

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

ANA LUÍSA RAFAEL MAIA
BENITO PALMA MIELE ANICETO

Desenvolvimento de Bengala Instrumentada com Interface via
Aplicativo

São Carlos
2023

ANA LUÍSA RAFAEL MAIA
BENITO PALMA MIELE ANICETO

Desenvolvimento de bengala instrumentada com interface via
aplicativo

Monografia apresentada ao cursos de Engenharia Elétrica e Engenharia Mecatrônica, da Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Engenheira Eletricista e Engenheiro Mecatrônico.

Orientador: Prof. Dr. Alberto
Cliquet Jr.

São Carlos
2023

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues
Fontes da EESC/USP

M217d Maia, Ana Luísa Rafael
 Desenvolvimento de bengala instrumentada com interface
 via aplicativo / Ana Luísa Rafael Maia, Benito Palma Miele
 Aniceto; orientador Alberto Cliquet Junior. -- São Carlos,
 2023.

 Monografia (Graduação em Engenharia Elétrica com ênfase
 em Eletrônica e Engenharia Mecatrônica) -- Escola de
 Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo,
 2023.

 1. Bengala. 2. Reabilitação. 3. Biofeedback.
 4. Aplicativo. 5. Extensometria. 6. Instrumentação
 biomédica. I. Aniceto, Benito Palma Miele. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Nome: Ana Luisa Rafael Maia

Título: “Desenvolvimento de Bengala Instrumentada com Interface via Aplicativo”

Trabalho de Conclusão de Curso defendido e aprovado em
06/12/2023,

com NOTA 9,9 (nove,nove), pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular Alberto Cliquet Junior - Orientador - SEL/EESC/USP

Prof. Associado João Paulo Pereira do Carmo - SEL/EESC/USP

Mestre Gabriel Ginja - Doutorando/EESC/USP

Coordenador da CoC-Engenharia Elétrica - EESC/USP:
Professor Associado José Carlos de Melo Vieira Júnior

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Candidato: Benito Palma Miele Aniceto

Título: Desenvolvimento de Bengala Instrumentada com Interface via Aplicativo

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo
Curso de Engenharia Mecatrônica.

BANCA EXAMINADORA

Professor Titular Alberto Cliquet Junior
(Orientador)

Nota atribuída: 9,9 (____nove, nove____)

(assinatura) 

Professor Associado João Paulo Pereira do Carmo

Nota atribuída: 9,8 (____nove,oito____)

(assinatura) 

Mestre Gabriel Ginja – Doutorando EESC/USP

Nota atribuída: 10,0 (____dez____)

(assinatura) 

Média: 9,9 (____nove, nove____)

Resultado: _____APROVADO_____

Data: 06 / 12 / 2023.

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

AGRADECIMENTOS

Agradecemos aos nossos pais, que sempre nos apoiaram em nossa trajetória e proporcionaram o suporte essencial para chegarmos aqui.

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr., pelos ensinamentos na engenharia de reabilitação e pela orientação neste trabalho.

Aos colegas que participaram do desenvolvimento inicial deste projeto, cuja contribuição foi fundamental para a concretização da ideia.

Ao Grupo SEMEAR, pela oportunidade de desenvolver conhecimentos em engenharia e robótica que foram utilizados nesse estudo.

Aos nossos amigos de faculdade, que fizeram o nosso caminho nesses estudos ser mais agradável pelas boas companhias.

À República Oligarquia, pela experiência da faculdade ter sido muito mais do que apenas a graduação.

“Há duas coisas que continuam sendo eternamente certas e que na minha opinião se complementam entre si: não apague sua inspiração e poder de imaginação, não se torne um escravo do modelo; e a outra, escolha um modelo e estude-o, porque do contrário sua inspiração não poderá se materializar.” (Vincent Van Gogh)

RESUMO

MAIA, A. L. R; ANICETO, B. P. M. *Desenvolvimento de bengala instrumentada com interface em aplicativo*. 2023. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

Este trabalho propôs o desenvolvimento de uma bengala instrumentada destinada à medição da força aplicada pelo indivíduo, juntamente com um aplicativo de celular como interface de biofeedback, visando a avaliação de pacientes em processos de reabilitação. A metodologia empregou extensômetros como sensores de força na estrutura da bengala, para uma coleta de dados confiável e sensível, e a comunicação sem fio via Bluetooth para uma transmissão eficiente e em tempo real dos dados coletados entre o microcontrolador e um aplicativo especialmente concebido. Este aplicativo foi desenvolvido com ênfase na acessibilidade, apresentando uma interface intuitiva para o armazenamento e a visualização dos dados de maneira clara e compreensível aos usuários. Os resultados obtidos evidenciaram uma precisão consistente nas medições de força, validando a eficácia da instrumentação. O sistema desenvolvido permitiu a avaliação de indivíduos em condições reais de uso, e forneceu dados relevantes para a compreensão da mobilidade e do equilíbrio. A conclusão do estudo confirma que o projeto atingiu integralmente seus objetivos, destacando a bengala instrumentada com aplicativo como uma solução promissora para potencializar os processos de reabilitação de pacientes e promover avanços no campo da assistência médica e na melhoria da qualidade de vida dos pacientes.

Palavras-chave: Bengala. Reabilitação. Biofeedback. Aplicativo. Extensometria. Instrumentação Biomédica.

ABSTRACT

MAIA, A. L. R; ANICETO, B. P. M. *Development of an instrumented cane with a mobile application as interface*. 2023. Monography – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2023.

This study proposed the development of an instrumented cane designed for measuring the force applied by individuals, coupled with a mobile application serving as a biofeedback interface, aiming at assessing patients in rehabilitation processes. The methodology employed strain gauges as force sensors integrated into the cane's structure, ensuring reliable and sensitive data collection, and Bluetooth wireless communication for real-time, efficient transmission of collected data between the microcontroller and a specifically designed application. This application was developed with an emphasis on accessibility, presenting an intuitive interface for the storage and visualization of data in a clear and understandable manner for users. The obtained results demonstrated consistent accuracy in force measurements, validating the effectiveness of the instrumentation. The system developed in this project enabled the assessment of individuals in real-life conditions and provided relevant data for understanding mobility and balance. The study's conclusion affirms that the project fully achieved its objectives, highlighting the instrumented cane with an application as a promising solution to enhance the rehabilitation processes of patients and contribute to advancements in the healthcare field, ultimately improving the quality of life for patients.

Keywords: Cane. Rehabilitation. Biofeedback. Application. Extensometry. Biomedical Instrumentation.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Distribuição do peso corporal em indivíduos com e sem bengala	24
Figura 2 – Alguns tipos de <i>strain gauges</i> disponíveis no mercado	28
Figura 3 – Ponte de Wheatstone	30
Figura 4 – Tipos de montagem para a Ponte de Wheatstone	31
Figura 5 – Variação da resistência do FSR em função da força aplicada	34
Figura 6 – Instalação dos <i>strain gauges</i> em ponte completa	36
Figura 7 – Circuito de medição com <i>strain gauges</i>	37
Figura 8 – Diagrama de blocos de aplicação típica do módulo HX711 para medição de carga com representação de seus blocos internos	38
Figura 9 – Exemplar do módulo conversor de modelo HX711	38
Figura 10 – Telas do aplicativo desenvolvido	43
Figura 11 – Esquemático da montagem final	45
Figura 12 – Bengala completa	45
Figura 13 – Montagem final embarcada	46
Figura 14 – Projeções da montagem final	46
Figura 15 – Fluxograma de funcionamento da bengala instrumentada	47
Figura 16 – Fluxograma de funcionamento do aplicativo	48
Figura 17 – Sequência de passos para utilização	49
Figura 18 – Estrutura usada para teste de erro	51
Figura 19 – Resultados obtidos do teste de erro	52
Figura 20 – Resultados: Superfície nivelada para marcha	53
Figura 21 – Resultados: Mudanças na velocidade da marcha	54
Figura 22 – Resultados: Mudanças na velocidade da marcha com distância estendida	54
Figura 23 – Resultados: Marcha e rotação	55
Figura 24 – Resultados: Passar por cima de obstáculo	56
Figura 25 – Resultados: Degraus	56
Figura 26 – Resultados: Setando para de pé e de pé para sentado	57
Figura 27 – Blocos de código do aplicativo no MIT App Inventor - Parte 1	67
Figura 28 – Blocos de código do aplicativo no MIT App Inventor - Parte 2	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – - Especificações técnicas dos <i>strain gauges</i>	35
Tabela 2 – Lista de componentes final	44

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	OBJETIVOS	21
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	23
3.1	Estudos preliminares	23
3.2	Auxiliadores de locomoção	23
3.3	<i>Biofeedback</i>	25
3.4	Métodos de medição de força	26
3.4.1	Transdutores	26
3.4.2	FSR	27
3.4.3	<i>Strain Gauge</i>	28
3.4.3.1	Princípio de funcionamento	29
3.4.3.2	Ponte de Wheatstone	29
3.4.3.3	Condicionamento do sinal	31
4	MATERIAIS E MÉTODOS	33
4.1	Bengala instrumentada	33
4.1.1	Escolha da bengala	33
4.1.2	Sensoriamento	33
4.1.2.1	Primeiros testes	33
4.1.2.2	Configuração dos transdutores	34
4.1.2.3	Processo de instalação	35
4.1.3	Amplificação e Conversão	37
4.1.4	Processamento e envio dos dados	39
4.1.4.1	Placa de desenvolvimento	39
4.1.4.2	Calibração	39
4.1.4.3	Envio de dados	40
4.2	Aplicativo	41
4.2.1	Plataforma de desenvolvimento	41
4.2.2	Funcionalidades	41
4.2.3	Interface	43
4.3	Protótipo final	44
4.4	Montagem	44
4.4.1	Lógica de funcionamento	46
5	RESULTADOS	51
5.1	Validação	51

5.2	Exercícios realizados	51
5.2.1	Superfície nivelada para marcha	53
5.2.2	Mudanças na velocidade da marcha	53
5.2.3	Marcha e rotação	55
5.2.4	Passar por cima de um obstáculo	55
5.2.5	Degraus	56
5.2.6	Sentado para de pé e de pé para sentado	57
6	CONCLUSÃO	59
	REFERÊNCIAS	61
	APÊNDICE	63
	APÊNDICE	67

1 INTRODUÇÃO

Os auxiliares de locomoção desempenham um papel crucial na reabilitação de pacientes que enfrentam limitações de mobilidade, devido a lesões, cirurgias, deficiências físicas ou condições médicas crônicas. Esses dispositivos, que incluem muletas, bengalas, andadores e cadeiras de rodas, são projetados para proporcionar suporte e estabilidade, permitindo que os pacientes recuperem a locomoção de maneira progressiva ou tenham mobilidade mais segura.

O princípio de uso dos auxiliares de locomoção se dá em redistribuir o peso corporal para promover o alívio da pressão sobre as áreas lesionadas. Dessa forma, uma parte do peso corporal do paciente passa a ser apoiada no auxiliar, e não apenas em seus membros.

Nesse sentido, a força aplicada pelo paciente sobre um auxiliar de locomoção desempenha um papel fundamental como indicador do processo de reabilitação. O correto uso do dispositivo é caracterizado pela aplicação de força dentro de determinados limites para que haja a redistribuição do peso corporal de forma adequada ao tratamento proposto.

O acompanhamento dessa força aplicada permite avaliar o progresso do paciente ao longo do tempo. Por exemplo, no caso de um paciente que possui uma lesão nas pernas, a diminuição da força aplicada em uma muleta pode indicar que o indivíduo está recuperando a força nos seus membros e necessitando menos do dispositivo auxiliar. Além disso, esse indicador de força é importante para evitar sobrecargas excessivas nos músculos, articulações e áreas lesionadas, e assim evitar lesões secundárias ou complicações durante o processo de recuperação.

Para avaliar a força aplicada pelo paciente sobre o auxiliar, o profissional de saúde comumente recorre a métodos subjetivos, como a coleta de feedback do paciente ao solicitar que ele descreva seu esforço e a inspeção visual, e também indiretos, como pela medida do tempo ou distância que o paciente é capaz de percorrer com um auxiliar de locomoção.

É nesse contexto que se dá a relevância da instrumentação biomédica, área que permite o desenvolvimento de dispositivos especializados para coletar, monitorar e analisar informações relacionadas ao contexto clínico. Ao fazer uso de tecnologias da engenharia, é possível fornecer diversas vantagens, como maior precisão ao diagnóstico, um monitoramento contínuo, a intervenção rápida e o acompanhamento remoto, que juntas podem desempenhar grandes melhorias aos cuidados da área da saúde.

A coleta de dados fisiológicos pela instrumentação biomédica envolve ainda a possibilidade de utilizar o *biofeedback*, técnica na qual essas informações são apresentadas em tempo real ao indivíduo. Por meio desse tipo de terapia, os pacientes podem responder rapidamente à interpretação das suas funções corporais, porém é crucial que a apresentação desses dados seja realizada de maneira compreensível e acessível.

A crescente integração da tecnologia no campo da saúde e bem-estar reflete nas

abordagens utilizadas para implementar técnicas de , sendo comum atualmente a utilização de aplicativos de celular como ferramentas eficazes. Os motivos para essa preferência incluem a acessibilidade generalizada dos *smartphones*, que torna o mais acessível a uma ampla gama de usuários, além da conveniência de utilizá-lo em diversos ambientes.

Com base nesse contexto, o presente trabalho objetiva desenvolver a instrumentação de um auxiliador de locomoção do tipo bengala para medir a força aplicada pelo usuário durante sua utilização, juntamente com um aplicativo de *smartphone* como interface para o dispositivo. Este sistema visa coletar a medida de força de forma objetiva e facilitar o acompanhamento do paciente por meio da interface acessível e da possibilidade de monitoramento contínuo e em tempo real. Referenciando-se da literatura atual, o projeto procura apresentar uma solução inovadora que atenda às necessidades dos profissionais de saúde.

2 OBJETIVOS

Este projeto tem como objetivo central o desenvolvimento de um auxiliador de locomoção do tipo bengala instrumentado que visa à medição objetiva da força exercida pelo usuário durante a utilização do dispositivo, juntamente com uma interface acessível para apresentação dos dados e acompanhamento da evolução dos resultados. Os objetivos abrangem a criação de uma solução técnica inovadora e de fácil uso para o acompanhamento clínico de pacientes em reabilitação.

Entre os marcos previstos para a instrumentação do auxiliador estão a seleção e implementação de sensores de força, a configuração de um sistema de transmissão de dados eficiente e a instalação dos componentes com um invólucro. Para a criação de um aplicativo de celular como interface, as etapas são de criar um acesso simplificado aos dados medidos, possibilitar configurações personalizadas e garantir o armazenamento seguro das informações para uma análise contínua.

Em suma, pretende-se projetar um dispositivo que contribua para o diagnóstico e acompanhamento personalizado dos pacientes, e que atenda às necessidades clínicas, proporcionando dados objetivos e acessíveis tanto para os profissionais de saúde quanto para os próprios usuários.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Estudos preliminares

O presente trabalho foi concebido a partir da inspiração de dois outros projetos do LABCIBER que abordaram inovações na área de instrumentação em auxiliares de locomoção, visando aprimorar o acompanhamento clínico e proporcionar suporte tecnológico na área de reabilitação. Os estudos desenvolvidos em Idalirio (2003) e Silva (2017) serviram como pilares fundamentais para as reflexões e avanços presentes neste trabalho.

No primeiro projeto mencionado, a ênfase recaiu sobre a criação de uma muleta instrumentada, capaz de mensurar a força aplicada durante o deslocamento do paciente. A utilização de sensores estrategicamente integrados à haste da muleta, aliada a um circuito eletrônico avançado, permitiu a aquisição precisa desses dados. Além disso, a implementação de um *software* dedicado facilitou a interpretação e análise dos resultados, oferecendo uma valiosa ferramenta para clínicos e pesquisadores na área de engenharia de reabilitação.

Já no segundo trabalho, explorou-se a interação entre o usuário e a muleta instrumentada, introduzindo um aplicativo Android como interface. Este aplicativo desempenha um papel crucial ao permitir o envio e recebimento de dados entre o usuário e a muleta instrumentada, estabelecendo uma comunicação eficaz via Bluetooth. Destaca-se a inovação ao incorporar alertas ao usuário, notificando-o quando a força exercida ultrapassa determinado limite. O registro e recuperação de dados, associados à estabilidade da conexão Bluetooth, revelaram-se aspectos positivos desse projeto, proporcionando resultados que se aproximaram significativamente das medições tradicionais.

Ao integrar as contribuições desses estudos, o projeto desenvolvido neste trabalho busca expandir ainda mais as fronteiras da instrumentação para auxiliares de locomoção, oferecendo avanços tanto na aquisição de dados quanto na interação usuário-instrumento para assim propor benefícios tangíveis tanto no âmbito clínico quanto na pesquisa em engenharia de reabilitação.

3.2 Auxiliares de locomoção

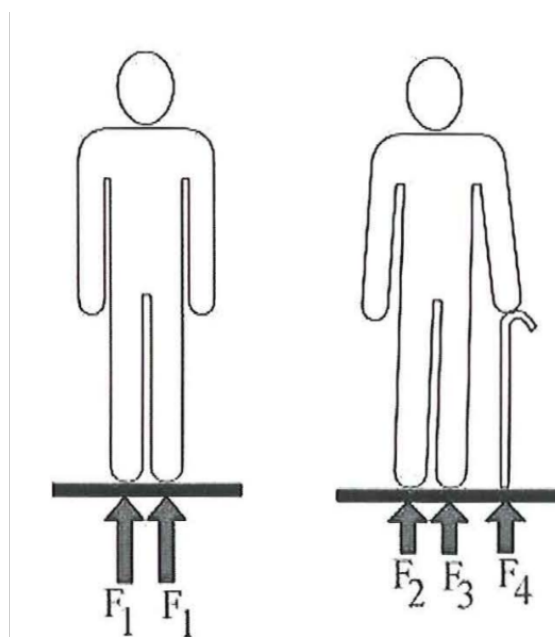
Auxiliares de locomoção são dispositivos projetados para ajudar pessoas com limitações de mobilidade a se locomoverem de maneira mais segura e eficaz por oferecerem um apoio suplementar durante o deslocamento. Esses dispositivos são frequentemente usados na reabilitação de pacientes com diversas condições, como alteração de equilíbrio, fraqueza muscular ou lesões nos membros inferiores. (SAUDE, 2019)

Há diferentes tipos de auxiliares de locomoção, sendo que a prescrição de cada um deles leva em consideração tanto o contexto da reabilitação quanto fatores individuais do paciente. Os dispositivos mais comuns são as bengalas, as muletas e os andadores, descritos a seguir:

- **Bengalas:** Auxiliadores de locomoção leves e portáteis de boa aceitação social. O apoio é realizado em uma única mão, e são indicadas para desequilíbrio leve, podendo reduzir de 20 a 25% do peso descarregado em um membro.
- **Muletas:** Dispositivos que podem ser utilizados com apoio em apenas um ou dois membros superiores. Oferecem maior estabilidade que as bengalas, e portanto podem ser recomendadas para condições de maior desequilíbrio, reduzindo de 50 até 100% do peso em um membro. Entretanto, são consideradas desconfortáveis por alguns indivíduos, e em geral são mais pesadas.
- **Andadores:** Auxiliadores de marcha que geralmente possuem quatro pontos de apoio no solo, sendo portanto bastante estáveis. Podem reduzir a carga dos membros inferiores de 50 a 100% e geram uma marcha mais lenta. Não são recomendados para certas condições, como pisos instáveis ou degraus. (SAUDE, 2019)

O princípio de funcionamento dos auxiliares de locomoção se dá pelo fato de esses dispositivos fornecerem uma força de suporte vertical que ajuda o usuário a sustentar parte do peso corporal. Ao utilizar esse dispositivo, o peso corporal deixa de ser apoiado apenas nos membros inferiores do indivíduo, e portanto ocorre uma redistribuição das componentes de força, o que permite aliviar a carga sobre determinadas áreas do corpo. Geralmente, a carga passa a ser aplicada nos membros superiores, como é o caso do uso de bengalas, muletas e andadores.

Figura 1 – Distribuição do peso corporal em indivíduos com e sem bengala



Fonte: Idalirio (2003)

Seguindo a representação da Figura 1, para um indivíduo que não utiliza um auxiliador de locomoção, a força de apoio em cada um de seus pés será de metade do seu peso corporal, a saber:

$$\frac{F_1}{2} + \frac{F_1}{2} = F_1 \quad (3.1)$$

onde F_1 representa o peso do usuário. Para o caso de um auxiliador de locomoção do tipo bengala em uso, haverá uma componente de força sendo apoiada no dispositivo, resultando em

$$F_2 + F_3 = F_1 - F_4 \quad (3.2)$$

onde F_2 e F_3 representam as reações do solo sobre os pés e F_4 a reação do solo sobre o auxiliador. Desse, a carga sobre os membros inferiores deve ser reduzida em relação ao caso anterior. (IDALIRIO, 2003).

A utilização adequada de um auxiliador de locomoção é crucial para atingir o resultado desejado na reabilitação e prevenir o surgimento de complicações secundárias. Para o caso de uma bengala ou muleta, a recomendação mais comum é o uso em lado oposto ao membro lesionado, e também é recomendado que seja descarregado no máximo 25% do peso corporal sobre o auxiliador. (KRUSEN et al., 1982)

3.3 Biofeedback

O *biofeedback* é uma técnica terapêutica que utiliza instrumentos eletrônicos para monitorar, processar e fornecer informações em tempo real sobre sinais fisiológicos do corpo. O objetivo principal é capacitar os indivíduos a compreenderem e controlarem funções corporais normalmente automáticas, como frequência cardíaca, atividade cerebral, resposta da pele, entre outros. Essa modalidade de terapia visa melhorar a saúde física e mental, promovendo autorregulação e autopercepção.

O processo de *biofeedback* envolve a captura de dados fisiológicos por meio de sensores especializados. Esses dados são então processados e apresentados visualmente para os pacientes e profissionais de saúde. Ao receberem informações em tempo real sobre suas funções corporais, os pacientes podem aprender a reconhecer padrões e, eventualmente, desenvolver habilidades para modificar essas respostas. (SCHWARTZ; ANDRASIK, 2016)

Nesse contexto, a qualidade da interface entre o aparelho que realiza a medida e o usuário é de suma importância. Uma interface bem projetada desempenha um papel fundamental na eficácia do *biofeedback*, pois influencia diretamente a capacidade do usuário em, compreender e interpretar informações em tempo real, além gerar maior motivação e engajamento no uso do dispositivo.

À medida que a tecnologia avança, o uso de dispositivos para monitorar sinais de saúde tem se tornado uma prática cada vez mais comum, em especial com o uso de aplicativos

para *smartphone*. Nesse sentido, um aplicativo para celular capaz de ler e mostrar dados fisiológicos em tempo real, realizar *inputs* e fornecer respostas instantâneas apresenta diversas vantagens. Primeiramente, a portabilidade e ubiquidade dos *smartphones* proporcionam aos usuários a flexibilidade de realizar sessões de em qualquer lugar, adaptando-se aos ritmos de vida modernos, o que pode promover uma maior adesão ao tratamento, uma vez que os usuários podem integrar facilmente o em suas rotinas diárias. Além disso, a interface *touchscreen* dos *smartphones* oferece uma plataforma intuitiva para interação, permitindo que os usuários consigam visualizar seus dados fisiológicos de maneira clara e compreensível e também de realizar *inputs* diretamente no aplicativo permitindo uma personalização mais eficaz do treinamento de *biofeedback*. Por último, *feedbacks* em tempo real, implementados facilmente via aplicativo, não apenas fortalecem a conexão entre ações e respostas fisiológicas, mas também possibilita ajustes imediatos durante as sessões, sendo essa característica particularmente valiosa para otimizar a eficácia do treinamento, permitindo que os usuários experimentem e compreendam as nuances de suas próprias respostas fisiológicas em tempo real.

Em síntese, a combinação de princípios de *biofeedback*, uma interface eficaz e a integração de aplicativos para celular representa uma abordagem promissora na promoção do bem-estar. A evolução contínua dessa prática terapêutica, alinhada com avanços tecnológicos, destaca o potencial transformador de ferramentas acessíveis e intuitivas na promoção da autorregulação e controle consciente das respostas fisiológicas do corpo. O uso de aplicativos móveis não apenas amplia a acessibilidade, mas também conecta os princípios do ao cotidiano, proporcionando uma plataforma contínua para aprimoramento e manutenção da saúde.

3.4 Métodos de medição de força

3.4.1 Transdutores

Os transdutores são dispositivos projetados para gerar uma saída que guarda uma relação definida com a entrada correspondente, ou seja, são equipamentos capazes de converter uma forma de energia (representada pela entrada ou pela grandeza mensurada) em outra forma de energia (correspondente à saída ou à grandeza resultante). Podem ser descritos pela grandeza que se deseja medir, pelo sensor utilizado, aplicação ou ainda pelo princípio de transdução, que pode ser extensométrico, resistivo, potenciométrico, piezelétrico, fotovoltaico, fotocondutivo, indutivo, eletromagnético, capacitivo. (NORTON, 1969)

Objeto central deste projeto, transdutores de força constituem componentes essenciais em uma variedade de aplicações industriais, laboratoriais e de engenharia, desempenhando um papel crucial na medição e controle de forças mecânicas. Eles baseiam-se na conversão de uma força mecânica aplicada em um sinal elétrico proporcional, seguindo o princípio fundamental da lei de Hooke. Este princípio estabelece que a deformação elástica de

um material é diretamente proporcional à força aplicada sobre ele, sob condições de elasticidade linear (NAWROCKI, 2016). Os transdutores exploram essa relação entre a força aplicada e a deformação resultante, empregando diferentes mecanismos para converter essa deformação em um sinal elétrico mensurável, como:

- Extensômetros: Dispositivos sensíveis à deformação, frequentemente utilizados em transdutores de força que consistem em elementos elásticos que se deformam sob a influência da força aplicada, sendo o tipo mais comum o extensômetro elétrico (*strain gauge*).
- *Force-Sensing Resistors* (FSR): Sensores de resistência variável sensíveis à força, construídos com um material condutivo, nos quais a resistência elétrica varia em resposta à pressão exercida.
- Células de Carga: Amplamente empregados na indústria, são compostos por elementos elásticos, como sensores de tensão ou cisalhamento, que, ao serem submetidos a uma força, geram uma alteração na resistência elétrica. Essa mudança é então convertida em um sinal elétrico proporcional à força aplicada.
- Piezoelétricos: Transdutores piezoelétricos exploram a propriedade piezoelétrica de certos cristais, como quartzo. Quando submetidos a uma força, esses cristais geram uma carga elétrica proporcional à deformação. Esta carga é medida e convertida em um sinal elétrico que representa a força aplicada.
- Sensores de Fibra Óptica: Os sensores de fibra óptica para medição de força utilizam fibras ópticas flexíveis cuja deformação modifica as características da luz transmitida. Essa alteração na luz é então detectada e convertida em um sinal elétrico, proporcionando uma abordagem sensível e precisa para a medição de força.
- Sensores de Capacitância: Transdutores de força baseados em capacitância utilizam a variação na distância entre placas condutoras quando sujeitas a uma força. Essa alteração na capacitância é medida eletronicamente e correlacionada com a magnitude da força aplicada.

Como principal foco deste trabalho, os estudos e testes foram aprofundados em dois tipos de transdutores, os *strain gauges* e os FSR.

3.4.2 FSR

Os *Force-Sensing Resistors* (FSR) representam uma categoria distinta de transdutores de força que se destacam por sua resposta rápida, versatilidade e design compacto. Ao contrário de dispositivos que se baseiam em mudanças na resistência devido à deformação mecânica direta, os FSRs operam principalmente através de mudanças na pressão aplicada.

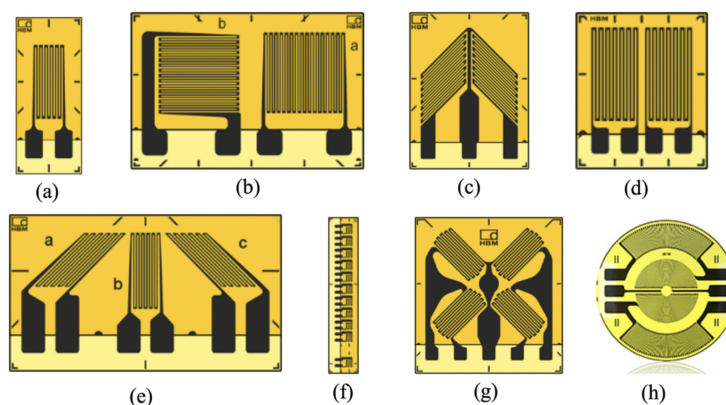
São construídos com um material condutivo composto de partículas sensíveis à pressão incorporadas em uma matriz polimérica. Quando uma força é aplicada ao sensor, as partículas condutivas se movem, aumentando a densidade do contato entre elas, o que resulta em uma diminuição da resistência elétrica do material. Assim, a resistência do FSR varia de forma inversamente proporcional à pressão aplicada (YANIGER, 1991). Como características principais, são conhecidos por sua capacidade de responder rapidamente a mudanças na pressão, tornando-se ideais para aplicações que requerem detecção instantânea de força, além de possuírem uma construção fina e flexível e serem fabricados em diversos tamanhos, podendo ser integrados em espaços reduzidos, facilitando sua incorporação em uma variedade de dispositivos. Em contrapartida, a relação entre a pressão aplicada e a resistência do FSR pode não ser linear, exigindo uma calibração mais complexa para traduzir com precisão a resistência em valores de força.

3.4.3 Strain Gauge

Os *strain gauges* são dispositivos de medição extremamente sensíveis que operam com base na variação da resistência elétrica em resposta à deformação mecânica de um material. São compostos por uma fina folha de metal, depositada em um padrão de grade sobre um fino material de suporte plástico, o que os tornam fáceis de manipular, fornece uma boa superfície de aderência e também os isola eletricamente do componente. Para medir a deformação na superfície da estrutura que se deseja testar, o *strain gauge* é colado diretamente ao componente, e fios são soldados a seus terminais.

A depender das aplicações e da deformação que se deseja medir, *strain gauges* podem ser encontrados no mercado em diferentes arranjos, permitindo que se meça tensão, força e deformação em diferentes eixos, como demonstrado na Figura 2

Figura 2 – Alguns tipos de *strain gauges* disponíveis no mercado



Fonte: Zhao et al. (2020)

3.4.3.1 Princípio de funcionamento

A medição de deformação por extensometria baseia-se na teoria da deformação do material, em que ϵ_{axial} é uma medida da variação relativa de comprimento de um material, expressa como a razão entre a mudança de comprimento (ΔL) e o comprimento original (L_0), conforme descrito na Equação 3.3. A tensão axial (σ_{axial}) se relaciona à deformação pela lei de Hooke, que afirma que, para um material elástico linear carregado uniaxialmente, o estresse axial é diretamente proporcional à deformação axial multiplicado pelo módulo de elasticidade (E), característico do material, como mostrado em Equação 3.4. Temos também que a resistência elétrica do metal no sensor é dada pela equação Equação 3.5, em que ρ é a resistividade do material, L é o comprimento total das linhas da grade A é sua seção transversal.

$$\epsilon_{axial} = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (3.3)$$

$$\sigma_{axial} = \frac{F}{A_{corpo}} = E\epsilon_{axial} \quad (3.4)$$

$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (3.5)$$

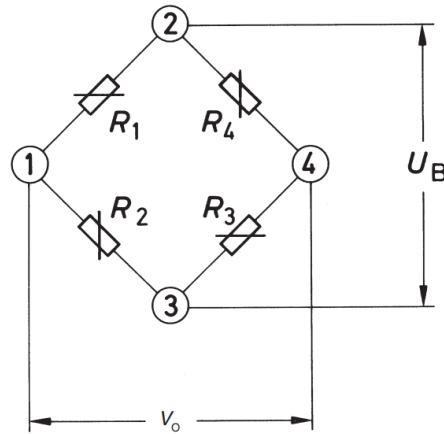
Relacionando as equações, como demonstrado em Hystand e Alciatore (1999), chega-se à Equação 3.6, que descreve a relação entre a deformação gerada pela força aplicada ao corpo e a variação da resistência no *strain gauge*, parâmetro denominado *gage factor* (K) que representa a sensibilidade do sensor às deformações.

$$K = \frac{\Delta R/R}{\epsilon_{axial}} \quad (3.6)$$

3.4.3.2 Ponte de Wheatstone

Para realizar medições precisas de deformações utilizando *strain gauges*, é crucial ter a capacidade de mensurar com precisão pequenas variações na resistência. O circuito mais comumente empregado para medir essas sutis alterações é a ponte de Wheatstone, composta por uma rede de quatro resistores excitada por uma tensão contínua (DC), como demonstrado na Figura 3, em que os quatro ramos do circuito da ponte são constituídos pelas resistências R_1 a R_4 . Os pontos de conexão 2 e 3 na ponte representam as entradas para a tensão de excitação U_B . A tensão de saída V_0 , que constitui o sinal de medição, está acessível nos pontos de conexão 1 e 4.

Figura 3 – Ponte de Wheatstone



Fonte: Hoffmann (1989)

Para medições de força, os pares de resistências R_1 , R_2 e R_3 , R_4 devem ser iguais. Sendo toda resistência possivelmente variável, conforme demonstrado em (HOFFMANN, 1989), chega-se a Equação 3.7 que, com Equação 3.6, nos leva a expressão final da Equação 3.8.

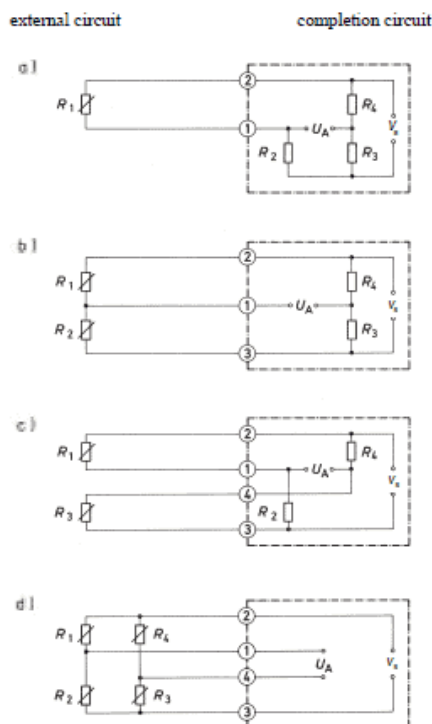
$$\frac{V_0}{V_S} = \frac{1}{4} \left(\frac{\Delta R_1}{R_1} - \frac{\Delta R_2}{R_2} + \frac{\Delta R_3}{R_3} - \frac{\Delta R_4}{R_4} \right) \quad (3.7)$$

$$\frac{V_0}{V_S} = \frac{1}{4} (\epsilon_1 - \epsilon_2 + \epsilon_3 - \epsilon_4) \quad (3.8)$$

A depender da aplicação, a ponte pode ser montada em diferentes arranjos, sendo 1, 2 ou 4 braços da ponte formados por *strain gauges* e os demais por resistores de complemento, como mostrado na Figura 4, em que temos:

- a) $1/4$ de ponte: possui fácil instalação, porém não há compensação de temperatura e tensões normais e de flexão ficam sobrepostas;
- b) $1/2$ de ponte: capaz de compensar efeitos de temperaturas, mas pode ser menos precisa por não possuir compensação mútua entre os extensômetros;
- c) Ponte diagonal: capacidade de medir tensão axial exclusivamente, excluindo efeitos de flexão;
- d) Ponte completa: compensação térmica mais efetiva, estabilização mais eficaz e alta sensibilidade a pequenas variações.

Figura 4 – Tipos de montagem para a Ponte de Wheatstone



Fonte: Hoffmann (1989)

As montagens ainda podem variar a depender da aplicação e das deformações ou tensões que se deseja aferir e efeitos que se deseja compensar.

A ponte ainda permite a compensação de variações de temperatura e proporciona maior sensibilidade e precisão nas medições. Esse circuito é essencial para garantir resultados confiáveis ao medir deformações, especialmente em ambientes sujeitos a flutuações térmicas ou interferências elétricas.

Ainda que realizada a montagem apropriada, o sinal gerado por uma ponte de *strain gauges* é inerentemente fraco devido à natureza das mudanças físicas que ela mede, por ser um sensor de deformação que responde a variações muito pequenas na tensão ou resistência causadas por alterações microscópicas nas dimensões do material quando sujeito a forças mecânicas, sendo a magnitude dessas alterações frequentemente da ordem de microstrain ($\mu\epsilon$). Essas mudanças diminutas na resistência do *strain gauge* resultam em variações de tensão ainda menores, sendo necessário aplicar amplificação e condicionamento adicionais do sinal antes que possa ser processado por um microcontrolador.

3.4.3.3 Condicionamento do sinal

O sinal gerado por uma ponte de extensômetros é geralmente de amplitude bastante baixa, na ordem de mV ou μV , especialmente quando a deformação ou carga aplicada é pequena. Dessa forma, o circuito de medição deve ser sensível a pequenas variações de sinal para medir a carga, e portanto faz-se necessário amplificar o sinal de tensão

proveniente da ponte de Wheatstone, para garantir a precisão e a utilidade dos dados obtidos. A amplificação ajuda a melhorar a relação sinal-ruído (SNR), tornando possível a detecção de variações sutis e melhorando a sensibilidade da medição, já que para um sinal fraco qualquer interferência ou ruído elétrico poderia ter um impacto substancial e dificultar a distinção entre a mudança desejada e as variações indesejadas.

Por fim, para que seja possível realizar o processamento dos dados em um microcontrolador, é necessária também a conversão do sinal analógico para um sinal digital. Portanto, o circuito de medição deve incluir um conversor do tipo AD, o qual deve ter alta resolução para representar com precisão as variações no sinal. Além de viabilizar a integração com o microcontrolador, a conversão digital também garante uma leitura mais confiável ao possibilitar o filtro de interferências que poderiam afetar negativamente a precisão das medições.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O objetivo do projeto, como já mencionado, é a construção de um dispositivo auxiliador de marcha capaz de mensurar a força depositada pelo paciente, além de também armazenar e apresentar todos os dados capturados de forma a auxiliar no acompanhamento de sua evolução. Dessa maneira, o projeto envolveu o desenvolvimento tanto de *hardware* - na construção do dispositivo efetivamente, responsável pelo sensoriamento, processamento e envio dos dados - quanto *software* - no desenvolvimento de um aplicativo para *smartphone* responsável por ser a interface com o usuário.

4.1 Bengala instrumentada

4.1.1 Escolha da bengala

O auxiliador de locomoção escolhido para este projeto foi uma bengala de alumínio, justificada pela praticidade no uso diário e por representar um auxiliador de uso bastante comum. A bengala é um dispositivo discreto e leve, que oferece suporte durante a caminhada sem diminuir muito a velocidade da marcha, e também possibilita a mobilidade em solo irregular e em escadas. Sua utilização é facilmente incorporada à rotina cotidiana, sendo aceita de forma natural em diversos ambientes sociais. Além disso, a bengala é um auxiliar de locomoção bastante acessível, tanto em termos de custo quanto de disponibilidade, o que a torna uma opção viável para uma variedade de usuários. Em suma, a escolha de uma bengala traz versatilidade e acessibilidade ao projeto.

4.1.2 Sensoriamento

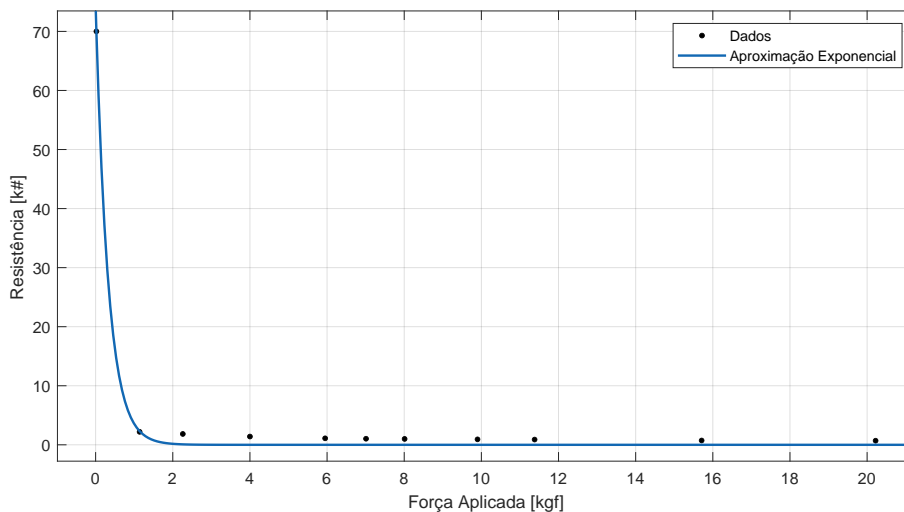
Como a primeira etapa do desenvolvimento, foi necessário definir a instrumentação mais adequada para os objetivos do projeto. Para medição da força aplicada na bengala, as principais opções eram Sensor de Força Resistivo (FSR) e Extensômetro.

4.1.2.1 Primeiros testes

Por sua maior simplicidade de instalação e uso, os primeiros testes foram iniciados com o FSR, ligando-o como um divisor de tensão a um Arduino e comparando os resultados obtidos com um dinamômetro para diferentes forças aplicadas.

Anotando os dados obtidos, foi possível determinar a variação da resistência do sensor em relação à variação da força aplicada, obtendo os resultados como demonstrado na Figura 5.

Figura 5 – Variação da resistência do FSR em função da força aplicada



Fonte: Elaborado pelos autores.

Analisando o gráfico obtido, foi possível concluir que a relação se aproxima da linearidade apenas em uma faixa muito estreita de força, sendo que, para forças maiores, a variação de tensão torna-se cada vez menor, o que diminui a resolução da leitura no Arduino e torna a medição mais imprecisa. Além disso, o sensor mostrou-se muito sensível a variações do ambiente, como temperatura, além de apresentar uma histerese considerável entre ciclos de compressão e descompressão, o que dificultava sua calibração para obter uma medida confiável de força.

Por conta disso, constatou-se que o FSR não seria o sensor adequado para a aplicação, sendo então o extensômetro selecionado para o projeto.

4.1.2.2 Configuração dos transdutores

Os extensômetros estão disponíveis no mercado em diversas variações e podem ser instalados em diferentes configurações, sendo essencial definir as opções mais aderentes ao intuito da aplicação.

Como o foco do projeto reside na medição precisa da força axial aplicada na bengala, foram escolhidos extensômetros uniaxiais do modelo BF350, cujas especificações técnicas são mostradas na Tabela 1

Tabela 1 – - Especificações técnicas dos *strain gauges*

Modelo	BF350
Resistência	350 Ω
Tolerância de resistência (média)	0.1%
Gage factor	2 - 2.20
Sensibilidade do coeficiente de dispersão	1%
Limite de deformação	2%
Coeficiente de compensação de temperatura	9 / 11 / 16 / 23 / 27
Temperatura de operação	-30° a 80°C
Dimensões	4.4 X 7.4MM
Peso	1g

Complementarmente, foi feita a opção pela configuração em ponte completa motivada por uma série de vantagens distintas. A elevada sensibilidade proporcionada por essa configuração é crucial para detectar com precisão pequenas deformações, essenciais para obtenção de leituras detalhadas. Além disso, a capacidade de compensação de temperatura minimiza os efeitos adversos das variações térmicas e de ruídos elétricos, além fazer com que outros momentos e torques existentes na bengala não influenciem na medida, garantindo resultados consistentes. A versatilidade da configuração em ponte completa aliada à facilidade de calibração, redução de erros sistemáticos e ampla faixa de medição solidificam a escolha desta abordagem como uma solução robusta e precisa para atender aos requisitos específicos do projeto.

Nesse sentido, a estratégia de implementação dos extensômetros uniaxiais na bengala, visando a medição da força uniaxial, baseia-se em considerações ergonômicas e na necessidade de oferecer uma solução de fácil aplicação e alta precisão. A bengala, enquanto elemento de suporte, experimenta predominantemente uma força axial durante o uso. Por conta disso, a decisão de posicionar os extensômetros nesse contexto específico visa realizar medições diretas e focalizadas na força exercida na bengala, proporcionando uma representação precisa da carga suportada. Essa abordagem específica simplifica a instalação dos sensores, garantindo um alinhamento preciso com a força predominante, ao mesmo tempo que minimiza interferências externas, resultando em leituras mais precisas e relevantes. Por fim, a combinação da configuração em ponte completa com a instalação em pontos estratégicos da bengala não apenas atende, mas otimiza os requisitos do projeto, oferecendo uma solução completa e eficaz para a medição da força uniaxial nesse contexto específico.

4.1.2.3 Processo de instalação

Após definição dos sensores e configuração adequada, deu-se início a seu processo de instalação, atividade que teve de ser realizada minuciosamente para que os resultados

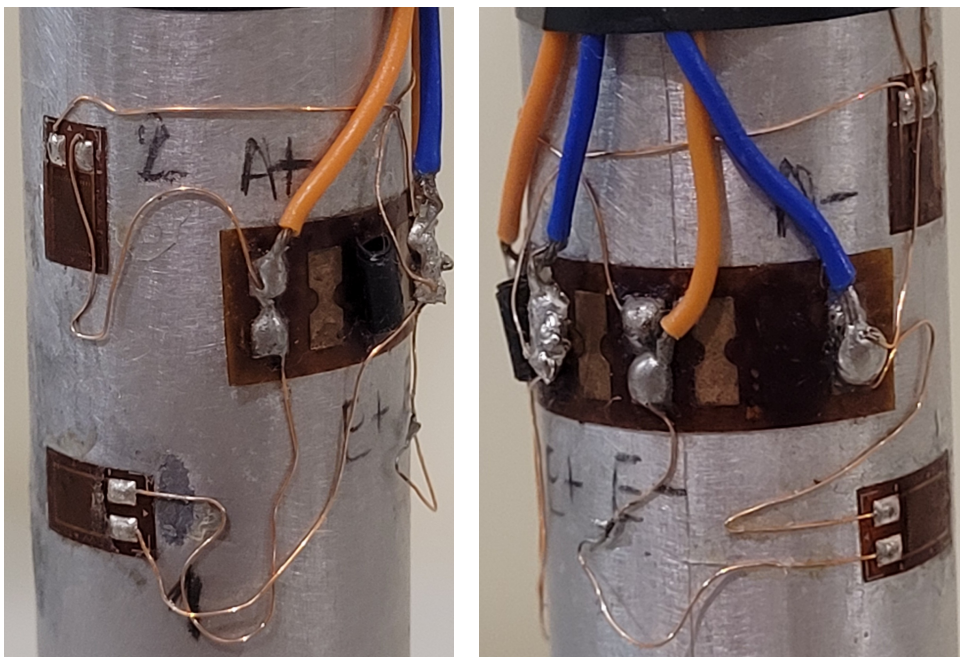
fossem condizentes e gerassem resultados adequados.

Primeiramente, foi necessário escolher o local de instalação que, considerando a natureza do dispositivo, foi posicionado entre o meio e a extremidade inferior da bengala. Após a definição, foi necessário preparar a superfície do local escolhido com um processo de lixamento, que não apenas removeu eventuais tintas e impurezas como também proporcionou uma superfície mais propícia para a aderência dos *strain gauges*, contribuindo para uma fixação mais segura e estável.

Em seguida, procedeu-se à demarcação cuidadosa do local escolhido com o auxílio de um paquímetro para garantir que os extensômetros estivessem alinhados de maneira precisa ao eixo central da bengala, etapa crucial para garantir a correspondência exata entre a posição dos extensômetros e a direção da força axial. Com a demarcação concluída, foi feita fixação dos transdutores com a aplicação de um adesivo adequado à superfície de alumínio, a fim de garantir uma fixação firme e estável.

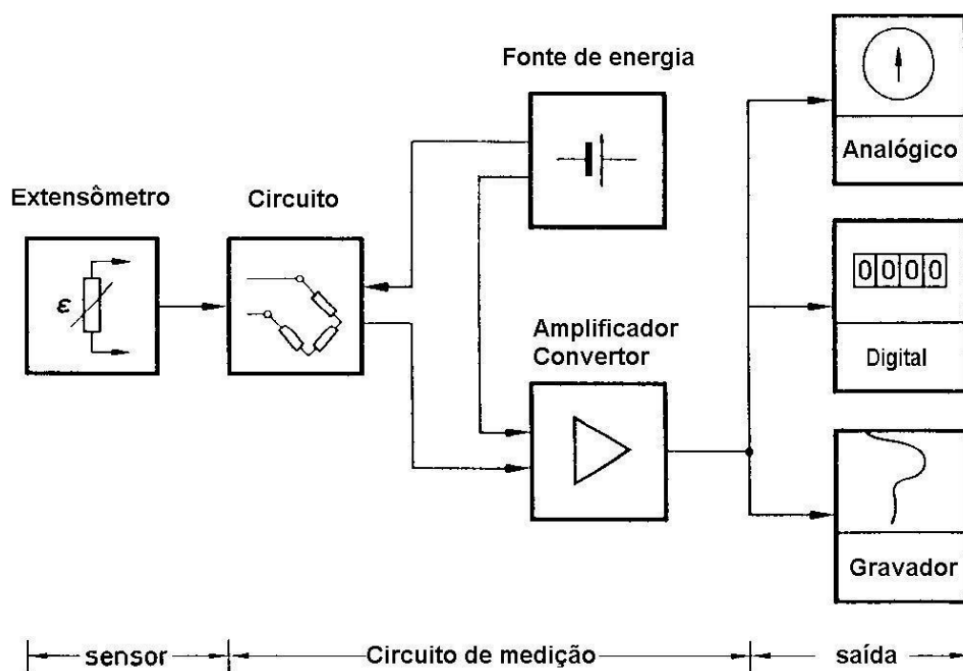
Por último, os fios foram conectados e soldados corretamente para a montagem em ponte completa, como demonstrado na Figura 6.

Figura 6 – Instalação dos *strain gauges* em ponte completa



Fonte: Elaborado pelos autores.

Para aquisição dos dados, outros equipamentos podem ser acoplados no sistema com intuito de reduzir os erros, melhorar e agilizar o processo de medição. A Figura 7 mostra um esquema básico para realização de medidas com *strain gauges*, cujas partes serão melhor exploradas nas seções seguintes.

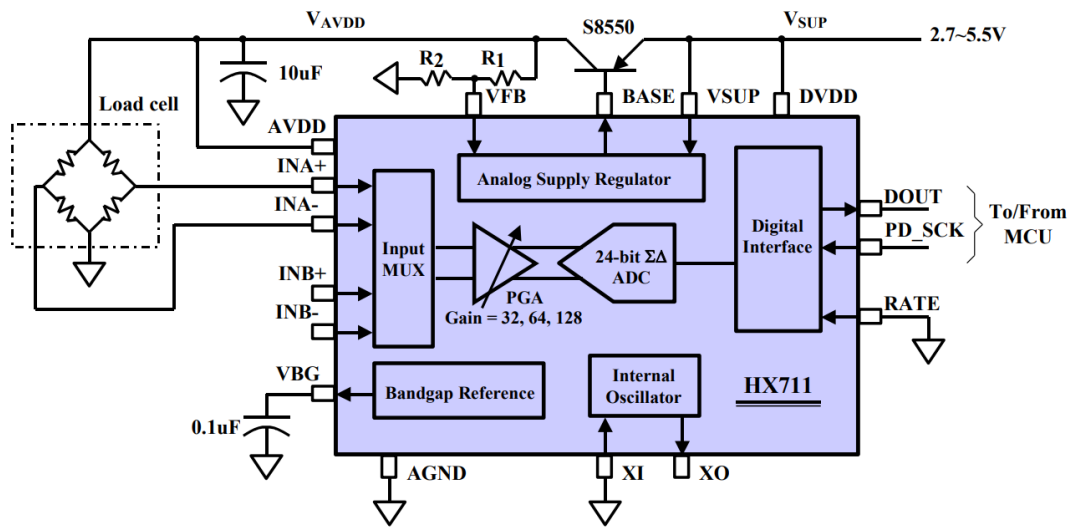
Figura 7 – Circuito de medição com *strain gauges*

Fonte: Grupo de Análise e Projeto Mecânico (2004)

4.1.3 Amplificação e Conversão

Para realizar a leitura da medida dos extensômetros, é necessário implementar um condicionamento ao sinal proveniente da configuração de ponte desses sensores, o qual deve incluir a amplificação e a conversão digital desse sinal. Para alcançar os objetivos dessa etapa, foi feita a escolha de utilizar o módulo conversor HX711, fundamentada em sua capacidade de oferecer uma solução precisa e eficiente para este projeto, uma vez que esse componente é especialmente projetado para a aplicação com células de carga e extensômetros. O HX711 oferece dois canais de entrada diferencial para conexão direta com esse tipo de sensor configurado em ponte, e possui um conversor analógico-digital com resolução de 24 bits, o qual possibilita uma leitura bastante precisa do sinal. O módulo também inclui um amplificador de ganho programável com ganhos fixos de 32, 64 e 128, o que permite a amplificação adequada dos sinais de baixa amplitude do sensor e a adaptação a diferentes capacidades de carga. Por fim, o HX711 possui comunicação por interfaces digitais, nas formas I2C e SPI, facilitando a integração com o microcontrolador utilizado no projeto. A Figura 8 representa os blocos internos de operação do módulo HX711.

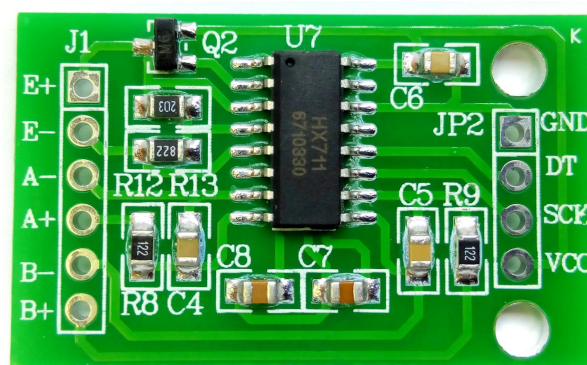
Figura 8 – Diagrama de blocos de aplicação típica do módulo HX711 para medição de carga com representação de seus blocos internos



Fonte: AVIA (2016)

Entre outras vantagens da escolha do módulo HX711, pode-se citar também os recursos de compensação de zero e ganho, que permitem a calibração para garantir a precisão das medições, a estabilidade em relação a variações de temperatura e a capacidade de lidar com sobrecargas, que adicionam robustez à aplicação. Além disso, há bibliotecas disponíveis em linguagem de programação do Arduino específicas para esse módulo, que permitem o uso de uma série de funções já desenvolvidas para medição de carga. Em resumo, o HX711 é uma escolha viável e eficaz para amplificar e converter sinais de extensômetros, atendendo às exigências de precisão e confiabilidade do projeto em questão. Um exemplar desse módulo pode ser visualizado na Figura 9.

Figura 9 – Exemplar do módulo conversor de modelo HX711



Fonte: Baú da Eletrônica.

4.1.4 Processamento e envio dos dados

4.1.4.1 Placa de desenvolvimento

No contexto do projeto, a escolha do microcontrolador desempenha um papel crucial na eficiência operacional e na capacidade de processamento do sistema. Diante das complexidades inerentes à aquisição e transmissão de dados em tempo real, é imperativo escolher uma plataforma que atenda a esses requisitos de maneira eficaz, levando à seleção de um microcontrolador que oferecesse não apenas poder computacional, mas também flexibilidade e suporte robusto para o desenvolvimento do código.

No âmbito da implementação, dada a natureza prototípica do projeto, optou-se por utilizar uma placa de desenvolvimento pronta, o que proporcionou não apenas a conveniência de uma solução pronta para uso, mas também integrou recursos adicionais na placa que facilitariam a prototipagem e acelerariam o desenvolvimento do sistema como um todo, contribuindo para uma abordagem mais eficiente na fase inicial do projeto e permitindo focar diretamente na implementação e teste das funcionalidades.

Nesse contexto, foi escolhida a placa de desenvolvimento ESP32, que destaca-se por sua arquitetura dual-core, que possibilita o processamento paralelo, fundamental para a eficiência computacional exigida pelo projeto, além de possuir um coprocessador de baixo consumo que ajuda a otimizar o consumo de energia, crucial em dispositivos alimentados por bateria. Sua capacidade de comunicação sem fio, incluindo o suporte a Bluetooth e Wi-fi integrados, também atendem à necessidade de transmitir dados em tempo real para o aplicativo móvel, proporcionando uma integração coesa e eficaz.

Além disso, a plataforma desfruta de uma comunidade ativa de desenvolvedores, resultando em ampla documentação e suporte técnico, além de bibliotecas próprias para uso de alguns dos recursos utilizados no projeto, como o módulo HX711, facilitando o processo de programação e garantindo uma implementação suave do código, desenvolvido inteiramente no ambiente de desenvolvimento Arduino IDE, que utiliza uma linguagem de programação baseada em C++.

Por último, a ESP32 apresenta a vantagem de possuir um tamanho leve e compacto, o que facilita a sua instalação na bengala sem gerar desconforto ou adicionar uma carga extra significativa, além de possuir uma boa acessibilidade em termos de custos, o que reforça sua adaptabilidade às necessidades práticas do projeto, garantindo uma integração eficiente, minimizando qualquer impacto adverso na experiência do usuário e mantendo um equilíbrio favorável entre desempenho e custo.

4.1.4.2 Calibração

Com definição e instalação dos sensores em conjunto com módulo de amplificação e conversão conectados à placa de desenvolvimento escolhida, prosseguiu-se para a etapa de calibração, com o objetivo de converter as saídas obtidas do circuito em valores

correspondentes à carga depositada na bengala. Utilizando a biblioteca própria para HX711 na ESP32, é possível definir um fator de calibração que converta as medidas para a unidade desejada, sendo no caso do projeto, kg.

A definição do fator de calibração foi feita com auxílio de um dinamômetro comparando os valores médios obtido em ambos para um determinado nível de força aplicada.

Com fator de calibração calculado, o código foi ajustado para realização da conversão, sendo possível então testar os valores obtidos para diferentes níveis de força e refinar o fator de calibração até o valor mais adequado para a faixa de valores de carga a que a bengala é exigida.

4.1.4.3 Envio de dados

Uma vez obtidos e processados, foi necessário desenvolver o código para que os dados pudessem ser transmitidos. Dentre as tecnologias de Wi-fi e Bluetooth, opções disponíveis já integradas na ESP32, a segunda mostrou-se mais aderente aos objetivos do projeto.

A principal vantagem do Bluetooth reside em seu consumo eficiente de energia. Em comparação com outras tecnologias de comunicação sem fio, o Bluetooth é conhecido por ser altamente otimizado no que diz respeito ao uso de bateria. Essa eficiência é particularmente crucial em dispositivos portáteis, como sensores móveis ou dispositivos vestíveis, onde a preservação da vida útil da bateria é uma prioridade. Além disso, o Bluetooth oferece uma configuração simplificada e um processo de emparelhamento fácil, resultando em uma experiência de usuário mais agradável. Por último, a tecnologia mostra-se muito eficaz na comunicação de curto alcance em situações nos quais a ESP32 e o dispositivo móvel estão fisicamente próximos, o que torna a escolha aderente ao objetivo de utilizar a bengala em conjunto com um smartphone.

Assim, foi implementado ao código o protocolo de Bluetooth baseado no perfil *Serial Port Profile* (SPP), em que se é estabelecida uma interface virtual de comunicação serial, emulando a estrutura de uma conexão RS-232 sobre a camada Bluetooth.

A configuração da ESP32 como um servidor Bluetooth inicia-se com a transmissão de anúncios periódicos, utilizando o mecanismo de *broadcasting* para informar dispositivos nas proximidades sobre sua disponibilidade. Ao ser detectada pelo *smartphone*, este assume o papel de cliente e inicia o processo de conexão Bluetooth com a ESP32. Após isso, a dinâmica de comunicação segue a abordagem cliente-servidor, onde a ESP32 age como o servidor SPP e o celular como o cliente SPP, permitindo a criação de um canal serial virtual, através do qual dados podem ser transmitidos em ambas as direções, o que se traduz em uma capacidade contínua de enviar e receber informações ou comandos da ESP32 para o aplicativo no celular e vice-versa.

4.2 Aplicativo

Após a implementação da instrumentação da bengala e do processamento de leitura dos dados, a segunda etapa de desenvolvimento consistiu da criação de um aplicativo de celular como interface com o usuário, por garantir facilidade de interação com o dispositivo e uma eficiente coleta de dados. Os objetivos do aplicativo são de visualizar a força medida na bengala, armazenar o histórico de dados medidos e configurar os parâmetros de utilização da bengala, tais como o peso do usuário e o limite máximo de peso adequado. Como as etapas de desenvolvimento do aplicativo, pode-se citar a escolha de uma plataforma de desenvolvimento, a implementação das funcionalidades e o design da interface.

4.2.1 Plataforma de desenvolvimento

Para este projeto, foi escolhido o MIT App Inventor como plataforma de desenvolvimento, pelo fato de este ambiente ter uma interface gráfica intuitiva e de fácil compreensão que permite o desenvolvimento de aplicativos de forma rápida e eficiente usando programação em blocos. Outro fator relevante para a escolha é que o MIT App Inventor é voltado especificamente para o desenvolvimento de aplicativos móveis para o sistema operacional Android, o que permite a criação de aplicativos que utilizam os recursos nativos dos dispositivos móveis, como comunicação Bluetooth e diretório de armazenamento de arquivos, os quais são recursos essenciais para o projeto.

4.2.2 Funcionalidades

A primeira funcionalidade desenvolvida para o aplicativo foi a de estabelecer a comunicação com o módulo Bluetooth da placa de desenvolvimento ESP32, de forma a permitir um fluxo de dados entre os dois dispositivos. Essa comunicação é feita criando-se um cliente Bluetooth dentro do aplicativo, que utiliza a rede Bluetooth do celular para encontrar outros dispositivos próximos e estabelecer uma comunicação serial sem fio com perfil SSP. Na tela inicial do aplicativo é possível visualizar a lista de dispositivos disponíveis para conexão, juntamente com o endereço Bluetooth de cada um, e selecionar um para conectar, o qual neste caso deve ser o módulo da ESP32. O estabelecimento dessa conexão permite que a medida de peso na bengala seja enviada ao aplicativo em uma rápida taxa de atualização, tornando-se possível visualizar na tela o valor em tempo real.

A segunda funcionalidade é a de visualização da força medida e de armazenamento de dados, para a qual foram desenvolvidos dois modos de operação distintos. O primeiro modo, denominado Modo Histórico, tem o objetivo de armazenar todo o histórico de medidas de peso do usuário durante o uso rotineiro da bengala, para que seja possível realizar a análise posterior de um longo período de utilização. Ao acessar esse modo, a medida de peso atual na bengala é atualizada na tela em tempo real, e também um gráfico do peso em função do tempo é mostrado utilizando todo o histórico de dados já coletado. Dessa forma,

cumprem-se as funções de monitorar a medida simultaneamente à utilização da bengala, como também visualizar no gráfico tendências que ocorrem mais lentamente, por exemplo ao longo de dias ou meses.

O segundo modo de operação, denominado Modo Sessão, é destinado à utilização da bengala em um intervalo de tempo específico e determinado, por exemplo para monitorar a realização de um exercício de avaliação em uma consulta médica ou qualquer outra condição de uso isolada. Com a utilização desse modo, é solicitado que o usuário digite um nome de identificação para a sessão iniciada, e a tela mostra a medida de peso atual na bengala em um gráfico de linhas que se atualiza em tempo real, o que permite o monitoramento de variações instantâneas no peso apoiado. Os dados coletados em uma sessão ficam separados dos dados de sessões anteriores, e também separados do Modo Histórico, possibilitando o acompanhamento do resultado de apenas uma determinada sessão de uso.

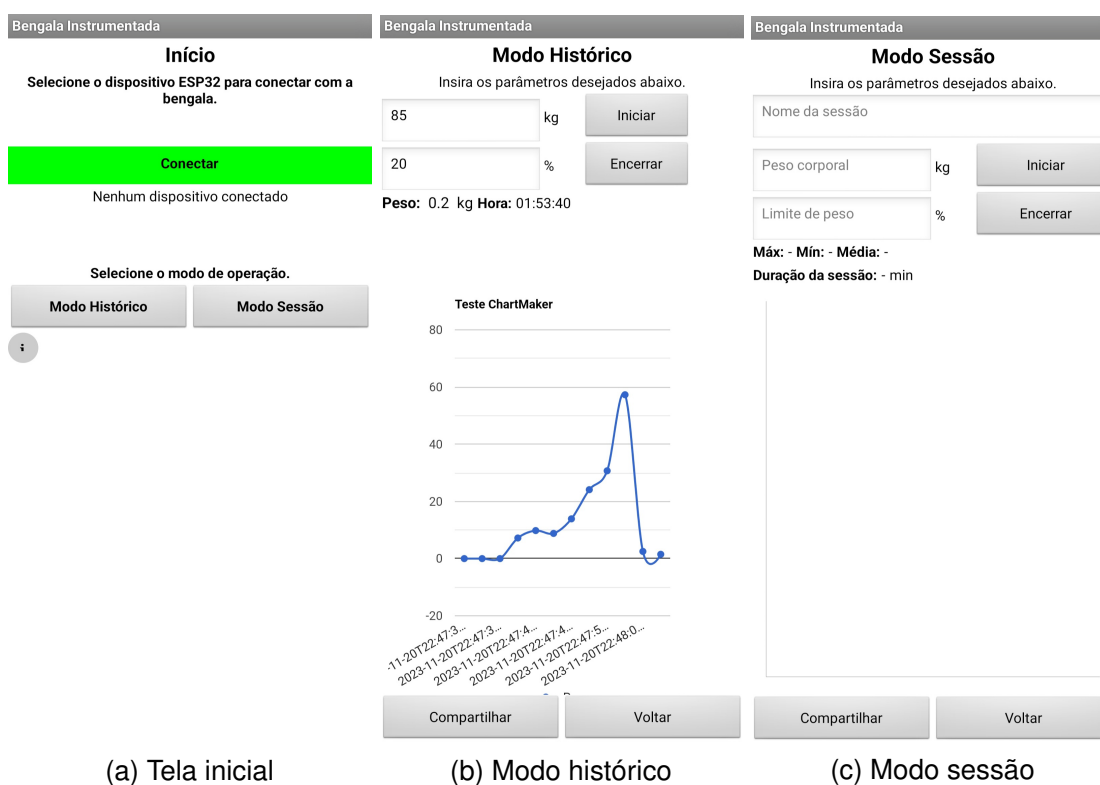
Como terceira funcionalidade, o aplicativo possui a configuração de parâmetros do sistema. Para isso, há na tela do aplicativo dois campos de inserção de texto, um para o peso do paciente, em kg, e outro para o limite máximo de peso que deve ser apoiado na bengala, em porcentagem relativa ao peso corporal. Essa configuração possibilita a adaptação do dispositivo a diferentes condições médicas e também às mudanças ao longo do processo de recuperação. O aplicativo então utiliza os dois parâmetros digitados na tela para calcular o peso máximo que pode ser apoiado na bengala, e esse valor é enviado para a placa de desenvolvimento ESP32 logo após o estabelecimento da conexão Bluetooth com a mesma, para então ser utilizado ao longo do uso do dispositivo.

Por fim, como última funcionalidade, o aplicativo permite o armazenamento e o compartilhamento dos dados obtidos, em ambos modos de operação. Para isso, todos os valores recebidos e apresentados na tela são também escritos em um arquivo do tipo CSV, que fica salvo no diretório de armazenamento de arquivos do dispositivo móvel. Quando o Modo Histórico é selecionado, os dados adquiridos são todos salvos em um mesmo arquivo, para que o usuário tenha acesso a um conjunto de dados que contem todas as medidas já registradas. Já no caso de escolha do Modo Sessão, os dados ficam armazenados em arquivos separados por sessão, que podem ser identificados pelo nome da sessão escolhido pelo usuário. Ambos os modos também possuem a opção de compartilhamento de dados, que leva a uma janela de seleção para que o usuário escolha o meio de compartilhamento do arquivo CSV, o qual pode ser qualquer outra aplicação instalada no dispositivo, como o e-mail ou um aplicativo de mensagens. O salvamento desses arquivos permite que o histórico de medições não seja perdido, mas sim acessado posteriormente e utilizado para análise de dados, como um meio de complementar os recursos disponíveis ao médico para avaliação do paciente, enquanto o compartilhamento facilita a troca de informações entre os dois envolvidos.

4.2.3 Interface

O desenvolvimento da interface do aplicativo teve o objetivo de garantir uma experiência do usuário eficiente e agradável por meio de um design com navegabilidade intuitiva. Nesse sentido, optou-se por criar três telas distintas dentro do aplicativo (Figura 10), a Tela Inicial, o Modo Histórico, e o Modo Sessão, com o intuito de manter na tela apenas as informações mais relevantes à cada etapa de uso.

Figura 10 – Telas do aplicativo desenvolvido



(a) Tela inicial

(b) Modo histórico

(c) Modo sessão

Fonte: Elaborado pelos autores.

Ao inicializar o aplicativo, o usuário é direcionado para a Tela Inicial, na qual há botões para realizar a conexão com a bengala e para escolher um modo de operação, além de informações sobre o desenvolvimento do projeto. As telas dos modos de operação possuem um gráfico para visualização de dados, específico ao modo Sessão ou ao Histórico, como também campos para digitação de parâmetros e botões de início de uso, encerramento e compartilhamento de arquivo. Em todas as telas são também apresentadas algumas instruções simples a respeito da ação que deve ser realizada pelo usuário, com o intuito de facilitar a usabilidade.

Por fim, o design visual do aplicativo foi aplicado com elementos simples e cores neutras. A escolha desse modelo teve o objetivo de garantir experiência ágil, otimização de desempenho e acessibilidade em diferentes dispositivos e tamanhos de tela. Em suma, todos os aspectos de interface do aplicativo foram considerados para resultar em uma

interação fácil e sem complicações.

4.3 Protótipo final

4.4 Montagem

Após definição de todos os principais componentes, testados e validados de forma gradativa, deu-se início à montagem final do protótipo. Além dos componentes já citados anteriormente, também foram adicionados à bengala uma chave alavanca de 2 posições e 6 terminais, um *buzzer* e um LED para realização de funções básicas de interface com o usuário.

Para alimentar todo o sistema, foi selecionada uma bateria de 9 V ligada diretamente ao pino V_{IN} da ESP32 - o qual suporta tensões de 5 V a 12 V - que realizará a distribuição de energia para os demais componentes já que esses não possuem uma grande exigência de tensão e corrente, não sendo assim necessário um circuito de alimentação externo. Além da compatibilidade de tensão com a ESP, a bateria ainda tem as vantagens de ser leve e possuir um tamanho reduzido, além de ser facilmente encontrada para compra, caso precise ser substituída. Para a montagem final, foi selecionada a bateria da marca Daweikala, que possui uma entrada USB-C para recarregamento, facilitando a experiência do usuário. O modelo possui uma carga de 6800 mAh que, com um gasto energético da bengala de aproximadamente 150 mAh em condições normais de uso medidos com auxílio de um osciloscópio, fornece ao dispositivo uma autonomia de aproximadamente 45 horas.

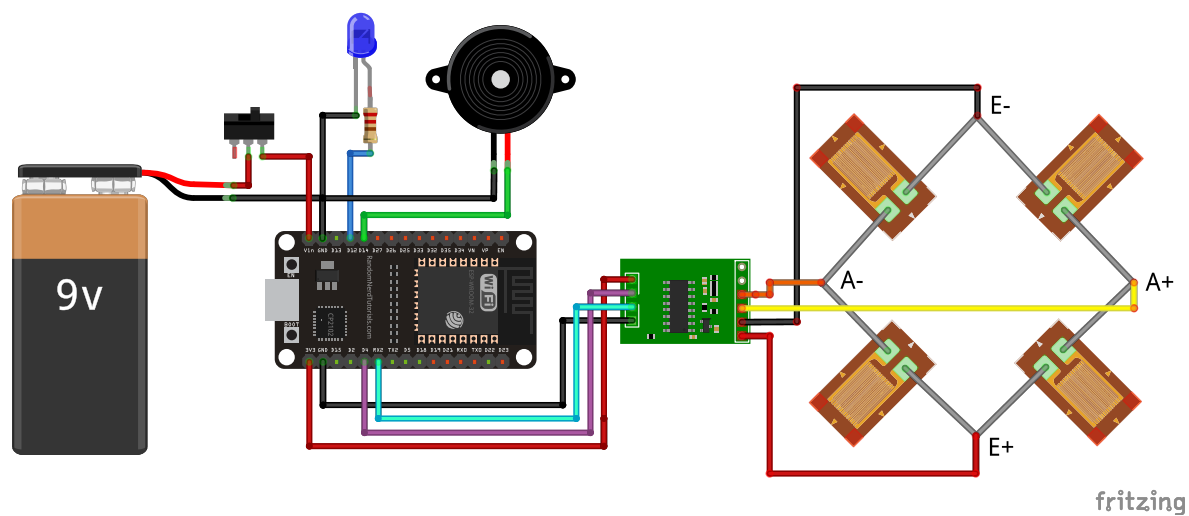
Finalizando assim a escolha de todos os componentes necessários para a montagem da bengala, descritos na Tabela 2, o protótipo final foi montado como demonstrado no esquemático da Figura 11, chegando ao resultado da Figura 12.

Tabela 2 – Lista de componentes final

Componente	Modelo	Quantidade
<i>Strain gauges</i>	BF350	4
Módulo conversor para célula de carga	HX711	1
Placa de desenvolvimento ESP32	DOIT ESP32 DevKit V1	1
LED	5mm Azul	1
<i>buzzer</i>	AT3040	1
Chave alavanca 2 posições	MTS202 6T	1
Bateria	9V 6800mAh Li-ion	1
Conector bateria 9V	Tipo T	1

Fonte: Elaborado pelos autores

Figura 11 – Esquemático da montagem final



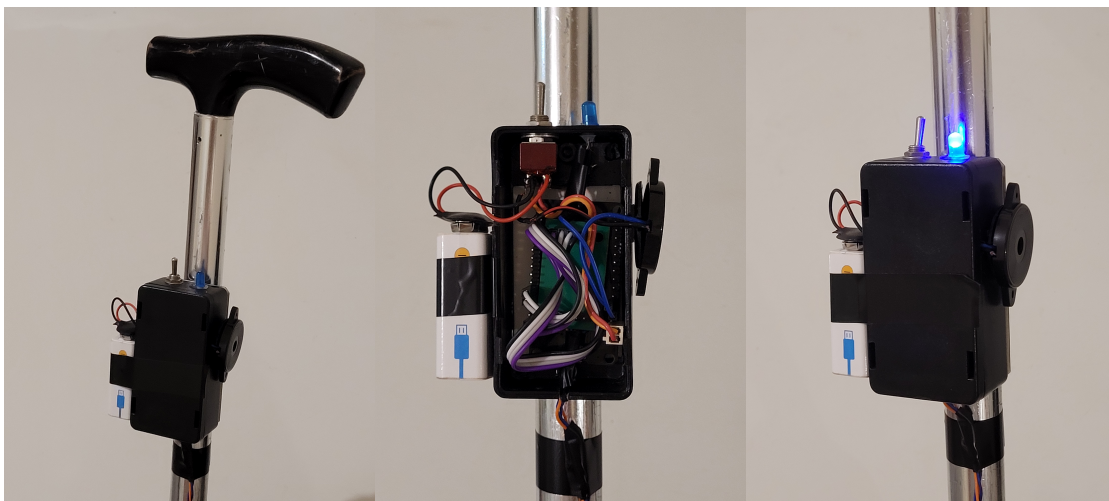
Fonte: Elaborado pelos autores.

Figura 12 – Bengala completa



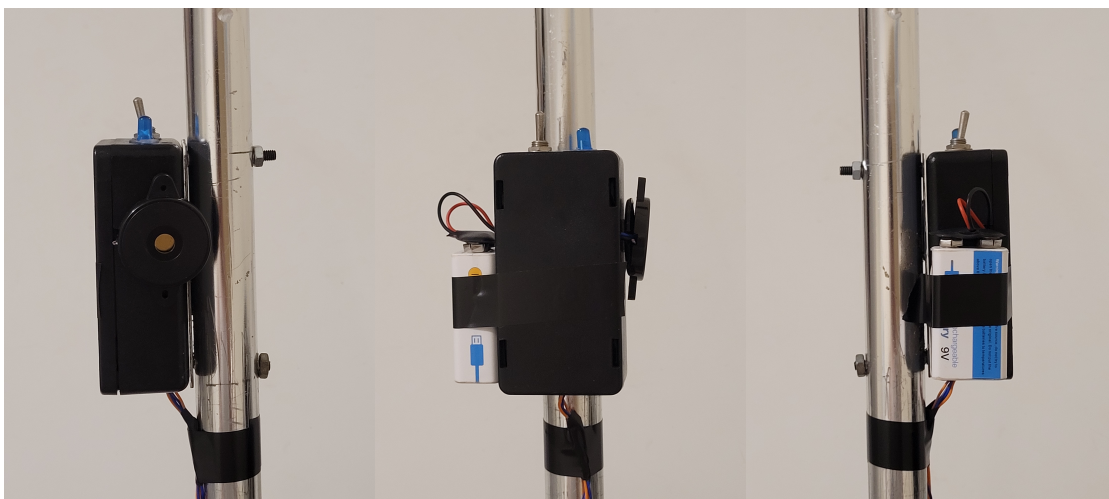
Fonte: Elaborado pelos autores.

Figura 13 – Montagem final embarcada



Fonte: Elaborado pelos autores.

Figura 14 – Projeções da montagem final



Fonte: Elaborado pelos autores.

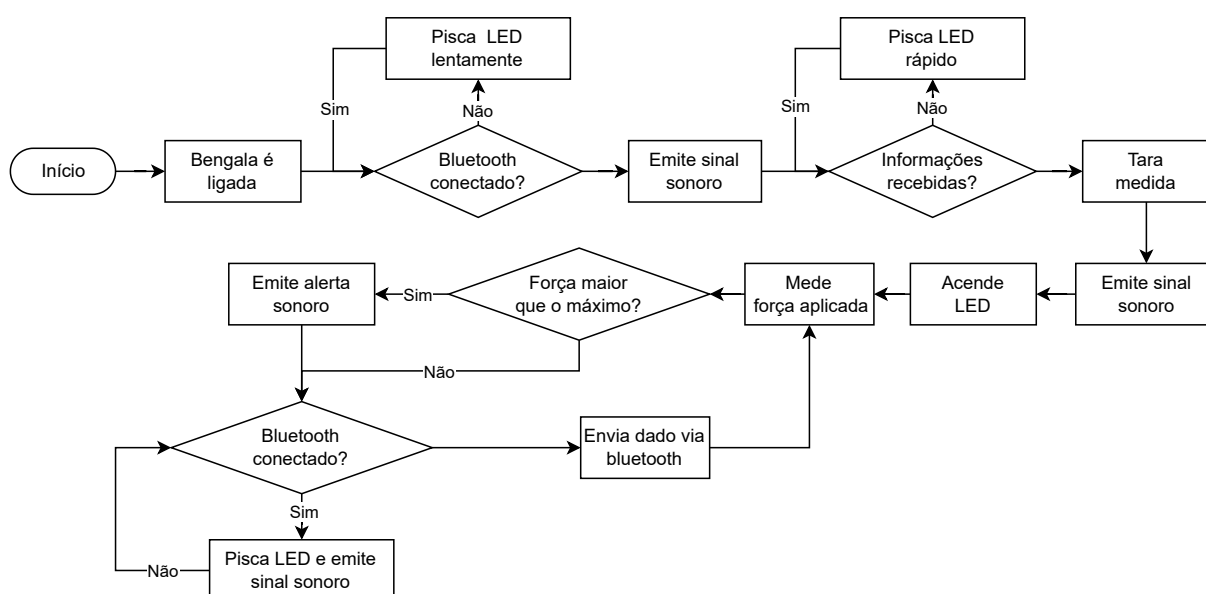
4.4.1 Lógica de funcionamento

O projeto foi concebido com o objetivo primordial de viabilizar uma integração completa entre *hardware* e interface, otimizando o envio e recebimento de dados para assegurar uma experiência do usuário o mais fluida possível. Nessa perspectiva, a lógica de operação de cada componente do projeto foi elaborada priorizando a intuitividade e incorporando uma gama de sinais e alertas. Essa abordagem visa facilitar a utilização correta do sistema, reduzindo ao máximo a possibilidade de ocorrência de erros.

A lógica de funcionamento da bengala instrumentada foi inteiramente feita via código na ESP32, com principais focos direcionados em garantir a realização de uma correta etapa de preparação - garantindo a conexão Bluetooth e indicando ao usuário o momento

correto de começar a utilizar o instrumento - além de indicar sempre que algo não ocorrer como planejado na etapa de utilização - emitindo alertas para o caso de desconexão ou extrapolação do peso máximo, o que pôde ser feito de forma eficiente com utilização do LED e *buzzer* instalados. De forma geral, seu funcionamento pode ser descrito como demonstrado na Figura 15.

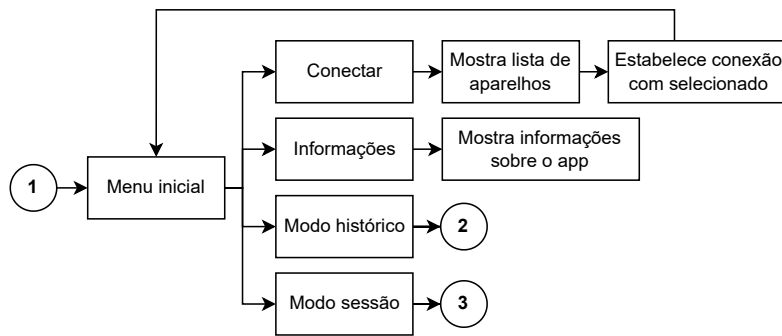
Figura 15 – Fluxograma de funcionamento da bengala instrumentada



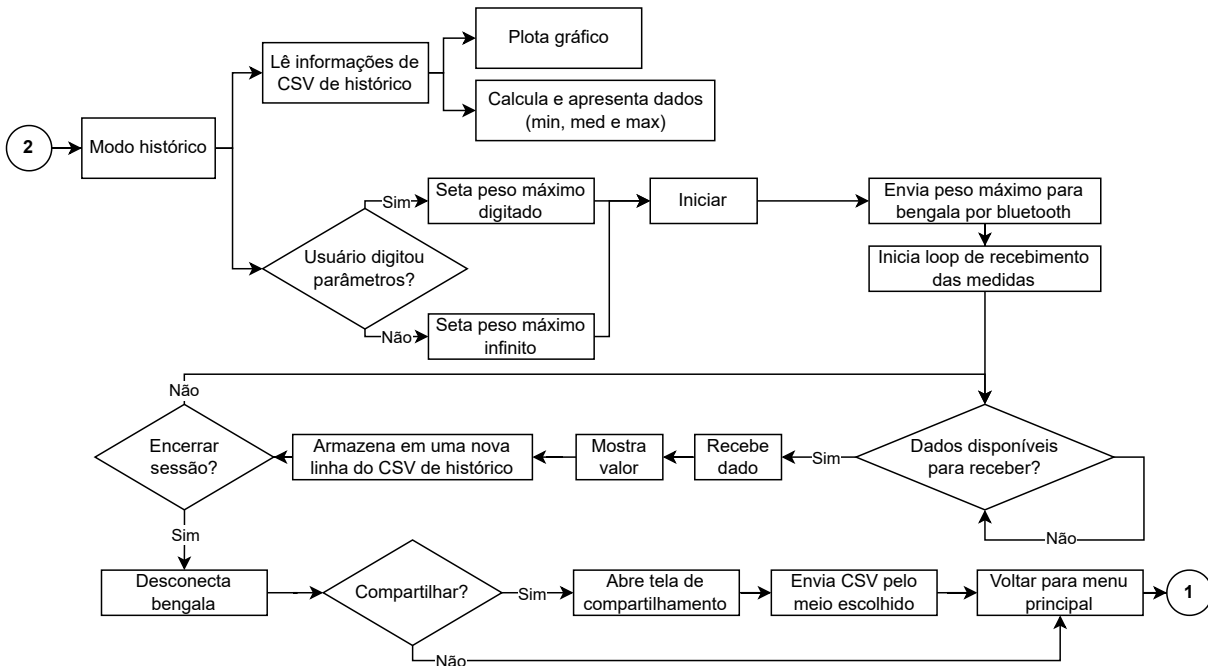
Fonte: Elaborado pelos autores

Já para o aplicativo, o funcionamento foi pensado com intuito de garantir que o processo de recebimento e armazenamento de dados ocorresse de forma fluida e também de permitir que o usuário pudesse escolher a forma de utilização e visualização de dados mais aderente a seu objetivo, além de permitir uma personalização da aplicação com a inserção de parâmetros próprios. Tal objetivo foi explorado por meio do desenvolvimento de 3 principais telas, como já descrito na seção anterior, cuja lógica é demonstrada pela Figura 16.

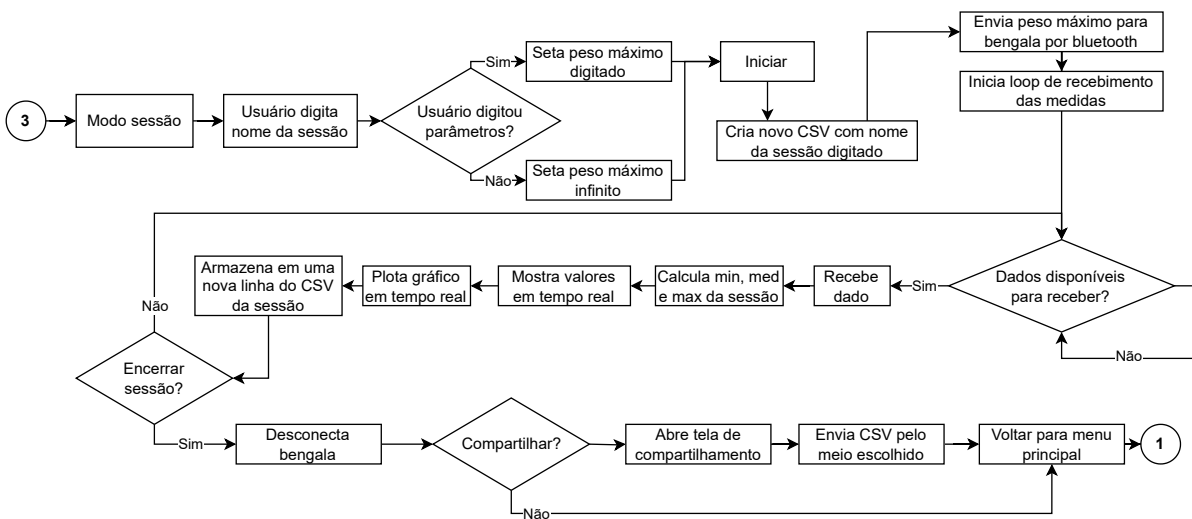
Figura 16 – Fluxograma de funcionamento do aplicativo



(a) Tela inicial



(b) Modo histórico

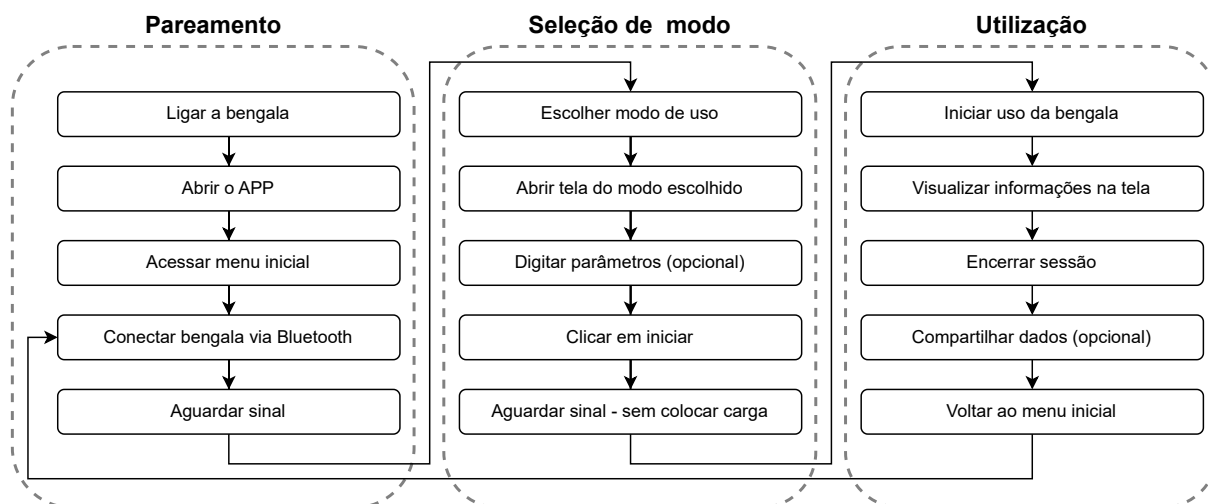


(c) Modo sessão

Fonte: Elaborado pelos autores.

A partir do estabelecimento dessas lógicas de funcionamento de forma integrada, o usuário pode ter uma experiência fluida de navegação e utilização, como descrito pela Figura 17.

Figura 17 – Sequência de passos para utilização



Fonte: Elaborado pelos autores.

5 RESULTADOS

5.1 Validação

Para validação das medidas obtidas a partir da montagem da instalação dos transdutores, foi utilizado um dinamômetro montado em uma estrutura capaz de exercer diferentes níveis de força. Para o teste, a parte interior da bengala, onde estão colados os *strain gauges*, foi destacada e acoplada à estrutura, como representa a Figura 18. Por meio da comparação entre os valores obtidos no dinamômetro e os recebidos da bengala via monitor, foi possível demonstrar o erro obtido na leitura, como mostra o gráfico na Figura 19.

Figura 18 – Estrutura usada para teste de erro



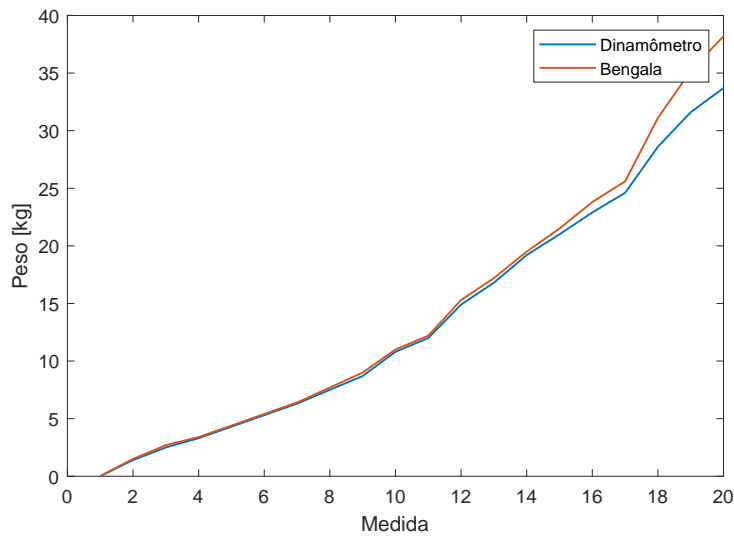
Fonte: Elaborado pelos autores.

A partir dos gráficos, é possível notar que embora haja um erro mais significativo nos extremos do intervalo, na faixa de valores intermediários - na qual a bengala será mais frequentemente requisitada - o erro fica apenas entre 2% e 4%. É importante ressaltar que a calibração foi feita justamente para a faixa intermediária e que o erro acumulado do dinamômetro não foi considerado para obtenção dos valores. Desse modo, pode-se verificar que o dispositivo projetado possui boa precisão, e que os extensômetros consistiram de uma escolha adequada de sensores para o projeto.

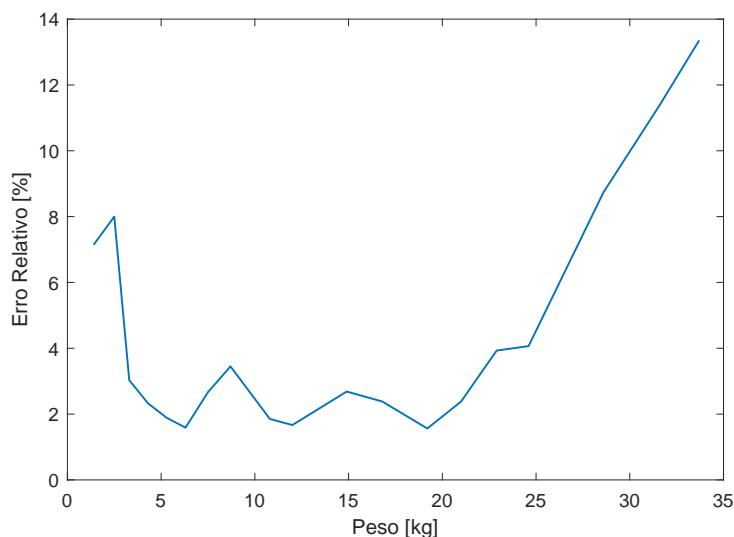
5.2 Exercícios realizados

A fim de testar o projeto desenvolvido em condições que se aproximassem mais das aplicadas no contexto clínico, optou-se por simular a realização de alguns exercícios presentes no Dynamic Gait Index (DGI). O DGI é um teste clínico utilizado para avaliar a marcha e a capacidade de realizar tarefas dinâmicas relacionadas ao equilíbrio, frequentemente aplicado em contextos de reabilitação e fisioterapia para compreender a funcionalidade

Figura 19 – Resultados obtidos do teste de erro



(a) Comparação de medidas obtidas



(b) Erro relativo da medida de peso na bengala em relação ao dinamômetro

Fonte: Elaborado pelos autores.

motora e o risco de quedas em indivíduos, especialmente em idosos ou em pessoas com condições neurológicas. (CASTRO; PERRACINI; GANANÇA, 2006)

Com os exercícios do DGI, pretendeu-se capturar nuances na marcha e no equilíbrio que fornecessem não apenas uma análise estática, mas também *insights* dinâmicos sobre o desempenho dos indivíduos testados. Desse modo, procurou-se identificar padrões, variações e pontos de destaque que ajudassem a avaliar a eficácia da bengala instrumentada em proporcionar uma experiência de suporte robusta durante diversas atividades.

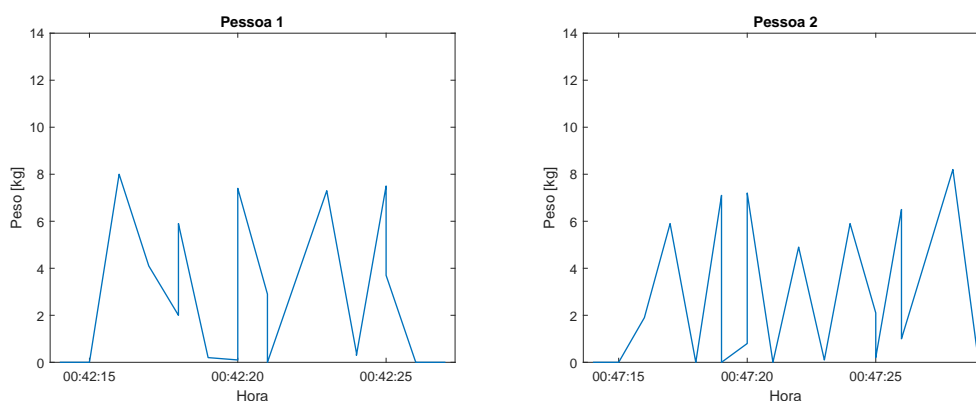
Os exercícios executados foram baseados nos procedimentos apresentados em CE-AFIR (2014), referência utilizada para o DGI. Os testes foram feitos por dois alunos do

LABCIBER, um com aproximadamente 75 kg (Pessoa 1) e outro com 50 kg (Pessoa 2), o que permitiu a avaliação do dispositivo sob utilização de dois indivíduos diferentes e de valores de peso corporal distintos. Para os exercícios, também foi definido um limite de carga máxima depositada de 20% do peso de cada um, seguindo a recomendação para o uso adequado de uma bengala, e o dispositivo foi utilizado em lado oposto ao membro lesionado. Todas as medições foram realizadas utilizando o "Modo Sessão" do aplicativo, que ficaram armazenadas em um arquivo CSV e compartilhadas para processamento e geração de gráficos via MATLAB.

5.2.1 Superfície nivelada para marcha

No primeiro exercício realizado, as instruções eram de andar em velocidade normal de um ponto inicial até uma próxima marca 6 metros adiante.

Figura 20 – Resultados: Superfície nivelada para marcha



Fonte: Elaborado pelos autores.

Com base nos gráficos, é possível perceber claramente os picos de força aplicada durante a marcha em ambos os casos, que indicam os passos dados por cada um. Também é possível perceber que os picos ficam em uma mesma faixa de valores, o que condiz com a proposta do exercício de realização de uma marca em velocidade normal em uma superfície reta, no qual as condições foram mantidas uniformes ao longo do exercício. Desse modo, conclui-se que os indivíduos mantêm um padrão de uma mesma força aplicada para todos os passos, sem exceder a carga máxima.

5.2.2 Mudanças na velocidade da marcha

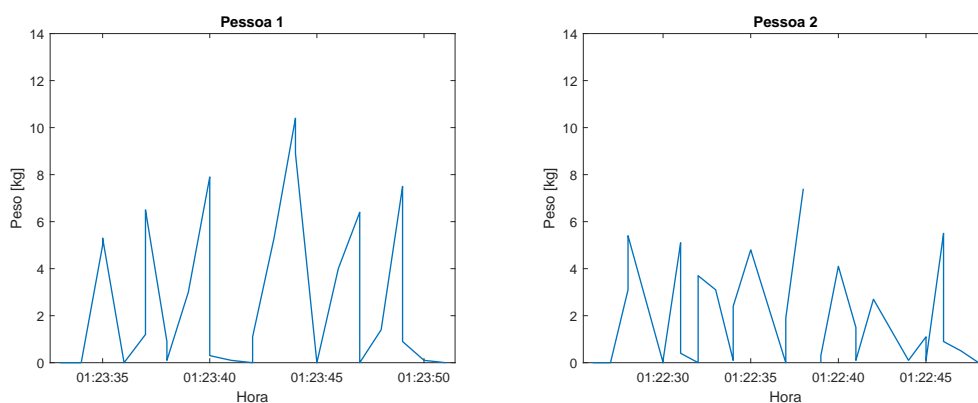
Já para o segundo, a proposta era de andar em velocidade normal durante 1,5 m, em seguida andar mais 1,5 m com velocidade máxima e por último mais 1,5 m o mais lentamente possível.

semelhantes quanto à força depositada, mostrando portanto que os dois indivíduos tiveram comportamentos diferentes para o mesmo exercício. Por último, pode-se perceber também que a média dos picos de força para a Pessoa 1 são maiores do que os da Pessoa 2, o que confere com a diferença de peso entre as duas. Em ambas as tentativas, não houve ultrapassagem da força máxima.

5.2.3 Marcha e rotação

O terceiro exercício realizado propunha andar uma certa distância com velocidade normal e, ao receber um alerta, virar-se o mais rápido possível e continuar a marcha.

Figura 23 – Resultados: Marcha e rotação



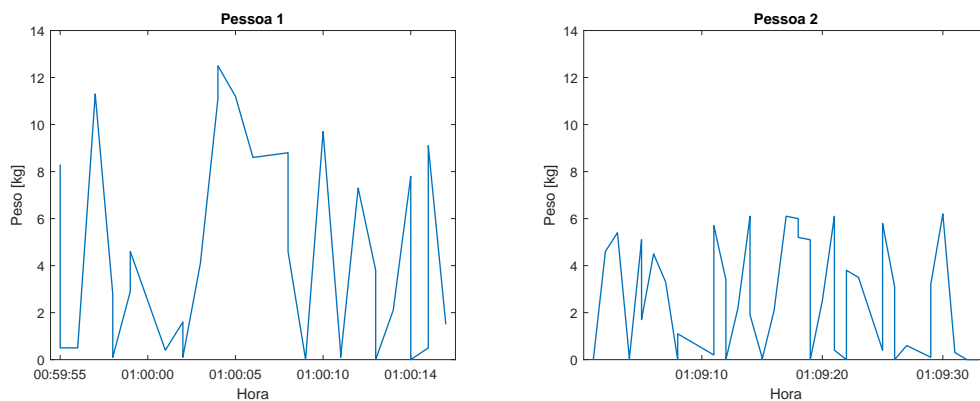
Fonte: Elaborado pelos autores.

Como resultados desse experimento, é possível perceber claramente um pico de amplitude com um período mais longo no meio do gráfico, que representa o momento da virada. Para ambas as pessoas testadas, percebe-se que o nível de aplicação de força é parecido antes e depois da virada, o que condiz com a condição de marcha normal. Também é possível perceber nesse exercício uma acentuação maior da diferença da força média aplicada entre cada um, mas ainda sem exceder a carga máxima.

5.2.4 Passar por cima de um obstáculo

No quarto exercício, o objetivo era andar em velocidade normal até chegar a um obstáculo. Em seguida, devia-se passar por cima dele e então continuar a marcha normalmente.

Figura 24 – Resultados: Passar por cima de obstáculo



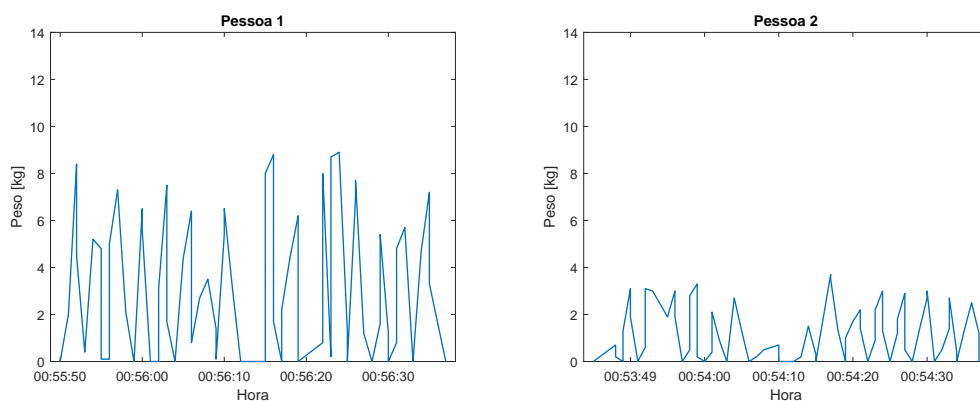
Fonte: Elaborado pelos autores.

Neste exercício, pode-se visualizar de forma clara o momento em que o obstáculo é pulado, representado também por um pico de força no centro do gráfico. O tempo em que a bengala está sob tensão também é facilmente perceptível, sendo consideravelmente mais longo do que o exercício anterior, o que condiz com a diferença no esforço demandado para a realização de cada tarefa. Mesmo com o pico de força, o limite máximo também não foi excedido.

5.2.5 Degraus

O exercício de degraus, quinto exercício testado, pedia que o indivíduo subisse um lance de escadas normalmente e, ao chegar ao topo, se virasse e descesse.

Figura 25 – Resultados: Degraus



Fonte: Elaborado pelos autores.

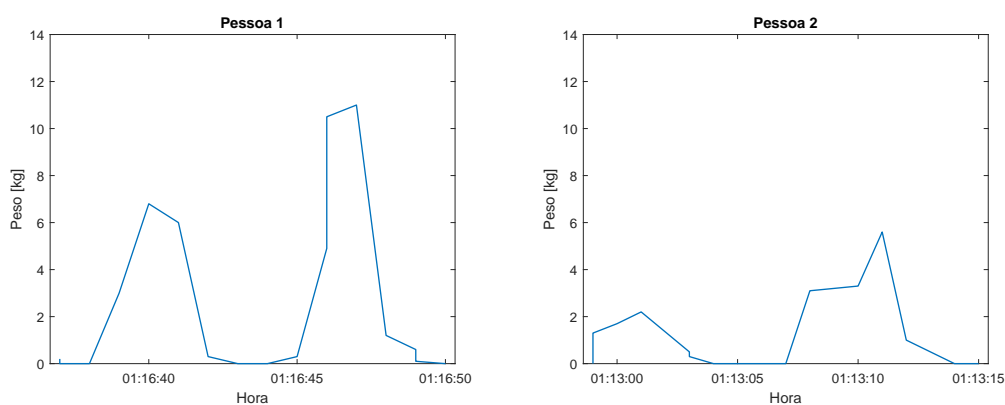
Ao analisar os resultados desse teste, é possível perceber que o período de cada pico de força é mais longo do que os captados durante os exercícios de marcha normal, o que mostra que os indivíduos passam mais tempo apoiados na bengala ao subir e descer os degraus. Além disso, pode-se ver também que, para cada passo, há uma escada na carga

aplicada que corresponde aos movimentos de: subir a perna normal, apoiar bengala no degrau seguinte e subir perna debilitada - aplicando gradualmente mais força até terminar movimento. O momento em que as pessoas viram-se após chegarem ao topo da escada também é percebido no meio do gráfico, com carga quase nula durante um período. Por último, a diferença entre a carga depositada entre os indivíduos ficou ainda mais acentuada, em especial durante a descida da escada, em que a Pessoa 1 tendeu a aplicar ainda mais força. Mesmo com aumento da força média, o limite máximo também não foi ultrapassado.

5.2.6 Sentado para de pé e de pé para sentado

Por fim, o sexto exercício realizado, baseado em alguns dos procedimentos descritos em Fari et al. (2015), tinha como objetivo testar o movimento de levantar-se de uma cadeira e, em seguida, sentar-se novamente.

Figura 26 – Resultados: Setando para de pé e de pé para sentado



Fonte: Elaborado pelos autores.

Neste último exercício, os resultados obtidos são visivelmente separados entre os movimentos de sentar e levantar. Para ambos, é possível perceber um aumento gradual na força aplicada durante o movimento até chegada a amplitude máxima antes da finalização. Nota-se também que o movimento de sentar foi realizado mais lentamente pela Pessoa 2, com maior tempo de apoio da bengala parcialmente antes de descarregar seu peso completo. Para ambas as pessoas, o movimento de sentar demandou maior apoio na bengala que a etapa de levantar, mas, ainda que houvessem picos de força máxima, o limite não foi excedido.

Observando o conjunto de todos os exercícios realizados, pode-se afirmar que houve distinção entre cada um deles quanto aos padrões perceptíveis nos gráficos. Esse resultado mostra que o sistema de medição da bengala é de fato sensível às diferentes condições de uso e capaz de ser utilizado na avaliação de vários exercícios que fazem parte do acompanhamento dos pacientes. Portanto, verifica-se que foi cumprido o objetivo de visualizar tendências de uso por meio da análise dos dados coletados pela bengala.

6 CONCLUSÃO

O desenvolvimento da bengala instrumentada com interface por aplicativo representa uma abordagem inovadora para o acompanhamento clínico de usuários com mobilidade prejudicada, por meio da medição objetiva da força aplicada e do *biofeedback* intuitivo, respondendo a uma demanda clínica crucial. Ao longo deste projeto, foram definidos objetivos para alcançar uma configuração técnica robusta e precisa e uma interface de usuário acessível que simplificasse a análise de dados.

A respeito do *hardware* implementado, verificou-se que a configuração de extensômetros em ponte completa garantiu não apenas a precisão das medições, mas também a durabilidade e confiabilidade do dispositivo. A utilização da ESP32 como placa de desenvolvimento central permitiu uma integração eficaz entre todos os componentes e mostrou capacidade suficiente de processamento dos dados. A escolha de transmissão de informações via Bluetooth garantiu a comunicação em alta taxa de atualização com uma experiência bastante prática para os usuários.

Ademais, o aplicativo desenvolvido para celular como interface de comunicação adicionou uma camada de acessibilidade ao projeto, pois permite a visualização e o compartilhamento fácil dos dados medidos, configurando uma interação mais próxima entre pacientes e profissionais de saúde. Os dois modos de operação distintos, implementados para diferentes condições de uso, fazem com que este projeto possibilite análises aprofundadas e um acompanhamento mais abrangente do progresso do paciente ao longo do tempo.

Observando os resultados coletados na etapa de validação do projeto, foi possível verificar que o dispositivo cumpriu o objetivo de boa precisão, já que o erro relativo de medição de força ficou entre 2 e 4% para a faixa de carga de uso principal. Ao colocar a bengala em teste com os exercícios do DGI, observou-se que o sistema é capaz de mostrar padrões e variações na marcha de um indivíduo em diferentes condições de uso real, como ao andar, ao subir degraus e ao sentar e levantar de uma cadeira. A coleta de dados por meio do aplicativo foi bastante simples, e a visualização dos gráficos na tela do celular em tempo real ofereceu praticidade para interpretar a realização de cada exercício.

Conclui-se, portanto, que o dispositivo desenvolvido atendeu às funcionalidades previstas e cumpriu com os objetivos do projeto, pois a bengala instrumentada mostrou-se uma solução adequada à avaliação de pacientes em reabilitação. Desse modo, este trabalho abre caminho para futuras pesquisas e desenvolvimentos na interseção entre engenharia e saúde, para promover avanços contínuos no campo dos cuidados clínicos.

REFERÊNCIAS

- AVIA. *HX711 - 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*. China, 2016. Disponível em: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/1132222/AVIA/HX711.html>.
- CASTRO, S. M. D.; PERRACINI, M. R.; GANANÇA, F. F. Versão brasileira do dynamic gait index. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, ABORL-CCF Associação Brasileira de Otorrinolaringologia e Cirurgia Cérvico-Facial, v. 72, n. 6, p. 817–825, Nov 2006. ISSN 0034-7299. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0034-72992006000600014>.
- CEAFIR. *Dynamic Gait Index – DG*. Presidente Prudente, SP, 2014. Disponível em: <https://docs.fct.unesp.br/docentes/fisio/augustocesinando/AVALIACAO%20FISIOTERAPEUTICA%20NEUROLOGICA/Dynamic%20Gait%20Index.pdf>.
- FARI, C. D. C. d. M. et al. Tug-abs português-brasil: instrumento para avaliação clínica da mobilidade de hemiparéticos pós-avc. *Revista Neurociências*, v. 23, n. 3, p. 357–367, set. 2015. Disponível em: <https://periodicos.unifesp.br/index.php/neurociencias/article/view/8005>.
- Grupo de Análise e Projeto Mecânico. *Apostila de Extensometria*. Florianópolis, SC, 2004. Disponível em: <https://grante.ufsc.br/download/Extensometria/SG-Apostila.pdf>.
- HISTAND, M.; ALCIATORE, D. *Introduction to Mechatronics and Measurement Systems*. [S.l.]: WCB/McGraw-Hill, 1999. (McGraw-Hill international editions : mechanical engineering series). ISBN 9780070290891.
- HOFFMANN, K. *An Introduction to Measurement Using Strain Gages*. [S.l.]: Hottinger Baldwin, 1989.
- IDALIRIO, F. L. L. *Desenvolvimento de uma Muleta Instrumentalizada para Fins de Acompanhamento Clínico*. Dissertação (Mestrado) — Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, 2003.
- KRUSEN, F. et al. *Krusen's Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation*. [S.l.]: Saunders, 1982. ISBN 9780721655017.
- NAWROCKI, W. *Measurement Systems and Sensors, Second Edition*. [S.l.]: Artech House, 2016. (Artech House remote sensing library). ISBN 9781608079339.
- NORTON, H. *Handbook of Transducers for Electronic Measuring Systems*. [S.l.]: Prentice-Hall, 1969. (Prentice-Hall series in electronic technology). ISBN 9780133822427.
- SAUDE. *Guia para Prescrição, Concessão, Adaptação e Manutenção de Órteses, Próteses e Meios Auxiliares de Locomoção*. Brasília - DF, 2019. Disponível em: https://bvsmms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/guia_manutencao_orteses_proteses_auxiliares_locomocao.pdf.
- SCHWARTZ, M.; ANDRASIK, F. *Biofeedback, Fourth Edition: A Practitioner's Guide*. [S.l.]: Guilford Publications, 2016. ISBN 9781462522545.
- SILVA, G. A. M.
Desenvolvimento de interface com o usuário para biofeedback de uma muleta instrumentada — Universidade de São Paulo, São Carlos, SP, 2017.

YANIGER, S. Force sensing resistors: A review of the technology. In: *Electro International*, 1991. [S.l.: s.n.], 1991. p. 666–668.

ZHAO, Y. et al. Development and application of resistance strain force sensors. *Sensors*, v. 20, n. 20, 2020. ISSN 1424-8220. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/20/5826>.

APÊNDICE A - CÓDIGO BENGALA INSTRUMENTADA

```
1 #include <HX711.h>
2 #include <BluetoothSerial.h>
3
4 #define pinDT 16 //Pino de dados do HX711
5 #define pinSCK 4 //Pino de serial clock do HX711
6 #define pinLed 12 //Pino de sinal do LED
7 #define pinBuzzer 14 //Pino de sinal do Buzzer
8
9 HX711 scale;
10 BluetoothSerial SerialBT;
11
12 float medida = 0;
13 float pesoMax = 0;
14
15 // Funcao para emitir som no buzzer
16 void emitirSom(int frequencia, int duracao) {
17     tone(pinBuzzer, frequencia, duracao);
18     noTone(pinBuzzer);
19 }
20
21 //Funcao para piscar LED
22 void piscaLed(int piscada){
23     digitalWrite(pinLed, HIGH);
24     delay(piscada);
25     digitalWrite(pinLed, LOW);
26 }
27
28 void setup() {
29     Serial.begin(115200);
30     SerialBT.begin("ESP32_BT");
31
32     pinMode(pinLed, OUTPUT);
33     pinMode(pinBuzzer, OUTPUT);
34
35     scale.begin(pinDT, pinSCK);
36     scale.set_scale(-7557); //Fator de calibracao
37     delay(1000);
```

```
38  scale.tare(); //Tara medida
39
40  //Aguarda ate que seja estabelecida a conexao
41  while (!SerialBT.connected()) {
42      piscaLed(600);
43      delay(500);
44  }
45
46  //Emite sinal sonoro indicando que a conexao foi concluida
47  emitirSom(1000, 500);
48  emitirSom(1500, 500);
49
50  delay(1000);
51
52  // Aguarda receber informacoes do outro dispositivo
53  while (SerialBT.available() == 0) {
54      piscaLed(150);
55      delay(500);
56  }
57
58  // Le as informacoes recebidas
59  pesoMax = SerialBT.read();
60  Serial.println(pesoMax);
61
62  //Realiza nova tara na medida
63  scale.tare();
64
65  //Emite sinal sonoro indicando que as informacoes foram
        recebidas e medida foi zerada
66  emitirSom(1500, 400);
67  delay(400);
68  emitirSom(1500, 400);
69
70  delay(2000);
71 }
72
73 void loop() {
74     digitalWrite(pinLed, HIGH); // Indica que bengala esta
        pronta para uso
```

```
75
76 //Faz media de 5 valores obtidos
77 medida = scale.get_units(5);
78
79 //Zera valores negativos para evita-los nos graficos
80 if(medida<0)
81 {
82     medida=0;
83 }
84
85 //Verifica se leitura obtida esta dentro do limite indicado
86 if (medida > pesoMax)
87 {
88     tone(pinBuzzer, 1000); //Emite alerta sonoro que limite foi
        excedido
89 }
90 else
91 {
92     noTone(pinBuzzer);
93 }
94
95 //Verifica se dispositivo permanece conectado
96 if (!SerialBT.connected())
97 {
98     //Alerta usuario que conexao foi perdida e aguarda ate que
        seja reestabelecida
99     while (!SerialBT.connected())
100     {
101         piscaLed(500);
102         emitirSom(1500, 300);
103         delay(500);
104     }
105     //Emite sinal sonoro indicando que a conexao foi
        reestabelecida
106     emitirSom(1000, 500);
107     emitirSom(1500, 500);
108
109     delay(1000);
110
```

```
111 //Aguarda ate que novas informacoes sejam recebidas
112 while (SerialBT.available() == 0)
113 {
114   piscaLed(150);
115   delay(500);
116 }
117
118 // Le as informacoes recebidas
119 pesoMax = SerialBT.read();
120
121 //Realiza nova tara na medida
122 scale.tare();
123
124 //Emite sinal sonoro indicando que pronta para uso
125     novamente
126   emitirSom(1500, 400);
127   delay(400);
128   emitirSom(1500, 400);
129   delay(1000);
130 }
131
132 //Caso todas verificacoes sejam concluida, envia os dados via
133     bluetooth
134   SerialBT.println(medida, 1);
135   delay(1000);
136 }
```

APÊNDICE B - CÓDIGO APLICATIVO

Figura 27 – Blocos de código do aplicativo no MIT App Inventor - Parte 1

```

initialize global Nome_Sessao to ""
initialize global Nome_Sessao_Sem_Filtro to ""
initialize global hora_de_inicio_da_sessao to ""
initialize global soma_da_lista to 0
initialize global indice_medida_sessao to 0
initialize global peso_sessao to 0
initialize global lista_sessao to [] create empty list

when [Botao_Sessao] Click
do
  set [Modo_Historico] Visible to false
  set [Modo_Sessao] Visible to true

when [Botao_Iniciar_Sessao] Click
do
  if [is empty] [Inserir_Peso_Sessao] Text or [is empty] [Inserir_Limite_Sessao] Text
  then
    call [BluetoothClient] SendBytesNumber
      number 1000
  else
    call [BluetoothClient] SendBytesNumber
      number round 0 [Inserir_Peso_Sessao] Text * [Inserir_Limite_Sessao] Text / 100
  end

  set [Timer_Recebimento_De_Dados_Sessao] TimeEnabled to true
  set global Nome_Sessao to join call [Hora_do_Celular] FormatDateTime
    instant call [Hora_do_Celular] Now
    pattern "yyyy/MM/dd"
  set global hora_de_inicio_da_sessao to call [Duracao_da_Sessao] Now
  set global Nome_Sessao_Sem_Filtro to join "Sem-filtro"
    [Nome_Sessao]
  set global Nome_Sessao

when [Botao_Encerrar_Sessao] Click
do
  set [Timer_Recebimento_De_Dados_Sessao] TimeEnabled to false
  call [BluetoothClient] Disconnect
  set [Status_Conexao] Text to "Nenhum dispositivo conectado"
  call [File] ReadFromFile
    fileName get global Nome_Sessao_Sem_Filtro

when [Botao_De_Compartilhar] Click
do
  call [Share] ShareFile
    file join [storage/emulated/0/Android/data/appinventor.2]
    get global Nome_Sessao

initialize global csv_sem_filtro_sessao to [] create empty list
initialize global csv_filtrado_sessao to [] create empty list

when [F2] GotText
do
  set global csv_sem_filtro_sessao to split [text]
    at ","
  set global csv_sem_filtro_sessao to make new list from
    mapping each item to
      [csv_sem_filtro_sessao]
      at ","
  for each item in list
    get global csv_sem_filtro_sessao
    do
      if [length of list] > 2
      then
        remove list item list
        index in list [item]
        list set global csv_sem_filtro_sessao
      end
    end
  end
  set global csv_filtrado_sessao to make new list from
    mapping each item to
      join items using separator
      list [item]
  for each item in list
    get global csv_filtrado_sessao
    do
      call [File] AppendToFile
        text join [item]
        fileName get global Nome_Sessao

when [Timer_Recebimento_De_Dados_Sessao] Timer
do
  if [BluetoothClient] IsConnected and [call [BluetoothClient] BytesAvailableToReceive] > 0
  then
    set global peso_sessao to call [BluetoothClient] ReceiveText
      numberOfBytes call [BluetoothClient] BytesAvailableToReceive
    set global indice_medida_sessao to call [File] AppendToFile
      text join [Hora_do_Celular] FormatDateTime
        instant call [Hora_do_Celular] Now
        pattern "HH:mm:ss"
      get global peso_sessao
      fileName get global Nome_Sessao_Sem_Filtro
      call [ChartDataSession] AddEntry
        x get global indice_medida_sessao
        y get global peso_sessao
    add item to list list
      get global lista_sessao
      item
      get global peso_sessao
    for each item in list
      get global lista_sessao
      do
        set global soma_da_lista to call [get item]
      end
    end
    set [Valor_Max_Sessao] Text to call [MaxInTools] GetMinValue
      list get global lista_sessao
    set [Valor_Min_Sessao] Text to call [MaxInTools] GetMinValue
      list get global lista_sessao
    set [Valor_Media_Sessao] Text to
      get global soma_da_lista /
      get global indice_medida_sessao
    set [Valor_Duracao_Sessao] Text to
      call [Duracao_da_Sessao] DurationToMinutes
      duration call [Duracao_da_Sessao] Duration
      start get global hora_de_inicio_da_sessao
      end call [Duracao_da_Sessao] Now
  end
end

```

Fonte: Elaborado pelos autores.

Figura 28 – Blocos de código do aplicativo no MIT App Inventor - Parte 2

```

initialize global peso to 0
initialize global hora_historico to ""
initialize global hora_e_valor_historico to ""
initialize global lista_do_csv to create empty list

when Screen1.Initialize do
  do
    set StatusConexao Text to "Nenhum dispositivo conectado"
    set Tela_Inicial Visible to true
    set Modo_Historico Visible to false
    set Modo_Sessao Visible to false
  end

when Conectar_dispositivo.BeforePicking do
  do
    set Conectar_dispositivo Elements to BluetoothClient1.AddressesAndNames
  end

when Conectar_dispositivo.AfterPicking do
  do
    set Conectar_dispositivo Selection to call BluetoothClient1.Connect address Conectar_dispositivo.Selection
    if BluetoothClient1.IsConnected
    then
      set StatusConexao Text to "Dispositivo Conectado"
    else
      set StatusConexao Text to "Nenhum dispositivo conectado"
    end
  end

when Botao_historico.Click do
  do
    set Tela_Inicial Visible to false
    set Modo_Historico Visible to true
    set Modo_Sessao Visible to false
    call File1.ReadFrom fileName "DadosHistoricoCompletoComFiltro.csv"
  end

when Botao_Iniciar_Historico.Click do
  do
    if 0 is empty Inserir_Peso_Historico.Text or 0 is empty Inserir_limite_Historico.Text
    then
      call BluetoothClient1.SendByteNumber number 1000
    else
      call BluetoothClient1.SendByteNumber number round Inserir_Peso_Historico.Text * Inserir_limite_Historico.Text / 100
    end
    set Timer_Recebimento_de_Dados_Historico.TimerEnabled to true
  end

when Botao_Encerrar_Historico.Click do
  do
    set Timer_Recebimento_de_Dados_Historico.TimerEnabled to false
    call BluetoothClient1.Disconnect
    set StatusConexao Text to "Nenhum dispositivo conectado"
    call File2.ReadFrom fileName "DadosHistoricoCompletoSemFiltro.csv"
  end

when Botao_Compartilhar_Historico.Click do
  do
    call Sharing1.ShareFile file join "storage/emulated/0/Android/data/appinventor.ai." "DadosHistoricoCompletoComFiltro.csv"
  end

when Timer_Recebimento_de_Dados_Historico.Timer do
  do
    if BluetoothClient1.IsConnected and call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive > 0
    then
      set global peso to call BluetoothClient1.ReceiveText numberOfBytes call BluetoothClient1.BytesAvailableToReceive
      set global hora_historico to call Hora_do_Celular.FormatDateTime instant call Hora_do_Celular.Now pattern "yyyy-MM-ddTHH:mm:ss.SSSZ"
      set global hora_e_valor_historico to join get global hora_historico get global peso
      set Valor.Text to get global peso
      set Hora.Text to call Hora_do_Celular.FormatDateTime instant call Hora_do_Celular.Now pattern "HH:mm:ss"
      call File2.AppendToFile text get global hora_e_valor_historico fileName "DadosHistoricoCompletoSemFiltro.csv"
    end
  end

when File1.GetText do
  text
  do
    set global lista_do_csv to list from csv table text get text
    for each item in list get global lista_do_csv
    do
      replace list item list get item
      index 2
      replacement select list item list get item * 1
      index 2
    end
    insert list item list get global lista_do_csv
    index 1
    item make a list Hora Peso
    call ChartMakerPlus1.LineChart
    webViewer Webviewer1
    arrayTable get global lista_do_csv
    title deste ChartMaker
    zoom false
    extraOptions join pointSize:5
    curveType:function
  end
end

when Botao_Voltar_Historico.Click do
  do
    set Tela_Inicial Visible to true
    set Modo_Historico Visible to false
    set Modo_Sessao Visible to false
    call BluetoothClient1.Disconnect
    set StatusConexao Text to "Nenhum dispositivo conectado"
  end

when Botao_Voltar_Sessao.Click do
  do
    set Tela_Inicial Visible to true
    set Modo_Historico Visible to false
    set Modo_Sessao Visible to false
    call BluetoothClient1.Disconnect
    set StatusConexao Text to "Nenhum dispositivo conectado"
    call ChartDataSessao.Clear
  end

initialize global csv_filtrado to create empty list
initialize global csv_sem_filtro to create empty list

when File2.GetText do
  text
  do
    set global csv_sem_filtro to split text at "\n"
    set global csv_filtrado to make new list from mapping each item to split text get item at "\n"
    for each item in list get global csv_sem_filtro
    do
      if length of list get global csv_sem_filtro > 2
      then
        remove list item list get global csv_sem_filtro index index in list thing get item list get global csv_sem_filtro
      end
    end
    set global csv_filtrado to make new list from mapping each item to join items using separator "\n" list get item
    for each item in list get global csv_filtrado
    do
      call File2.AppendToFile text join get item "\n" fileName "DadosHistoricoCompletoComFiltro.csv"
    end
  end
end

```

Fonte: Elaborado pelos autores.