



**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Palmilha instrumentada com sensores FSLP
para estimação das fases da marcha
humana**

Kaio Carvalho

PROJETO FINAL DE CURSO
ENGENHARIA ELETRÔNICA

Brasília
2023

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Palmilha instrumentada com sensores FSLP
para estimação das fases da marcha
humana**

Kaio Carvalho

Projeto Final de Curso submetido como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletrônico

Orientador: Prof. Dr. Daniel Maurício Muñoz Arboleda Chehab

Brasília
2023

C000p Carvalho, Kaio.
Palmilha instrumentada com sensores FSLP para estimação das fases da marcha humana / Kaio Carvalho; orientador Daniel Maurício Muñoz Arboleda Chehab. -- Brasília, 2023.
61 p.

Projeto Final de Curso (Engenharia Eletrônica) -- Universidade de Brasília, 2023.

1. Palmilha. 2. Sensor potenciometro linear de força. 3. Marcha humana. I. Chehab, Daniel Maurício Muñoz Arboleda, orient. II. Título

**Universidade de Brasília
Faculdade do Gama**

**Palmilha instrumentada com sensores FSLP para
estimação das fases da marcha humana**

Kaio Carvalho

Projeto Final de Curso submetido como requi-
sito parcial para obtenção do grau de Enge-
nheiro Eletrônico

Trabalho aprovado. Brasília, 18 de dezembro de 2023:

**Prof. Dr. Daniel Maurício Muñoz
Arboleda, (UnB/FGA)**
Orientador

**Prof. Dra. Claudia Patricia Ochoa Diaz,
(UnB/FGA)**
Examinador interno

**Prof. Dr. Henrique Gomes de Moura,
(UnB/FGA)**
Examinador interno

Brasília
2023

Dedico este trabalho primeiramente a Deus, por ser meu amigo fiel em todo o tempo, no qual encontrei descanso nos momentos de preocupação e angustia. Aos meus pais, Percivaldo José e Afra Maria que juntos sempre me apoiaram e deram motivos para continuar lutando, além das condições para alcançar os meus sonhos. A minha irmã, Myllena Pereira de Carvalho, por ser uma verdadeira amiga com a qual posso sempre contar. A minha namorada, Luanna Valuar, que me tranquilizou e acolheu em vários momentos me mantendo estável e firme nos meus objetivos, com a qual pude compartilhar experiência, amor e carinho. Finalmente dedico este trabalho aos meus amigos, Mariana Múcio, Gabriel Bacon, Rhuan Carlos e Daniel Oliveira, pelo apoio no decorrer deste trabalho foram muito importantes para o resultado, apesar de alguns amigos estarem longe, sempre me deram bons conselhos e me proporcionaram momentos felizes.

*“Senhor, tu me sondas e me conheces.
Sabes quando me sento e quando me levanto; de longe percebes os meus pensamentos.
Sabes muito bem quando trabalho e quando descanso; todos os meus caminhos são bem
conhecidos por ti.
Antes mesmo que a palavra me chegue à língua, tu já a conheces inteiramente, Senhor
(Bíblia Sagrada, Salmos 139)*

Resumo

Este trabalho pretende, criar uma palmilha eletrônica, capaz de oferecer dados auxiliares baseados na carga exercida sobre a planta do pé, para separar o movimento de marcha em fases. A principal frente deste trabalho, trata-se da instrumentação de uma palmilha para monitorar a marcha do usuário. Esse dispositivo deve medir a força e posição média aplicada pelo paciente no pé durante a marcha. Os trabalhos acerca desse tema tendem a buscar um ponto em comum de processamento das informações, não apenas a calibração no geral, mas também o tipo de sensor utilizado, onde suas características influenciam na forma como pode ser aplicado para melhorar ou beneficiar os usuários do protótipo em questão. Nesse contexto, foi utilizado o sensor de força resistivo linear aliado a algoritmos em python e C para aquisição, processamento e plotagem dos dados. A realização de análises gráficas se mostram eficientes na obtenção dos picos de força, indicativos da intenção de movimento, buscando caracterizar até três fases da marcha. Esta análise permitiu estimar a força e posição, além disso, evidenciou a capacidade do sensor FSLP em aplicação de carga superior a 80 kg e por períodos de 120 minutos. Os resultados obtidos prometem não apenas contribuir significativamente para a compreensão da marcha humana, mas também oferecer novas perspectivas para a melhoria de dispositivos auxiliares baseados em informações de força da perna. Além disso, este trabalho destaca o potencial de futuras pesquisas direcionadas ao desenvolvimento e aprimoramento de sistemas similares, com aplicabilidade em áreas como reabilitação, esportes e assistência ao movimento humano.

Palavras-chave: Palmilha. Sensor potênciometro linear de força. Marcha humana.

Abstract

This study aims to create an electronic insole capable of providing auxiliary data based on the load exerted on the foot sole, to differentiate walking movements into phases. The primary focus involves instrumenting an insole to monitor the user's gait. This device aims to measure the average force and position applied by the patient on the foot during walking. Research in this field tends to converge on information processing, addressing not only general calibration but also the type of sensor used, where its characteristics influence how it can be applied to enhance or benefit the users of the prototype in question. In this context, a linear resistive force sensor was used along with Python and C algorithms for data acquisition, processing, and plotting. Graphical analyses proved effective in obtaining force peaks, indicative of movement intention, aiming to characterize up to three gait phases. This analysis allowed for the estimation of force and position, highlighting the FSLP sensor's capacity for applying loads exceeding 80 kg and for periods of up to 120 minutes. The obtained results promise not only to significantly contribute to understanding human gait but also to offer new perspectives for improving auxiliary devices based on leg force information. Additionally, this work underscores the potential for future research focused on developing and enhancing similar systems, with applicability in areas such as rehabilitation, sports, and human movement assistance.

Keywords: Insole. Force sensor linear potentiometer. human gait.

Lista de figuras

Figura 1.1	Tipos de paralisia.	12
Figura 1.2	Fases da marcha	14
Figura 1.3	Exosqueleto de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRACO/UnB.	14
Figura 1.4	Exosqueleto de membro inferior genérico com duas juntas.	15
Figura 1.5	Fase de marcha. Adaptado	15
Figura 2.1	Simetria no centro de massa cinético	19
Figura 2.2	Centro de massa do usuário de prótese	20
Figura 2.3	Zonas de contato da pisada (a) Pronada (b) Neutra (c) Supinada.	21
Figura 2.4	Fases da marcha humana	22
Figura 2.5	Sub fases da marcha humana	23
Figura 2.6	Micro regiões do pé e divisão.	24
Figura 2.7	Resposta FSR à pressão aplicada	25
Figura 2.8	Palminha instrumentada com FSR	25
Figura 2.9	Vista Explodida sensor de 10 cm.	26
Figura 2.10	Esquemático de aplicação do FSLP	26
Figura 2.11	Extensômetro aplicado	27
Figura 2.12	Composição interna ESP32	28
Figura 2.13	Portas ESP32	28
Figura 2.14	Calibração EVA com balança de 10 kg	29
Figura 2.15	Calibração EVA com balança de 180kg	30
Figura 2.16	Palmilha de sensores	32
Figura 2.17	Divisão de regiões	33
Figura 2.18	Mapa de calor gerada no Baropodômetro	34
Figura 2.19	Palmilha experimental de látex	35
Figura 3.1	Posicionamento dos sensores na palmilha.	38
Figura 3.2	Palmilha de silicone.	39
Figura 3.3	Construção da palmilha	39
Figura 3.4	Esquemático de calibração	41
Figura 3.5	Modelos de balanças	42
Figura 3.6	Interpolação de calibração EVA	43
Figura 3.7	Desvio padrão EVA	44
Figura 3.8	Interpolação de calibração Silicone	44
Figura 3.9	Desvio padrão Silicone	45
Figura 3.10	Esquemático do protótipo nº 1	45
Figura 3.11	Modelos de fixação	46
Figura 3.12	Protótipo vestido	47

Figura 3.13	Pressão no tempo e média móvel	48
Figura 3.14	Posição no tempo e primeira derivada da média móvel	48
Figura 4.1	Fase 1: Apoio Inicial	49
Figura 4.2	Fase 2: Apoio Médio	49
Figura 4.3	Fase 3: Apoio Final	49
Figura 4.4	Malha de força na trilha	50
Figura 4.5	Análise de passadas	51
Figura 4.6	Marcação de medidas e ângulos gerados na base de dados de marcha humana	51
Figura 4.7	Derivada de primeira ordem na velocidade 1	52
Figura 4.8	Derivada de primeira ordem na velocidade 3	53
Figura 5.1	Sub fases 1 - A B C	55
Figura 5.2	Sub fases 2 - A B C	56
Figura 5.3	Sub fases 3 - A B C	56

Lista de tabelas

Tabela 2.1	Quadro resumo dos trabalhos relacionados.	36
Tabela 3.1	Aferição dos Pesos	42
Tabela 3.2	Consumo de componentes	46

Sumário

1	Introdução	12
1.1	Justificativa	16
1.2	Objetivos	16
1.2.1	Objetivos gerais	16
1.2.2	Objetivos específicos:	17
1.3	Aspectos metodológicos	17
2	Referencial Teórico	18
2.1	Fases da marcha humana	22
2.2	Sensores de força	23
2.2.1	Sensor de Força Resistivo	24
2.2.2	Potenciômetro Linear com Medição de Força	24
2.2.3	Extensômetro	26
2.3	Microcontroladores ESP32	27
2.4	Métodos de calibração	29
2.4.1	Regressão linear por Mínimos quadrados	29
2.5	Estado da Arte	31
3	Metodologia	37
3.1	Arquitetura geral	37
3.2	Posição de sensores	38
3.3	Palmilha	38
3.4	Comunicação	40
3.5	Aquisição de dados	40
3.5.1	Calibração do sensor FSLP	41
3.5.2	Alimentação	43
3.6	Fixação do módulo de monitoramento	46
3.7	Marcha e funcionamento da aferição	46
4	Resultados e Discussão	49
5	Conclusão	54
5.1	Etapas e Resultados	54
5.2	Avaliação do protótipo	55
5.3	Considerações Finais	56
5.4	Conclusões	57
	Referências	58

1 Introdução

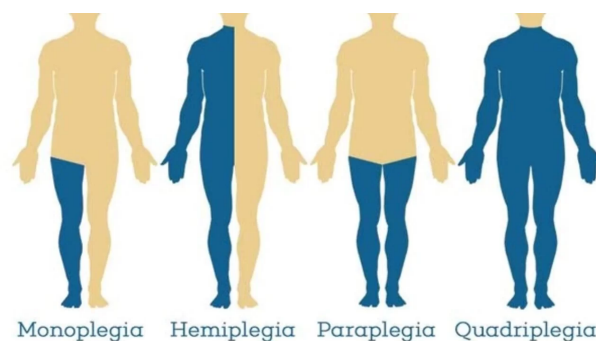
A mobilidade corporal é fundamental para os seres humanos, não só para uma boa qualidade de vida, mas também pela promoção de bem-estar físico e mental. A menor limitação nessa capacidade de locomoção pode tornar simples atividades cotidianas em extremamente complexas (Cifuentes; Frizera, 2016).

Nesse contexto, dados do censo brasileiro de 2010, realizado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), indicam que cerca de 7% da população brasileira apresenta alguma deficiência motora de qualquer gravidade. Essa dificuldade de locomoção é ainda mais grave quando comparada a mesma estatística do censo anterior (2000) uma vez que houve um crescimento bastante expressivo no número de pessoas afetadas, sendo uma das principais causas o envelhecimento da população estudada, uma vez que problemas motores se tornam mais expressivos com o avanço para a terceira idade (C *et al.*, 2003).

Uma das causas que responde por esse aumento da dificuldade motora com o avanço da idade, podem ser alterações neurológicas que causam paralisias completas em diferentes regiões do corpo, mais severas que uma perda parcial de mobilidade. Paralisias podem afetar diferentes regiões corporais, conforme pode se ver que na figura 1.1, sendo caracterizadas basicamente como:

- Monoplegia: onde há a paralisiação de um membro (sufixo: mono, um);
- Hemiplegia: onde há a paralisiação de um dos lados do corpo (sufixo: hemi, metade);
- Paraplegia: onde há a paralisiação dos membros inferiores. Caso específico de diplegia (onde dois membros são paralisados);
- Tetraplegia: onde há a paralisiação de quatro membros (sufixo: tetra, quatro).

Figura 1.1 – Tipos de paralisia.



Este estudo aborda particularmente a hemiplegia, caracterizada pela perda de mobilidade de um dos lados do corpo, comumente causada por uma paralisia cerebral (PC) ou por um acidente vascular cerebral (AVC), deixando o indivíduo com mobilidade parcial ou

completamente reduzida (Massoco; Lucinio; Santos, 2013). Entretanto, existem algumas soluções para recuperação dessa mobilidade, tais como: reabilitação motora, fortalecimento muscular, e uso de próteses. As possibilidades se expandem ainda mais, quando são considerados o avanço da robótica e de sistemas mecatrônicos de controle de força e movimento, particularmente no contexto de exoesqueletos, estruturas externas de suporte e mobilidade. O desenvolvimento tecnológico tem feito dos exoesqueletos ferramentas cada vez mais viáveis na recuperação de indivíduos paralíticos.

A hemiplegia pode não comprometer a movimentação de todos os membros do lado que afeta, podendo afetar um braço, perna ou metade do rosto correspondente, sendo este grupo específico de pacientes com deficiência em um único membro (inferior) o mais promissor no trabalho com tecnologias assistivas para a locomoção. Cada pessoa acometida por hemiplegia apresenta características particulares e especificidades de locomoção individuais, sendo que o controle das funções motoras deve ser avaliado caso a caso.

E é nesse contexto que em que o desenvolvimento atual de equipamentos voltados para a saúde e o bem-estar das pessoas se faz importante, especialmente ao considerar a crescente automação de processos e a multidisciplinaridade tecnológica em campos como saúde e engenharia. Um bom exemplo dessa combinação são as tecnologias assistivas, tais como exoesqueletos, neuroestimuladores, implantes, dentre outros dispositivos eletrônicos auxiliares. Equipamentos desenvolvidos nessa área têm finalidades diversas, incluindo aplicações industriais e militares, essencialmente visando ao aumento de força e destreza para os seres humanos. Na reabilitação, esses equipamentos são utilizados para auxiliar na mobilidade de pacientes durante o tratamento de deficiências físicas ou para acompanhá-los em suas atividades diárias permanentemente (KIM, 2015). Presentes em trabalhos acadêmicos e em desenvolvimentos realizados em laboratórios de pesquisa, porém, essas tecnologias ainda são pouco acessíveis comercialmente (Santos; Gomes, 2015)(Santos, 2011).

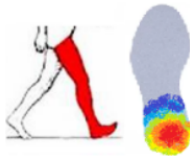
A interação entre as forças resultantes encontradas na sola do pé e o movimento da perna na marcha, deve ser encontrado a partir da composição e comparação, conforme visualizado na imagem 1.2, onde os movimentos de passada são divididos em fases e sub fases conhecidas.

Assim, um sistema de auxílio deve se adaptar às características do paciente, tais como velocidade ao andar e balanço ao equilibrar, variáveis fundamentais para que realize o controle preciso de um exoesqueleto.

O uso de exoesqueletos no auxílio de recuperação de mobilidade de hemiplégicos é uma iniciativa que abrange esforços do mundo inteiro, inclusive no próprio Brasil. O Laboratório de Sistemas Embarcados e Aplicações de Circuitos Integrados (LEIA) da Faculdade de Tecnologia (FT) da Universidade de Brasília (UnB) é uma dessas instituições, com o desenvolvimento de um exoesqueleto para deficientes hemiplégicos, fruto de um esforço multidisciplinar de engenharias (Medeiros; Muñoz, 2022), (Adamu, 2021), (Rodrigues, 2017).

Figura 1.2 – Fases da marcha

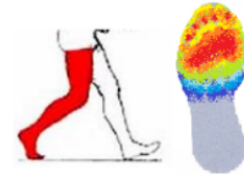
1- Força no sensor B



2- Força nos sensores B e F



3- Força no sensor F



Fonte: de autoria própria

Por principais contribuições, este trabalho propõe a utilização dos sensores FSLP em uma aplicação de alta carga, o que não existe no mercado ou em pesquisas acadêmicas, essa utilização resolve problemas de monitoramento multiparamétrico.

Outra iniciativa também sendo desenvolvida na UnB é o pré-projeto de um exoesqueleto de membro inferior desenvolvido pelo Laboratório de Robótica e Sistemas de Controle (LARSIS) da Faculdade do Gama (FGA). O exoesqueleto tem sua estrutura principal construída em alumínio, e usa motores e redutores Maxon, sendo controlados por um sistema realimentado por encoders e sensores de corrente visível na figura 1.3). O exoesqueleto possui dois graus de liberdade, uma junta no joelho e outra na cintura. Não existe uma junta no tornozelo, portanto, monitorar o pé com movimentos padronizados da marcha pode acrescentar controle mais preciso e efetivo dos sistemas do exoesqueleto.

Figura 1.3 – Exoesqueleto de membro inferior desenvolvido pelo grupo GRACO/UnB.



Fonte: De autoria própria

Outro exemplo de exoesqueleto de duas juntas pode ser observado na figura 1.4,

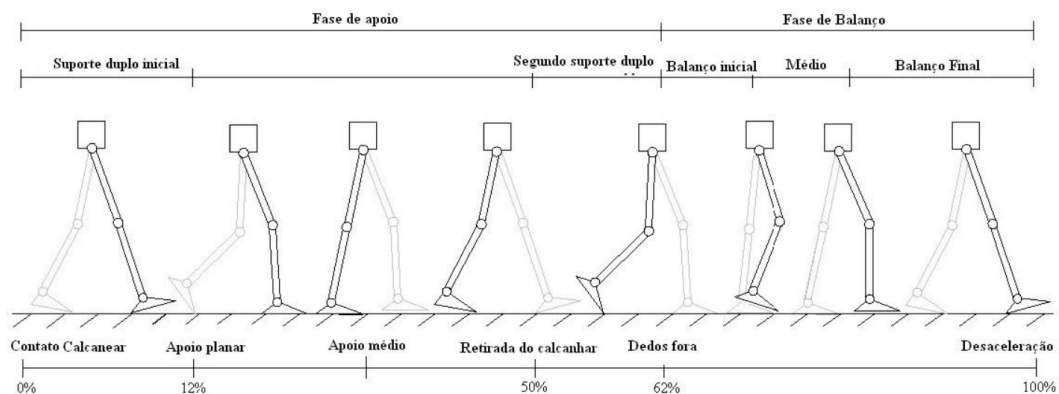
destacando-se como é realizado o acoplamento com o corpo.

Figura 1.4 – Exosqueleto de membro inferior genérico com duas juntas.



Fonte: (Bologna; Coelho, 2013)

Figura 1.5 – Fase de marcha. Adaptado



Fonte: (Dollar; Herr, 2008)

O controle de um exoesqueleto, entretanto, depende do estudo da biomecânica e da compreensão dos movimentos e fases da marcha humana, para que os movimentos irregulares no andar de um usuário hemiplégico possam ser identificados e devidamente assistidos pela tecnologia proposta. A figura 1.5 apresenta um exemplo da marcha humana simplificada para as juntas no quadril, no joelho e no tornozelo e como este entendimento é fundamental no desenvolvimento de tecnologias assistivas para mobilidade e locomoção, complementado pelo funcionamento de um exoesqueleto para a recuperação de vítimas de AVC desenvolvido pelo laboratório de reabilitação robótica da engenharia mecânica da Universidade de São Paulo (USP, 2020).

O controle do exoesqueleto depende ainda da medição e identificação do estágio da marcha do usuário, dados esses fornecidos por uma palmilha eletrônica no membro não paralisado, que age como um sensor de coleta no solado pé do indivíduo, mensurando a marcha do indivíduo e fornecer dados sobre como o exoesqueleto deverá se adequar a movimentação do membro monitorado.

1.1 Justificativa

Equipar a perna não afetada de um usuário com hemiplegia usando uma palmilha eletrônica instrumentada com sensores de força permitiria identificar o estágio da marcha do usuário. Isso serviria para aproximar as condições de toda a marcha ao comparar o movimento mais próximo do que deve ser realizado pelos motores no exoesqueleto, com detalhes de posição angular das juntas e de força exercida pelo elemento atuador final.

Entretanto, o controle por fios de um robô de duas juntas apresenta alguns problemas fundamentais, notadamente, como:

- **Restrição de Movimento:** Os fios podem limitar a liberdade de movimento natural da pessoa, interferindo na marcha e podendo causar desconforto ou restrição nos movimentos da perna.
- **Risco de Queda:** A presença de fios entre as pernas pode aumentar o risco de tropeços ou quedas durante a caminhada, já que podem representar um obstáculo físico ou causar distração no movimento.
- **Possíveis Danos aos Fios:** Durante a movimentação natural do corpo durante a caminhada, os fios podem se desgastar ou até mesmo se romper, resultando em falhas na comunicação ou no controle do robô.

Embora a ideia de usar fios para comunicação e controle de um robô de assistência à caminhada possa parecer viável, os fios acrescentam diversos problemas práticos e riscos de segurança que o tornam um projeto ineficiente, fazendo com que alternativas sem fio ou soluções mais integradas sejam preferíveis.

Dessa forma, este trabalho implementará um sistema que integre via comunicação sem fio os sinais captados em uma palmilha, baseada em sensores de força, para mapear os tipos de movimentos e intenções de passada do usuário. Assim, permitindo transferir para o sistema de controle informações sobre o movimento realizado, permitindo ajustes na malha e melhoria no ritmo. A integração de movimentos mais ergonômicos, que imitam mais fielmente o humano, gera ganhos de eficiência energética dos motores, a partir dos detalhes do movimento realizado pela perna livre.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivos gerais

O objetivo principal deste trabalho consiste no desenvolvimento de uma palmilha eletrônica, capaz de adquirir dados que estimem a fase da marcha humana utilizando FSLP.

1.2.2 Objetivos específicos:

- Instrumentar uma palmilha eletrônica baseada em sensores FSLP
- Implementar processamento de dados para três regiões do pé.
- Implementar uma rede de comunicação sem fio entre a palmilha e exoesqueleto, utilizando módulos ESP32 para transmitir os dados coletados.
- Produzir sistema de aquisição de dados integrando os sensores FSLP, o microcontrolador e a rede de comunicação sem fio.
- Confecção de *case* de suporte para o sistema de aquisição de dados.

1.3 Aspectos metodológicos

O desenvolvimento deste projeto está fundamentado no método *Top Down* do gerenciamento de projetos, onde o empregável final, a palmilha eletrônica, foi subdividida em sub-entregáveis mais facilmente administráveis, atentando-se sempre as especificações do projeto em cada passo do processo, listados abaixo:

- 1 - Condicionar o uso da palmilha, definindo o sensor adequado para as especificações.
- 2 - Determinar as condições de trabalho do sensor FSLP para cargas de trabalho dinâmicas.
- 3 - Analisar e associar o caso para modelos cinemáticos de marcha humana, ângulos e distância entre pontos.
- 4 - Estimar a posição do pé no estágio de marcha, projetando assim as variáveis em ângulo das juntas de joelho e quadril do exoesqueleto.
- 5 - Conectar palmilha com o exoesqueleto, via ESP32 remotamente.
- 6 - Execução do projeto de forma confiável e válida, com método replicável.

Este trabalho está dividido nas seções: referencial teórico, metodologia, resultados, conclusão, estudos futuros

2 Referencial Teórico

O desenvolvimento de equipamentos voltados para a saúde e o bem-estar das pessoas tem sido um destaque no século XXI. A crescente automação de processos e a facilitação da vida humana permitem novos engajamentos em áreas importantes. As tecnologias assistivas, tais como exoesqueletos, neuroestimuladores, implantes e uma variedade de dispositivos eletrônicos auxiliares, estão presentes em trabalhos acadêmicos e em desenvolvimentos realizados em laboratórios de pesquisa, porém ainda são pouco acessíveis comercialmente (Santos; Gomes, 2015)(Santos, 2011).

Equipamentos desenvolvidos nessa área têm finalidades diversas, incluindo aplicações industriais e militares, essencialmente visando ao aumento de força e destreza para os seres humanos. Na reabilitação, esses equipamentos são utilizados para auxiliar na mobilidade de pacientes durante o tratamento de deficiências físicas ou para acompanhá-los em suas atividades diárias permanentemente (KIM, 2015).

Tecnologias assistivas direcionadas ao auxílio de pessoas com deficiência física nos membros inferiores compreendem um conjunto de sistemas eletromecânicos. Sensores são elementos fundamentais presentes em qualquer configuração desse tipo de tecnologia, fornecendo informações que constituem uma rede de dados para os atuadores controlarem suas variáveis. Esse tipo de sistema demonstra uma eficiência considerável e uma sensibilidade específica em seu funcionamento. A colocação dos sensores deve seguir parâmetros bem estabelecidos de aplicação, como forças angulares, orientação espacial e a localização adequada para medição. No objetivo de monitorar a marcha, aspectos como o tempo de comunicação e a simplicidade da solução final impactam diretamente no desempenho do sistema. Portanto, é crucial considerar cuidadosamente esses fatores para alcançar um resultado ideal.

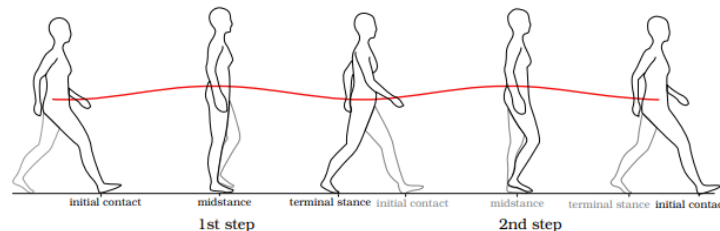
No estudo realizado por (Araújo, 2015), são abordados aspectos importantes da biomecânica e das subdivisões do corpo humano, oferecendo uma compreensão mais profunda dos tipos de movimentos esperados. Este estudo oferece detalhes sobre o comportamento do quadril, joelho e tornozelo durante a marcha humana. Além disso, destaca-se a influência do tronco e dos membros superiores no equilíbrio resultante. Ao lidar com deficiências específicas nos membros inferiores, cada pessoa desenvolve seu próprio padrão de movimento, uma situação diretamente relacionada com o grau de severidade de sua condição.

A despeito da assimetria no caminhar observada em pacientes hemiplégicos, estudos demonstram que a referência e o padrão não se alteram ao longo da marcha (Cacho; Melo; Oliveira, 2004). Essa premissa se baseia na relação de força que se estabelece nos primeiros meses após a aquisição da condição. Testes realizados com pacientes hemiplégicos em processo de recuperação parcial do movimento, por meio de fisioterapia, ao longo de períodos de 30, 60 e 120 dias, revelaram uma melhora gradual associada ao esforço mental. Essa melhora

é caracterizada por um movimento progressivo, no qual o paciente atinge determinados patamares e permanece estagnado por períodos prolongados. A tendência desta curva de recuperação aponta para uma estabilização ao longo do tempo. Conseqüentemente, um paciente recuperado após tratamento fisioterapêutico demonstra um padrão estabelecido de força, controle e sensibilidade no membro afetado.

Há naturalmente uma assimetria acompanhando a manutenção da posição ereta, conforme discutido por (Segura, 2005), que se manifesta durante a execução de diversas tarefas motoras. É comum na anatomia humana a existência de um certo grau de desequilíbrio entre os lados esquerdo e direito, como apresentado na Figura 2.1. Essa assimetria pode ser resultado de diferenças no tamanho entre os membros ou variações na solidez óssea e articular. Essas variações podem influenciar o resultado do processamento sensorial, introduzindo erros na percepção da posição e força ao longo do movimento, de forma análoga à atuação do cérebro humano. As mudanças no controle postural dos hemiplégicos levam a um alinhamento anormal e à adoção de diversas estratégias compensatórias para manter uma postura de equilíbrio. A assimetria patológica no hemiplégico também pode ser explicada pela redução nos padrões de movimento, resultando na diminuição da amplitude e latência dos grupos musculares.

Figura 2.1 – Simetria no centro de massa cinético



Fonte: (Ochoa-Diaz; Bó, 2020)

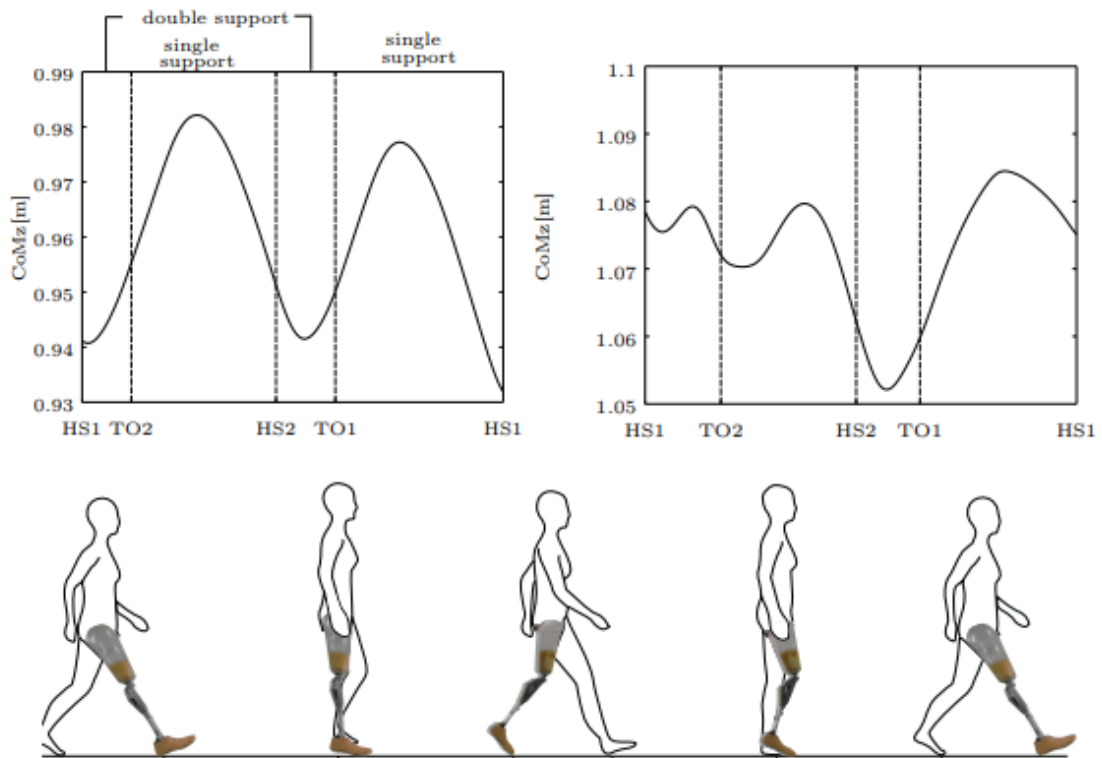
Claramente, cada indivíduo apresenta suas particularidades, dependendo da gravidade da paresia e do nível de força gerada tanto no membro afetado quanto no membro não afetado. As principais análises descritivas da marcha em pacientes hemiplégicos revelam as diversas estratégias utilizadas para compensar a deficiência. No entanto, poucos estudos descrevem os movimentos do tronco e do membro superior durante a caminhada. Geralmente, o braço apresenta pouca movimentação, ao passo que o tronco exhibe múltiplas variações.

Por exemplo, durante o apoio médio, o tronco pode assumir uma posição flexionada, deslocando previamente o centro de gravidade, isto é, apresentar um desequilíbrio natural da condição de hemiplegia. Os ajustes de postura que cada pessoa executa podem ser classificadas como adaptações dinâmicas no tronco, pelve, quadril, joelho e tornozelo durante a caminhada, existe ainda a atuação combinada entre membros superiores e inferiores, na fisioterapia conhecida como sinergia extensora, sendo um conjunto de movimentos muito

relevantes para o equilíbrio. Isso permite compensar a redução na flexão do quadril, joelho e tornozelo adquiridas pela falta de movimento causada pela hemiplegia. Durante a fase de suporte de peso no lado afetado, é comum ocorrer inclinação lateral do tronco, o joelho pode ficar em hiperextensão ou em semi-flexão rígida, enquanto o tornozelo permanece sem alterações ou, em alguns casos, pode sofrer inversão e flexão dos dedos do pé (dedos em garra) em parte da fase de apoio e balanço, afetando assim o centro de massa.

Esses padrões de movimento individual, desafiam a concepção de fases de marcha bem definidas, a caracterização do apoio necessita certa regularidade durante a passada. Também visto na figura a baixo, o desequilíbrio no centro de massa em um usuário amputado, auxiliado por uma prótese, torna clara a importância e auxílio do equilíbrio em diversos tipos de marcha encontrada, conforme ilustrado na Figura 2.2.

Figura 2.2 – Centro de massa do usuário de prótese



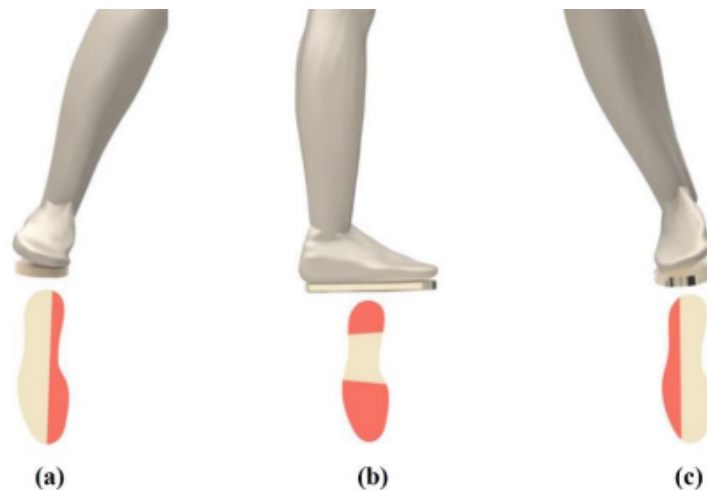
Fonte: Adaptado (Ochoa-Diaz; Bó, 2020)

O padrão da marcha humana se desdobra em eventos periódicos, faseados de balanço e apoio. Esta divisão implica em tempos distintos de execução, o que torna mais complexa a utilização dos dados obtidos, especialmente quando o usuário hemiplégico apresenta assimetria na passada. Há diversos estudos que exploram a assimetria na trajetória do centro de massa e na própria biomecânica do movimento, considerando desigualdades entre os membros, entre outros fatores. De acordo com Paula Soares (Rodrigues; Vasconcelos; Soares, 2014), a maneira como os sistemas e métodos de análise da marcha são aplicados tem

impacto na compreensão do movimento e na correção das passadas (Ferreira; Gois, 2018). Os modelos de mapeamento dos estágios de uma caminhada frequentemente seguem um conjunto padrão de processos, com uma ordem lógica. Isso inclui um exame físico ortopédico e neuromuscular, no qual são mensuradas a amplitude do movimento e a força nos membros inferiores. Conforme informações do setor de reabilitação do Hospital Albert Einstein, após esse estágio, a preparação do paciente envolve a tomada de medidas antropométricas, como peso e altura, e a colocação de marcadores e eletrodos na pele.

Por outro lado, as localizações estratégicas para o sensoriamento, ou seja, onde o sensor deve ser posicionado no pé, destacam-se como pontos de extrema adaptabilidade. É crucial identificar e reduzir essas variáveis e pontos de força potenciais para coletar dados de maneira mais eficiente. Autores como (Vilarinho, 2017) e (Gutierrez, 2019) categorizam três tipos principais de pisadas, chamadas de pronada, neutra e supinada, que representam variações na marcha com relação às áreas de contato predominantes do pé com o chão (ver Figura 2.3).

Figura 2.3 – Zonas de contato da pisada (a) Pronada (b) Neutra (c) Supinada.



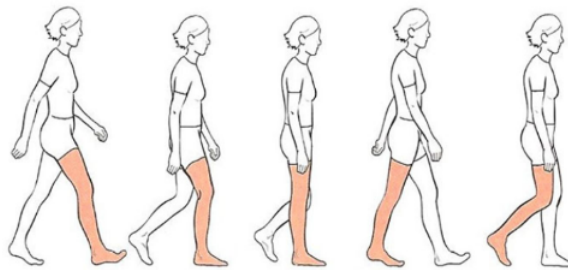
Fonte: (Vilarinho, 2017)

A aplicação do método de sensoriamento parte do princípio de que os padrões de movimento durante a marcha são baseados em forças distribuídas que não necessariamente se repetem com frequência. No entanto, a simetria no centro de massa observada na referência 2.1 expõe a falta de padrão existente no indivíduo hemiplégico, tornando indispensável um sistema de realimentação. A partir da observação do gráfico mostrado na figura 2.2, surge uma tendência analítica na qual as informações dispostas em pontos de duplo suporte marcados entre HS2 e TO1 propõem um padrão de equilíbrio.

2.1 Fases da marcha humana

A marcha humana é um processo complexo que envolve uma sequência de movimentos coordenados para a locomoção. Essa atividade pode ser dividida em fases distintas, cada uma com características específicas essenciais para entender a biomecânica e a cinemática do caminhar. As principais fases da marcha são visíveis na figura 2.4:

Figura 2.4 – Fases da marcha humana



Fonte: (Rosa, 2023)

Fase de Contato Inicial (ou Contato do Calcanhar): Nesta fase, o pé toca o solo pela primeira vez, com o contato inicial sendo feito pelo calcanhar. O membro inferior recebe o peso corporal enquanto o pé se prepara para suportar a carga total.

Fase de Apoio Médio: À medida que o pé rola para frente, o peso do corpo é transferido para a região média do pé. Esta fase é caracterizada pela transição do calcanhar para a região central do pé, conhecida como fase de rolamento.

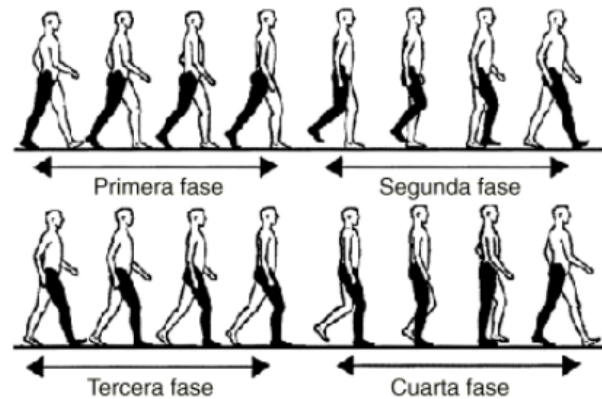
Fase de Propulsão (ou Desprendimento do Calcanhar): Nesta etapa, o pé impulsiona o corpo para frente. O dedão do pé se eleva, permitindo o desprendimento do solo enquanto o corpo avança para o próximo passo.

Além dessas fases principais, cada fase pode ser subdividida em sub fases mais específicas vistas na figura 2.5:

- Fase de Contato Inicial: Sub fases incluem o momento do contato inicial do calcanhar (a primeira contatação do solo), a absorção de impacto e a adaptação à superfície.
- Fase de Apoio Médio: Inclui o período de descarga de peso completo no pé e a transição suave do calcanhar para a região média do pé.
- Fase de Propulsão: Esta sub fase engloba o desprendimento do calcanhar, a elevação dos dedos dos pés e a propulsão final para a próxima etapa da marcha.

A influência da força na sola do pé desempenha um papel crucial na identificação dessas fases. Durante a marcha, diferentes áreas da sola do pé experimentam variações na pressão, dependendo da fase em que o pé se encontra. A distribuição da força varia conforme a postura, velocidade e outros fatores individuais. Por exemplo, durante a fase de Contato

Figura 2.5 – Sub fases da marcha humana



Fonte: (Nogueras *et al.*, 1999)

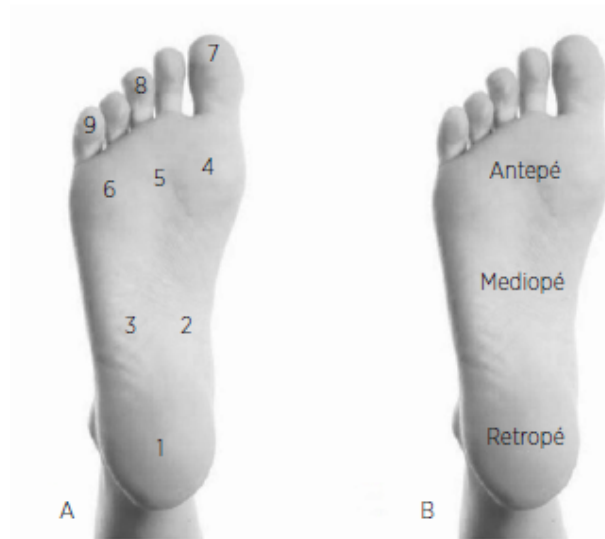
Inicial, a força inicialmente se concentra no calcanhar, distribuindo-se gradualmente para o restante do pé durante a Fase de Apoio Médio. Na Fase de Propulsão, a força se desloca para a parte anterior do pé, especialmente nos dedos, para impulsionar o corpo para a frente.

Estudos biomecânicos e análises de pressão sob a sola do pé durante a marcha são fundamentais para compreendermos como essas forças são distribuídas e como influenciam a transição entre as fases da marcha. Essas informações são valiosas para terapias de reabilitação, design de calçados ortopédicos e para compreender melhor a biomecânica do movimento humano.

2.2 Sensores de força

O foco deste trabalho é a análise da marcha humana, estimada por meio de dados fornecidos por sensores instalados em pontos de pressão no pé do paciente. Esses sensores permitem a projeção do movimento, indicando em qual estágio da marcha a pessoa se encontra. Observando a figura 2.6, pontos críticos como o dedão, calcanhar e toda a linha externa composta, na imagem A, pelos pontos 9, 6 e 3, são extremamente relevantes, por acumularem o peso do corpo. Considerando os ângulos de articulação, os dois graus de liberdade mencionados nas seções anteriores limitam as variáveis de controle, baseado na aquisição de dados pontuais ou na estimativa média da força. Portanto, os vetores adquiridos pelo sensor que passa por esses pontos podem estimar o estágio da marcha. Para isso, existem vários tipos de sensores de força disponíveis, sendo os principais o sensor de força resistivo (FSR), extensômetros e o sensor de força linear (FSLP) (Aguirre, 2014). Cada um desses sensores possui vantagens e desvantagens que limitam o tipo de uso em determinadas situações. A seguir se apresenta uma descrição dos tipos de sensores de força.

Figura 2.6 – Micro regiões do pé e divisão.



Fonte: (Jesus; Copetti; Saccol, 2020)

2.2.1 Sensor de Força Resistivo

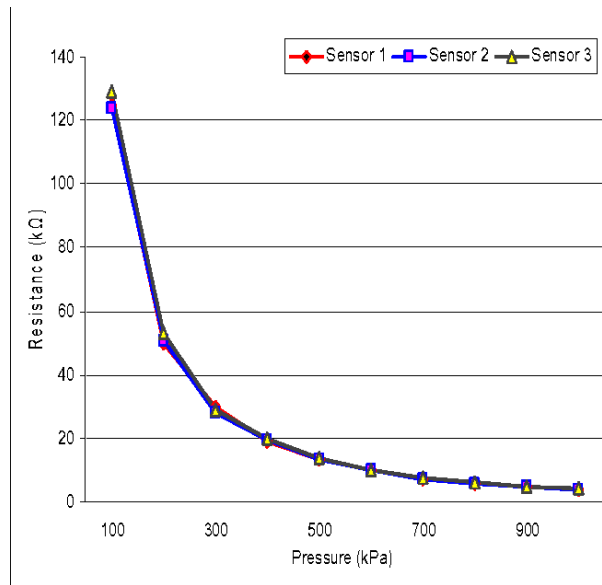
Construídos com base no funcionamento de polímeros condutores, esses sensores alteram suas propriedades resistivas quando são submetidos a uma força sobre a área de medição. Em resumo, a resistência elétrica pode diminuir ou aumentar, classificando o sensor como tendo um coeficiente negativo quando a resistência diminui e positivo quando a resistência aumenta em relação à força aplicada (Oliveira; disse., 2020). Além disso, existem materiais capazes de variar entre os dois tipos de coeficientes, no entanto, são calibrados para funcionar em uma zona específica onde seu comportamento pode ser o mais linear possível (ver Figura 2.7).

Amplamente utilizado em aplicações que requerem baixo volume devido à sua extrema finura e por adicionar pouco peso ao sistema, o sensor é uma grande vantagem para medições na sola do pé, pois não requer o uso de uma camada protetora espessa, como mostrado na figura 2.8. Além disso, destaca-se por sua resposta bastante linear quando utilizado em um circuito condicionador de sinal, sendo também relativamente barato em comparação com outras alternativas disponíveis. Assim como na calibração de sensores resistivos de outras naturezas, a identificação da curva é realizada por meio de testes controlados de forças conhecidas, relacionando os resultados obtidos com os esperados. Isso permite estimar a equação da curva a ser aplicada.

2.2.2 Potenciômetro Linear com Medição de Força

O FSLP (do inglês, *Force-sensing Linear Potentiometer*) se destaca por sua ampla capacidade de medir pressão e posição, o que o torna bastante útil e diferente de outros sensores com princípio semelhante. Sua estrutura flexível permite capturar a força em

Figura 2.7 – Resposta FSR à pressão aplicada



Fonte: (Oliveira; disse., 2020)

Figura 2.8 – Palminha instrumentada com FSR

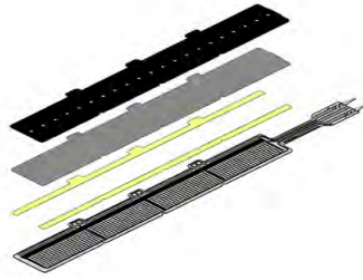


Fonte: (Rana, 2009)

determinados comprimentos, e seus diferentes modos de operação pós-corte proporcionam uma adaptabilidade dificilmente encontrada em sensores dessa faixa de preço.

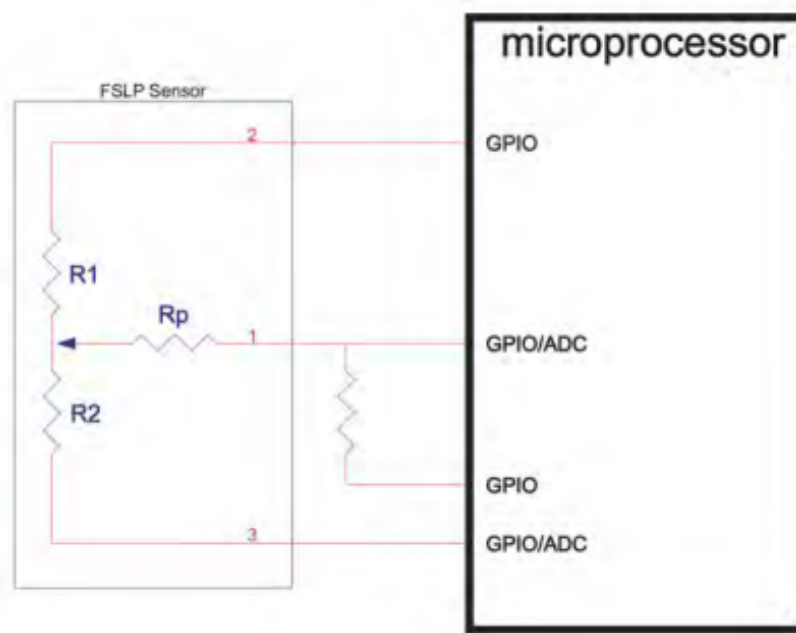
A conexão simples com um microprocessador é um verdadeiro diferencial requerendo somente um componente externo, sendo um resistor que atua na aquisição do sinal auxiliar conforme mostrado no esquemático da figura a seguir,

Figura 2.9 – Vista Explodida sensor de 10 cm.



Fonte: Datasheet FSLP Sensor

Figura 2.10 – Esquemático de aplicação do FSLP



Fonte: Datasheet FSLP Sensor

2.2.3 Extensômetro

O princípio de funcionamento dos extensômetros é relativamente simples e está relacionado com a variação da resistência elétrica de um fio condutor, geralmente posicionado sob uma superfície que sofrerá uma determinada deformação por tração ou compressão, dependendo do tipo de dispositivo. Os sinais elétricos resultantes são convertidos no tipo de dado desejado, seja em tensão mecânica medida em Pascal (Pa) ou força medida em Newton (N) (Ferreira, 2022).

Com diferentes modelos disponíveis, a escolha do extensômetro depende do tipo de aplicação, o tipo uniaxial é ideal para medições onde o corpo de prova deve sofrer deformação em uma única direção, como exemplificado na figura 2.11. Por outro lado, o tipo roseta

fornece dados de deformação em até três direções, geralmente, são sensores de baixo custo e com funcionamento bastante simples. No entanto, sua desvantagem reside na sensibilidade à temperatura e na alta dependência do sistema de conexão, exigindo fios mais robustos (Aguirre, 2014).

Figura 2.11 – Extensômetro aplicado



Fonte: (Ferreira, 2022)

Para medição de força plantar, não é necessariamente viável utilizar extensômetros, já que não se aplica grandes deformações na palmilha instrumentada, a qual está posicionada junto ao pé do paciente.

2.3 Microcontroladores ESP32

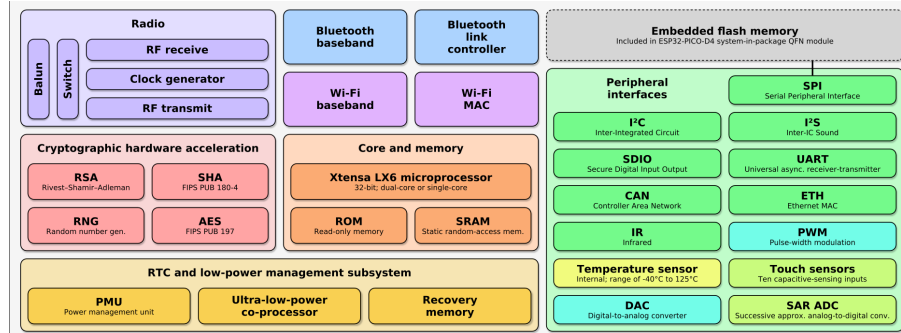
Ao tratar de um equipamento acoplado ao corpo que envolve comunicação direta com sensores, vários aspectos são altamente valorizados durante a implementação. Cada componente pode influenciar significativamente o desempenho, desde que as escolhas adequadas sejam feitas. No caso de sistemas embarcados, a disponibilidade de tecnologia é ampla e bastante confiável, oferecendo soluções compatíveis para diversos tipos de projetos. Neste trabalho foi escolhido o microcontrolador a ESP32 facilita o desenvolvimento de protótipo porque inclui vários módulos de comunicação e economiza tempo no desenvolvimento do firmware, e ao baixo consumo energético, se comparado com outras soluções encontradas no mercado.

A importância da escolha é ressaltada por suas qualidade, no entanto, como características de um produto este mesmo microcontrolador não seja o ideal, visando redução dos custos finais de produção e superdimensionamento.

O ESP32 é uma série de microcontroladores que se destacam por seu baixo custo e baixo consumo de energia. Sua relevância está na variedade de periféricos e funções que seus diferentes módulos oferecem. Esses microcontroladores estão integrados em um único chip, que inclui Wi-Fi e Bluetooth de modo duplo. Além disso, possuem interruptores de

antena embutidos, amplificador de potência, amplificador de recepção de baixo ruído, filtros, módulos de gerenciamento de energia, conversores ADC e resistência de *pull-up*, como demonstrado na figura 2.12. Devido à sua versatilidade e ampla presença no mercado, o ESP32 foi desenvolvido pela Espressif Systems e é amplamente utilizado em diversos tipos de aplicações.

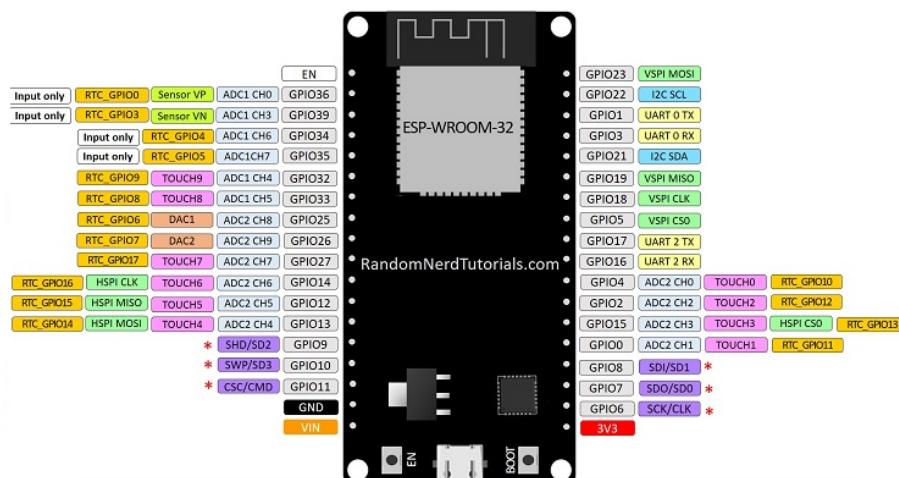
Figura 2.12 – Composição interna ESP32



Fonte: Datasheet ESP32

O chip do ESP32 é fabricado pela TSMC utilizando o processo de 40 nm. Existem várias séries de modelos anteriores e sucessores que apresentam diferentes propostas. Algumas variações comuns incluem mais portas analógicas ou um tamanho reduzido da placa. Essas variações são conhecidas e frequentemente utilizadas, podendo oferecer diversas configurações de GPIOs (pino de entrada/saída programável) para atender a diferentes necessidades e requisitos de projetos específicos. A figura 2.13 mostra a pinagem do ESP32 usado neste trabalho.

Figura 2.13 – Portas ESP32



Fonte: Datasheet ESP32

2.4 Métodos de calibração

A calibração é essencialmente um processo que estabelece a precisão necessária que um sistema de medição deve seguir, isto é, a proximidade entre o resultado de uma medição e o valor verdadeiro que está sendo medido. Essa comparação entre dois ou mais sistemas de medição é realizada para estimar dados coletados em um processo controlado, normalmente conduzido em laboratório. O primeiro sistema é conhecido como padrão ou medida de referência, enquanto o segundo é o sistema a ser calibrado. No caso de sistemas eletrônicos que utilizam sensores, o procedimento de medição passa frequentemente por processos de calibração desse tipo. Isso é feito para reduzir a margem de erros e suavizar as curvas dos resultados obtidos.

A divisão em etapas pode ser administrada se consideradas as devidas incertezas de cada processo, para o caso de utilização de múltiplos instrumentos como as balanças de 10 e 180 kg, é importante considerar as suas escalas e erro estimado, além das adaptações de cargas utilizadas e formas de medir, podem ser observadas nas figuras 2.152.14.

Figura 2.14 – Calibração EVA com balança de 10 kg



Fonte: de autoria própria

Mesmo considerando que existem incertezas nos sistemas de peso e em sensores com características conhecidas, quando amostras são utilizadas para a calibração, é crucial alcançar uma homogeneidade nos resultados, especialmente em níveis mais precisos. A importância desse processo contribui para a confiabilidade associada às medições, oferecendo uma abordagem analítica eficaz. Além disso, a análise estatística de regressão é utilizada para avaliar o sistema de calibração e as incertezas associadas a ele.

2.4.1 Regressão linear por Mínimos quadrados

O método dos Mínimos Quadrados (MMQ) é uma técnica de otimização matemática linear que visa ajustar um conjunto de dados minimizando a soma dos quadrados das dife-

Figura 2.15 – Calibração EVA com balança de 180kg



Fonte: de autoria própria

renças entre os valores medidos e os valores estimados. Essas diferenças, também conhecidas como resíduos ou erros, representam as distâncias entre a linha de ajuste e cada ponto de dados.

É importante observar que os resíduos devem exibir uma distribuição aleatória para o método ser considerado um estimador não enviesado de mínima variância linear. Na prática, isso significa que a dispersão dos resíduos ao redor da linha de ajuste deve ser imprevisível e não seguir um padrão específico.

Conforme o livro (Augusto; Leandro, 2004), podemos determinar algumas características motivadoras para a utilização deste estimador, sendo:

- Na resposta ao degrau, são obtidas medidas por mudança de pontos de operação, os processos, na prática, são não-lineares atribuindo um risco de estabilidade.
- A espera por um baixo nível de ruído está distante dos exemplos conhecidos, na prática, é desejável buscar uma variância reduzida
- Diferente da proposta do degrau, a avaliação gráfica parte de múltiplas camadas de dados, separados por etapa de aquisição.

O modelo linear de regressão assume que a variável aleatória x é conhecida, enquanto a variável dependente y é desconhecida. O objetivo principal deste método é calcular, estimadamente, o coeficiente angular e o ponto de interseção da curva de regressão resultante. Esse modelo linear é empregado para prever ou estimar os valores de y com base nos valores de x , seguindo a equação da reta que representa essa relação matemática entre as duas variáveis.

$$y = ax + b \quad (2.1)$$

No processo de obtenção da curva de calibração, são assumidas algumas convenções.

Essas convenções incluem a suposição de linearidade do modelo, a presença de erro apenas na variável dependente y , a existência de erros aleatórios com variância homogênea, e a distribuição probabilística normal dos erros.

A ordem de distribuição da equação é descrita por:

$$Y_i = (aX_i + b) + e_i \quad (2.2)$$

onde Y é a variável dependente e X é a variável independente, a e b representam os coeficientes angular e linear, respectivamente, na função linear. O termo e denota o resíduo, a diferença entre os valores previstos pela equação e os valores reais de Y . O objetivo é minimizar esses resíduos para ajustar a reta de regressão de forma mais precisa aos dados observados.

$$S = \sum_{i=1}^n e_i^2 = \sum_{i=1}^n (y_i - ax_i - b)^2 \quad (2.3)$$

sendo n o número de pontos do conjunto de dados. Para encontrar os valores dos parâmetros a e b , realiza-se a derivada parcial de S que, após uma simplificação algébrica, resulta nas seguintes equações

$$a = \sum_{i=1}^n \frac{x_i(y_i - \bar{y})}{x_i(x_i - \bar{x})}, \quad (2.4)$$

$$b = \bar{y} - a\bar{x}. \quad (2.5)$$

Definindo o vetor de medidas

$$\phi^T(t) = [-y(t-1) - y(t-2) \dots - y(t-na)] \quad (2.6)$$

e assumindo N medidas satisfatórias para determinar os parâmetros a e b , a representação matricial da equação 2.2.

Por fim, uma abstração de resultados de não recursividade do método dos mínimos quadrados, resoluto em (Goodwin; Payne, 1977), denominado estimador linear matricial é uma transformação linear sobre Y :

$$\hat{\theta} = [\theta^T \theta]^{-1} \theta^T Y \quad (2.7)$$

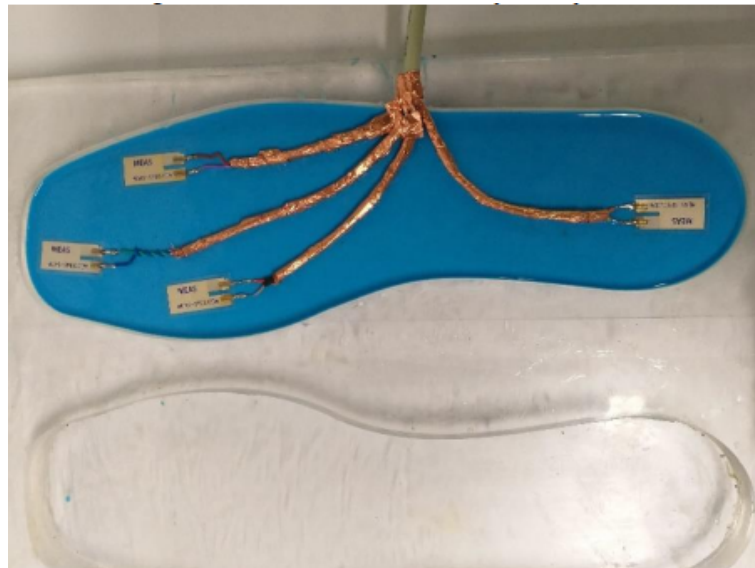
2.5 Estado da Arte

Considerando o contexto de palmilhas instrumentadas destinadas ao estudo do comportamento da marcha e controle de exoesqueletos inferiores, destaca-se o trabalho proposto

por Manoel Ricardo em seu projeto (Sanchez, 2020). Ele desenvolveu um sistema de monitoramento e sensoriamento que se diferencia do padrão ao utilizar grades de Bragg. Essa estrutura dinâmica consegue perceber movimentos próximos às articulações do exoesqueleto, coletando dados de torque e ângulo com base em uma mola de torção instalada como elemento elástico em série com um atuador. As propriedades intrínsecas dos sensores de fibra com grade de Bragg (FGB) utilizados, combinadas com a técnica de compensação de efeitos indesejados, constituem uma inovação significativa na área de sensoriamento, apresentando um método singular.

De maneira similar, (Moreira, 2020) desenvolveu uma palmilha que se baseia em piezo eletretos, composta por quatro sensores revestidos por material polimérico à base de silicone, conforme ilustrado na figura 2.16. Esses sensores estão conectados a uma placa de circuito, responsável por capturar, filtrar, amplificar e transmitir as informações para um computador por meio de transmissão sem fio, onde são armazenadas e processadas. Esse trabalho propõe uma mudança na técnica de captação de dados da marcha humana, integrando, em um único projeto, a velocidade de resposta do sistema de transmissão com a qualidade da informação, para preservar as características dos dados obtidos e processá-los com maior rapidez.

Figura 2.16 – Palmilha de sensores



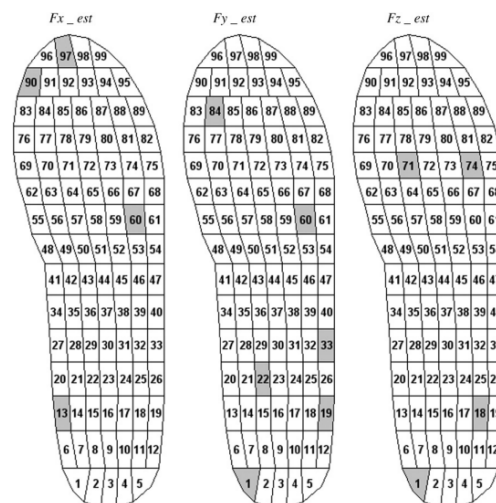
Fonte: (Moreira, 2020)

Em 2009, o departamento de Engenharia de Instrumentação de Rajiv Gandhi, Mumbai, Índia publicou um estudo sob autoria de (Rana, 2009) no qual apresentou o desenvolvimento de um scanner dinâmico de pressão plantar de baixo custo, destinado a estimar os pontos de pico de pressão na sola do pé. Essa pesquisa foi conduzida com indivíduos saudáveis, registrando dados por meio de análises dinâmicas. Os resultados revelaram haver um padrão único de pressão identificado nos seres humanos, com desvio mínimo. Neste

contexto, em pés considerados normais, os pontos de pico de pressão são identificados no calcanhar, dedão, lado externo e interno. Embora a análise utilizando quatro pontos para avaliar a pressão plantar pareça suficiente, considera-se a possibilidade de adicionar mais alguns pontos para garantir uma cobertura completa da distribuição de pressão na sola do sapato. Adicionalmente, foram desenvolvidas solas de sapato de diferentes tamanhos, cada uma equipada com 8 sensores resistivos (FSR) colocados estrategicamente. O sistema desenvolvido demonstrou flexibilidade e portabilidade para estudos de campo, mostrando-se vantajoso devido ao amplo espaço de armazenamento para registros dinâmicos de pressão. A análise dos dados coletados poderia oferecer indicadores iniciais importantes para prevenir a ulceração do pé diabético.

O estudo de Daniel Fong (Daniel, 2008) propôs um método para estimar as forças de reação do solo durante a caminhada. Cinco indivíduos do sexo masculino realizaram 10 medições, caminhando em um laboratório, em que as forças completas de reação do solo foram coletadas durante uma passada com o pé direito por uma plataforma de força com amostragem de 1000 Hz. Concomitantemente, foram coletados dados de pressão plantar a 100 Hz por meio de um sistema de palmilha de pressão, composto por 99 regiões, cobrindo toda a área plantar, conforme mostrado na figura 2.17. Regressões lineares pontuais foram planejadas para reconstruir individualmente as forças de reação do solo em três direções a partir dos dados de pressão individuais, até que ocorresse redundância entre os preditores. Além disso, uma regressão linear adicional foi realizada para reconstruir a força vertical de reação do solo pela soma dos valores dos 99 sensores de pressão. As forças de reação do solo estimadas em três direções foram calculadas com os modelos de regressão desenvolvidos e comparadas com os dados reais registrados da plataforma de força.

Figura 2.17 – Divisão de regiões



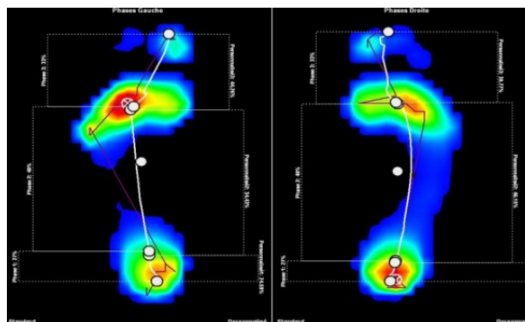
Adaptado (Daniel, 2008)

Ryo Eguchi, em 2018 (Ryo, 2018), introduziu um novo método de calibração de

sensores de palmilha para estimar a força de reação vertical do solo durante a marcha, utilizando o Wii Balance Board (WBB) como um sistema alternativo de baixo custo. As forças dos sensores foram ajustadas por meio de uma regressão linear de mínimos quadrados para corresponder às medições do WBB durante a caminhada e a postura em pé. Os resultados mostraram que as precisões estimadas pelo método de caminhada foram comparáveis à calibração realizada com a plataforma de força. Além disso, o método em pé usando o WBB não demonstrou grandes deteriorações em comparação com os métodos convencionais de calibração por plataforma de alta precisão.

Em geral, as plataformas são comumente utilizadas de maneira estática; os baropodômetros, mais comuns e dispendiosos, produzem um mapa de calor, como o apresentado na figura 2.18, em que o paciente permanece parado sobre ela, sem realizar movimentos. André Lopes, em seu estudo (Lopes, 2017), desenvolveu uma palmilha acessível, especialmente projetada para o calcanhar e equipada com três sensores de pressão. Essa palmilha visa auxiliar fisioterapeutas na identificação do tipo de pisada do usuário. A análise dos dados provenientes dos três sensores de pressão permite identificar onde a pressão é mais intensa no calcanhar, para determinar o perfil do pé do paciente e identificar possíveis padrões de pronação ou supinação na pisada. Para a leitura dos sensores, foi utilizado um microcontrolador Arduino Mega em conjunto com sensores resistivos (FSR) circulares da Adafruit e o módulo Wi-Fi ESP8266.

Figura 2.18 – Mapa de calor gerada no Baropodômetro



Adaptado (Jaleco, 2019)

Em 2020, Amralizadeh Armsalan, conforme mencionado em (Arsalan, 2020), concebeu e fabricou uma palmilha flexível baseada em sensores barométricos táteis. O processo envolveu o design e a produção de um novo dispositivo de palmilha de sapato, com sensibilidade para detecção e monitoramento em tempo real do padrão de força aplicado ao pé durante a marcha. O sistema desenvolvido consiste em uma placa de circuito flexível contendo dez elementos de sensores de força suaves integrados, uma unidade personalizada de pré-processamento de dados, uma unidade de transmissão sem fio e um software para monitoramento dos dados. Os componentes de detecção de força suave foram projetados com base em sensores de barômetro, cobertos por uma camada de silicone, com uma confi-

guração específica para suportar cerca de 300 N de força aplicada em cada elemento. Para avaliar a confiabilidade e eficácia do sistema proposto, um indivíduo saudável realizou testes preliminares durante atividades estáticas e dinâmicas. Os resultados iniciais demonstraram que a palmilha oferecia uma resposta precisa e rápida na medição da força de reação durante diferentes posturas experimentais.

Conforme mostrado na figura 2.19 o látex possui composição e estrutura semelhante ao silicone, sendo tão maleável quanto, e ligeiramente macio ao toque. Há vantagens ortopédicas no tratamento de dores agudas por problemas plantares mais diversos, apresentando um interessante uso de látex na fabricação do protótipo ao trabalho de (Ossami; Miosso; Fleury, 2012) abordando o sensoriamento de alterações podais utilizando uma palmilha de Látex com sensores FSR.

Figura 2.19 – Palmilha experimental de látex



Fonte: (Ossami; Miosso; Fleury, 2012)

A medição da pressão plantar desempenha um papel fundamental na análise da marcha, um campo de estudo interdisciplinar abordado em medicina, reabilitação, esportes e robótica. Esta análise é essencial para garantir a eficiência e segurança dos usuários, além de influenciar diretamente no desenvolvimento de tecnologias voltadas para o monitoramento do desempenho de atletas, entre outras aplicações. A solução proposta, constituída por vetores auxiliares para indicar e acompanhar o ritmo, serve como uma ferramenta tecnológica que registra o estado do movimento. O uso de órteses e a coleta de dados associados ao movimento do usuário, juntamente com uma ampla gama de instrumentação do ambiente e ferramentas que envolvem a passada, contribuem para a melhoria do ritmo de marcha, visando aprimorar o desempenho e a responsividade do indivíduo.

A tabela a seguir resume os principais trabalhos relacionados com o desenvolvimento de palmilhas eletrônicas para análise da marcha humana.

Autor/Ano	Tipo e n.º de sensores	Microcontrolador	Freq. Amostragem	Energização	Observações
(Sanchez, 2020)	1 Sensor Óptico FGB	KL25Z - Arm	50 Hz	Rede elétrica	Microclimas
(Moreira, 2020)	4 Piezo eletretos	ESP8266	-	Bateria 9V - 12V	Base de acrílico
(Rana, 2009)	4 FSR	BioPac MP10	-	Baterias 5V	Flat Cable
(Daniel, 2008)	99 Piezo eletretos	-	1000 Hz	Bateria 12V	Filme de copolímero
(Ryo, 2018)	15 FSR	F-Scan e vGRF	100 Hz	Bateria 12V	MatLab Otmization
(Lopes, 2017)	3 FSR	Arduíno Mega + ESP8266	-	5 V	Mapas de calor e distribuição de probabilidade
(Arsalan, 2020)	10 Barômetros	STM32F030K6T6	100 Hz	3.6 V	Estrutura
Este trabalho	2 FSLP	ESP32	48 Hz	Bateria 9V	Revestimento em silicone, comunicação sem fio

Tabela 2.1 – Quadro resumo dos trabalhos relacionados.

3 Metodologia

Este capítulo descreve os métodos e técnicas aplicados na concepção do sistema, os principais equipamentos utilizados para desenvolver a solução, além dos procedimentos de teste realizados para corrigir problemas e otimizar os aspectos.

3.1 Arquitetura geral

O sistema implementado deve operar de forma simplificada, reduzindo aspectos como peso, consumo de energia, complexidade de operação e manutenção. Portanto, os componentes e subsistemas foram selecionados para atender tais requisitos de projeto.

O sistema de aquisição é realizado por meio do sensoriamento de pressão utilizando um sensor FSLP posicionado na sola do pé do paciente, onde a palmilha está localizada. Os dados de força são capturados pelo microcontrolador, que os processa e os envia por meio de comunicação via Bluetooth.

O microcontrolador selecionado para o projeto foi o módulo ESP32, baseado no chip Tensilica Xtensa LX6. O DevKit V1 possui 30 portas, das quais 10 são pinos capacitivos, 16 são de conversão AD de 12 bits e 16 canais são PWM. O módulo possui integração de Wi-Fi e Bluetooth, permitindo a comunicação bidirecional entre processos por meio de servidor e *socket* Wi-Fi. Essa interface possibilita o envio quase instantâneo de dados. Além disso, devido ao baixo consumo energético do sistema, é viável o funcionamento com uma bateria relativamente pequena. A programação do microcontrolador é feita em linguagem C/C++, possibilitando a criação e alteração do algoritmo de processamento e envio de dados conforme as necessidades do projeto.

A simplificação do processo de desenvolvimento foi possível graças à utilização da plataforma Arduino IDE. Este ambiente integrado oferece ferramentas de correção e escrita de códigos, bem como recursos de depuração que se mostraram eficientes na integração e controle dos dados provenientes da placa ESP32. O sistema de alimentação por bateria, conforme mencionado anteriormente, resulta em um conjunto com peso de 110g, com pouca fixação. Para sua fixação, foi projetada uma estrutura para ser posicionada no sapato ou na panturrilha, utilizando uma malha de velcro para a fixação. Durante o estudo das soluções do projeto e da localização exata da saída dos fios, foi observado que regiões como as extremidades do pé estão sujeitas a elevadas forças de atrito, o que poderia danificar o dispositivo comunicador. Como resultado, houve um reposicionamento da saída lateral para a parte interna da palmilha. Essa área apresenta menores forças aplicadas e oferece relativa folga de espaço útil em comparação com o restante do perfil do solado, minimizando assim possíveis danos ao dispositivo.

3.2 Posição de sensores

Foram usados dois sensores FSLP com comprimento de 10 cm e 7,5 cm dispostos em diagonal em uma palmilha de silicone, conforme mostrado na figura 3.1. O posicionamento dos sensores foi escolhido visando estimar a distribuição de força ao longo do pé, determinando com precisão o movimento periódico da passada, assim como o balanço, que corresponde ao estágio no qual o pé está sem carga axial. Nesse estágio, a força obtida ocorre apenas pela possível dobra e angulação do pé, caracterizando um movimento inesperado ou não natural.

Figura 3.1 – Posicionamento dos sensores na palmilha.



Fonte: Adaptação gráfica própria

3.3 Palmilha

Em experimentos anteriores, observou-se que o silicone oferece melhores resultados devido à linearidade na obtenção de dados. Diversos materiais são utilizados na fabricação de palmilhas comerciais, independentemente de possuírem um sistema eletrônico integrado ou não. Uma pesquisa preliminar de mercado revelou que todos os modelos selecionados possuem um sistema eletrônico funcional. Os principais usos identificados foram em dispositivos de aquecimento, os quais empregam materiais capazes de operar em uma faixa mais ampla de temperatura. Outro uso comum foi o monitoramento da atividade em atletas, visando cuidados médicos ou treinamento de alto desempenho. Nesses casos, os materiais encontrados foram principalmente silicone, policarbonato, borracha e até mesmo látex.

De construção simples e com caráter voltado a influenciar da menor maneira possível na captação de dados, uma palmilha comercial de silicone foi selecionada, com espessura média em 8 mm que pode ser vista na figura 3.2.

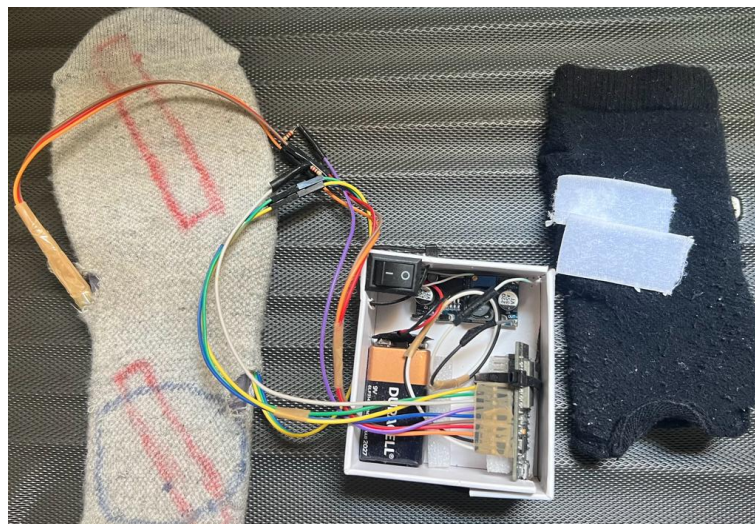
Figura 3.2 – Palmilha de silicone.



Fonte: De autoria própria

Foi realizada uma construção em formato sanduíche com duas camadas de silicone envolvendo os sensores FSLP, os quais foram fixados com a fita dupla face destacável no seu verso, sendo assim protegidos do contato direto com a pele e evitando danificar as regiões mais sensíveis do dispositivo. A dupla camada é revestida por uma meia fina responsável por manter a flexibilidade da palmilha ao mesmo tempo que facilita a manutenção dos sensores e cabos, destacando a não utilização de colas ou adesivos permanentes na junção das camadas vistas em detalhe na figura 3.3.

Figura 3.3 – Construção da palmilha



Fonte: De autoria própria

3.4 Comunicação

A comunicação sem fio via Bluetooth foi priorizada nesse caso para reduzir componentes que interferissem na liberdade de locomoção. Essa decisão também influencia na redução de peso, além de consumir menos energia no geral e possíveis ruídos associados ao comprimento do fio de transmissão. Adotando a placa ESP32 para aquisição de dados, inicialmente conectada a um computador responsável por modelar o movimento. Posteriormente houve a implementação da segunda placa que recebe as variáveis posicionais descritas pelo sensor por meio de conexão Bluetooth Low Energy (BLE) ESP32.

O uso de Bluetooth facilita separação em módulos de monitoramento e recepção. A alta integração da placa com outros sistemas permite maior versatilidade da solução, facilitando a manutenção e substituição de componentes de forma rápida.

3.5 Aquisição de dados

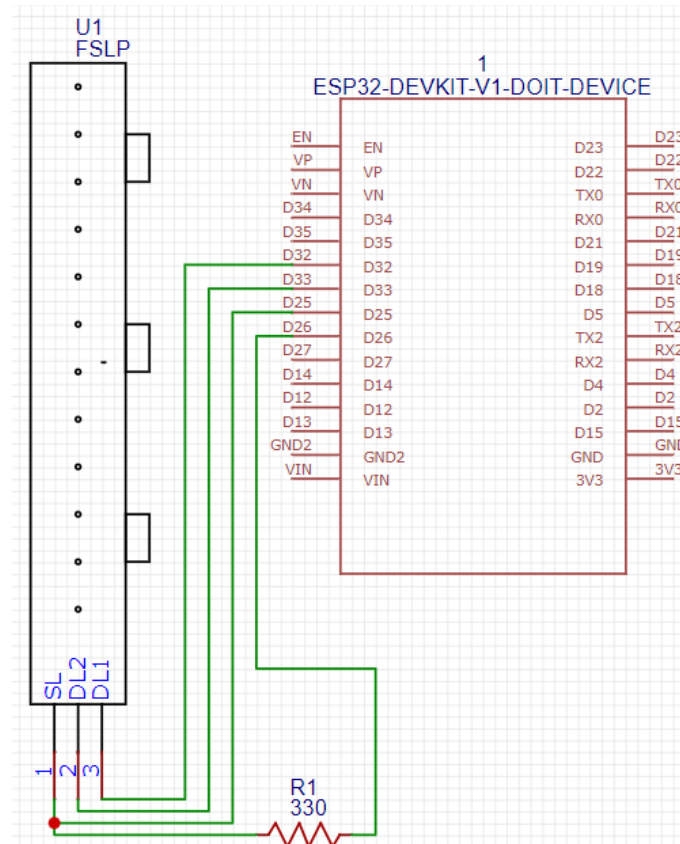
Os sensores FSLP são dispositivos que convertem a pressão aplicada em uma resistência variável, a qual é medida pelo ESP32. Para isso, os sensores FSLP são conectados às portas ADC1 da placa ESP32, permitindo a leitura da resistência que varia conforme a pressão exercida sobre a palmilha. Essa informação analógica é digitalizada e processada pelo ESP32, que, por sua vez, envia os dados via Bluetooth para um dispositivo receptor, como um smartphone ou computador, para análise posterior, conforme mostrado na figura 3.4.

O FSLP é um sensor de três terminais que se comporta como três resistores quando pressionado. Para medir a pressão, é necessário um resistor externo, exigindo quatro linhas de microcontrolador, incluindo duas para leitura de tensões analógicas.

A resistência interna depende da pressão aplicada, variando de 300 k Ω em toques leves a 1 k Ω se pressionada com muita força. Se o pino conectado a DL1 for ligado e o pino DL2 for desligado, o pino SL se torna a saída de um divisor de tensão resistivo com R1. Isso permite que a medição da pressão seja feita independente das resistências internas, que mudam dependendo de onde a tira está sendo tocada. Além disso, quando nenhuma pressão é aplicada à tira, R1 deve ser de muitos megaohms e a tensão em SL será puxada quase completamente para zero.

A tira também funciona como um potenciômetro linear, com a pressão aplicada atuando como limpador. À medida que o ponto de pressão aplicada se move de um lado para o outro da tira, as resistências internas de DL1 e DL2 se apresentam inversamente proporcionais. O pino SL se torna a saída deste potenciômetro linear variando de 0 a Vcc à medida que o ponto de aplicação de pressão se move de um extremo ao outro.

Figura 3.4 – Esquemático de calibração



Fonte: De autoria própria.

3.5.1 Calibração do sensor FSLP

Para garantir a confiabilidade dos dados coletados, é fundamental realizar testes de calibração. A calibração dos sensores FSLP é necessária para converter a resistência medida em valores de pressão precisos. Isso envolve a aplicação de diferentes níveis de pressão conhecidos sobre a palmilha e o registro das leituras correspondentes dos sensores. Com esses dados de calibração, é possível criar uma curva que relaciona a resistência medida pelos sensores à pressão real aplicada. Além disso, é importante seguir uma metodologia que introduza repetibilidade nos testes, garantindo que os resultados sejam consistentes e confiáveis ao longo do tempo. A repetibilidade dos testes assegura que o protótipo seja preciso e confiável para sua aplicação em estudos de análise da marcha e diagnósticos médicos relacionados.

O método experimental criado, parte da utilização de pesos conhecidos obtidos com auxílio de duas balanças de 10 kg e 180 kg com resolução de 1g e 50g respectivamente (visto na figura 3.5). Utilizando uma progressão de cargas para mapear a variação linear de siemens/kg, é possível aferir gradualmente a resposta do sensor à força. A ideia é criar uma curva de dados a partir dos pesos registrados na tabela 3.1, padronizando a força e a posição para obter resultados mais precisos.

Figura 3.5 – Modelos de balanças



Fonte: De autoria própria.

Tabela 3.1 – Aferição dos Pesos

Calibração 1	Peso em g
Peso 1	2000
Peso 2	4000
Peso 3	6000
Peso 4	8000
Peso 5	10000
Peso 6	59700
Peso 7	82400

Dois modelos de palmilha foram utilizados no processo e calibração, ambos em formato sanduíche. O primeiro foi feito de silicone de 3 mm e o segundo com EVA de 6 mm. O objetivo desta análise comparativa foi entender como as características do material afetam a efetividade do sistema de medição.

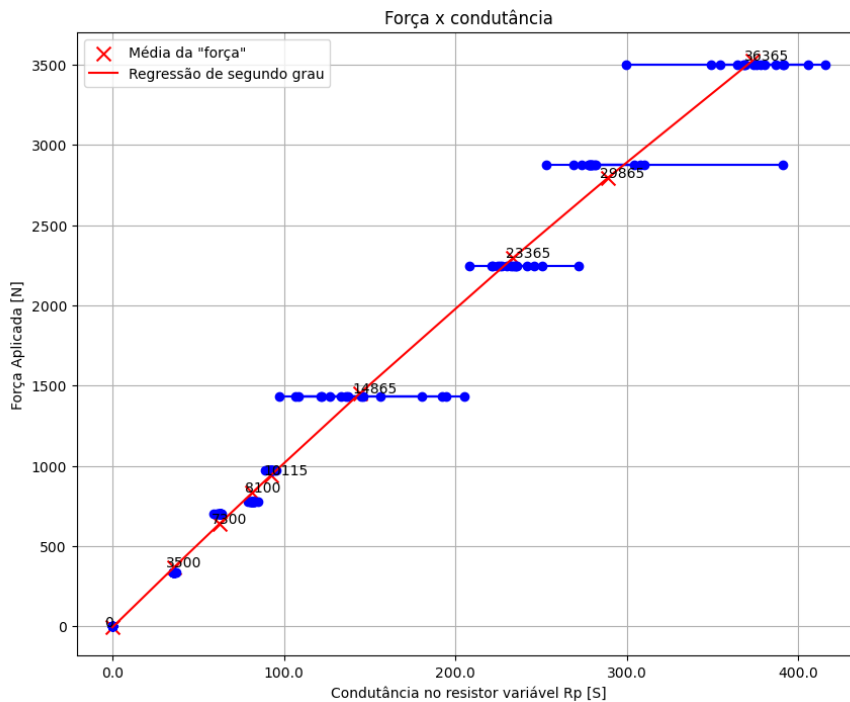
O modelo com silicone de 3 mm, apesar de ser mais fino, oferece algumas vantagens em relação ao modelo com EVA de 6 mm. O silicone é um material elástico e resiliente que pode se adaptar melhor às curvas e contornos do pé, proporcionando uma distribuição mais uniforme da pressão exercida. Isso resulta em uma melhor qualidade dos dados coletados, uma vez que a precisão das medições de pressão é favorecida pela boa conformação à planta do pé.

Por outro lado, o modelo com EVA de 6 mm pode ser menos eficaz na coleta de dados de pressão, especialmente se os pesos não estiverem distribuídos equilibradamente. A espessura maior do EVA pode resultar em pontos de pressão desiguais, afetando a precisão das medições. Se os pesos não estiverem em equilíbrio na palmilha, isso pode levar a distorções nos dados e comprometer a confiabilidade das informações obtidas.

Portanto, a escolha entre os dois modelos deve ser baseada nas necessidades específicas do estudo. Se a qualidade dos dados é primordial, o modelo de silicone de 3 mm é preferível devido à sua capacidade de proporcionar uma distribuição mais uniforme da pressão. No entanto, se a espessura do material é um fator crítico e a distribuição de peso precisa ser cuidadosamente equilibrada, o modelo com EVA de 6 mm pode ser a opção mais adequada.

Observa-se nas figuras 3.6 e 3.8 que a distribuição de dados tem maior amplitude na palmilha de EVA do que na palmilha de silicone. A inferência sugerida a partir da análise é de uma precisão e exatidão maior na palmilha de silicone, o que pode ser validado ao comparar as imagens 3.7 e 3.9 onde o desvio padrão máximo cai de 300 para apenas 12.

Figura 3.6 – Interpolação de calibração EVA



Fonte: De autoria própria.

A partir do processamento dos dados adquiridos para calibrar o sensor, foram determinados os coeficientes usando MMQ, construindo assim a reta que melhor aproxima a resposta do sensor FSLP. Como resultado, $a = 1,1782$ coeficiente angular (inclinação da reta) e $b = 17,3971$ é o coeficiente linear (intercepto com o eixo Y).

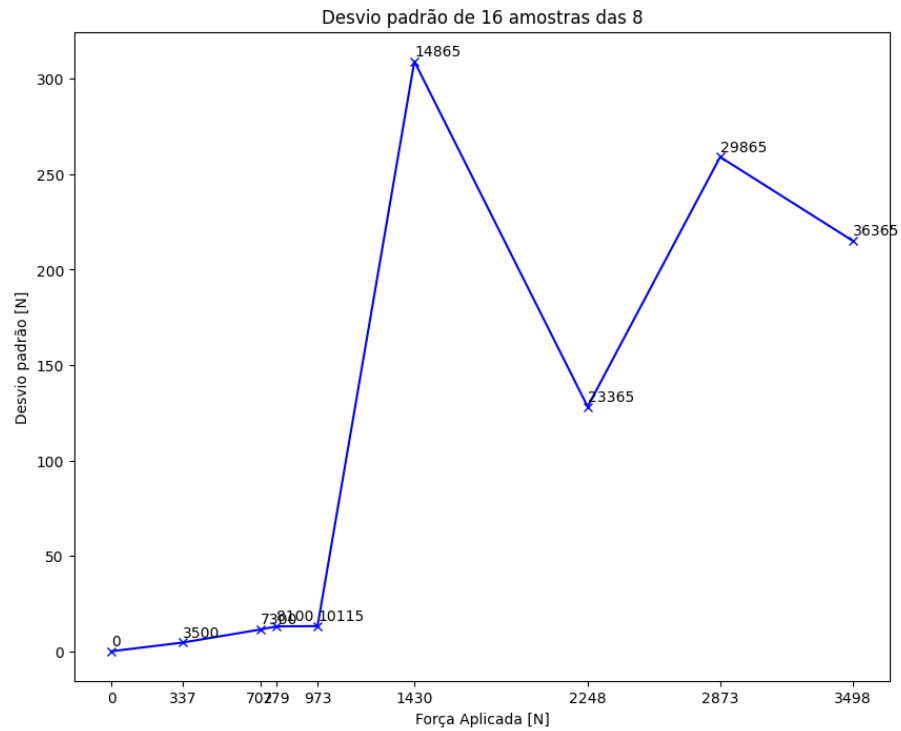
3.5.2 Alimentação

Foi utilizada uma bateria 9V em conjunto com um módulo regulador de tensão LM2596, cuja finalidade é converter a tensão de entrada para um valor nominal de 4.89V. Com capacidade energética estimada em 450 mAh.

A tensão de trabalho do ESP32 varia entre 2.2V e 3.6V, e quando operado por bateria (Vbat), pode apresentar entre 2.8V e 3.6V, isso resulta em um consumo de até 2 mA no modo econômico de energia e no modo *deep sleep* chega à 5 uA ou menos.

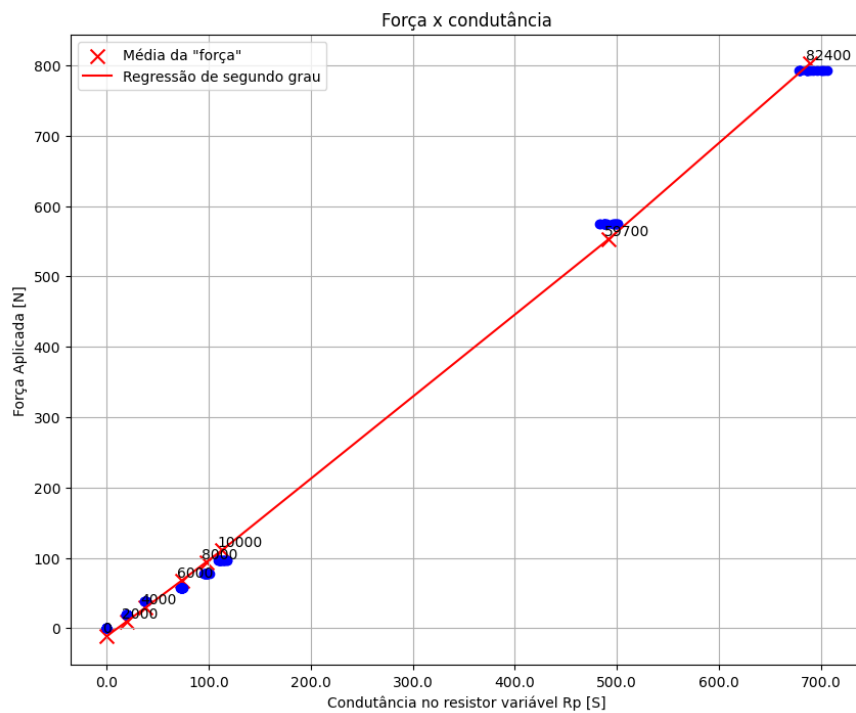
Para estimar tempo de operação com a bateria selecionada, foram utilizados dados fornecidos pelos respectivos fabricantes (conjunto sensor, microcontrolador e conversor), por meio de cálculos de consumo a bateria pode fornecer por volta dos 20mA. Para definir a autonomia, funcionalidade e confiabilidade do conjunto, o consumo dos sistemas empregados

Figura 3.7 – Desvio padrão EVA



Fonte: De autoria própria.

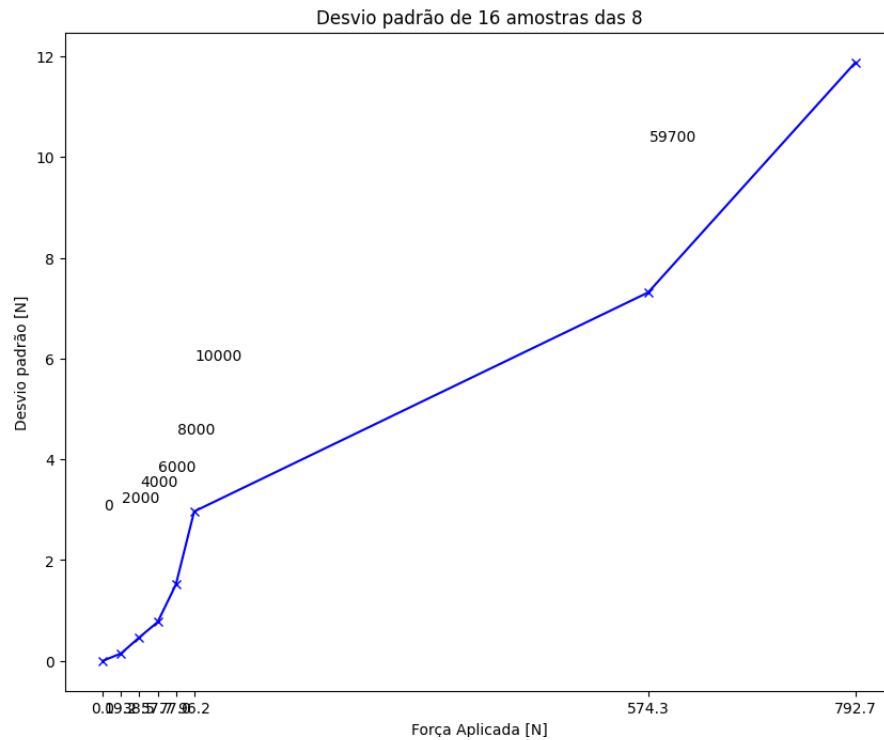
Figura 3.8 – Interpolação de calibração Silicone



Fonte: De autoria própria.

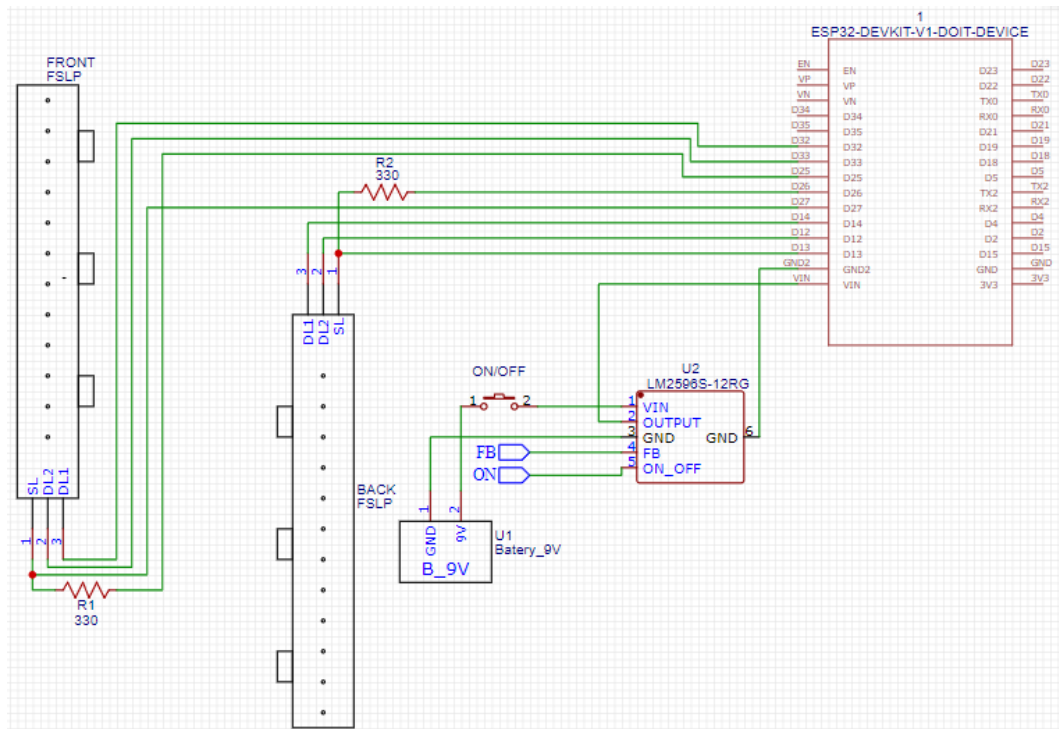
é exposto na tabela 3.2.

Figura 3.9 – Desvio padrão Silicone



Fonte: De autoria própria.

Figura 3.10 – Esquemático do protótipo nº 1



Fonte: De autoria própria.

Calculando a energia média consumida da bateria de 9 V pela placa de 0,1 W.

$$I = \frac{P}{V} = \frac{0,1}{9} = 11,1mA \quad (3.1)$$

Tabela 3.2 – Consumo de componentes

Dispositivo	Consumo I	Tensão Op V
ESP32	5 mA	2,2V ~3,3V
FSLP	0,2 mA	-
LM2596	0 mA	3,2V ~40V

Foi aplicada uma margem de 50% do valor encontrado na equação 3.1, somando ainda as correntes do restante do sistema de aproximadamente 4 mA, o consumo estimado total é de 20,66 mA.

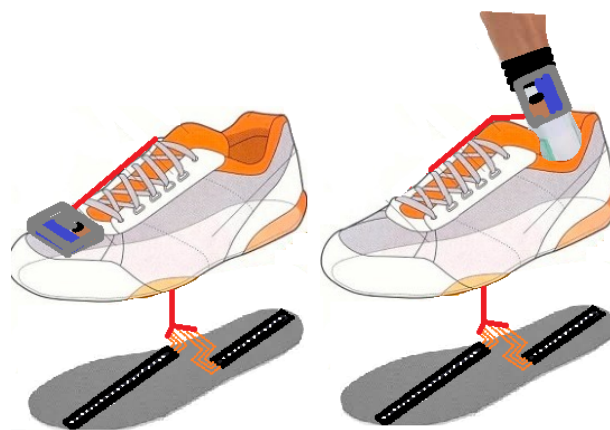
$$Tempo(h) = \frac{450mAh}{20mA} = 22,5horas \quad (3.2)$$

O sistema deve apresentar duração aproximada, calculada na equação (3.2) e (3.1) de 22,5 horas intermitentes.

3.6 Fixação do módulo de monitoramento

A distância entre a de saída dos fios da palmilha e a posição de fixação do módulo de recepção é de 20 cm. As opções apresentadas na 3.11 são exemplos dos tipos de fixação estudadas para manter o módulo seguro e garantir a integridade dos fios, além de evitar a importunação do usuário. Foi escolhida por questões de estabilização, uma fixação junto a panturrilha, o que demandando atenção, pois o conjunto está preso a perna até que o velcro seja desprendido como mostrado na figura 3.12.

Figura 3.11 – Modelos de fixação

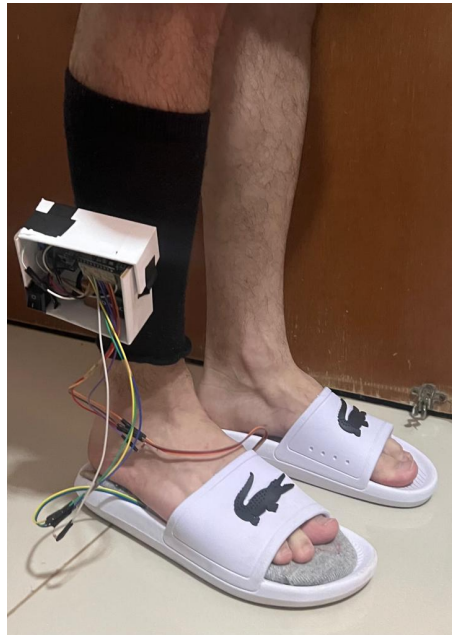


Fonte: De autoria própria

3.7 Marcha e funcionamento da aferição

A análise gráfica da marcha humana gerada pelo uso da palmilha eletrônica é um processo crucial para extrair informações sobre o padrão de pressão exercida pelos pés. O

Figura 3.12 – Protótipo vestido



Fonte: De autoria própria

método de aquisição de dados envolve a leitura dos sensores FSLP pela placa ESP32 durante o ciclo da marcha. Esses dados são então transmitidos via Bluetooth para um dispositivo de recepção, neste caso o computador, onde são registrados e processados. Além disso, durante a marcha uma câmera posicionada na altura do tornozelo permite acompanhar no tempo os dados do sensor e os movimentos realizados, visível no [link](#).

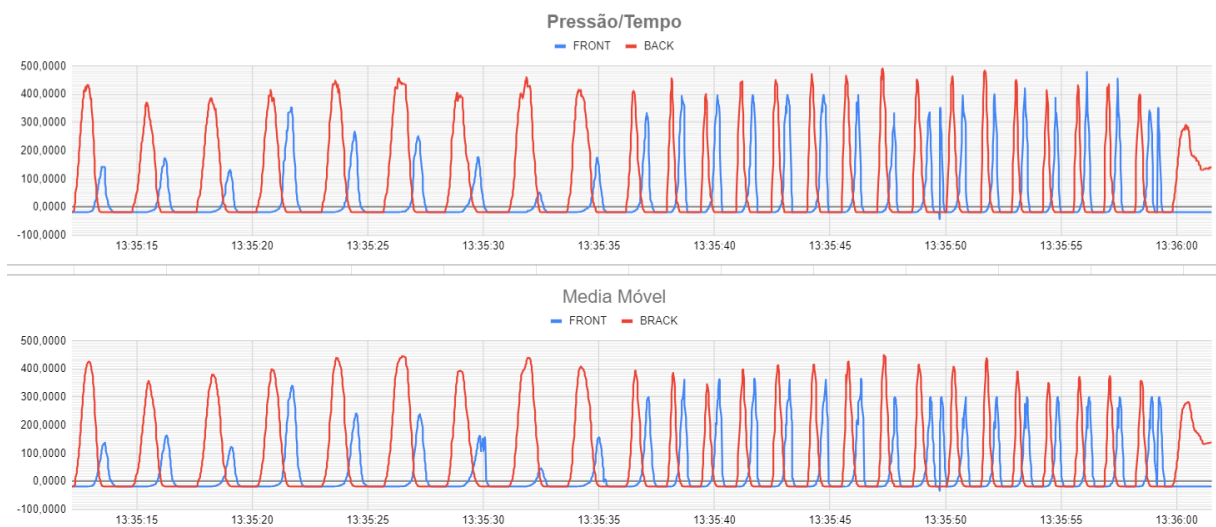
Para realizar a análise gráfica, os dados coletados foram gerenciados em Python, os dados inicialmente dispostos em uma tabela, são importados e tratamento. No processo de tratamento de dados, a identificação e correção de *outliers* desempenham um papel crucial na obtenção de resultados confiáveis. Estes dados podem surgir devido a ruídos, movimentos bruscos ou falhas temporárias nos sensores. Utilizando técnicas de estatísticas e algoritmos em Python, é possível detectar e filtrar esses *outliers*, garantindo que os gráficos gerados representem com precisão o comportamento da pressão durante a marcha. A remoção criteriosa destes “erros” contribui para a eliminação de distorções nos resultados e aprimora a qualidade das conclusões obtidas a partir da análise gráfica.

Além disso, a exportação dos dados tratados para o Microsoft Excel foi utilizado para gerar gráficos que ilustram a distribuição da pressão ao longo do tempo, destacando padrões e variações durante o ciclo da marcha. Esses gráficos fornecem uma representação visual intuitiva das mudanças na pressão, permitindo uma análise detalhada das fases de apoio e propulsão.

A captura de dados foi realizada em duas etapas, a primeira com a velocidade 1 da esteira representada por 1 passada em 3 segundos e a segunda etapa na velocidade 3 da esteira com 1 passada em 1 segundo. A diferença que as velocidades causam ao resultado

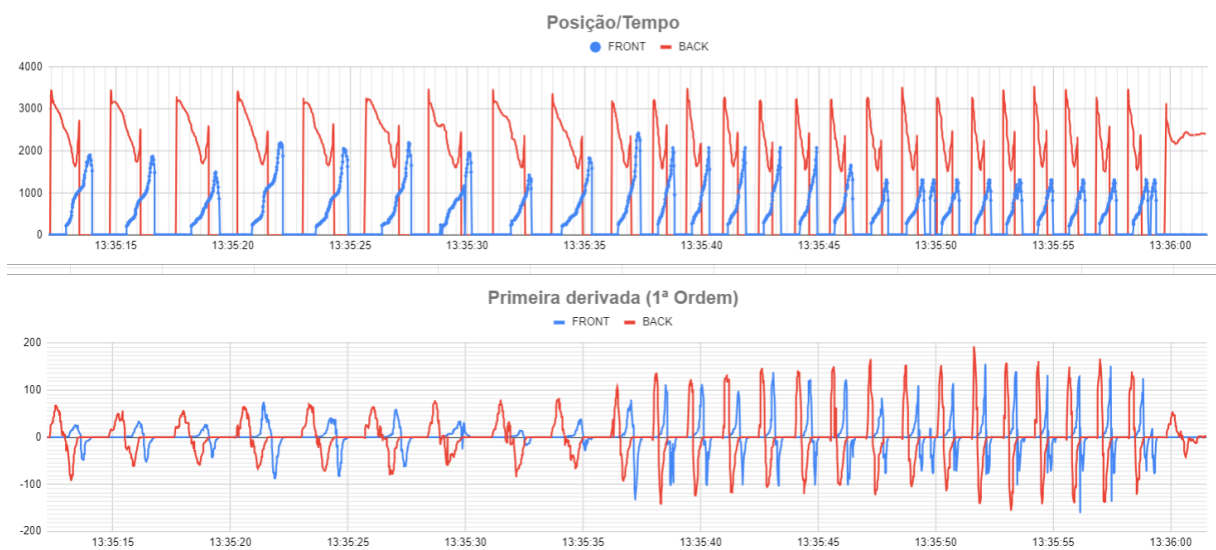
aferido é perceptível, para impulsionar o corpo a frente, além da frequência maior entre os passos, também são registradas forças maiores em cada sensor, principalmente o frontal. Acompanhando na figura 3.13 eventos anômalos são registrados nos tempos 13:35:50 e 13:35:59, após observações junto ao vídeo auxiliar, fica evidente um aperto da parte frontal, natural da caminhada em momentos em que o calçado desliza, este movimento de aperto tem por objetivo reposiciona o pé sobre a palmilha. Neste momento é possível visualizar nos gráficos de posição na figura 3.14 a nova força registrada na região dos dedos, e não ao meio do pé, reforçando a teoria do ajuste, provando-se dados não espúrios.

Figura 3.13 – Pressão no tempo e média móvel



Fonte: De autoria própria

Figura 3.14 – Posição no tempo e primeira derivada da média móvel



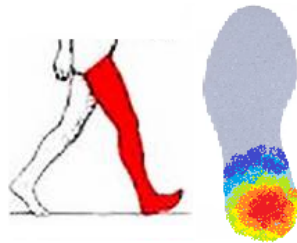
Fonte: De autoria própria

4 Resultados e Discussão

O comportamento padrão esperado e mapeado nestes testes define os estágios desejados da marcha, permitindo a comparação do movimento e o estudo dos ângulos de quadril e joelho na marcha humana para prever o trabalho a ser desenvolvido no exoesqueleto.

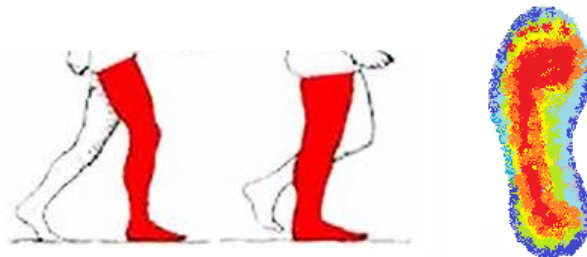
O sensor de pressão calibrado marca até 3 estágios do movimento, para determinar o movimento que a perna instrumentada realiza. Conforme pode ser visualizado nas figuras 4.1, 4.2 e 4.3.

Figura 4.1 – Fase 1: Apoio Inicial



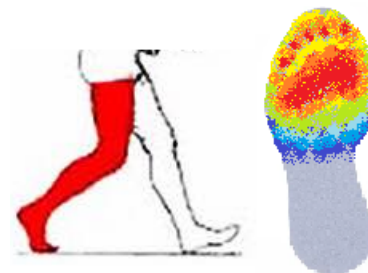
Fonte: Edição gráfica própria

Figura 4.2 – Fase 2: Apoio Médio



Fonte: Edição gráfica própria

Figura 4.3 – Fase 3: Apoio Final

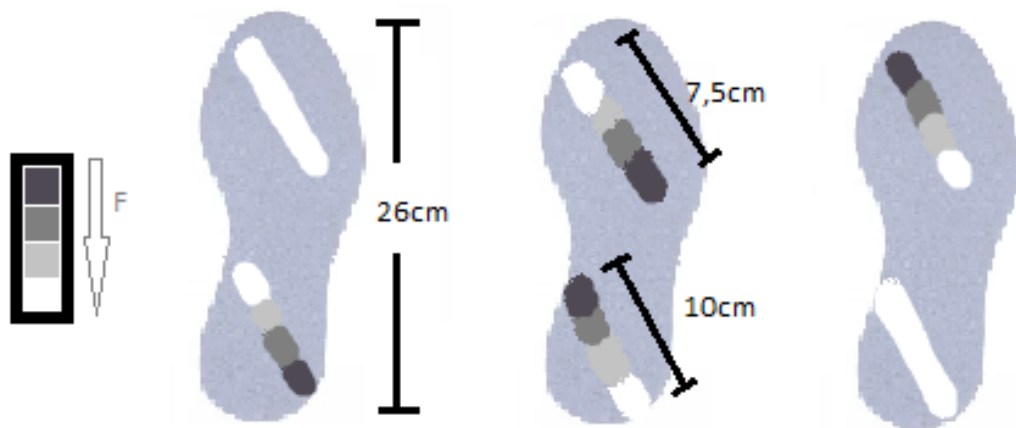


Fonte: Edição gráfica própria

Os estágios representam, neste caso, onde se espera que a força sobre a palmilha esteja concentrada durante a passada, o mapa de calor permite melhor visualização das fases. Após o levantamento dos dados, cada fase deve ter previsão numérica de força e posição, assegurando informação útil para criar imagens como essas ou mesmo definir os vetores de controle da perna oposta.

Para compreender melhor o posicionamento dos sensores e suas leituras de posição e força, observe a imagem 4.4. Da esquerda para a direita, estão a legenda e as fases 1, 2 e 3 da marcha. Considerando um ângulo de 30° em relação ao eixo vertical para ambos os sensores, e as posições iniciais partindo do centro para as extremidades da palmilha, o sensor **BACK** registra a posição de 0 cm a 10 cm, enquanto o sensor **FRONT** registra de 0 cm a 7,5 cm.

Figura 4.4 – Malha de força na trilha

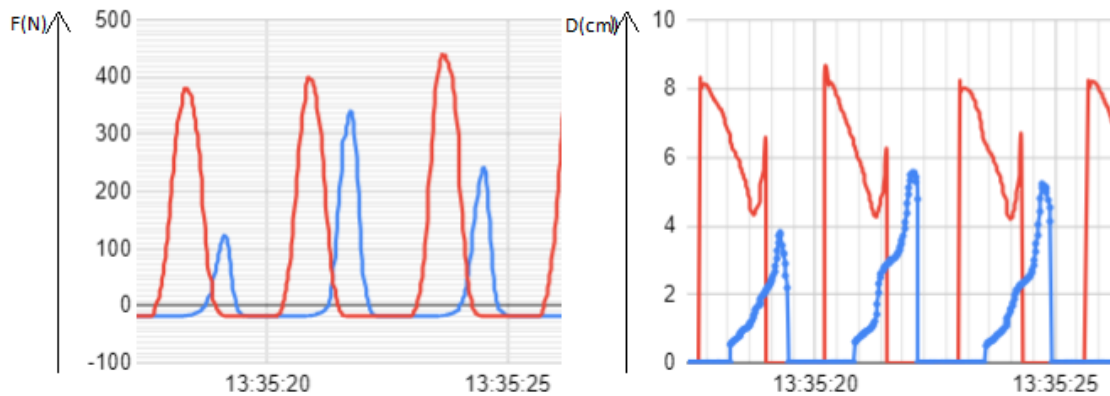


Fonte: De autoria própria

Na figura 4.5, o recorte de três passadas mostra que a divisão fases corresponde a um padrão de combinações entre as resultantes de força e posição. Além disso, uma análise de picos da derivada de primeira ordem, resume as intenções de cada mudança de estágio na marcha. A aplicação de uma rede neural treinada para reconhecer estes picos de intenção de movimento e mudança de fase, justifica a capacidade de controlar os ângulos do Fêmur e Tíbia. A fase 1 ocorre quando há força e posição não nulas no sensor **BACK**; na fase 3, ambas as medidas também são não nulas, mas somente no sensor **FRONT**. Na fase intermediária 2, os dois sensores registram força e posição, caracterizando o apoio por toda a superfície plantar.

A análise de uma base de dados sobre a marcha humana (Winter, 2009), com foco nos ângulos articulares da perna, é essencial para compreender os padrões de movimento em cada fase desse processo biomecânico. Essas informações foram adquiridas por meio de sensores posicionados na perna e no pé, capturando dados dinâmicos em cada vez que o pé toca o chão. Medir as distâncias entre pontos de inflexão e rotação também oferece um entendimento sobre o comportamento cinemático da perna, possibilitando a identificação

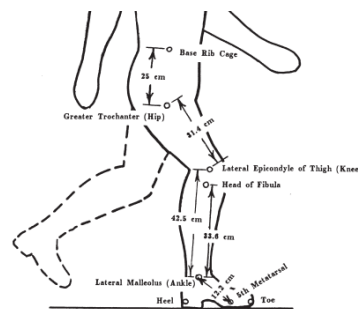
Figura 4.5 – Análise de passadas



Fonte: De autoria própria

de transições entre as fases de apoio e balanço da marcha, conforme visualizado na imagem 4.6.

Figura 4.6 – Marcação de medidas e ângulos gerados na base de dados de marcha humana



Fonte: Adaptado de (Winter, 2009)

Essa análise dos movimentos da perna pode contribuir para estabelecer um padrão nas fases citadas anteriormente. Por exemplo, durante o apoio, os ângulos articulares e as distâncias entre pontos indicam a estabilidade e distribuição de peso, enquanto na fase de balanço revelam os movimentos de propulsão e equilíbrio dinâmico.

A velocidade da caminhada é o aspecto mais importante, pois à medida que a frequência dos passos aumenta, o espaço entre os pés cresce. Isso também se aplica aos ângulos do movimento combinado entre as duas pernas. Assim, a frequência é o primeiro fator que determina quais ângulos de controle devem ser selecionados para cada fase identificada da marcha. No entanto, o escopo é limitado, isto é, os pacientes auxiliados por exoesqueletos devem necessariamente se mover mais lentamente. O segundo fator crucial na formação do padrão de controle são as fases simultâneas, isso permite antecipar, em certa medida, o movimento da perna oposta à palmilha. Por exemplo, na fase 2 de apoio médio, a fase simultânea é o balanço, momento em que não são registradas força nem posição nos sensores. Nas fases 1 e 3, apoio inicial e apoio final, são fases simultâneas e opostas, dessa forma,

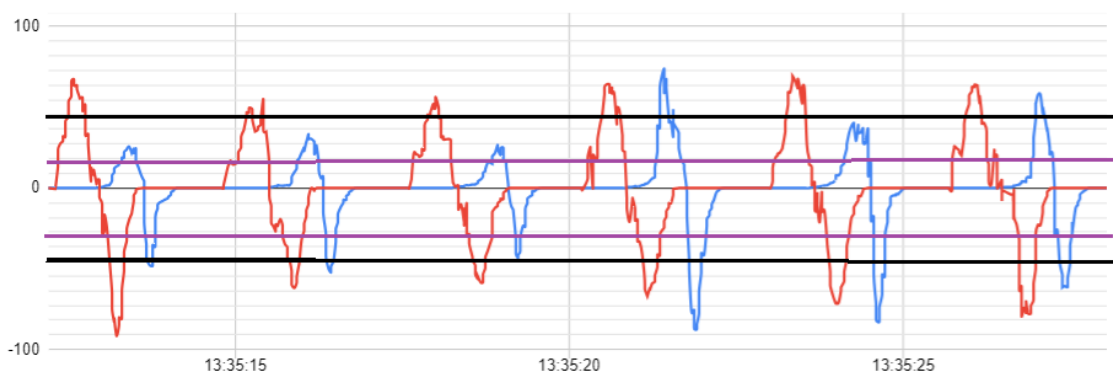
garantimos uma cobertura completa da marcha, entendendo os movimentos realizados pela outra perna com apenas uma perna sensoreada.

Existe a possibilidade de combinar essas informações com uma rede neural, como uma Multilayer Perceptron (MLP) de percepção multicamadas, o que poderia ser extremamente promissor. Ao utilizar a base de dados obtida durante a marcha para treinar a rede neural, é possível criar um modelo capaz de prever os movimentos da outra perna com base na fase atual da marcha. A MLP pode aprender os padrões cinemáticos e dinâmicos dos movimentos da perna, permitindo previsões sobre os movimentos prováveis do exoesqueleto em tempo real durante a caminhada.

Essa abordagem integrada, combinando a análise dos dados obtidos durante a marcha com a capacidade preditiva de uma rede neural, poderia ter aplicações valiosas na área de reabilitação, biomecânica e até mesmo no desenvolvimento de dispositivos de assistência para locomoção. Isso forneceria informações preditivas sobre os movimentos das pernas, contribuindo para uma compreensão mais profunda e eficaz do padrão de marcha humana.

A utilização da primeira derivada de um padrão de força e a análise dos picos resultantes podem representar uma abordagem eficaz para converter informações de força em dados cinemáticos da marcha. Ao examinar o gráfico da primeira derivada, os picos indicam mudanças significativas na taxa de variação da força aplicada na face plantar do pé. Esses picos são indicadores de como as transições entre as fases de apoio e balanço acontecem. Ao analisar um pico de força, é encontrado o momento de transição para a fase de balanço, sugerindo que a perna oposta está iniciando a fase de apoio. Esses dados de força e sua localização específica na superfície plantar representam a interação entre os membros inferiores durante o ciclo de caminhada, conforme observado nas imagens 4.7 e 4.8.

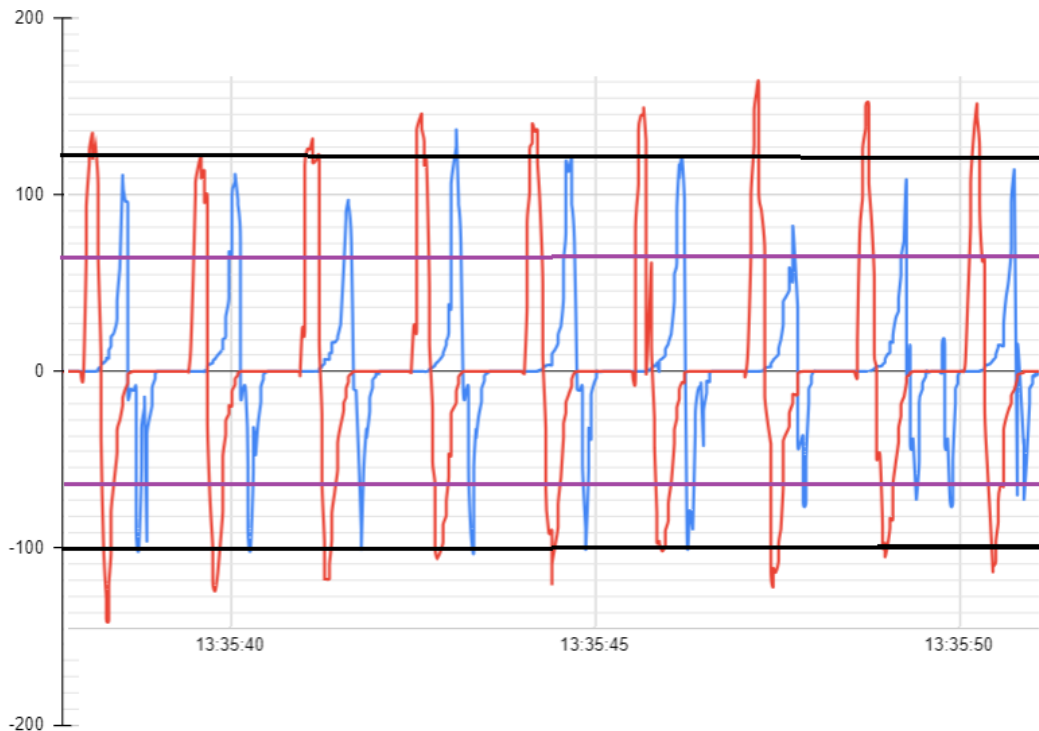
Figura 4.7 – Derivada de primeira ordem na velocidade 1



Fonte: De autoria própria

Por exemplo, se houver um pico de força no calcanhar durante a fase de apoio, será necessário um impulso para a perna oposta iniciar a fase de balanço, juntamente com a extensão do quadril, flexão do joelho ou outros padrões cinemáticos relacionados.

Figura 4.8 – Derivada de primeira ordem na velocidade 3



Fonte: De autoria própria

No zoom gráfico da imagem 4.7, os picos opostos dos sensores frontal e traseiro totalizam quatro mudanças de direção, registram uma passada na frequência aproximada de 0.5Hz, enquanto na imagem 4.8, por volta de 1Hz. Seus valores médios ajudam a determinar os limites da análise de picos, ou seja, os momentos em que a força no sensor passa a diminuir ou aumentar. Esses momentos marcam intenções de movimento e pontuam mais precisamente os ângulos da perna. Nas duas figuras, foram inseridas linhas de referência, marcando a condição de limite médio, evidenciando os picos no sensor frontal para a linha em roxo e no sensor traseiro para a linha em preto.

Após as etapas iniciais de coleta e pré-processamento de dados, foi realizada a identificação de picos e caracterização dos *thresholds*, todos os critérios definidos validam a implementação e o monitoramento das características finais obtidas. Além disso, é necessário realizar avaliações periódicas para manter a resposta para manter o sistema funcionando de forma confiável.

Essa metodologia oferece uma maneira interessante de correlacionar dados de força com movimentos cinemáticos da marcha. No entanto, é crucial considerar que essa abordagem pode requerer estudos adicionais e validação por meio de dados de movimento obtidos por métodos tradicionais, como análises biomecânicas 3D, para garantir a precisão e confiabilidade das inferências cinemáticas feitas a partir dos picos de força na face plantar do pé.

5 Conclusão

No início deste projeto, foram estabelecidas diversas metas, incluindo a construção de um protótipo funcional para a aquisição de dados que possibilitem o controle de um exoesqueleto de membro inferior. Além disso, a proposta incorpora virtudes de engenharia, como economia de energia e materiais, resultando em um protótipo com baixo impacto no usuário, em termos de peso e tempo de operação. Durante o desenvolvimento, o foco foi dado ao embasamento técnico e metodológico, à replicabilidade dos testes e medições, e à aplicação de qualidades construtivas que assegurassem o uso prolongado e a manutenção do dispositivo. Ao longo do processo, foi alcançado um protótipo com especificações técnicas bem dimensionadas e com potenciais melhorias. Isso envolveu a busca por soluções para problemas relacionados peso aplicado sobre a palmilha e à tecnologia dos sensores, além do planejamento e correção de erros identificados, juntamente com a documentação apropriada dos testes realizados e seus dados obtidos.

5.1 Etapas e Resultados

O processo de desenvolvimento deste protótipo iniciou com a definição de parâmetros e sensores para abordar a integração de exoesqueletos e sistemas de controle para hemiplégicos. Prosseguimos com a escolha dos FSLP, considerando a disponibilidade tecnológica e operacional do processamento e comunicação sem fio. A decisão entregou uma coleta de dados confiável, oferecendo a estimativa em tempo real da fase em que a perna esquerda se encontra, algo ideal para o tamanho e a importância deste trabalho. Cada etapa foi planejada e executada, considerando a utilização do FSLP como uma proposta inovadora não encontrada anteriormente, com múltiplas camadas de dados úteis. Sendo criado um protótipo não apenas para hemiplégicos como para monitoramento de informações plantares no geral.

Isso resultou em uma melhoria significativa sobre a usabilidade e qualidade dos dados finais coletados, como gráficos de força e posição. Além disso, as ferramentas de processamento responsáveis por calcular a média móvel e o filtro de derivada mostraram-se adaptáveis e de fácil compreensão. Ao longo deste projeto, os resultados obtidos concentraram-se em suprir a lacuna de dados sobre uma perna instrumentada, para a análise da marcha humana. Os testes e experimentos realizados demonstraram a viabilidade de adquirir com qualidade informações sobre a marcha por meio da palmilha eletrônica instrumentada com sensores de força e posição. Isso foi fundamental para analisar os dados e construir um método de predição dos movimentos, além de subdividir a marcha em fases e sub fases. Esses resultados são essenciais para oferecer mais ferramentas e possibilidades ao sistema de controle do exoesqueleto, permitindo também o desenvolvimento e demonstração de novas utilidades para o sensor FSLP.

5.2 Avaliação do protótipo

A avaliação crítica do protótipo revelou diversos pontos fortes, como a capacidade de adquirir diferentes dados utilizando apenas um tipo de sensor, a ausência de fiação entre o módulo de aquisição e o de controle, e a facilidade de manutenção e calibração.

No entanto, também foram identificadas algumas limitações, incluindo um tempo de operação útil de aproximadamente 24 horas. Para superar essas limitações, propõe-se a inserção de um botão ON/OFF que permita o controle manual da conexão com a bateria, visando utilizar a energia somente durante a caminhada. Além disso, o controle de sono profundo da placa ESP poderia entrar em repouso quando não houver variação no estado medido nos sensores por alguns minutos.

Essas melhorias poderiam expandir o tempo de uso para pelo menos 170 horas, considerando o tempo de caminhada diário da pessoa monitorada. Isso também é importante considerando o tempo de funcionamento dos exoesqueletos sem a necessidade de recarga, sendo relativamente baixo. Apesar das limitações identificadas, a avaliação geral do protótipo sugere boa qualidade nos resultados e aproveitamento prático do sistema, bem como das informações coletadas por meio da metodologia de calibração e sensoriamento acompanhado.

A divisão da marcha em fases 1, 2 e 3 com suas respectivas sub fases A, B e C baseadas na posição da força pode ser vistas nas imagens a baixo 5.1, 5.2 e 5.3. A força nos sensores B e F definem a fase e a posição média define a sub fase, quando se encontra entre determinados valores esperados para aquele momento da marcha, é caracterizado na imagem pela região cinza.

Figura 5.1 – Sub fases 1 - A B C



Fonte: De autoria própria

Figura 5.2 – Sub fases 2 - A B C



Fonte: De autoria própria

Figura 5.3 – Sub fases 3 - A B C



Fonte: De autoria própria

5.3 Considerações Finais

Ao refletir sobre o desenvolvimento deste projeto, é crucial ressaltar que as características como hemiplegia são individuais, variando a frequência entre passadas, os deslocamentos do centro de massa e os tipos de pisada, como supinada e pronada. Essas variações exigem ajustes específicos para garantir o perfeito desempenho do sistema. Portanto, destaca-se a importância de personalizar o uso da palmilha para cada indivíduo, realizando novas calibrações ao longo do tempo de uso para detectar o peso do usuário e fazer possíveis ajustes na posição dos sensores.

As considerações finais também enfatizam a importância de fornecer orientações sobre o funcionamento e boas práticas para garantir um uso seguro e confiável do sistema da palmilha e do exoesqueleto. Isso tem um impacto direto no resultado e na qualidade de vida dos usuários, pois o conhecimento do funcionamento permite preparar o comportamento para situações imprevistas, problemas de adaptação e comportamentos anômalos.

Existem ganhos consideráveis no sistema que podem resultar em um projeto eletrô-

nico mais confiável e coeso com a visão de produto comercial, dentre as melhorias propostas, estão: a utilização de um potenciômetro trimpot 10k que substituiria os resistores auxiliares permitindo um controle externo da escala; melhoria da case do módulo de monitoramento, medir os componentes e criar um modelo digital para impressão 3D, poderia levar a construção física e durabilidade do módulo a outro nível visual e funcional; dimensionamento para baterias recarregáveis e mais detalhes considerando a corrente consumida; fixação do módulo e fios oculta em uma bota ou calçado com toda fiação integrada, potencializa a redução de falhas como desacoplamento de fios ou descolamento da palmilha ao fundo do calçado, um dos principais geradores de erro e incerteza.

Essas considerações são essenciais para promover um uso consciente e responsável de uma tecnologia que propõe uma maneira precisa de controlar um movimento com riscos. Além disso, a realização de testes ao longo do tempo é fundamental para validar o desempenho em todos os cenários, indo além dos pontos comprovados neste projeto em testes menos extensos.

5.4 Conclusões

As conclusões deste trabalho ressaltam a importância da análise minuciosa dos dados de pressão plantar para compreender os padrões de marcha humana. Isso é crucial, uma vez que a distribuição de pressão nos pés reflete diretamente os movimentos biomecânicos durante a locomoção, tornando-se um aspecto importante para diagnósticos médicos e estratégias de reabilitação.

Além disso, as conclusões destacam a necessidade de considerar a correlação entre dados de pressão e movimentos cinemáticos para obter uma compreensão mais completa da marcha. Isso implica diretamente que a análise dos padrões de força nos pés pode fornecer informações úteis não apenas sobre o equilíbrio e a distribuição de peso, mas também sobre os movimentos da perna oposta durante a marcha.

Em resumo, as conclusões alcançadas reforçam a relevância das técnicas de análise de pressão plantar e sua relação com a cinemática da marcha para aprimorar os estudos biomecânicos. Compreender a dinâmica da pressão nos pés oferece um caminho promissor para a melhoria de métodos de diagnóstico, terapias de reabilitação e até mesmo o desenvolvimento de dispositivos de controle direcionados para aprimorar a mobilidade humana.

Referências

- ADAMU, M. N. Mechanical design of a lower limb exoskeleton for rehabilitation of paraplegic patients. *In: repositório.unb*. [S.l.: s.n.], 2021. Citado na p. 13.
- AGUIRRE, L. A. **Fundamentos de Instrumentação**. Câmara Brasileira do Livro, SP, Brasil: Pearson Education do Brasil, 2014. Citado nas pp. 23 e 27.
- ARAÚJO, M. V. d. Geração de padrão de marcha adaptável para uma órtese ativa de membros inferiores. *repositorio.ufrn.br*, Jul 2015. Disponível em: <https://repositorio.ufrn.br/handle/123456789/20397>. Citado na p. 18.
- ARSALAN, A. Design and fabrication of a flexible pressure-sensitive insole based on barometric tactile sensors. *In: 2020 28th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*. [S.l.: s.n.], 2020. p. 1–5. Citado nas pp. 34 e 36.
- AUGUSTO, A.; LEANDRO. **Identificação de sistemas dinâmicos lineares**. [S.l.: s.n.], 2004. ISBN 9788532802804. Citado na p. 30.
- BOLOGNA, B.; COELHO, D. **Estudo e desenvolvimento da estrutura mecânica de um exoesqueleto**. [s.n.], 2013. Disponível em: <https://maua.br/files/032015/202840666-ESTUDO-E-DESENVOLVIMENTO-DA-ESTRUTURA-MECANICA-DE-UM-EXOESQUELETO.pdf>. Citado na p. 15.
- C, W.; C, S.; M, D.; J, W. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. 2003. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jot.2015.09.007https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2214031X15000716>. Citado na p. 12.
- CACHO, E. W. A.; MELO, F. R. L. V. d.; OLIVEIRA, R. d. Avaliação da recuperação motora de pacientes hemiplégicos através do protocolo de desempenho físico fugl-meyer. **Revista Neurociências**, v. 12, n. 2, p. 94–102, jun. 2004. Disponível em: <https://periodicos.unifesp.br/index.php/neurociencias/article/view/8877>. Citado na p. 18.
- CIFUENTES, C.; FRIZERA, A. **Human-Robot Interaction Strategies for Walker-Assisted Locomotion**. 978-3-319-34063-0: Springer International Publishing, 2016. Citado na p. 12.
- DANIEL, F. Estimating the complete ground reaction forces with pressure insoles in walking. **Journal of biomechanics**, Elsevier Ltd, OXFORD, v. 41, n. 11, p. 2597–2601, 2008. ISSN 0021-9290. Citado nas pp. 33 e 36.
- DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. **IEEE Transactions on Robotics**, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008. Citado na p. 15.

- FERREIRA, A. **Princípios Básicos da Extensometria - Parte 1**. 2022. Disponível em: <https://kotengenharia.com.br/principios-basicos-da-extensometria-parte-1/>. Citado nas pp. 26 e 27.
- FERREIRA, A.; GOIS, J. Análise da cinemática e dinâmica da marcha humana. 2018. Disponível em: http://rmct.ime.eb.br/arquivos/RMCT_3_tri_2018_web/RMCT_36217.pdf. Citado na p. 21.
- GOODWIN, G. C.; PAYNE, R. L. **Dynamic System Identification: Experiment Design and Data Analysis**. Academic Press, 1977. Disponível em: https://books.google.com/books/about/Dynamic_System_Identification.html?id=gZpuyAEACAAJ. Citado na p. 31.
- GUTIERREZ, J. P. Designing a wearable device for step analyzing. 2019. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8787514>. Citado na p. 21.
- JALECO, E. de. 2019. 1-4 p. Disponível em: <https://www.pisadaideal.com.br/baropodometria/>. Citado na p. 34.
- JESUS, A. H. d.; COPETTI, F.; SACCOL, M. F. Parâmetros da pressão plantar, tipo e sensibilidade do pé em recrutas: um estudo prospectivo. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 27, n. 3, p. 318–325, Jul 2020. Citado na p. 24.
- KIM, H. e. a. **Locomotion control strategy of hydraulic lower extremity exoskeleton robot**. AIM, v.: IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, 2015. Citado nas pp. 13 e 18.
- LOPES, A. **UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ DEPARTAMENTOS ACADÊMICOS DE ELETRÔNICA E INFORMÁTICA BACHARELADO EM ENGENHARIA DE COMPUTAÇÃO**. [s.n.], 2017. Disponível em: https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/8163/1/CT_COENC_2017_2_8.pdf. Citado nas pp. 34 e 36.
- MASSOCO, D. Z. da S.; LUCINIO, L. A.; SANTOS, R. M. dos. **Hemiplegia : Uma revisão bibliográfica**. 2013. Acessado: 2022-08-14. Disponível em: <http://geprofatecjahu.com.br/anais/2013/24.pdf>. Citado na p. 13.
- MEDEIROS, R. B. de; MUÑOZ, D. M. Tuning of fp-pid controller based on pso algorithm applied to a human gait. *In: 2022 Latin American Robotics Symposium (LARS), 2022 Brazilian Symposium on Robotics (SBR), and 2022 Workshop on Robotics in Education (WRE)*. [S.l.: s.n.], 2022. p. 1–6. Citado na p. 13.
- MOREIRA, M. M. A. C. Palmilha com piezo eletretos para análise do comportamento de marcha. 2020. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18162/tde-10022021-084947/publico/DissertMoreiraMelkzedekuedeMoraesACCorrig.pdf>. Citado nas pp. 32 e 36.

- NOGUERAS, A. M.; ARENILLAS, J. L. C.; RODRÍGUEZ, J. O.; IGLESIAS, F. J. B.; SÁNCHEZ, C. S. Fases de la marcha humana. **Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología**, v. 2, n. 1, p. 44–49, Jan 1999. Disponível em: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-iberoamericana-fisioterapia-kinesiologia-176-articulo-fases-marcha-humana>. Citado na p. 23.
- OCHOA-DIAZ, C.; BÓ, A. P. Symmetry analysis of amputee gait based on body center of mass trajectory and discrete fourier transform. 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/s20082392>. Citado nas pp. 19 e 20.
- OLIVEIRA, J.; DISSE, D. d. F. Esp32 – especificação técnica. 2020. Disponível em: <https://xprojetos.net/esp32-especificacao-tecnica/>. Citado nas pp. 24 e 25.
- OSSAMI, N. L.; MIOSSO, C. J.; FLEURY, S. R. Implementação e avaliação de um sistema de classificação automática de alterações podais utilizando palmilhas de látex com sensores de pressão e acelerômetros, baseado em redes neurais artificiais. 2012. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/260328690_Proposta_de_Estudo_de_Redes_Neuro-Fuzzy_para_Aplicacoes_em_um_Controlde_de_Protese_Ativa_Transtibial. Citado na p. 35.
- RANA, N. **Application of Force Sensing Resistor (FSR) in Design of Pressure Scanning System for Plantar Pressure Measurement**. 2009. 678–685 p. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5380538>. Citado nas pp. 25, 32 e 36.
- RODRIGUES, A. P. C. Desenvolvimento de uma interface para acionamento de atuadores e leitura de encoders para um exoesqueleto de membro inferior com a plataforma soc-fpga zybo. In: **bdm.unb**. [S.l.: s.n.], 2017. Citado na p. 13.
- RODRIGUES, P.; VASCONSELOS, O.; SOARES, D. Dominância podal: Assimetrias em parâmetros biomecânicos após a aquisição da marcha. 2014. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/267643241_DOMINANCIA_PODAL_ASSIMETRIAS_EM_PARAMETROS_BIOMECANICOS_APOS_A_AQUISICAO_DA_MARCHA. Citado na p. 20.
- ROSA, R. **Fases do Ciclo da Marcha Humana**. 2023. Disponível em: <https://kinetec.com.br/new/fases-do-ciclo-da-marcha-humana/>. Citado na p. 22.
- RYO, E. **Calibração acessível de sensores de força de palmilha usando o Wii Balance Board para análise de marcha cinética**. 2018. 1-4 p. Citado nas pp. 33 e 36.
- SANCHEZ, M. R. A. **Desenvolvimento de Sensores Baseados em Grades de Bragg para Instrumentação em Exoesqueleto de Membro Inferior**. Tese (Doutorado) — Universidade Federal do Espírito Santo – UFES, Espírito Santo, ES, maio 2020. Citado nas pp. 32 e 36.

-
- SANTOS, D. P. dos. Projeto mecânico de exoesqueleto robótico para membros inferiores. 2011. Disponível em: https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3152/tde-04112011-150124/publico/Dissertacao_diego_P_dos_Santos.pdf. Citado nas pp. 13 e 18.
- SANTOS, P. M. dos; GOMES, L. G. B. Desenvolvimento de um protótipo de neuroestimulador para dor crônica. 2015. Disponível em: <https://fga.unb.br/articles/0001/0059/tcc.pdf>. Citado nas pp. 13 e 18.
- SEGURA, M. S. P. U. O andar de pacientes hemiplégicos no solo e na esteira com suporte total e parcial de peso. **Aleph**, p. 150 f. : il., gráfs., tabs., Mar 2005. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/handle/11449/87469>. Citado na p. 19.
- USP, L. **EESC cria exoesqueleto robótico para reabilitar pessoas que sofreram AVC**. 2020. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?v=Jdl-93VDQCo>. Citado na p. 15.
- VILARINHO, D. Pofbg-embedded cork insole for plantar pressure monitoring. 2017. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2924>. Citado na p. 21.
- WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Sep 2009. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/book/10.1002/9780470549148>. Citado nas pp. 50 e 51.