



**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MINAS
GERAIS – *CAMPUS* ITABIRITO**
ENGENHARIA ELÉTRICA

Matheus dos Santos Braga Ferreira

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO IN-SHOE DE
BARPODOMETRIA**

Itabirito

Mai de 2024

Matheus dos Santos Braga Ferreira

**ESTUDO E DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO IN-SHOE DE
BAROPODOMETRIA**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Minas Gerais, *Campus* Itabirito, como requisito parcial para obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Orientador: Prof. Me. Helvécio de Almeida Júnior.

Coorientador: Prof. Me. Marcus Vinícius de Freitas Diadelmo.

Itabirito

Mai de 2024

F383e Ferreira, Matheus dos Santos Braga

Estudo e desenvolvimento de um protótipo in-shoe de baropodometria/ Matheus dos Santos Braga Ferreira. – 2024.
66 f.: il.

Trabalho de conclusão de curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Minas Gerais Campus Itabirito, 2024.

Orientação: Mestre Helvécio de Almeida Júnior.

1. Arduino (Controlador programável). 2. Engenharia Elétrica. I. Título. II. Coorient. Mestre Marcus Vinícius de Freitas Diadelmo.. III. Instituto Federal de Minas Gerais, Campus Itabirito, Bacharelado em Engenharia Elétrica.

CDU 621.3



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
SECRETARIA DE EDUCAÇÃO PROFISSIONAL E TECNOLÓGICA
INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE MINAS GERAIS
Campus Avançado Itabirito
Diretoria de Ensino
Docentes do Campus Avançado Itabirito
Rua José Benedito, 139 - Bairro Santa Efigênia - CEP 35450-000 - Itabirito - MG
- www.ifmg.edu.br

**Ata da Defesa de TCC do aluno Matheus dos Santos
Braga Ferreira, realizada em 24 de Maio de 2024**

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Engenharia Elétrica do Instituto Federal de Educação Ciência e Tecnologia de Minas Gerais - Campus Avançado Itabirito para a obtenção do título de Engenheiro Eletricista.

Aprovado em 24/05/2024 pela banca examinadora:

Prof. Me. Helvécio de Almeida Júnior
Orientador (presidente da banca avaliadora)

Prof. Me. Marcus Vinícius de Freitas Diadelmo
Coorientador

Profa. Dra. Tamires Martins Rezende
Membro avaliador

Profa. Bel. Sofia Pereira Campos
Membro avaliador

Itabirito, 24 de maio de 2024.



Documento assinado eletronicamente por **Helvécio de Almeida Junior**, Professor, em 24/05/2024, às 18:22, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Marcus Vinícius de Freitas Diadelmo**, Professor, em 24/05/2024, às 18:22, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Tamires Martins Rezende**, Professora, em 24/05/2024, às 18:22, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



Documento assinado eletronicamente por **Sofia Pereira Campos**, Professora, em 24/05/2024, às 18:23, conforme Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020.



A autenticidade do documento pode ser conferida no site <https://sei.ifmg.edu.br/consultadocs> informando o código verificador **1932807** e o código CRC **AA2A4094**.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, pelas bênçãos em minha vida, por todos os dias de saúde e pelos dias difíceis que me fizeram aprender. Aos meus pais, um agradecimento especial, por terem me auxiliado durante toda a jornada de desenvolvimento deste trabalho. Obrigado aos meus amigos, parentes e a minha companheira, que sempre me apoiaram e tiveram paciência durante os momentos difíceis desse longo período. A todos os professores do meu curso, mas especialmente ao meu orientador Helvécio de Almeida, pelos ensinamentos e as múltiplas sugestões que contribuíram para o desenvolvimento e aperfeiçoamento do meu trabalho. Um grande abraço para vocês e saibam que nunca me esquecerei o que fizeram por mim.

RESUMO

O trabalho proposto descreve o desenvolvimento de um protótipo para baropodometria, um exame que avalia as pressões plantares durante a marcha de um indivíduo. Este protótipo constitui-se em um baropodômetro tipo *in-shoe*, uma ferramenta utilizada para gerar o padrão de distribuição de pressão da região plantar do pé. O objetivo desse desenvolvimento foi construir um protótipo de baixo custo, acessível para profissionais em pequenas clínicas. Para a execução deste trabalho, foram utilizados sensores de pressão por piezoelectricidade, a plataforma de prototipagem Arduino e o software Elipse SCADA para a construção de um supervisor para demonstração dos dados coletados.

Obteve-se bons resultados com o projeto, resultando em uma solução capaz de proporcionar uma análise dinâmica do indivíduo, bem como dos diferentes padrões de distribuição da pressão plantar.

Palavras-chave: Baropodometria. Baropodômetro. Protótipo. Piezoelectricidade. Arduino. Supervisor/SCADA.

Abstract

The proposed work describes the development of a prototype for baropodometry, an exam that evaluates plantar pressures during an individual's gait. This prototype consists of an in-shoe baropodometer, a tool used to generate the pressure distribution pattern of the plantar region of the foot. The objective of this development was to build a low-cost prototype, accessible to professionals in small clinics. To carry out this work, piezoelectric pressure sensors, the Arduino prototyping platform and the Eclipse SCADA software were used to build a supervisory unit to demonstrate the results.

Good results were obtained with the project, resulting in a solution capable of providing a dynamic analysis of the individual's gait, as well as the different distribution patterns of plantar pressure.

Keywords: Baropodometry. Baropodometer. Prototype. Piezoelectricity. Arduino. Supervision/SCADA.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- (a) Simetria e efeito apolar. (b) Assimetria e efeito apolar.....	6
Figura 2 - Efeito piezoelétrico direto e inverso.	7
Figura 3 - Aplicações da piezeletricidade.....	10
Figura 4 - Comportamento do piezoelétrico.....	11
Figura 5 - Baropodômetro	15
Figura 6 - Esteira.	16
Figura 7 - Áreas de apoio plantar do pé direito.	17
Figura 8 - Exemplo de postura.	18
Figura 9 - Pisada Neutra.	19
Figura 10 - Pisada Pronada.	20
Figura 11 - Lesões devido a Pisada Pronada.	20
Figura 12- Pisada Supinada.	21
Figura 13 - Lesões devido a Pisada Supinada.	21
Figura 14 - Exame utilizando o instrumento baropodômetro.....	22
Figura 15 - Plataforma modelo FB 4060-08 Bertec.	24
Figura 16 - Plataforma piezoelétrica BaroScan.....	24
Figura 17 - Cronologia do desenvolvimento do projeto.....	27
Figura 18 - Palmilha com os sensores piezoelétricos.....	27
Figura 19 - Sequência dos piezoelétricos.	28
Figura 20 - Tênis com a palmilha piezoelétrica.	29
Figura 21 - Arduino Mega.....	30
Figura 22 - Tensão máxima.....	31
Figura 23 - Diagrama elétrico do divisor de Tensão (PSIM).	31
Figura 24 - Diagrama elétrico do protótipo.....	32
Figura 25 - Peso Utilizado.....	33
Figura 26 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em uma palmilha.	33
Figura 27 - Resultados de uma queda de 0,01m sobre uma palmilha.	34
Figura 28 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície rígida.	34
Figura 29 - Resultados de uma queda de 0,01m sobre superfície rígida.	35
Figura 30 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície de material EVA.	35
Figura 31 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície de material EVA.	36
Figura 32 - Valores lidos pelo Microcontrolador.....	36

Figura 33 - Fluxograma da programação.	39
Figura 34 - Tela de Login.	41
Figura 35 - Tela de Monitoramento.....	41
Figura 36 - Primeiro teste prático.	43
Figura 37 - Resultados no supervisor do primeiro teste.	43
Figura 38 - Segundo teste prático.	44
Figura 39 - Resultados no supervisor do segundo teste.	44
Figura 40 - Terceiro teste prático.	45
Figura 41 - Resultados no supervisor do terceiro teste.....	45
Figura 42 - Piezoelétricos danificados.....	46

LISTA DE QUADROS

Quadro 1- Características do piezoelétrico.....	28
---	----

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos.	3
1.1.1. Objetivo geral.....	3
1.1.2. Objetivos Específicos.....	4
1.2. Justificativa.....	4
1.3. Organização do Texto.....	5
2. REVISÃO DE LITERATURA	6
2.1. Cristal piezoelétrico.....	6
2.1.1. Equações da Piezoeletricidade.....	10
2.1.2. Força de Reação do Solo (FRS)	12
2.1.3. Uma análise do Mercado de Dispositivos piezoelétricos.....	13
2.1.4. Aplicações do uso de piezoelétricos.	13
2.2. Baropodometria	14
2.3. Aspectos biomecânicos dos movimentos corporais	16
2.3.1. Superfície do pé.....	17
2.3.2. Tipos de pisadas	19
2.4. Baropodômetro piezoelétrico	22
2.5. Equipamentos de baropodometria comerciais.....	23
2.6. Trabalhos correlacionados	25
3. METODOLOGIA.....	27
3.1. Desenvolvimento da parte física de contato e transmissão de dados	27
3.2. Divisor de tensão.....	30
3.4. Programação do microcontrolador	39
3.5. Supervisório.....	40
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES.....	43
4.1. Testes práticos com o protótipo acoplado ao supervisório.....	43
5. CONCLUSÃO	47
6. REFERÊNCIA.....	48

1. INTRODUÇÃO

O aumento no número de pessoas com problemas de coluna é uma tendência significativa e preocupante a nível global. Diversos fatores contribuem para esse crescimento, incluindo mudanças nos estilos de vida, condições de trabalho, o envelhecimento da população e etc.

Dentre esses fatores, destaca-se a postura inadequada. A má postura ao usar computadores, *smartphones* e outros dispositivos eletrônicos, exerce uma pressão excessiva sobre a coluna vertebral. Isso pode levar a dores crônicas e a problemas estruturais a longo prazo.

Outro fator que agrava essa situação é a pisada errada do indivíduo, que ocorre quando o padrão de movimento do pé ao caminhar ou correr não está alinhado corretamente. O exame laboral para determinar se o tipo de pisada está afetando negativamente o corpo humano é a baropodometria, um teste que analisa as pressões plantares do pé, utilizando transdutores para identificar esses pontos de pressão.

Um transdutor é um dispositivo que transforma um sinal de uma forma física em outra forma correspondente. Em outras palavras, ele converte uma quantidade de entrada em uma quantidade de saída, muitas vezes de natureza diferente. Os sinais de entrada e saída podem variar de elétricos e mecânicos a térmicos e ópticos. Esses dispositivos são essenciais em sistemas de controle e monitoramento, onde sensores são usados para medir uma variedade de detalhes físicos, tais como pressão, deslocamento, posição, temperatura, força, deformação, vibração e tração (OLIVEIRA, 2019).

A classificação dos transdutores sensores pode ser dada por:

- Ativo - Esses dispositivos geram um sinal elétrico de saída sem depender de uma fonte de alimentação externa. Um exemplo desse tipo de sensor é o termopar;
- Passivo - Esses dispositivos necessitam de uma fonte externa de energia para produzir um sinal de saída;
- Simples - Um transdutor é dito simples quando possui apenas um estágio de transdução entre entrada e saída;
- Composto - Um transdutor é dito como composto quando possui mais de um estágio de transdução entre a entrada e a saída;

- Analógicos - Converte o sinal físico em um sinal de tensão analógico variável, ou seja, um sinal contínuo;
- Digital - Exerce a mesma função que o analógico, porém seu sinal de saída é discreto;
- Absolutos - Fornece uma medida direta e específica de uma grandeza física, sem depender de referências externas para sua leitura;
- Incrementais - Medem as alterações incrementais em uma determinada variável física a partir de uma referência.

E estes podem ser caracterizados de acordo com a sua função:

- Transdutores Sensores - Detectam as variáveis do processo e as transformam para posterior processamento;
- Transdutores Atuadores - Alteram as variáveis do processo;
- Transdutores Conversores - Convertem e/ou transferem energia entre dois sistemas.

Os princípios físicos dos transdutores sensores podem ser mecânicos, elétricos, por variação de capacitância, variação de indutância, efeito fotoelétrico, efeito termelétrico etc.

Dentre eles, é destacado neste trabalho o transdutor por efeito piezoelétrico, produzido por alguns materiais, como cristais de quartzo, que geram uma diferença de potencial quando submetidos a uma pressão mecânica e exercem movimentações mecânicas ao receberem em suas polaridades uma diferença de potencial (VICENTE, 2019).

Pierre e Jacques Curie, mais conhecidos como os irmãos Curie, foram os cientistas responsáveis por descobrir esse efeito piezoelétrico. Posteriormente, o efeito foi estudado e adaptado devido as necessidades existentes de dispositivos ultrassônicos. Atualmente, a sua aplicação está em diversos dispositivos, dos mais simples aos mais complexos, por exemplo: microfones, alto-falantes, equipamentos de ultrassom e outros (VICENTE, 2019).

Com o significativo avanço das tecnologias sem fio e dos Sistemas Micro Eletromecânicos (MEMS), tem havido um interesse crescente no estudo de sistemas de colheita de energia que empregam materiais piezoelétricos. Essa abordagem tem sido explorada em várias áreas devido à sua eficiência na conversão de energia e à simplicidade em comparação com dispositivos eletromagnéticos ou eletrostáticos. Esses sistemas são predominantemente utilizados em aplicações em que a substituição de baterias apresenta desafios devido a restrições

de espaço ou em ambientes onde a utilização de cabos não é viável devido a questões de instalação ou manutenção (VALENTE, 2019).

A indústria aeronáutica demonstra um considerável interesse nas tecnologias de colheita de energia. Atualmente, sensores de baixa potência e dispositivos de comunicação sem fio são empregados em sistemas de monitoramento estrutural de aeronaves, incluindo aviões e helicópteros. Nesse cenário, a viabilidade de tornar esses sensores energeticamente autossuficientes é explorada por meio da colheita de energia do ambiente onde estão instalados (VALENTE, 2019).

Um exemplo adicional de aplicação é o Baropodômetro, um equipamento desenvolvido para uso esportivo e medicinal. Seu propósito é avaliar os pontos de pressão exercidos pelo corpo, tanto em repouso quanto em movimento. Compreende uma plataforma sensível à pressão exercida pelos pés equipada com sensores de tecnologia avançada, conectada a um computador que utiliza um *software* específico para apresentar imagens coloridas e dados estatísticos com elevada precisão. Com o auxílio deste equipamento o profissional da saúde consegue identificar fatores diretos ou indiretos que contribuem para a instabilidade corporal de um indivíduo, sendo essas informações posteriormente apresentadas em forma de gráficos ou planilhas (PADILLA, 2006).

Este trabalho propõe a concepção de um protótipo de uma palmilha de baixo custo para a análise baropodométrica, empregando cristais piezoelétricos. Onde serão mapeados os pontos de pressão exercidos pelo pé humano, fornecendo as informações sobre as características da marcha de um indivíduo. Também será desenvolvido um sistema supervisor para monitorar e analisar os dados coletados durante a sua aplicação.

1.1. Objetivos.

1.1.1. Objetivo geral.

Este trabalho tem por objetivo desenvolver um protótipo eletrônico de baixo custo de uma palmilha baropodométrica que utilize a transdução piezoelétrica, para realizar medições sobre a pisada de um indivíduo. Esses dispositivos são denominados *in-shoe* e possuem a capacidade de leitura da pressão plantar em análises dinâmicas. Ao contrário dos equipamentos de baropodometria estática ou com baixa dinâmica, os dispositivos *in-shoe* oferecem a

liberdade necessária para que a coleta de dados ocorra em ambientes externos e durante atividades cotidianas, como caminhadas e corridas.

Este projeto visa contribuir para a área de análise biomecânica, oferecendo uma solução acessível e eficaz para a avaliação do padrão de pressão plantar. No estágio final deste projeto, além de apresentar um protótipo, também tem-se como meta expor em um supervísório os resultados da marcha do indivíduo nas características fisiológicas do pé.

1.1.2. Objetivos Específicos

São os objetivos específicos deste trabalho:

- Avaliar a tensão desenvolvida, devido a um esforço/peso em um disco piezoelétrico, cujo diâmetro da parte cerâmica é de 15mm;
- Desenvolver o protótipo, inserindo os piezoelétricos na palmilha de um tênis;
- Avaliar a condição de precisão de exatidão dos piezoelétricos na prática;
- Desenvolver as ligações elétricas para receber os dados da palmilha, organizá-los e enviá-los para um microcontrolador;
- Desenvolver o algoritmo em C++ para o microcontrolador e criar um supervísório para interface no *software* Elipse SCADA.

1.2. Justificativa

O estudo e desenvolvimento de um protótipo *in-shoe* de baropodometria é um tema de grande relevância e interesse em diversas áreas, incluindo medicina, fisioterapia, biomecânica, engenharia e até mesmo no projeto de calçados. Essa tecnologia permite a análise da distribuição da pressão exercida pelos pés durante a marcha, oferecendo informações úteis para o diagnóstico e tratamento de uma variedade de condições ortopédicas e neurológicas, tais como: fascite plantar, hálux valgo (Joanete), insuficiência do tibial posterior, canelite, entorses de repetição, fratura por estresse do 5º metatarso, cuneiformes e diversas outras doenças correlacionadas a pisada incorreta (NEVES, 2021).

Entretanto, essa tecnologia tem um alto valor monetário, o que acaba inviabilizando a sua compra por novos consultórios e até mesmo no Sistema Único de Saúde (SUS). Vale destacar também, que em todos os protótipos analisados, não foi identificado um que possuía um supervísório integrado, o que acaba dificultando a apresentação dos dados obtidos.

Este estudo é motivado pela necessidade de conceber um protótipo baropodométrica de baixo custo, com capacidade para realizar um diagnóstico preciso e eficaz de problemas relacionados à marcha e à locomoção humana. Destina-se a suprir a demanda por análises detalhadas da distribuição da pressão exercida pelos pés durante a marcha. No contexto brasileiro, a escassez desses equipamentos é notável, o que acarreta custos elevados quando adquiridos por importação. Adicionalmente, é crucial incorporar ao trabalho o desenvolvimento de um sistema supervisorio para acompanhar o protótipo, o que visa facilitar a detecção de problemas e aprimorar a eficácia do diagnóstico.

1.3. Organização do Texto

Para facilitar a compreensão deste trabalho, os estudos e práticas desenvolvidos serão apresentados da seguinte maneira:

O capítulo 1 descreve uma introdução sobre o trabalho, juntamente com os objetivos e a sua justificativa. O capítulo 2 aborda um embasamento teórico abrangente sobre piezoelectricidade, cristais piezoelétricos e aspectos biomecânicos dos movimentos corporais. Além disso, é discutido o conceito de baropodometria, que será aprofundado ao longo do trabalho.

O capítulo 3 contém detalhadamente a metodologia empregada no desenvolvimento do trabalho. Onde é explicado como a palmilha foi construída, assim como a programação do Arduino e a implementação do supervisorio no *software* Elipse SCADA.

O capítulo 4 é dedicado à apresentação dos resultados obtidos e às discussões sobre a eficácia do trabalho, incluindo os desafios enfrentados durante sua execução.

O penúltimo capítulo compreende a conclusão sobre o trabalho e o último capítulo contém todas as referências bibliográficas utilizadas, o que proporciona uma base sólida para as informações apresentadas.

2. REVISÃO DE LITERATURA

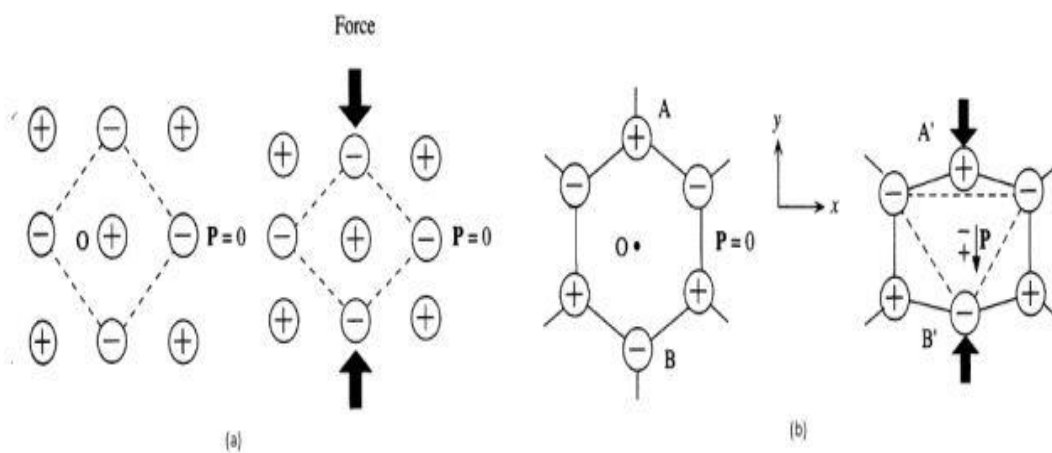
Este capítulo apresenta conceitos da piezeletricidade, desde suas origens e princípios fundamentais até suas aplicações mais avançadas na prática contemporânea. Além disso, serão abordados os aspectos biomecânicos dos movimentos corporais, incluindo uma análise dos diferentes tipos de pisadas, suas características distintivas e os impactos que podem ter na saúde humana. Todos esses tópicos convergem para o estudo aprofundado da baropodometria, que será minuciosamente examinado ao longo deste trabalho.

2.1. Cristal piezoelétrico

A palavra piezeletricidade deriva-se do termo grego *piezein*, que significa pressionar e da palavra eletricidade. Logo, analisando a palavra é possível fazer uma relação entre as características mecânicas e elétricas. O efeito, foi descoberto pelos irmãos Currie, Pierre e Jacques Curie, quando pesquisavam a respeito da simetria de cristais (KASAP, 2006).

Os piezoelétricos são aqueles que, sob pressão ou tensão mecânica, geram cargas elétricas em sua superfície. A geração de energia elétrica se dá devido ao deslocamento da posição relativa dos seus íons devido a atuação da tensão mecânica externa. Essa propriedade se dá em estruturas cristalinas com baixo grau de simetria, como mostra a Figura 1 (KASAP, 2006).

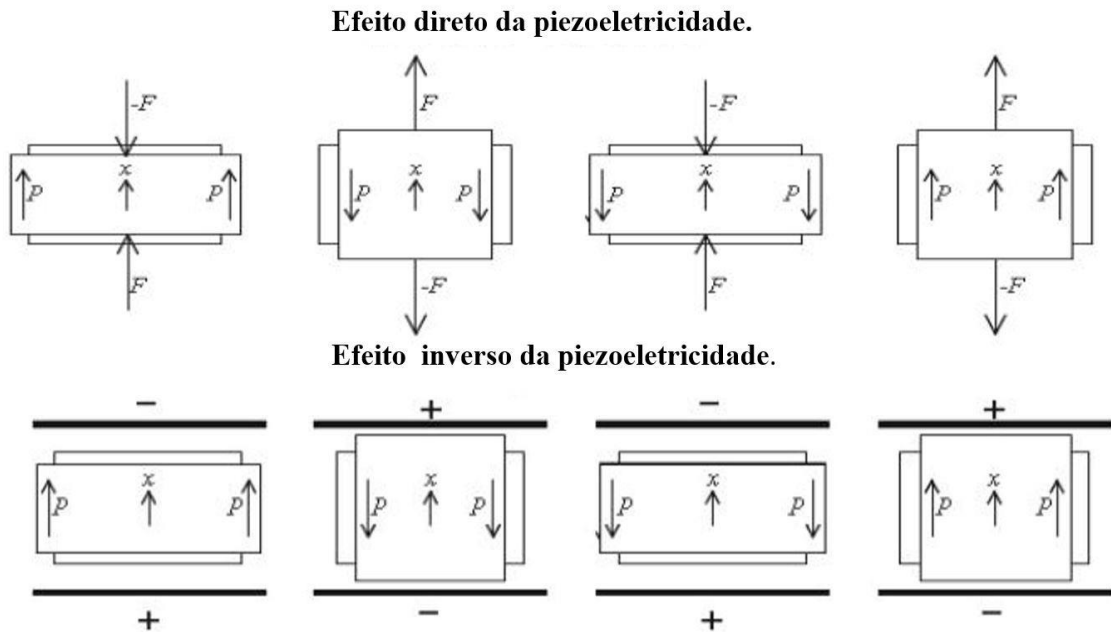
Figura 1- (a) Simetria e efeito apolar. (b) Assimetria e efeito apolar.



Fonte: KASAP, 2006.

A piezeletricidade é um processo reversível, logo pelo efeito inverso pode-se produzir uma deformidade mecânica devido a um campo elétrico aplicado ou através do efeito direto, produzir um campo elétrico devido a uma tensão mecânica aplicada no mesmo, os vetores de força são representados na Figura 2 (KASAP, 2006).

Figura 2 - Efeito piezoelétrico direto e inverso.



Fonte: Adaptado de TICHÝ et al., 2010.

A piezeletricidade e suas aplicações não detiveram um desenvolvimento constante, somente após alguns anos foi possível aplicar o fenômeno utilizando cristais de quartzo.

Em 1917, houve a primeira aplicação de engenharia usando a piezeletricidade, por meio do detector ultrassônico de submarino, codinome “*Langevin type transducer*”. Atualmente o mesmo, após ser aperfeiçoado é utilizado nos sonares atuais. Sua construção consiste na utilização de camadas de cristais de quartzo prensados entre duas placas de metal, onde o efeito direto emite ondas sonoras subaquáticas e o inverso as detecta. Este dispositivo e o seu princípio de funcionamento, permitiu diversas aplicações existentes no campo do ultrassom e hidro acústica (TICHÝ et al., 2010).

Após a primeira guerra mundial, iniciou-se o desenvolvimento de piezoelétricos sintéticos, como as cerâmicas piezoelétricas de Titano-Zirconato de chumbo (PZT's) pelos Estados Unidos (TICHÝ et al., 2010). As cerâmicas piezoelétricas tipo PZT, além de apresentarem melhores propriedades que os cristais depois de polarizadas, também oferecem

geometrias e dimensões flexíveis, em suas diversas variações, sendo estes os materiais piezoelétricos predominantes no mercado. Variações como por exemplo, o PT (PbTiO_3) e o PMN ($\text{Pb}(\text{Mg}_{1/3}\text{Nb}_{2/3})\text{O}_3$) são utilizadas em dispositivos que exigem propriedades especiais e muito específicas, como transdutores para alta temperatura (MINETO,2013).

Os materiais piezoelétricos podem ser monocristalinos ou policristalinos, destacando-se o quartzo por possuir algumas vantagens, dentre as quais pode-se destacar: alta temperatura de Curie, alta estabilidade e alto fator de qualidade mecânica (TICHÝ et al., 2010).

Para ser piezoelétrico o material deve ser cristalino e sua rede cristalográfica deve possuir assimetria de cargas elétricas, como por exemplo, as redes hexagonais. Devido ao fato de os cristais serem anisotrópicos, a resposta a uma perturbação externa varia tanto com a direção da força em relação a orientação cristalográfica, como as diversas direções cristalográficas (GALLEGO, 1989).

A classificação dos materiais piezoelétricos é baseada no fenômeno da histerese ferroelétrica, onde a sua curva é obtida através da aplicação de um campo elétrico alternado em uma cerâmica piezoelétrica e a polarização induzida em função do campo. A área interna desta curva corresponde à energia dissipada na forma de calor, devido às perdas mecânicas e dielétricas (GALLEGO, 1989).

A principal classificação dos materiais piezoelétricos é baseada na área desta curva, sendo denominados como materiais “*Hard*” aqueles que apresentam uma curva de histerese fechada, com área pequena, e como materiais “*Soft*”, aqueles que apresentam uma curva de histerese “aberta”, com área expressiva. Os materiais “*Hard*” também são denominados materiais de alta potência e os “*Soft*” de materiais de alta sensibilidade (GALLEGO, 1989).

Existe uma norma da marinha americana que subdivide os materiais “*Hard*” e “*Soft*” em subgrupos, através de intervalos de propriedades e de acordo com as principais aplicações. Esta norma costuma ser utilizada como referência por pesquisadores e projetistas, para estabelecer tabelas de equivalência entre os diversos fabricantes de cerâmicas piezoelétricas e facilitar a escolha de materiais e a troca de fornecedores, sendo as características dos subgrupos as seguintes (Military Standard US DOD MIL STD 1376 A (SH), 1984):

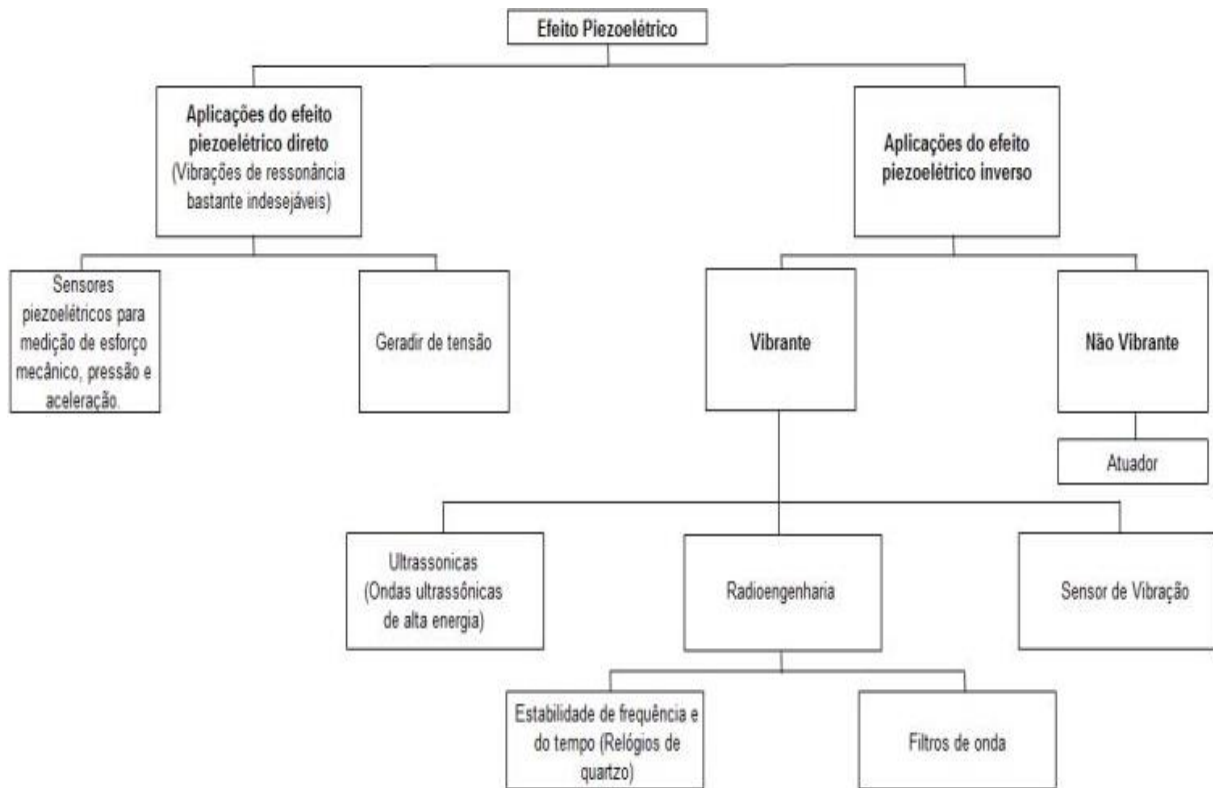
- *Navy Type I (“Hard”)* – Este tipo de subgrupo é adequado para aplicações de média e alta potência sob condições de uso contínuo e repetitivo. Possui a capacidade de

produzir altas amplitudes de vibração. Principal aplicação: Hidrofonos e acelerômetros;

- *Navy Type II (“Soft”)* – Já o tipo dois, possui uma alta sensibilidade. Principal aplicação: dispositivos de transmissão e recepção de baixa potência;
- *Navy Type III (“Hard”)* – Possui características do subgrupo tipo 1, porém é menos sensível, sendo capaz de converter o dobro de potência mantendo baixas as perdas mecânicas e dielétricas. Principal uso: equipamentos de alta potência;
- *Navy Type IV (“Soft”)* – Indicado para aplicações de potência média. Principal uso: manutenção de equipamentos antigos;
- *Navy Type V (“Soft”)* – Indicado para aplicações que demandam altas energias e diferenças de potencial. Principal uso: detonadores;
- *Navy Type VI (“Soft”)* – Apropriado para aplicações que exigem amplas deformações mecânicas. Principal uso: atuadores.

Na última década, o uso de materiais piezoelétricos como conversores de energia mecânicos para elétrica em dispositivos de colheita de energia tem sido amplamente estudado. A motivação para o uso destes materiais em diversas aplicações de engenharia, seja pelo efeito direto ou inverso (veja a Figura 3) baseia-se no vasto campo de aplicação como sensores e atuadores devido ao seu grande coeficiente de acoplamento eletromecânico (GODOY et al., 2014).

Figura 3 - Aplicações da piezeletricidade.



Fonte: TICHÝ et al., 2010.

2.1.1. Equações da Piezeletricidade

De acordo com a teoria da piezeletricidade linear explicada na seção 2.1, as equações de elasticidade linear são acopladas às equações de carga eletrostática utilizando os parâmetros piezoelétricos. No entanto, as variáveis elétricas não são estritamente estáticas, mas apenas aproximadamente estáticas, devido ao acoplamento com as equações dinâmicas da mecânica. Sob essa teoria, temos as Equações (1) e (2) como governantes (VALENTE, 2019):

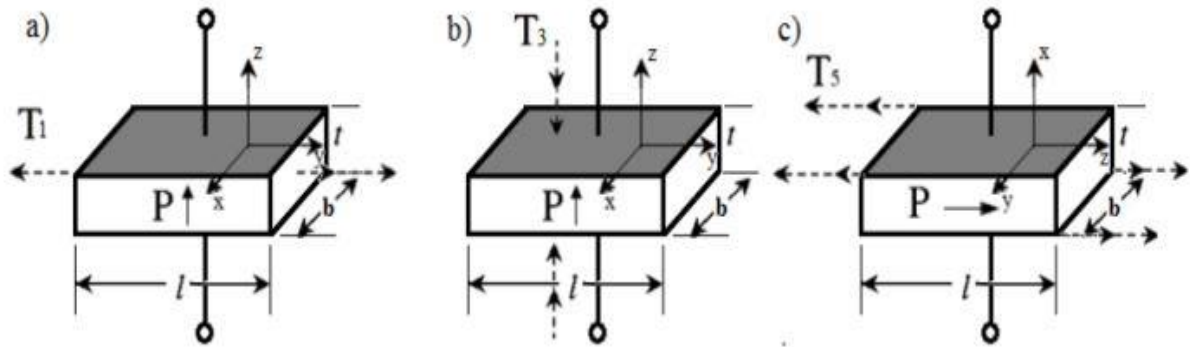
$$D = dT + \epsilon E \quad (1)$$

$$s = ST + dE \quad (2)$$

Em que “T” é o vetor de tensões, “E” é o vetor do campo elétrico, “D” é a polarização elétrica (C/m²), “s” é o vetor de deformações, “d” é o coeficiente de carga piezoelétrica, “ε” é a constante dielétrica, “S” Acoplamento elástico (VALENTE, 2019).

Os materiais piezoelétricos podem operar de 3 formas diferentes (veja a Figura 4):

Figura 4 - Comportamento do piezoelétrico.



Fonte: VALENTE, 2019.

No modo extensional, a energia gerada pelo material piezoelétrico se dá pela sua deformação transversal, que é perpendicular a sua polarização (Figura 4 parte “a”). No modo de compressão se dá pela deformação na direção longitudinal, que é a mesma de sua polarização (Figura 4 parte “b”). E no modo de cisalhamento (Figura 4 parte “c”) se dá pela aplicação de forças tangenciais ou forças de cisalhamento em um material (VALENTE, 2019).

A tensão gerada pode ser calculada para os modos de extensão e compressão pela Equação 3 (VALENTE, 2019).

$$V = \frac{cFg}{ab} \quad (3)$$

Em que a,b,c e F são, respectivamente, largura, comprimento, espessura e força aplicada e g a gravidade. Caso seja necessário prever a tensão desenvolvida por um piezoelétrico na queda de um objeto sobre ele, temos que identificar a força de impacto e para isso pode-se utilizar a fórmula de Força, veja na Equação 5, é para utilizar a mesma é necessário também identificar a velocidade em que o objeto atinge o solo, logo pode-se utilizar a equação de Torricelli, veja na Equação 4 (VALENTE, 2019):

$$v^2 = 2ad \quad (4)$$

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t} \quad (5)$$

Conhecendo a Força do objeto ao atingir o solo, é possível alcançar a tensão produzida pelo piezoelétrico utilizando a Equação 4.

Uma placa piezoelétrica pode se aproximar de um capacitor de placas, cuja capacitância é dada por (VALENTE, 2019):

$$C = \frac{A}{c} \quad (6)$$

A energia armazenada por ser calculada por:

$$U_E = \frac{1}{2} V_0^2 \frac{\epsilon_{33} \epsilon_0 A}{c} = \frac{1}{2} V_0^2 C \quad (7)$$

Em que V_0 , ϵ_{33} , ϵ_0 , c , A e C são, respectivamente, a tensão do material piezoelétrico, constante dielétrica, constante de permissividade do vácuo, espessura, área e capacitância. Como a potência é a derivada da energia no tempo e a única variável para o cálculo da energia que varia com o tempo é a tensão, temos (VALENTE, 2019):

$$P = \frac{dU_E}{dt} = \frac{dV_0}{dt} \frac{\epsilon_{33} \epsilon_0 A}{c} = \frac{dV_0}{dt} C \quad (8)$$

Para se chegar no valor de energia produzido deve-se fazer a integração numérica da potência, através da soma de Riemann (VALENTE, 2019):

$$E = \int P dt = \sum P(t_i)(t_i - t_{i-1}) \quad (9)$$

2.1.2. Força de Reação do Solo (FRS)

A Força de Reação do Solo (FRS) desempenha um papel crucial na análise da biomecânica e da dinâmica dos movimentos humanos. Essa força corresponde à reação do solo ao corpo que está em contato com ele, gerada pela pressão que o corpo exerce no solo. A FRS é vital em atividades como caminhar, correr, saltar e outras modalidades de locomoção (FRAGA, 2013).

A medição exata dos movimentos proporciona bases essenciais para a análise cinética. Tanto o movimento quanto a força são descritos por três componentes: magnitude, intensidade da força e direção (FRAGA, 2013).

2.1.3. Uma análise do Mercado de Dispositivos piezoelétricos

Atualmente o mercado brasileiro de materiais piezoelétricos é bem precário. A maioria dos dispositivos encontrados são importados do exterior, sendo que grande parte dos mesmos vem da China. Com isso, os custos para se obtê-los acabam sendo elevados o que afeta negativamente a execução de projetos (MORDOR, 2021).

Dados obtidos pela *Mordor Intelligence*, indicam um crescimento da utilização de cristais piezoelétricos de mais de 6% durante o período de previsão (2021-2026) no mundo, alguns fatores justificam esse crescimento, dentre eles cita-se (MORDOR, 2021):

- Com base nas colheitadeiras de energia de vibração piezoelétrica, as melhorias no projeto da estrutura de componentes de circuitos eletrônicos estavam recebendo alta adoção, tendo em vista a eficiência da colheita de energia, juntamente com suas vantagens de estrutura simples, sem poluição e facilmente micro miniaturando, gerando assim alta demanda em todo o setor elétrico e eletrônico de consumo;
- Além disso, os avanços na tecnologia piezoelétrica têm visado aumentar desempenho geral do produto, atendendo assim à crescente demanda pela eficiência dos dispositivos em todo setor industrial;
- As aplicações no setor industrial incluem sistemas de condicionamento, devido à alta importância do consumo de energia, juntamente com a crescente adoção de uma ampla gama de motores piezoelétricos em todo o setor industrial está impulsionando demandas uma série de topologias, para equilibrar alta eficiência, confiabilidade, tamanho, peso e potência.

2.1.4. Aplicações do uso de piezoelétricos.

O uso de piezoelétricos apresenta uma ampla gama de aplicações, abrangendo desde a geração de energia elétrica até a detecção de pressões, atuando eficientemente como sensores. Na geração de energia elétrica, os dispositivos piezoelétricos convertem a energia mecânica

proveniente de vibrações ou pressões em energia elétrica, oferecendo uma fonte sustentável e autossuficiente (GODOY et al., 2014).

Além disso, os piezoelétricos têm se destacado como sensores sensíveis, sendo capazes de detectar variações minuciosas de pressão, carga ou força. Essa capacidade os torna ideais para diversas aplicações, como em dispositivos médicos para monitorar a pressão arterial, em calçados inteligentes para analisar a pisada humana, e em equipamentos industriais para garantir precisão nas operações (GODOY et al., 2014).

A versatilidade dos piezoelétricos abre caminho para inovações em várias áreas, como por exemplo (GODOY et al., 2014):

- Sensores de pressão – Os materiais piezoelétricos são frequentemente utilizados em sensores de pressão para medir forças, cargas ou compressões;
- Transdutores ultrassônicos – A capacidade dos materiais piezoelétricos de converter energia elétrica em vibrações mecânicas e vice-versa;
- Geração de energia – A piezoelectricidade é explorada em dispositivos que capturam e convertem a energia mecânica, como vibrações ou movimentos, em eletricidade;
- Microfones e alto-falantes – Em dispositivos de áudio, como microfones de alta qualidade e alto-falantes;
- Medicina – Na área médica, os sensores piezoelétricos são constantemente explorados devido a sua eficácia, seja em ultrassonografia, medição de pressão arterial e eles também são utilizados nos estudos de baropodometria.

2.2. Baropodometria

A baropodometria é descrita como o estudo da distribuição das pressões plantares, por meio de uma plataforma de registro eletrônico. O termo vem do grego: *baros*, peso, *podos*, pé e *metron*, medir. Este método passou por grandes avanços nos últimos 20 anos, devido a um processo contínuo de pesquisa e desenvolvimento de melhores programas e plataformas de pressão (PADILLA, 2006).

Atualmente no mercado existem dois tipos diferentes de equipamentos de baropodometria para avaliação da pressão plantar: O baropodômetro e as longas plataformas.

O baropodômetro apresentado na Figura 5 é um dispositivo avançado que analisa as pressões plantares, tanto em estados estáticos quanto dinâmicos, por meio de tecnologia de ponta. Consiste em uma plataforma equipada com sensores piezoelétricos, conectada a um computador capaz de codificar imagens coloridas e dados estatísticos, oferecendo um diagnóstico de alto valor. Com o equipamento é possível avaliar (PADILLA, 2006):

- A postura do paciente na posição estática, ou seja, em pé parado;
- Disfunções funcionais de equilíbrio e estabilidade;
- Divisão das cargas corporais em condições ortostáticas;
- Análise dinâmica da marcha e sua distribuição das cargas durante o passo;
- Pico de pressão e tempo de contato com o solo;
- Detecção das áreas de risco do pé;
- Auxílio na confecção de órteses plantares/palmilhas;
- Detectar alterações biomecânicas do pé, pelve e coluna;
- Diferença de comprimento dos membros inferiores.

Figura 5 - Baropodômetro



Fonte: BaroScan

Além de todos os tópicos de avaliação do baropodômetro já mencionados, as esteiras de baropodometria apresentada na Figura 6, também permitem a capacidade de medir os passos do indivíduo durante a sua movimentação (QUEIROZ, 2020).

Figura 6 - Esteira.



Fonte: (QUEIROZ, 2020).

2.3. Aspectos biomecânicos dos movimentos corporais

As primeiras referências relacionadas à análise biomecânica dos movimentos corporais, tanto humanos quanto animais, remontam à antiguidade clássica e são atribuídas a Aristóteles. Este notável pensador registrou observações pioneiras sobre o ato de caminhar, destacando a influência dos membros inferiores e das patas contra o solo. Essas observações, consideradas as primeiras explicações para o gesto de deambulação humana, foram posteriormente confirmadas quase dois mil anos depois pela Terceira Lei de Newton (FRAGA, 2013).

A Biomecânica, como disciplina científica, dedica-se à análise física dos sistemas biológicos, examinando, entre outros aspectos, os efeitos das forças mecânicas sobre o corpo humano durante atividades diárias, laborais e esportivas. A Dinamometria é um dos métodos de medição utilizados pela Biomecânica do movimento para avaliar forças e distribuição de pressões (FRAGA, 2013).

Dentre os principais objetivos da dinamometria, destacam-se a análise da técnica de movimento, a avaliação da condição física, o controle da sobrecarga, a consideração de fatores externos e internos, o monitoramento de atletas e a detecção de indicadores para talentos esportivos (FRAGA, 2013).

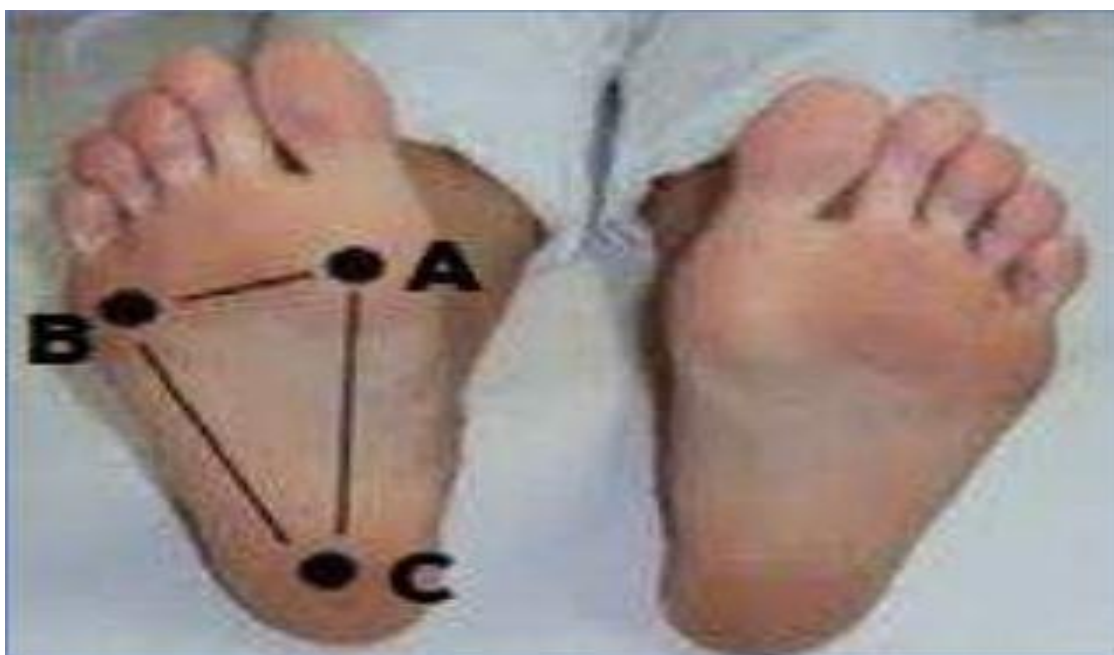
O Sistema de Medição de Forças e Reações Superficiais (SMFRS) realiza aquisições por meio do contato do pé com sua base. Portanto, é pertinente abordar as características da superfície do pé e a postura corporal durante o movimento de deambulação (FRAGA, 2013).

2.3.1. Superfície do pé

A abóbada plantar representa um conjunto arquitetônico que harmoniza todos os elementos ósseo-articulares, ligamentares e musculares do pé de maneira sinérgica. Graças à sua capacidade de alterar a curvatura e elasticidade, o pé consegue se ajustar às irregularidades do terreno, transmitindo os esforços e o peso corporal ao solo em condições mecânicas ideais para diversas circunstâncias. Modificações que comprometem ou diminuem suas curvaturas impactam significativamente no suporte horizontal, afetando inevitavelmente a corrida, a marcha e até mesmo a posição em repouso (FRAGA, 2013).

A superfície do pé é formada por três pontos de apoio, que são: à cabeça do primeiro metatarsiano (A), à cabeça do quinto metatarsiano (B) e às tuberosidades posteriores do calcâneo (C). Esses pontos de apoio são os responsáveis pelo contato com o plano horizontal, estão localizados na região de contato com o plano horizontal, conforme ilustrado na Figura 7 (FRAGA, 2013).

Figura 7 - Áreas de apoio plantar do pé direito.



Fonte: FRAGA, 2013.

Numerosas patologias ou traumas podem resultar em desequilíbrios nos segmentos do membro inferior e nas estruturas do pé, levando o indivíduo a enfrentar problemas de equilíbrio, disfunções na marcha e, em casos extremos, à perda completa da capacidade de locomoção (FRAGA, 2013).

2.3.2. Postura

A postura afeta diretamente a marcha dos indivíduos, sendo que as características da postura humana são moldadas por diversos fatores, como obesidade, problemas musculares, anomalias congênitas e adquiridas, prática inadequada ou insuficiente de atividades físicas em relação ao condicionamento corporal, distúrbios respiratórios e problemas ligamentares e articulares (FRAGA, 2013).

A Figura 8 ilustra como pisadas inadequadas podem impactar a postura corporal de uma pessoa, levando a uma série de problemas na coluna. Esses problemas incluem desalinhamento vertebral, tensão muscular, compressão dos discos intervertebrais e até lesões nos ligamentos e articulações (FRAGA, 2013).

Figura 8 - Exemplo de postura.



Fonte: FRAGA, 2013.

Para que o corpo mantenha uma posição adequada no espaço, com as partes corretamente alinhadas em relação à linha do centro de gravidade, ou seja, uma postura correta, é essencial ter um equilíbrio neuro-musculoesquelético. A avaliação é fundamental para identificar desequilíbrios e ajustar a postura de cada indivíduo de maneira eficaz, permitindo a reestruturação das cadeias musculares e seus posicionamentos tanto durante o movimento quanto na postura estática (FRAGA, 2013).

2.3.2. Tipos de pisadas

Basicamente existem três tipos principais de pisadas: Supinada, em que a pisada é para fora, forçando a parte externa no pé; neutra, em que a pisada é realizada de forma correta, distribuindo melhor a pressão em todo o pé; e a pronada, em que a pisada é torta para dentro, forçando a parte interna do pé. Por sua vez, a pressão plantar de um indivíduo está relacionada com o seu tipo de pisada (FUKUDA, 2023).

A pisada neutra demonstrada na Figura 9 é considerada uma das mais comuns, abrangendo cerca de 45% da população. Como o próprio nome sugere, na pisada neutra, a força é distribuída de maneira igualitária ao longo do pé. Muitos ortopedistas compartilham essa pisada como ideal, pois não há sobrecarga em nenhuma região específica do pé, o que resulta em uma distribuição uniforme de força nas articulações (FUKUDA, 2023).

Figura 9 - Pisada Neutra.



Fonte: FUKUDA, 2023.

Ela pode ser identificada através do instrumento baropodômetro e suas características são: Rotação equilibrada do tornozelo e menor probabilidade de lesões com origens de pisadas, além de poder haver algum grau de pronação, mas em menor grau (FUKUDA, 2023).

Já a pisada pronada apresentada na Figura 10 é comum em atletas e pessoas que possuem algum desalinhamento no joelho, resultando em uma rotação das articulações para dentro. Isso faz com que a parte interna do pé receba uma carga maior. Nos pronadores, é frequente observar um desgaste mais acentuado na parte lateral interna do calçado (FUKUDA, 2023).

Figura 10 - Pisada Pronada.



Fonte: FUKUDA, 2023.

Nesse tipo de pisada a percepção de peso durante a marcha fica prejudicada, o que sobrecarrega as articulações do pé e favorece o aparecimento de lesões. As patologias mais comuns são (NEVES, 2021):

- Fascite plantar;
- Hálux valgo (Joanete);
- Insuficiência do tibial posterior;
- Canelite.

Na Figura 11, é visível a lesão decorrente da pisada pronada, caracterizada pelo pé do indivíduo virado para dentro.

Figura 11 - Lesões devido a Pisada Pronada.



Fonte: PéLight, 2021.

A pisada supinada apresentada na Figura 12 ao contrário da pronação, é descrita pelo desgaste mais acentuado na parte externa do calçado. Isso ocorre porque o indivíduo tende a apoiar inicialmente a lateral externa do pé, devido a desalinhamentos articulares e musculares (FUKUDA, 2023).

Figura 12- Pisada Supinada.



Fonte: FUKUDA, 2023.

Nesse tipo de pisada, o peso do corpo é descarregado apenas na lateral do solado. A falta de apoio na região média do pé e o mau posicionamento do arco prejudicam o amortecimento da marcha, criando pontos específicos de sobrecarga que podem causar lesões, isso pode ser visto na Figura 13. As principais são (NEVES, 2021):

- Entorses de repetição;
- Fratura por estresse do 5º metatarso;
- Dor no dorso (cuneiformes).

Figura 13 - Lesões devido a Pisada Supinada.

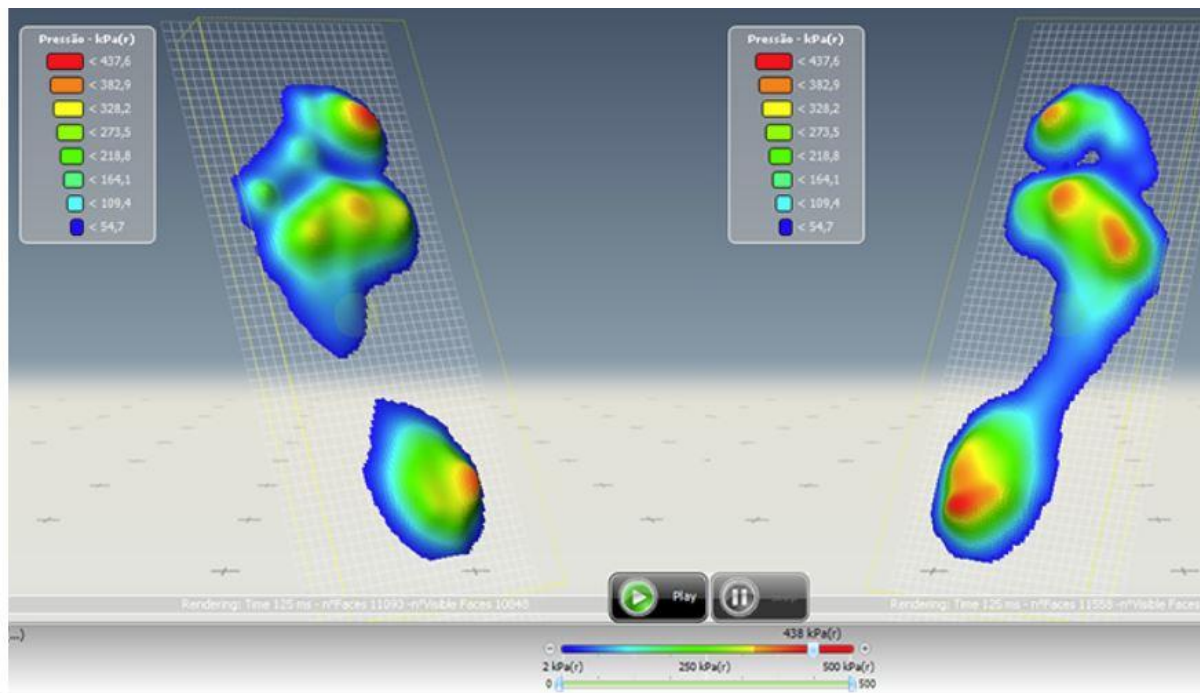


Fonte: (PéLight, 2021).

Todas as formas de pisada podem desencadear problemas estruturais no corpo humano, não se limitando aos pés e tornozelos, mas afetando também a região dos joelhos e, em casos mais graves, a coluna. Para prevenir o desenvolvimento desses problemas, é crucial estar atento aos sinais que o próprio corpo emite (NEVES, 2021).

Para obter um diagnóstico preciso e eficaz em situações que exigem tal precisão, recorre-se ao baropodômetro, que detecta os pontos de pressão do pé durante o apoio sobre uma superfície. A Figura 14 ilustra claramente os resultados desse teste, evidenciando a capacidade do dispositivo em identificar o tipo de pisada de um indivíduo. Os padrões de pressão revelados pelo baropodômetro permitem discernir as características da pisada com precisão, tornando-o uma ferramenta valiosa para análise biomecânica.

Figura 14 - Exame utilizando o instrumento baropodômetro.



Fonte: (PéLight, 2021).

2.4. Baropodômetro piezoelétrico

Também chamados de plataformas piezoelétricas, são predominantemente utilizadas em avaliações de tarefas dinâmicas devido ao desempenho superior dos sensores piezoelétricos na resposta rápida a perturbações, como em testes de saltos (triplo, distância, verticais), marcha e corrida. Elas possuem uma frequência natural mais elevada em comparação com os modelos baseados em extensômetros, permitindo uma margem maior para investigar sinais, desde que o

conteúdo espectral não contenha componentes principais próximos à frequência de ressonância da plataforma.

As vantagens em termos de linearidade, repetibilidade e histerese nas medidas realizadas com essas plataformas destacam-se pela precisão que proporcionam ao sistema em que estão integradas. No entanto, em relação aos custos, as plataformas piezoelétricas tendem a ser mais dispendiosas do que as extenso métricas, devido à necessidade de dispositivos mais sofisticados para o condicionamento dos sinais e a utilização de células de carga mais eficientes para garantir elevada precisão nas medidas (FRAGA, 2013).

A primeira plataforma de força comercial foi desenvolvida pela Kistler em 1969, utilizando o princípio piezoelétrico, rapidamente estabelecendo-se como um padrão global para medição de força. Em 1976, a *Advanced Mechanical Technology Incorporated* (AMTI, EUA) introduziu uma plataforma baseada em extensômetros, apresentando a vantagem de uma área maior e um custo menor (FRAGA, 2013).

2.5. Equipamentos de baropodometria comerciais

A quantidade de marcas e modelos de plataformas de força existentes no mercado não é grande, sendo a maioria advinda do exterior. A Bertec Corporation é uma renomada fabricante de plataformas de força, destacando-se, por exemplo, pela série 4060, especialmente adequada para análises de marcha, equilíbrio, estudos esportivos, análises estáticas e dinâmicas. O modelo BF 4060-08 é comumente empregado em análises clínicas e pode também ser utilizado em pesquisas sobre a marcha humana (FRAGA, 2013).

Cada plataforma de força dessa série é composta por transdutores de carga que medem seis componentes, incluindo três forças ortogonais e os momentos em relação a cada eixo. A plataforma é equipada com um amplificador de ganho digital de 16 bits embutido e uma unidade de condicionamento de sinais. Um pacote de *software* está disponível para facilitar a coleta rápida de dados. A fabricante também oferece bibliotecas de *software*, mediante solicitação, para pesquisadores que desejam desenvolver seu próprio *software* de aquisição de dados (FRAGA, 2013).

Geralmente, essas plataformas apresentam superfície de alumínio e variam quanto ao carregamento, resolução e frequência natural. A Figura 15 ilustra o modelo da plataforma.

Figura 15 - Plataforma modelo FB 4060-08 Bertec.



Fonte: FRAGA, 2013.

No Brasil, uma das plataformas mais comercializadas consiste no BaroScan, um equipado com 4.096 sensores de pressão distribuídos em uma superfície ativa de 50x50 cm. Sua área ativa permite que o exame seja realizado de maneira mais natural, eliminando a necessidade de forçar a pisada para se adequar à plataforma (PodoTech, 2019).

Este baropodômetro opera em alta frequência, alcançando até 200Hz, o que equivale a 200 dados por segundo, proporcionando avaliações mais detalhadas e informativas (PodoTech, 2019).

Distingue-se no mercado por ser o único baropodômetro certificado pelo INMETRO e registrado na ANVISA. Além disso, oferece suporte direto do fabricante, tornando os preços e as condições mais acessíveis, o mesmo pode ser visualizado na Figura 16 (PodoTech, 2019).

Figura 16 - Plataforma piezoelétrica BaroScan.



Fonte: BaroScan.

O maior problema atualmente é o alto custo desse equipamento, que gira em torno de aproximadamente R\$ 23.961,25. O link para compra deste produto, pode ser acessado em: < <https://podotech.com.br/baroscan> >.

A partir dos dados coletados, percebe-se um alto custo na obtenção desse tipo de equipamento, principalmente se levarmos em consideração os fatores econômicos brasileiros.

Não foi possível encontrar equipamentos comerciais da palmilha baropodométrica, apenas protótipos.

2.6. Trabalhos correlacionados

Como fonte de inspiração para este estudo, foram consultadas cinco referências relevantes que tratam desse tipo de projeto. A análise dessas fontes distribuiu uma base sólida para a concepção e execução deste trabalho, permitindo a incorporação de perspectivas variadas e dicas pertinentes ao tema.

O primeiro trabalho utilizado, foi escrito por (RODOWANSKI, 2012). Resume-se em uma abordagem das tecnologias envolvidas e descreve o projeto, construção e testes de validação de uma plataforma de força que é um equipamento utilizado por profissionais das áreas de saúde que trabalham com estudo de comportamento biomecânico humano tais como: posturologia, equilíbriometria e estabilometria.

O segundo trabalho fonte de referência foi uma defesa de mestrado, segundo (FRAGA, 2013) a criação de um sistema para medir as forças verticais de reação com o solo pode fornecer dados valiosos sobre o desempenho físico humano, a saúde do sistema locomotor e a magnitude e forma de aplicação dessas forças em diversas superfícies. A proposta apresentada por ele, constitui-se no desenvolvimento de um Sistema de Medição das Forças de Reação com o Solo.

A terceira referência utilizada neste projeto, foi desenvolvida por (Urquiza, 2005), seu estudo tem por objetivo descrever o projeto de uma plataforma de força extensométrica, para uso em instrumentação biomédica. Este trabalho foi importante para o desenvolvimento da parte prática, visto que com ele foi possível identificar melhorias para construção do projeto e os desafios que seriam enfrentados.

A quarta orientação utilizada, constitui-se no projeto desenvolvido por (ARAÚJO, 2021), o mesmo criou uma plataforma de força alocada em uma sapatilha de um ciclista, sendo

esse sistema capaz de mensurar os esforços realizados pelo indivíduo durante o movimento de pedalada. Esse trabalho, foi a inspiração para alocação do sistema em uma palmilha de um tênis.

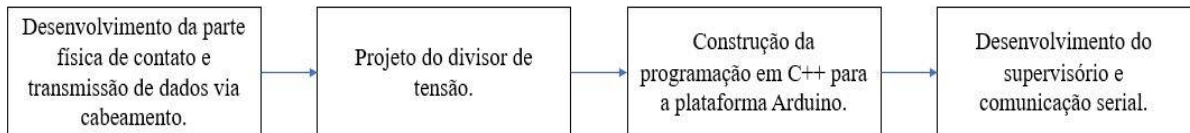
Por último e não menos importante, destaca-se o trabalho que foi a centelha para o projeto. Desenvolvido por (QUEIROZ, 2020) seu trabalho constitui-se numa revisão da literatura sobre a utilização da baropodometria como um instrumento avaliativo do equilíbrio postural e da pisada. Para manter a estabilidade corporal, é necessário um conjunto de forças sobre uma base de suporte, ou seja, os pés. O pé é um meio de referência importante para o sistema postural e para análise da pressão plantar. Existem diversas formas de avaliação que podem ser utilizadas para atuar de forma preventiva nas disfunções estruturais ortopédicas e a avaliação baropodométrica é um dos meios de avaliação sendo possível verificar a distribuição do peso corporal sobre os pés apresentando em porcentagem se existe um deslocamento no equilíbrio estático permitindo também uma análise detalhada da pisada por meio quantificação dos picos depressão e o deslocamento do centro de massa durante o passo.

Inicialmente, ao realizar uma análise crítica do trabalho desenvolvido e das inspirações utilizadas, nota-se que o projeto apresenta características aprimoradas e evoluídas em relação aos anteriores. Um exemplo disso é o uso de múltiplos piezoelétricos para detectar pressões. O maior diferencial deste projeto é a criação de um sistema supervisorio integrado à palmilha, permitindo a visualização das informações de maneira gráfica e intuitiva através de cores. Isso contrasta com outros projetos, que geralmente se limitam à análise das variações de tensão produzidas.

3. METODOLOGIA

Neste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados para o projeto e montagem do protótipo do sistema de baropodometria. A metodologia utilizada é dividida em 4 etapas, conforme mostra a Figura 17.

Figura 17 - Cronologia do desenvolvimento do projeto.

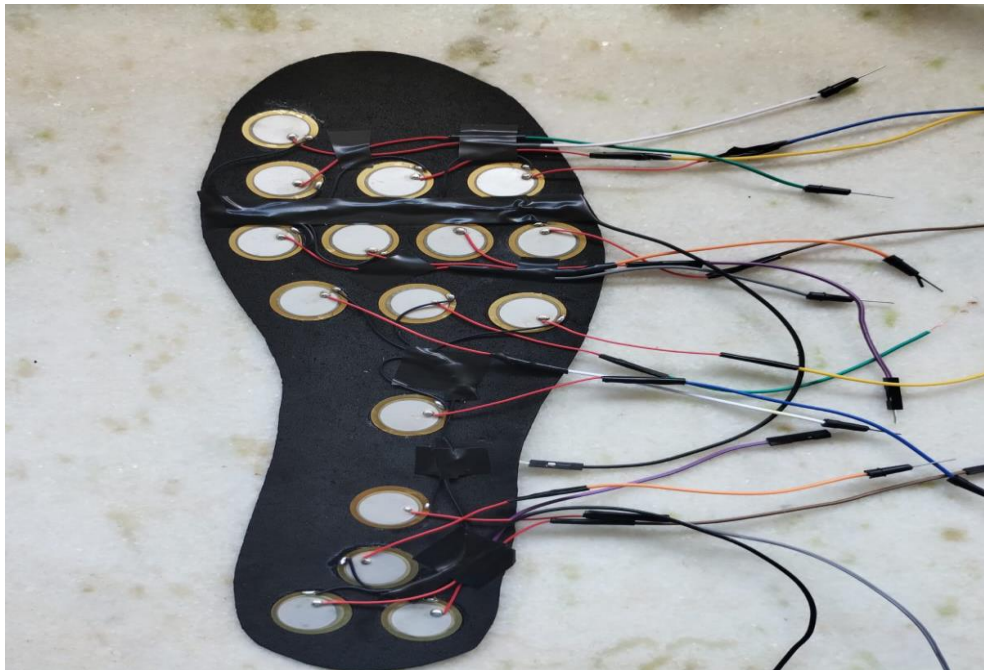


Fonte: Do autor.

3.1. Desenvolvimento da parte física de contato e transmissão de dados

Para a elaboração do projeto, primeiramente foi desenvolvida uma palmilha padrão de tamanho 40, feita de material EVA (Etileno Acetato Vinil), na qual os sensores foram instalados para capturar os sinais de pressão, como mostrado na Figura 18.

Figura 18 - Palmilha com os sensores piezoelétricos.



Fonte: Do autor.

Foram empregados 16 sensores piezoelétricos de 15mm de diâmetro, cujas especificações técnicas estão detalhadas no Quadro 1. A seleção do tamanho dos piezoelétricos e sua localização na palmilha foi baseada na busca pela organização e na maximização da área de contato na mesma, mantendo à exatidão e precisão.

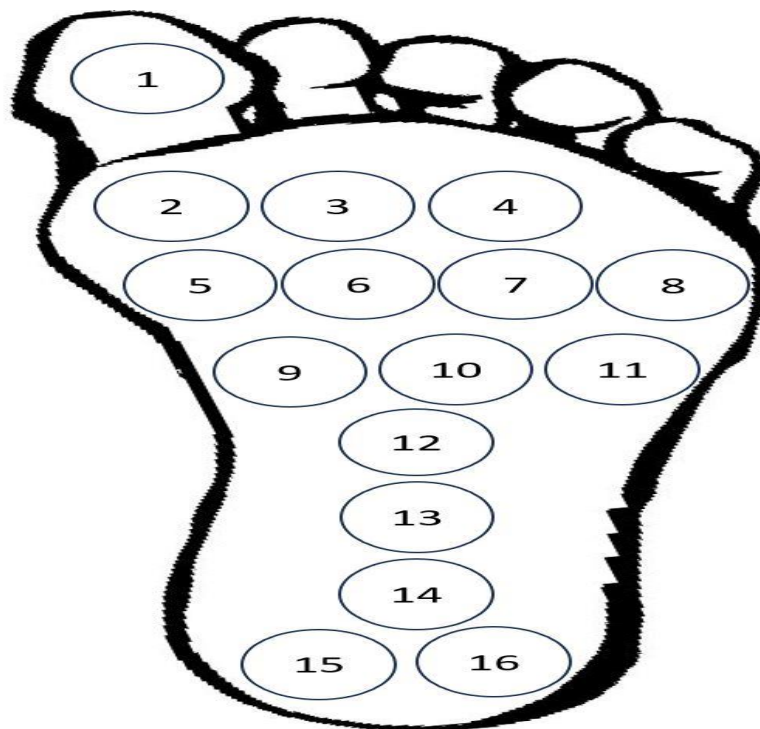
Quadro 1- Características do piezoelétrico.

FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA	8,5±0,5KHZ
IMPEDÂNCIA RESSONANTE	300Ω
CAPACIDADE ESTÁTICA	8000±30%PF
MATERIAL DA PLACA	LATÃO
DIÂMETRO DA PLACA METÁLICA (D) (mm)	20±0,1 (mm)
DIÂMETRO DO DISCO CERÂMICO(d) (mm)	15±0,2 (mm)
ESPESSURA DA PLACA METÁLICA (t) (mm)	0,13±0,03 (mm)
ESPESSURA TOTAL (H) (mm)	0,33±0,5 (mm)
TENSÃO MÁXIMA	1,5 a 50V
TEMPERATURA DE FUNCIONAMENTO	-20°C a 70°C

Fonte: Adaptado de TSDZ, 2020.

Um número para identificar a posição de cada piezoelétrico foi definida para facilitar a localização dos mesmos. A Figura 19 demonstra a ordem e sequência deles.

Figura 19 - Sequência dos piezoelétricos.



Fonte: Adaptado de colorironline.

Para a transferência dos dados dos sensores ao Arduino, foram utilizados dois cabos de rede modelo CAT5e. Após todas as ligações, a palmilha foi inserida no tênis conforme Figura 20.

Figura 20 - Tênis com a palmilha piezoelétrica.



Fonte: Do autor.

Após concluir o projeto da parte física da palmilha e integrá-la com sucesso em um tênis, foi desenvolvida a etapa de programação do microcontrolador. O Arduino como mostrado na Figura 21, foi a plataforma escolhida para essa tarefa, devido à sua eficiência e capacidade de lidar com operações de baixo nível necessárias para interagir com os sensores e processar os dados da palmilha de forma eficaz.

No projeto, foi empregado o Arduino Mega - 2560 devido à sua capacidade de lidar com múltiplas entradas analógicas e, conseqüentemente, permitiu a integração de todos os dados dos piezoelétricos no mesmo, facilitando a adição dos valores lidos à lógica do sistema.

Figura 21 - Arduino Mega.



Fonte: Do autor.

3.2. Divisor de tensão

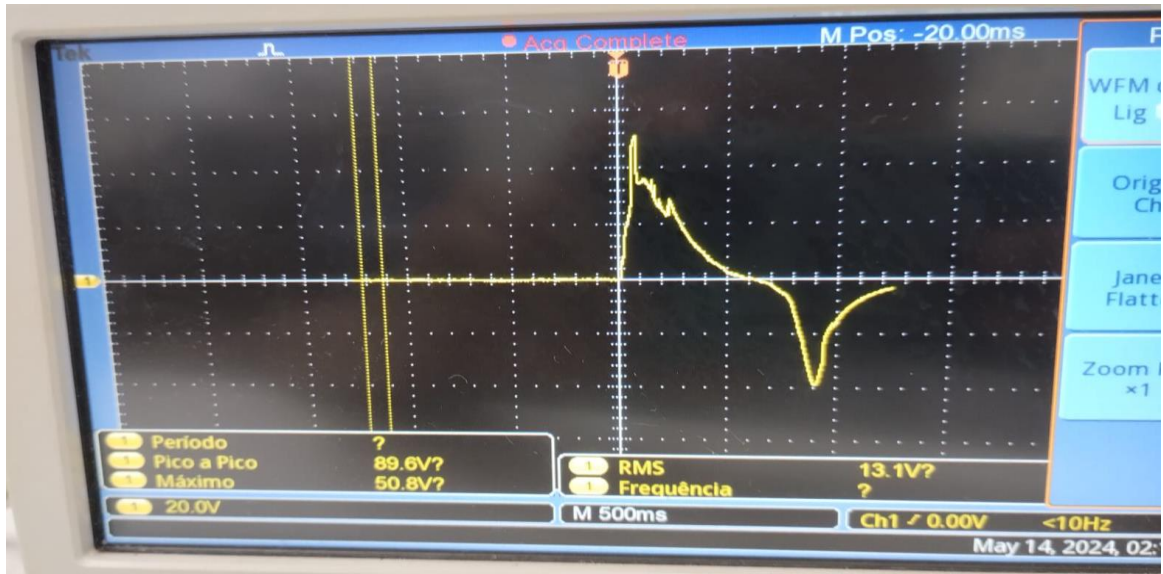
Devido à elevada tensão gerada pelos piezoelétricos ao serem submetidos a uma forte pressão em uma superfície que permite a sua movimentação, foi necessário utilizar um divisor de tensão para evitar a possível queima do microcontrolador, cuja tensão máxima é de 5V. Realizando três testes de queda de uma massa de 0,1 kg a partir de uma altura de 0,1 m, observou-se uma tensão máxima de 50 V, conforme mostrado na Figura 22.

Devido aos testes citados anteriormente, inicialmente havia sido desenvolvido um divisor de tensão por dez, porém após conectar todo o circuito, não foi possível realizar nenhuma leitura no Arduino, portanto partiu-se para teoria de que o Arduino consome uma leve carga, o que diminui drasticamente a tensão dos sensores piezoelétricos.

Após alguns experimentos reduzindo a proporção de diminuição de tensão, foi detectado que um divisor de tensão por dois, satisfaz a condição de tensão máxima do Arduino, conforme demonstrado na Figura 31.

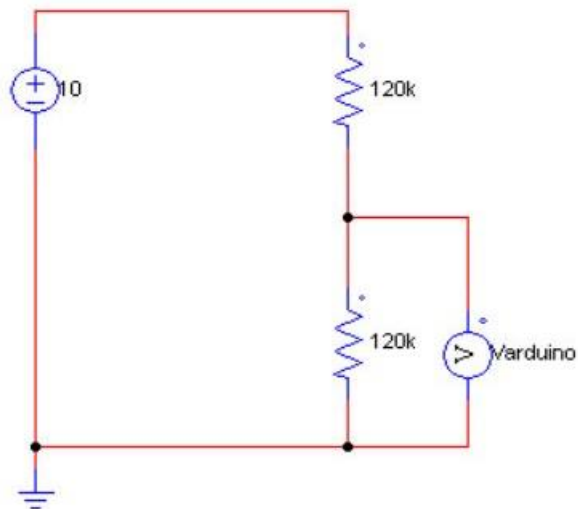
Para o divisor de tensão foram conectados dois resistores em série, ambos de 120K Ω . O valor de resistência foi escolhido levando em consideração o casamento de impedâncias entre o Arduino, o piezoelétrico e o divisor de tensão. O diagrama eletrônico do circuito desenvolvido no *software* PSIM pode ser visualizado na Figura 23.

Figura 22 - Tensão máxima.



Fonte: Do autor.

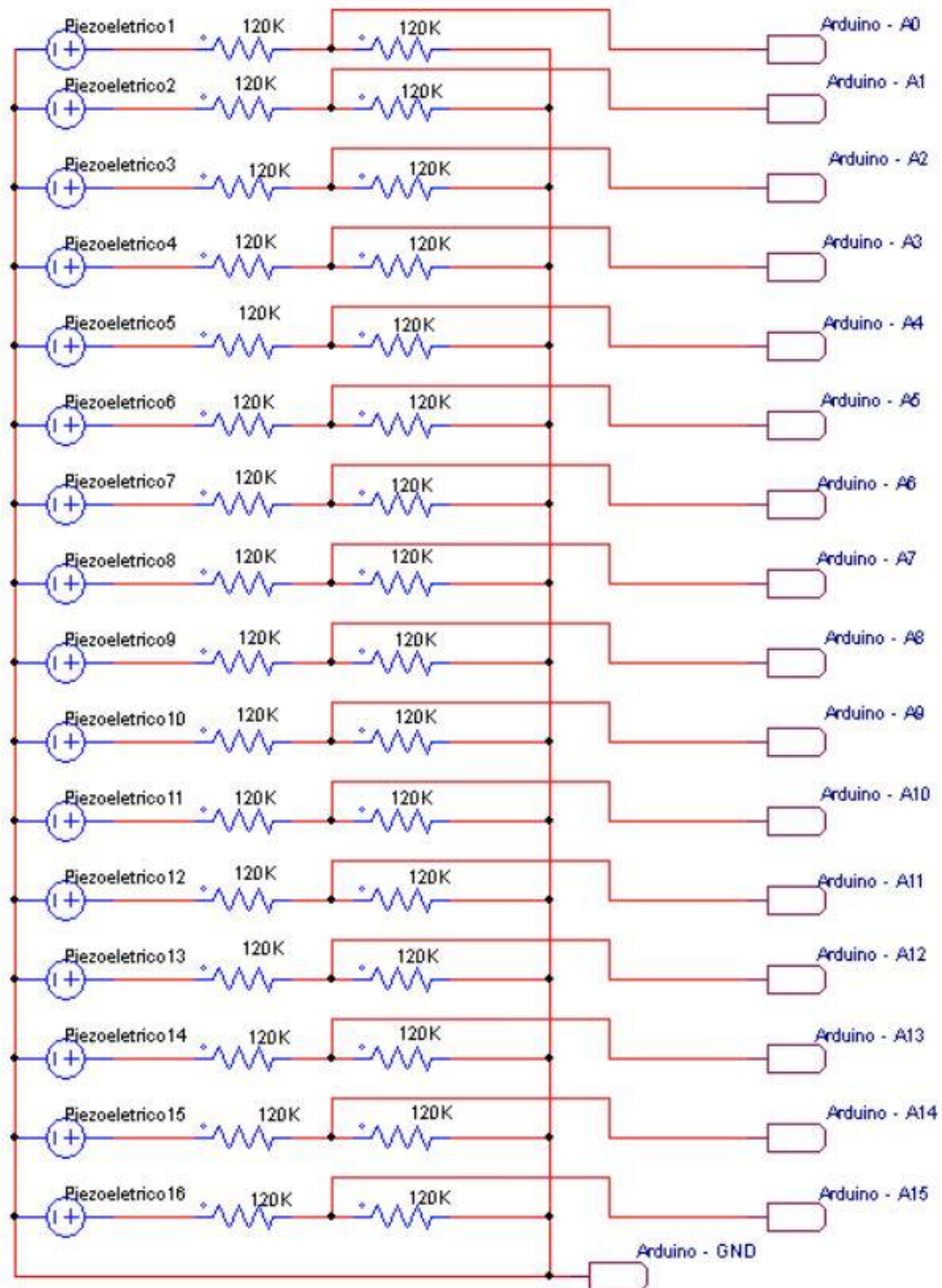
Figura 23 - Diagrama elétrico do divisor de Tensão (PSIM).



Fonte: Do autor.

O diagrama elétrico abrangente de todo o protótipo pode ser observado na Figura 24. Todos os elementos piezoelétricos foram conectados através de seus polos negativos e a saída dos polos positivos foram individualmente ligadas em cada divisor de tensão. Posteriormente, o sinal é encaminhado para a porta analógica correspondente no Arduino.

Figura 24 - Diagrama elétrico do protótipo.



Fonte: Do autor.

3.3. Calibração e leitura no Arduino

Os testes dos piezoelétricos foram realizados individualmente a fim de avaliar a diferença de potencial produzida por cada um ao serem deslocados verticalmente pela distância

de 1cm. Para este experimento, utilizou-se uma massa de 0,1kg, conforme Figura 25, e o divisor de tensão visualizado na Figura 23. Para visualização dos valores mensurados, foi utilizado o osciloscópio Tektronix modelo TBS 1102B-EDU.

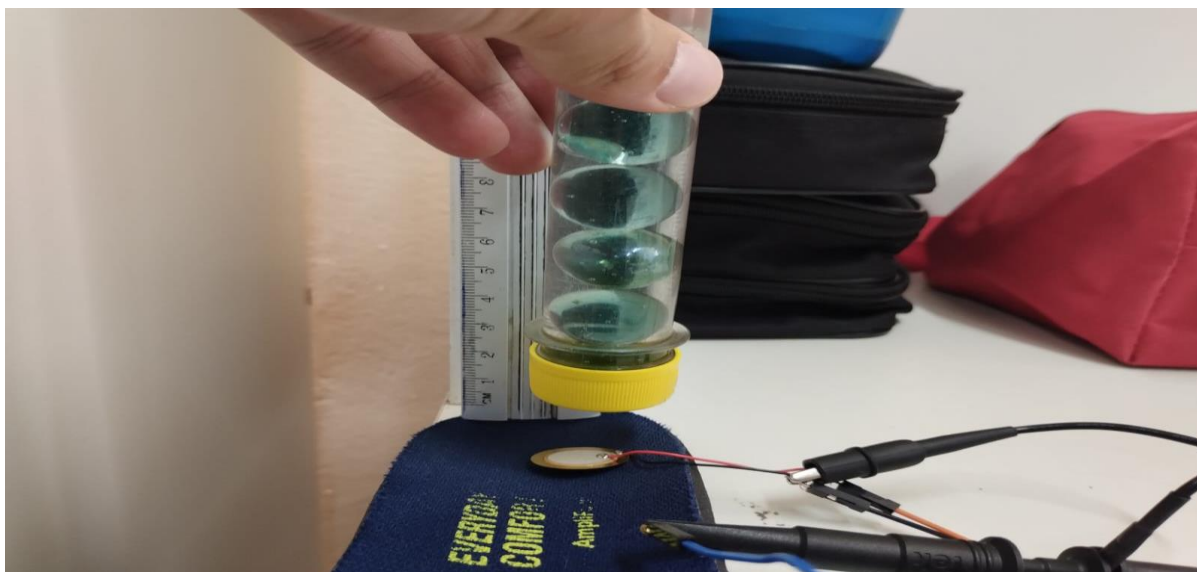
Figura 25 - Peso Utilizado.



Fonte: Do autor.

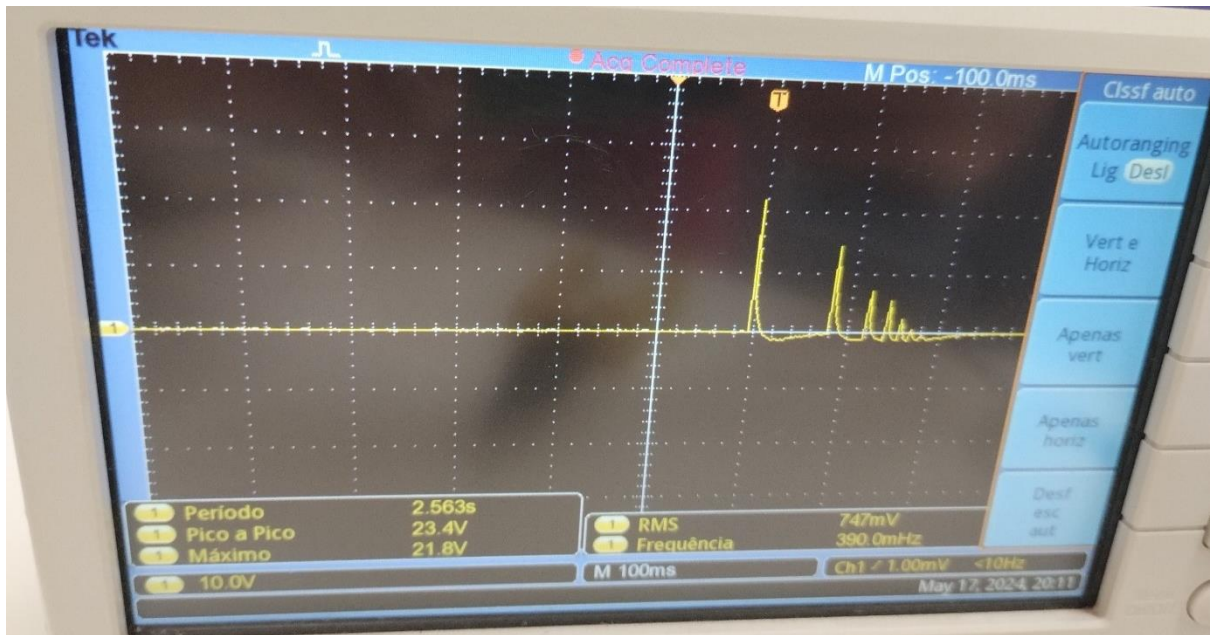
O primeiro teste realizado foi a queda da massa de uma altura de 1 cm sobre uma palmilha, conforme mostrado na Figura 26, e os resultados são apresentados na Figura 27.

Figura 26 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em uma palmilha.



Fonte: Do autor

Figura 27 - Resultados de uma queda de 0,01m sobre uma palmilha.



Fonte: Do autor.

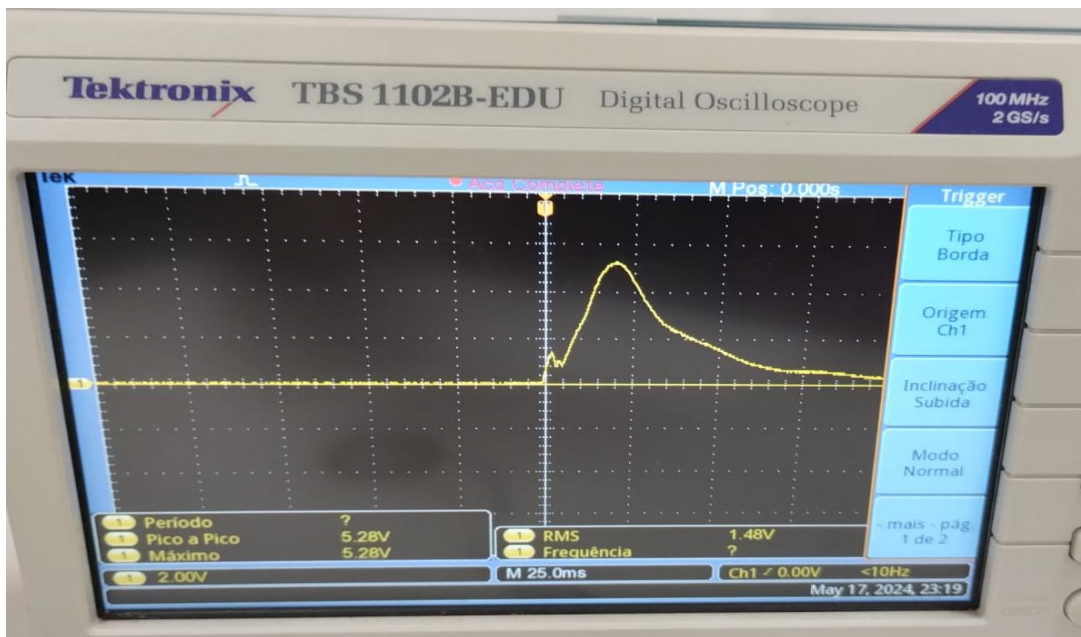
Neste primeiro teste, foi visualizada uma tensão máxima aproximada de 20V, levando em consideração o divisor de tensão por 2, percebe-se que a tensão máxima gerada seria de 40V, ambos os valores acima do permitido pelo Arduino, porém ao realizar o mesmo teste em uma superfície plana e rígida, veja na Figura 28, percebe-se que o valor de tensão máxima reduz consideravelmente como demonstrado na Figura 29 e atende a tensão máxima permitida pela entrada analógica do Arduino.

Figura 28 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície rígida.



Fonte: Do autor.

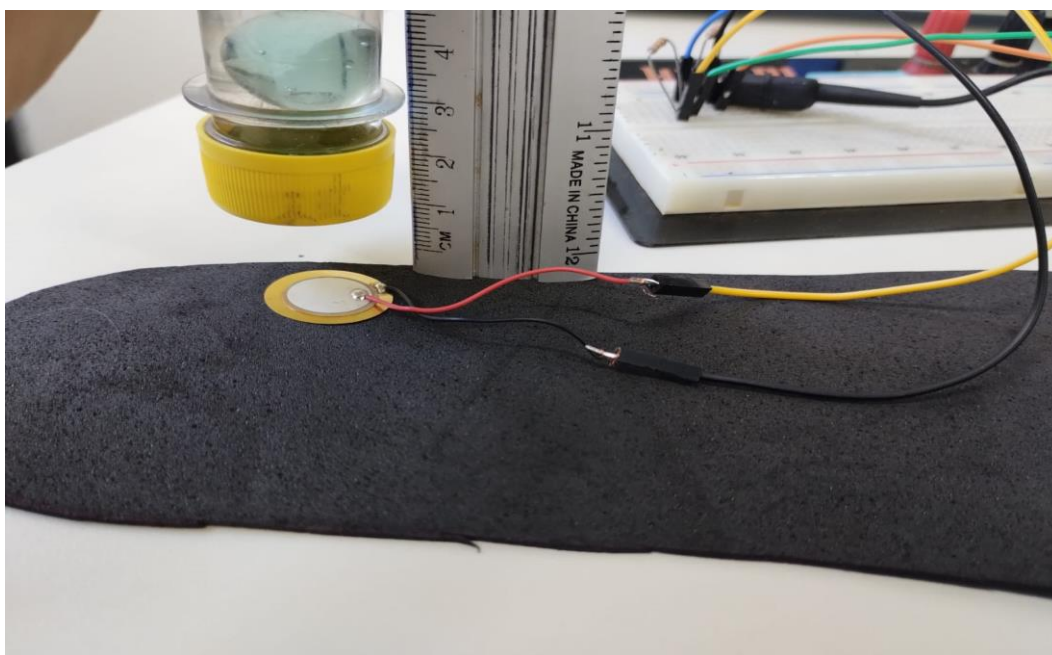
Figura 29 - Resultados de uma queda de 0,01m sobre superfície rígida.



Fonte: Do autor.

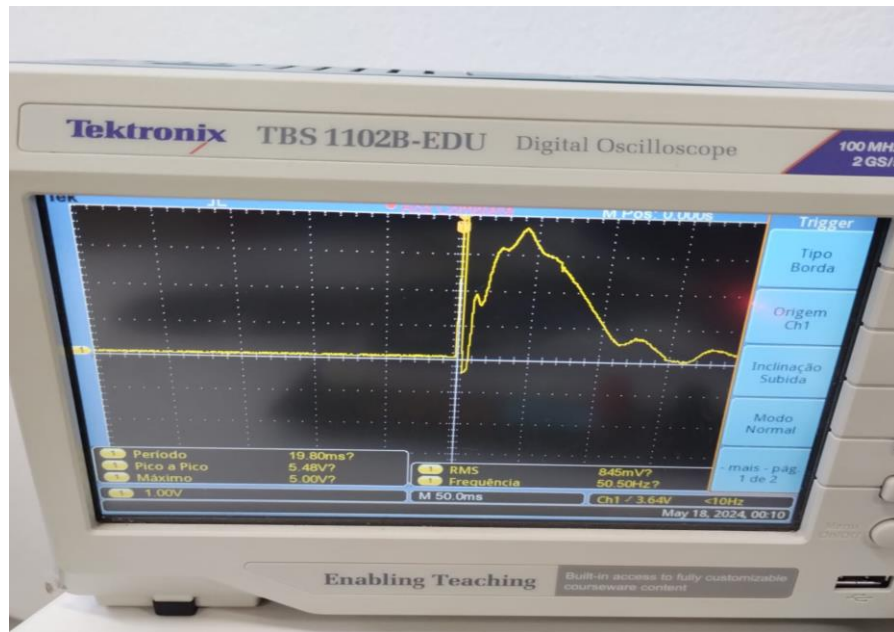
Como neste trabalho, foi produzida para alocar os piezoelétricos uma palmilha com Material de EVA extremamente fino, viu-se a necessidade de realizar novamente os testes com a queda da massa para identificar os valores que realmente serão lidos e utilizados no trabalho. A Figura 30 contém as imagens da realização do teste, já a Figura 31 contém os resultados deste.

Figura 30 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície de material EVA.



Fonte: Do autor.

Figura 31 - Teste de queda da massa na altura de 0,01m em superfície de material EVA.

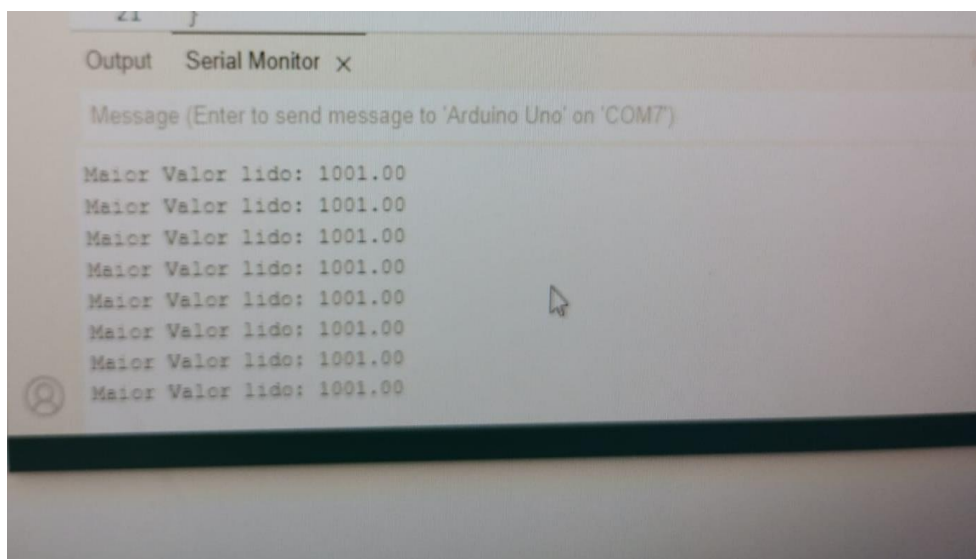


Fonte: Do autor.

Após visualizar os resultados obtidos, percebeu-se que utilizando o material EVA não se teve tanta diferença com relação ao teste em uma superfície rígida, logo o circuito desenvolvido dessa forma atende aos valores limites da entrada analógica do Arduino.

Posteriormente foi adicionado o microcontrolador afim de verificar a eficácia das leituras realizadas e compará-las com as do Osciloscópio. Veja na Figura 32 os resultados da medição.

Figura 32 - Valores lidos pelo Microcontrolador.



Fonte: Do autor.

O valor lido pelo microcontrolador em tensão, após realizar a conversão de bits para tensão é de 4,89V.

Logo, percebe-se que a leitura do Arduino foi bem precisa e próxima do valor máximo lido pelo osciloscópio.

Posteriormente a realização dos ensaios, foi realizada a calibração e para que a mesma ocorra de forma coerente e apresente os resultados em Força, foi necessário desenvolver os cálculos utilizando as Equações (4) e (5) apresentadas no desenvolvimento deste trabalho, lembrando que para os cálculos manteve-se à altura de queda de 0,01m e o peso de 0,1kg.

$$v^2 = 2ad$$

Onde, “a” é a aceleração, neste caso a da gravidade e “d” a distância em que o objeto é solto.

$$v^2 = 2 \times 9,8 \times 0,01$$

$$v^2 = 0,196$$

$$v = \sqrt{0,196}$$

$$v = \pm 0,44m/s$$

Logo, pode-se calcular a força de impacto:

$$F = \frac{\Delta p}{\Delta t}$$

$$F = \frac{m\Delta v}{\Delta t}$$

Onde, Δv é a variação da velocidade.

$$\Delta v = v - 0$$

$$\Delta v = 0,44m/s$$

E como esse tipo de colisão é extremamente rápido devido as grandezas utilizadas, pode-se considerar um $\Delta t = 0,01s$.

Portanto, substituindo os valores temos que:

$$F = \frac{0,1 \times 0,44}{0,01}$$

$$F = 4,4N$$

Já a última etapa, consiste em obter o valor de tensão produzido pelo piezoelétrico, aplicando o resultado obtido anteriormente de 4,4N e considerando os valores especificados do piezoelétrico obtidos no Quadro 1 e utilizando a Equação 5. Tem-se que:

$$a \text{ (largura)} = 0,015m$$

$$c \text{ (espessura)} = 0,00033m$$

$$b \text{ (comprimento)} = 2\pi r ; b = 2\pi \frac{a}{2} ; b = 0,04712m$$

$$V = \frac{cFg}{ab}$$

$$V = \frac{0,00033 \times 4,4 \times 9,8}{0,015 \times 0,04712}$$

$$V = \pm 20V$$

Para conferência e cálculo do erro, foi necessário avaliar e comparar os valores obtidos de tensão através dos cálculos e os do osciloscópio na Figura 31, vale ressaltar que o circuito de medição foi ligado após a utilização de um divisor de tensão por 2, logo o valor produzido no teste foi de 10V, uma diferença de aproximadamente 100% menor do que o esperado, vale ressaltar que isso pode ocorrer devido a alguns fatores, como por exemplo a superfície em que o piezoelétrico é submetido, isso é confirmado ao analisar a Figura 29, onde houve uma maior produção de tensão devido a uma superfície elástica, o que permitiu que o mesmo fizesse a sua movimentação verticalmente.

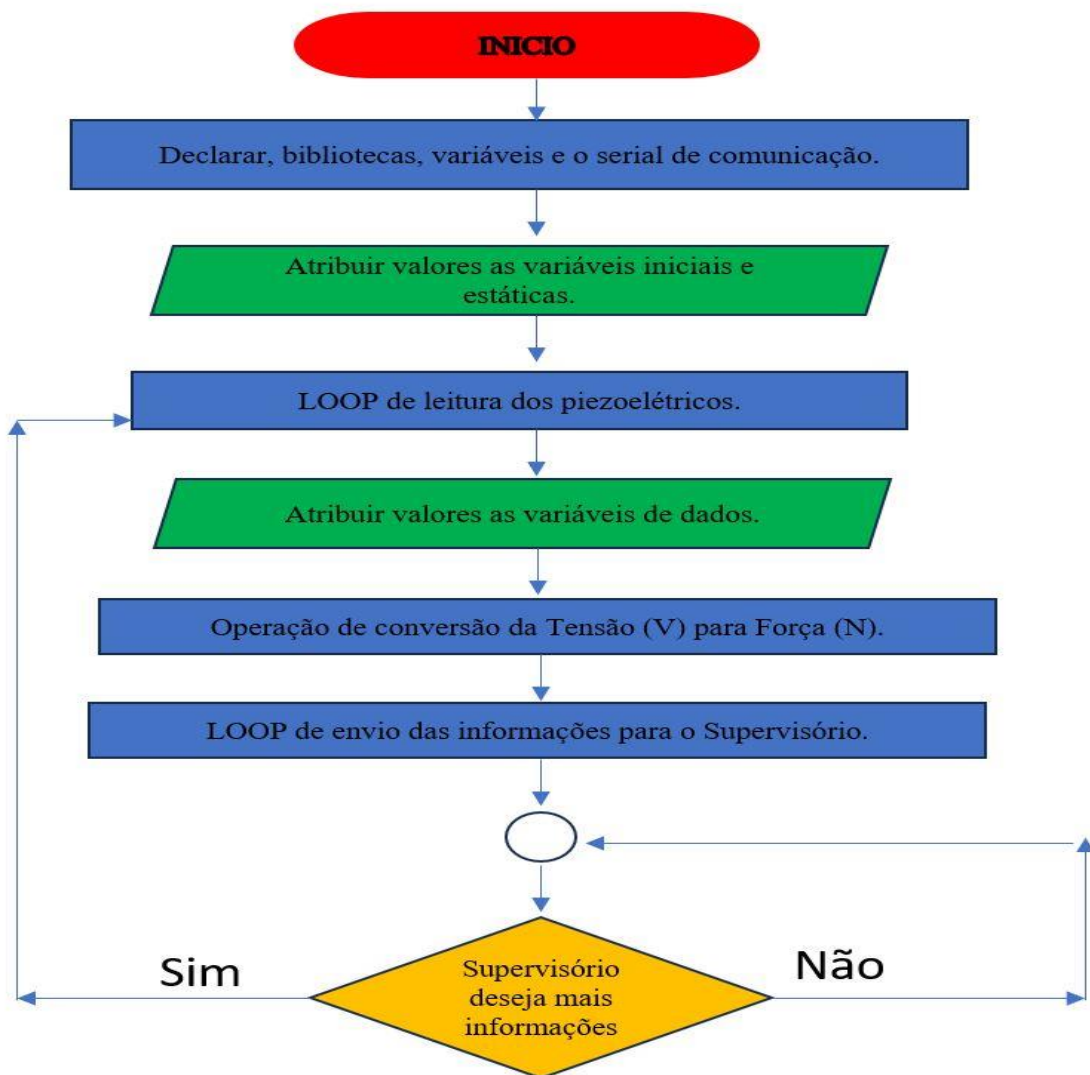
Como a superfície do protótipo foi produzida com um EVA extremamente fino e não houve tanta diferença nos valores máximos de tensão obtidos conforme os testes visualizados nas Figura 33 e 31, foi-se considerado um erro de medição 100%, vale ressaltar novamente o divisor de tensão, logo o erro final compensado foi de um acréscimo de 200% do valor lido, sendo este valor adicionado a programação do microcontrolador.

3.4. Programação do microcontrolador

O protótipo tem como objetivo demonstrar dados em grandezas de utilização medicinal, por isso foi necessário converter Tensão (Volts) para Força (Newton). Para realizar essa conversão, utilizou-se a equação (3), que foi incorporada na programação desenvolvida, juntamente com os dados do piezoelétrico apresentados no Quadro 1.

Outra consideração importante na seleção do microcontrolador foi a linguagem de programação. Optou-se pelo Arduino devido ao uso da linguagem C++, que facilita a comunicação tanto com módulos externos quanto com o sistema supervisorio. O fluxograma mostrado na Figura 33 exemplifica a estruturação do algoritmo.

Figura 33 - Fluxograma da programação.



Fonte: Do autor.

Após o início do fluxograma, a primeira operação resume o processo de declaração das bibliotecas, variáveis e do serial de comunicação, um processo extremamente essencial na programação, visto que a declaração e estruturação correta das bibliotecas e variáveis permite a otimização e padronização do código.

Posteriormente tem-se a atribuição dos valores das variáveis iniciais e estáticas, essa ação é crucial para evitar erros futuros na programação envolvendo operações matemáticas.

A segunda operação constitui-se no *loop* de leitura dos valores fornecidos pelos 16 piezoelétricos, os quais são atribuídas as variáveis de dados já declaradas anteriormente. Subsequentemente a operação de conversão da Tensão em Força e o *loop* do envio das informações adquiridas para o supervisor.

Por último, há o ponto de decisão onde é avaliado se há a necessidade de receber mais informações ou não.

O código desenvolvido neste projeto pode ser encontrado no Anexo 1, nele está detalhado passo a passo, desde a coleta dos valores até a conversão e o envio para o sistema de supervisão, de forma explicativa.

3.5. Supervisor

Por fim, foi desenvolvido o Supervisor afim de monitorar de forma gráfica e visual os valores das amostragens realizadas pelo protótipo. O *software* utilizado para desenvolvimento do mesmo foi o Elipse SCADA, que é conhecido por sua robustez e versatilidade e é amplamente utilizado para monitoramento e controle de processos industriais.

Já pensado para o ambiente de trabalho, o supervisor foi desenvolvido com duas telas, uma, conforme visualizado na Figura 34, para *login* dos usuários cadastrados no sistema, afim de manter um ambiente seguro e controlado com relação aos dados e uma segunda tela (veja a Figura 35) específica para ilustrar e quantificar o monitoramento da marcha humana em tempo real.

Figura 34 - Tela de *Login*.



Fonte: Do autor.

Figura 35 - Tela de Monitoramento.



Fonte: Do autor.

A tela de monitoramento desenvolvida demonstra todas as informações recolhidas e processadas dos piezoelétricos. No canto esquerdo superior tem-se a barra seletora que permite ligar/desligar todo o sistema de monitoramento. Já o centro da tela contém o desenho de um pé humano juntamente com a representação de todos os piezoelétricos, estes irão variar da cor dependendo da força aplicada neles, a legenda dessa variação juntamente com a posição dos sensores pode ser visualizada no canto inferior direito.

Para um melhor ajuste devido a possíveis arredondamentos do sistema supervisorio, a escala das cores dos piezoelétricos foi multiplicada por 200 vezes, essa alteração foi inserida no canto esquerdo do gráfico e nas legendas de cores.

Logo, por exemplo, se o valor apresentado for 500N, ele será na verdade esse valor, dividido por 200 vezes mais o erro de calibração.

Já a parte superior da direita, inclui um gráfico de barras dos valores lidos, esse gráfico tem por objetivo demonstrar as leituras instantâneas sem arredondamento.

A programação e desenvolvimento do supervisorio foi dividida em quatro etapas sendo a primeira a criação da tela de início conforme apresentada na Figura 26, nesta foram anexadas todas as imagens para a composição visual da tela e utilizado um botão para o *login* e *logout* do usuário, esse botão foi atrelado a opção de mudança de tela após a verificação do usuário. Adicionalmente foi inserido um *display* para informar o nome do usuário logado naquele momento.

A segunda etapa consistiu na criação das *Tag's*, que são as variáveis que recebem os valores enviados pela plataforma Arduino. Nesse momento, foi necessária uma atenção especial, pois a codificação dessas variáveis será constantemente utilizada para controlar as animações visuais do supervisorio.

Na terceira etapa foi desenvolvida a estrutura visual da tela de monitoramento conforme apresentado na Figura 27, primeiramente foi criada as animações de representatividade dos piezoelétricos e elas foram alocadas conforme estrutura desenvolvida para captação dos pulsos (veja na Figura 19) sequentemente foi anexado em forma de imagem o desenho de um pé no fundo dessas animações.

Na última etapa, foi-se alocada as *Tag's* nas animações, essa etapa solicitou uma atenção especial, visto que errar a alocação delas, influenciará no resultado esperado.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

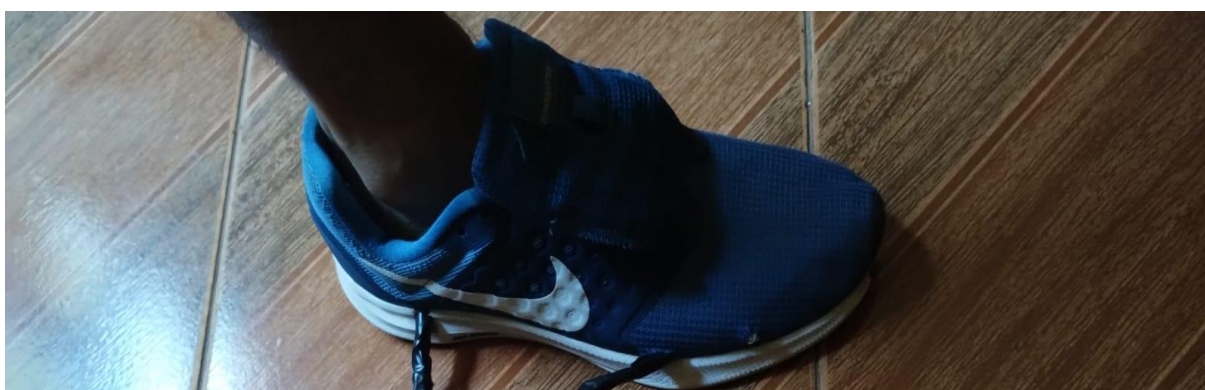
Neste capítulo serão apresentados os resultados dos testes realizados com os sensores, a palmilha e com todo o sistema interligado, avaliando assim os resultados obtidos no supervisor e realizando as calibrações necessárias.

4.1. Testes práticos com o protótipo acoplado ao supervisor

Após todos os testes realizados com os piezoelétricos, foi dado início aos experimentos utilizando todo o circuito.

O primeiro teste, ilustrado na Figura 36, envolve a coleta de dados do pé durante a caminhada de uma pessoa com aproximadamente 70 kg. Os resultados obtidos estão apresentados na Figura 37.

Figura 36 - Primeiro teste prático.



Fonte: Do autor.

Figura 37 - Resultados no supervisor do primeiro teste.

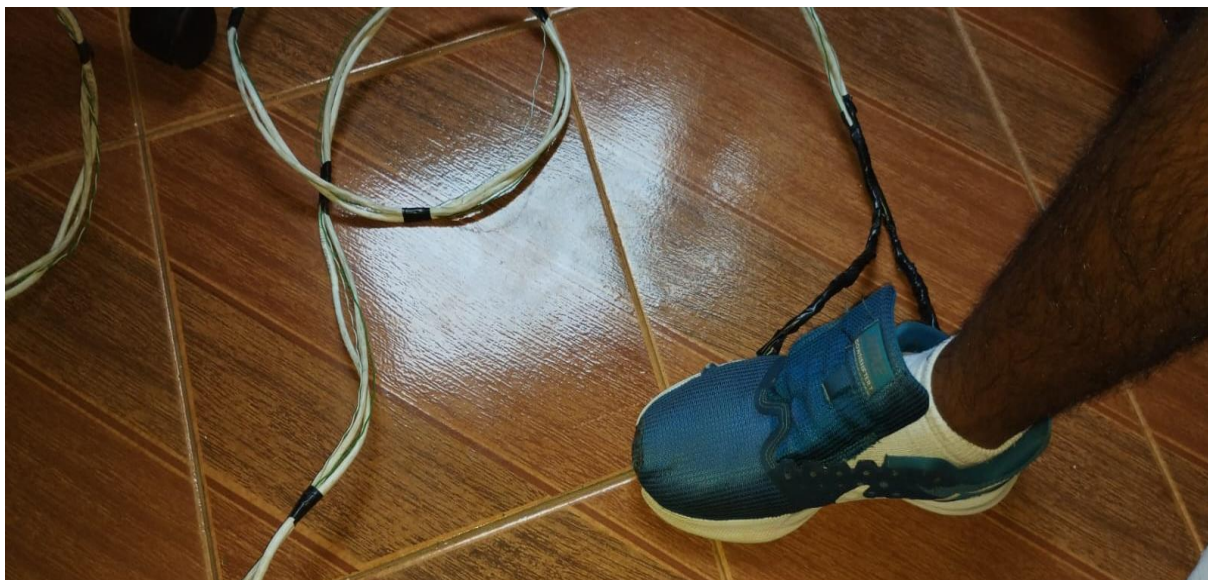


Fonte: Do autor.

Neste primeiro teste, percebe-se uma pisada concentrada na parte central do pé.

O segundo teste, ilustrado na Figura 38, envolve a coleta de dados do pé durante a caminhada de uma pessoa com aproximadamente 55 kg. Os resultados obtidos estão apresentados na Figura 39.

Figura 38 - Segundo teste prático.



Fonte: Do autor.

Figura 39 - Resultados no supervisor do segundo teste.



Fonte: Do autor.

No segundo teste, percebe-se uma pisada concentrada na extremidade esquerda do pé, o que sugere um leve desvio que pode acarretar uma pisada do tipo supinada.

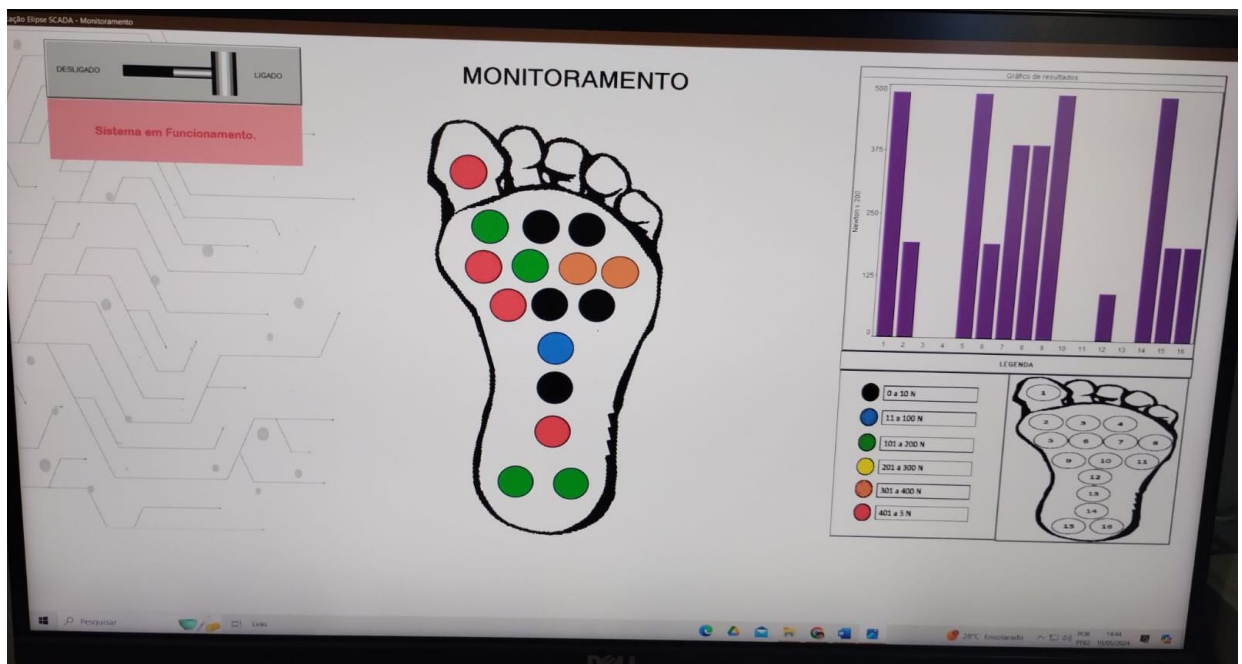
Um terceiro teste em um indivíduo que já possui um histórico de pisada pronada, veja na Figura 40, demonstrou que o projeto conseguiu identificar o problema, como demonstrado na Figura 41.

Figura 40 - Terceiro teste prático.



Fonte: Do autor.

Figura 41 - Resultados no supervisor do terceiro teste.

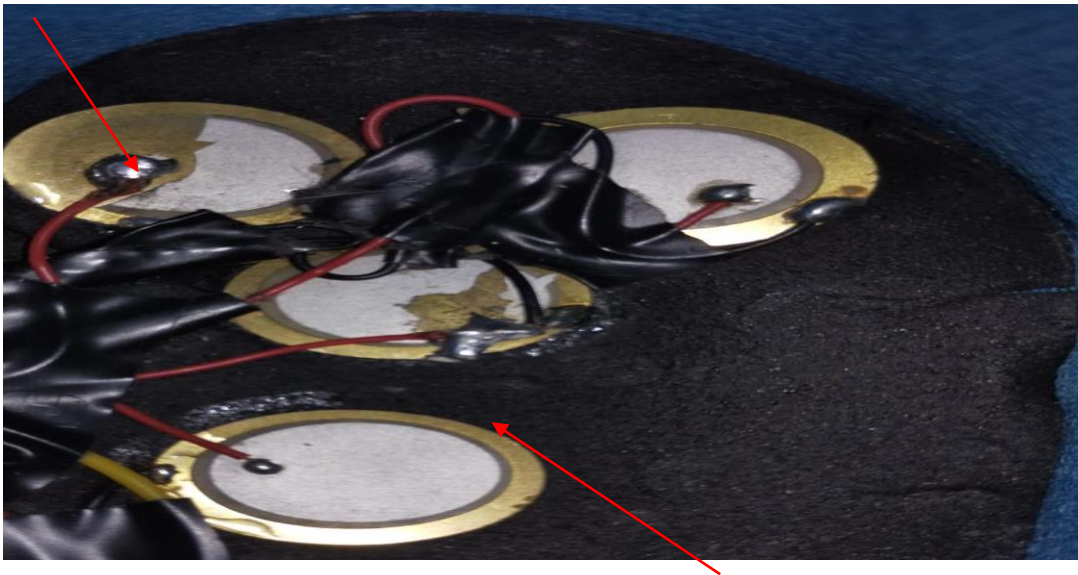


Fonte: Do autor.

Com base nos dados do teste acima, é possível identificar a força externa exercida pelo pé do indivíduo 3 na parte interna do tênis, o que evidencia claramente uma pisada pronada.

Ao realizar um quarto teste, não houve alterações no supervisorio, logo foi necessário avaliar o circuito dos piezoelétricos e infelizmente foi detectado que alguns haviam sido danificados conforme visualizado na Figura 42.

Figura 42 - Piezoelétricos danificados.



Fonte: Do autor.

Após finalizar todos os testes, percebeu-se que a ideia de um protótipo *in-shoe* de baropodometria é algo viável e um ótimo recurso para identificar o tipo de pisada de um indivíduo, porém percebeu-se que os sensores piezoelétricos utilizados neste projeto são extremamente frágeis ao contato por flexão, o que acabou por danificá-los de forma irreparável.

Outra questão observada é com relação a tensão desenvolvida pelos piezoelétricos, como os mesmos encontram-se dentro do tênis, percebeu-se que eles movimentam com o mesmo, parecendo estarem colados aos pés, reduzindo assim drasticamente a sua produção, o que acarretou a necessidade de realizar movimentos mais intensos e uma caminhada longa para obter as informações no supervisorio.

O primeiro dos testes realizados neste trabalho, pode ser visto na plataforma Youtube, sendo acessado pelo link: <https://www.youtube.com/watch?v=2QwHgr8jeM8>.

5. CONCLUSÃO

Analisando a realidade atual da baropodometria, onde os equipamentos comerciais possuem um alto custo monetário e quando não se tem condições para adquiri-los, se faz o uso da avaliação do desgaste das palmilhas e solas dos sapatos, o desenvolvimento do protótipo de um baropodômetro se mostra extremamente relevante.

O protótipo desenvolvido atendeu aos requisitos e oferece uma perspectiva de análise da marcha dinâmica do indivíduo, diferentemente dos métodos tradicionais e do baropodômetro estático disponível no mercado.

A utilização da plataforma Arduino, permitiu a leitura de forma coesa dos valores obtidos pelos sensores e analisando em um contexto mais amplo, a adição do supervisor agregou um grande valor para o trabalho, visto que facilitou a análise da pressão plantar.

O uso dos piezoelétricos foi o maior desafio encontrado, devido à dificuldade de encontra-los no mercado brasileiro e a sua fragilidade que dificultou a calibração do sistema.

Por fim, para trabalhos futuros, planeja-se procurar piezoelétricos de melhor qualidade ou substituí-los por resistências de carbono, melhorar o supervisor utilizando a plataforma ELIPSE E3 que permite imagens em 3D e adicionar tecnologias sem fio para comunicação entre os sensores e o *software*.

6. REFERÊNCIA

- [1] ARAÚJO, Matheus. 2021. DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA BASEADA EM TACOS DE SAPATILHAS PARA CICLISMO. Disponível em: < <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/234935/001135799.pdf?sequence=1> > Acesso em: 12 ago 2023.
- [2] BaroScan. O que é um baropodômetro. Disponível em:< <https://www.baroscan.com/o-que-e-um-baropodometro/> >. Acesso em: 03 fev 2024.
- [3] colorironline. Disponível em: < <https://www.colorironline.com/imprimir/desenho-pes-4-para-colorir/> > Acesso em: 03 fev 2024.
- [4] FRAGA, Carlos. 2013. DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE MEDIÇÃO DAS FORÇAS DE REAÇÃO COM O SOLO. Disponível em: < <https://tede2.pucrs.br/tede2/bitstream/tede/3061/1/458791.pdf>>. Acesso em: 03 fev 2024.
- [5] FUKUDA, Thiago. 2023. Tipos De Pisad. Disponível em: < <https://www.institutotrata.com.br/tipos-de-pisada/> >. Acesso em 03 fev 2024.
- [6] GALLEGO, J.; Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers, J. Phys. E: Sci. Instrum., 22 804- 816 1989. Acesso em: 12 ago 2023.
- [7] GODOY, T. C.; ERHART, M. A.; DEU, J. F. Topological optimization of piezoelectric energy harvesting devices for improved electromechanical efficiency and frequency range. Word Congresson Computational Mechanics, 10. ed. São Paulo, 2012. Acesso em: 12 ago 2023.
- [8] KASAP, S. O. Principles of Eletronic Materials and Devices. New York: McGraw-Hill, 2006, 3. ed. 866 p. Acesso em: 12 ago 2023.
- [9] MINETO, A. T. Geração de energia através da vibração estrutural de dispositivos piezoelétricos não lineares. Tese (Doutorado em Ciências) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos. 2013. Acesso em: 12 ago 2023.
- [10] MORDOR, 2021. Tamanho do mercado Dispositivos piezoelétricos & Análise de participação Source. Disponível em: < <https://www.mordorintelligence.com/pt/industry-reports/piezoelectric-devices-market> >. Acesso em: 12 ago 2023.

- [11] NEVES, Murilo. 2021. Efeito das palmilhas biomecânicas na força dos membros inferiores e no padrão de pisada em corredores recreacionais: estudo piloto. Disponível em: < <https://repositorio.ufba.br> >. Acesso em: 03 fev 2024.
- [12] OLIVEIRA, José. 2019. Transdutores. Disponível em: < <https://www.dca.fee.unicamp.br/courses/EA075/2s2019/notas/topico7.pdf> > Acesso em: 20 abril 2024.
- [13] PADILLA, A. H. Uso de la baropodometria. Oct. –Dic. 2006. Volume 2, Número 4, 2006.
- [14] PéLight. Disponível em: < <https://www.pelight.com.br/doencas/pisada-supinada-pe-cavo>>. Acesso em: 23 abril de 2024.
- [15] Piezoelectric Ceramic for Sonar Transducers (Hydrophones & Projectors) Military Standard US DOD MIL STD 1376 A (SH) (1984). Acesso em: 12 ago 2023.
- [16] PodoTech. Disponível em: < <https://podotech.com.br/baroscan>>. Acesso em 03 fev 2024.
- [17] QUEIROZ, Mikaelle. 2020. O USO DA BAROPODOMETRIA COMO FORMA DE AVALIAÇÃO DO EQUILIBRIO POSTURAL E PISADA. Disponível em: < <https://www.unirv.edu.br/conteudos/fckfiles/files/Mikaelle%20Maria%20de%20Castro%20Queiroz.pdf> >. Acesso em: 03 fev 2024.
- [18] RODOWANSKI, Ivanoé. 2012. PLATAFORMA DE FORÇA INSTRUMENTADA: UMA FERRAMENTA APLICADA A ESTUDOS DE POSTUROLOGIA. Disponível em: < <https://repositorio.ufba.br/bitstream/ri/18476/2/Ivano%C3%A9%20Jo%C3%A3o%20Rodowanski-%20Plataforma%20de%20For%C3%A7a%20Instrumentada-Parte1.pdf>> . Acesso em: 12 ago 2023.
- [19] TICHÝ, J.; ERHART, J.; KITTINGER, E.; PRÍVRATSKÁ, J. Fundamentals of Piezoelectric Sensorics: Mechanical, Dielectric, and Thermodynamical Properties of Piezoelectric Materials. New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2010. 205 p. Acesso em: 12 ago 2023.
- [20] URQUIZA, Marcelle. 2005. DESENVOLVIMENTO DE UMA PLATAFORMA DE FORÇA MULTIAXIAL PARA INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA. Disponível em: < <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/14638/1/MUrquiza1DISSPRT.pdf> >. Acesso em: 10 ago 2023.

[21] VICENTE, Felipe. 2019. “AVALIAÇÃO EXPERIMENTAL DE SISTEMA DE COLHEITA DE ENERGIA ATRAVÉS DE TRANSDUTORES PIEZELÉTRICO”. Disponível em: <
https://repositorio.ifg.edu.br/bitstream/prefix/303/1/TCC_Felipe%20Gomes%20Vicente.pdf
>. Acesso em: 10 ago 2023.

[22] VALENTE, Mike. 2019. “Projeto de dispositivo piezoelétrico para geração de energia”. Disponível em:< <https://www.maxwell.vrac.puc-rio.br/46783/46783.PDF>>. Acesso em: 12 ago 2023.

ANEXOS

Anexo 1 – Código da plataforma Arduino

```
#include <ArduinoModbus.h>
#include <ArduinoModbus.h>
#include <Modbusino.h>
#include <Arduino.h>
// --- Mapeamento de Hardware ---
#define S0 8
#define S1 9
#define S2 10
#define S3 11

float val0, val1, val2, val3, val4, val5, val6, val7, val8, val9, val10, val11, val12, val13, val14, val15 = 0;
float VA0= A0;
float VA1= A1;
float VA2= A2;
float VA3= A3;
float VA4=A4;
float VA5=A5;
float VA6=A6;
float VA7=A7;
float VA8=A8;
float VA9=A9;
float VA10=A10;
float VA11=A11;
float VA12=A12;
float VA13=A13;
float VA14=A14;
float VA15=A15;

/--Declaração das variáveis de especificação do piezoelétrico de +- 16mm.
float a = 0.016;
float c = 0.00033;
float b = 0.05026;
float g = 10;
int ld = 0;
ModbusinoSlave modbusino_slave(1);
uint16_t tab_reg[20];
// --- Protótipo das Funções ---
unsigned myAnalogRead(short inputCH, short an_in); //função para leitura do MUX 16

// --- Configurações Iniciais ---
void setup() {
  pinMode(S0, OUTPUT);
  pinMode(S1, OUTPUT);
  pinMode(S2, OUTPUT);
  pinMode(S3, OUTPUT);

  digitalWrite(S0, LOW);
  digitalWrite(S1, LOW);
  digitalWrite(S2, LOW);
  digitalWrite(S3, LOW);

  Serial.begin(9600);
  Serial.println("Iniciando...");
  delay(741);

  float analogVal;
} //end setup
```

```

// --- Loop Infinito ---
void loop()

{

  ld = tab_reg[16];

  //////////////////////////////////////
  Serial.println(" um ");
  float analog_value0 = 0;
  analog_value0 = (analogRead(VA0) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
  if (val0 <= analog_value0) {
    val0 = analog_value0;
    tab_reg[0] = val0;
  }
  if (ld==0) {
    tab_reg[0] = 0;
    analog_value0=0;
  }

  Serial.println(val0);

  //////////////////////////////////////
  Serial.println(" dois ");
  float analog_value1 = 0;
  analog_value1 = (analogRead(VA1) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400;
  if (val1 <= analog_value1) {
    val1 = analog_value1;
    tab_reg[1] = val1;
  }
  if (ld==0) {
    tab_reg[1] = 0;
    analog_value1=0;
  }

  Serial.println(val1);

  //////////////////////////////////////
  Serial.println(" tres ");
  float analog_value2 = 0;
  analog_value2 = (analogRead(VA2) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
  if (val2 <= analog_value2) {
    val2 = analog_value2;
    tab_reg[2] = val2;
  }
  if (ld==0) {
    tab_reg[2] = 0;
    analog_value2=0;
  }

  Serial.println(val2);

  //////////////////////////////////////

```

```

Serial.println(" quatro ");
float analog_value3 =(analogRead(VA3)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val3 <= analog_value3) {
  val3 = analog_value3;
  tab_reg[3] = val3;
} if (ld==0) {
  tab_reg[3] = 0;
  analog_value3=0;
}

Serial.println(val3);

```

```

Serial.println(" cinco ");
float analog_value4 = (analogRead(VA4)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val4 <= analog_value4) {
  val4 = analog_value4;
  tab_reg[4] = val5;
} if (ld==0) {
  tab_reg[4] = 0;
  analog_value4=0;
}

Serial.println(val4);

```

//////////

```

Serial.println(" seis ");
float analog_value5 = (analogRead(VA5)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val5 <= analog_value5) {
  val5 = analog_value5;
  tab_reg[5] = val5;
} if (ld==0) {
  tab_reg[5] = 0;
  analog_value5=0;
}

Serial.println(val5);

```

//////////

```

Serial.println(" sete ");
float analog_value6 = (analogRead(VA6)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val6 <= analog_value6) {
  val6 = analog_value6;
  tab_reg[6] = val6;
} if (ld==0) {
  tab_reg[6] = 0;
  analog_value6=0;
}

Serial.println(val6);

```

```

Serial.println(" oito ");
float analog_value7 = (analogRead(VA7)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val7 <= analog_value7) {
    val7 = analog_value7;
    tab_reg[7] = val7;
} if (ld==0) {
    tab_reg[7] = 0;
    analog_value7=0;
}

Serial.println(val7);
delay(10);
//////////
Serial.println(" nove ");
float analog_value8 = (analogRead(VA8)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val8 <= analog_value8) {
    val8 = analog_value8;
    tab_reg[8] = val8;
} if (ld==0) {
    tab_reg[8] = 0;
    analog_value8=0;
}

Serial.println(val8);

//////////

Serial.println(" dez ");
float analog_value9 = (analogRead(VA9)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val9 <= analog_value9) {
    val9 = analog_value9;
    tab_reg[9] = val9;
} if (ld==0) {
    tab_reg[9] = 0;
    analog_value9=0;
}

Serial.println(val9);

////

Serial.println(" onze ");
float analog_value10 = (analogRead(VA10)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (val10 <= analog_value10) {
    val10 = analog_value10;
    tab_reg[10] = val10;
} if (ld==0) {
    tab_reg[10] = 0;
    analog_value10=0;
}

Serial.println(val10);

```

```

Serial.println(" doze ");
float analog_valuel1 = (analogRead(VA11)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (vall1 <= analog_valuel1) {
  vall1 = analog_valuel1;
  tab_reg[11] = vall1;
} if (ld==0) {
  tab_reg[11] = 0;
  analog_valuel1=0;
}

```

```
Serial.println(vall1);
```

```
//////////
```

```

Serial.println(" treze ");
float analog_valuel2 = (analogRead(VA12)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (vall2 <= analog_valuel2) {
  vall2 = analog_valuel2;
  tab_reg[12] = vall2;
} if (ld==0) {
  tab_reg[12] = 0;
  analog_valuel2=0;
}

```

```
Serial.println(vall2);
```

```
//////////
```

```

Serial.println(" quatorze ");

float analog_valuel3 = (analogRead(VA13)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400 ;
if (vall3 <= analog_valuel3) {
  vall3 = analog_valuel3;
  tab_reg[13] = vall3;
} if (ld==0) {
  tab_reg[13] = 0;
  analog_valuel3=0;
}

```

```
Serial.println(vall3);
```

```
//////////
```

```

Serial.println(" quinze ");

float analog_valuel4 = (analogRead(VA14)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))^400;
if (vall4 <= analog_valuel4) {
  vall4 = analog_valuel4;
  tab_reg[14] = vall4;
} if (ld==0) {
  tab_reg[14] = 0;
  analog_valuel4=0;
}

```

```
Serial.println(vall4);
```

```

Serial.println(" dezesseis ");
float analog_value15 = (analogRead(VA15)) * 5 / 1023 * ((a * b) / (g * c))*400 ;
if (vall5 <= analog_value15) {
  vall5 = analog_value15;
  tab_reg[15] = vall5;
}if (ld==0) {
  tab_reg[15] = 0;
  analog_value15=0;
}

Serial.println(vall5);

////////////////////

modbusino_slave.loop(tab_reg, 20);
}

```