

**PERANCANGAN ALAT PEMBACAAN DAN  
PENGOLAHAN DATA TEKANAN TELAPAK KAKI  
*REAL-TIME* SECARA NIRKABEL BERDASARKAN  
ASPEK FUNGSIONALITAS DAN *USABILITY***

**SKRIPSI**

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat guna mencapai gelar  
Sarjana dalam bidang ilmu Teknik Industri

Disusun oleh:

Nama : Reyhan Gustiandi

NPM : 6131801059



**PROGRAM STUDI SARJANA TEKNIK INDUSTRI  
JURUSAN TEKNIK INDUSTRI  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS KATOLIK PARAHYANGAN  
2022**



***DESIGN OF REAL-TIME WIRELESS FOOTWEAR  
PRESSURE DATA READING AND PROCESSING  
DEVICE BASED ON FUNCTIONALITY AND  
USABILITY ASPECTS***

**SKRIPSI**

Diajukan untuk memenuhi salah satu syarat guna mencapai gelar  
Sarjana dalam bidang ilmu Teknik Industri

Disusun oleh:

Nama : Reyhan Gustiandi

NPM : 6131801059



**PROGRAM STUDI SARJANA TEKNIK INDUSTRI  
JURUSAN TEKNIK INDUSTRI  
FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS KATOLIK PARAHYANGAN  
2022**

**FAKULTAS TEKNOLOGI INDUSTRI  
UNIVERSITAS KATOLIK PARAHYANGAN  
BANDUNG**



Nama : Reyhan Gustiandi  
NPM : 6131801059  
Program Studi : Sarjana Teknik Industri  
Judul Skripsi : Perancangan Alat Pembacaan Dan Pengolahan Data Tekanan Telapak Kaki *Real-time* Secara Nirkabel Berdasarkan Aspek Fungsionalitas Dan *Usability*

**TANDA PERSETUJUAN SKRIPSI**

Bandung, Agustus 2022  
**Ketua Program Studi Sarjana  
Teknik Industri**

(Dr. Cecilia Tesavrita, S.T., M.T.)

**Pembimbing Pertama**

(Kristiana Asih Damayanti, S.T., M.T.)

**Dosen Pembimbing Kedua**

(Kadek Heri Sanjaya Ph.D.)



Jurusan Teknik Industri  
Fakultas Teknologi Industri  
Universitas Katolik Parahyangan

## **Pernyataan Tidak Mencontek atau Melakukan Tindakan Plagiat**

Saya, yang bertanda tangan di bawah ini,

Nama : Reyhan Gustiandi

NPM : 6131801059

dengan ini menyatakan bahwa skripsi dengan judul :

**“PERANCANGAN ALAT PEMBACAAN DAN PENGOLAHAN DATA  
TEKANAN TELAPAK KAKI *REAL-TIME* SECARA NIRKABEL  
BERDASARKAN ASPEK FUNGSIONALITAS DAN *USABILITY*”**

adalah hasil pekerjaan saya dan seluruh ide, pendapat atau materi dari sumber lain telah dikutip dengan cara penulisan referensi yang sesuai.

Pernyataan ini saya buat dengan sebenar-benarnya dan jika pernyataan ini tidak sesuai dengan kenyataan, maka saya bersedia menanggung sanksi yang akan dikenakan kepada saya.

Bandung, Agustus 2022

Reyhan Gustiandi  
6131801059



## ABSTRAK

Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) saat ini sedang berupaya mengembangkan alat kaki cerdas yang dapat merekam data tekanan telapak kaki generasi kedua. Data tekanan telapak kaki yang diperoleh dapat digunakan untuk analisis gait guna melakukan prognosis serta deteksi dini penyakit yang berhubungan dengan sistem tulang, rangka, syaraf manusia. Pada alat generasi pertama terdapat kekurangan yaitu sensor yang tidak akurat mengukur tekanan serta mudah rusak seiring pemakaian. Perancangan generasi kedua dirancang untuk memperbaiki kekurangan tersebut.

Alat pengukur tekanan telapak kaki dirancang dengan menggunakan ESP32, FDC2214, dan *Multiplexer* CD4052BE. Pada alas kaki terdapat delapan titik pengukuran yang tersebar pada seluruh telapak kaki. Proses pengukuran tekanan telapak kaki menggunakan prinsip kapasitor keping dua sejajar. Perubahan jarak antar keping memiliki korelasi dengan perubahan nilai kapasitans yang diukur oleh FDC2214. Data yang didapatkan kemudian ditransfer ke komputer atau laptop melalui *Wi-Fi* untuk dilakukan pengolahan data yaitu *data filter*, *data smoothing*, dan *data normalization*. Dari hasil rancangan alat dilakukan evaluasi fungsional dan evaluasi *usability* menggunakan *task scenario* dan kuesioner USE dengan skala 1 hingga 7 untuk mengukur kriteria *effectiveness*, *usefulness*, *satisfaction*, serta *ease of use*. Data tekanan yang diperoleh dilakukan analisis sederhana secara visual dan *cross-correlation function* untuk mengetahui informasi yang bisa didapatkan.

Pada evaluasi fungsionalitas, akurasi alat diuji menggunakan *force gauge* untuk mengetahui hubungan perubahan nilai kapasitans. Hubungan tekanan dan perubahan nilai kapasitans membentuk garis linear dengan nilai *r-square* untuk seluruh titik pengukuran 0.906 hingga 0.996. Nilai *r-square* yang didapatkan alat pada generasi kedua lebih tinggi daripada alat generasi pertama. Alat juga dapat mengirimkan data dengan kecepatan 13 data/detik serta dapat melakukan pengolahan data secara otomatis. Hasil evaluasi *usability*, *effectiveness* diperoleh 91.07%, *usefulness* diperoleh 5.089, *ease to use* diperoleh 5.243, *satisfaction* diperoleh 5.020. Hasil dari evaluasi fungsionalitas dan *usability* dinyatakan alat berfungsi dan *usable*. Dari data tekanan telapak kaki, didapatkan informasi mengenai waktu *siklus gait*, *cadence*, fase *double support*, serta nilai simetris kaki menggunakan *cross-correlation function*.

**Kata Kunci** : Gait, Tekanan Telapak Kaki, Pengukuran Kapasitans, ESP32, FDC2214

## **ABSTRACT**

The National Research and Innovation Agency (BRIN) is currently working on developing a second-generation smart foot device that can record foot pressure data. The foot pressure data obtained can be used for gait analysis to diagnose and early detection of diseases related to the human bone, skeletal and nervous system. In the first generation of tools, there are drawbacks, namely sensors that do not accurately measure pressure and are easily damaged within usage. The second generation is designed to correct these drawbacks.

The foot pressure measurement is designed using the ESP32, FDC2214, and the CD4052BE Multiplexer. In footwear, there are eight measurement points spread across the sole. The process of measuring foot pressure uses the principle of parallel plate capacitors. The distance between the parallel plate correlates with the capacitance value as measured by FDC2214. The data obtained is then transferred to a computer or laptop via *Wi-Fi* for data processing, namely data filtering, data smoothing, and data normalization. From the results of the tool design, functionality evaluation and usability evaluation were carried out using task scenarios and USE questionnaires on a scale of 1 to 7 to measure the criteria for effectiveness, usefulness, satisfaction, and ease of use. The pressure data obtained was carried out by a simple visual analysis and cross-correlation function to find out the information that could be obtained.

In functionality testing, the accuracy of the tool is tested using a force gauge to determine the relationship between changes in the capacitance value. The relationship between pressure and changes in capacitance values forms a linear line with r-square values for all measurement points from 0.906 to 0.996. The r-square value obtained by the second-generation tool is higher than the first-generation tool. The tool can also transmit data at a speed of 13 data/second and can perform data processing automatically. The results of usability evaluation, effectiveness obtained 91.07%, usefulness obtained 5.089, ease to use obtained 5.243, satisfaction obtained 5.020. The results of the evaluation of functionality and usability stated that the tool is functional and usable. From the foot pressure data, information is obtained regarding the gait cycle time, cadence, double support phase, and the symmetrical value of the foot using the cross-correlation function.

**Keywords:** Gait, Foot Pressure, Capacitance Measurement, ESP32, FDC2214

## KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas berkat dan rahmat-Nya sehingga dapat menyelesaikan laporan skripsi dengan judul “Perancangan Alat Pembacaan Dan Pengolahan Data Tekanan Telapak Kaki *Real-Time* Secara Nirkabel Berdasarkan Aspek Fungsionalitas Dan *Usability*”.

Selama penulisan laporan skripsi tidak terlepas dari berbagai macam kesulitan. Dalam penulisan laporan ini penulis hendak mengucapkan rasa terima kasih kepada berbagai pihak yang telah senantiasa membantu dan mendukung penulis dalam menyelesaikan laporan ini kepada:

1. Ibu Kristiana Asih Damayanti, S.T., M.T., Bapak Kadek Heri Sanjaya Ph.D., dan Bapak Asep Nugroho S.Si., M.Eng. sebagai dosen pembimbing yang selalu memberikan bimbingan, ilmu, masukan, serta saran sehingga laporan skripsi dapat disusun dengan baik.
2. Ibu Dr. Johanna Renny Octavia Hariandja, S.T.,M.Sc.,PDEng. sebagai dosen penguji proposal, Ibu Clara Theresia, S.T., M.T. sebagai dosen penguji proposal dan penguji sidang skripsi, serta Bapak Prof. Dr. Paulus Sukpto, Ir., M.B.A. sebagai dosen penguji sidang skripsi yang telah memberikan arahan, masukan, serta saran kepada penulis.
3. Ibu Dr. Ceicalia Tesavrita, S.T., M.T. selaku koordinator skripsi yang telah memberikan arahan prosedur penyelesaian skripsi.
4. Orang tua penulis serta adik yang selalu mendukung penulis dalam penyusunan skripsi.
5. Fionica yang selalu memberikan dorongan semangat, bantuan, dan motivasi dalam penyusunan skripsi.
6. Jimmy, Dixon, Chelin, dan Stella yang selalu membantu, mendukung, dan memberikan bantuan dalam pengerjaan skripsi.
7. Eveline, Albert, Okky, dan Amanda yang mendukung dan membantu dalam penyusunan skripsi.
8. Seluruh teman-teman yang telah berpartisipasi sebagai responden penelitian.

9. Serta seluruh pihak lain yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang telah memberikan bantuan dan dukungan dalam menyelesaikan skripsi.

Dalam penyusunan skripsi ini tentunya masih terdapat kekurangan ataupun kesalahan pada penulisan ini. Penulis mohon maaf apabila terdapat kekurangan dan kekeliruan. Penulis terbuka terhadap kritik serta saran guna lebih baik di masa mendatang.

Bandung, Agustus 2022

Penulis

## DAFTAR ISI

<b>ABSTRAK</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>KATA PENGANTAR</b> .....	<b>iii</b>
<b>DAFTAR ISI</b> .....	<b>v</b>
<b>DAFTAR PUSTAKA</b> .....	<b>vi</b>
<b>LAMPIRAN</b> .....	<b>vi</b>
<b>RIWAYAT PENULIS</b> .....	<b>vi</b>
<b>DAFTAR TABEL</b> .....	<b>vii</b>
<b>DAFTAR GAMBAR</b> .....	<b>ix</b>
<b>DAFTAR LAMPIRAN</b> .....	<b>xiii</b>
<b>BAB I ANALISIS</b> .....	<b>I-1</b>
I.1    Latar Belakang Masalah.....	I-1
I.2    Identifikasi dan Rumusan Masalah.....	I-8
I.3    Pembatasan Masalah dan Asumsi .....	I-15
I.4    Tujuan Penelitian .....	I-16
I.5    Manfaat Penelitian.....	I-16
I.6    Metodologi Penelitian .....	I-17
I.7    Sistematika Penulisan .....	I-19
<b>BAB II TINJAUAN PUSTAKA</b> .....	<b>II-1</b>
II.1    Sistem Gerak Bawah.....	II-1
II.1.1    Sistem Gerak Pasif .....	II-1
II.1.2    Sistem Gerak Aktif .....	II-3
II.2    Gait .....	II-4
II.2.1    Pengukuran Gait.....	II-6
II.2.2    Kelainan Pada Gait.....	II-9
II.3    Komponen Elektronik .....	II-10
II.3.1    Mikrokontroler ESP32 .....	II-10
II.3.2    Sensor Kapasitif FDC2214 .....	II-12
II.3.3 <i>Multiplexer</i> .....	II-13
II.4    Kapasitor.....	II-13
II.5    Evaluasi Purwarupa .....	II-14

II.5.1	<i>Task Completion</i> .....	II-17
II.5.2	Kuesioner USE .....	II-17
II.6	<i>Waterloo Footedness Quesionnaire-Revised</i> .....	II-18
II.7	<i>Cross-Correlation Function</i> .....	II-20
<b>BAB III</b>	<b>PROSES PERANCANGAN .....</b>	<b>III-1</b>
III.1	Identifikasi Kebutuhan .....	III-1
III.2	Perancangan Mekanisme Kerja Alat.....	III-3
III.3	Alat Dan Bahan .....	III-12
III.4	Rancangan Perangkat Keras.....	III-21
III.4.1	Pembuat Sol Sepatu .....	III-21
III.4.2	Rangkaian Komponen Elektronik.....	III-23
III.4.3	Penggabungan Sol Sepatu dan Komponen Elektronik.....	III-28
III.5	Rancangan Pemrograman .....	III-29
III.5.1	Pemrograman Arduino.....	III-30
III.5.2	Pemrograman Python .....	III-36
III.6	Evaluasi Alat .....	III-42
III.6.1	Evaluasi Fungsionalitas .....	III-42
III.6.2	Evaluasi <i>Usability</i> .....	III-49
III.6.3	Karakteristik Data .....	III-53
III.7	Rancangan Perbaikan Berdasarkan Evaluasi.....	III-63
<b>BAB IV</b>	<b>ANALISIS.....</b>	<b>IV-1</b>
IV.1	Analisis Identifikasi Kebutuhan dan Penentuan Mekanisme Kerja.....	IV-1
IV.2	Analisis Pemilihan Komponen Elektronik.....	IV-4
IV.3	Analisis Evaluasi Alat .....	IV-7
IV.4	Analisis Perbaikan Produk.....	IV-15
IV.5	Analisis Keterbatasan Alat.....	IV-16
<b>BAB V</b>	<b>KESIMPULAN DAN SARAN.....</b>	<b>V-1</b>
V.1	Kesimpulan .....	V-1
V.2	Saran .....	V-2
<b>DAFTAR PUSTAKA</b>		
<b>LAMPIRAN</b>		
<b>RIWAYAT PENULIS</b>		

## DAFTAR TABEL

Tabel I.1 Posisi Peneliti.....	I-12
Tabel II.1 Pernyataan Kuesioner USE .....	II-18
Tabel III.1 Identifikasi Kebutuhan.....	III-3
Tabel III.2 Perbandingan Mikrokontroler .....	III-4
Tabel III.3 Rekapitulasi Keunggulan dan Kekurangan Mekanisme.....	III-5
Tabel III.4 Kemampuan Mekanisme Deteksi Penyakit .....	III-6
Tabel III.5 Kombinasi Bilangan Biner <i>Multiplexer</i> .....	III-26
Tabel III.6 Rangkaian Hubungan <i>Pin</i> antar Komponen .....	III-27
Tabel III.7 Pengaturan FDC2214 .....	III-33
Tabel III.8 Penggunaan Library.....	III-37
Tabel III.9 Hasil Pembacaan Kapasitans .....	III-43
Tabel III.10 Margin Error Pembacaan .....	III-44
Tabel III.11 Hasil Pembacaan Menggunakan <i>Force Gauge</i> .....	III-45
Tabel III.12 Kecepatan Transmisi Data .....	III-48
Tabel III.13 Hasil Pengujian <i>Task Completion</i> .....	III-50
Tabel III.14 Penilaian Kriteria <i>Usefulness</i> .....	III-52
Tabel III.15 Penilaian Kriteria <i>Ease of Use</i> .....	III-52
Tabel III.16 Penilaian Kriteria <i>Satisfaction</i> .....	III-53
Tabel III.17 Komentar Responden .....	III-53
Tabel III.18 Profil Responden.....	III-54
Tabel III.19 Rekapitulasi Hasil Perhitungan CCF .....	III-61
Tabel III.20 Rekapitulasi Hasil Perhitungan CCF dengan Pemberat .....	III-61
Tabel III.21 Perhitungan CCF <i>Channel 1</i> .....	III-62
Tabel III.22 Hubungan Informasi Data dan Indikasi Penyakit .....	III-62



## DAFTAR GAMBAR

Gambar I.1 Model <i>Inverted Pendulum</i> .....	I-2
Gambar I.2 Siklus Gait.....	I-3
Gambar I.3 Ilustrasi Orang Pengidap Parkinson .....	I-4
Gambar I.4a Purwarupa Deteksi Gait dengan Komunikasi Nirkabel.....	I-9
Gambar I.4b Produk Komersial Pedar®.....	I-9
Gambar I.5 Metodologi Penelitian.....	I-18
Gambar II.1 Anggota Gerak Bawah .....	II-3
Gambar II.2 Siklus Gait.....	II-5
Gambar II.3 Pergerakan Kaki Pada Satu Siklus Gait .....	II-6
Gambar II.4 Alat <i>Electrogoniometer</i> .....	II-8
Gambar II.5 Perbandingan <i>Stride Time</i> Pasien Pengidap Parkinson Dini .....	II-10
Gambar II.6 Contoh ESP (a) ESP8266, (b) ESP32.....	II-11
Gambar II.7 Skema GPIO ESP32.....	II-11
Gambar II.8 Tampilan Arduino IDE .....	II-12
Gambar II.9 Enam Tahap Perancangan Produk .....	II-14
Gambar III.1 Penempatan Titik Pengukuran .....	III-10
Gambar III.2 Ilustrasi Pengiriman Data .....	III-11
Gambar III.3 ESP32.....	III-12
Gambar III.4 FDC2214.....	III-13
Gambar III.5 <i>Breadboard</i> .....	III-13
Gambar III.6 <i>Multiplexer</i> CD4052BE .....	III-14
Gambar III.7 Pelat Tembaga.....	III-14
Gambar III.8 Sol Sepatu .....	III-14
Gambar III.9 Kabel <i>Jumper</i> .....	III-15
Gambar III.10 Kabel Tembaga Tunggal .....	III-15
Gambar III.11 <i>Soldering Iron</i> .....	III-16
Gambar III.12 Kawat Timah .....	III-16
Gambar III.13 Kabel IDC 2x8.....	III-16
Gambar III.14 <i>Socket</i> IDC.....	III-17
Gambar III.15 <i>Quick Connect Wire</i> .....	III-17
Gambar III.16 Kain <i>Cordura</i> .....	III-18

Gambar III.17 Lem.....	III-18
Gambar III.18 Kabel USB <i>Type A to Micro-USB</i> .....	III-19
Gambar III.19 <i>Kit Power Bank</i> .....	III-19
Gambar III.20 Baterai 18650.....	III-19
Gambar III.21 Kunci Sodok.....	III-20
Gambar III.22 Tali <i>Webbing</i> .....	III-20
Gambar III.21 Karton Dupleks.....	III-21
Gambar III.22 Ilustrasi Rancangan Sol Sepatu .....	III-22
Gambar III.23 Sambungan Pelat Tembaga dengan Kabel .....	III-22
Gambar III.24 Hasil Pembuatan Sol.....	III-23
Gambar III.26 Ilustrasi <i>Multiplexer</i> .....	III-26
Gambar III.27 Rangkaian Alas Kaki Awal.....	III-27
Gambar III.28 PCB .....	III-28
Gambar III.29 Rancangan <i>Casing</i> .....	III-29
Gambar III.30 Hasil Rancangan Akhir.....	III-29
Gambar III.31 <i>Flowchart</i> Pemrograman Arduino .....	III-30
Gambar III.32 Kode Pemrograman Bagian Awal.....	III-31
Gambar III.33 Kode Pemrograman <i>Void Setup</i> .....	III-32
Gambar III.34 Kode <i>Function</i> Penulisan Pengaturan .....	III-34
Gambar III.35 Kode Proses Pembacaan Data .....	III-34
Gambar III.36 Kode Pemrograman Pengiriman Data.....	III-35
Gambar III.37 <i>Flowchart</i> Pemrograman Python .....	III-36
Gambar III.38 Kode Pemrograman inisiasi.....	III-37
Gambar III.39 Kode Pemrograman Pembuatan Grafik <i>Dummy</i> .....	III-38
Gambar III.40 Tampilan Grafik.....	III-39
Gambar III.41 Kode Pemrograman Monitor Tombol <i>Esc</i> .....	III-39
Gambar III.42 Kode Pemrograman Penerimaan Data.....	III-40
Gambar III.43 Pembuatan Grafik .....	III-40
Gambar III.44 Kode Pemrograman Penyimpanan <i>File</i> .....	III-41
Gambar III.45 Proses <i>Compile</i> .....	III-41
Gambar III.47 Hasil Pembacaan Sensor 1 .....	III-46
Gambar III.48 Contoh Data Diterima Komputer.....	III-48
Gambar III.49 Proses <i>Usability Testing</i> .....	III-50
Gambar III.50 Data Gait Responden Pertama .....	III-56

Gambar III.51 Data Gait Responden Kedua.....	III-56
Gambar III.52 Data Gait Kaki Kanan Responden 2.....	III-57
Gambar III.53 Data Gait Kaki Kanan Responden 5.....	III-58
Gambar III.54 Hubungan Tekanan Kaki Kanan dan Kaki Kiri.....	III-59
Gambar III.55 CCF <i>Channel</i> 1 .....	III-60
Gambar III.56 Rancangan Desain Perbaikan.....	III-64
Gambar III.57 Pembungkus Kabel .....	III-64



## **DAFTAR LAMPIRAN**

LAMPIRAN A KODE PEMROGRAMAN ARDUINO

LAMPIRAN B KODE PEMROGRAMAN PYTHON

LAMPIRAN C FORMULIR PERSETUJUAN RESPONDEN

LAMPIRAN D HASIL KUESIONER WFQR

LAMPIRAN E HASIL PERHITUNGAN CCF



# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

Pada bab pendahuluan membahas mengenai permasalahan yang terjadi berkaitan dengan perancangan alat untuk mengukur tekanan telapak kaki manusia. Permasalahan yang ada dibahas secara rinci dan bertahap mulai dari latar belakang masalah, identifikasi dan perumusan masalah, pembatasan masalah dan asumsi penelitian, manfaat penelitian, serta metodologi yang dilakukan dalam penelitian.

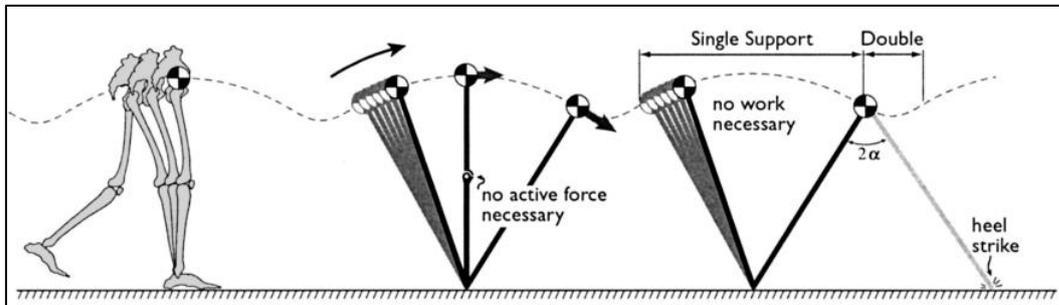
### **I.1 Latar Belakang Masalah**

Kaki merupakan anggota gerak manusia bagian bawah yang digunakan untuk berpindah tempat, menyeimbangkan tubuh, dan menstabilkan tubuh dengan cara berdiri, berjalan, dan berlari. Manusia berpindah tempat untuk melakukan aktivitas sehari-hari seperti untuk bekerja, berolahraga, dan lain-lain. Terdapat otot *gluteus maximus* yang berasal dari bagian belakang panggul untuk membantu manusia untuk mempertahankan postur tegak sehingga dapat berjalan dan berlari (Whittle, 2007).

Gerakan pada kaki melibatkan koordinasi sistem saraf pusat, saraf tepi, dan gabungan atas otot dan rangka bagian tungkai bawah (Chen et al., 2022). Rangka merupakan alat gerak pasif yang terdiri atas tulang dan sendi yang digunakan untuk menyokong tubuh dan tempat menempelnya otot (Mitchell, 2015). Otot merupakan alat gerak aktif karena memiliki kemampuan untuk menggerakkan tulang dengan cara berkontraksi (Mitchell, 2015). Gerakan pada kaki dikendalikan oleh saraf motorik yang menerima impuls atau rangsangan dari reseptor melalui indra lalu dilanjutkan kepada efektor berupa otot (Mitchell, 2015; Whittle, 2007).

Berjalan dapat didefinisikan sebagai metode bergerak yang melibatkan penggunaan dua kaki secara bergantian yang setidaknya satu kaki bersentuhan dengan tanah setiap saat untuk memberikan tumpuan dan propulsi (Whittle, 2007). Aktivitas manusia untuk berjalan memerlukan 20% hingga 50% dari total energi yang dibutuhkan manusia untuk melakukan aktivitas sehari-hari (Abadi et al.,

2010). Energi yang dikeluarkan tersebut berkaitan erat dengan cara berjalan seseorang (Whittle, 2007). Proses untuk berjalan dan berlari tersebut dapat dimodelkan seperti *inverted pendulum* yang dapat dilihat pada Gambar I.1.



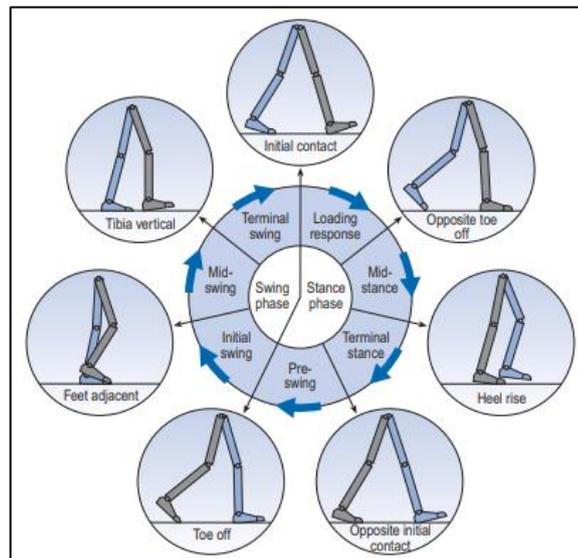
Gambar I.1 Model *Inverted Pendulum*  
(Sumber: Kuo et al, 2005)

Pada Gambar I.1 model *inverted pendulum* merupakan pendulum yang memiliki pusat massa di atas titik poros. Pusat massa tersebut dalam proses berjalan dianalogikan sebagai pusat massa tubuh. Terdapat dua fase pada model ini yaitu penyangga tunggal dan fase ganda yang terlihat dari satu dan dua kaki mengenai tanah. Pada fase penyangga tunggal, perubahan energi potensial menjadi energi kinetik terjadi dengan bantuan gaya gravitasi sehingga energi yang dikeluarkan menjadi efisien. Setelahnya pada saat kaki yang diayunkan berpijak maka akan masuk fase penyangga ganda. Pada fase ini, terjadi perpindahan pusat massa tubuh berbentuk U. Fase penyangga tunggal diakhiri dengan *heel strike*.

Setiap orang memiliki cara berjalan yang berbeda-beda karena dipengaruhi oleh faktor internal dan faktor eksternal. Faktor internal seperti umur (Kang & Dingwell, 2007), jenis kelamin (Yu et al., 2009), tinggi, dan berat (Samson et al., 2001). Faktor ekstrinsik dapat dipengaruhi sepatu dan lingkungan berjalan (Yu et al., 2009). Gerakan seseorang berpindah tempat dengan menggunakan kaki dapat didefinisikan sebagai gait (Whittle, 2007). Terdapat beberapa parameter terkait dengan cara berjalan seseorang seperti namun tidak terbatas pada hal berikut: *step velocity*, *step length*, *step width*, *step time* (Lindh-Rengifo et al., 2022), *peak pressure*, *stance interval*, dan *center of pressure* (Chen et al., 2022).

Terdapat dua fase pada siklus gait yaitu fase menjejak (*stance phase*) dan fase mengayun (*swing phase*). Pada fase menjejak, salah satu kaki akan melangkah dan menyentuh landasan sedangkan pada fase mengayun, salah satu

kaki akan mengayun sampai menyentuh landasan pijak kembali. Gambar 1.2 merupakan visualisasi siklus gait manusia.



Gambar 1.2 Siklus Gait  
(Sumber: Whittle, 2007)

Pada Gambar 1.2 fase *stance* dan fase *swing* dapat dibagi menjadi empat sub-fase dan tiga sub-fase secara berurut. Siklus gait diawali dengan *initial contact* yaitu ketika tumit mengenai permukaan. Selanjutnya adalah *loading response* yaitu ketika *metatarsal* menyentuh permukaan untuk pertama kalinya. Pada tahapan *midstance*, seluruh permukaan kaki mengenai permukaan tanah. Pada *terminal swing*, bagian tumit kaki akan terangkat dan pada *preswing*, bagian *toe* terangkat. Proses tersebut menandai berakhirnya fase *stance* dan memulai fase *swing*.

Pada fase *swing* diawali dengan *initial swing* yang mana kaki telah bersiap untuk diayunkan. Selanjutnya yaitu *midswing* yaitu kaki diayunkan dan melewati kaki sebelahnya. Fase *swing* diakhiri dengan *terminal swing* yaitu kaki yang diayunkan mengalami deselerasi saat mendekati permukaan.

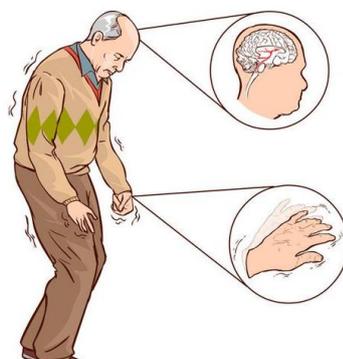
Seseorang yang memiliki gangguan kognitif, *neuromuscular* dan *musculoskeletal* diasosiasikan dengan perubahan parameter gait yang memburuk (Beauchet et al., 2018). Terdapat perubahan pada fase menjejak atau fase mengayun yang dapat membedakan seseorang yang mengalami gangguan dan seseorang yang tidak mengalami gangguan. Faktor-faktor yang umumnya

menyebabkan kelainan pada gait seseorang adalah usia, penyakit, faktor genetika, ataupun cedera. Gangguan pada gait tentunya mengganggu kegiatan ataupun aktivitas seseorang menjadi kurang produktif. Contoh gangguan yang dapat diamati dengan melakukan analisis gait adalah parkinson, *amyotrophic lateral sclerosis*, *charcot neuropathy*, *hemiplegic*, *flat foot*, dan *cavus foot* (Chen et al., 2022).

Menurut Deenena et al., (2015), mengenai gangguan *neuromuscular*, sekitar 1-10/10.000 orang di dunia mengidap gangguan *neuromuscular*. Gangguan *charcot neuropathy* memiliki proporsi yang lebih besar yaitu >10/100.000 orang dengan distribusi pasien yang mengalami gangguan tersebut adalah uniform serta tidak terpengaruh jenis kelamin. Terdapat tren kenaikan gangguan *neuromuscular* berdasarkan data perbandingan pada tahun 1991 dengan tahun 1991-2014.

Menurut WHO, pada data tahun 2021, diperkirakan sebanyak 1.71 miliar manusia mengalami gangguan *musculoskeletal* dengan mayoritas mengalami nyeri punggung bagian bawah. Data dari WHO menunjukkan orang-orang dari segala usia memiliki risiko untuk mengalami gangguan *musculoskeletal*. Hal tersebut tentunya mempengaruhi mobilitas dan kecekatan seseorang yang dapat dihubungkan dengan pensiun dini.

Terkait dengan gangguan kognitif, Bell et al., (2015) menyatakan gangguan kognitif dapat diasosiasikan dengan penambahan umur manusia. Terdapat kecenderungan gangguan kognitif dialami oleh orang lanjut usia. Gangguan kognitif, *neuromuscular* dan *musculoskeletal* dapat mempengaruhi gait seseorang. Ilustrasi orang dengan gangguan kognitif dapat dilihat pada Gambar I.3.



Gambar I.3 Ilustrasi Orang Pengidap Parkinson  
(Sumber : [www.dreamstime.com](http://www.dreamstime.com))

Parkinson merupakan salah satu penyakit yang timbul akibat gangguan kognitif yang dikarenakan oleh degenerasi *basal ganglia* pada otak (Whittle, 2007). Penderita parkinson memiliki beberapa ciri khusus seperti langkah kaki dan kecepatan berjalan yang sangat menurun, pergerakan pada pinggul, lutut, dan pergelangan kaki yang kaku, serta pose tubuh yang tidak stabil. Ciri-ciri tersebut dapat terlihat dengan melakukan analisis gait.

Analisis gait digunakan untuk melihat cara berjalan seseorang dan cara berjalan seseorang dapat dipengaruhi oleh gangguan yang dimiliki sehingga memungkinkan penggunaan analisis gait sebagai prognosis ataupun melakukan deteksi awal potensi penyakit yang mungkin diderita oleh seseorang. Telah banyak penelitian terkait gait dengan tujuan tersebut (Chen et al., 2022; Ramirez-Bautista et al., 2017). Penelitian dan perkembangan ilmu mengenai gait dapat meningkatkan kesejahteraan bagi manusia dengan memberikan sistem monitor kesehatan yang diharapkan dapat memperpanjang usia.

Awal mula perkembangan pemahaman modern tentang gait dimulai oleh Wilhelm Eduard Weber (1804-1891) dengan meneliti pengaruh panjang langkah kaki dan irama berjalan terkait dengan kecepatan berjalan menggunakan waktu henti, pita pengukur, dan teleskop. Perkembangan kamera memiliki andil yang besar dalam perkembangan analisis gait. Penggunaan kamera memungkinkan peneliti melakukan analisis yang lebih detail terkait dengan gait seseorang. Penelitian awal terkait penggunaan kamera pada gait pada tahun 1881 oleh Jules Etienne Marey (1830-1904) dan Eadweard Muybridge (1830-1904) (Baker, 2007).

Seiring dengan perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, analisis gait seseorang dapat dilakukan dengan alat yang lebih memadai dan akurat. Zhong dan Rau (2020) menuturkan beberapa teknologi yang digunakan untuk analisis gait saat ini yaitu pedometer, akselerometer, teknologi *motion capture*, dan *plantar pressure*. Penggunaan teknologi terbaru ini memungkinkan mengurangi kesalahan-kesalahan dalam pengambilan data sehingga menghasilkan data yang lebih akurat sehingga dapat melakukan prognosis gangguan yang tepat.

Dari beberapa teknologi yang digunakan dalam analisis gait, *plantar pressure* memberikan lebih banyak informasi terkait penyakit yang dapat terdeteksi (Chen et al., 2022). Teknologi *plantar pressure* bekerja dengan mengukur distribusi tekanan pada telapak kaki pada saat manusia melakukan

aktivitas seperti berdiri ataupun berjalan. Analisis data tekanan telapak kaki dapat diolah secara langsung seperti dengan mencari nilai maksimum, rata-rata, dan median, ataupun data diolah menggunakan *machine learning* dengan menggunakan model regresi ataupun *artificial neural network*.

Seiring dengan perkembangan ilmu pengetahuan dan teknologi, pengembangan teknologi *wearables* kian meningkat. *Wearables* merupakan perangkat ringan berbasis sensor yang dapat digunakan sebagai aksesoris yang dikenakan di dekat atau di permukaan kulit guna mendeteksi, menganalisis, dan mengirimkan informasi mengenai beberapa variabel terkait dengan kesehatan penggunanya (Düking et al., 2016). Tren ini sering kali terlihat pada jam tangan ataupun gelang pintar yang dapat mendeteksi denyut jantung, jumlah langkah, hingga kadar oksigen pada darah. Teknologi ini kini mulai merambah pada analisis gait untuk memberikan informasi yang lebih luas terkait dengan gangguan ataupun potensi penyakit yang dimiliki.

Pengembangan teknologi *plantar pressure* telah memungkinkan untuk didesain pada sol sepatu. Ukuran sensor dan peralatan elektronik yang dapat dibuat kecil memungkinkan untuk dikombinasikan dengan sol sepatu. Pengambilan data gait yang umumnya sulit untuk dilakukan maka dapat dengan mudah dilakukan dan tidak mengganggu aktivitas penggunanya.

Data dalam analisis gait merupakan hal yang sangat penting. Deteksi abnormal pada gait seseorang dengan melihat distribusi tekanan kaki dilakukan dengan membandingkan data orang normal dengan orang memiliki penyakit tertentu (Buldt et al., 2018). Pengambilan data perlu dilakukan dengan teknik yang mudah dan perlu dipastikan dalam perpindahan data tersebut tidak terdistorsi sehingga dapat menghasilkan data yang akurat.

Kemajuan teknologi nirkabel dan internet yang semakin mudah diakses oleh masyarakat memunculkan peluang untuk pengambilan data gait yang lebih mudah. Data gait seseorang dapat ditransfer pada gawai dengan cara nirkabel seperti *Wi-Fi* dan *bluetooth* lalu data tersebut dapat diunggah pada server terpusat. Di masa mendatang, penggunaan *big data* pada gait dapat meningkatkan pemahaman pengguna tentang cara berjalan dan wawasan terkait kondisi fisik yang dimiliki.

Kemajuan internet juga memiliki dampak yang signifikan terhadap perkembangan dari sisi dunia kesehatan. *Health 4.0* merupakan adopsi dari

industri 4.0 dalam ranah kesehatan (Monteiro et al., 2018). Infrastruktur kesehatan dapat dikolaborasikan dengan adanya *cloud computing*, *big data*, *internet of things*, serta jaringan 5G. Adanya *Health 4.0* mendorong terciptanya penanganan kesehatan yang dapat disesuaikan untuk masing-masing individu. *Big data* dapat digunakan untuk mendukung terciptanya hal tersebut.

Perancangan alat yang dilakukan merupakan langkah awal dalam terciptanya *health 4.0*. Alat dapat digunakan untuk mengumpulkan *big data gait* orang Indonesia sehingga dapat digunakan untuk kegiatan prognosis serta deteksi dini. Proses prognosis serta deteksi dini nantinya dapat dilakukan secara daring apabila sudah terdapat sistem transmisi nirkabel dan dapat terhubung dengan internet.

Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) merupakan lembaga riset dalam mengembangkan kemampuan invensi dan inovasi untuk menghasilkan produk hasil riset dan inovasi yang memiliki potensi guna meningkatkan kualitas manusia Indonesia. Saat ini BRIN sedang mengembangkan alat pengukur tekanan telapak kaki untuk analisis gait menggunakan sistem *plantar pressure*. Perancangan sol generasi dua merupakan penyempurnaan dari generasi sebelumnya yang dikembangkan pada tahun 2021. Berdasarkan Sanjaya et al., (2020), pada alat generasi satu terdapat kekurangan pada bagian *sensing* sehingga menghasilkan data yang tidak uniform untuk setiap titik sensor *pressure* serta daya tahan sensor yang mudah rusak pada saat pengujian. Pada perancangan alat generasi dua, dilakukan perbaikan pada desain sehingga dapat melakukan pengukuran yang lebih akurat.

Pada perancangan alat perlu adanya pengujian untuk memastikan desain alat dapat melakukan pembacaan data tekanan secara akurat serta dapat menggambarkan pola berjalan. Kesalahan pada informasi dan data yang diperoleh dapat berakibat pada kesalahan prognosis. Informasi tekanan yang diperoleh dari alat sangat penting dalam analisis gait untuk dapat melakukan prognosis penyakit serta dalam pencegahan gangguan yang dapat muncul (Ciniglio et al., 2021).

Rancangan yang dibuat perlu memastikan bahwa produk dapat bekerja sesuai dengan rencana serta secara efektif mampu digunakan oleh pengguna. Perancangan dalam bentuk sol yang termasuk pada kategori *wearables* mensyaratkan produk agar dapat digunakan secara mandiri oleh pasien.

Pengujian terhadap rancangan perlu memperhatikan *usability factor* agar kebutuhan pengguna dapat terpenuhi.

Adanya potensi yang besar dari data gait untuk prognosis ataupun preventif penyakit dalam bentuk tekanan telapak kaki dapat dimanfaatkan dengan membuat alat yang mampu mengukur tekanan telapak kaki seseorang. Data yang diperoleh dari produk yang dirancang dapat digunakan oleh pihak yang ahli untuk diolah dan diteliti untuk melakukan prognosis ataupun preventif penyakit secara objektif dengan hasil kuantitatif yang mendukung. Oleh sebab itu, penelitian ini berfokus pada perancangan alat pengukur data tekanan telapak kaki nirkabel secara *real-time*.

## **I.2 Identifikasi dan Rumusan Masalah**

Deteksi gait memungkinkan dilakukannya prognosis agar dapat mendeteksi potensi penyakit sedini mungkin. Terdapat interaksi pada telapak kaki dengan lingkungan selama bergerak sehingga dapat memberikan informasi terkait sistem rangka, otot, dan saraf manusia. Oleh sebab itu, peranan gait untuk prognosis permasalahan pada kaki pada tahap awal untuk melakukan pencegahan timbulnya penyakit kronis, manajemen risiko. Hal tersebut tentunya memberikan peranan yang penting sehingga diharapkan mampu meningkatkan kesejahteraan manusia dan juga memperpanjang umur manusia

Awal mula penelitian mengenai gait dilakukan pada laboratorium yang telah diatur sedemikian rupa sehingga memungkinkan untuk pengambilan data (Baker, 2007). Penelitian pada laboratorium tersebut dilakukan agar pengambilan data dapat dilakukan pada kondisi yang terkontrol dan telah ditetapkan. Keuntungan dari cara kerja ini adalah data gait yang didapatkan akan terbebas dari faktor eksternal yang dapat mempengaruhi hasil yang didapatkan sehingga hasil prognosis menjadi lebih akurat.

Terdapat beberapa kekurangan pada penelitian yang dilakukan pada laboratorium. Penggunaan laboratorium memerlukan sensor yang mahal dan juga memerlukan waktu yang lama untuk mengatur sensor dan melakukan kalibrasi pada sensor tersebut (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Selain itu, pengambilan data gait menjadi terbatas hanya dapat dilakukan pada laboratorium dan tidak dapat melakukan pengambilan data ataupun analisis gait ketika pasien sedang beraktivitas sehari-hari. Data yang diambil hanya dari pengamatan di laboratorium

sulit digunakan dalam merepresentasikan gait seseorang. Hal tersebut menyulitkan penelitian terkait dengan gangguan yang diderita ataupun potensi penyakit yang dimiliki.

Menurut Sanjaya et al., (2019), deteksi degenerasi gait membutuhkan pemeriksaan medis secara berkala. Perlu adanya kesiapan fasilitas kesehatan dan kebutuhan akses kesehatan yang merata. Tantangan tersebut tentunya memerlukan waktu yang lama dan biaya yang besar sehingga tidak dapat terealisasi dalam waktu dekat.

Perkembangan terkait dengan teknologi komunikasi nirkabel seperti *Wi-Fi* dan *bluetooth* serta ukuran sensor yang dapat dibuat menjadi lebih kecil memungkinkan diciptakan alat yang mampu dipadukan dengan produk yang sehari-hari digunakan oleh manusia menjadi *wearables*. Penggunaan komunikasi nirkabel dapat menghilangkan ketergantungan terhadap kabel dan meningkatkan mobilitas pasien. Alat deteksi gait dengan menggunakan kabel dapat dilihat pada Gambar I.4.



Gambar I.4a Purwarupa Deteksi Gait dengan Komunikasi Nirkabel  
(Sumber : Yong et al., 2011 dalam Razak et al., 2012)



Gambar I.4b Produk Komersial Pedar®  
(Sumber : Zulkifli & Loh, 2018)

Terlihat pada Gambar 1.4, sistem komunikasi menggunakan kabel memungkinkan munculnya risiko pasien untuk tersandung ataupun jauh. Dengan adanya risiko tersebut terdapat kemungkinan untuk mempengaruhi gait pasien karena kekhawatiran akan tersandung atau jauh. Pergantian sistem kabel menjadi nirkabel untuk berkomunikasi dengan gawai dapat menjadi solusi dalam perancangan alat deteksi gait yang dapat digunakan selagi melakukan aktivitas sehari-hari.

Penggunaan komunikasi nirkabel memungkinkan pembuatan *wearables* untuk pengambilan data gait seseorang dalam waktu nyata. Pasien yang tidak tinggal dekat dengan laboratorium tentunya akan mendapatkan keuntungan karena dengan alat *wearables* akan menghilangkan ketergantungan karena pengambilan data dapat dilakukan secara sendiri. Dari sisi peneliti pun hal ini akan berdampak baik karena semakin besarnya basis data yang dimiliki terkait dengan gait seseorang sehingga mengurangi waktu dalam pengambilan data dan penelitian dapat dilakukan dengan cepat.

Data gait yang diambil dengan menggunakan *wearables* menjadi semakin beragam karena dapat menangkap data aktivitas yang dilakukan oleh pasien secara menyeluruh sehingga data yang didapatkan semakin komprehensif. Melihat dari segi biaya, pembuatan *wearables* untuk analisis gait dapat dilakukan dengan harga yang lebih murah jika dibandingkan dengan pengambilan data pada laboratorium (Muro-de-la-Herran et al., 2014). Dalam hal ini, peran laboratorium dapat beralih dengan menyediakan komputasi gait. Perkembangan internet yang cepat dengan jaringan 4G yang telah menyebar luar serta kemunculan jaringan 5G memungkinkan data gait diolah dengan menggunakan komputasi awan (*cloud computing*).

Melihat potensi penggunaan *wearables* dalam deteksi gait, Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN) sedang mengembangkan alat dengan kemampuan untuk mendeteksi tekanan telapak kaki seseorang. Produk yang sedang dikembangkan merupakan sol sepatu dengan kemampuan untuk mendeteksi tekanan telapak kaki serta mampu berkomunikasi secara nirkabel untuk transmisi data. Produk ini merupakan perbaikan dari generasi satu yang masih memiliki kekurangan.

Pada generasi satu, terdapat kekurangan pada desain alas kaki sehingga pengambilan data tekanan telapak kaki tidak menghasilkan data yang akurat dan

antar replikasi dengan kondisi yang sama memungkinkan hasil yang berbeda. Selain itu pada generasi satu tidak dilakukan evaluasi fungsional serta *usability* agar dapat mengukur kenyamanan alat. Perbaikan dilakukan terhadap desain alas kaki sehingga pengambilan data akurat serta dilakukan evaluasi fungsional serta *usability*.

Permasalahan lainnya yaitu terkait dengan penggunaan sol untuk deteksi gait. Penggunaan sol sepatu tentunya tidak menjamin bahwa sensor yang diletakan akan berada area telapak kaki yang diharapkan. Hal tersebut dinamakan *slip phenomenon* (Chen et al., 2022). *Slip phenomenon* dapat terjadi karena adanya perbedaan antara ukuran sol sepatu dengan ukuran kaki pasien. Cara berjalan seseorang juga dapat berkontribusi pada terjadinya *slip phenomenon* ini. Gesekan antar sol dengan kaki dapat menyebabkan bergesernya sol sehingga posisi sensor berubah. Terjadinya *slip phenomenon* ini sangat mempengaruhi data gait yang didapatkan sehingga menjadi tidak reliabel dan memungkinkan terjadinya kesalahan prognosis.

Proses komunikasi produk generasi dua ini dapat menggunakan komunikasi nirkabel. Penggunaan komunikasi nirkabel dapat mengeliminasi penggunaan kabel seperti pada Gambar 1.4 di atas. Data hasil pembacaan sensor nantinya akan dikirimkan secara nirkabel pada gawai seperti komputer, laptop, ataupun ponsel pintar. Kebutuhan pembacaan data pada analisis gait merupakan langkah yang penting. Data yang dihasilkan perlu ditransmisikan pada gawai untuk dilakukan pengolahan agar bisa dibaca.

Komunikasi secara nirkabel mendasari komunikasi data gait dapat dilakukan secara *real-time*. Pengambilan data secara *real-time* memberikan potensi lebih luas terkait gait untuk dapat melakukan *monitoring* secara terus menerus dan memberikan *feedback* secara berkala terkait dengan kondisi gait seseorang.

Terdapat beberapa pertimbangan terkait dengan transmisi data guna melakukan pengolahan data gait secara *real-time*. Menurut Chen et al. (2022) serta Rezvanian dan Lockhart (2016), pengambilan data perlu dilakukan secara tepat sesuai dengan tujuan yang ingin terpenuhi dengan mempertimbangkan jeda serta waktu pembaharuan data. Semakin banyak data yang diambil dalam satu satuan waktu maka semakin banyak wawasan yang didapatkan terkait dengan kondisi gait seseorang. Namun hal tersebut dibatasi oleh kapasitas baterai karena

konsumsi energi yang semakin besar untuk transmisi data dan keterbatasan mikrokontroler dalam memproses dan mentransmisikan data.

Algoritma yang dibuat untuk melakukan transmisi data harus dibuat secara cepat, efisien, serta reliabel. Algoritma yang efisien bertujuan agar proses pengolahan data dan menampilkan data tidak memiliki jeda. Data yang dikirimkan pada gawai harus sesuai dengan data pembacaan sensor tanpa adanya distorsi ataupun kecacatan.

Dari segi gawai yang digunakan untuk menerima data, diperlukan algoritma yang dapat menerima dan memproses data secara cepat. Hasil pembacaan sensor nantinya akan disimpan pada basis data pada gawai.

Sistem pembacaan data untuk sangat penting karena digunakan sebagai dasar untuk melakukan prognosis penyakit atau gangguan serta untuk melihat potensi gangguan sehingga dapat dilakukan pencegahan sedari dini. Data yang didapatkan dari hasil pembacaan sensor juga perlu dipastikan sesuai dan minim atau tidak ada *noise* yang mungkin muncul akibat interferensi pada perangkat elektronik yang digunakan. Perlu adanya evaluasi produk untuk memastikan tidak terjadi kesalahan.

Pada penelitian yang telah dilakukan sebelumnya, belum terdapat pengembangan alat pengukuran yang menggunakan ESP32 sebagai mikrokontroler dan penggunaan FDC2214. Penggunaan FDC2214 memungkinkan pembacaan kapasitif pada alat yang dirancang menjadi sangat akurat. Melihat pada Tabel I.1 Posisi Penelitian di bawah, sensor yang digunakan dalam penelitian sebelumnya memiliki variasi data 10 bit hingga 16 bit. Penggunaan 24 bit memungkinkan mengambil data yang lebih presisi sehingga mendapatkan hasil yang lebih akurat.

Tabel I.1 Posisi Peneliti

No.	Peneliti	Komponen	Metode
1	Salpavaara et al., (2009)	1. Mikrokontroler ATmega168 2. ADC AD7142 (16 bit) 3. Zigbee-compliant radio	Perancangan alat untuk mengukur tekanan alat dalam satuan <i>signals/waktu</i> dengan menggunakan sensor kapasitif. Mikrokontroler yang digunakan adalah ATmega168 dengan menggunakan <i>analog to digital converter</i> AD7152. Terdapat lima sensor pada sol. Hasil pembacaan dari empat sensor ditransmisikan menggunakan kabel dan satu sensor ditransmisikan menggunakan <i>radio frequency</i> .

(lanjut)

Tabel I.1 Posisi Peneliti (lanjutan)

No.	Peneliti	Komponen	Metode
2	Saeedi et al., (2014)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sensor <i>force-sensitive resistor</i> (10 bit)</li> <li>2. Mikrokontroler LPC2138</li> <li>3. nRF24L01+</li> </ol>	Perancangan alat untuk mengukur tekanan telapak kaki dalam satuan voltase/waktu menggunakan sensor FSR. Mikrokontroler yang digunakan adalah LPC2138 yang dilengkapi fitur <i>analog to digital converter</i> . Transmisi data menggunakan <i>radio frequency</i> dengan alat nRF24L01+. Penerima data (laptop) memerlukan nRF24L01+ serta LPC2138 untuk menangkap sinyal.
3	Ghazalia et al., (2015)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sensor FlexiForce A201 (10 bit)</li> <li>2. XBee S1RF Module</li> </ol>	Perancangan alat untuk mengukur tekanan telapak kaki menggunakan sensor Flexiforce A201. Sensor memiliki keunggulan untuk dapat langsung mengirimkan hasil pembacaan pada Xbee s1RF untuk ditransmisikan menggunakan <i>radio frequency</i> . Laptop yang digunakan untuk menerima data memerlukan XBee S1RF untuk bisa menerima data. Hasil pembacaan diolah dengan menggunakan aplikasi Matlab
4	Varoto et al., (2017)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sensor Medical Sensor 3000 (10 bit)</li> <li>2. Mikrokontroler ATmega48</li> <li>3. <i>Bluetooth module</i> HC-06</li> </ol>	Perancangan alat pengukur tekanan telapak kaki menggunakan Medical Sensor 3000 yang dihubungkan pada ATmega48. Hasil pembacaan pada sensor akan ditransmisikan menggunakan <i>Bluetooth module</i> HC-06. Data yang diterima pada komputer akan diolah menggunakan aplikasi Java.
5	Shahrir dan Ismail (2021)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Sensor <i>force-sensitive resistor</i> (10 bit)</li> <li>2. Raspberry Pi 3 B+</li> <li>3. ADC MCP3008</li> </ol>	Perancangan alat pengukuran tekanan telapak kaki menggunakan sensor FSR. Data yang didapatkan oleh sensor diubah menjadi format digital dengan MCP3008. Data ditransmisikan dengan <i>Wi-Fi</i> yang terdapat pada Raspberry Pi 3 B+. Data yang diterima pada ponsel diolah menggunakan aplikasi NODE-Red.
6	Reyhan (2022)	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Mikrokontroler ESP32</li> <li>2. ADC FDC2214 (24 bit)</li> <li>3. Sol sepatu dengan lapisan pelat tembaga</li> </ol>	Perancangan alat pengukur tekanan telapak kaki yang mengukur perubahan nilai kapasitif pada sol sepatu dengan pelat tembaga yang ditangkap dengan komponen FDC2214. Hasil pembacaan dari akan ditransmisikan oleh ESP32 menggunakan <i>Wi-Fi</i> kepada komputer untuk diolah menggunakan aplikasi Python.

Berdasarkan *hierarchy of consumer needs* yang dirancang oleh Jordan (2000), terdapat tiga tingkat kebutuhan pengguna dalam perancangan. Tingkat yang paling rendah perlu terpenuhi terlebih dahulu sebelum memenuhi tingkatan

yang lebih atas. Ketiga tingkatan tersebut dimulai dari yang terbawah adalah fungsionalitas, *usability*, dan *pleasure*.

Konsep *hierarchy of consumer needs* berlaku dalam perancangan sistem pembacaan data yang dibuat pada penelitian ini. Rancangan yang dibuat perlu memenuhi aspek yang pada tingkatan bawah terlebih dahulu untuk dapat memenuhi aspek yang tingkatannya lebih tinggi. Perancangan dilakukan secara progresif agar terjamin untuk memenuhi aspek paling bawah terlebih dahulu. Pada perancangan alat generasi dua yang dilakukan pada penelitian ini, dilakukan evaluasi produk untuk memenuhi aspek fungsionalitas serta *usability* terlebih dahulu. Pengujian pada tahap *pleasure* belum dapat dilakukan karena memungkinkan masih terdapat kekurangan pada aspek fungsionalitas serta *usability* dan memungkinkan terdapat fitur yang masih dapat ditingkatkan performansinya terlebih dahulu.

Pada aspek fungsionalitas dilakukan pengujian mengenai rancangan sistem pembacaan data dapat berjalan sesuai dengan fungsi yang diharapkan. Pengujian pada aspek ini meliputi pembacaan sensor, transmisi data, serta pengolahan data yang dilakukan secara *real-time*. Pengujian yang dilakukan perlu sesuai dengan konteks lingkungan ketika produk digunakan oleh pengguna.

Sensor yang ada pada telapak kaki akan menerima tekanan telapak kaki sehingga perlu dilakukan pengujian terhadap daya tahan sensor. Mikrokontroler yang digunakan sebagai otak pada sistem pembacaan juga perlu dilakukan pengujian untuk mengetahui kemampuannya dalam transmisi data. Interval pengambilan data menjadi salah satu faktor yang perlu dipertimbangkan agar data yang didapatkan memberikan wawasan yang lebih luas (Chen et al., 2022).

Pada aspek *usability* dilakukan pengujian terkait interaksi antara pengguna dengan alat. Berdasarkan Chen et al. (2022), pada tahap perancangan perlu memperhatikan bahwa alat seminimal mungkin atau bahkan tidak memberikan pengaruh terhadap gait natural seseorang sehingga pada tahap rancangan perlu memperhatikan kenyamanan pengguna. Berubahnya gait natural pada saat menggunakan alat dapat mempengaruhi pada pembacaan sensor sehingga menghasilkan data yang tidak merepresentasikan gait seseorang.

Pengujian untuk aspek fungsionalitas dapat dilakukan secara internal oleh tim pengembang sedangkan untuk pengujian aspek *usability* dilakukan oleh pengguna (Ulrich & Eppinger, 2015). Pengujian untuk aspek *usability* dibatasi

untuk pengguna yang berumur 20-29 tahun. Partisipan yang berumur 20-29 dipilih karena memiliki pose jalan telah stabil dan sering kali digunakan sebagai data kontrol untuk dibandingkan dengan pasien yang memiliki gangguan gait (Xu et al., 2019; Senden et al., 2009).

Terdapat beberapa alat yang dapat digunakan untuk menguji *usability*. Produk yang dibuat bertujuan untuk pengguna dapat menggunakan produk secara mandiri. Pengujian *usability* untuk atribut efektivitas dilakukan untuk mengukur kemudahan produk digunakan oleh pengguna serta ketepatan pengguna dalam memasang produk. Evaluasi untuk atribut efektivitas dilakukan dengan menggunakan *task completion*.

Produk yang dibuat juga perlu dipastikan mudah untuk digunakan serta memberikan rasa nyaman bagi penggunanya sehingga tidak mempengaruhi gait. Hal tersebut berkaitan dengan atribut *usefulness* karena tujuan dari produk digunakan oleh konsumen dalam aktivitas sehari-hari untuk memberikan data gait yang akurat. Kenyamanan produk berkaitan dengan *satisfaction* dan *ease to use* dari produk. Oleh sebab itu, terkait dengan evaluasi *usability* untuk atribut *usefulness*, *satisfaction*, serta *ease of use* menggunakan kuesioner USE.

Berdasarkan identifikasi masalah yang telah dipaparkan, maka terdapat beberapa pertanyaan yang menjadi rumusan masalah pada penelitian ini. Terdapat tiga rumusan masalah. Berikut merupakan rumusan masalah untuk penelitian ini.

1. Bagaimana rancangan alat pengukur tekanan telapak kaki yang bisa menampilkan informasi pola cara berjalan secara *real-time*.
2. Bagaimana fungsionalitas dan *usability* dari alat pengukur telapak kaki berdasarkan sistem pembacaan yang sudah dirancang?

### **I.3 Pembatasan Masalah dan Asumsi**

Pada penelitian ini terdapat beberapa pembatasan masalah yang digunakan. Pembatasan masalah dibuat bertujuan agar membatasi ruang lingkup penelitian sehingga dapat terfokus pada masalah. Berikut merupakan batasan masalah yang digunakan.

1. Penggunaan sensor kapasitif FDC2214 yang digunakan dalam dirancang oleh Badan Riset dan Inovasi Nasional (BRIN).

2. Penelitian dibatasi terkait dengan perancangan alat serta *software* yang terdiri dari proses pengiriman, penerimaan, dan pengolahan data (*data filtering, smoothing, dan normalization*) dan tidak memberikan prognosis terkait dengan gangguan yang dimiliki oleh pengguna.
3. Penelitian dibatasi terkait dengan perancangan *software* penerima data tekanan telapak kaki untuk laptop atau komputer.
4. Partisipan berusia 20-29 tahun (Xu et al., 2019; Senden et al., 2009).
5. Partisipan memiliki ukuran kaki 39-42 untuk menghindari *slip phenomenon*.
6. Partisipan berada dalam kondisi sehat, tidak cacat fisik ataupun mental serta tidak pernah didiagnosis atau melakukan pengobatan penyakit yang terkait dengan sistem saraf, rangka tulang, dan otot.
7. Pengambilan data dilakukan di Laboratorium Analisis Perancangan Kerja dan Ergonomi (APK&E) Universitas Katolik Parahyangan.
8. Pengambilan data dibatasi pada berjalan dan melakukan gerakan statis. Selain batasan masalah, terdapat beberapa asumsi yang digunakan agar memudahkan proses penelitian. Berikut merupakan asumsi yang digunakan dalam penelitian.
  1. Sensor yang diletakan pada sol sepatu dapat mewakili tekanan yang diberikan oleh telapak kaki.
  2. Tidak ada alat pengukur tekanan telapak kaki untuk melakukan transfer data secara nirkabel serta untuk melakukan pengolahan data secara *real-time* dengan metode yang sama selama penelitian dilakukan.

#### **I.4 Tujuan Penelitian**

Berdasarkan identifikasi masalah serta rumusan masalah yang telah dipaparkan sebelumnya, terdapat beberapa tujuan penelitian. Berikut merupakan tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini.

1. Merancang alat pengukur tekanan telapak kaki yang bisa menampilkan informasi pola cara berjalan secara *real-time*.
2. Melakukan evaluasi alat pengukur tekanan telapak berdasarkan fungsionalitas dan *usability testing*.

#### **I.5 Manfaat Penelitian**

Penelitian yang dilakukan diharapkan bermanfaat bagi pihak-pihak terkait serta bagi bidang keilmuan. Berikut manfaat yang diharapkan dari penelitian ini.

1. Membantu Badan Riset dan Inovasi Nasional dalam menambah riset mengenai potensi industri alas kaki di Indonesia.
2. Bagi pembaca sebagai pengetahuan dalam pengembangan ilmu pengetahuan mengenai gait serta pengembangannya dalam ranah *wearables*.
3. Bagi perkembangan ilmu pengetahuan sebagai referensi pengembangan teknologi gait serta mendapatkan usulan terkait dengan permasalahan serupa di masa depan.

## **I.6 Metodologi Penelitian**

Penelitian yang dilakukan terbagi ke dalam beberapa tahapan. Tahapan dimulai dari identifikasi dan perumusan masalah dan diakhiri pada penarikan kesimpulan dan pemberian saran. Tahapan metodologi yang digunakan untuk penelitian ini dibuat dalam bentuk *flowchart* yang dapat dilihat pada Gambar I.5. Berikut merupakan pemaparan metodologi penelitian yang dilakukan.

### **1. Identifikasi dan Perumusan Masalah**

Pada tahap pertama ini dilakukan identifikasi serta merumuskan masalah-masalah. Identifikasi masalah berisikan mengenai perincian permasalahan yang dialami dan tantangan yang ada dalam mengembangkan alat guna analisis gait. Rumusan masalah berisi pertanyaan yang timbul terkait identifikasi yang telah dipaparkan.

### **2. Studi Literatur**

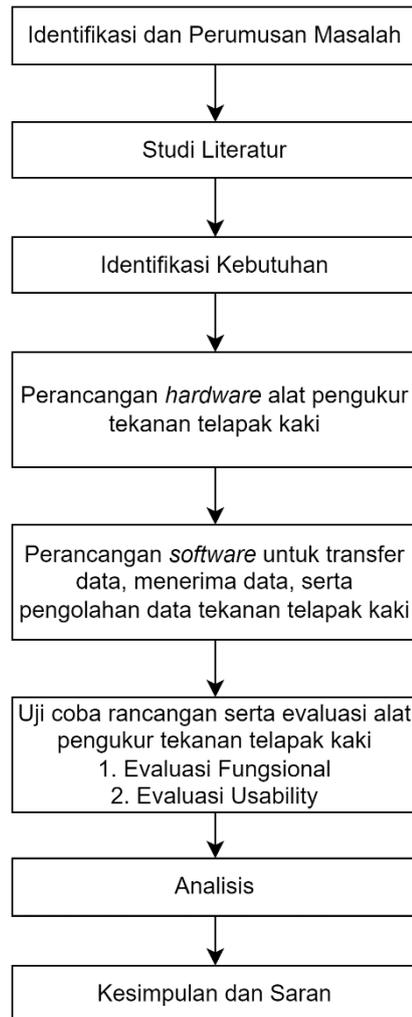
Berdasarkan identifikasi dan perumusan masalah yang telah dibuat maka dilakukan pencarian informasi terkait untuk mengetahui teori-teori yang berhubungan dan digunakan dalam penelitian yang dilakukan. Studi literatur dilakukan terkait dengan gait, sistem transmisi data, pengolahan data gait, mikrokontroler, serta mengenai pemrograman komputer. Teori-teori yang digunakan didapatkan melalui berbagai sumber seperti buku, jurnal, dan lain-lain.

### **3. Identifikasi Kebutuhan**

Pada tahap ini dilakukan identifikasi kebutuhan yang diperlukan oleh alat. Identifikasi kebutuhan dilakukan dengan melakukan studi pustaka dan berdiskusi dengan pihak Badan Riset dan Inovasi Nasional.

#### 4. Perancangan *hardware* alat pengukur tekanan telapak kaki

Perancangan *hardware* dilakukan dengan melakukan desain kabel serta peletakan sensor pada sol sepatu serta menyambungkan seluruh komponen yang diperlukan untuk membaca dan mengirimkan data tekanan telapak kaki.



Gambar I.5 Metodologi Penelitian

#### 5. Perancangan *software* untuk melakukan transfer, penerimaan, serta pengolahan data tekanan telapak kaki

Perancangan *software* untuk transmisi data gait dari mikrokontroler ke laptop atau komputer. Data yang dikirimkan melalui komunikasi nirkabel *Wi-Fi* sehingga perlu dibuat protokol untuk mengirim dan menerima data. Data yang didapatkan akan disimpan pada basis data pada laptop atau komputer. Pengolahan data yang dilakukan meliputi analisis statistika seperti mencari nilai

maksimum dan minimum, melakukan *signal processing* serta membuat visualisasi terkait dengan tekanan telapak kaki yang dibaca oleh setiap titik pada sensor. Pengolahan data dilakukan dengan menggunakan bahasa pemrograman Python.

#### 6. Uji coba rancangan serta evaluasi terhadap alat pengukur tekanan telapak kaki

Uji coba dilakukan untuk menguji rangkaian komponen serta *software* yang telah dibuat secara semestinya. Tahap selanjutnya dilakukan dengan melakukan uji coba serta evaluasi alat pengukuran tekanan telapak kaki. Evaluasi yang dilakukan adalah evaluasi fungsionalitas dan evaluasi *usability*. Evaluasi fungsionalitas dilakukan secara internal oleh peneliti. Evaluasi fungsionalitas dilakukan dengan melibatkan responden berusia 20-29 tahun yang sehat dan belum pernah didiagnosis memiliki penyakit yang berkaitan dengan sistem syaraf, tulang, atau otot. Responden menggunakan alat dua kali dengan penggunaan kedua salah satu kaki akan diberikan pemberat untuk menyimulasikan seseorang yang mengalami gangguan yang ditandai dengan langkah berjalan yang tidak simetris. Responden akan diberikan tugas untuk melihat interaksi dengan alat yang dirancang menggunakan *task completion* lalu mengisi kuesioner USE.

#### 7. Analisis

Pada tahap ini, dilakukan analisis terkait dengan proses penelitian yang telah dilakukan sebelumnya. Alat yang telah dibuat dianalisis kemampuan dalam mendeteksi tekanan pada telapak kaki, transfer data, serta pengolahan data untuk menjawab tujuan dan masalah penelitian.

#### 8. Kesimpulan dan Saran

Tahapan terakhir yaitu dengan membuat kesimpulan dan saran berdasarkan penelitian yang telah dilakukan. Kesimpulan menjawab rumusan masalah dan tujuan penelitian yang telah dibuat pada awal penelitian. Saran diberikan dengan harapan agar dapat membantu BRIN dalam mengembangkan alat pengukur tekanan telapak kaki serta membantu dalam pengembangan penelitian selanjutnya.

### **I.7 Sistematika Penulisan**

Pada bagian ini berisi pemaparan mengenai sistematika penulisan yang digunakan pada penelitian ini. Penelitian ini terbagi menjadi lima bab yaitu

pendahuluan, tinjauan pustaka, perancangan alat, analisis, serta kesimpulan dan saran.

## BAB I PENDAHULUAN

Bab pendahuluan berisi mengenai dasar dilakukannya penelitian. Bab ini terdiri dari latar belakang masalah, identifikasi dan perumusan masalah, pembatasan masalah dan asumsi, tujuan penelitian, manfaat penelitian, serta metodologi penelitian. Latar belakang masalah yang dipaparkan menjadi dasar dilakukannya penelitian sehingga dari masalah dijabarkan secara rinci dalam identifikasi dan rumusan masalah.

## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

Bab tinjauan pustaka berisi teori serta literatur relevan yang berkaitan dengan masalah yang dibahas dalam penelitian ini. Bab ini berisi penjelasan mengenai sistem gerak bagian bawah, *gait*, komponen elektronik yang digunakan, kapasitor, serta teori evaluasi purwarupa. Teori serta literatur pada bab ini digunakan sebagai referensi dan acuan dalam pemecahan masalah.

## BAB III PERANCANGAN ALAT

Bab perancangan alat berisi mengenai tahapan yang dilakukan dalam proses perancangan alat pengukur tekanan telapak kaki. Proses yang dilakukan yaitu perancangan mekanisme kerja alat, perancangan perangkat keras, perancangan perangkat lunak, evaluasi purwarupa, usulan perbaikan berdasarkan evaluasi purwarupa, serta menelisik karakteristik data yang didapatkan dari alat yang digunakan.

## BAB IV ANALISIS

Bab analisis berisi analisis terkait dengan proses perancangan alat, hasil evaluasi purwarupa, serta karakteristik data yang didapatkan dari rancangan alat yang telah dibuat. Terdapat lima pembahasan dalam bab ini yaitu analisis penentuan mekanisme kerja, analisis pemilihan komponen elektronik alat pengukur tekanan telapak kaki, analisis fungsionalitas purwarupa, analisis *usability* purwarupa, serta analisis karakteristik data.

## BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

Bab ini berisi mengenai kesimpulan yang diperoleh dari hasil penelitian serta saran. Kesimpulan menjawab terkait pertanyaan yang terdapat pada rumusan masalah sedangkan saran berisikan usulan terkait hal-hal yang dapat diperbaiki untuk penelitian selanjutnya.