

## BAB I

### PENDAHULUAN

#### 1.1 Latar Belakang

Gangguan muskuloskeletal merupakan masalah kesehatan global yang berdampak besar terhadap produktivitas dan kualitas hidup. Berdasarkan laporan *Global Burden of Disease (GBD) 2019* oleh *World Health Organization (WHO)*, lebih dari 1,71 miliar orang di seluruh dunia mengalami gangguan muskuloskeletal, meliputi otot, tendon, ligamen, dan sendi (*World Health Organization, 2023*). Di Indonesia, Badan Pusat Statistik (BPS) mencatat sebanyak 146,62 juta pekerja aktif pada tahun 2023, di mana hampir separuhnya merupakan pekerja kantor dengan postur kerja statis seperti duduk lama di depan komputer atau berdiri terlalu lama, yang meningkatkan risiko terjadinya nyeri dan spasme otot (*Badan Pusat Statistik, 2023*). Sementara itu, kelompok pekerja fisik seperti buruh, petani, dan atlet juga rentan terhadap kelelahan otot akibat aktivitas berat.

Spasme otot merupakan kontraksi involunter yang berkepanjangan pada serabut otot, seringkali disertai nyeri dan keterbatasan gerak (*Erwin & Fithrie, 2017*). Kondisi ini, apabila tidak ditangani dengan baik, dapat menjadi kronis dan menurunkan kemampuan fungsional. Penggunaan terapi farmakologis seperti analgesik memang umum dilakukan, tetapi konsumsi jangka panjang berisiko menimbulkan efek samping seperti iritasi lambung, gangguan ginjal, dan ketergantungan (*Wardoyo & Zakiah Oktarlina, 2019*). Oleh karena itu, pendekatan non-farmakologis seperti terapi panas (*thermotherapy*) menjadi alternatif yang aman dan efektif untuk mengatasi nyeri otot dan spasme.

Terapi panas bekerja dengan meningkatkan aliran darah (*vasodilatasi*), menurunkan ketegangan otot, serta mempercepat penyembuhan jaringan (*Nadler et al., 2004*). Namun, perangkat konvensional seperti *hot pack*, terapi inframerah, atau *microwave diathermy (MWD)* memiliki keterbatasan dalam hal portabilitas, kontrol suhu, dan keamanan penggunaan mandiri (*Draper, 2013*). Selain itu, MWD tidak direkomendasikan untuk penderita tertentu karena risiko paparan frekuensi tinggi (2,45 GHz) yang dapat menyebabkan luka bakar permukaan kulit. Oleh sebab itu, diperlukan inovasi perangkat terapi panas yang portabel, fleksibel, aman, dan mampu dikendalikan secara presisi.

Kemajuan teknologi tekstil elektronik (*e-textile*) dan *Internet of Things (IoT)* memungkinkan integrasi sistem elektronik ke dalam bahan fleksibel seperti kain, yang dapat menyesuaikan bentuk tubuh pengguna tanpa mengorbankan kenyamanan (*Stoppa & Chiolerio, 2014*). Dalam konteks ini, pengembangan perangkat terapi berbasis tekstil (*wearable thermotherapy*) menjadi fokus penelitian modern karena mampu menyediakan solusi rehabilitatif yang responsif, efisien, dan ramah pengguna (*Hong et al., 2019*)(*Park et al., 2023*).

Perangkat Terapi *Smart Bandage* yang dikembangkan pada penelitian ini merupakan perangkat terapi panas berbasis tekstil elektronik yang terdiri atas dua modul utama, yaitu modul pemanas dan modul komunikasi. Modul pemanas menggunakan lilitan tembaga berkonfigurasi *short-circuit* sebagai elemen pemanas, dikendalikan oleh mikrokontroler ESP32-WROOM-32U dan sensor suhu MAX6675 untuk menjaga suhu kerja hingga 51°C secara otomatis. Modul komunikasi dirancang menggunakan antena tekstil mikrostrip berbasis substrat katun dan polimer, beroperasi pada frekuensi 2,4GHz untuk mendukung konektivitas *Bluetooth Low Energy* (BLE).

Dengan kombinasi ini, perangkat mampu melakukan pemantauan suhu *real-time* melalui aplikasi Android, sehingga pengguna dapat mengatur intensitas terapi sesuai tingkat kenyamanan dan kebutuhan. Pendekatan ini tidak hanya meningkatkan efisiensi terapi panas, tetapi juga memberikan kontribusi pada pengembangan *wearable medical device* yang cerdas, aman, dan sesuai dengan prinsip *home-care rehabilitation* berbasis teknologi IoT.

## 1.2 Teori

Spasme otot didefinisikan sebagai kontraksi involunter yang menetap pada serabut otot yang menimbulkan nyeri dan keterbatasan gerak (Erwin & Fithrie, 2017). Kondisi ini dapat memburuk menjadi kronis bila tidak ditangani dengan benar. Asam laktat merupakan metabolit utama yang terbentuk ketika otot bekerja dalam kondisi metabolisme anaerob, yaitu saat kebutuhan energi meningkat tetapi suplai oksigen tidak mencukupi. Keadaan ini sering terjadi pada aktivitas fisik intensif, kontraksi statis berkepanjangan, atau kondisi spasme otot. Peningkatan kadar asam laktat menyebabkan perubahan biokimiawi di dalam jaringan otot, termasuk penurunan pH dan peningkatan ion hidrogen, yang berkontribusi terhadap rasa lelah, kekakuan, dan gangguan mekanisme kontraksi neuromuskular. Meskipun asam laktat bukan penyebab langsung nyeri otot, akumulasinya berhubungan dengan kelelahan otot yang dapat memicu spasme dan mengganggu fungsi fisiologis jaringan (Cairns, 2006). Penggunaan obat analgesik memang umum dilakukan, namun efek samping jangka panjang seperti gangguan pencernaan dan ginjal mendorong perlunya alternatif non-farmakologis (Wardoyo & Zakiah Oktarlina, 2019). Pendekatan non-farmakologis yang paling efektif adalah terapi panas (*thermotherapy*). pemberian panas meningkatkan vasodilatasi, sirkulasi darah lokal, dan metabolisme jaringan sehingga membantu mempercepat pemulihan. Aplikasi panas juga mengurangi tonus otot serta meningkatkan fleksibilitas jaringan kolagen (Nadler et al., 2004).

Perangkat terapi panas konvensional seperti *hot pack* dan terapi inframerah telah lama digunakan dalam fisioterapi untuk mengurangi nyeri otot, meningkatkan sirkulasi darah, dan mempercepat pemulihan jaringan. Menurut Nadler (2004), *hot pack* memberikan efek pemanasan superfisial melalui mekanisme konduksi panas dengan kedalaman penetrasi sekitar 1–2 cm, sedangkan inframerah menghasilkan panas melalui radiasi elektromagnetik dengan penetrasi sedikit lebih dalam, mencapai 2–4 cm. Kedua metode tersebut terbukti

efektif dalam meningkatkan relaksasi otot dan fleksibilitas jaringan, serta menurunkan spasme melalui peningkatan vasodilatasi lokal (Nadler et al., 2004). Namun demikian, meskipun efektif, *hot pack* dan terapi inframerah memiliki beberapa keterbatasan. Penggunaan *hot pack* konvensional memang mampu menurunkan nyeri akibat spasme otot, tetapi suhu panas sulit dikontrol secara konstan. Ketika digunakan terlalu lama atau tanpa pengawasan, risiko iritasi dan luka bakar superfisial dapat meningkat (Nureka, 2015).

Kemajuan *electronic textiles* (e-textiles) dan IoT membuka jalan bagi inovasi perangkat terapi panas yang cerdas dan dapat dikenakan (*wearable*). *E-textile* merupakan integrasi sirkuit elektronik, sensor, atau antena ke dalam substrat tekstil menggunakan bahan konduktif seperti serat tembaga, perak, atau tinta nanopartikel. Teknologi ini menghasilkan kain yang fleksibel, ringan, dan responsif terhadap perubahan lingkungan atau kondisi fisiologis tubuh (Stoppa & Chiolerio, 2014). *E-textile* dalam bidang kesehatan telah digunakan untuk pemantauan suhu, kelembapan, detak jantung, dan aktivitas otot, serta mendukung penerapan *smart rehabilitation systems* (Meena et al., 2023). Dalam konteks ini, konsep *wearable thermotherapy* berbasis IoT menjadi solusi yang menjembatani fisioterapi tradisional dengan teknologi modern. Konektivitas BLE pada ESP32 memungkinkan perangkat untuk mengirimkan data suhu secara *real-time* ke aplikasi mobile. Implementasi sistem ini selaras dengan konsep *smart wound therapy* yang dijelaskan oleh Hossain et al. (2024) di mana sistem *closed-loop* memungkinkan pengawasan kondisi luka dan penyesuaian terapi otomatis. Teknologi *Smart Bandage* menghadirkan paradigma baru dalam rehabilitasi berbasis rumah (*home-care rehabilitation*). Menurut Brown et al. (2018), penggunaan perangkat *wearable* berbasis *e-textile* dapat mempercepat pemulihan luka dan mengurangi ketergantungan terhadap fasilitas klinik. Konsep ini juga sejalan dengan Stoppa & Chiolerio (2014) yang menyatakan bahwa sistem *e-textile* adaptif dapat meningkatkan kenyamanan, fleksibilitas, dan pemantauan jangka panjang bagi pasien.

Komunikasi nirkabel tidak dapat berjalan sebagaimana mestinya tanpa antena. Antena merupakan perangkat transisi antara ruang bebas dan perangkat penuntun yang dapat berupa kabel *coaxial* atau pipa berongga (*waveguide*). Gelombang elektromagnetik yang dikirimkan melalui antena pemancar diterima dengan antena penerima pada penerima. Pada antena mikrostrip terdiri dari *patch*, substrat, *feed line* dan *ground plane* dengan persamaannya (Balanis, 2005):

$$W_{patch} = \frac{c}{2f \sqrt{\frac{\epsilon_r + 1}{2}}} \quad (1)$$

$$L_{patch} = L_{eff} - 2\Delta L \quad (2)$$

$$L_{eff} = \frac{c}{2f_r \sqrt{\epsilon_{reff}}} \quad (3)$$

$$\Delta L = 0.412h \frac{(\epsilon_{reff} + 0.3) \left( \frac{W}{h} + 0.264 \right)}{(\epsilon_{reff} - 0.258) \left( \frac{W}{h} + 0.8 \right)} \quad (4)$$

$$\epsilon_{reff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left( \frac{1}{\sqrt{1 + 12h/W}} \right) \quad (5)$$

$$B = \frac{377\pi}{2Z_0\sqrt{\epsilon_r}} \quad (6)$$

$$W_{stripline} = \frac{2h}{\pi} \left[ \left( B - 1 - (2B - 1) \frac{\epsilon_r - 1}{2\epsilon_r} \right) \ln(B - 1) + 0.39 + \frac{0.61}{\epsilon_r} \right] \quad (7)$$

$$\lambda_g = \frac{c}{f\sqrt{\epsilon_r}} \quad (8)$$

$$L_{stripline} = \frac{\lambda_g}{4} \quad (9)$$

$$\text{Inset}_{feed} = L/3 \quad (10)$$

$$W_{Ground} = (6 \times h) + W_{Patch} \quad (11)$$

$$L_{Ground} = (6 \times h) + L_{Patch} \quad (12)$$

Dimana,

- c : Kecepatan rambat gelombang ( $3 \times 10^8$  m/s)
- $f_r$  : Frekuensi resonansi
- $\epsilon_r$  : Konstanta dielektrik substrat
- h : Tebal substrat
- $L_{eff}$  : Panjang *patch* efektif
- $\Delta L$  : Selisih panjang L dan  $L_{eff}$
- $\epsilon_{reff}$  : konstanta dielektrik relatif
- W : Lebar
- $Z_0$  : Impedansi input antenna ( $\Omega$ )
- B : Impedansi pada saluran ( $\Omega$ )
- L : Lebar
- $\lambda_g$  : Panjang gelombang

### 1.3 Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang maka rumusan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut :

1. Bagaimana merancang sistem Perangkat Terapi *Smart Bandage*?
2. Bagaimana pengaruh perbedaan jenis substrat berbahan tekstil pada antenna terhadap kinerja Perangkat Terapi *Smart Bandage*?

#### **1.4 Tujuan Penelitian**

Berdasarkan rumusan masalah yang telah disusun, tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Untuk merancang sistem Perangkat Terapi *Smart Bandage*.
2. Untuk menilai pengaruh perbedaan jenis substrat berbahan tekstil pada antena terhadap kinerja Perangkat Terapi *Smart Bandage*.

#### **1.5. Manfaat Penelitian**

Penelitian ini diharapkan memberikan manfaat sebagai berikut:

1. Bagi peneliti, memperluas pengetahuan serta keterampilan dalam bidang desain tekstil elektronik dan integrasi teknologi *wearable*.
2. Bagi bidang fisioterapi, dengan perancangan alat terapi ini dapat menjadi salah satu alternatif yang lebih solutif untuk keluhan nyeri otot dan spasme otot.
3. Bagi masyarakat, dapat menjadikan Perangkat Terapi *Smart Bandage* ini sebagai penopang aktivitasnya dan solusi alternatif modern karena mudah digunakan.

## BAB II

### METODE PENELITIAN

#### 2.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian yang dilaksanakan merupakan penelitian rekayasa (*engineering research*) dengan pendekatan *Research and Development* (R&D), serta didukung oleh metode kuantitatif deskriptif melalui instrumen kuesioner untuk mengevaluasi aspek kenyamanan dan persepsi pengguna terhadap Perangkat Terapi *Smart Bandage*.

#### 2.2 Tempat dan Waktu

Penelitian ini dilakukan selama 24 (dua puluh empat) bulan terhitung sejak Agustus 2024 hingga Juni 2025 di Lab. Telekomunikasi, Radio dan Gelombang Pendek Universitas Hasanuddin, Gowa dan 6 (enam) bulan terhitung sejak Juli 2025 hingga Desember 2025 di Klinik Fisioterapi Physio Bharakati, Kab. Poso, Sulawesi Tengah. Untuk pengujian antena dilakukan di dalam ruang *anechoic chamber* dan *Vector Network Analyzer* (VNA) pada Lab. Antena dan Propagasi Universitas Hasanuddin, Gowa.

#### 2.3 Bahan dan Alat

Penelitian ini menggunakan berbagai bahan dan alat yang terdiri atas perangkat lunak (*software*) dan keras (*hardware*). ;

##### **Software**

1. Ansys HFSS digunakan untuk merancang serta melakukan optimasi antena. Melalui perangkat ini diperoleh desain dan dimensi antena yang sesuai dengan karakteristik substrat yang digunakan.
2. OriginLab dimanfaatkan dalam pengolahan serta analisis data hasil pengukuran kinerja antena, sehingga data dapat divisualisasikan dan diinterpretasikan secara lebih sistematis.
3. Android Studio berfungsi sebagai lingkungan pengembangan aplikasi (*Integrated Development Environment/IDE*) untuk merancang dan membangun aplikasi mobile berbasis Android yang terintegrasi dengan perangkat terapi.
4. Visual Studio Code digunakan sebagai editor kode pemrograman yang fleksibel serta mendukung berbagai bahasa pemrograman yang diperlukan dalam penelitian ini.

##### **Hardware**

1. ESP32-WROOM-32U merupakan modul mikrokontroler berbasis *chip* ESP32 yang berfungsi sebagai pusat kendali sistem. Modul ini dilengkapi dengan prosesor *dual-core* 32-bit, konektivitas Wi-Fi 2,4 GHz dan Bluetooth 5.0 LE, serta memori internal 520 KB SRAM yang memungkinkan pengolahan data sensor dan komunikasi nirkabel secara simultan.

Modul ini juga mendukung antena eksternal melalui konektor U.FL untuk meningkatkan jangkauan transmisi data suhu dari Perangkat Terapi *Smart Bandage* ke aplikasi mobile berbasis BLE (Espressif Systems, 2025).

2. Sensor suhu MAX6675 digunakan sebagai pengubah sinyal termokopel tipe K menjadi data digital SPI. Sensor ini memiliki rentang pengukuran dari  $-20^{\circ}\text{C}$  hingga  $+85^{\circ}\text{C}$  dengan resolusi  $0,25^{\circ}\text{C}$  dan akurasi  $\pm 8$  LSB, sehingga mampu memantau suhu terapi secara presisi (MAXIM, 2002).
3. Antena tekstil berfungsi sebagai modul komunikasi nirkabel BLE 2,4 GHz, dirancang dengan substrat kain fleksibel dan *patch* konduktor tembaga setebal 0,2 mm. Struktur ini mengadopsi prinsip antena mikrostrip tekstil yang efisien dalam transmisi sinyal pada permukaan tubuh serta memiliki nilai SAR  $< 1,6$  W/kg untuk memastikan keamanan pengguna (Stoppa & Chiolerio, 2014) (*IEEE SA - IEEE C95.1-2019*, n.d.) (Salsabila et al., 2021).
4. *Pigtail* SMA merupakan kabel penghubung koaksial fleksibel yang digunakan untuk mengoneksikan antena dengan modul ESP32-WROOM-32U atau alat ukur seperti VNA. Kabel ini menjaga impedansi  $50\ \Omega$  sehingga meminimalkan rugi transmisi pada jalur frekuensi radio.
5. Konektor SMA digunakan sebagai penghubung standar antara antena dan *pigtail* untuk memastikan sambungan yang stabil, berimpedansi seragam, dan minim refleksi sinyal, sehingga efisiensi radiasi antena tetap optimal pada pita 2,4 GHz (Salsabila et al., 2021).
6. MOSFET (*Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor*) relay digunakan sebagai pengendali arus utama pada rangkaian pemanas. Komponen ini bekerja sebagai saklar elektronik berkecepatan tinggi yang memungkinkan modulasi lebar pulsa (PWM) untuk mengatur intensitas panas secara efisien, dengan disipasi daya rendah pada beban resistif (Han et al., 2023).
7. Elemen pemanas merupakan komponen utama penghasil panas pada perangkat. Elemen ini bekerja berdasarkan konduksi arus listrik melalui material pita tembaga yang tersebar membentuk lilitan, menghasilkan panas yang terdistribusi merata. Sistem ini dikendalikan secara *closed-loop* oleh mikrokontroler berdasarkan data suhu dari sensor untuk menjaga suhu  $50^{\circ}\text{C}$  terapi, sesuai rentang efektif terapi otot yakni antara  $38^{\circ}\text{C}$  hingga  $42^{\circ}\text{C}$  (Fachri Maulana & Graha, 2019).
8. *Power Supply* 5 V 10 A berfungsi sebagai sumber catu daya eksternal yang memberikan suplai arus stabil bagi mikrokontroler dan modul pemanas. Spesifikasi arus tinggi diperlukan untuk mempertahankan elemen pemanas pada beban resistif tanpa penurunan tegangan signifikan.
9. Kabel digunakan sebagai penghubung arus listrik antar-komponen dalam perakitan rangkaian pada PCB.

10. *Printed Circuit Board* (PCB) digunakan sebagai media perakitan rangkaian elektronik.
11. Kain *breathable* neoprene digunakan sebagai substrat fleksibel tempat integrasi seluruh komponen Perangkat Terapi *Smart Bandage*. Bahan ini umum digunakan pada sabuk atau korset terapi pemanas komersial karena mampu menahan panas lokal dan mengikuti kontur tubuh secara ergonomis, meskipun memiliki bobot lebih berat dibandingkan substrat berbasis katun atau poliester.

Seluruh bahan dan alat yang digunakan dalam penelitian ini dipilih berdasarkan fungsi dan relevansinya terhadap tujuan penelitian. Perangkat lunak berperan dalam proses desain, simulasi, dan pengolahan data, sedangkan perangkat keras mendukung realisasi sistem secara fisik. Kombinasi keduanya diharapkan mampu menghasilkan Perangkat Terapi *Smart Bandage* yang optimal, baik dari sisi kinerja antenna maupun efektivitas modul pemanas.

## 2.4 Tahapan Penelitian

Berdasarkan tujuan penelitian yang telah dipaparkan, kegiatan penelitian ini dilaksanakan melalui beberapa tahapan sistematis sebagai berikut:

1. Studi literatur

Melakukan penelusuran, pengumpulan, dan analisis terhadap referensi teoritis serta hasil penelitian terdahulu yang relevan dengan topik *smart bandage*, meliputi aspek termoterapi, *bioheat transfer*, sistem mikrokontroler, serta teknologi tekstil elektronik dan antenna tekstil.

2. Identifikasi kebutuhan sistem

Menentukan spesifikasi teknis, parameter penelitian, serta data-data pendukung yang diperlukan untuk perancangan dan pengujian sistem.

3. Perancangan sistem

Melakukan perencanaan menyeluruh terhadap komponen, metode, serta konfigurasi rangkaian yang digunakan dalam penelitian, meliputi pemilihan sensor, mikrokontroler, antenna tekstil, serta elemen pemanas.

4. Perhitungan numerik

Membuat pemodelan secara numerikal berdasarkan studi literatur sebelumnya

5. Pengujian simulasi

Melaksanakan simulasi untuk memverifikasi kinerja dan respons sistem sesuai teori dalam studi literatur sebelumnya.

6. Pengembangan dan optimasi

Melakukan perbaikan atau penyempurnaan desain berdasarkan hasil simulasi yang telah diuji coba, guna memperoleh performa sistem yang optimal.



#### 7. Fabrikasi prototipe

Melaksanakan proses pembuatan (*fabrication*) Perangkat Terapi *Smart Bandage* berdasarkan hasil simulasi dan rancangan akhir, termasuk integrasi elemen pemanas, sensor suhu, antena tekstil, dan mikrokontroler.

#### 8. Integrasi sistem dan aplikasi *mobile*

Menghubungkan prototipe perangkat dengan aplikasi *mobile* berbasis Android agar sistem dapat berfungsi sebagai satu kesatuan dalam proses *monitoring* dan pengendalian terapi.

#### 9. Pengujian dan pengambilan data

Melakukan uji fungsional dan pengumpulan data pada subjek uji (responden/pasien) untuk mengevaluasi kinerja sistem serta efektivitasnya sebagai perangkat terapi panas. Tingkat nyeri diukur menggunakan skala VAS (*Visual Analog Scale*).

#### 10. Analisis dan evaluasi data

Melakukan analisis perbandingan antara kondisi sebelum dan sesudah penggunaan Perangkat Terapi *Smart Bandage* guna menilai peningkatan kenyamanan dan efektivitas terapi panas terhadap pasien.

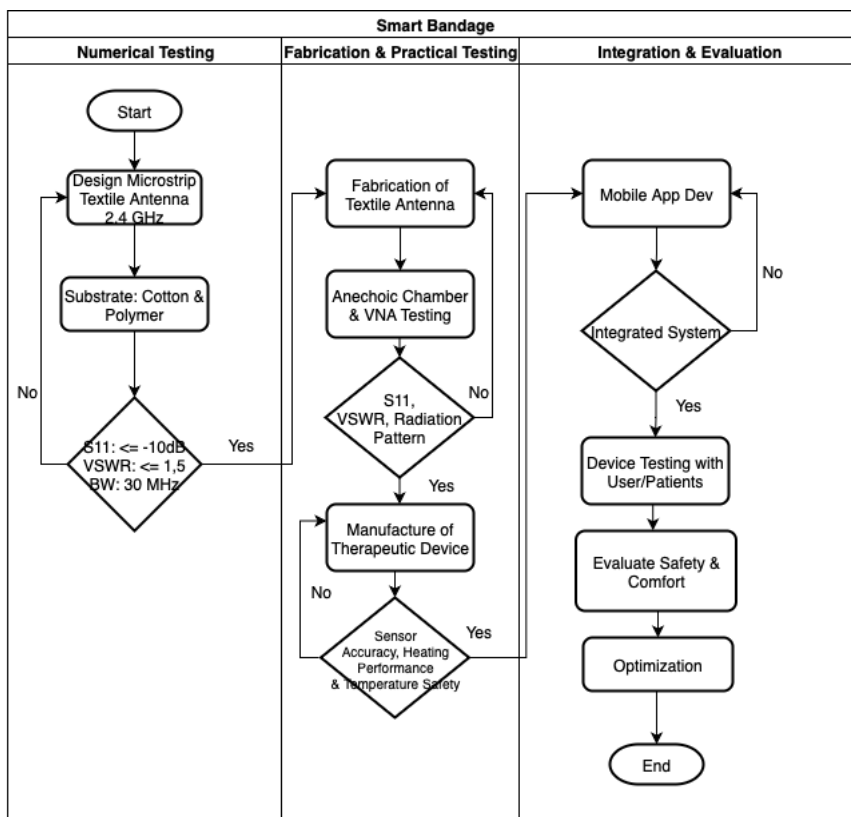
#### 11. Penarikan kesimpulan dan rekomendasi

Menyusun kesimpulan berdasarkan hasil analisis serta memberikan rekomendasi untuk pengembangan sistem Perangkat Terapi *Smart Bandage* yang lebih baik di masa mendatang.

### 2.5 Pelaksanaan Penelitian

Pelaksanaan penelitian ini dilakukan secara bertahap dengan merancang dan menguji dua modul utama, yaitu modul komunikasi dan modul pemanas, yang keduanya diintegrasikan dalam satu sistem Perangkat Terapi *Smart Bandage* berbasis tekstil elektronik. Selain itu, dikembangkan pula aplikasi *mobile* sebagai antarmuka pengguna (*user interface*) untuk kendali dan pemantauan suhu secara *real time*. Setiap tahapan penelitian dirancang agar saling berkesinambungan dan terintegrasi sehingga menghasilkan perangkat terapi yang fungsional, aman, serta efektif dalam memberikan terapi panas terkontrol.

Secara garis besar, pelaksanaan penelitian Perangkat Terapi *Smart Bandage* ini dibagi menjadi tiga tahap utama, yaitu: *Numerical Testing*, *Fabrication & Practical Testing*, dan *Integration & Evaluation*, sebagaimana ditunjukkan pada *Flowchart* Gambar 1.



**Gambar 1.** Flowchart penelitian Perangkat Terapi *Smart Bandage*

### ***Numerical Testing***

Tahapan ini difokuskan pada proses perancangan dan simulasi numerik antenna tekstil mikrostrip yang berfungsi sebagai modul komunikasi pada frekuensi kerja 2,4 GHz, yaitu pita yang digunakan untuk komunikasi BLE. Dua jenis substrat digunakan dalam penelitian ini, yaitu katun dan polimer, yang dipilih berdasarkan karakteristik dielektrik, fleksibilitas, dan kompatibilitas terhadap kulit (Salsabila et al., 2021).

Proses perancangan dilakukan menggunakan perangkat lunak Ansys HFSS untuk mengevaluasi parameter kinerja antenna meliputi:

- a)  $S_{11} \leq -10\text{ dB}$ ,
- b)  $VSWR \leq 1,5$ , dan
- c) *Bandwidth*  $\pm 30\text{ MHz}$ .

Berdasarkan teori antenna mikrostrip, nilai  $S_{11}$  yang lebih kecil dari  $-10\text{ dB}$  menandakan pencocokan impedansi yang baik antara antenna dan saluran transmisi, sedangkan nilai  $VSWR$  mendekati 1 menunjukkan efisiensi tinggi dalam transfer daya RF antara sumber dan antenna (Balanis, 2005). Apabila hasil simulasi belum memenuhi kriteria, maka dilakukan optimasi ulang desain

antena pada parameter dimensi *patch*, jenis pencatuan, dan tebal substrat hingga performa antenna memenuhi spesifikasi.

### ***Fabrication & Practical Testing***

Setelah desain antenna memenuhi kriteria hasil simulasi, dilakukan fabrikasi antenna tekstil berbasis substrat katun dan polimer menggunakan hasil dimensi optimasi. Proses fabrikasi dilakukan dengan menempelkan *patch* konduktor tembaga setebal 0,2 mm pada substrat tekstil menggunakan teknik laminasi fleksibel.

Antena yang telah difabrikasi diuji menggunakan VNA untuk memperoleh data  $S_{11}$  dan VSWR, serta diuji pola radiasinya di dalam ruang *anechoic chamber* untuk menganalisis arah dan intensitas pancaran elektromagnetik. Parameter  $S_{11}$ , VSWR, dan pola radiasi merupakan indikator utama kinerja antenna di mana  $S_{11}$  menggambarkan tingkat refleksi daya akibat ketidakcocokan impedansi, VSWR menunjukkan efisiensi pencocokan transmisi, dan pola radiasi menjelaskan distribusi energi antenna terhadap arah azimuth dan elevasi (Balanis, 2005). Jika hasil pengujian tidak sesuai dengan data simulasi, dilakukan perbaikan pada proses fabrikasi atau desain antenna dan pengujian diulang hingga diperoleh hasil optimal.

Setelah performa antenna tervalidasi, tahap berikutnya adalah perancangan dan pengujian modul pemanas yang berfungsi menghasilkan panas terapeutik pada rentang suhu 25 °C – 51 °C. Pada tahap ini diuji tiga parameter utama:

1. Akurasi sensor suhu (menggunakan sensor MAX6675 termokopel tipe-K),
2. Stabilitas dan performa pemanasan elemen pemanas dan
3. Keamanan suhu terhadap kulit pengguna.

Ketiga parameter ini saling berkaitan dengan aspek kenyamanan, efektivitas, dan keamanan terapi. Akurasi sensor sangat penting untuk menghindari kesalahan pembacaan suhu yang dapat menyebabkan *overheating* atau *underheating*, yang berpotensi mengurangi efektivitas atau bahkan menimbulkan risiko cedera kulit.

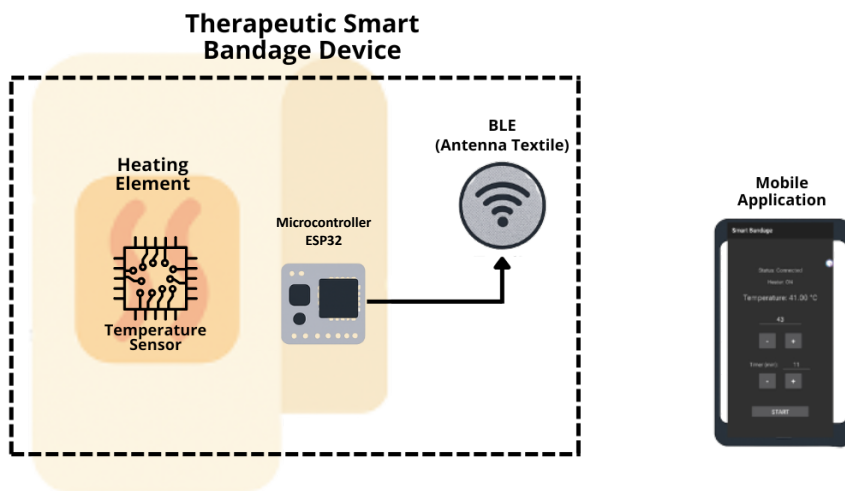
### ***Integration & Evaluation***

Tahap terakhir adalah Integrasi dan Evaluasi Sistem, yaitu proses penyatuan antara modul antenna tekstil, modul pemanas, mikrokontroler ESP32-WROOM-32U, serta aplikasi *mobile* berbasis Android yang dikembangkan sebagai sistem kendali dan pemantauan suhu secara *real-time*. Proses integrasi dilakukan untuk memastikan bahwa semua komponen dapat bekerja secara sinkron dan stabil, baik dalam hal komunikasi nirkabel maupun pengendalian suhu otomatis. Jika integrasi sistem belum berjalan sempurna, dilakukan penyesuaian pada *firmware* mikrokontroler dan *debugging* aplikasi *mobile* hingga koneksi BLE stabil dan data suhu dapat ditampilkan tanpa jeda.

Selanjutnya dilakukan pengujian perangkat pada pengguna atau pasien guna mengevaluasi kenyamanan, keamanan, dan efektivitas pemanasan. Evaluasi dilakukan berdasarkan:

1. Kestabilan transmisi data suhu melalui BLE,
2. Konsistensi distribusi panas selama terapi, dan
3. Respon fisiologis pengguna terhadap peningkatan suhu lokal.

Hasil pengujian menjadi dasar untuk proses optimasi sistem, yaitu penyempurnaan durasi pemanasan, efisiensi energi, serta kestabilan komunikasi data, agar Perangkat Terapi *Smart Bandage* bekerja efektif, efisien, dan aman sesuai tujuan terapi.



**Gambar 2.** Sistem Perangkat Terapi *Smart Bandage*

Secara umum keseluruhan sistem dari Perangkat Terapi *Smart Bandage* ditunjukkan pada Gambar 2 dimana terdiri dari elemen pemanas, mikrokontroler, sensor, dan antena tekstil yang terintegrasi pada *bandage* berbahan kain dan terhubung melalui BLE pada aplikasi *mobile* Android. Pengguna menempatkan Perangkat Terapi *Smart Bandage* pada area tubuh yang membutuhkan terapi, kemudian mengatur suhu target dan durasi terapi melalui aplikasi Android *Smart Bandage*. Informasi pengaturan tersebut dikirimkan dari aplikasi ke mikrokontroler melalui konektivitas BLE menggunakan antena tekstil yang terhubung pada modul ESP32. Setelah perintah diterima, ESP32 memproses data dan mengaktifkan elemen pemanas. Sistem kontrol bekerja secara tertutup (*closed-loop control*), di mana sensor suhu akan terus memantau suhu aktual perangkat. Jika suhu yang terukur lebih rendah dari nilai target yang ditentukan pengguna, sistem akan mempertahankan atau menambah daya pemanas hingga mencapai suhu yang diinginkan, sehingga temperatur tetap stabil selama sesi terapi.

### 2.5.1. Modul Komunikasi

Modul komunikasi dikembangkan melalui perancangan antenna mikrostrip berbasis tekstil, yang difabrikasi menggunakan dua jenis substrat yaitu kain katun dan polimer yang nantinya akan dilakukan perbandingan kinerja ( $S_{11}$ , VSWR dan pola radiasi). Pemilihan substrat ini didasarkan pada ketersediaan material, kenyamanan pemakaian, serta karakteristik dielektriknya yang berbeda.

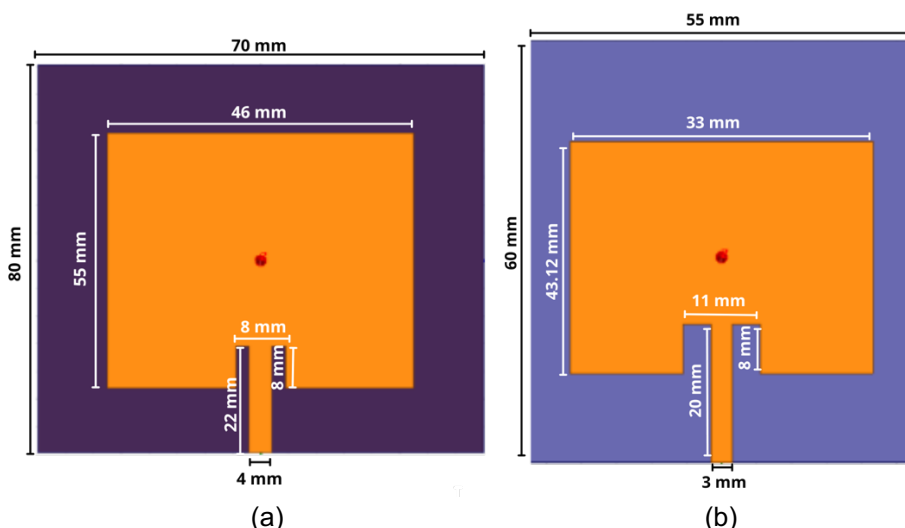
**Tabel 1.** Parameter antenna tekstil pada Perangkat Terapi Smart Bandage (Balanis, 2005)(Kirtania et al., 2020) (Salvado et al., 2012).

Parameter	Katun	Polimer
Frekuensi kerja	2,4 GHz	2,4 GHz
Bandwidth	30 MHz	30 MHz
Impedansi	50 $\Omega$	50 $\Omega$
Gain	$\geq 3$ dB	$\geq 3$ dB
VSWR	$\leq 1,5$	$\leq 1,5$
Ketebalan substrat	1,6 mm	1,6 mm
Ketebalan <i>patch</i>	0,2 mm	0,2 mm
$\epsilon_r$	1,6	3,2

Pada modul komunikasi ini, dilakukan simulasi dan perhitungan numerik terlebih dahulu guna mengurangi eror dan efisiensi bahan, alat serta waktu fabrikasi. Proses perancangan antenna dilakukan menggunakan perangkat lunak Ansys HFSS berdasarkan parameter pada Tabel 1.

**Tabel 2.** Geometri fisik antenna (Balanis, 2005)

Geometri Antena	Perhitungan Matematis (mm)		Optimasi (mm)	
	Katun	Polimer	Katun	Polimer
Lebar <i>Patch</i> ( $W_p$ )	54,78	43,13	46	33
Panjang <i>Patch</i> ( $L_p$ )	48,18	34,44	55	43,12
Panjang <i>Insert Feed</i> ( $Y_0$ )	16,1	12,2	8	8
Lebar celah <i>Insert Feed</i> ( $X_0$ )	1,2	1,2	8	11
Panjang Saluran Transmisi ( $L_f$ )	20	15	22	20
Lebar Saluran Transmisi ( $W_f$ )	5,6	3,85	4	3
Lebar <i>Ground</i> ( $W_g$ )	74	62,33	70	55
Panjang <i>Ground</i> ( $L_g$ )	67,4	53,64	80	60

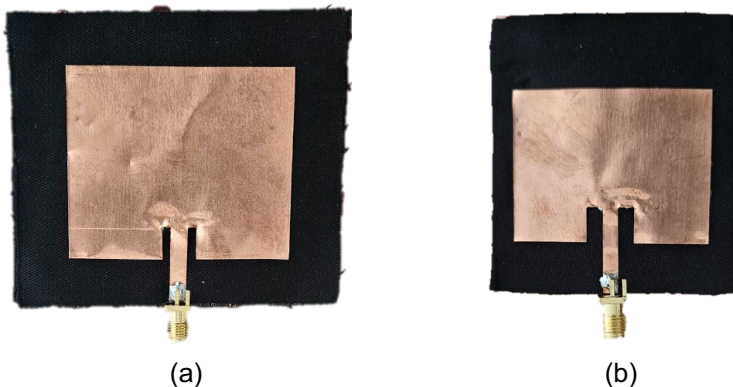


**Gambar 3.** Geometri desain simulasi antenna tekstil (a) Katun (b) Polimer

Berdasarkan hasil perhitungan numerik yang ditunjukkan pada Tabel 2, diperoleh dimensi awal antenna mikrostrip tekstil yang digunakan sebagai acuan dalam proses simulasi. Tahap simulasi dilakukan menggunakan perangkat lunak Ansys HFSS untuk memodelkan dan menganalisis karakteristik elektromagnetik antenna, meliputi parameter  $S_{11}$ , VSWR, serta pola radiasi.

Optimasi geometri dilakukan secara iteratif hingga diperoleh nilai  $S_{11} \leq -10$  dB,  $VSWR \leq 1,5$ , dan  $bandwidth \pm 30$  MHz. Nilai parameter hasil optimasi yang digunakan sebagai referensi desain dapat dilihat pada Tabel 2 (kolom optimasi), sedangkan bentuk geometri hasil simulasi ditunjukkan pada Gambar 3 untuk substrat katun dan polimer. Perubahan dimensi *ground plane* yang ditunjukkan pada Tabel 2 merupakan bagian dari proses optimasi untuk mencapai kinerja antenna yang sesuai dengan parameter target, khususnya pada frekuensi kerja 2,4 GHz, nilai  $VSWR \leq 1,5$ , dan  $bandwidth \pm 30$  MHz. Dalam antenna mikrostrip, *ground plane* berfungsi sebagai bidang referensi elektromagnetik yang secara signifikan memengaruhi distribusi arus permukaan, kestabilan impedansi masukan, serta karakteristik pola radiasi antenna. Oleh karena itu, dimensi *ground* tidak hanya ditentukan melalui perhitungan matematis awal, tetapi perlu disesuaikan melalui proses optimasi berbasis simulasi untuk mengakomodasi efek *fringing field* dan kondisi non-ideal material substrat. Pada antenna berbasis substrat katun, lebar *ground* ( $W_g$ ) mengalami sedikit pengurangan dari 74 mm menjadi 70 mm, sementara panjang *ground* ( $L_g$ ) meningkat dari 67,4 mm menjadi 80 mm. Penyesuaian ini dilakukan untuk menyeimbangkan distribusi medan listrik dan medan magnet akibat konstanta dielektrik katun yang relatif rendah ( $\epsilon_r \approx 1,6$ ). Substrat dengan konstanta dielektrik rendah menghasilkan *fringing field* yang lebih luas di sekitar tepi *patch*, sehingga diperlukan *ground plane* yang lebih panjang untuk menstabilkan medan elektromagnetik, meningkatkan efisiensi radiasi, serta

menjaga kestabilan frekuensi resonansi, terutama ketika antenna dioperasikan dekat permukaan tubuh manusia yang bersifat *lossy*. Sebaliknya, pada antenna berbasis substrat polimer, baik lebar maupun panjang *ground* dapat direduksi secara signifikan, dari 62,33 mm menjadi 55 mm untuk lebar, dan dari 53,64 mm menjadi 60 mm untuk panjang. Substrat polimer memiliki konstanta dielektrik yang lebih tinggi ( $\epsilon_r \approx 3,2$ ), sehingga panjang gelombang efektif menjadi lebih pendek dan dimensi fisik antenna, termasuk *ground plane*, dapat dibuat lebih kompak tanpa mengorbankan kestabilan impedansi dan pola radiasi. *Ground* yang lebih kecil pada substrat polimer sudah memadai untuk menjaga performa antenna sekaligus mendukung desain yang lebih ringkas dan fleksibel untuk aplikasi *wearable* (Balanis, 2005)(Foegelle, 2002)(Kirtania et al., 2020). Berdasarkan Roy et al. (2013), konstanta dielektrik substrat berbanding terbalik dengan dimensi fisik antenna mikrostrip, di mana substrat dengan  $\epsilon_r$  tinggi menghasilkan ukuran antenna yang lebih kecil akibat pemendekan panjang gelombang efektif, namun dengan konsekuensi penurunan *fringing field*, efisiensi radiasi, dan *bandwidth*. Sebaliknya, substrat dengan  $\epsilon_r$  rendah memerlukan dimensi antenna yang lebih besar tetapi memberikan kinerja *bandwidth* dan efisiensi yang lebih baik.



**Gambar 4.** Geometri desain fabrikasi antenna tekstil (a) Katun (b) Polimer

Setelah diperoleh hasil simulasi yang sesuai dengan spesifikasi, dilakukan fabrikasi antenna tekstil berdasarkan dimensi hasil optimasi tersebut. Proses fabrikasi dilakukan secara manual, dengan tahapan sebagai berikut:

1. Pemotongan *patch* tembaga setebal 0,2 mm menggunakan pola hasil simulasi pada Tabel 2.
2. Penyiapan substrat tekstil, yaitu kain katun ( $\epsilon_r \approx 1,6$ ) dan polimer ( $\epsilon_r \approx 3,2$ ), yang disusun berlapis hingga mencapai ketebalan 1,6 mm sesuai dengan hasil perancangan.
3. Proses laminasi dilakukan dengan merekatkan *patch* tembaga pada substrat menggunakan perekat non-konduktif, menghasilkan struktur

fisik antena seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4(a) untuk substrat katun dan Gambar 4(b) untuk substrat polimer.

Setelah tahap fabrikasi selesai, dilakukan pengujian eksperimental antena menggunakan VNA untuk mengukur parameter  $S_{11}$  dan VSWR, serta pengujian pola radiasi di dalam ruang *anechoic chamber* guna mengevaluasi distribusi pancaran elektromagnetik antena. Pengujian ini bertujuan untuk memverifikasi kesesuaian antara hasil simulasi dan hasil fabrikasi, serta untuk menganalisis pengaruh material substrat terhadap frekuensi resonansi, efisiensi radiasi, dan lebar pita (*bandwidth*) antena.

Proses komunikasi pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* menggunakan protokol BLE yang dijalankan oleh modul ESP32-WROOM-32U. Karena varian modul yang digunakan tidak memiliki antena internal, sistem memanfaatkan antena tekstil sebagai antena eksternal yang terhubung melalui konektor u.FL untuk memastikan performa propagasi sinyal tetap stabil pada kondisi penggunaan berbasis *wearable* (Espressif Systems, 2025). Sensor suhu MAX6675 membaca suhu elemen pemanas dan mengirimkan data ke ESP32 melalui antarmuka komunikasi *Serial Peripheral Interface* (SPI) melalui pin SO, CS, dan SCK. Nilai suhu yang diterima kemudian diproses oleh ESP32 menggunakan algoritma *closed-loop control*, dan *output* kontrol diberikan melalui pin GPIO27 untuk mengatur daya pemanas. Setelah diproses, data suhu dikirimkan secara *real-time* ke aplikasi Android melalui koneksi BLE yang telah dipasangkan (*paired*) sebelumnya. Melalui aplikasi tersebut, pengguna dapat memantau suhu dan mengatur durasi terapi secara mandiri tanpa memerlukan pendampingan fisioterapis dan berbasis IoT.

BLE merupakan teknologi komunikasi nirkabel jarak pendek yang dirancang khusus untuk aplikasi berdaya rendah dengan kebutuhan pertukaran data yang relatif kecil namun kontinu, sehingga sangat sesuai untuk sistem *wearable* dan perangkat terapi berbasis IoT. BLE beroperasi pada pita frekuensi ISM 2,4 GHz dan dikembangkan untuk mengurangi konsumsi daya secara signifikan dibandingkan Bluetooth klasik, tanpa mengorbankan keandalan komunikasi. Pada lapisan fisik (*physical layer*), BLE menggunakan skema modulasi *Gaussian Frequency Shift Keying* (GFSK) dengan laju data hingga 1 Mbps. Modulasi ini dipilih karena memiliki efisiensi daya yang tinggi, spektrum sinyal yang sempit, serta ketahanan yang baik terhadap gangguan, sehingga sangat cocok untuk perangkat berbasis baterai seperti *wearable* medis. *Filter Gaussian* digunakan untuk membatasi lebar pita sinyal dan mengurangi interferensi antar kanal (*adjacent channel interference*) (Sachan et al., 2018).

Dalam proses transmisi, BLE menerapkan mekanisme *Frequency Hopping Spread Spectrum* (FHSS) dengan total 40 kanal, yang terdiri dari tiga kanal *advertising* dan 37 kanal data. Pada fase *advertising*, Perangkat Terapi *Smart Bandage* yang menggunakan modul ESP32 bertindak sebagai *peripheral*

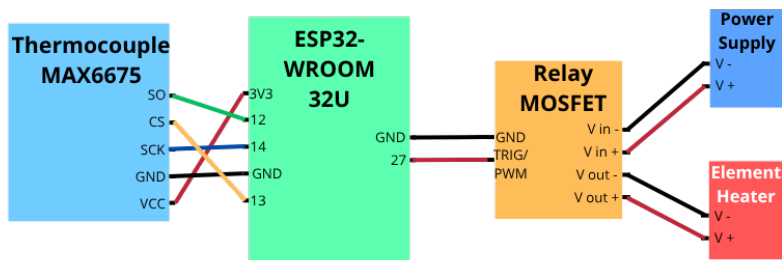


*device* dan memancarkan paket iklan secara periodik. Aplikasi Android berperan sebagai *central device* yang melakukan pemindaian (*scanning*) dan inisiasi koneksi. Setelah koneksi terbentuk, komunikasi data dilakukan melalui kanal data dengan mekanisme *hopping* untuk meningkatkan ketahanan terhadap interferensi dan *fading* (Lacava et al., 2022)(Boukhechba et al., 2017).

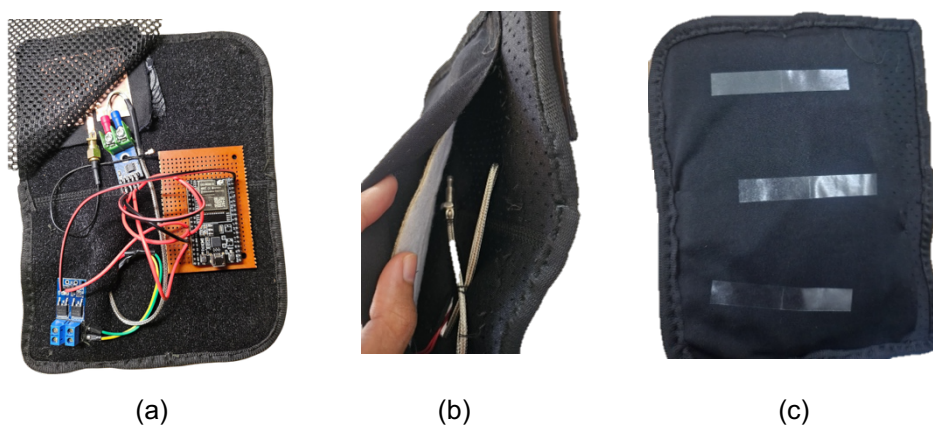
Pada lapisan protokol, BLE menggunakan arsitektur berlapis yang mencakup *Link Layer*, *Logical Link Control and Adaptation Protocol (L2CAP)*, *Attribute Protocol (ATT)*, dan *Generic Attribute Profile (GATT)*. Dalam implementasi pada Perangkat Terapi *Smart Bandage*, parameter suhu, status elemen pemanas, serta pengaturan waktu terapi direpresentasikan sebagai *GATT service* dan *characteristic*. Data suhu yang diperoleh dari sensor termokopel diproses oleh ESP32 menggunakan sistem *closed-loop control*, kemudian dikirimkan ke aplikasi *mobile Smart Bandage* melalui mekanisme *monitoring*. Sebaliknya, perintah pengguna berupa pengaturan suhu dan durasi terapi dikirimkan dari aplikasi ke perangkat melalui *write characteristic* (Boukhechba et al., 2017). Keandalan komunikasi BLE pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* sangat dipengaruhi oleh desain antena yang digunakan. Dalam penelitian ini, digunakan antena tekstil yang terintegrasi pada sistem *wearable* dan dihubungkan ke modul ESP32-WROOM-32U melalui konektor u.FL. Antena tekstil dirancang agar tetap fleksibel dan nyaman digunakan, sekaligus mampu mempertahankan performa propagasi sinyal BLE meskipun berada dekat dengan tubuh manusia yang bersifat *lossy* dan dapat menyerap gelombang elektromagnetik. Dengan demikian, integrasi BLE pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* memungkinkan sistem komunikasi dua arah yang hemat daya, stabil, dan mendukung pemantauan serta pengendalian terapi panas secara *real-time*. Kombinasi modulasi GFSK, mekanisme FHSS, serta arsitektur protokol GATT menjadikan BLE sebagai solusi komunikasi yang efektif untuk aplikasi terapi mandiri berbasis *wearable*, sekaligus mendukung konsep IoT dalam layanan kesehatan modern (Hasan et al., 2019)(Reyes et al., 2024)(Espressif Systems, 2025).

### **2.5.2. Modul Pemanas**

Modul pemanas pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* berfungsi untuk menghasilkan dan mengatur suhu panas sesuai dengan nilai yang diatur oleh pengguna (*user-defined temperature*). Sistem ini dirancang berbasis mikrokontroler ESP32-WROOM-32U sebagai pusat kendali, dengan integrasi sensor suhu MAX6675, elemen pemanas berbasis lilitan tembaga, MOSFET *relay*, dan *power supply* eksternal 5 V 10 A sebagai sumber daya utama. Sensor MAX6675 dihubungkan langsung ke pin digital ESP32 (CS–GPIO12, SCK–GPIO14, dan SO–GPIO13) (MAXIM, 2002). Data suhu yang diterima oleh ESP32 kemudian diolah untuk menentukan status aktif atau nonaktif dari elemen pemanas.



**Gambar 5.** Blok Diagram Rangkaian Modul Pemanas



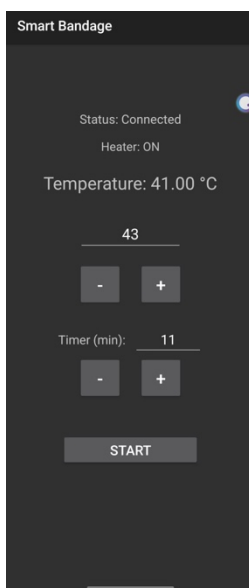
**Gambar 6.** Perangkat Terapi *Smart Bandage* (a) Tampak atas, (b) Tampak dalam, (c) Tampak bawah

Blok diagram rangkaian untuk modul pemanas diperlihatkan pada Gambar 5 dengan letak pengaplikasiannya pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* (Gambar 6 (a)) yang belum ditutupi kain *cover* jaring sebagai pelindung komponen dan juga estetika perangkat. Sensor suhu MAX6675 dan elemen pemanas disematkan dalam kain *breathable* neoprene (Gambar 6 (b)) yang ditutupi lagi dengan kain polister sebagai pelindung permukaan kulit dari elemen pemanas dan juga demi kenyamanan pengguna (Gambar 6 (c)). Perakat *disposable* pada Perangkat Terapi *Smart Bandage* seperti yang ditunjukkan pada Gambar 6 (c) berfungsi agar Perangkat Terapi *Smart Bandage* dapat menempel dengan baik pada permukaan kulit sehingga efek panas yang diperoleh lebih maksimal dan efisien. Mikrokontroler ESP32-WROOM-32U bertugas menjalankan algoritma kontrol suhu berdasarkan nilai referensi yang ditetapkan pengguna melalui aplikasi *mobile Smart Bandage*. ESP32 mengontrol MOSFET *relay* melalui TRIG/PWM–GPIO27 berfungsi sebagai saklar elektronik antara sumber daya dan elemen pemanas. Elemen pemanas dirancang menggunakan lilitan kawat tembaga konduktif yang dihubungkan singkat (*short-circuited coil*), sehingga menghasilkan panas melalui efek Joule saat dialiri arus listrik. Lilitan ini ditempatkan di antara dua lapisan kain isolatif tahan panas, yang memiliki karakteristik fleksibel dan ringan. Lapisan pelindung

ini berfungsi mencegah pengguna dari kontak langsung dengan bagian logam konduktor, sehingga menghindari risiko sengatan listrik sekaligus mempertahankan transfer panas yang efisien ke kulit. Untuk sumber daya pada elemen pemanas masih menggunakan *power supply* 5V.

### 2.5.3. Aplikasi Mobile

Sebagai bagian integral dari sistem, dikembangkan aplikasi *mobile Smart Bandage* berbasis Android (Gambar 7). Aplikasi ini berfungsi sebagai antarmuka pengguna (*User Interface/UI*) sekaligus unit kendali (*User Control Unit*) yang terhubung dengan ESP32 melalui komunikasi nirkabel BLE. Pengembangan aplikasi dilakukan menggunakan Android Studio sebagai *Integrated IDE* utama dan Visual Studio Code sebagai *code editor* pendukung untuk pemrograman dan *debugging*.



**Gambar 7.** Tampilan aplikasi *mobile Smart Bandage*

Fitur utama aplikasi mencakup:

1. Pengaturan suhu target, yang dapat diatur sesuai kebutuhan terapi.
2. Pengaturan waktu terapi (*timer*) hingga batas tertentu untuk keamanan dan kenyamanan pengguna.
3. *Monitoring* suhu *real-time*, berdasarkan data yang dikirimkan sensor suhu MAX6675 melalui ESP32.

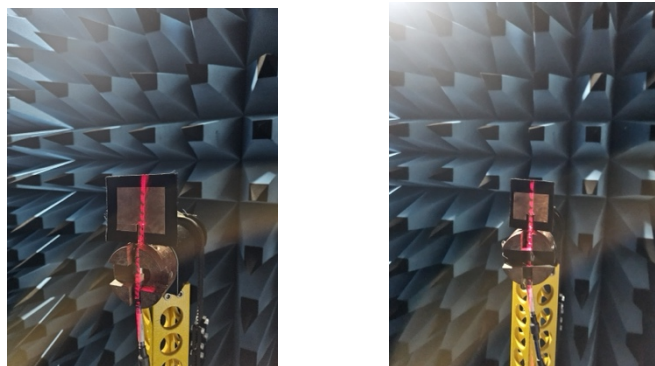
## 2.6 Parameter Pengamatan

Parameter pengamatan pada penelitian ini terbagi menjadi 2 (dua) kategori utama, yakni antena tekstil sebagai modul komunikasi dan keseluruhan Perangkat Terapi *Smart Bandage*.

### 2.6.1. Modul Komunikasi (Antena Tekstil)

Pada modul komunikasi, antena tekstil berbahan katun dan polimer diamati parameter  $VSWR \leq 1,5$ ,  $S_{11} \leq -10$  dB, dan pola radiasi. Pengukuran antena dilakukan di dalam ruang *anechoic chamber* (Gambar 8) untuk memastikan kondisi bebas pantulan gelombang elektromagnetik. Pengukuran parameter  $VSWR$  dan  $S_{11}$  dilakukan menggunakan VNA, di mana hasil pengukuran ditampilkan secara langsung pada layar VNA untuk setiap frekuensi kerja antena.

Untuk pola radiasi antena, pengambilan data dilakukan dengan memutar antena uji secara bertahap terhadap sumbu azimuth ( $0^\circ$ – $360^\circ$ ) menggunakan positioner dua sumbu, sementara daya pancar direkam pada setiap sudut pengukuran. Data hasil pengukuran kemudian diolah menggunakan perangkat lunak OriginLab untuk menghasilkan visualisasi pola radiasi dua dimensi (2D) dan tiga dimensi (3D).



(a)

(b)

**Gambar 8.** Pengukuran antena tekstil menggunakan ruang *anechoic chamber* (a) Katun (b) Polimer

### 2.6.2. Perangkat Terapi *Smart Bandage*

Uji kinerja Perangkat Terapi *Smart Bandage* dilakukan untuk mengevaluasi dua aspek utama, yaitu waktu respon pemanasan dan efektivitas terapi panas terhadap penurunan tingkat nyeri pasien. Pengujian dilaksanakan di Klinik Fisioterapi Bharakati dengan pengawasan langsung oleh fisioterapis yang berpengalaman di bidang terapi panas dan rehabilitasi muskuloskeletal. Pasien yang menjadi subjek uji merupakan individu berusia produktif (20–40 tahun) yang mengalami keluhan muskuloskeletal (World Health Organization, 2023)(Sugiharto et al., 2020). Gambar 9 menampilkan ilustrasi proses pengujian, di mana Perangkat Terapi *Smart Bandage* ditempatkan pada area tubuh yang mengalami keluhan nyeri (misalnya tangan, punggung, bahu, atau betis). Setiap sesi terapi berlangsung selama  $\pm 30$  menit, dengan tahapan peningkatan suhu secara bertahap (sekitar  $42^\circ\text{C} \rightarrow 47^\circ\text{C} \rightarrow 51^\circ\text{C}$ ) tergantung pada toleransi pasien dan batas keamanan kulit sebagaimana dijelaskan

oleh Nadler et al., (2004) dan Price & Trbovich, (2018) yang menyebutkan bahwa suhu terapeutik optimal untuk vasodilatasi dan relaksasi otot berkisar antara 40–45°C.

Selama proses terapi, sensor suhu MAX6675 secara kontinu memantau suhu permukaan elemen pemanas, sedangkan ESP32-WROOM-32U mengatur kontrol suhu otomatis (*feedback control loop*) untuk menjaga kestabilan panas. Data suhu dan status koneksi dikirim secara *real-time* ke aplikasi *mobile* yang berfungsi sebagai antarmuka *monitoring*.



**Gambar 9.** Pengujian Perangkat Terapi *Smart Bandage*

Untuk meningkatkan efektivitas perpindahan panas, digunakan instrumen bantu tambahan (Gambar 10) yakni perekat elastis dan *sand bag* kecil di atas area terapi agar tekanan kontak meningkat dan konduksi panas ke kulit menjadi lebih merata.



(a)



(b)

**Gambar 10.** Instrumen bantu tambahan (a) Perekat (b) *Sand bag*

Beberapa parameter yang diamati dalam uji perangkat ini meliputi:

- a) Waktu respon pemanasan (s): waktu yang dibutuhkan elemen pemanas untuk mencapai suhu target dari kondisi awal (*room temperature*).

- b) Kestabilan suhu ( $\pm^{\circ}\text{C}$ ): deviasi maksimum dari suhu *setpoint* selama sesi terapi, diamati melalui grafik fluktuasi suhu dari data sensor.
- c) Efektivitas terapi panas (VAS): penurunan tingkat nyeri subjektif yang dinilai menggunakan VAS (Gambar 11) dengan skala 0 (tidak nyeri) hingga 10 (nyeri sangat hebat), sesuai prosedur klinis yang diadaptasi dari Delgado et al., (2018) dan Craig, (2009).
- d) Kelayakan Perangkat Terapi: Lembar penilaian terdiri dari aspek teknis yang meliputi kinerja dan efektivitas terapi dan aspek non-teknis yang meliputi kenyamanan, ergonomi, dan praktikalitas klinik oleh Fisioterapis dengan skala 1 (sangat buruk) hingga 5 (sangat baik) dimana untuk aspek teknis memiliki bobot 70% dan non-teknis 30% (Gambar 12).

Secara keseluruhan parameter, instrumen, dan metode pengujian Perangkat Terapi Smart Bandage dapat dilihat pada Tabel 3.



**Gambar 11.** *Visual Analogue Scale (VAS)*

## LEMBAR PENILAIAN UJI PERANGKAT TERAPI *SMART BANDAGE*

NAMA PENILAI :  
 JABATAN/PERAN :  
 No. STR/NIP :  
 TANGGAL :

### 1. ASPEK TEKNIS (Bobot 70%)

No.	Parameter	Indikator Penilaian	Skor (1-5)
1.	Stabilitas Suhu Terapi	Suhu bertahan stabil selama sesi ( $\pm 1-2$ °C), tidak fluktuatif berlebihan	
2.	Kecepatan Pencapaian Suhu Target	Waktu yang dibutuhkan untuk mencapai suhu terapi target	
3.	Distribusi Panas di Area Terapi	Penyebaran panas merata pada area otot target, tidak menyebabkan titik panas	
4.	Efektivitas Terapi Panas	Respon fisiologis: relaksasi otot, penurunan spasme, atau pengurangan nyeri	
5.	Kenyamanan Termal Selama Pemakaian	Pengguna tidak merasa panas berlebih, tidak terjadi iritasi	
6.	Keamanan Operasional	Tidak ada sengatan listrik, overheat, atau kerusakan sistem saat digunakan	
7.	Kinerja Sistem Kontrol Otomatis	Respons pengaturan suhu dan waktu otomatis berjalan sesuai instruksi	
8.	Konektivitas dan Monitoring	Data real-time dapat dimonitor melalui aplikasi dengan stabil	

(Skor 1 Sangat Buruk – Skor 5 Sangat Baik)

Catatan Penilai:

### ASPEK NON TEKNIS (Bobot 30%)

No.	Parameter	Indikator Penilaian	Skor (1-5)
1.	Kemudahan Pemasangan oleh Fisioterapis	Mudah dikenakan di area tubuh yang berbeda tanpa bantuan alat tambahan	
2.	Desain Ergonomis dan Fleksibilitas Bahan	Kain mengikuti kontur tubuh, tidak kaku, tidak membatasi gerakan	
3.	Kebersihan dan Keamanan Material	Material mudah dibersihkan, tidak menimbulkan reaksi alergi / iritasi kulit	
4.	Estetika & Profesionalitas Desain	Tampilan alat modern, rapi, dan layak digunakan di klinik	
5.	Kepuasan Pasien Terhadap Hasil Terapi	Persepsi pasien terhadap efek terapi panas setelah sesi pemakaian	
6.	Kelayakan Penggunaan di Klinik Fisioterapi	Potensi alat untuk digunakan sebagai terapi standar tambahan	

(Skor 1 Sangat Buruk – Skor 5 Sangat Baik)

Catatan Penilai:

Tanda Tangan Penilai:

Nama

Tanda Tangan

Tanggal

**Gambar 12.** Lembar Penilaian Uji Perangkat Terapi *Smart Bandage*

**Tabel 3.** Parameter, instrumen, dan metode pengujian Perangkat Terapi *Smart Bandage*

<b>Parameter yang Diamati</b>	<b>Alat/Instrumen Ukur</b>	<b>Satuan</b>	<b>Metode &amp; Prosedur Pengukuran</b>	<b>Tujuan &amp; Interpretasi</b>
Waktu Respon Pemanasan ( <i>Heating Response Time</i> )	Sensor Suhu MAX6675, ESP32, <i>Smartphone</i>	Detik	Mengamati waktu yang diperlukan elemen pemanas	Menilai kecepatan konduksi dan efisiensi termal elemen pemanas (Price & Trbovich, 2018)(Kukus et al., 2009)
Kestabilan Suhu ( <i>Thermal Stability</i> )	Sensor Suhu MAX6675 melalui aplikasi Android	°C	Merekam fluktuasi suhu selama 30 menit dan menghitung deviasi terhadap <i>setpoint</i>	Menilai kemampuan sistem <i>feedback control</i> berbasis ESP32 dalam menjaga kestabilan suhu (Nadler et al., 2004)
Efektivitas Penurunan Nyeri ( <i>Pain Relief Effectiveness</i> )	VAS dinilai oleh fisioterapis	Skala 0–10	Pasien menyebutkan tingkat nyeri sebelum dan sesudah terapi	Mengukur efektivitas subjektif terapi panas dalam menurunkan intensitas nyeri (Delgado et al., 2018)(Craig, 2009)(Melzack, 1996)
Kelayakan Perangkat Terapi	Lembar penilaian oleh Fisioterapis	Kualitatif	Mengamati keseluruhan perangkat baik dari aspek teknis dan non-teknis	Menilai kelayakan Perangkat Terapi <i>Smart Bandage</i> sebagai alat terapi klinis.