, heart rate, kadar respirasi oksigen, dan aktivitas otot. Data yang telah diproses ini ditampilkan pada layar LCD. Selanjutnya, data yang ditampilkan melalui LCD tersebut dikirimkan ke ThingsBoard untuk

divisualisasikan melalui server. Dengan demikian, sistem ini tidak hanya mampu menampilkan data secara lokal tetapi juga mendukung pemantauan jarak jauh melalui platform berbasis *cloud*.



Gambar 3.6 Flowchart coding node sensor.

3.7 Perancangan Pengujian

Perancangan pengujian dilakukan dengan menguji beberapa parameter diantaranya sebagai berikut:

1. Pengujian Sensor MAX30100

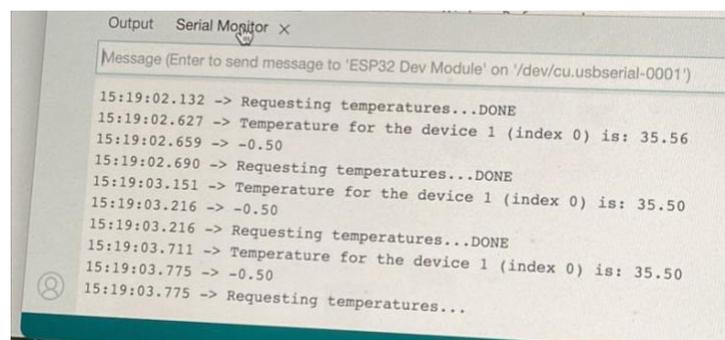
Pengujian ini dilakukan untuk memastikan apakah Sensor MAX30100 dapat digunakan dengan baik atau tidak. Sensor ini berfungsi sebagai pengindera denyut nadi dan respirasi oksigen dalam tubuh pasien, sehingga satuan yang akan menjadi output adalah *beat per minute* (BPM) untuk denyut nadi dan persen (%) untuk respirasi oksigen. Sensor akan dikoneksikan ke ESP32 sehingga hasil pengujian Sensor MAX30100 akan tampil di serial monitor seperti pada Gambar 3.7.

```
11:20:44.952 -> Beat Detected!
11:20:45.808 -> Beat Detected!
11:20:45.941 -> BPM: 80.60
11:20:45.941 -> SpO2: 93.00%
11:20:45.941 -> *****
11:20:45.941 ->
11:20:46.666 -> Beat Detected!
11:20:46.930 -> BPM: 73.57
11:20:46.930 -> SpO2: 93.00%
11:20:46.930 -> *****
```

Gambar 3.7 Display output Sensor MAX30100 pada serial monitor.

2. Pengujian Sensor DS18B20

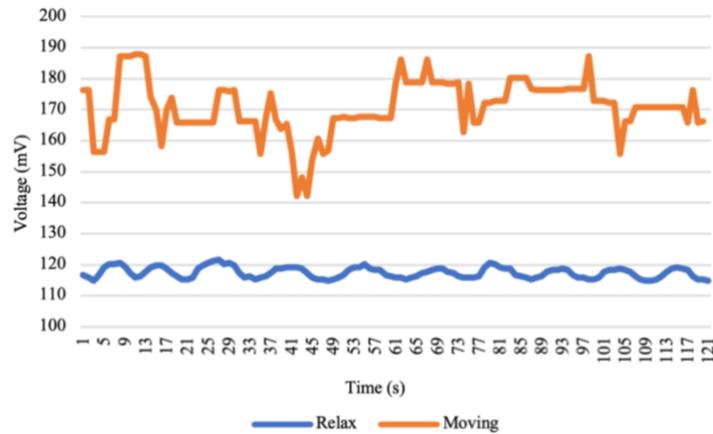
Pengujian Sensor DS18B20 dilakukan dengan cara mengoneksikan ketiga pin pada kaki sensor ke mikrokontroler ESP32. Sensor ini berfungsi sebagai pengindera suhu tubuh manusia sehingga output yang ditampilkan pada serial monitor memiliki satuan °C. Hasil pengujian Sensor DS18B20 ditunjukkan pada Gambar 3.8.



Gambar 3.8 Display output Sensor DS18B20 pada serial monitor.

3. Pengujian Sensor Aktivitas Otot

Sensor Aktivitas Otot digunakan sebagai pendeteksi aktivitas listrik yang dihasilkan oleh otot rangka saat otot tersebut berkontraksi. Prinsip dasar sensor ini adalah ketika otot berkontraksi akan menghasilkan sinyal listrik yang disebabkan oleh pergerakan ion melintasi membran sel otot. Adapun hasil pengujian sensor aktivitas otot pada serial plotter ditunjukkan pada Gambar 3.9.



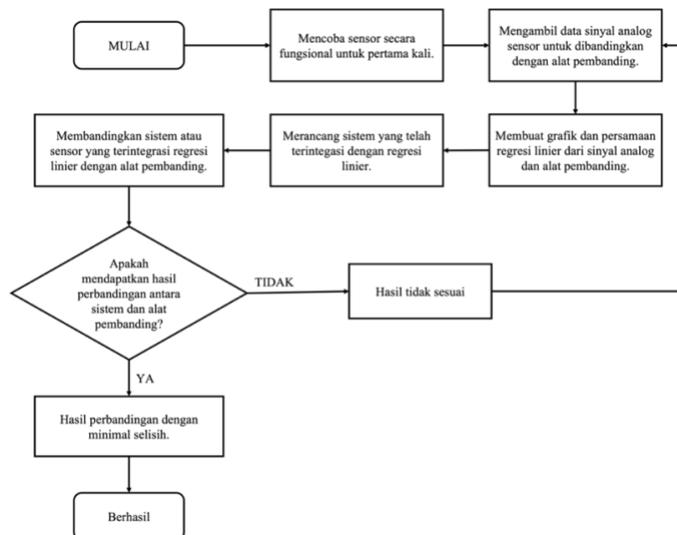
Gambar 3.9 Display output sensor aktivitas otot pada *serial plotter*.

4. Pengujian ESP32 sebagai Mikrokontroler

ESP32 digunakan sebagai mikrokontroler utama pada sistem ini. Hal ini dikarenakan ESP32 telah dilengkapi dengan modul *bluetooth* dan Wi-Fi, serta kemampuan yang serbaguna untuk digunakan dalam berbagai aplikasi IoT (*Internet of Things*). Hal ini dilakukan karena server monitoring akan dikoneksikan ke internet dan ditampilkan ke dalam server *Thingsboard.io*. Platform ini adalah platform *open-source* untuk IoT yang menyediakan solusi *end-to-end* untuk mengumpulkan, memproses, menganalisis, dan memvisualisasikan data dari perangkat IoT. Pengujian dilakukan dengan mengoneksikan ESP32 ke setiap sensor yang akan digunakan sehingga dapat dilihat bahwa ESP32 berfungsi dengan baik. Parameter bahwa ESP32 berfungsi dengan baik adalah dengan indikator lampu berwarna merah.

3.8 Kalibrasi Sensor Menggunakan Metode Regresi Linier

Kalibrasi dilakukan dengan cara mengambil sampling pada sinyal analog disetiap sensor, lalu melakukan metode statistik untuk menentukan hubungan linier antara dua variabel yaitu nilai sinyal analog pada sensor yang ingin dikalibrasi dan nilai pembacaan pada alat ukur sebenarnya. Metode ini disebut dengan metode regresi linier. Tujuannya adalah untuk menemukan persamaan garis lurus yang paling sesuai dengan data pengukuran, sehingga persamaan tersebut dapat digunakan untuk mengkalibrasi instrumen. Pada Gambar 3.9 dapat dilihat bahwa proses kalibrasi dimulai dengan langkah pertama yaitu mencoba setiap sensor secara fungsional, setelah secara keseluruhan sensor dipastikan dapat digunakan dengan baik lalu dilakukan pengambilan data sinyal analog pada tiap sensor untuk dibandingkan dengan alat pembanding. Lalu membuat grafik dan persamaan regresi linier dari sinyal analog dan alat pembanding. Setelah itu, merancang sistem yang telah terintegrasikan dengan regresi linier. Kemudian membandingkan sistem atau sensor yang terintegrasikan dengan persamaan regresi linier dengan alat pembanding. Lalu apabila mendapatkan hasil perbandingan antara sistem dan alat pembanding yang sesuai dengan nilai error yang kecil, maka kalibrasi dikatakan berhasil. Namun apabila hasil tidak sesuai, maka pengambilan data sinyal analog harus diulang kembali. Adapun diagram mengenai proses kalibrasi di tunjukkan pada Gambar 3.10.



Gambar 3.10 Diagram alir proses kalibrasi sensor.

Kalibrasi yang dilakukan adalah dengan mengkalibrasi sensor MAX30100, dan sensor DS18B20. Kalibrasi keduanya menggunakan metode regresi linier, regresi linier adalah metode statistik yang banyak digunakan dalam statistik matematika, yang mengidentifikasi keterkaitan timbal balik antara dua variabel atau lebih melalui analisis regresif [44]. Adapun persamaan daripada rumus regresi linier ditunjukkan pada (11).

$$Y = a + b X \quad (11)$$

di mana :

Y = variabel dependen atau nilai referensi yang diprediksi,

X = variabel independen atau nilai pengukuran sensor yang akan dikalibrasi,

a = titik potong sumbu Y,

b = gradien atau kemiringan garis regresi.

Kemudian menggunakan metode *least squares* untuk menghitung nilai a dan b dengan meminimalkan kesalahan antara nilai referensi dan nilai yang diprediksi. Metode *Least Squares* digunakan untuk menemukan garis yang paling sesuai dengan data dalam ruang dua dimensi, dengan meminimalkan jumlah kuadrat dari selisih antara nilai yang diamati dan nilai yang diprediksi oleh model. Adapun persamaannya ditunjukkan pada (12) untuk menghitung nilai a dan (13) untuk menghitung nilai b .

$$a = \frac{\Sigma Y - b \Sigma X}{n} \quad (12)$$

$$b = \frac{n \Sigma (X_i Y_i) - \Sigma X_i \Sigma Y_i}{n \Sigma (X_i^2) - (\Sigma X_i)^2} \quad (13)$$

di mana :

n = jumlah data pasangan (X,Y),

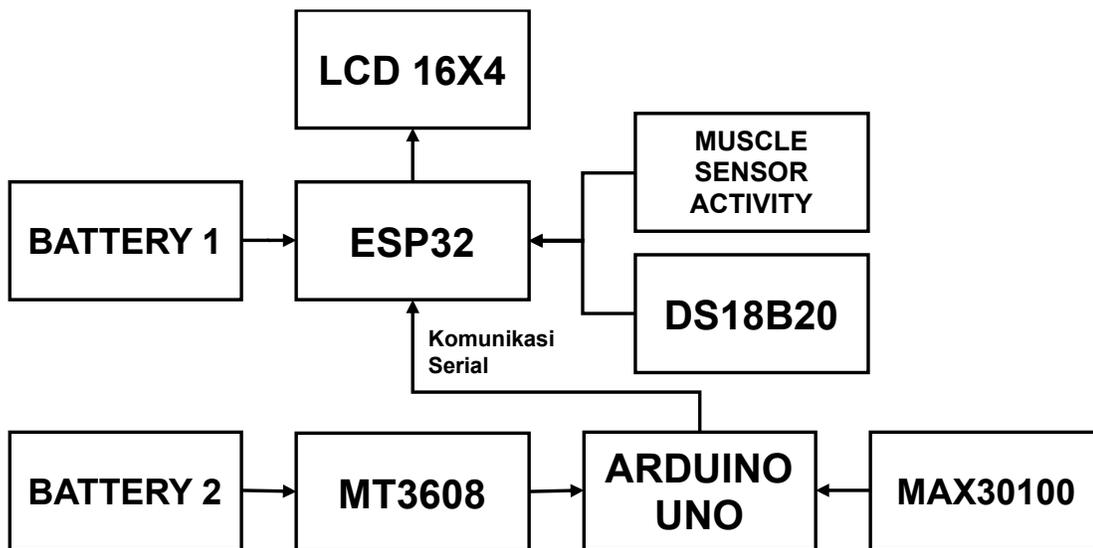
$\Sigma (X_i Y_i)$ = jumlah hasil perkalian antara X_i dan Y_i ,

ΣX_i dan ΣY_i = adalah jumlah dari semua nilai X dan Y.

Setelah didapatkan persamaan regresi linier yang dibutuhkan, maka persamaan linier tersebut dapat diinput ke dalam program yang sudah dibuat dengan format kalibrasi. Hal ini juga berlaku untuk kalibrasi sensor DS18B20, sehingga keduanya menggunakan metode regresi linier.

3.9 Pengujian Kapasitas Baterai

Pengujian kapasitas baterai dilakukan untuk mengetahui seberapa besar daya yang digunakan oleh sistem serta untuk mengukur durasi sistem dapat beroperasi dengan menggunakan baterai berkapasitas 3,7V 2000mAh. Pengujian ini juga bertujuan untuk memahami secara spesifik konsumsi daya sistem saat diaktifkan. Salah satu metode yang digunakan dalam pengujian ini adalah dengan memantau tegangan baterai menggunakan multimeter secara berkala. Rangkaian ketika melakukan pengujian kapasitas baterai ditunjukkan pada Gambar 3.11.



Gambar 3.11 Rangkaian pada perhitungan kapasitas baterai.

Setiap baterai dihubungkan ke mikrokontroler melalui rangkaian atau beban tertentu, yang merepresentasikan kondisi sistem saat digunakan. Untuk memperoleh data yang akurat, pengukuran dilakukan dengan menyambungkan terminal negatif multimeter ke terminal negatif baterai, dan terminal positif multimeter ke terminal positif baterai. Pengukuran tegangan dilakukan setiap jam selama pengujian berlangsung, sehingga tren perubahan tegangan pada baterai dapat diamati.

Data yang diperoleh dari pengukuran ini memungkinkan untuk menghitung konsumsi daya sistem secara rinci. Selain itu, pengujian ini memberikan gambaran mengenai performa baterai ketika digunakan pada sistem, serta membantu menentukan efisiensi

energi perangkat. Dengan memahami pola konsumsi daya ini, pengguna dapat memperkirakan waktu operasional perangkat dalam kondisi tertentu dan melakukan optimasi jika diperlukan.

3.10 Metode *Bland Altman*

Metode *Bland-Altman* adalah metode statistik yang digunakan untuk mengevaluasi kesesuaian (*agreement*) antara dua alat ukur atau metode pengukuran yang berbeda yang digunakan untuk mengukur variabel yang sama. Pendekatan ini membantu menentukan apakah kedua metode dapat digunakan secara bergantian. Adapun cara membuat grafik menggunakan metode *Bland Altman* adalah dengan menggunakan persamaan (14)-(18).

$$d_i = X_{1i} - X_{2i} \quad (14)$$

$$Mean_i = \frac{X_{1i} + X_{2i}}{2} \quad (15)$$

$$\bar{d} = \frac{\sum d_i}{n} \quad (16)$$

$$SD_d = \sqrt{\frac{\sum (d_i - \bar{d})^2}{n-1}} \quad (17)$$

$$LoA = \bar{d} \pm 1,96 \times SD_d \quad (18)$$

di mana:

d_i = selisih atau nilai error,

X_1 = Metode 1,

X_2 = Metode 2,

$Mean_i$ = rata-rata dari kedua metode,

\bar{d} = rata-rata selisih,

n = jumlah pasangan data,

SD_d = simpangan baku atau standar deviasi,

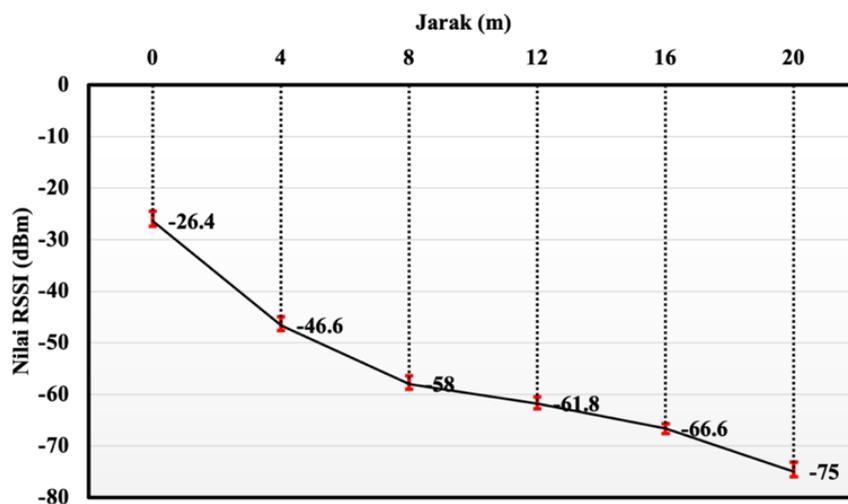
LoA = *limit of agreement*, atau batas kesepakatan

3.10 Uji Kinerja Jaringan

Adapun dilakukannya uji kinerja jaringan berfungsi untuk menghitung nilai *throughput* pada jaringan area lokal yang dilalui *node*. Uji kinerja jaringan dilakukan dengan

menggunakan tiga skema yang berbeda. Skema pertama adalah pengujian jaringan local menggunakan aplikasi Wireshark guna menganalisis lalu lintas jaringan. Lalu pada skema kedua, pengujian dilakukan menggunakan aplikasi iPerf dimana pada aplikasi tersebut pengguna dapat mengamati setiap kecepatan pengiriman data dengan range waktu tertentu. Sedangkan pada skema ketiga adalah perpaduan dari skema pertama dan skema kedua yang dilakukan dalam satu waktu, sehingga dapat dianalisis jaringan lokal yang berlangsung di dalam ketiga skema tersebut. Namun fokus pada keduanya tetap mengenai berapa besar nilai *throughput* yang dapat ditangkap.

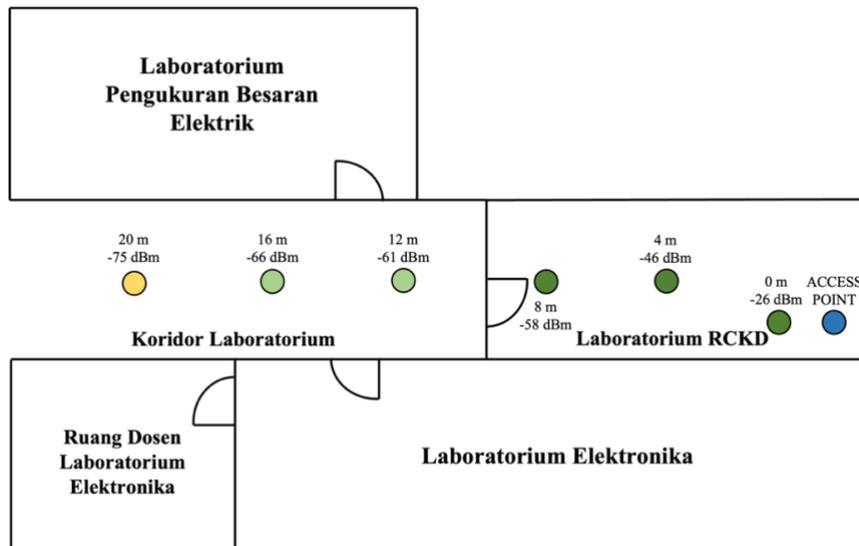
Variasi jarak yang digunakan didasari oleh Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 24 Tahun 2016 Tentang Persyaratan Teknis Bangunan Dan Prasarana Rumah Sakit yang berbunyi “ruangan atau daerah rawat pasien isolasi harus berukuran minimal 4x4 m², belum termasuk ruangan antara (*ante room*) [45].” Sehingga berdasarkan hal ini dibuat variasi jarak dengan ketentuan peletakan node disetiap empat meter. Jarak-jarak tersebut ditentukan pula menggunakan RSSI. Penentuan variasi jarak yang dilakukan menggunakan aplikasi inSSIDer dilakukan sebanyak lima kali pada setiap jarak. Adapun jarak yang diambil sebagai sampel adalah jarak 0 m sampai dengan 20 m pada kelipatan 4 m. Sehingga hasil uji coba sinyal RSSI tersebut ditunjukkan pada grafik error bar yang tercantum pada Gambar 3.12.



Gambar 3.12 Nilai RSSI pada setiap percobaan variasi jarak [46].

Dengan mengacu pada klasifikasi kuat sinyal RSSI yang tercantum pada Gambar 2.13, bahwa apabila nilai RSSI <70 dBm maka sinyal berstatus lemah. Hal ini menyebabkan ditetapkan variasi jarak yang dilakukan hanya 0 m, 4 m, 8 m, 12 m, dan 16 m. Sehingga 20 m dianggap belum memenuhi kualifikasi sinyal RSSI yang baik, hal ini juga dipengaruhi oleh *router* yang digunakan.

Kemudian uji kinerja jaringan dilakukan dalam skenario dan parameter yang sama, yaitu dengan range waktu 60 detik dan variasi jarak yaitu 0 m, 4 m, 8 m, 12 m, dan 16 m. Lalu pada setiap skenario dilakukan hingga 10 kali percobaan. Adapun denah variasi jarak yang dilakukan pada Laboratorium Terpadu Teknik Elektro, Universitas Lampung ditunjukkan pada Gambar 3.13.

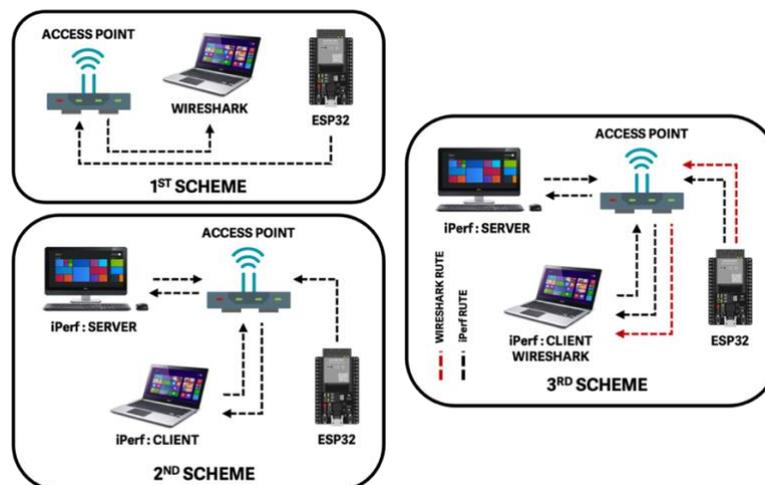


Gambar 3.13 Denah penempatan *Access Point* dan node berdasarkan lokalisasi RSSI.

Berdasarkan Gambar 3.13, dapat disimpulkan bahwa semakin jauh jarak pengirim maka semakin kecil sinyal RSSI yang dapat ditangkap, begitupun sebaliknya. Semakin dekat jarak pengirim maka semakin stabil sinyal yang dapat ditangkap oleh penerima. Hal ini menyebabkan lalu lintas jaringan nirkabel ditentukan berdasarkan letak jarak baik dari node penerima ataupun node pengirim.

Ketiga skema ini menggunakan ESP32 sebagai interface dari sistem, dua perangkat komputer yang bertindak sebagai klien dan server, dan Sensor MAX30100 sebagai client atau sensor pengirim paket data. Wireshark memiliki kemampuan untuk menangkap data dari berbagai jenis jaringan seperti Ethernet, Wi-Fi, dan TCP/IP. Selain itu, Wireshark juga menyediakan berbagai macam fitur analisis seperti filter paket, pemilihan paket, dan visualisasi data yang memungkinkan pengguna untuk memahami dan memecahkan masalah dalam jaringan komputer. Sehingga ideal dengan penelitian yang akan dilakukan. Lalu digunakan pula aplikasi analisa kinerja jaringan lain yaitu iPerf sebagai pembanding. iPerf adalah platform jaringan yang digunakan untuk mengukur throughput jaringan dengan mengirimkan data dari satu komputer ke komputer lain. iPerf dapat menghasilkan berbagai jenis lalu lintas jaringan dan memberikan informasi rinci tentang kinerja jaringan, seperti *bandwidth*, *loss packet*, dan *jitter*. Sehingga sangat berguna untuk pengujian dan pemecahan masalah jaringan.

Setelah menentukan variasi jarak berdasarkan RSSI, maka dilakukan uji coba berdasarkan tiga skema yang telah dirancang. Ketiga skema tersebut diantaranya adalah skema pertama menggunakan *platform open-loop* Wireshark, skema kedua menggunakan platform iPerf, dan skema ketiga menggunakan keduanya yang dijalankan secara bersamaan dalam satu perangkat. Adapun ketiga skema diilustrasikan pada Gambar 3.14.



Gambar 3.14 Arsitektur tiga skema yang dilakukan dalam uji kinerja jaringan [46].

Berdasarkan ketiga skema tersebut, lalu akan dibandingkan nilai *throughput* pada masing-masing skema. Hal ini akan membuktikan apakah nilai *throughput* pada setiap aplikasi pengukuran kinerja jaringan akan bernilai sama atau tidak.

V. KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 KESIMPULAN

Adapun kesimpulan pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Kalibrasi multisensor yang terdiri dari sensor MAX30100 dan DS18B20 telah berhasil dilakukan menggunakan metode regresi linier, menghasilkan tingkat akurasi tinggi dalam rentang **98%** hingga **99%**. Hal ini menunjukkan keandalan model regresi yang digunakan untuk memetakan data sensor terhadap parameter yang diukur.
2. Sistem dapat dikategorikan stabil karena tidak terdapat fluktuasi data yang signifikan selama proses pengujian, hal ini dikarenakan setiap pengambilan data menunjukkan hasil yang konsisten dan berada dalam rentang yang diharapkan, mencerminkan kinerja sensor dan perangkat lunak yang andal.
3. Pengujian kinerja sistem dilakukan melalui tiga skema berbeda. Hasil pengujian menunjukkan hubungan negatif antara jarak RSSI dengan *throughput* jaringan. Semakin besar jarak yang menyebabkan penurunan RSSI, semakin kecil nilai *throughput* yang dicapai dalam setiap skema pengujian, menggambarkan dampak degradasi sinyal terhadap efisiensi transmisi data.
4. Pada pengujian kinerja jaringan, hasil pengujian menunjukkan bahwa *throughput* yang terdeteksi oleh Wireshark lebih besar dibandingkan iPerf karena Wireshark mencatat keseluruhan data, termasuk overhead seperti header dan frame, sementara iPerf hanya mengukur payload. Hal ini dibuktikan dengan Wireshark menunjukkan *throughput* yang lebih tinggi dibandingkan iPerf pada sebagian besar pengujian. Sebagai contoh, pada jarak 8 meter, Wireshark mencatat **32,6 Mbits/s**, sementara iPerf hanya mencatat **13,314 Mbits/s** (pengirim).
5. Perancangan *user interface* berhasil dilakukan dengan melakukan uji kinerja dan berhasil menampilkan empat parameter kesehatan manusia, yaitu suhu tubuh, denyut nadi, respirasi oksigen, dan aktivitas otot manusia secara lengkap ketika sistem berhasil diaktifkan.

5.2 SARAN

Adapun saran pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Penelitian selanjutnya diharapkan dapat mengidentifikasi mikrokontroler yang lebih efisien dalam konsumsi daya, sehingga dapat mengurangi beban daya dari baterai dan secara signifikan memperpanjang durasi penggunaan sistem.
2. Dapat menggunakan *platform* yang lebih baik sehingga dapat menampilkan data lebih detail dan presisi.
3. Menggunakan baterai dengan kapasitas lebih agar dapat melakukan pengujian dengan waktu lebih lama dan menambah efisiensi penggunaan *wearable device* ketika diimplementasikan langsung.

REFERENSI

- [1] J. Geier, *Designing and Deploying 802.11 Wireless Networks: A Practical Guide to Implementing 802.11n and 802.11ac Wireless Networks*, Indiana: Cisco Press, 2015.
- [2] O. Banos, C. Villalonga, M. Damas, P. Gloeskoetter, H. Pomares and I. Rojas, "PhysioDroid: Combining Wearable Health Sensors and Mobile Devices for a Ubiquitous, Continuous, and Personal Monitoring," in *The Scientific World Journal*, vol. 2014, no. 11, pp. 1-11, 2014. DOI:10.1155/2014/490824
- [3] S. Murali, F. Rincon and D. Atienza, "A Wearable Device For Physical and Emotional Health Monitoring," in *2015 Computing in Cardiology Conference*, vol. 42, pp. 121-124, 2014. 10.1109/CIC.2015.7408601
- [4] M. T. Sqalli and D. Al-Thani, "Evolution of Wearable Devices in Health Coaching: Challenges and Opportunities," *Evolution of Wearable Devices in Health Coaching*, vol. 2, pp. 1-6, 2020. DOI:10.3389/fdgth.2020.545646
- [5] Y. Zhang, H. Liu, X. Su, P. Jiang and D. Wei, "Remote Mobile Health Monitoring System Based on Smart Phone and Browser/Server Structure," in *Journal of Healthcare Engineering*, vol. 6, no. 4, pp. 717-738, 2015. DOI:10.1260/2040-2295.6.4.717
- [6] S. Banerjee, T. Hemphill and P. Longstreet, "Wearable devices and healthcare: Data sharing and privacy," *The Information Society*, vol. 34, no. 1, pp. 1-9, 2018. DOI:10.1080/01972243.2017.1391912
- [7] A. R. Nasser, A. M. Hasan, A. J. Humaidi, A. Alkhayyat, L. Alzubaidi, M. A. Fadhel, J. Santamaria and Y. Duan, "IoT and Cloud Computing in Health-Care: A New Wearable Device and Cloud-Based Deep Learning Algorithm for Monitoring of Diabetes," *Electronics*, vol. 10, no. 21, 2021. doi.org/10.3390/electronics10212719
- [8] F. Yaghoubi, B. Maham and A.-A. Abbasfar, "Energy-Efficient RSSI-Based Localization for Wireless Sensor Networks," *IEEE Communications Letters*, vol. 18, no. 6, pp. 973-976, 2014. DOI: 10.1109/LCOMM.2014.2320939
- [9] Z. Xiao, Y. Xiao and K. Meng, "Network forensics analysis using Wireshark," *International Journal of Security and Networks*, vol. 10, no. 2, 2015. DOI:10.1504/IJSN.2015.070421
- [10] B. Hardin, D. Comer and A. Rastegarnia, "On the Unreliability of Network Simulation Results FROM Mininet and iPerf," *International Journal of Future Computer and Communications*, vol. 12, no. 1, 2023. DOI:10.18178/ijfcc.2023.12.1.596
- [11] Z. Lyu, A. Halawani, S. Fen, S. ur Rehman and H. Li, "Reprint: Touch-less Interactive Augmented Reality Game on Vision Based Wearable Device," *Personal and Ubiquitous Computing*, vol. 19, pp. 3-4, 2015. DOI:10.1007/s00779-015-0844-1

- [12] S. Jian, "Industrial design of wearable intelligent devices based on wireless networks," *Measurement: Sensors*, vol. 30, 2023. doi.org/10.1016/j.measen.2023.100934
- [13] K. Bayoumy and a. et, "Smart wearable devices in cardiovascular care: where we are and how to move forward," *Cardiology*, vol. 18, pp. 581-599, 2021. https://doi.org/10.1038/s41569-021-00522-7
- [14] M. D. Rienzo, F. Rizzo, G. Parati, G. Brambilla, M. Ferratini and P. Castiglioni, "MagIC System: a New Textile-Based Wearable Device for Biological Signal Monitoring. Applicability in Daily Life and Clinical Setting," in *2005*, Shanghai, China, 2005. DOI:10.1109/IEMBS.2005.1616161
- [15] A. Lymberis and L. Gatzoulis, "Wearable health systems: From smart technologies to real applications," in *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, New York, 2006. DOI: 10.1109/IEMBS.2006.260948
- [16] R. Paradiso, G. Loriga and N. Taccini, "A wearable health care system based on knitted integrated sensors," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 9, no. 3, pp. 337-344, 2005. DOI: 10.1109/TITB.2005.854512
- [17] H. Banaee, M. U. Ahmed and A. Loutfi, "Data Mining for Wearable Sensors in Health Monitoring Systems: A Review of Recent Trends and Challenges," *Sensors*, vol. 13, no. 12, pp. 17472-17500, 2013. doi.org/10.3390/s131217472
- [18] N. Surantha, P. Atmaja, David and M. Wicaksono, "A Review of Wearable Internet-of-Things Device for Healthcare," in *5th International Conference on Computer Science and Computational Intelligence 2020*, Jakarta, 2020. doi.org/10.1016/j.procs.2021.01.083
- [19] M. Yaghoubi, K. Ahmed and Y. Miao, "Wireless Body Area Network (WBAN): A Survey on Architecture, Technologies, Energy Consumption, and Security Challenges," *Journal of Sensor and Actuator Networks*, vol. 11, no. 4, 2022. doi.org/10.3390/jsan11040067
- [20] M. U. H. Al Rasyid, D. Prasetyo, I. U. Nadhori and A. H. Alasiry, "Mobile Monitoring of Muscular Strain Sensor Based on Wireless Body Area Network," in *2015 International Electronics Symposium (IES)*, Surabaya, 2015. DOI: 10.1109/ELECSYM.2015.7380856
- [21] H. Sattar, I. S. Bajwa, R. u. Amin, J. Muhammad, M. F. Mushtaq, R. Kazmi, M. Akram, M. Ashraf and U. Shafi, "Smart Wound Hydration Monitoring Using Biosensors and Fuzzy Inference System," *Wireless Communications and Mobile Computing*, pp. 1-16, 2019. doi.org/10.1155/2019/8059629
- [22] M. Susanto, M. R. Putri, S. Purwiyanti, F. Hamdani and A. A. Aziz, "Prototyping Network-connected Multi-sensor Node of Wearable Device for Inpatient Monitoring System: Sensor Calibration Aspect," in *International Conference on Computer Sciences, Engineering, & Technology Innovation*, Jakarta, Indonesia, 2025.

- [23] G. Kiswanto, M. F. Juzar, A. A. Setiani, D. R. Ramadhan, F. Zhultriza and R. M. Suryantoro, "Muscle contraction sensor filtering and calibration for virtual manufacturing development," *International Journal of Engineering and Technology*, vol. 7, no. 4, pp. 13-17, 2018. doi.org/10.14419/ijet.v7i4.16.21771
- [24] I. S. o. Automation, *The Automation, Systems, and Instrumentation 4th Edition*, North Carolina: International Society of Automation, 2003.
- [25] S. Carmignato, *Calibration, Italy: CIRP Encyclopedia of Production Engineering*, 2016, pp. 1-5.
- [26] M. V. Narayana, D. Jalihal and S. N. S M, "Validation of EEATC a Novel Calibration Approach for Low-cost Sensors in Different Tandem Configurations," in *2023 IEEE International Conference on Sensors and Nanotechnology (SENNANO)*, Putrajaya, 2023. doi: 10.1109/SENNANO57767.2023.10352518
- [27] I. Christakis, O. Tsakiridis, E. Sarri, D. Triantis and I. Stavrakas, "Nonlinear Regression Approach as a Correction Factor of Measurements of Low-Cost Electrochemical Air Quality Sensors," *Applied Sciences*, vol. 2024, no. 14, 2024. doi.org/10.3390/app14083282
- [28] C. Glennie and D. D. Lichti, "Static Calibration and Analysis of the Velodyne HDL-64E S2 for High Accuracy Mobile Scanning," *Remote Sensing*, vol. 2010, no. 2, pp. 1610-1624, 2010. doi.org/10.3390/rs2061610
- [29] Y. Liu, X. Cui, S. Fan, Q. Wang, Y. Liu, Y. Sun and G. Wang, "Dynamic Validation of Calibration Accuracy and Structural Robustness of a Multi-Sensor Mobile Robot," *Sensors*, vol. 2024, no. 24, 2024. doi.org/10.3390/s24123896
- [30] F. J. A. Chavez, S. Traversaro, D. Pucci and F. Nori, "Model based in situ calibration of six axis force torque sensors," in *2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (HUMANOIDS)*, Cancun, 2016. doi:10.1109/HUMANOIDS.2016.7803310.
- [31] T. Ye, W. Xu, C. Zheng and Y. Cui, "MFCalib: Single-shot and Automatic Extrinsic Calibration for LiDAR and Camera in Targetless Environments Based on Multi-Feature Edge," *Robotics*, 2024. DOI: 10.48550/arXiv.2409.00992
- [32] C. Liu, C. Zhao, Y. Wang and H. Wang, "Machine-Learning-Based Calibration of Temperature Sensors," *Sensors*, vol. 23, no. 7374, 2023. doi.org/10.3390/s23177347
- [33] Thingsboard, "Thingsboard.io," Thingsboard.io , [Online]. Available: thingsboard.io/.
- [34] L. T. De Paolis, V. D. Luca and R. Paiano, "Sensor data collection and analytics with thingsboard and spark streaming," in *2018 IEEE Workshop on Environmental, Energy, and Structural Monitoring Systems (EESMS)*, Lecce, Italy, 2018. doi: 10.1109/EESMS.2018.8405822.
- [35] S. A. Alavi, A. Rahimian, K. Mehran and J. M. Ardestani, "An IoT-Based Data Collection Platform for Situational Awareness-Centric Microgrids," in *2018*

- IEEE Canadian Conference on Electrical & Computer Engineering (CCECE)*, Quebec, Canada, 2018. DOI: 10.1109/CCECE.2018.8447718
- [36] G. Mao, B. Fidan and B. D. O. Anderson, "Wireless sensor network localization techniques," *Computer Networks*, vol. 51, no. 10, pp. 2529-2553, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.comnet.2006.11.018>
- [37] D. Jaisinghani, V. Naik, M. Maity and N. Gupta, "Adaptive ViFi: A Dynamic Protocol for IoT Nodes in Challenged WiFi Network Conditions," in *2020 IEEE 17th International Conference on Mobile Ad Hoc and Sensor Systems (MASS)*, Delhi, India, 2020. doi: 10.1109/MASS50613.2020.00028.
- [38] V. Palanisamy and R. Thirunavukarasu, "Implications of big data analytics in developing healthcare frameworks – A review," *Journal of King Saud University - Computer and Information Sciences*, vol. 31, no. 4, pp. 415-425, 2019. <https://doi.org/10.1016/j.jksuci.2017.12.007>
- [39] J. Sadowski, "When data is capital: Datafication, accumulation, and extraction," *Big Data & Society*, pp. 1-12, 2019. DOI: 10.1177/2053951718820549
- [40] V. Ndatinya, Z. Xiao, V. R. Manepalli, K. Meng and Y. Xiao, "Network forensics analysis using Wireshark," *International Journal of Security and Networks*, vol. 10, no. 2, 2015. DOI: 10.1504/IJSN.2015.070421
- [41] S. H. Hashim, R. A. Enad, A. M. Al-Khafagi and N. K. Abdalhameed, "The facilities of detection by using a tool of Wireshark," *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, vol. 31, no. 1, pp. 329-336, 2023. DOI: 10.11591/ijeecs.v31.i1
- [42] O. Olimov, G. Artikova and M. Xatamova, "IPERF TO DETERMINE NETWORK SPEED AND FUNCTIONALITY," *Web of Technology: Multidimensional Research Journal*, vol. 2, no. 3, 2024.
- [43] O. Okpatrioka, "Research And Development (R&D) Penelitian Yang Inovatif Dalam Pendidikan," *DHARMA ACARIYA NUSANTARA : Jurnal Pendidikan, Bahasa dan Budaya*, vol. 1, no. 1, pp. 86-100, 2023.
- [44] H. Shi, X. Zhang, Y. Gao, S. Wang and Y. Ning, "Robust Total Least Squares Estimation Method for Uncertain Linear Regression Model," *Mathematics*, vol. 11, no. 4354, 2023. <https://doi.org/10.3390/math11204354>
- [45] *PERATURAN MENTERI KESEHATAN REPUBLIK INDONESIA NOMOR 24 TAHUN 2016 TENTANG PERSYARATAN TEKNIS BANGUNAN DAN PRASARANA RUMAH SAKIT*, 2016.
- [46] M. R. Putri, M. Susanto, S. Purwiyanti, F. Hamdani and A. A. Aziz, "Network Performance Evaluation based on RSSI for Inpatient Room Monitoring Application," in *2024 FORTEI-International Conference on Electrical Engineering*, Badung, Indonesia, 2024. DOI: 10.1109/FORTEI-ICEE64706.2024.10824375
- [47] K. Heurtefeux and F. Valois, "Is RSSI a Good Choice for Localization in Wireless Sensor Network?," in *2012 IEEE 26th International Conference on Advanced*

Information Networking and Applications, Fukuoka, Japan, 2012. DOI:
10.1109/AINA.2012.19