



**UEPB**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE  
NÚCLEO DE TECNOLOGIAS ESTRATÉGICAS EM SAÚDE  
MESTRADO PROFISSIONAL EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**LAURISTON MEDEIROS PAIXÃO**

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PALMILHA INTELIGENTE PARA  
ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA E DA MARCHA**

**CAMPINA GRANDE - PB  
2021**

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

P149d Paixão, Lauriston Medeiros.  
Desenvolvimento de uma palmilha inteligente para análise baropodométrica e da marcha [manuscrito] / Lauriston Medeiros Paixão. - 2021.  
99 p. : il. colorido.

Digitado.

Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2021.

"Orientação : Prof. Dr. Misael Elias de Moraes , Departamento de Computação - CCT."

1. Baropodometria. 2. Postura corporal. 3. Marcha humana. I. Título

21. ed. CDD 613.7

LAURISTON MEDEIROS PAIXÃO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PALMILHA INTELIGENTE PARA  
ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA E DA MARCHA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito à obtenção do título de mestre.

**Área de concentração:** Desenvolvimento de produtos e processos para tecnologia em saúde.

**Orientador:** Prof. Dr. Misael Elias de Morais

**Coorientadora:** Profa. Dra. Carlúcia Ithamar Fernandes Franco

**CAMPINA GRANDE - PB  
2021**

LAURISTON MEDEIROS PAIXÃO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA PALMILHA INTELIGENTE PARA  
ANÁLISE BAROPODOMÉTRICA E DA MARCHA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito à obtenção do título de mestre.

**Área de concentração:** Desenvolvimento de produtos e processos para tecnologia em saúde.

Aprovada em: 29/06/2021

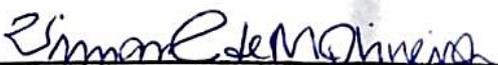
**BANCA EXAMINADORA**



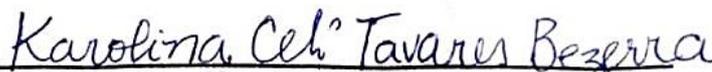
**Prof. Dr. Misael Elias Morais (Orientador)**  
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)



**Profa. Dra. Kátia Elizabete Galdino**  
Universidade Estadual da Paraíba



**Profa. Dra. Vivian Cardoso de Morais Oliveira**  
Agência Nacional de Vigilância Sanitária



**Profa. Dra. Karollina Celi Tavares Bezerra**  
University of Minho

À minha família, amigos e orientadores, DEDICO.

## **AGRADECIMENTOS**

À Deus, toda honra, glória e louvor.

À minha esposa Jeane Paixão e minha filha Dulce Maria Paixão, as quais são minha motivação e suporte. Amo vocês.

Aos meus pais e irmão, pela força e orações em todos os meus sonhos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Misael Elias de Moraes, que me guiou em todos os desafios deste projeto, sempre dispondo do seu tempo para me ensinar, servindo de referência para meu amadurecimento como pesquisador na área de Tecnologia em Saúde. Por isso, sou eternamente grato ao senhor!

A minha coorientadora Profa. Dra. Carlúcia Ithamar Fernandez Franco, por ser minha maior incentivadora, desde a minha graduação, a pesquisa científica e à docência, como também pela sua amizade e companheirismo. Obrigado por tudo professora!

Ao engenheiro eletricista Gleiriston, que foi meu colaborador no desenvolvimento deste dispositivo, sua participação foi fundamental para realização deste projeto. Muito obrigado meu amigo!

Aos amigos e pesquisadores Karolina, Anderson, Estevão, Edmar e Diego do Laboratório de Instrumentação Biomédica, por terem compartilhado conhecimentos e experiências que me auxiliou no desenvolvimento deste projeto. Trabalhar com vocês é uma experiência enriquecedora para o meu crescimento pessoal e profissional.

Ao Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde (NUTES) pelas instalações e equipamentos e, de maneira especial, ao corpo docente pelas disciplinas ministradas e engrandecimento intelectual que adquiri durante estes 2 anos.

De um modo geral, a todos os que de uma ou outra forma compartilharam este sonho de me formar como mestre e me tornar um melhor profissional.

"Quando sua mente é ampliada por uma ideia nova, ela nunca retornará o seu tamanho original."

(Oliver Wendell Holmes)

## RESUMO

Com recentes avanços tecnológicos, foram projetados os sistemas *in-shoes* ou palmilhas inteligentes, cada uma com um arranjo diferente de sensores. O objetivo neste projeto é o desenvolvimento de um novo modelo de palmilha inteligente, vestível, composta por um *hardware* com doze sensores de força resistivo do tipo FSR® 402 *short*, acoplados a um módulo microprocessado embarcado do tipo ESP-WROOM-32 para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão *wireless* de dados, integrado a um *software* do tipo aplicativo *Android* para leitura dos dados, fusão dos sensores e criação de dashboards que serão exibidos numa interface. Os resultados dos testes de validação do conceito em laboratório demonstraram que este novo dispositivo poderá ser usado em futuros estudos clínicos como um instrumento de análise baropodométrica e do movimento em tempo real em diversas atividades cotidianas, laborais e esportivas, no que diz respeito a prevenção de lesões, avaliação e diagnóstico de doenças e apoio à reabilitação.

**Palavras-Chave:** Baropodometria. Postura Corporal. Marcha Humana

## **ABSTRACT**

With recent technological advances, in-soles or smart insoles have been designed, each with a different arrangement of sensors. The objective of this project is to develop a new model of smart, wearable insole composed of hardware with twelve resistive force sensors, FSR® 402 short, coupled to an ESP-WROOM-32 embedded microprocessor module for wireless data acquisition, processing, storage and transmission, integrated with Android application software for data reading, sensor fusion and creation of dashboards to be displayed on an interface. The results of the concept validation tests in the laboratory have demonstrated that this new device can be used in future clinical studies as a tool for real-time baropodometric and motion analysis in various daily life, work and sport activities, with respect to injury prevention, disease assessment and diagnosis, and rehabilitation support.

**Keywords:** Baropodometry. Posture. Gait.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

<b>FIGURA 1 - PROJEÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE DO CORPO NO MEIO DO QUADRILÁTERO DE SUSTENTAÇÃO</b> .....	18
<b>FIGURA 2 - FASES DO CICLO DA MARCHA</b> .....	21
<b>FIGURA 3 - COMPRIMENTO DO PASSO E DA PASSADA NO CICLO DA MARCHA</b> .....	24
<b>FIGURA 4 - DIVISÃO DAS REGIÕES ANATÔMICAS DO PÉ</b> .....	24
<b>FIGURA 5 - ARCOS DA ABÓBADA PLANTAR</b> .....	25
<b>FIGURA 6 – CLASSIFICAÇÃO DOS TIPOS DE PÉ</b> .....	25
<b>FIGURA 7 – CLASSIFICAÇÃO DOS TIPOS DE PISADA</b> .....	26
<b>FIGURA 8 - ÁREAS ANATÔMICAS DO PÉ</b> .....	26
<b>FIGURA 9 - AVALIAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR POR MEIO DA PLANTIGRAFIA</b> .....	27
<b>FIGURA 10 - FORMATO DE AFERIÇÃO DA PISADA PELA PLANTIGRAFIA</b> .....	28
<b>FIGURA 11 - AVALIAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR POR MEIO DE PODOSCOPIA</b> .....	28
<b>FIGURA 12 - UM GRÁFICO DE PRESSÃO MÉDIA E MÁXIMA DIVIDIDO EM 3 REGIÕES: RETROPÉ, MADIOPÉ E ANTEPÉ</b> .....	29
<b>FIGURA 13 - A PLOTAGEM ESQUERDA É DE INDIVÍDUO COM PÉ PLANO, E A PLOTAGEM DIREITA É DE UM INDIVÍDUO COM PÉ CAVO</b> .....	30
<b>FIGURA 14 - SEQUÊNCIA DE GRÁFICOS DE PRESSÃO EM TODA A FASE DE APOIO DA MARCHA</b> .....	30
<b>FIGURA 15 - GRÁFICOS TRIDIMENSIONAIS DE PRESSÃO DE PICO</b> .....	31
<b>FIGURA 16 - PLATAFORMA EMED® DA NOVEL</b> .....	31
<b>FIGURA 17 - F-SCAN® SYSTEM</b> .....	33
<b>FIGURA 18 - SISTEMA PEDAR®</b> .....	34
<b>FIGURA 19 - SISTEMA BIOFOOT®</b> .....	34
<b>FIGURA 20 - ARQUITETURA DO SENSOR DE PRESSÃO CAPACITIVA</b> .....	36
<b>FIGURA 21 - CONSTRUÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO PIEZORESISTENTE</b> .....	37
<b>FIGURA 22 - CONSTRUÇÃO DO SENSOR DE PRESSÃO RESISTIVA</b> .....	38
<b>FIGURA 23 - COMPONENTES DA PALMILHA INTELIGENTE</b> .....	41
<b>FIGURA 24 - FSR® 402 SHORT E SUAS CARACTERÍSTICAS MECÂNICAS E DIMENSIONAIS</b> .....	42
<b>FIGURA 25 - GRÁFICO SOBRE A RELAÇÃO DE FORÇA VS RESISTÊNCIA</b> .....	43
<b>FIGURA 26 - LOCALIZAÇÃO DOS SENSORES FSR® 402 SHORT NO FORMATO DE MATRIZ</b> .....	44
<b>FIGURA 27 – MÓDULO ESP32</b> .....	45
<b>FIGURA 28 - DIAGRAMA DE PINOUT DO ESP-WROOM-32</b> .....	46
<b>FIGURA 29 - IDE DO ARDUINO</b> .....	47
<b>FIGURA 30 - INSTALAÇÃO DO ESP32 NO ARDUINO IDE</b> .....	47
<b>FIGURA 31 – CIRCUITO ESQUEMÁTICA DESENHADO NO ISIS DO PROTEUS</b> .....	48
<b>FIGURA 32 - PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO DESENHADA NO ARES (ADVANCED ROUTING AND EDITING SOFTWARE)</b> .....	49
<b>FIGURA 33 - PLACA DE CIRCUITO IMPRESSO EM 3D</b> .....	49
<b>FIGURA 34 - PROTÓTIPO DO CIRCUITO INTEGRADO DA PALMILHA INTELIGENTE</b> .....	50
<b>FIGURA 35 - CASE FABRICADA POR MANUFATURA ADITIVA E OUTROS COMPONENTES ELETRÔNICOS</b> .....	50
<b>FIGURA 36 - BATERIA DE LÍTIO PARA O SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO</b> .....	51
<b>FIGURA 37 - LOGOTIPO DO FLUTTER E SUAS INTERFACES</b> .....	52
<b>FIGURA 38 - IDE DO VS CODE E EMULADOR ANDROID STUDIO</b> .....	52
<b>FIGURA 39 - NÍVEIS DE MATURIDADE TECNOLÓGICA DA PALMILHA INTELIGENTE</b> .....	53
<b>FIGURA 40 – SISTEMA DA PALMILHA INTELIGENTE: HARDWARE, SISTEMA EMBARCADO E SOFTWARE</b> .....	54
<b>FIGURA 41 – TESTE DE RESPOSTA DOS SENSORES FSR® 402 SHORT</b> .....	55
<b>FIGURA 42 – INSTRUMENTO DESENVOLVIDO PARA TESTE DE RESPOSTA DOS FSR® 402 SHORT</b> .....	55
<b>FIGURA 43 - GRÁFICO COMPARATIVO ENTRE OS PONTOS DO DATASHEET E A CURVA DE REGRESSÃO DA FORÇA/PRESSÃO EM RELAÇÃO A TENSÃO DO FSR</b> .....	56
<b>FIGURA 44 - SAÍDA DE FORÇA/PRESSÃO CALIBRADA E ESTIMATIVA DE ERRO COM PADRÃO CALIBRE DE FORÇA</b> .....	56
<b>FIGURA 45 – APLICATIVO DA PALMILHA INTELIGENTE</b> .....	58
<b>FIGURA 46 – DEMONSTRAÇÃO GRÁFICA DOS PARÂMETRO TEMPORAIS EM UM CICLO DA MARCHA</b> .....	62

## LISTA DE QUADROS E TABELAS

<b>QUADRO 1 - FASES DAS CICLO DE MARCHA .....</b>	<b>21</b>
<b>QUADRO 2 - PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA .....</b>	<b>23</b>
<b>QUADRO 3 - RELAÇÃO DE SISTEMAS IN-SHOE PELO SEU SENSOR UTILIZADO.....</b>	<b>38</b>
<b>TABELA 1- PARÂMETROS DO FSR 402 SHORT.....</b>	<b>42</b>

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

<b>ALM</b>	Arco Longitudinal Medial
<b>ALL</b>	Arco Longitudinal Lateral
<b>AT</b>	Arco Transverso
<b>CG</b>	Centro de Gravidade
<b>CM</b>	Centro de Massa
<b>CP</b>	Centro de Pressão
<b>FRS</b>	Força de Reação do Solo
<b>FSR</b>	Force Sensing Resistor
<b>IEEE Xplore</b>	Institute of Electrical and Electronic Engineers
<b>IMU</b>	Inertial Measurement Unit
<b>LILACS</b>	Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde
<b>MEMS</b>	Micro-Electro-Mechanical Systems
<b>PubMed</b>	National Library of Medicine
<b>SciELO</b>	Scientific Electronic Library Online
<b>SI</b>	System International
<b>USB</b>	Universal Serial Bus

## LISTA DE SÍMBOLOS

<b>R\$</b>	Real
<b>%</b>	Porcentagem
<b>©</b>	Copyright
<b>®</b>	Marca Registrada
<b>™</b>	Trade Mark

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	<b>16</b>
2.1 OBJETIVO GERAL .....	16
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	16
<b>3. REVISÃO DA LITERATURA</b> .....	<b>17</b>
3.1 A POSTURA E O CONTROLE POSTURAL .....	17
3.2 A MARCHA HUMANA .....	20
3.3 OS PÉS E A PRESSÃO PLANTAR .....	24
3.4 MÉTODOS QUALITATIVOS DE AVALIAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR .....	26
3.5 BAROPODOMETRIA .....	28
3.5.1 SISTEMA DE PLATAFORMA .....	31
3.5.2 SISTEMA IN-SHOES .....	32
3.6 SENSORES DE PRESSÃO .....	35
<b>4. METODOLOGIA</b> .....	<b>41</b>
4.1. HARDWARE .....	41
4.2 FILTRO DE KALMAN .....	44
4.3 MÓDULO MICROPROCESSADO EMBARCADO .....	45
4.4 CIRCUITO ESQUEMÁTICO .....	48
4.5 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO .....	51
4.6 SOFTWARE E INTERFACE .....	51
<b>5. TESTES E VALIDAÇÃO DO CONCEITO</b> .....	<b>53</b>
5.1 TESTE DOS SENSORES DE PRESSÃO .....	54
5.2 INTEGRAÇÃO DO HARDWARE AO SISTEMA EMBARCADO .....	57
5.3 FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM E TRANSMISSÃO DE DADOS .....	57
5.4 FUNCIONALIDADE DO APLICATIVO .....	58
<b>6. DISCUSSÃO</b> .....	<b>60</b>
<b>7. CONCLUSÃO</b> .....	<b>64</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>67</b>
<b>APÊNDICES</b> .....	<b>74</b>
APÊNDICE A: CÓDIGO FONTE DE PROGRAMAÇÃO DO ESP 32 .....	75
APÊNDICE B: CÓDIGO FONTE DO APLICATIVO .....	81

## 1. INTRODUÇÃO

De acordo com Guccione, Wong e Avers (2013) o equilíbrio ou estabilidade postural, é o alinhamento e posicionamento do corpo em relação ao centro de gravidade (CG), centro de massa (CM) e base de apoio. Existem dois tipos de controle postural: o estático, quando o corpo está em repouso, e o dinâmico, quando estabilizado em movimento.

Segundo Shumway-Cook e Woollacott (2010) para o controle postural requer-se ajustes neuromusculares constantes, por meio do processamento de informações do sistema visual, vestibular e somatossensorial (receptores proprioceptivos, articulares e cutâneos). A região plantar dos pés também exerce papel fundamental na estabilização do corpo, pois contribuem para a distribuição da carga ponderal na posição ortostática e influencia no controle postural e nos parâmetros da marcha (FERNANDES, 2017; WAFAI et al., 2015).

Na posição em pé, o equilíbrio é controlado pela ação muscular, que move a distribuição da pressão plantar, alterando a rotação do pé em torno do tornozelo (anterior-posterior) e a repartição do peso total do corpo em ambos os pés (lateral). (CHRISTOVÃO et al., 2013). As cabeças do 1º e 5º metatarsos e a tuberosidade do calcâneo suportam uma maior pressão (GHADA; MOTTET; GOUJON, 2014). Esses limites de estabilidade se modificam constantemente dependendo da tarefa, da biomecânica da pessoa e da superfície de apoio, que pode ser estável ou instável, variando conforme o tipo de calçado.

Desta maneira, o pé é considerado um traço de união entre um desequilíbrio de origem alta e o solo, que se adaptará sempre para neutralizar o apoio, podendo ser considerado o tampão terminal do sistema postural, nas alterações posturais descendentes, ou o inicial, nas alterações posturais ascendentes (BRICOT, 2011). Distúrbios do pé e tornozelo são prevalentes na população em geral e uma das principais motivações para consultas de cuidados primários, geralmente esses distúrbios estão associadas com o tipo de distribuição de pressão plantar (MAGEE, 2010; SILVA, 2015).

A medição da pressão plantar está geralmente confinada a um ambiente de laboratório, principalmente através dos sistemas de plataforma de pressão, também

conhecidos como baropodômetros. Porém, nos últimos anos, com os recentes avanços na tecnologia de sensores e dispositivos móveis, foram projetados os sistemas *in-shoes* ou palmilhas inteligentes, cada uma com um arranjo diferente de sensores (RAZAK et al., 2012). Apesar dessa variedade de modelos, constatou-se que o principal benefício observado nas palmilhas inteligentes é o monitoramento contínuo de atividades funcionais, ocupacionais e esportivas em tempo real.

Diversos estudos com populações de risco já foram realizados utilizando as palmilhas inteligentes, com a finalidade de avaliar a pressão plantar de hemiplégicos (DAVIES et al., 2016; FULK et al., 2012; SANGHAN; CHATPUN; LEELASAMRAN, 2012); no controle postural de crianças com Paralisia Cerebral (NETO, 2012); em indivíduos autistas (XIMENES; PERON, 2013); para detectar quando a pronação excessiva ocorre em pacientes com hálux valgo (BERENQUERES; FRITSCHI; MCCLANAHAN, 2014) no tratamento da Doença de Parkinson (TSIOURIS et al., 2017); distúrbios de marcha induzido por álcool (PARK et al., 2017); assim como na prevenção e cicatrização de úlceras de pressão em indivíduos com neuropatia diabética (ALFONSO et al., 2017; NAJAFI et al., 2017; SHEIBANI et al., 2014; TELFER et al., 2017).

Alguns estudos (MIN et al., 2018; TRUONG et al., 2016; WANG; KIM; MIN, 2018) usaram palmilhas inteligentes para análise do padrão de marcha, cujo os principais parâmetros são: duração da passada, cadência, comprimento da passada e velocidade da marcha. Evidências substanciais sobre neurociência cognitiva e controle motor sugerem que os parâmetros da marcha podem revelar fatores importantes que determinam a saúde geral e o bem-estar (AVVENUTI et al., 2018), sendo inclusive a velocidade da marcha considerada como um sexto sinal vital, porque foi validado como um marcador de fragilidade e mortalidade em idosos (BINOTTO; LENARDT; RODRIGUEZ-MARTINEZ, 2018).

As palmilhas inteligentes são flexíveis, portáteis e confortáveis para análise de marcha e podem monitorar em tempo real a pressão plantar por meio de sensores incorporados que convertem a pressão aplicada em um sinal elétrico que pode ser exibido e analisado posteriormente. Várias equipes de pesquisa ainda estão trabalhando para melhorar as características das palmilhas, como tamanho, sensibilidade dos sensores das palmilhas, durabilidade e o uso de inteligência artificial

para monitorar e controlar a marcha dos sujeitos, fornecendo recomendações para melhorar o desempenho da marcha.

Sendo assim, o objetivo neste projeto é o desenvolvimento de um novo modelo de palmilha inteligente, composta por sensores de força, acoplados a um sistema embarcado para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão wireless de dados, integrado a um software para leitura dos dados, fusão dos sensores e criação de dashboards que serão exibidos numa interface. Este novo dispositivo poderá se tornar uma ferramenta objetiva e de baixo custo para análise baropodométrica e do movimento em tempo real em diversas atividades cotidianas, laborais e esportivas, no que diz respeito a prevenção de lesões, avaliação e diagnóstico de doenças e apoio à reabilitação de patologias osteomioarticulares relacionadas a pisada e ao padrão de marcha.

## 2. OBJETIVOS

### 2.1 OBJETIVO GERAL

- Desenvolver uma palmilha inteligente para análise baropodométrica e da marcha.

### 2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Planejar os níveis de maturidade tecnológica da palmilha inteligente;
- Especificar as características tecnológicas e funcionais da palmilha inteligente;
- Desenvolver o hardware, o sistema embarcado e o software da palmilha inteligente seguindo as normas de qualidade de fabricação;
- Testar o conceito do protótipo em laboratório a fim de garantir a sua viabilidade e eficácia para análise baropodométrica e da marcha.

### 3. REVISÃO DA LITERATURA

Para a abordagem do problema desta pesquisa e conceitualização tecnológica realizou-se uma busca nas literaturas cinzentas, como livros, congressos, trabalhos de conclusão de curso (tese, dissertação e monografia), bem como nas fontes primárias e secundárias indexadas nas seguintes bases de dados: *National Library of Medicine* (PubMed); *ScienceDirect*; *Springer*; *Scientific Electronic Library Online* (SciELO); Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS); Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE Xplore), sem limitação para o período de publicação.

Foram utilizados para busca dos artigos descritores nas línguas portuguesa, espanhola e inglesa combinados com os *operadores booleandos AND e OR* da seguinte forma: (palmilha inteligente *OR* palmilha sensorizada) *AND* análise da marcha *AND* pressão plantar; (*plantilla inteligente OR plantilla sensorizada*) *AND* análisis de la marcha *AND* presión plantar; (*smart insole OR sensorized insole*) *AND* gait analysis *AND* plantar pressure.

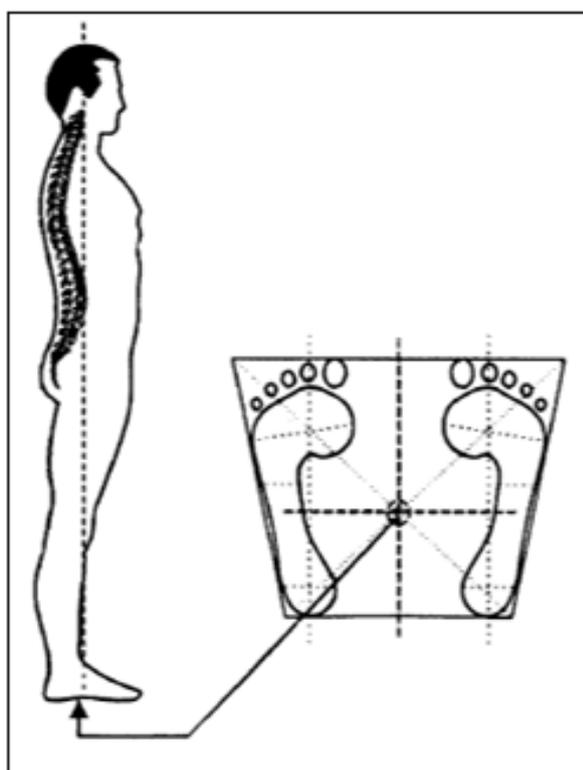
Nesta revisão da literatura, serão apresentados os seguintes tópicos: a) a postura e o controle postural; b) a marcha humana; c) o pé e a pressão plantar; d) métodos de avaliação da pressão plantar; e) sensores de pressão.

#### 3.1 A POSTURA E O CONTROLE POSTURAL

De acordo com Shumway-Cook e Woollacott (2010) a postura é o alinhamento biomecânico do corpo no espaço. Uma postura é considerada adequada quando exige mínima sobrecarga das estruturas ósseas, musculares e articulares. A postura está relacionada com o posicionamento corporal em relação ao centro de gravidade (CG), ou seja, com a projeção vertical do centro de massa no solo. O centro de massa (CM) é designado como o ponto equivalente ao total da massa corporal e é a média ponderada do CM de cada segmento corporal. O ponto de localização do vetor de força vertical de reação do solo é definido como centro de pressão (CP), que representa a média ponderada das pressões sobre a superfície de apoio que está em contato com o solo, sendo a sua unidade de medida o comprimento em metros ou centímetros. É totalmente independente do CM.

Segundo Bricot (2011) a postura normal quando vista através do plano sagital apresenta uma linha vertical da gravidade que passa pelas seguintes estruturas: vértex, processo odontoide do eixo, corpo vertebral da terceira vértebra lombar e projeta-se no solo no centro do quadrilátero de sustentação, equidistantes dos dois pés, como mostra a Figura 1. Sendo assim, para manter o equilíbrio, é necessário a habilidade de controlar o centro de massa em relação à base de apoio, isto é, dentro dos limites de estabilidade. Esses limites modificam-se de acordo com a tarefa a ser executada, a biomecânica individual e a demanda ambiental.

**Figura 1** - Projeção do centro de gravidade do corpo no meio do quadrilátero de sustentação



**Fonte:** Adaptado de Bricot (2011)

Estratégias de movimento são utilizadas para recuperar a estabilidade após o deslocamento do CM nas direções anteroposterior e mediolateral. A estratégia do passo realinha a base de suporte sobre o CM corporal com passos rápidos na direção da fonte de desequilíbrio externo. Perturbações maiores ou danos no sistema de *feedback* podem forçar estratégias adicionais, como por exemplo, movimentos do joelho e dos membros superiores. O uso de cada estratégia depende da configuração da superfície de apoio e da intensidade do desequilíbrio (SOUSA, 2010).

Portanto, para avaliar estas condições oscilatórias do centro de gravidade existe a análise estabilométrica que é por vezes referida como um método de posturografia estática. Este método de avaliação é quantificado por meio de um conjunto de transdutores de força, sendo registrados os seus pontos de aplicação, denominados de centros de pressão (COP). O COP fornece importantes informações sobre o processo de controle de equilíbrio, uma vez que pode estar diretamente relacionado ao movimento do centro de massa corporal (MAGEE, 2010; SILVA, 2015).

Para o controle postural requer-se complexos mecanismos e estratégias de integração sensoriomotora (ROSSIGNOL; DUBUC; GOSSARD, 2006), por meio de ajustes posturais antecipatórios e compensatórios (*feedforward*) que são ativados pelo processamento neural de informações sensoriais (*feedback*) do sistema visual, vestibular e somatossensorial. Essas informações sensoriais são analisadas e integradas pelo córtex sensoriomotor e sistema límbico, moduladas pelos núcleos da base e cerebelo, e conduzidas pelas vias motoras subcorticais até os motoneurônios medulares, chegando ao sistema musculoesquelético, responsável por executar o plano de ação referente a postura e ao movimento (WINTER, 1995).

É por meio do sistema visual que se obtém diversas informações do ambiente no que diz respeito a forma, tamanho, cor, posição e movimento, permitindo o controle do movimento durante a execução de uma determinada tarefa em qualquer ambiente. O sistema vestibular é um acelerômetro linear para o utrículo e o sáculo, e um acelerômetro angular para a ampola na extremidade dos canais semicirculares, permitindo os movimentos conjugados da cabeça e dos olhos fixar-se em um alvo enquanto nos deslocamos no espaço. O sistema somatossensorial é constituído por proprioceptores articulares, musculares e cutâneos, que promovem informação acerca do sistema musculoesquelético (por exemplo, comprimento e tensão muscular, posicionamento no espaço dos segmentos) e do ambiente (como temperatura, condição da superfície de contato, distribuição de pressão, presença de algum estímulo tóxico) (SOUSA, 2010).

A região plantar dos pés também influencia fortemente no controle postural por ser composta de vários neuroreceptores, como os Corpúsculos de Meisner, os Discos de Merkel, os Corpúsculos de Ruffini e os Corpúsculos de Paccini, que detectam as variações de pressões e temperaturas na pele e dos movimentos que ocorrem nas

articulações do pé e tornozelo (FERNANDES, 2017). Já se sabe que o envelhecimento acarreta aumento do limiar de detecção de vibração e pressão pelos mecanorreceptores, provocando alterações na estabilidade postural (MACHADO et al., 2017; UEDA; CARPES, 2013).

### **3.2 A MARCHA HUMANA**

Os seres humanos têm a capacidade de se mover de modo independente e seguro de um lugar para outro. De acordo com Sousa (2010) a marcha pode ser descrita como uma progressão translacional do corpo como um todo, produzida por movimentos rítmicos e coordenados de segmentos corporais.

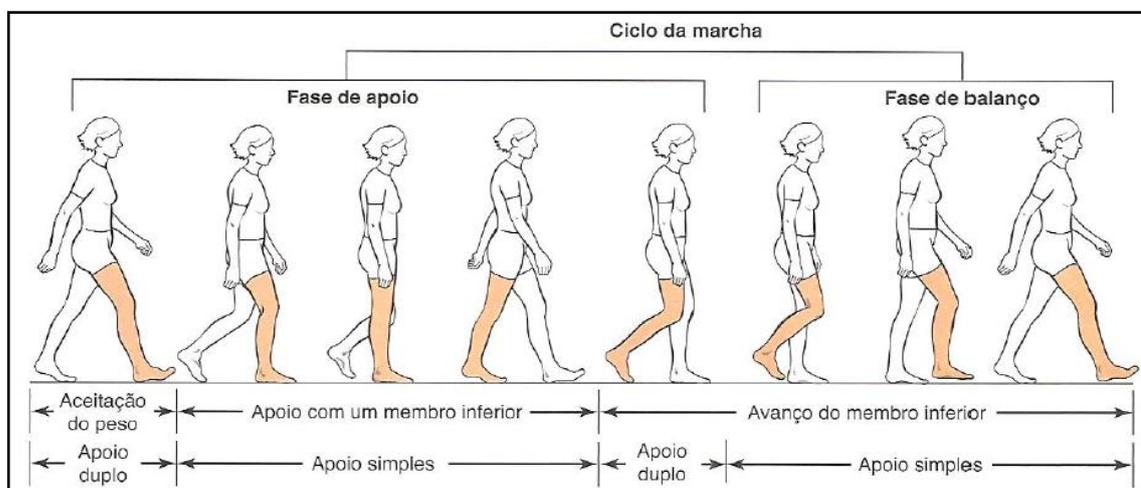
A análise quantitativa do movimento humano insere-se no domínio da Biomecânica, ciência que envolve o estudo de sistemas biológicos de uma perspectiva mecânica, englobando a estática e a dinâmica. A compreensão do movimento humano do ponto de vista biomecânico é extremamente importante para várias áreas do conhecimento: esporte; ergonomia e saúde ocupacional; reabilitação física; fabricação de próteses e órteses; realidade virtual, biônica, locomoção automática e robótica (CORRAZA et al., 2006). Estas questões podem ser relevantes para a indústria biomédica, militar e indústrias de consumo.

A análise da marcha engloba dois níveis distintos de variáveis físicas: a cinemática e a cinética. A cinemática descreve aspectos temporais do padrão de movimento, como posição no espaço, ângulos, velocidade e aceleração dos segmentos corporais e articulações. A cinética estuda as magnitudes e direções das forças durante a marcha, como a força de reação do solo (FRS) que representa a força exercida pelo solo sobre o pé e é igual em magnitude e oposta em direção à força que o corpo exerce sobre o solo. Assim, a FRS sob um único pé é dividida em uma força vertical (direcionada para cima) e duas forças de cisalhamento horizontais (de progressão, para frente e para trás, e laterais, direita e esquerda).

A marcha humana pode ser subdividida em fase de apoio e de balanço. Na fase de apoio o pé está em contato com o solo, e na fase de balanço o pé está elevado do solo para o avanço do membro inferior. O ciclo da marcha tem dois períodos de apoio duplo e dois períodos de apoio simples (Figura 2). A fase de apoio simples é o período

em que apenas um pé está em contato com o solo e, na marcha, isso consiste no tempo quando o membro oposto está na fase de balanço. Na fase de apoio duplo ambos os pés estão em contato com o solo (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010).

**Figura 2 - Fases do ciclo da marcha**



**Fonte:** Adaptado de Shumway-Cook e Woollacott (2010)

A fase de apoio é frequentemente dividida em cinco subfases: fase do toque do calcanhar (contato inicial); fase de apoio completo do pé (resposta à carga); fase de apoio médio (médio ortostatismo); fase de saída do calcanhar (ortostatismo terminal); e fase de propulsão (pré-balanço). A fase de balanço é com frequência dividida em três subfases: balanço inicial (aceleração), balanço médio e balanço terminal (desaceleração) (KAPANDJI, 2009; SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010; WANG; KIM; MIN, 2018) conforme apresentado no Quadro 1.

**Quadro 1 - Fases das ciclo de marcha**

FASE DE APOIO	FASE DE BALANÇO
<p><b>Fase do toque do calcanhar (contato inicial):</b> o membro oscilante entra em contato com o solo através do calcanhar, devido a flexão dorsal do tornozelo.</p>	<p><b>Fase de balanço inicial (aceleração):</b> inicia quando o pé de referência deixa o solo e continua até ao ponto em que o membro oscilante está diretamente debaixo do corpo. Ocorre a flexão do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, permitindo que o membro acelere para frente.</p>
<p><b>Fase de apoio completo do pé (resposta a carga):</b> a planta do pé entra em contato com o solo formando a impressão plantar.</p>	

**Fase de apoio médio (médio ortostatismo):** o pé do membro contralateral passa por cima e para diante do membro em apoio. Nessa fase há um suporte unilateral (fase de apoio simples) do peso corporal e um aplainamento da abóbada plantar.

**Fase de balanço médio:** é quando o membro oscilante passa diretamente por baixo do corpo.

**Fase de saída do calcanhar (ortostatismo terminal):** em preparação para o próximo passo o calcanhar é elevado do solo pela contração do músculo tríceps sural. A maior parte do peso do corpo está apoiada sobre a porção anterior do pé (antepé).

**Fase de balanço terminal (desaceleração):** o membro oscilante continua a se mover anteriormente com o joelho estendido e reduz sua velocidade ao se preparar para outro toque do calcanhar no solo.

**Fase de propulsão (pré-balanço):** é o componente terminal da fase de apoio e ocorre pela contração dos músculos flexores (plantar) dos dedos, especialmente sobre o hálux, impulsionando o pé de referência a deixar o solo.

Para manter o equilíbrio dinâmico durante a marcha o CM nunca pode passar a área do pé: na fase de duplo apoio, este situa-se entre os dois pés; no início da fase de apoio unipodálico o CM situa-se posterior e medial a nível do calcâneo. Já em relação ao CP, esse move-se segundo um padrão característico, que varia com os diferentes tipos de calçados. O deslocamento de CP inicia pela tuberosidade lateral do calcâneo no início da fase de apoio, move-se lateralmente através do mediopé, e depois desloca-se no sentido medial para cabeça do primeiro metatarso e, em seguida, para o primeiro e segundo artelhos durante a fase terminal de apoio.

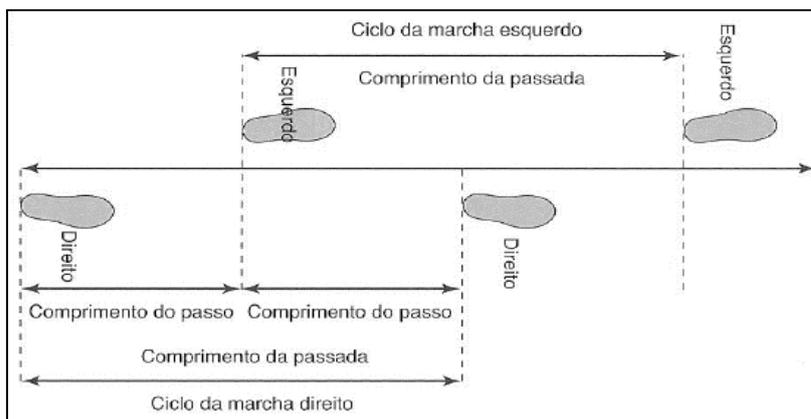
A marcha pode ser também descrita em relação aos parâmetros espaço-temporais como: tempo de apoio e de balanço; cadência; velocidade; tempo, comprimento e largura do passo; tempo e comprimento da passada (Quadro 2 e Figura 3). As medições dessas variáveis são afetadas por fatores como idade, gênero, peso, tamanho e forma dos componentes ósseos, distribuição da massa pelos componentes corporais, mobilidade articular, força muscular, hábitos e estado psicológico (SOUSA, 2010).

Quadro 2 - Parâmetros espaço-temporais da marcha

VARIÁVEIS DE TEMPO	VARIÁVEIS DE DISTÂNCIA
<p><b>Tempo de apoio:</b> equivale a 60% do ciclo da marcha em adultos. Está dividido em:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- <b>Tempo de apoio simples:</b> período em que apenas um membro está apoiado no solo, sendo que este valor aumenta com a idade e diminui com o aumento da velocidade da marcha.</li> <li>- <b>Tempo de apoio duplo,</b> período em que os dois membros se encontram em contato com o solo.</li> </ul>	<p><b>Comprimento do passo (m):</b> distância linear entre os choques dos calcanhares de membros inferiores opostos em apoio duplo.</p>
<p><b>Tempo de balanço:</b> equivale a 40% do ciclo da marcha em adultos.</p>	<p><b>Comprimento da passada (m):</b> distância linear entre os choques do calcanhar do mesmo membro inferior.</p>
<p><b>Tempo do passo (s):</b> quantidade de tempo decorrido num único passo.</p>	<p><b>Largura do passo (m):</b> distância linear entre o ponto médio do calcanhar de um membro inferior e o mesmo ponto no membro contralateral; contribui para a magnitude do desvio lateral do CM.</p>
<p><b>Tempo da passada (s):</b> quantidade de tempo decorrido numa única passada.</p>	
<p><b>Cadência (passos/min):</b> número de passos por unidade de tempo.</p>	<p><b>Grau de descolamento dos dedos:</b> ângulo formado pela colocação do pé; pode ser encontrado medindo o ângulo formado por cada linha de progressão do pé e a linha que intersecta o centro do calcâneo e o segundo dedo.</p>
<p><b>Velocidade (m/s):</b> deslocamento realizado por unidade de tempo; ocorre em função do comprimento do passo e da cadência.</p>	

As variações da velocidade da marcha, modifica as proporções do tempo gasto nas mudanças do apoio e do balanço. Por exemplo, as proporções de apoio/balanço mudam da distribuição de 60/40 durante a caminhada, para a distribuição de 40/60 quando a velocidade de corrida é alcançada (SHUMWAY-COOK; WOOLLACOTT, 2010). A primeira lei de Newton para o movimento postula que todos os corpos mantêm o seu estado de repouso ou movimento uniforme, a menos que lhes seja imposta uma força. Tendo em conta que a força resulta do produto da massa pela aceleração em função do tempo, mudanças abruptas na direção do movimento levam a um elevado dispêndio energético.

**Figura 3** - Comprimento do passo e da passada no ciclo da marcha

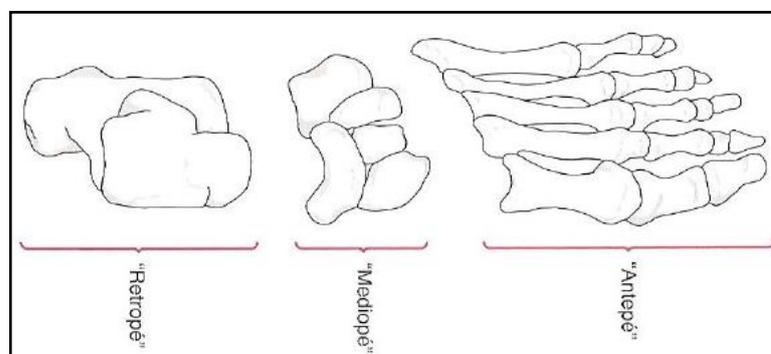


Fonte: Adaptado de Lippert (2013)

### 3.3 OS PÉS E A PRESSÃO PLANTAR

O pé é dividido em três regiões: retropé, mediopé e antepé (Figura 4). Os ossos tálus e calcâneo constituem o retropé. Os ossos navicular, cuboide e os três cuneiformes (medial, intermédio e lateral) formam o mediopé. Os cinco ossos metatarsais e as quatorze falanges constituem o antepé. Cada dedo tem três falanges, exceto o hálux, que tem duas. O pé tem três funções principais: absorver o choque quando o calcanhar toca o solo no início da fase de apoio; adaptar-se às diferentes condições do terreno; e proporcionar uma base estável de sustentação para impulsionar o corpo para frente durante a marcha (LIPPERT, 2013).

**Figura 4** - Divisão das regiões anatômicas do pé

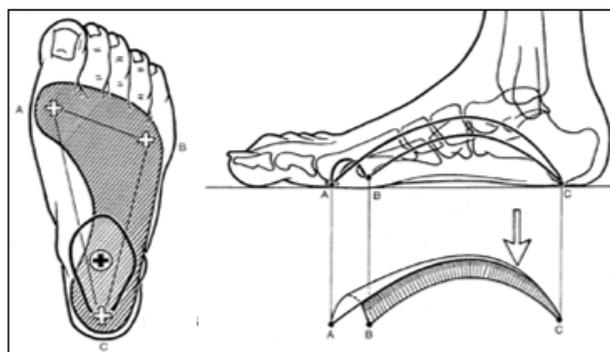


Fonte: Adaptado de Lippert (2013)

A ação resultante entre o contato da região plantar dos pés e uma superfície chama-se pressão plantar, as forças de reação do solo impactando os membros inferiores (FRANCO et al., 2015; VIEIRA, 2018). Segundo Kapanji (2009) a distribuição de pressão na região plantar está disposta na forma de um triângulo, cujo

os vértices correspondem à cabeça do primeiro metatarso (A), à cabeça do quinto metatarso (B) e a tuberosidade posterior do calcâneo (C). Esses pontos de apoio estão conectados na abóboda plantar por três arcos: o arco longitudinal lateral (ALL), do ponto B para o C; o arco longitudinal medial (ALM), do ponto A para o C; e o transverso (AT), do ponto A para o B (Figura 5). Os elementos que mantêm esses três arcos são: 1) o formato dos ossos e a relação entre eles; 2) os ligamentos plantares e a aponeurose plantar; e 3) os músculos (LIPPERT, 2013).

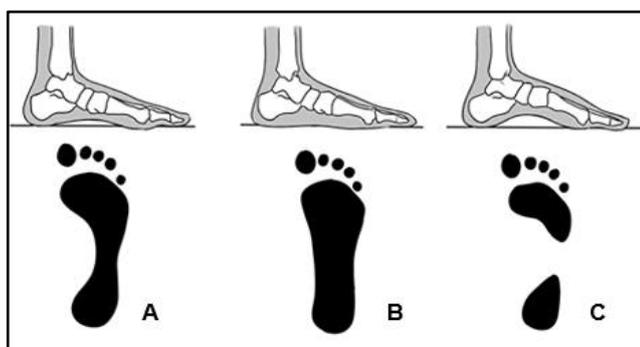
**Figura 5** - Arcos da abóbada plantar



**Fonte:** Adaptado de Kapandji (1990)

A classificação do tipo de pé é categorizada por: normal (retropé e antepé bem alinhados) (Figura 6A); plano (ALM rebaixado, com um retropé valgo e/ou antepé varo) (Figura 6B); e cavo (ALM elevado com um retropé varo e/ou antepé valgo) (Figura 6C) (APOSTLE; SANGEORZAN, 2012; SILVA, 2015).

**Figura 6** – Classificação dos tipos de pé

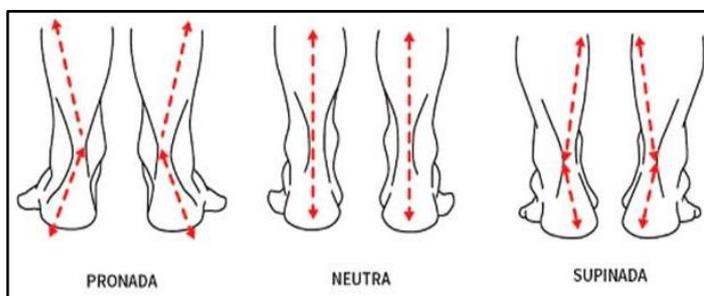


**Fonte:** Adaptado de Lippert (2013)

Há também três tipos de pisada: pronada, neutra e supinada (Figura 7). A pisada pronada é caracterizada pelo desalinhamento em valgo das estruturas ósseas do tornozelo, causando picos de pressão na região medial do pé. Na pisada neutra a

distribuição de pressão é realizada de forma correta em todo o pé. A pisada supinada é caracterizada pelo desalinhamento em varo das estruturas ósseas do tornozelo, gerando maior aplicação de força na região lateral do pé (VIEIRA, 2018).

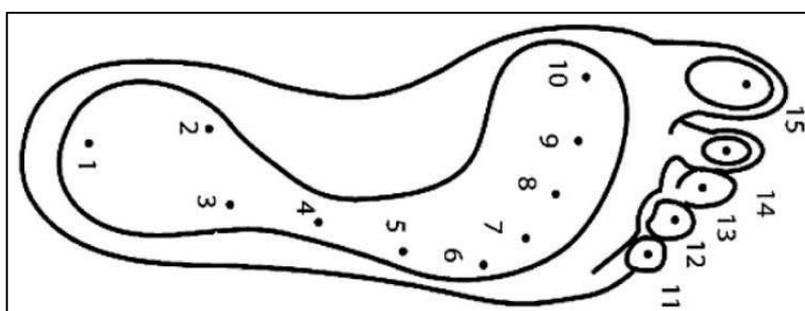
**Figura 7 –** Classificação dos tipos de pisada



**Fonte:** Adaptado de Kapandji (1990)

Segundo Razak et al. (2012) a distribuição do peso corporal na região plantar de uma pessoa sem deformidades nos pés ocorre da seguinte forma: região do calcâneo 40-50% do peso, região média do pé 10-20%, e na região dos metatarsos e falanges 30-40%. Shu et al. (2009) mencionaram que a região plantar do pé pode ser dividida em 15 áreas: calcânhar (área 1-3), mediopé (área 4-5), antepé, nas cabeças dos metatarsos (área 6-10) e falanges (área 11-15), como ilustrado na Figura 8. Essas áreas suportam a maior parte do peso corporal e são ajustadas pelo equilíbrio do corpo. Sendo assim, idealmente são necessários quinze sensores de pressão para cobrir a maior parte das mudanças de peso corporal com base na anatomia do pé.

**Figura 8 -** Áreas anatômicas do pé



**Fonte:** Adaptado de Razak et al. (2012)

### 3.4 MÉTODOS QUALITATIVOS DE AVALIAÇÃO DA PRESSÃO PLANTAR

Os dados obtidos a partir de uma análise da pressão plantar podem ser utilizados para a avaliação e o manejo de pacientes com uma grande variedade de

lesões musculoesqueléticas, principalmente nos pés, associadas a distúrbios neurológicos e ortopédicos, que podem afetar pacientes adultos e pediátricos. Além disso, é possível avaliar atividades esportivas, laborais e do cotidiano. As informações podem ser usadas para modificar o programa de gerenciamento de um paciente através de alterações no calçado, órteses para os pés, programas de exercícios e restrições na quantidade de descarga de peso.

Tradicionalmente a avaliação da pressão plantar tem sido realizada de forma qualitativa, uma vez que o resultado depende inteiramente dos conhecimentos e julgamento do avaliador. O plantígrafo e o podoscópio são os principais dispositivos para uma descrição qualitativa da distribuição da pressão plantar. Eles são de baixo custo e exigem treinamento ou conhecimento técnico mínimo para serem utilizados de forma eficaz e segura.

O plantígrafo é constituído de duas pranchas retangulares intermediadas por uma membrana de borracha estruturada na face inferior com pequenas projeções quadriculadas onde é aplicada uma tinta solúvel em água (Figura 9). Um papel em branco é colocado sob a borracha para que a impressão plantar registre-se ao receber o apoio do pé (CISNEROS; FONSECA; ABREU, 2010; SILVA, 2015). Essa fotocópia permite visualizar o contorno do pé e a distribuição dos níveis de pressão plantar, inclusive identificar as áreas de maior pressão que são mais escuras, podendo ser transformadas em valores numéricos (Figura 10).

**Figura 9** - Avaliação da pressão plantar por meio da plantigrafia



Fonte: PodoTech (2021)

**Figura 10** - Formato de aferição da pisada pela Plantigrafia.

			
Grau I	Grau II	Grau III	Grau IV
0,27 Kg/cm <sup>2</sup>	1,25 Kg/cm <sup>2</sup>	2,6 Kg/cm <sup>2</sup>	4,80 Kg/cm <sup>2</sup>

**Fonte:** Cisneros, Fonseca e Abreu (2010) apud Silva (2015)

Com relação ao podoscópio, este consiste em uma plataforma de suporte de acrílico cristal, com espelho angulado a aproximadamente 45° na base e iluminação em LED extraplano de cor branca e alto brilho. Para registrar o padrão de distribuição da pressão plantar do paciente, a imagem vista através do espelho pode ser fotografada ou apenas visualizado pelo avaliador (SILVA, 2015). O podoscópio fornece ao clínico uma apresentação rápida e colorida das áreas de alta pressão (Figura 11).

**Figura 11** - Avaliação da pressão plantar por meio de Podoscopia



**Fonte:** Podaly (2021)

### 3.5 BAROPODOMETRIA

Para obter uma análise quantitativa foram desenvolvidos equipamentos denominados de baropodômetros, que podem ser do tipo sistema de plataforma ou sistema *in-shoes*. O custo desses sistemas varia de R\$ 15.000 a R\$ 50.000,

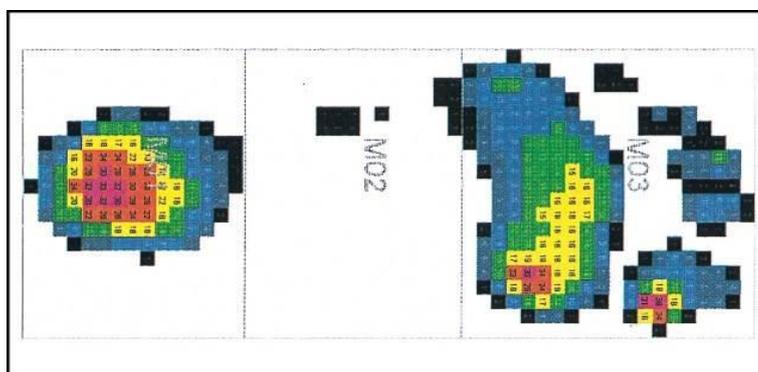
dependendo dos acessórios e do *software* de análise adquiridos com o sistema, tornando sua aquisição inviável para a maioria das instituições de saúde brasileira.

Estes dispositivos podem medir a pressão plantar tanto em condições estáticas (enquanto o indivíduo está parado) ou em condições dinâmicas (durante a execução de atividades como andar, correr ou saltar). Esses conceitos podem ser aplicados na preparação de um atleta, reconhecimento de condição médica, padrões de marcha entre faixas etárias e até mesmo análises veterinária.

Os principais componentes de um baropodômetro incluem: sensores de pressão ou de força; um sistema embarcado para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão de dados; uma interface para exibição de dados; e um *software* para análise e interpretação gráfica, a partir de um esquema de cores especificado, das pressões que atuam na superfície plantar do pé. As variáveis de interesse mais comuns incluem pressão máxima e média, força, área e estabilometria.

Os gráficos de pressão máxima representam pico de pressão registrado por cada sensor durante toda a fase de apoio, enquanto os gráficos de pressão média fornecem ao clínico uma compreensão da pressão que atua em uma região anatômica específica durante o ciclo da marcha, conforme ilustrado na Figura 12.

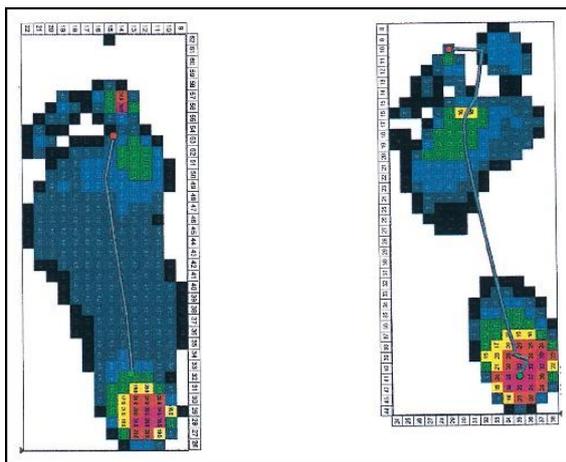
**Figura 12** - Um gráfico de pressão média e máxima dividido em 3 regiões: retropé, mediopé e antepé



**Fonte:** Adaptado de Orlin e Mcpoil (2000).

A área refere-se à quantidade de contato com a superfície entre a região plantar do pé e o sensor. No gráfico de pico de pressão mostrado na Figura 13, há uma variação acentuada na área de contato com o solo entre dois indivíduos com alterações na pisada.

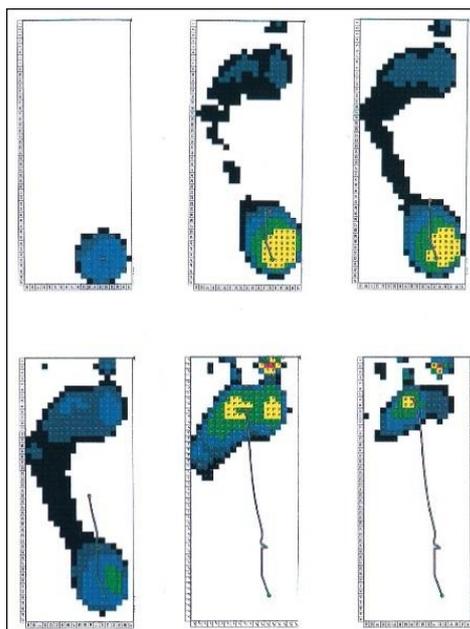
**Figura 13** - A plotagem esquerda é de indivíduo com pé plano, e a plotagem direita é de um indivíduo com pé cavo



**Fonte:** Adaptado de Orlin e Mcpoil (2000)

Os *softwares* disponíveis comercialmente permitem a visualização sequencial e dinâmica da pressão e da área durante o ciclo da marcha, conforme ilustrado na Figura 14. O *software* permite também ao clínico dividir a superfície plantar do pé em várias regiões para permitir a análise dos dados.

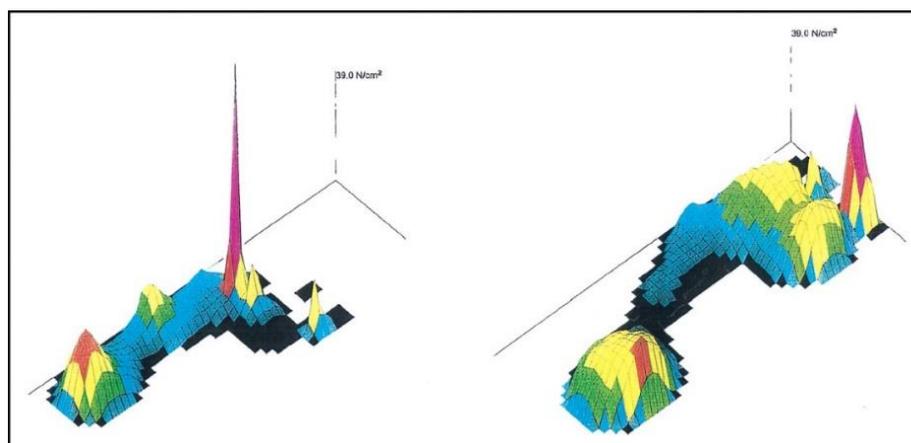
**Figura 14** - Sequência de gráficos de pressão em toda a fase de apoio da marcha



**Fonte:** Adaptado de Orlin e Mcpoil (2000)

A exibição tridimensional de dados de pressão plantar pode ser eficaz ao educar o paciente sobre regiões de alta pressão na superfície plantar do pé, conforme ilustrado na Figura 15.

**Figura 15** - Gráficos tridimensionais de pressão de pico



Fonte: Adaptado de Orlin e Mcpoil (2000)

### 3.5.1 SISTEMA DE PLATAFORMA

Os sistemas de plataforma apresentam uma estrutura estacionária, plana e rígida semelhante a um piso, com sensores de pressão dispostos em uma configuração de matriz, ou seja, organizados em colunas e linhas (Figura 16). Essas plataformas de pressão podem ser usadas para estudos estáticos e dinâmicos, mas são geralmente restritos a laboratórios, o que requer familiarização do paciente para garantir a marcha natural sobre a área de detecção, a fim de obter uma leitura precisa. Razak et al. (2012) afirmam que em um ambiente de laboratório precisamente controlado, os pacientes/sujeitos se sentem desconfortáveis durante a coleta de dados, e na maioria dos casos, os seus padrões de marcha é intencional, podendo resultar em dados imprecisos e incorretos.

**Figura 16** - Plataforma Emed<sup>®</sup> da Novel



Fonte: Adaptado de Razak et al. (2012)

### 3.5.2 SISTEMA IN-SHOES

Os sistemas *in-shoes* consistem em palmilhas inteligentes, também chamadas de palmilhas sensorizadas ou instrumentadas, cujas medidas de pressão refletem a interface entre o pé e a sola do calçado. Estes sistemas reduzem as restrições de espaço nos centros de reabilitação ou pesquisa e oferecem uma liberdade de movimento para a paciente (RAMIREZ-BAUTISTA et al., 2017). Uma limitação dos sistemas *in-shoes* é a baixa resolução espacial dos dados em comparação com os sistemas de plataforma, devido ao menor número de sensores. Além disso, o ambiente quente, úmido e geralmente contornado dentro do sapato pode afetar a confiabilidade e a validade das medições do sensor ou causar danos ao sistema (ORLIN; MCPOIL, 2000).

A principal característica dos sistemas *in-shoe* é sua mobilidade para aquisição de dados em diferentes situações, sendo fundamental para medições dinâmicas em atividades fora do ambiente consultório/laboratorial. Dessa forma, abre-se outras oportunidades de variação da pressão plantar em função da atividade, por exemplo: caminhadas e corridas em distintos terrenos, subir/descer escadas e rampas, saltos e aterrissagens, além de permitir o monitoramento da pressão plantar no cotidiano do indivíduo (MARTINDALE; SPRAGER; ESKOFIER, 2019; RAZAK et al., 2012; VIEIRA, 2018).

A medição da pressão dos pés por sapatos instrumentados tem sido uma área interessante desde 1963, quando Bauman e Brand (1963) descreveram este equipamento e método para avaliar calçados para pacientes com hanseníase através de medidas plantares com medidas simples dispositivos.

Na década de 1990, Zhu et al. (1991) desenvolveram um sistema *in-shoe* para medir a distribuição de pressão abaixo do pé usando sete resistores sensíveis à força (FSR) e eles usaram para diferenciar a pressão entre andar e o correr. Em 1995, Hausdorff, Ladin e Wei (1995) construíram um sistema *in-shoes* capaz de detectar parâmetros temporais de marcha usando dois sensores FSR. Mais tarde, em 1997, a Cleveland Medical Devices Inc. criou um sistema sem fio *in-shoe* que poderia medir o tempo de contato com o pé, o peso em cada pé e o centro de pressão (COP) de cada pé. O sistema usava um conjunto de sensores de força de filme espesso e, desde

então, tem havido um desenvolvimento adicional de sistemas de sensores de pressão (LAWRENCE; SCHMIDT, 1997).

No mercado atual, existem vários modelos comerciais de sistemas *in-shoe*, usualmente desenvolvidos fora do Brasil. O sistema *F-Scan™* da empresa *Tecksan* (Estados Unidos), é o mais frequentemente utilizada para pesquisa e aplicações clínicas. Esse sistema integra 960 sensores de pressão resistivos, com faixa de pressão de 345-517 kPa. A palmilha é extremamente fina (0,15 mm), leve (322g), e seus módulos eletrônicos estão conectados à perna e à cintura do paciente, conforme mostrado na Figura 17. Esse sistema comunica com o computador por meio de dois tipos de protocolos: USB e WiFi. Pode ser encontrada em quatro modelos comerciais: *Standard*, *Long-Handle*, *Sport* e *XL*. Este equipamento também possui alimentação interna por meio de bateria, com autonomia de mais de duas horas de coleta de dados (TEKSCAN, 2021).

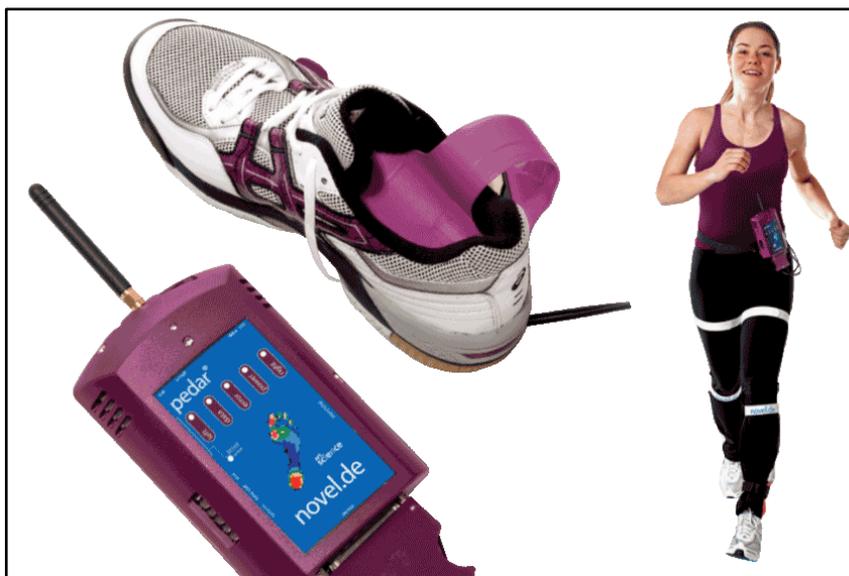
**Figura 17 - F-Scan® System**



**Fonte:** Adaptado de Tecksan (2021)

O sistema *Pedar®* da empresa *Novel* (Alemanha), é um sistema eletrônico com massa de 400g, tendo cabos entre a palmilha e seu módulo central, que pode ser fixado até a cintura pélvica. A comunicação de dados para um desktop é por via USB (*Universal Serial Bus*), *Bluetooth* e fibra óptica (Figura 18). Existe a possibilidade de gravação dos dados em um cartão de memória. Os sensores são especificados como piezoelétricos, porém não são classificados em seu tipo (como flexíveis e cerâmicos) e podem chegar ao número de 99 sensores no sistema. Sua alimentação é feita internamente por baterias (PEDAR, 2021)

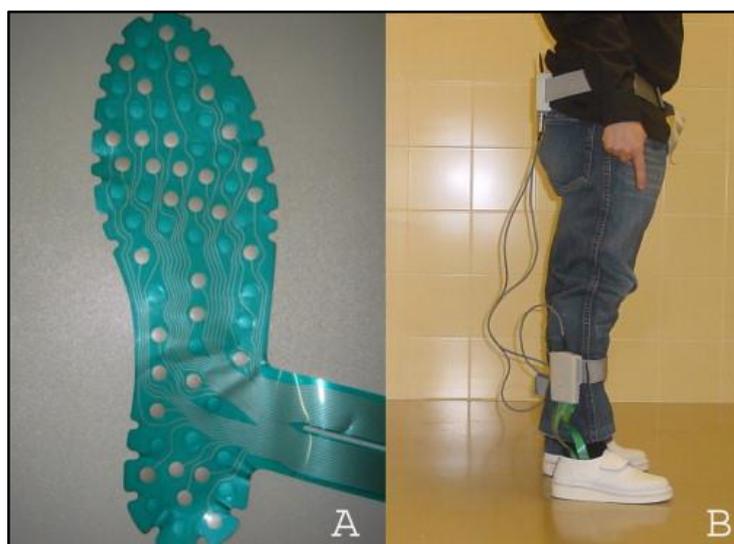
**Figura 18 - Sistema Pedar®**



**Fonte:** Adaptado de Pedar (2021)

O sistema Biofoot® desenvolvido pela *Biomechanics Institute of Valencia* (Espanha) é composto por 64 sensores piezoelétricos, dependendo do tamanho da palmilha (Figura 19). Os sensores são distribuídos de acordo com a fisiologia do pé de tal forma de que a maior densidade de sensores está sobre as principais áreas ósseas, onde as pressões tendem a serem maiores (especialmente no antepé). O dispositivo fornece os dados na unidade física de kilo Pascal (kPA), o qual os transmite em uma distância de até de 200 metros. Sua frequência de aquisição pode ser configurada na faixa de frequência de 50 a 250 Hz (MARTÍNEZ-NOVA et al., 2007)

**Figura 19 - Sistema Biofoot®**



**Fonte:** Adaptado de Martínez-Nova et al (2007)

Existem outros sistemas compactos, portáteis e sem fio como o sistema *FlexInFit* (*Sensor Medica, Itália*) que utiliza 240 sensores resistivos, cujo o módulo de comunicação é compacto e preso aos sapatos dos pacientes, oferecendo verdadeira liberdade de movimento (SENSOR MEDICA, 2021). O sistema *Dynafoot2* (*Techno Concept, França*) que integra 28 sensores no tamanho (UE) de 28-35 e 58 sensores no tamanho (UE) de 36-47 (TECHNO CONCEPTS, 2021). O sistema *Footwork Insole* (*AMCUBE, Reino Unido*) que utiliza 80 sensores capacitivos (AMCUBE, 2021). O sistema Parotec (Paromed, Alemanha) que integra de 24 a 36 sensores com tecnologia de hidrocélulas (PAROMED, 2021). Os sistemas *Medilogic Insole* (*Medilogic, Alemanha*) e *Orpyx LogR Insole* (*ORPYX, Canadá*) ambas são feitas com oito pressões sensores por palmilha (MEDILOGIC, 2021; ORPYX MEDICAL TECHNOLOGIES, 2021).

Apenas dispositivos comerciais são projeto totalmente integrados, como a empresa alemã *Moticon*, que desenvolve, fabrica e distribui sensores para análise de movimento em aplicações médicas e esportivas. Os produtos são caracterizados por um projeto totalmente integrado e de fácil manuseio com 16 sensores capacitivos por palmilha, sensores inerciais, comunicação sem fio, memória flash e alimentação elétrica, tudo integrado na palmilha (MOTICON SCIENCE, 2021). Outro sistema integrado é o *SennoGait* (*Sennotech, China*) que utiliza aproximadamente 48 sensores de pressão têxtil (dependendo do tamanho da palmilha) na faixa de 30-1200 kPa, além de sensores inerciais e comunicação sem fio, entre outras características (SENNOTECH, 2021).

### 3.6 SENSORES DE PRESSÃO

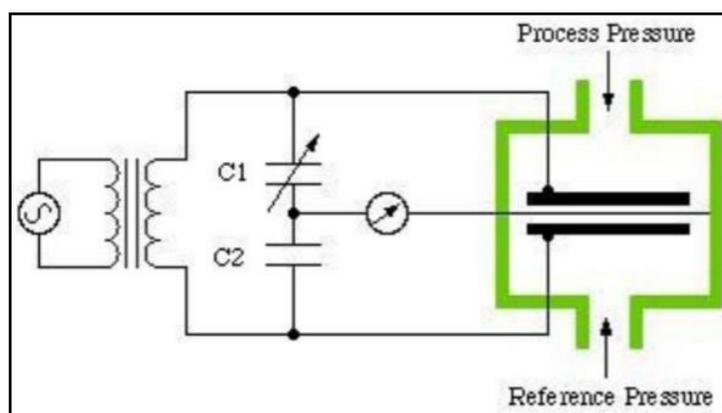
A pressão ( $p$ ) é definida como força ( $f$ ) por unidade de área ( $a$ ) (ou seja,  $p = f / a$ ). A unidade de força pelo *System International* (SI) é o Newton (N) e a unidade de pressão pelo SI é o Pascal (Pa). Um pascal é definido como a pressão experimentada quando uma força de 1 N é distribuída por uma área de 1 m<sup>2</sup>. Sendo assim, a distribuição da pressão plantar é determinada dividindo a força medida pela área conhecida do sensor ou sensores evocados enquanto o pé está em contato com a superfície de suporte. Os valores de pressão podem ser relatados em newtons por centímetro quadrado (N/cm<sup>2</sup>), quilogramas por centímetro quadrado (kg/cm<sup>2</sup>) ou libras-força por polegada quadrada (Psi).

Para permitir uma marcha confortável, segura e natural os sensores usados na palmilha inteligente precisam ser leves, flexíveis, de tamanho reduzido e com baixo consumo de energia, possibilitando uma eficiente coleta e registro de dados por um longo período em uma bateria pequena. O cabeamento também deve ser limitado facilitando a mobilidade, por isso o ideal é o uso de transmissão wireless por *Bluetooth* ou *WiFi*. O sensor deve ser acessível para aplicação geral e de baixo custo para proporcionar uma produção em massa do dispositivo (RAZAK et al., 2012).

Existem vários sensores de pressão disponíveis no mercado. A seleção dos sensores é o fator principal para o desenvolvimento dos sistemas de plataforma e *in-shoes* para medição de forças na região plantar. Alguns sensores não atendem aos requisitos de muitas aplicações biomecânicas devido às limitações de especificação e desempenho. Entre os tipos sensores de pressão disponíveis no mercado destacam-se: os capacitivos, piezoelétricos, piezoresistivos e resistivos.

O sensor capacitivo consiste em duas placas feitas de um material condutor, separadas por uma camada elástica dielétrica (Figura 20). Ao ser aplicada a pressão ao sensor, a camada elástica dielétrica se dobra diminuindo a distância entre as duas placas condutoras, o que resulta em uma variação de tensão proporcional à pressão aplicada (RAZAK et al., 2012). Uma desvantagem do uso de um transdutor de capacitância para medição de pressão no sistema *in-shoe*, é a espessura do sensor (aproximadamente 2 mm). Os produtos comerciais baseados em sensores capacitivos são da empresa Novel Electronics (Alemanha): o sistema de plataforma Emed<sup>®</sup> e o sistema *in-shoe* Pedar<sup>®</sup>.

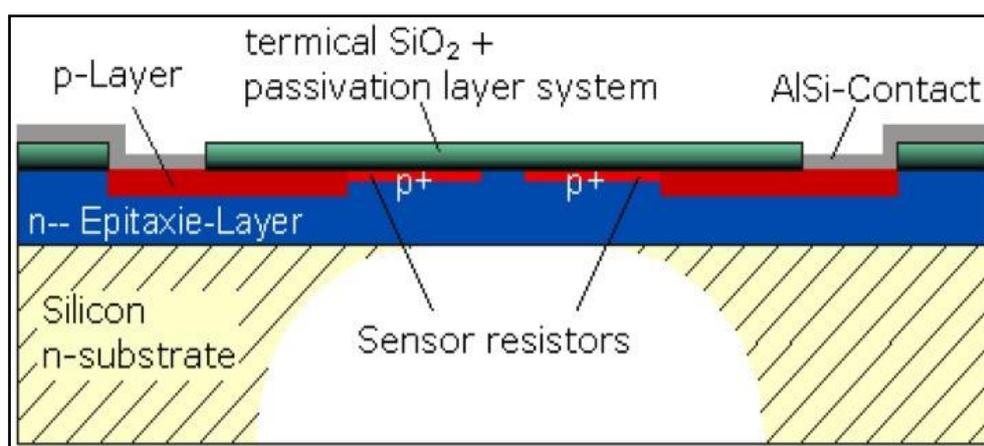
**Figura 20** - Arquitetura do sensor de pressão capacitiva



**Fonte:** Adaptado de Razak et al. (2012)

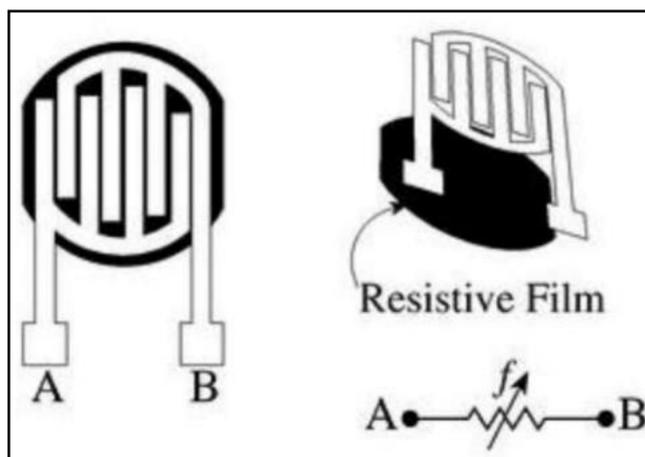
O sensor piezoelétrico produz um campo elétrico em resposta à pressão. Os dispositivos piezoelétricos têm alta impedância e, portanto, são suscetíveis a interferência elétrica excessiva, levando a uma relação sinal-ruído inaceitável. No sensor piezoresistivo (Figura 21) quando há pressão sobre o elemento piezoelétrico (cristal de quartzo), ele produz cargas elétricas de sua superfície. Essas cargas criam tensão proporcional à força aplicada e a resistividade é inversamente proporcional a força. O produto comercial baseado neste sistema é o FlexiForce® (Tekscan, EUA).

**Figura 21** - Construção do sensor de pressão piezoresistente



**Fonte:** Adaptado de Razak et al. (2012)

O sensor resistivo mais usado é o *Force Sensing Resistor* (FSR), que tem uma camada condutora de polímero incorporada a duas camadas de folhas de alumínio do tipo Mylar (Figura 22). A camada condutora reduz a resistência ao fluxo de elétrons à medida que a pressão entre as camadas de Mylar aumenta (CAVANAGH; HEWITT; PERRY, 1992). Essa pressão entre as camadas de Mylar faz com que a resistência diminua. O uso do FSR é amplamente utilizado nos produtos comerciais entre os quais podem-se destacar: pela Tekscan (EUA), o sistema de plataforma MatScan® e o sistema de in-shoe F-Scan™; pela Sensor Medica (Itália), o sistema de plataforma FreeMed™ e o sistema de in-shoe FlexInFit™; pela HS Technology (Brasil), o sistema de plataforma Baroscan®.

**Figura 22** - Construção do sensor de pressão resistiva

Fonte: Adaptado de Razak et al. (2012)

Pela análise da Quadro 3, reforça-se que os mais utilizados são os sensores resistivos, capacitivos e piezoelétricos.

**Quadro 3** – Relação de sistemas in-shoe pelo seu sensor utilizado

Dispositivo	Sensor de Pressão	Sensor Inercial
F-Scan	Resistivo	-----
Motivo	Capacitivo	Acelerômetro
Pedar	Piezoelétrico	-----
Footwork	Capacitivo	-----
Biofoot	Piezoelétrico	-----
Parótica	Hidrocélula, Piezoresistivo	-----
Dynafoot2	Resistivo	Acelerômetro
Wiisel	Resistivo	Acelerômetro/Giroscópio
Sennopro Insole	Sensor têxtil	Acelerômetro/Giroscópio/Magnetômetro
Flexinfit	Resistivo	-----

Fonte: Adaptado de Ramirez-Bautista e Chaparro-Cárdenas (2017)

Segundo Razak et al. (2012) os principais requisitos para o desempenho do sensor de pressão incluem: linearidade, histerese, faixa de pressão, resolução espacial, frequência de amostragem (resolução temporal), confiabilidade (BAMBERG et al., 2008; LEE; HONG; OH, 2019; URRY, 1999). Adicionalmente a esses fatores, deve-se considerar também o custo de aquisição do sensor, a facilidade de encontrá-lo no mercado nacional, capacidade de repetição referente ao mesmo sinal, zona

morta e grandeza. Uma breve discussão sobre os principais requisitos é importante como base para a seleção de um sensor para aplicações específicas.

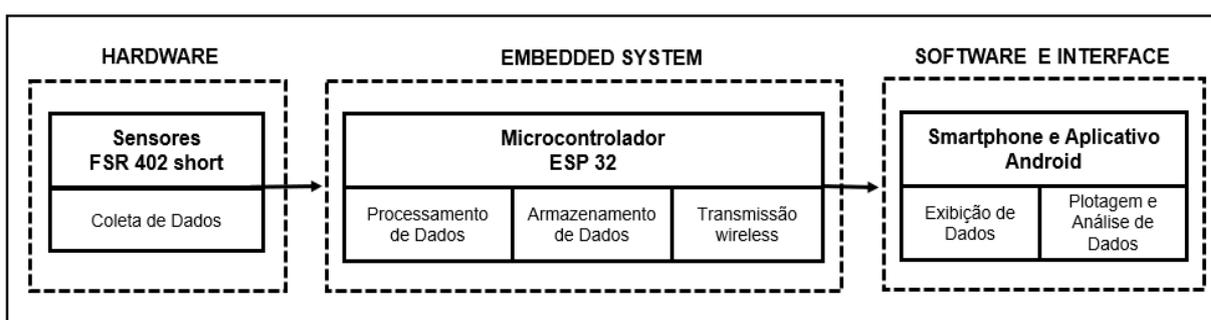
- **Linearidade:** expressa o quanto a curva real característica do sensor se desvia da curva ideal de calibração. Cada fabricante deve especificar uma linha de calibração para o equipamento ou sensor. A linearidade está sujeita a fatores ambientais, incluindo temperatura, umidade, vibração e ruído acústico.
- **Histerese:** é a capacidade de um sensor medir as variações do parâmetro de entrada. A histerese causada pelo carregamento e descarregamento de um sensor de pressão, geralmente é medido na faixa de pressão de 50%.
- **Faixa de pressão:** também chamado de “intervalo de medição” (em inglês *range*), diz respeito às pressões máxima e mínima que podem ser medidas pelo sensor. Uma faixa de pressão recomendada para análise de marcha (caminhada) é de aproximadamente 1.000 kPa ou 10 Kgf/cm<sup>2</sup>, mas para esportes a faixa de pressão deve ser maior devido à natureza dos movimentos.
- **Área de detecção do sensor:** como um sensor grande pode subestimar a pressão de pico, sugere-se que seja usado um sensor mínimo de 5 mm × 5 mm, enquanto sensores menores do que isso devem ser projetados como sensores de matriz.
- **Resolução Espacial do Sistema:** determina-se pelo tamanho, posicionamento e número dos sensores usados no sistema. Com efeito, quanto maior o número de sensores pressão, maior a resolução do sistema.
- **Frequência de amostragem:** está relacionado com o número de amostras medidas por cada sensor por segundo, sendo registrada em ciclos por segundo ou hertz. A maioria dos sistemas disponíveis comercialmente (por exemplo, os sistemas Pedar<sup>®</sup> e F-Scan<sup>™</sup>) oferecem taxas de amostragem entre 50 e 100 Hz. Contudo para atividades de corrida, os sensores devem ter a capacidade de amostrar a 200 Hz.

- **Confiabilidade:** refere-se a precisão do sistema, isto é, ao grau de concordância de uma medição realizada diversas vezes em condições de repetibilidade ou reprodutibilidade. Variações na confiabilidade (erro), ocorrem em consequência de cargas cíclicas elevadas, condições ambientais e diferenças nos padrões de marcha.
- **Sensibilidade a temperatura:** Os sensores podem produzir diferentes leituras de pressão à medida que a temperatura ambiente muda. Isso pode ser devido aos materiais que fazem parte do corpo do sensor, pois respondem de maneira diferente à mudança de temperatura. Um sensor com baixa sensibilidade à temperatura na faixa de 20°C a 37°C é o preferido (RAZAK et al., 2012).

## 4. METODOLOGIA

O objetivo principal deste projeto é o desenvolvimento de uma palmilha inteligente, que é um dispositivo vestível do tipo sistema *in-shoe* composto por um *hardware* com sensores de pressão; acoplados a um *embedded system* para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão de dados; integrado a um *software* para leitura dos dados, fusão dos sensores e criação de *dashboards*, com gráficos e imagens que serão exibidas numa *interface* (Figura 23).

Figura 23 - Componentes da Palmilha Inteligente



Fonte: Dados do próprio autor

### 4.1. HARDWARE

As dimensões do protótipo da palmilha inteligente correspondem a numeração 40 segundo os gabaritos da empresa Podaly, com aproximadamente 265 mm de comprimento, 90 mm de largura e 3 mm de espessura. Esse tamanho da palmilha pode ser usado também para indivíduos que calçam 39 e 41, sem alterar consideravelmente a medição dos pontos de pressão.

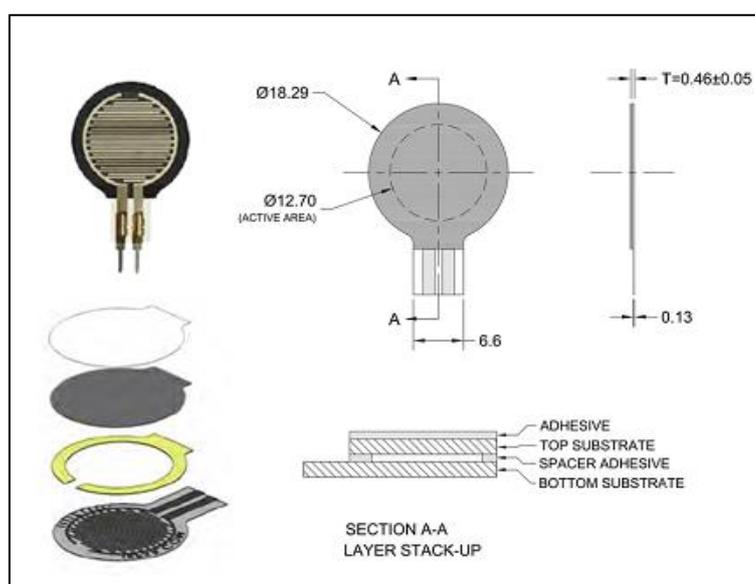
A palmilha tem três camadas: duas camadas de blindagem composta de Etileno Acetato de Vinila (EVA) e Corotex, conforme sugere o datasheet dos sensores de pressão para manter sua repetibilidade (INTERLINK ELECTRONICS, 2021); e uma camada condutiva para conexão dos sensores, constituída por placa de fenolite cobreada dupla face. O processo de manufatura do circuito impresso foi realizado por usinagem em fresadora CNC, por meio do desbaste do cobre.

Para sensoriamento da pressão plantar foi utilizado sensores de força resistivo do tipo FSR<sup>®</sup> 402 *short* fabricado pela *Interlink Electronics* (Canadá). Na Figura 24 são

mostradas as características mecânicas e as dimensões do sensor FSR® 402 *short*, com destaque para a área ativa de 12,70 mm.

A faixa de sensibilidade do FSR® 402 *short* varia de 0.1 kgf/cm<sup>2</sup> a 10 kgf/cm<sup>2</sup>, com precisão de  $\pm 5$  a  $\pm 25\%$  dependendo da consistência do sistema de medição, da tolerância de repetibilidade e da calibração do dispositivo. Na Tabela 1 são apresentados mais parâmetros do FSR® 402 *short* conforme disponibilizado no seu *datasheet* (INTERLINK ELECTRONICS, 2021).

**Figura 24** - FSR® 402 *short* e suas características mecânicas e dimensionais



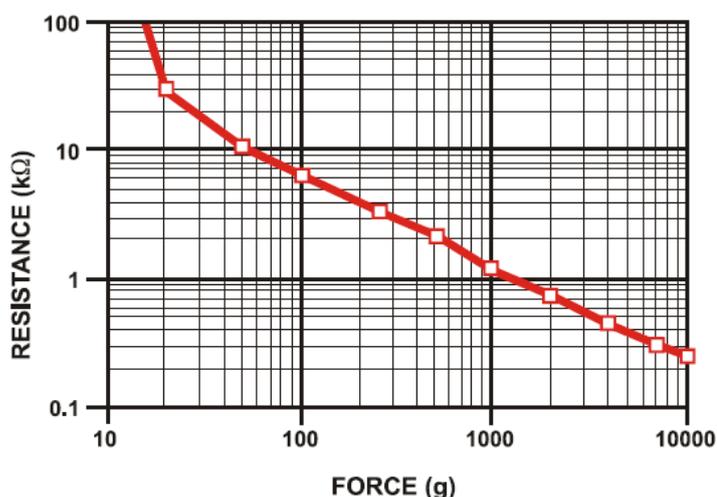
Fonte: Adaptado de Interlink Electronics (2021)

**Tabela 1** - Parâmetros do FSR® 402 *short*

PARÂMETROS	VALOR	OBSERVAÇÕES
Área ativa	12,70 mm (0,5")	-----
Faixa de sensibilidade à pressão	0.1 kgf/cm <sup>2</sup> - 10 kgf/cm <sup>2</sup>	-----
Acurácia das medidas de pressão	$\pm 5$ a $\pm 25\%$	-----
Repetibilidade da pressão	$\pm 2\%$	De um sensor
Repetibilidade da pressão	$\pm 6\%$	De sensor para sensor
Resolução da pressão	Contínuo	-----
Histerese	+10%	-----
Temperatura de operação	-40°C a +85°C	-----
Número de atuações	10 milhões de vezes	Sem falhas
Desvio a longo prazo	<5% por log10 (tempo)	Por década

O FSR<sup>®</sup> exibe uma diminuição na resistência com o aumento da pressão aplicada na área ativa do sensor. A figura 25 abaixo é sobre a relação de Força/Pressão vs Resistência, que ilustra uma característica típica de resposta do FSR<sup>®</sup>:

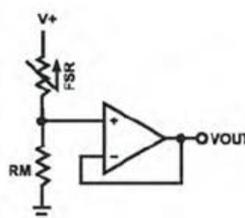
**Figura 25** - Gráfico sobre a relação de Força vs Resistência



**Fonte:** Interlink Electronics (2021)

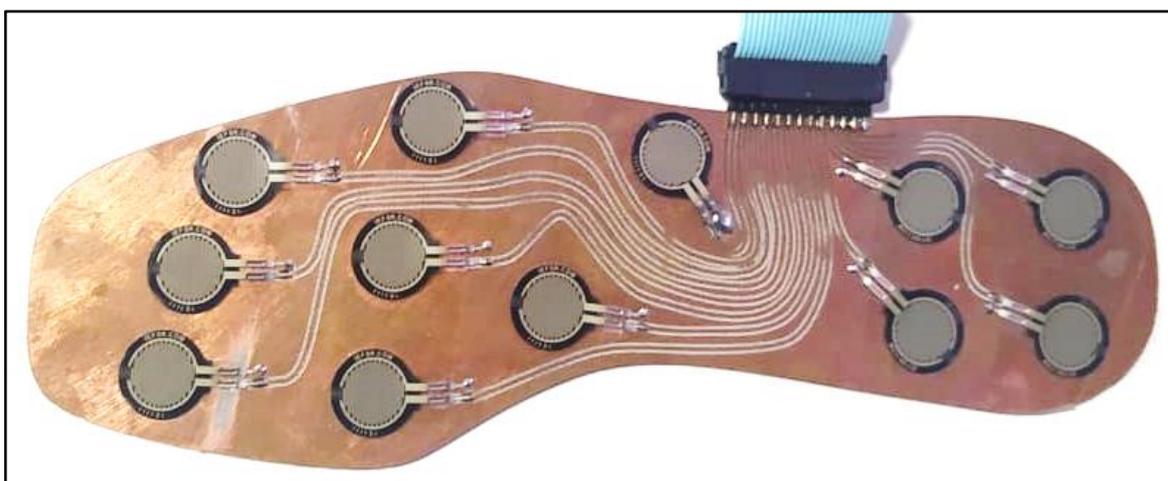
Na equação mostrada abaixo a tensão na saída ( $V_{OUT}$ ) do circuito depende da força aplicada sobre a área ativa do sensor ( $R_{FSR}$ ), da resistência ( $R_M$ ) e da tensão ( $V$ ) fornecida pela fonte de alimentação. O resistor de medição ( $R_M$ ) é um divisor de tensão, cuja a função é maximizar a faixa de sensibilidade de força e limitar a corrente. Escolheu-se a resistência ( $R_M$ ) de 10 kΩ, porque com esta resistência o circuito apresenta a maior sensibilidade, segundo informações do fabricante. Devido impedância do circuito de medição, a tensão está sendo medida por um seguidor de tensão, também chamado de amplificador operacional (amp-op). Nesse circuito a tensão de saída está ligada ao terminal  $V_-$ , o que significa que a tensão de saída acompanha a tensão no terminal  $V_+$ , desde que não seja atingida a tensão de alimentação do amp-op causando a sua saturação. Com isto a função de alta impedância de entrada e baixa de saída do amp-op faz o isolamento elétrico dos blocos de circuito ligados e garante o ganho unitário.

$$V_{OUT} = \frac{R_M V_+}{(R_M + R_{FSR})}$$



Nesta palmilha inteligente foram utilizados doze sensores, que estão posicionados em áreas específicas, tendo como base as estruturas anatômicas da abóboda plantar mais sensíveis a pressão. Sendo assim, o posicionamento dos sensores por região plantar foi definido da seguinte forma: quatro sensores no retropé (1-4), região do osso calcâneo; dois sensores no mediopé (5-6), região do arco longitudinal medial e lateral; e seis sensores no antepé (7-12), região dos ossos metatarsais e das falanges, conforme apresentado na Figura 26.

**Figura 26** - Localização dos sensores FSR® 402 *short* no formato de matriz



**Fonte:** Dados do próprio autor

Os sensores estão conectados em uma estrutura de linha “ $n + 1$ ” para construir uma matriz de sensores. O uso de matrizes possui a vantagem de não ser preciso tomar nenhuma decisão *a priori* acerca das áreas a monitorizar, uma vez que pode ser acedida uma maior área de superfície plantar de uma única vez (ORLIN; MCPOIL, 2000; SOUSA, 2010). A linha “1” interliga o conjunto de sensores ao *ground (GND)* e a linha “ $n$ ” representa a *output* de cada sensor. Pela combinação de vários sensores de força, é possível medir a força em um único ponto, bem como as distribuições por região. Para conexão dos sensores ao circuito de condicionamento, utilizou-se um cabo *flat* pela sua flexibilidade, maleabilidade e de espessura viável para aplicação.

## 4.2 FILTRO DE KALMAN

Para eliminar a presença de ruído branco durante a leitura do sinal foi utilizado o filtro de Kalman implementado por *software*. O filtro de Kalman é, na verdade, um estimador para o chamado problema linear quadrático, que é o problema de estimar

o estado instantâneo de um sistema linear dinâmico utilizando medições linearmente relacionadas com este estado, porém corrompidas por ruído branco (GREWAL; ANDREWS, 2008). Sua implementação em software de forma discreta se baseia no modelo mostrado nas equações (a e b):

$$x_k = Ax_{k-1} + Bu_k + w_k \quad (1)$$

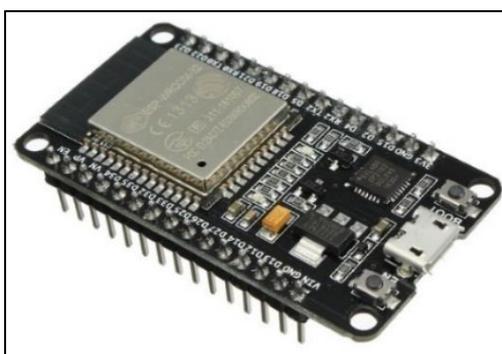
$$z_k = Cx_k + v_k \quad (2)$$

onde  $x$  é o vetor de estados ( $n \times 1$ );  $u$  é o vetor das entradas de controle ( $q \times 1$ );  $z$  é o vetor de medições ( $m \times 1$ );  $A$  é a matriz de transição de estados ( $n \times n$ );  $B$  é a matriz de controle ( $n \times q$ );  $C$  é a matriz de observação ( $m \times n$ );  $w$  é o vetor de ruídos do processo ( $n \times 1$ ) e  $v$  é o vetor de ruídos de medição ( $m \times 1$ ). Os índices  $k$  e  $k-1$  representam os instantes de tempo atual e anterior, respectivamente (FAÇANHA; CARNEIRO; FILHO, 2013). Este modelo foi implementado na prática utilizando a biblioteca *Kalman Filter Library*.

### 4.3 MÓDULO MICROPROCESSADO EMBARCADO

Para aquisição, processamento, armazenamento e transmissão dos dados foi escolhido um microcontrolador do tipo ESP-WROOM-32 (Figura 27) fabricado pela *Espressif Systems* (China). Esse módulo apresenta as seguintes características: baixo custo; tamanho reduzido, medindo apenas 18 mm x 25,5 mm e espaçamentos de pinos no passo de 1,27 mm; microprocessador *dual core Tensílica Xtensa 32-bit LX6*; *clock* ajustável de 80MHz até 240MHz; possui SRAM de 512KB e memória *flash* externa de 32Mb; 36 portas GPIO de uso geral; interface SPI; 18 pinos de ADC; comunicação *Wi-Fi e Bluetooth*. (ESPRESSIF SYSTEMS, 2021).

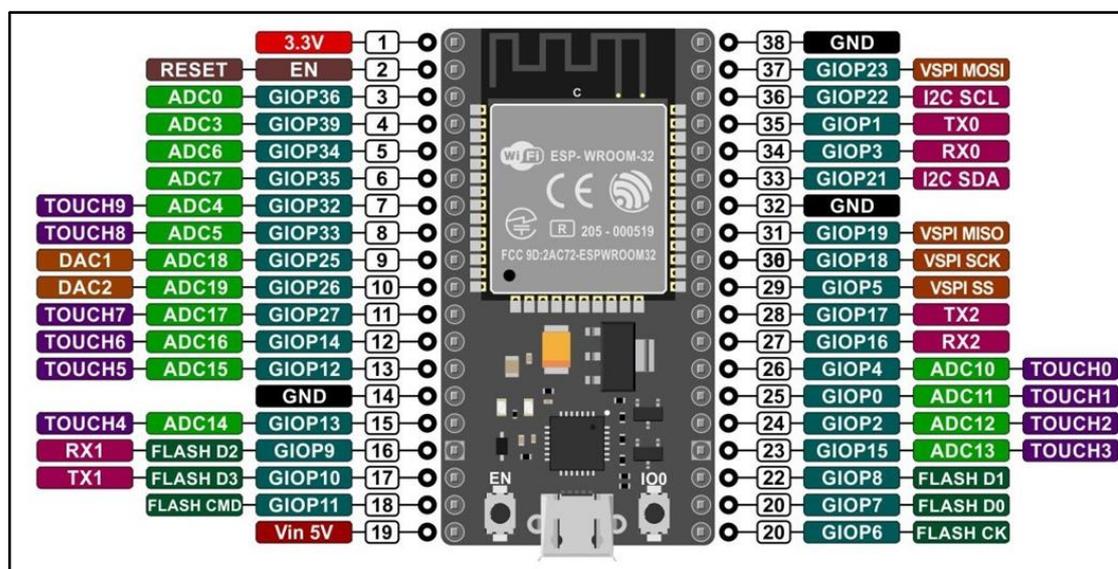
Figura 27 – Módulo ESP32



Fonte: Adaptada de Espressif Systems (2021)

A Figura 28 exibe o diagrama de PINOUT do ESP-WROOM-32 que foi usado como referência para programação. Deve-se ter atenção nas GPIOs (*General Purpose Input/Output*), ou seja, nas portas programáveis de entrada e saída de dados, que ainda podem ser um conversor AD.

Figura 28 - Diagrama de PINOUT do ESP-WROOM-32

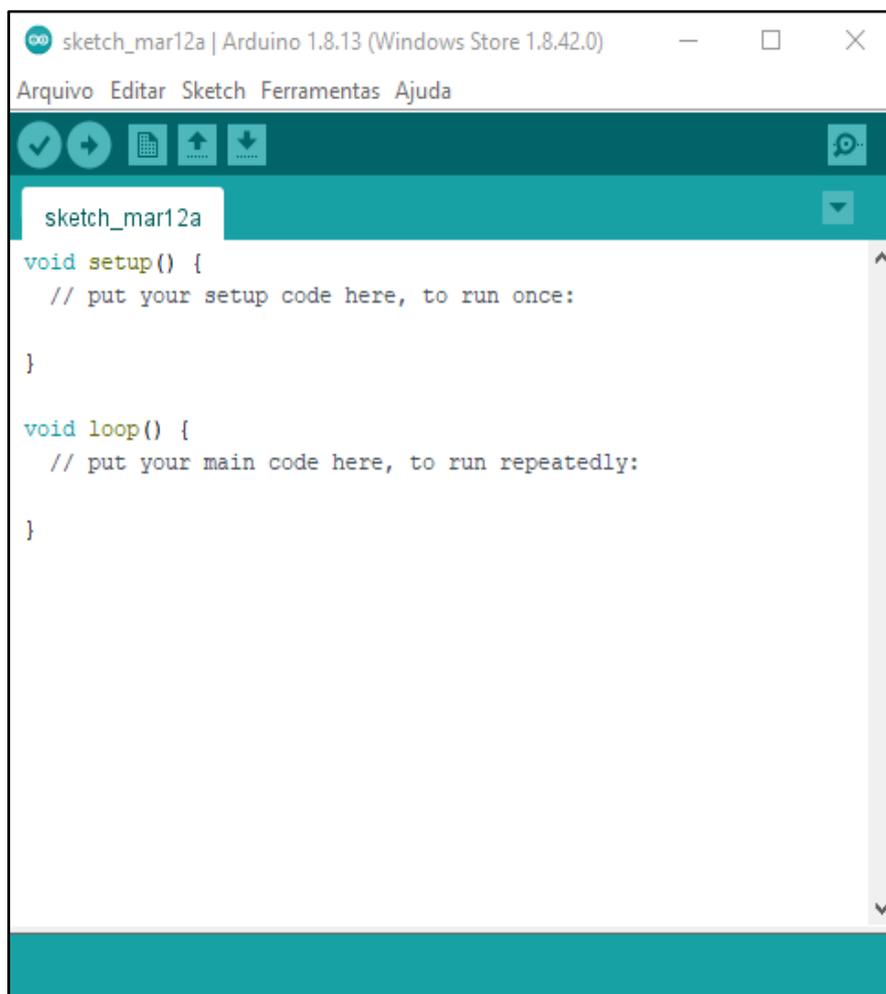


Fonte: Adaptada de Espressif Systems (2021)

A programação do ESP-WROOM-32 (APÊNDICE A) será desenvolvida utilizando a *Integrated Development Environment* (IDE) e a linguagem de programação nativa do Arduino (linguagem C++). A linguagem de programação do Arduino pode ser dividida em três partes principais: funções, valores (variáveis e constantes) e estrutura. A função *setup()* é executada uma vez antes do Loop e a função *loop()* é repetida continuamente (Figura 29), fazendo varreduras nos sensores de FSR<sup>®</sup> 402 *short*.

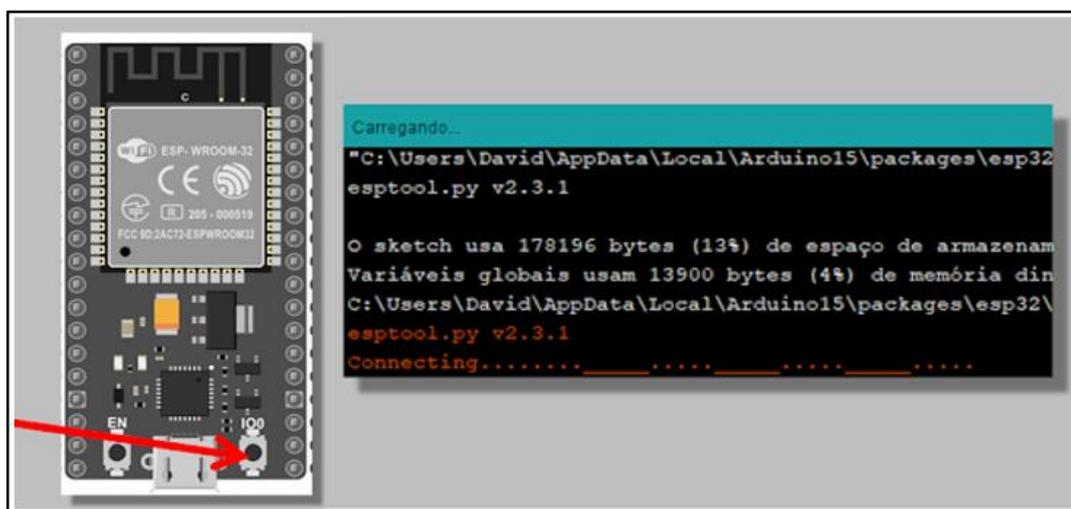
Para usar e programar ESP-WROOM-32 na IDE do Arduino, precisa-se fazer algumas configurações para que ele reconheça o modelo da placa. Para isso, deve-se primeiro instalar o driver da biblioteca para Arduino denominado “esp32 by Espressif Systems”. Com o ESP-WROOM-32 conectado a USB, seleciona a placa “ESP32 Dev Module”, no menu de placas, para iniciar a programação do ESP-WROOM-32. Ao clicar no botão *UPLOAD*. A IDE irá compilar o código e tentará iniciar a conexão com o ESP32. Quando a mensagem de “*Connecting.....\_\_\_\_\_*” aparecer, pressione o botão IO0 no ESP32, para habilitá-lo para gravação (Figura 30).

Figura 29 - IDE do Arduino



Fonte: Adaptado do Arduino Software

Figura 30 - Instalação do ESP32 no Arduino IDE



Fonte: Fernando K

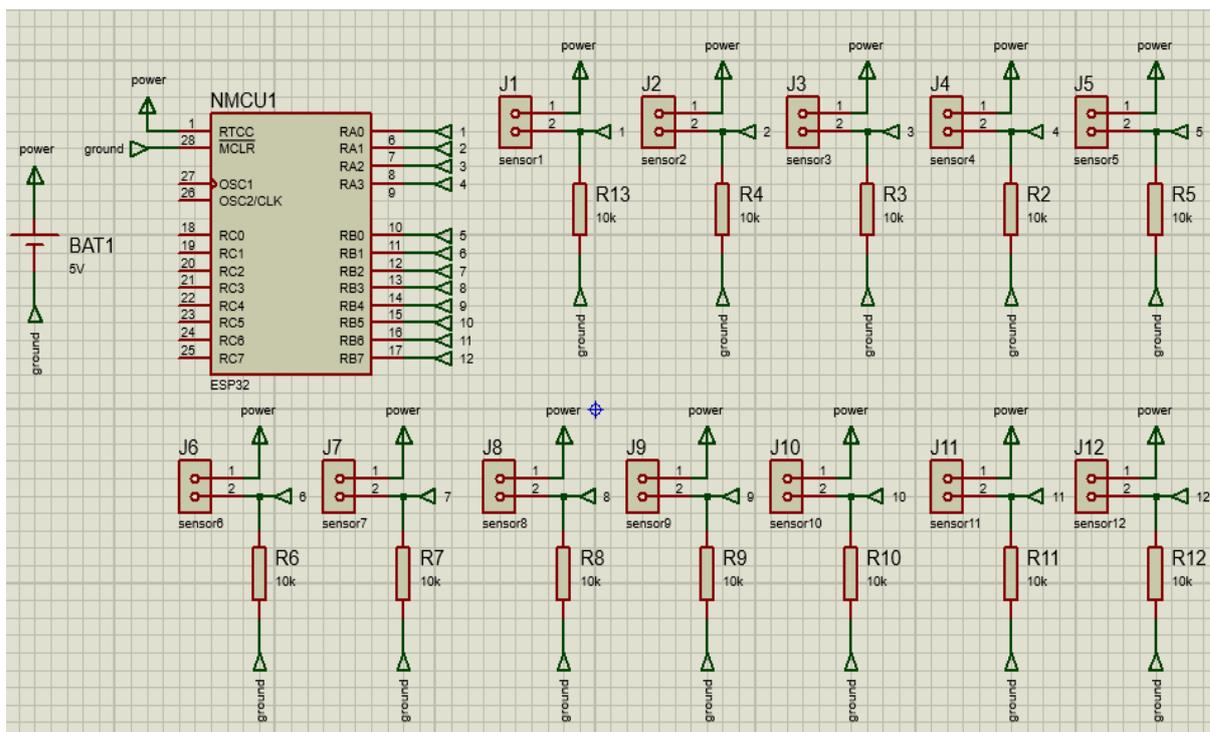
#### 4.4 CIRCUITO ESQUEMÁTICO

A arquitetura do circuito esquemático, a placa de circuito impresso (*Printed Circuit Board* - PCB) e o PCB em 3D, estão apresentados respectivamente na Figura 31, Figura 32 e Figura 33. O *design* dos projetos eletrônicos foram criados no *software Proteus Design Suite* versão 10, evitando o risco de danificar equipamentos ou componentes destinados aos ensaios e circuitos.

O circuito foi implementado em *protoboard* em estágio de testes para fácil mudança dos parâmetros e componentes utilizados e por fim, foi desenvolvida uma placa de circuito impresso para facilitar a utilização pelos indivíduos.

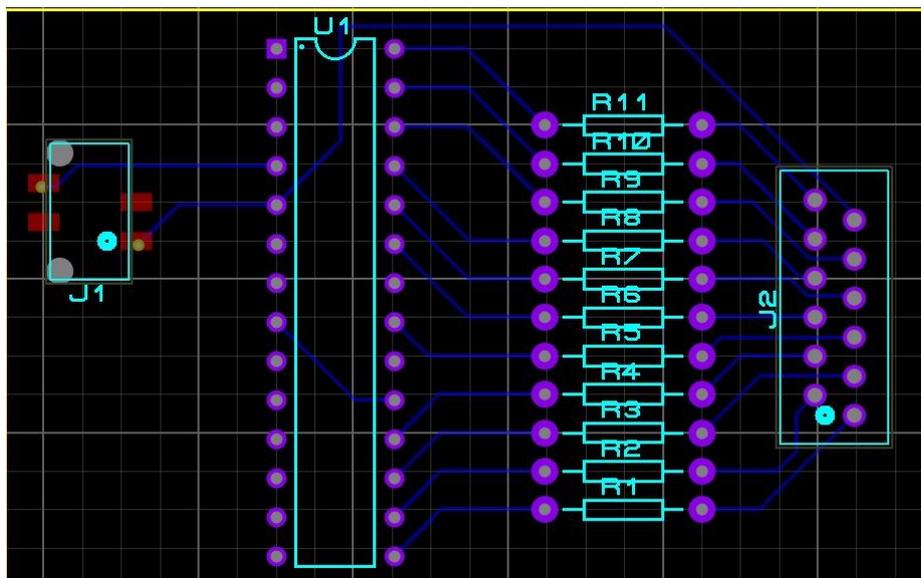
O *Proteus* é constituído a partir de dois *softwares*: *ISIS* e *ARES*. O *software ISIS* tem como finalidade funcionar como um simulador de circuitos digitais, analógicos e microprocessadores. Já o *ARES* é utilizado para criar o *layout* da PCB.

**Figura 31** – Circuito Esquemática desenhado no ISIS do Proteus



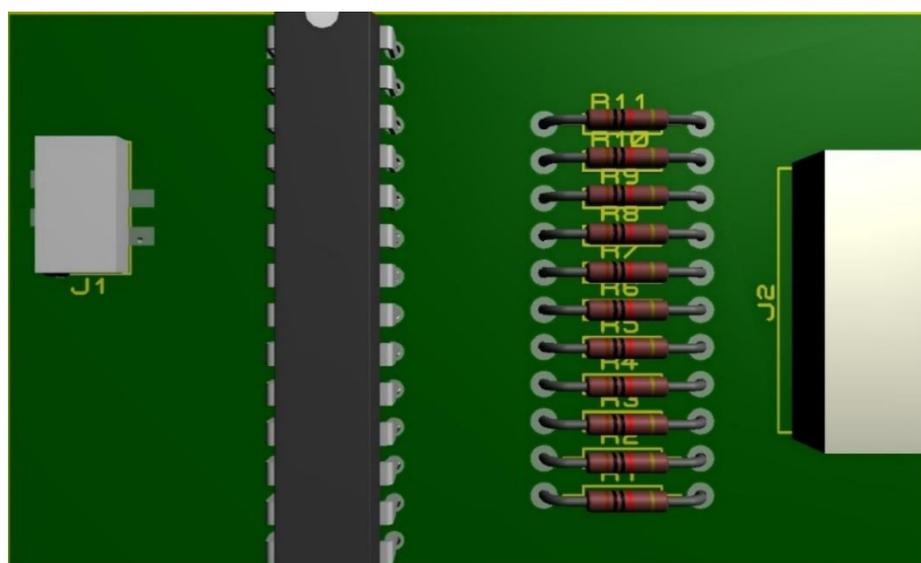
**Fonte:** Dados do próprio autor

**Figura 32** - Placa de Circuito Impresso desenhada no ARES (*Advanced Routing and Editing Software*)



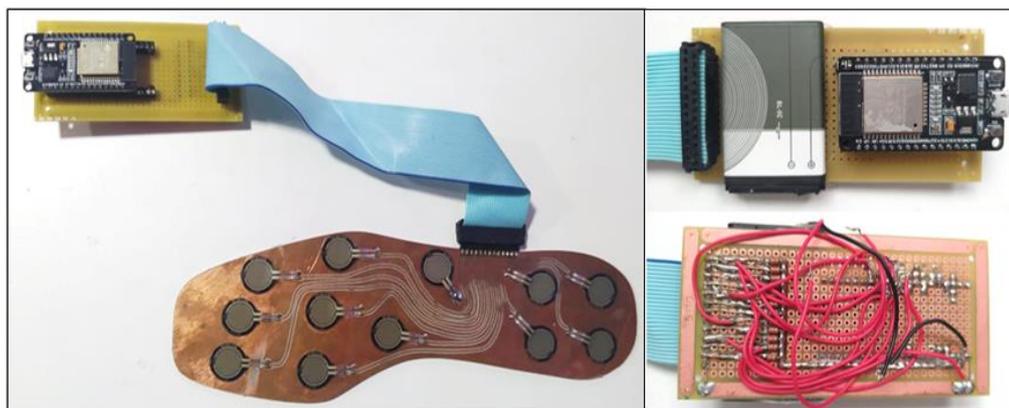
**Fonte:** Dados do próprio autor

**Figura 33** - Placa de Circuito Impresso em 3D



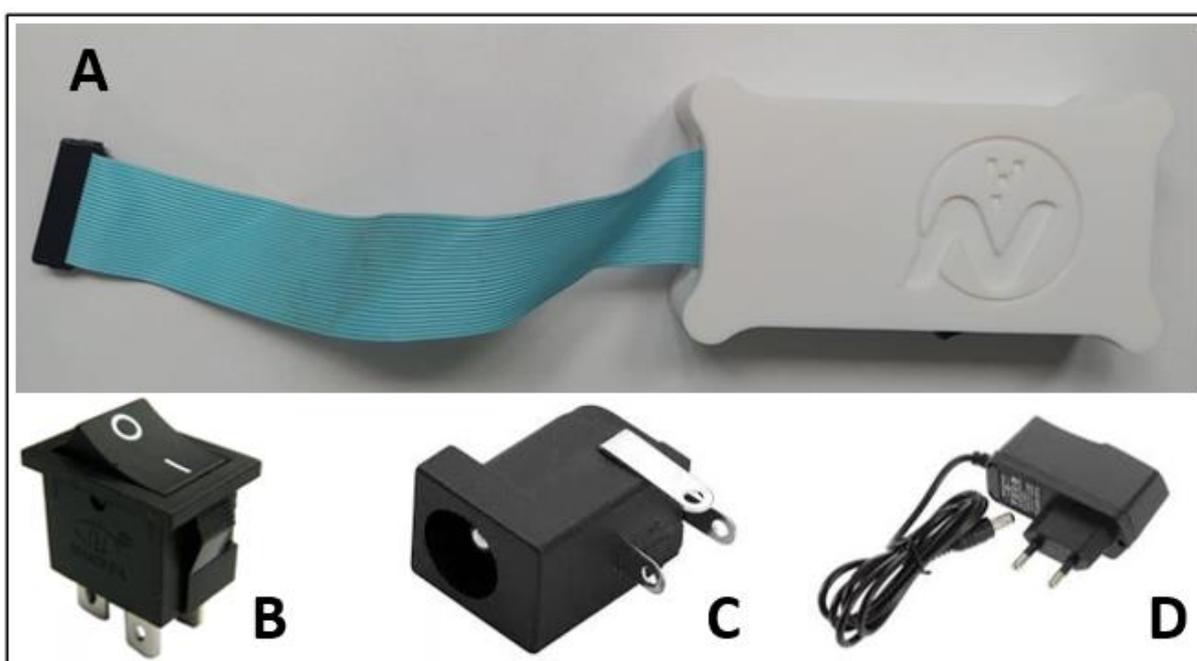
**Fonte:** Dados do próprio autor

Na Figura 34 é mostrada uma foto do protótipo do circuito integrado da palmilha inteligente. Nesse circuito integrado os sinais de tensão nos sensores FSR® 402 *short* são extraídos dos divisores de tensão ( $R = 10\text{k}\Omega$ ) e depois enviados para os canais do conversor analógico-digital (A/D) de 12 bits (0 a 4095) do microcontrolador ESP-WROOM-32 por meio de um cabo *flat* e depois transmitido via *Bluetooth* para uma *interface/software*.

**Figura 34** - Protótipo do circuito integrado da palmilha inteligente

**Fonte:** Dados do próprio autor

Com o objetivo de proteger fisicamente o sistema embarcado, foi projetada uma caixa protetora (Figura 35A) fabricada por manufatura aditiva no Laboratório de LT3D (NUTES/UEPB), assim o sistema embarcado pode ser protegido, isolando a possibilidade de qualquer contato físico do usuário com a placa e do sistema de alimentação elétrica (bateria). Nessa case tem os seguintes componentes: uma chave gangorra 2 Polos *On/Off* (Figura 35B) e um Jack P4 Fêmea 2,1mm (Figura 35C) para conectar o sistema de alimentação a Fonte Dc 5V (Figura 35D).

**Figura 35** - Case fabricada por manufatura aditiva e outros componentes eletrônicos

**Fonte:** Dados do próprio autor

## 4.5 SISTEMA DE ALIMENTAÇÃO

Para o sistema de alimentação do dispositivo foi usado uma Bateria de lítio de 3.7v, 1500 mAh e 2 Fios (Figura 36). O tempo de carregamento nessa bateria varia de 3 horas no modo rápido e de 2 a 6h no modo *standard*.

**Figura 36** - Bateria de Lítio para o sistema de alimentação



**Fonte:** Dados do próprio autor

## 4.6 SOFTWARE E INTERFACE

Os dados dos sensores FSR<sup>®</sup> 402 *short* serão transmitidos do ESP-WROOM-32 para um dispositivo móvel do tipo *smartphone* ou *tablet* via comunicação *Bluetooth*. O *software* é um aplicativo *Android*, capaz de processar e ler os dados coletados, fazer a fusão dos sensores de força e plotar todos os dados em imagens.

Para desenvolvimento do *software* utilizou-se o *Flutter*, que é um SDK (*Software Development Kit*) ou *kit* de ferramentas de interface de usuário (*framework*) *Open Source* desenvolvido pela Google, para construir aplicativos nativamente compilados em *iOS* e *Android*, para dispositivos móveis, *web* e *desktop* a partir de uma única base de código (Figura 37).

O *código fonte* (APÊNCIDE B) da aplicação foi escrito em *Dart*, uma linguagem de programação criada pelo Google. A estrutura que utiliza *Dart* é composta de uma biblioteca para *design* também chamado *Material class*, uma biblioteca de *widgets*

chamado *Cupertino* e outras bibliotecas para animações, gestos e etc. O *Dart* tem um estilo de sintaxe baseado em linguagem C.

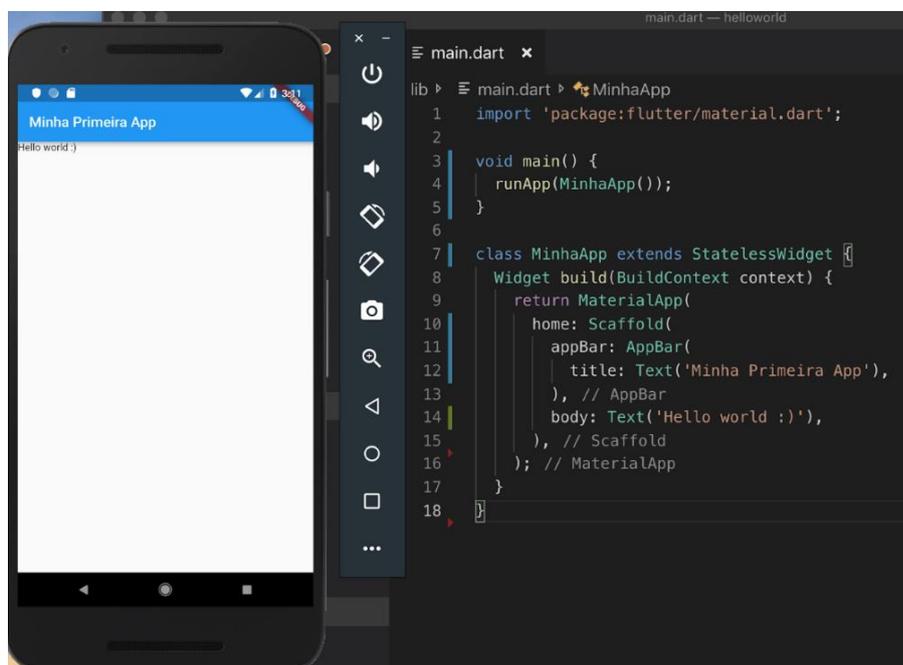
**Figura 37** - Logotipo do Flutter e suas interfaces



**Fonte:** Dados do próprio autor

A IDE utilizada foi da *Microsoft Visual Studio Code*, chamado popularmente de *VS Code*. Durante o desenvolvimento do aplicativo foi possível rodar, testar, depurar e mostrar as atualizações no sistema por meio de um Emulador no *Android Studio* ou plugado ao celular no Modo Desenvolvedor (Figura 38).

**Figura 38** - IDE do VS Code e Emulador Android Studio



**Fonte:** Dados do próprio autor

## 5. TESTES E VALIDAÇÃO DO CONCEITO

Quando uma nova tecnologia é inventada ou conceitualizada, ela deve passar por níveis de maturidade claramente delimitados, descritos e normalizados, até que a mesma esteja preparada para o uso e a comercialização. O Nível de Maturidade Tecnológica (NMT) é uma sistemática métrica, com nove níveis, desenvolvido em 1974 por Stan Sadin, cientista sênior da *National Aeronautics and Space Administration* (NASA), que permite avaliar, em um determinado instante, o nível de maturidade de uma tecnologia particular ou a comparação da maturidade entre diferentes tipos de tecnologias, assim como todo o contexto de um sistema específico, sua aplicação e seu ambiente operacional (BANKE, 2010; VELHO et al., 2017).

A partir da escala de NMT, foi organizado um planejamento estratégico com foco na viabilidade do conceito e desenvolvimento do produto. Na Figura 39 são apresentados os estágios de maturidade da palmilha inteligente, passando por três etapas principais de pesquisa: básica, pré-clínica e clínica. Este projeto alcançou o nível 6 de maturidade tecnológica, que diz respeito a demonstração do sistema no Laboratório de Instrumentação Biomédica e Ensaio Eletrônicos do Núcleo de Tecnologia Estratégicas em Saúde (NUTES) da Universidade Estadual da Paraíba (UEPB).

**Figura 39** - Níveis de Maturidade Tecnológica da Palmilha Inteligente

NMT 1	NMT 2	NMT 3	NMT 4	NMT 5	NMT 6	NMT 7	NMT 8	NMT 9
Ideia Básica	Conceitualização tecnológica	Testes experimentais e validação do conceito	Validação do protótipo em laboratório	Validação do protótipo em ambiente de simulação	Demonstração do sistema em ambiente laboratorial simulado	Demonstração do protótipo em ambiente real	Sistema pronto e qualificado por meio de ensaios e demonstrações	Sistema aprovado com sucesso
Pesquisa Básica		Pesquisa Pré-clínica		Pesquisa Pré-clínica tardia		Fase 1 Ensaio Clínicos Randomizados	Fase 2 Eficácia e Segurança	Fase 3 Comercialização
Pesquisa			Desenvolvimento			Fase Clínica		

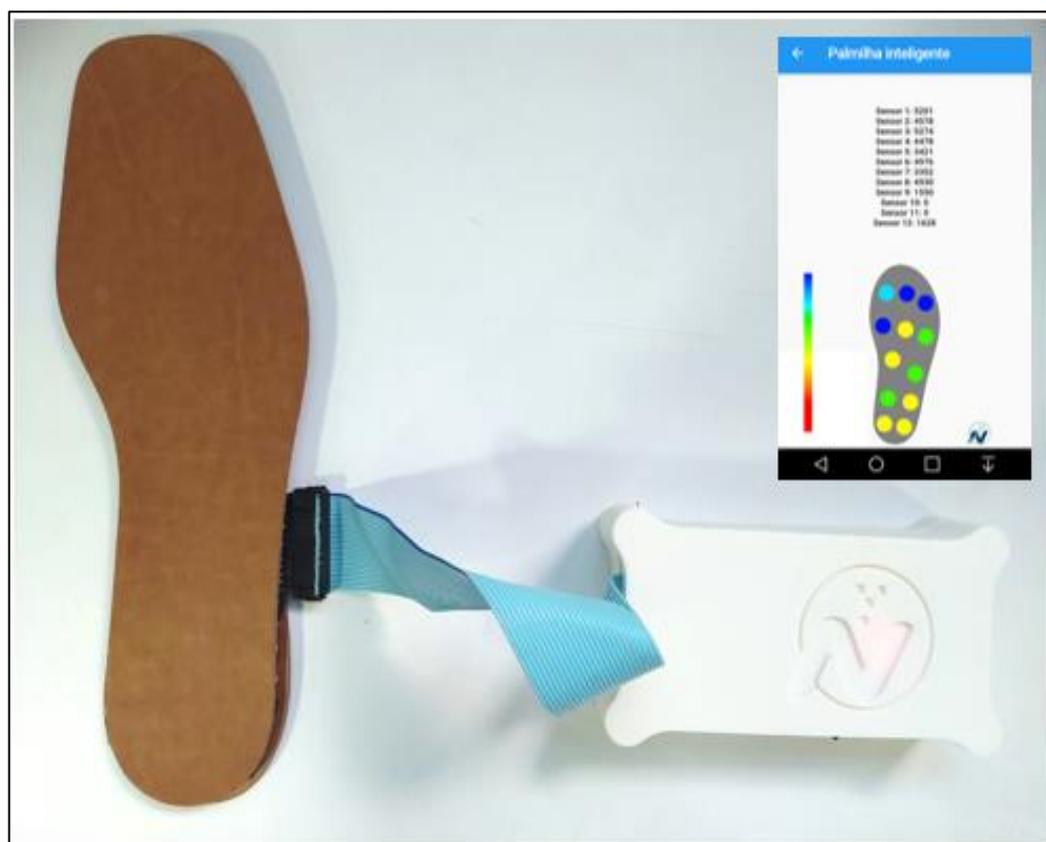
**Fonte:** Dados do próprio autor

Para alcançar esse nível de maturidade, foi necessário realizar as seguintes etapas: a) pesquisa bibliográfica em artigos e outras referências para identificar o estado da arte e os princípios ou conceito da tecnologia (NMT 1); b) testes para provar

a viabilidade da tecnologia ou conceito (NMT 2 e 3); c) desenvolvimento tecnológico e demonstração do sistema em ambiente de laboratório simulado como instrumento de análise baropodométrica (NMT de 4, 5 e 6).

Os resultados dos testes com os componentes eletrônicos e com o sistema da palmilha inteligente (Figura 40) foram realizados nas seguintes etapas: 1ª) teste dos sensores FSR® 402 *short*; 2ª) teste de integração dos sensores ao ESP-WROOM-32; 3ª) teste da transmissão de dados via *Bluetooth*; e os 4ª) testes de funcionalidade do aplicativo.

**Figura 40** – Sistema da Palmilha Inteligente: hardware, sistema embarcado e software



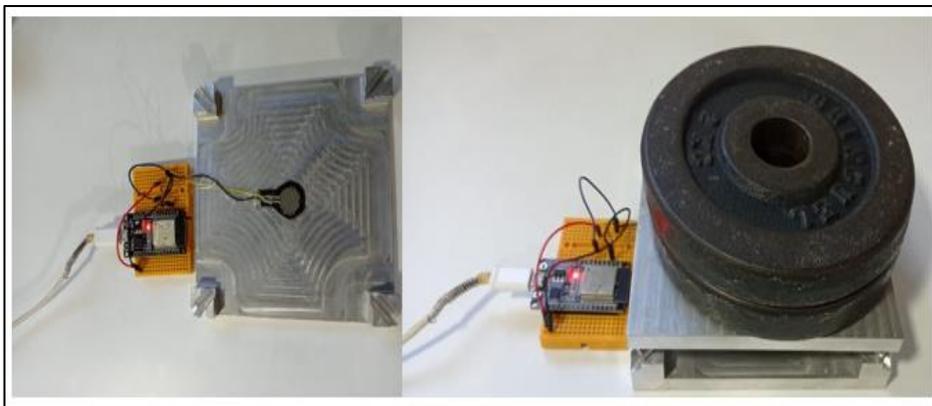
**Fonte:** Dados do próprio autor

## 5.1 TESTE DOS SENSORES DE PRESSÃO

Para analisar as respostas dos sensores FSR® 402 *short* e sua faixa de operação, foram realizados testes por meio da aplicação de pressão diretamente sobre a área ativa do sensor. Cada sensor foi submetido a cargas crescentes de 1 a 10 Kg, com o uso de anilhas de metal (Figura 41) por serem padronizadas e fáceis de manusear. Para verificar as respostas às cargas aplicadas foi medida a tensão de saída

sobre o FSR, usando-se um Multímetro Digital da marca Minipa modelo ET-1100A, e usando-se da leitura analógica do Arduino.

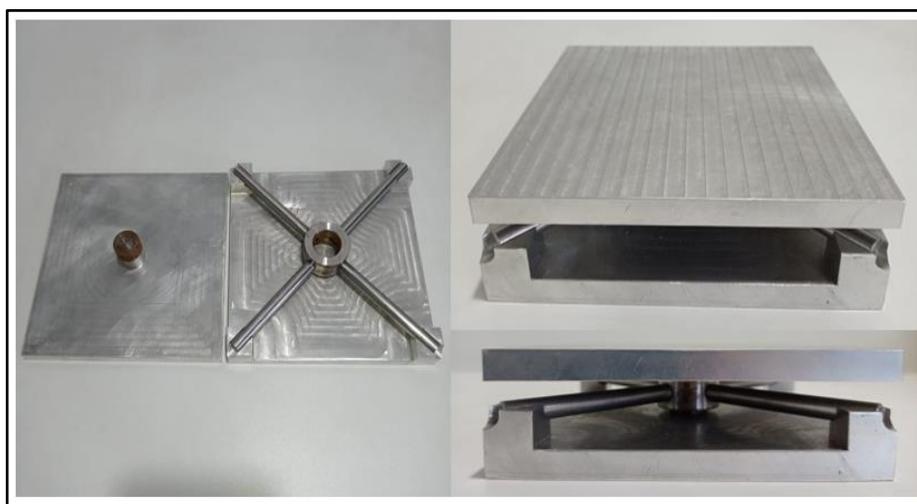
**Figura 41** – Teste de resposta dos sensores FSR® 402 *short*



**Fonte:** Dados do próprio autor

Para buscar garantir que o peso correto foi adicionado apenas na área ativa do sensor, foi projetado e fabricado pelo Centro de Usinagem do NUTES/UPEB, um instrumento com duas placas de metal e uma haste fixa com duas ponteiros de imã de diferentes dimensões para se adaptar a diversos tipos de sensores, conforme mostrado na Figura 42.

**Figura 42** – Instrumento desenvolvido para teste de resposta dos FSR® 402 *short*



**Fonte:** Dados do próprio autor

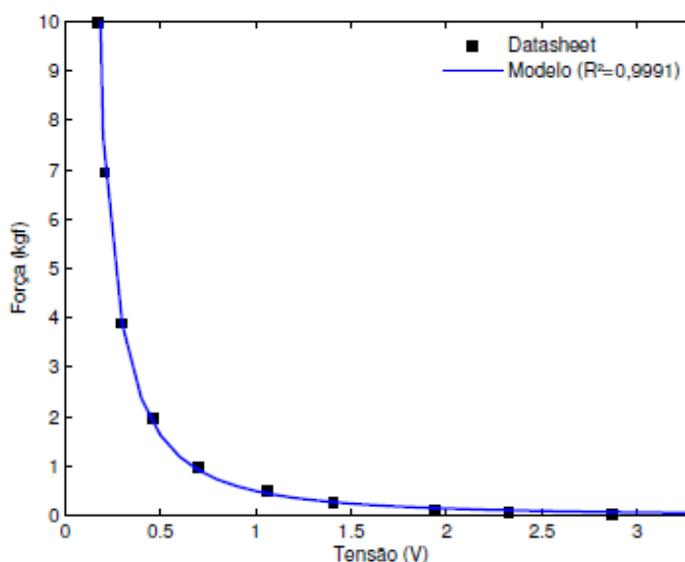
Para medir a pressão através de um FSR, foram mapeados os valores lidos no intervalo de 0V até a tensão de 3,3V. A curva de regressão relacionando a força/pressão e a tensão de cada FSR pode ser obtida a partir das informações

contidas no seu datasheet (INTERLINK ELECTRONICS, 2021) e representada na Equação 1.

$$F(kgf) = 511,6 \cdot V_{fsr}^{-1,683} - 22,75 \quad (1)$$

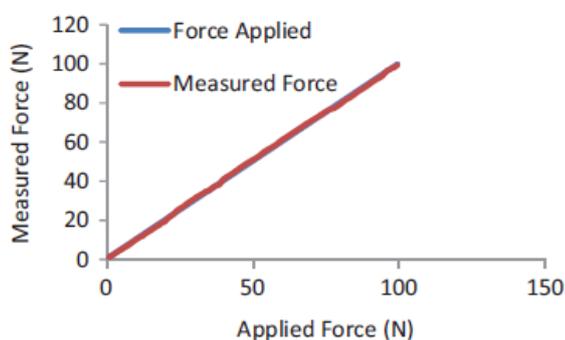
Na Figura 43 é possível observar o gráfico comparativo entre os pontos obtidos do *datasheet* e a curva de regressão da Equação 1, com coeficiente de correlação ( $R^2$ ) de 0,9991.

**Figura 43** - Gráfico comparativo entre os pontos do *datasheet* e a curva de Regressão da força/pressão em relação a tensão do FSR.



No estudo de Das e Kumar (2015) após calibração do FSR 402 o sistema foi capaz de medir a força/pressão dentro da faixa de 0-100 N com uma faixa de precisão de  $\pm 2$  N (Figura 44). Para força aplicada maior que 100N, a sensibilidade do sensor estava se deteriorando e a mudança em tensão era muito pequeno e imprevisível.

**Figura 44** - Saída de força/pressão calibrada e estimativa de erro com padrão calibre de força.



## 5.2 INTEGRAÇÃO DO HARDWARE AO SISTEMA EMBARCADO

Os testes de integração do *hardware* com o sistema embarcado começaram com apenas um FSR<sup>®</sup> 402 *short*, que foi conectado ao ESP-WROOM-32 e amostrado nas portas analógicas-digitais, a partir da ferramenta da IDE do Arduino também denominada como monitor serial.

Assim, foi percebido o comportamento da saída ADC de 12 bits do ESP-WROOM-32, sendo uma faixa de valores que podem variar de 0 a 4026 conforme o sensor é pressionado, essa faixa representa a variação de tensão na porta analógica, que também pode ser interpretado como uma faixa de variação de 0 a 3,3 volts, de acordo com variação da resistência do sensor. Após testar um sensor, foram adicionados mais sensores até a quantidade de doze, visto que a modelagem inicial contempla esta quantidade para análise da distribuição de pressão na região plantar.

## 5.3 FREQUÊNCIA DE AMOSTRAGEM E TRANSMISSÃO DE DADOS

Para se ter uma representação discreta de um sinal contínuo no tempo, realiza-se amostragem periódica deste sinal. Ao intervalo de tempo entre amostras chama-se período de amostragem ( $T$ ). O seu inverso é a frequência de amostragem ( $f_s$ ) do sinal, medida em amostras por segundo ( $f_s = 1/T$ ).

O período de amostragem é conformado pelo tempo de processamento e aquisição de dados, onde são lidos os 12 sensores em um tempo de 10 ms, assim o dispositivo pode operar com uma frequência de amostragem de 100 Hz. O tempo de transmissão de dados, é determinado pela taxa de bits por segundo do *Bluetooth* versão 4.2 do ESP-WROOM-32 que é de aproximadamente 1 Mbps com uma taxa de amostragem de 2,45 GHz.

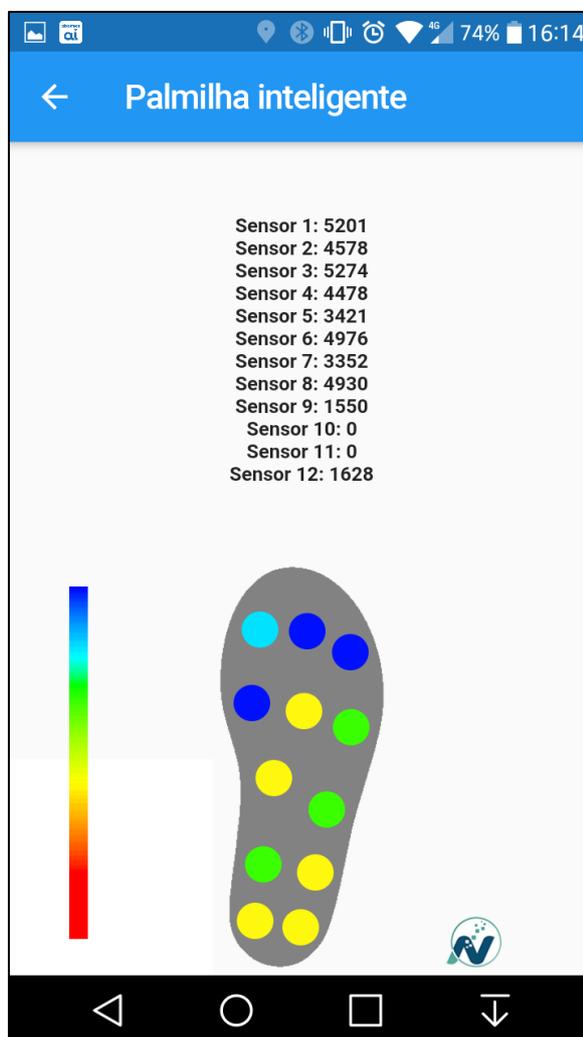
São gerados 1.200 arquivos por segundo em função do tempo de amostragem de 10 ms. A leitura dos sensores foi realizada continuamente durante os testes, permitindo ao avaliador visualizar em tempo real a distribuição da pressão na região plantar.

## 5.4 FUNCIONALIDADE DO APLICATIVO

Para acessar o aplicativo é necessário fazer o pareamento via *Bluetooth* do *smartphone* com o ESP-WROOM-32. Logo após esse procedimento, é possível observar uma interface com dois *widjets* que mostram os doze sensores e o desenho da palmilha inteligente (Figura 41).

A variável baropodométrica analisada no aplicativo refere-se à distribuição de pressão plantar, expresso pela Unidade de Engenharia quilograma-força por centímetro quadrado ( $\text{kgf/cm}^2$ ), que será exibido na interface em forma de imagens com espectro cromático, para demonstrar as variações dos níveis de pressão em cada sensor e por área plantar, tendo como exemplo os *softwares* comerciais de baropodômetros.

Figura 45 – Aplicativo da Palmilha Inteligente



Fonte: Dados do próprio autor

O espectro cromático está dividido em seis cores que representam as faixas de pressão de cada sensor:

- Azul Escuro: 0 – 1.666 kgf/cm<sup>2</sup>
- Azul Claro: 1.666 – 3.300 kgf/cm<sup>2</sup>
- Verde: 3.300 – 4.500 kgf/cm<sup>2</sup>
- Amarelo: 4.500 – 5.933 kgf/cm<sup>2</sup>
- Laranja: 5.933 – 6.800 kgf/cm<sup>2</sup>
- Vermelho: 6.800 – 10.000 kgf/cm<sup>2</sup>

Com os valores obtidos é possível também calcular manualmente a pressão máxima (1), pressão média (2) e centro de pressão (3) usando as seguintes Equações:

$$Peak = Max(p_1, \dots, p_i, \dots, p_n) \quad (1)$$

$$Mean = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n p_i \quad (2)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} X_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \\ Y_{cop} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i} \end{array} \right. \quad (3)$$

onde  $p$  é a pressão plantar,  $n$  indica o número total de sensores,  $i$  denota o  $i$ -ésimo sensor, e  $X$  e  $Y$  são as coordenadas de toda a área do pé.

## 6. DISCUSSÃO

No tocante a escolha dos tipos de sensores de pressão, segundo Razak et al. (2012) verifica-se que os sensores de resistência sensível à força, sobretudo o FSR 402, são os mais comumente utilizados nos projetos de palmilhas inteligentes (RAMIREZ-BAUTISTA et al., 2017), por apresentar as seguintes características: baixo custo, baixa histerese, baixa sensibilidade à temperatura, resposta linear e uma faixa de sensibilidade à pressão de 0,1 Kgf/cm<sup>2</sup> a 10 Kgf/cm<sup>2</sup>. Esse sensor também atende ao tamanho recomendado nas revisões sistemáticas de Ramirez-Bautista et al. (2017) e Razak et al. (2012) que é de 5mmx5mm, visto que um sensor maior pode subestimar a pressão de pico, e com um sensor menor é difícil para controlar o deslocamento dos pontos de pressão de interesse durante a marcha, sendo assim, os sensores menores são recomendados para uso em um sistema de matriz, como as plataformas de pressão.

Na literatura não há um consenso entre a quantidade e o posicionamento dos sensores na palmilha inteligente para se obter uma melhor medição da pressão plantar. De acordo com Razak et al. (2012) essa determinação depende de quais análises clínicas e funcionas serão realizadas pela palmilha inteligente e está limitado aos diferentes tamanhos de pés, uma vez que a posição dos pontos de pressão muda. No entanto, constata-se na literatura que o número mínimo de sensores por palmilha está entre três e quatro, devido as principais áreas de pressão da região plantar, que abrange o calcanhar, a cabeça do primeiro e do quinto metatarso e o hálux, como observado nos estudos de Ghaida, Mottet e Goujon (2014), Fulk et al. (2012), González et al. (2015), Avellar et al. (2017) e Malvade, Joshi e Madhe (2017).

Outros estudos como o realizado pelos pesquisadores Das e Kumar (2015) utilizaram sete sensores de pressão localizados nas áreas do calcanhar posterior e anterior, cabeça do primeiro, segundo, quarto e quinto metatarso e no hálux. Os estudos de Davies et al. (2016) e Aqueveque et al. (2020) utilizaram oito sensores em áreas plantares distintas entre si, enquanto o estudo de Wang, Kim e Min (2018) projetaram uma palmilha inteligente composta por dez sensores de pressão capacitivos para cada pé. O estudo de Zhao et al. (2020) projetou um sistema com matriz de sensor flexível, baseado em filme, com dezesseis sensores piezoresistivos que se distribuíram através de quatro colunas e seis linhas. Os pesquisadores

Elvitigala, Matthies e Nanayakkara (2020) também utilizaram dezesseis sensores, com doze localizados na área do antepé da palmilha e quatro localizados na área do retropé.

No que se refere ao design e materiais desta palmilha, foram utilizadas três camadas, sendo duas de blindagem e uma camada condutiva de sensores de pressão, corroborando com os estudos de Min et al. (2018) e Wang, Kim e Min (2018). As camadas de blindagem são importantes para aumentar a durabilidade da palmilha, pois protege os sensores de danos mecânicos e da influência dos fatores ambientais, tais como temperatura e umidade. Vale ressaltar, que o material indicado pelo *datasheet* do FSR (INTERLINK ELETRÔNICS, 2021) para ser usado nas camadas de blindagem é um elastômero fino (3 mm), pois possibilita uma melhor repetibilidade do sensor.

Para os próximos estudos com a palmilha inteligente desenvolvida neste projeto, pretende-se realizar ensaios clínicos de validação, comparando este novo sistema com um já existente no mercado, em diferentes ambientes, tarefas funcionais e tipos de calçados ou dispositivos auxiliares, com o objetivo de avaliar a distribuição de pressão plantar e as fases e parâmetros da marcha de diferentes indivíduos com diversas patologias, uma vez que a medição das forças exercidas na região plantar do pé é de grande interesse em muitos diagnósticos clínicos de marchas patológicas causadas por distúrbios neurológicos e musculoesqueléticos (BERENQUERES; FRITSCHI; MCCLANAHAN, 2014; JAUHAINEN et al., 2019; TSIOURIS et al., 2017).

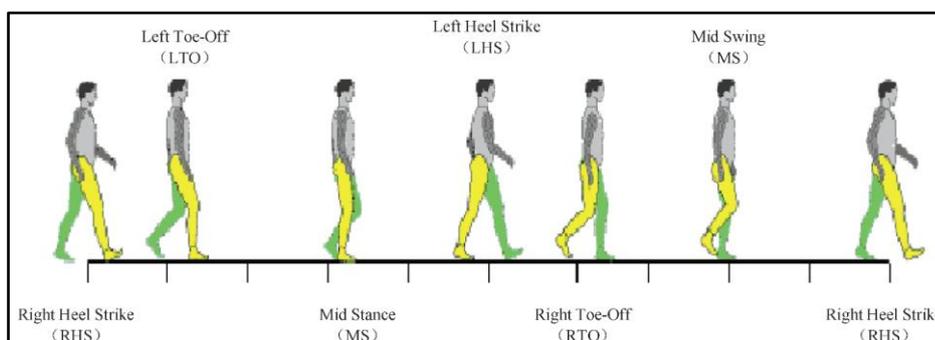
No estudo de Wang et al. (2015) ele desenvolveu uma palmilha inteligente para detectar automaticamente padrões anormais de marcha, reduzindo o risco de quedas em idosos ou até mesmo fornecendo alerta em caso de emergência. Outra possível aplicação clínica da palmilha inteligente está na prevenção e tratamento de úlceras pressão no pé diabético, conforme evidenciado nos estudos de Alfonso et al. (2017), Najafi et al. (2017) e Telfer et al. (2017), por meio da implementação de um sistema que alerta para o usuário com sinais sonoros ou vibratórios, quando é atingido um pico de pressão em áreas específicas do pé por um determinado tempo.

A palmilha inteligente também pode ser usada para registrar e identificar quantitativamente as fases e parâmetros espaço-temporais da marcha. Nos testes de marcha em laboratório com a palmilha inteligente desenvolvida neste projeto, os

sensores 1, 2, 3 e 4 detectaram a área de distribuição de pressão no momento do toque do calcanhar no solo, os sensores de 7 a 12 o contato dos dedos no solo e os sensores de 9 e 12 o momento da propulsão da marcha. Cada golpe de calcanhar no solo pode ser usado para calcular a contagem de passos, já o tempo de passada pode ser verificado pelo tempo entre dois golpes de calcanhar consecutivos do mesmo pé.

Alguns dos principais eventos que podem descrever um ciclo de marcha com base no tempo de contato de diferentes pés, esquerdos e direitos, são as seguintes: a) Contato do Calcanhar Direito (*Right Heel Strike - R<sub>HS</sub>*); b) Contato dos Dedos do Pé Esquerdo (*Left Toe-Off - L<sub>TO</sub>*); c) Contato do Calcanhar Esquerdo (*Left Heel Strike - L<sub>HS</sub>*); e d) Contato dos Dedos do Pé Direito (*Right Toe-Off - R<sub>TO</sub>*) conforme mostra a figura 46.

**Figura 46** – Demonstração gráfica dos parâmetro temporais em um ciclo da marcha



**Fonte:** Tang et al. (2019)

Diante disso, os pesquisadores Das e Kumar (2015) apresentaram algumas equações (1-4) que podem ser usadas para se determinar com precisão os seguintes parâmetros temporais da marcha, tais como: Duração do Ciclo de Marcha (*Gait Cycle Duration - GCT*), Duração da Fase de Apoio (*Stance Duration - SD*), Duração da Fase de Balanço (*Swing Phase - SW*) e Duração do Apoio Simples (*Single Support - SS*):

$$GCT = R_{HS}(n + 1) - R_{HS}(n). \quad (1)$$

$$SD = \frac{R_{TO} - R_{HS}}{GCT} \times 100. \quad (2)$$

$$SW = \frac{R_{HS}(n + 1) - R_{TO}(n)}{GCT} \times 100\%. \quad (3)$$

$$SS = \frac{L_{HS}(n + 1) - L_{TO}(n)}{GCT} \times 100\%. \quad (4)$$

O padrão de marcha é altamente variável de pessoa para pessoa, especialmente quando se leva em conta gênero, idade, peso corporal, antecedentes culturais e história médica. Nesse sentido, o estudo de Choi et al. (2019) aplicou uma palmilha inteligente para análise biométrica ou identificação do usuário por meio da discriminação de padrões de marcha em um monitoramento a longo prazo, assim como para avaliar o comportamento humano, dado que os padrões de marcha podem variar até para o mesmo usuário, dependendo da condição física e mental do usuário.

Wang et al. (2015) associaram sensores de pressão a sensores inerciais em uma palmilha inteligente, denominada FreeWalker, para acrescentar mais dados a análise do movimento. Uma Unidade de Medição Inercial (do inglês, *Inertial Measurement Unit* – IMU) são dispositivos eletrônicos do tipo MENS que empregam acelerômetros, giroscópios e, eventualmente, magnetômetros com a finalidade de medir aceleração, velocidade, orientação, posição e campo magnético do sensor. A quantidade e disposição dos sensores definem o espaço de navegação e o grau de liberdade do objeto em movimento.

Um modelo de IMU de baixo custo e alto desempenho é a MPU 9250 (InvenSense Inc., USA) por ser um dispositivo de 9 graus de liberdade, ou seja, que contém um giroscópio de 3 eixos, um acelerômetro de 3 eixos e um magnetômetro de 3 eixos. As faixas de medição do giroscópio é de  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$  e  $\pm 2000$  ° / s, as do acelerômetro é de  $\pm 2$  g,  $\pm 4$  g,  $\pm 8$  g e  $\pm 16$  g, e as do magnetômetro é de  $\pm 4800$   $\mu$ T. A implementação de uma IMU possibilita o monitoramento em tempo real dos seguintes parâmetros: altura e comprimento da passada, velocidade da marcha pelo sensor acelerômetro; e a orientação do pé e tornozelo no espaço, calculando-se os ângulos de rotação e inclinação dessas articulações através do sensor giroscópio.

## 7. CONCLUSÃO

Este projeto teve como objetivo principal o desenvolvimento de um novo modelo de palmilha inteligente, cujo o sistema é dividido em *hardware* e *software*. O *hardware* coleta, armazena e transmite os dados da pressão plantar nos pés para o *software*, que salva e exibe os dados numa interface.

Nas fases de conceitualização da palmilha inteligente escolheu-se os sensores de força resistivo do tipo FSR<sup>®</sup> 402 *short* para serem usados na medição da pressão plantar, por atenderem aos principais requisitos desse sistema, entre os quais se destacam a sua resposta linear, baixa histerese, faixa de operação de 0,1 Kgf/cm<sup>2</sup> a 10 Kgf/cm<sup>2</sup> e um diâmetro de área ativa de 0,5 polegadas. Deve-se destacar também que a quantidade de doze sensores e os seus respectivos locais na palmilha inteligente, mostrou-se eficaz para as funcionalidades desse dispositivo, tendo em vista que essas especificações foram determinadas com base nas áreas de maior pressão plantar através de revisão em estudos com análise baropodométrica.

A coleta, armazenamento e transmissão dos sinais de saída dos sensores pelo sistema embarcado contendo um ESP-WROOM-32, apresentou correto funcionamento nos testes de viabilidade do *hardware*. A taxa de transmissão de dados dessa palmilha inteligente é de 100Hz, o que permite a sua aplicação em diversos testes clínicos de análise da marcha diante de variadas velocidades.

O sistema de alimentação com uma bateria de 3,3 V permitiu autonomia de energia para isolar o indivíduo da rede elétrica, assim como não limitar sua utilização em relação a estrutura no ambiente (tomada, cabos, etc.), e ainda respondeu com eficiência ao consumo de energia da palmilha inteligente, visto que não interrompeu a coleta de dados por pelo menos três horas de uso do sistema com a bateria em carga máxima.

Outro aspecto importante diz respeito a portabilidade do protótipo, que sofre interferência das principais conexões do sistema realizada entre os sensores, o cabo *flat* e a *case* de proteção da placa central. Essa forma que foi estruturado as conexões da palmilha inteligente não alterou a naturalidade da marcha e não provocou danos eletromecânicos aos componentes do protótipo durante os testes de uso em

laboratório. Além disso, o sistema é intercambiável, ou seja, é possível transferir os sensores de um calçado para outro com poucas alterações.

Como este projeto ainda está fase de protótipo, o *design* do *hardware* e os tipos de materiais utilizados na fabricação podem ser modificados após avaliação técnica, para tornar esse dispositivo ainda mais confortável, leve e flexível. Ademais, pretende-se desenvolver vários tamanhos de palmilhas, a fim de ajustar o seu uso por indivíduos de diferentes faixas etárias e sexo, adaptado aos tamanhos de pé e tipos de calçados.

Para este sistema desenvolveu-se uma interface gráfica do tipo aplicativo *Android* compatível com *smartphone*, permitindo uma melhor exibição e leitura dos dados de cada sensor, os quais foram representados de forma numérica e por figuras com espectro cromático.

Como os resultados deste projeto mostraram apenas a viabilidade de conceito com testes em laboratório, é necessário nos próximos trabalhos validar esse protótipo por meio de estudos clínicos em vários ambientes, considerando as mudanças de temperatura e umidade, com a realização de diversas tarefas funcionais (laboral, esportiva e do cotidiano), tanto para indivíduos saudáveis de diferentes idades, como para avaliação e diagnóstico de doenças.

Uma sugestão para trabalhos futuros é acrescentar ao *hardware* uma IMU de 9 eixos do tipo MPU 9250 (InvenSense Inc., USA) com os sensores inerciais acelerômetro, giroscópio e magnetômetro, possibilitando a avaliação de todos os parâmetros espaço-temporais da marcha, como também o rastreamento do movimento angular e de rotação da articulação do tornozelo durante a locomoção. A

Além disso, tentar-se-á implementar mais funções ao software tais como: análise de pressão máxima e média por região; estabilometria; contagem de passos; velocidade da marcha; angulação do tornozelo; sinais de alerta para prevenir riscos lesão, detectar uma condição pré-queda ou marchas patológicas. Pode-se pensar também no uso de algoritmos apropriados e eficientes para relacionar as patologias aos sinais sensor.

Sendo assim, os objetivos deste trabalho foram alcançados, no que diz respeito à caracterização e desenvolvimento de uma nova palmilha inteligente e a sua demonstração em laboratório por meio de testes de validação de conceito. Contudo, para alcançar os últimos estágios da métrica dos Níveis de Maturidade Tecnológica, esse projeto contará com um financiamento da Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP), empresa vinculada ao Ministério da Ciência e Tecnologia e Inovação, por meio da SELEÇÃO PÚBLICA MCTI/FINEP – MS/SCTIE/DGITIS TECNOLOGIA ASSISTIVA – 06/2020.

## REFERÊNCIAS

- ALFONSO, A. R. et al. Novel pressure-sensing smart insole system used for the prevention of pressure ulceration in the insensate foot. **Plastic and Reconstructive Surgery - Global Open**, v. 5, n. 12, p. 1–4, 2017.
- AMCUBE. In-shoe pressure measurement mobile foot pressure measurement. Disponível em: <<http://www.amcube.co.uk/products/inshoe-pressure-measurement/>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.
- APOSTLE, K. L.; SANGEORZAN, B. J. Anatomy of the Varus Foot and Ankle. **Foot and Ankle Clinics**, v. 17, n. 1, p. 1–11, 2012.
- AQUEVEQUE, P. et al. Gait segmentation method using a plantar pressure measurement system with custom-made capacitive sensors. **Sensors (Switzerland)**, v. 20, n. 3, 2020.
- AVELLAR, L. M. et al. Sistema embarcado para análise de parâmetros cinemáticos e cinéticos do pé durante a marcha. **XIII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente**, p. 1153–1158, 2017.
- AVVENUTI, M. et al. Smart Shoe-Assisted Evaluation of Using a Single Trunk / Pocket-Worn Accelerometer to Detect Gait Phases. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 3811, p. 3811–3820, 2018.
- BAMBERG, S. J. M. et al. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. **IEEE Trans Inf Technol Biomed.**, v. 12, n. 4, p. 413–23, 2008.
- BANKE, J. **Technology readiness levels demystified**. [s.l.] NASA, 2010.
- BAUMAN, J. H.; BRAND, P. W. Measurement of pressure between foot and shoe. **Lancet**, v. 281, n. 7282, p. 629–632, 1963.
- BERENQUERES, J.; FRITSCHI, M.; MCCLANAHAN, R. A smart pressure-sensitive insole that reminds you to walk correctly: An orthotic-less treatment for over pronation. **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014**, p. 2488–2491, 2014.
- BINOTTO, M. A.; LENARDT, M. H.; RODRIGUEZ-MARTINEZ, M. C. Fragilidade física e velocidade da marcha em idosos da comunidade: uma revisão sistemática. **Rev. esc. enferm. USP**, v. 53, 2018.
- BRICOT, B. **Posturologia Clínica**. 1. ed. São Paulo: Andreoli, 2011.
- CAVANAGH, P. R.; HEWITT, F. G.; PERRY, J. E. In-shoe plantar pressure measurement: a review. **The Foot**, v. 2, p. 185–194, 1992.
- CHOI, S. IL et al. User identification from gait analysis using multi-modal sensors in smart insole. **Sensors (Switzerland)**, v. 19, n. 17, p. 1–13, 2019.

CHRISTOVÃO, T. C. Effect of different insoles on postural balance: a systematic review. **J. Phys. Ther. Sci.**, v. 25, n. 10, p. 1353–6, 2013.

CISNEROS, L. L.; FONSECA, T. H. S.; ABREU, V. C. Confiabilidade intra e interexaminador da análise por padrões de impressão de plantigrafias de pessoas diabéticas obtidas com o Harris Mat. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 3, p. 200–205, 2010.

CORRAZA, S. et al. Motion Capture System to Study Musculoskeletal Biomechanics: Visual Hull Computer Vision and Image Understanding. **Anal. of Biomedical Engineering**, v. 34, n. 6, p. 1019–1029, 2006.

DAS, R.; KUMAR, N. Investigations on postural stability and spatiotemporal parameters of human gait using developed wearable smart insole. **Journal of Medical Engineering and Technology**, v. 39, n. 1, p. 75–78, 2015.

DAVIES, R. J. et al. A Personalized Self-Management Rehabilitation System for Stroke Survivors: A Quantitative Gait Analysis Using a Smart Insole. **JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies**, v. 3, n. 2, p. e11, 2016.

ELVITIGALA, D. S.; MATTHIES, D. J. C.; NANAYAKKARA, S. StressFoot: Uncovering the Potential of the Foot for Acute Stress Sensing in Sitting Posture. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 20, n. 10, p. 1–24, 2020.

ESPRESSIF SYSTEMS. **ESP32 Series Datasheet**. Disponível em: <<https://www.espressif.com/en/support/documents/technical-documents>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

FAÇANHA, T. S.; CARNEIRO, L. A.; FILHO, J. T. C. Filtro de kalman via programação quadrática. **XI Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente (SBAI)**, 2013.

FERNANDES, P. G. **Influência imediata das peças podais das palmilhas posturais sobre a postura, equilíbrio e pressão plantar**. Orientador: Waldemar Naves do Amaral. 2012. 87 p. Dissertação (Mestrado)—[s.l.] Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Medicina, 2017.

FRANCO, P. S. et al. Análise da variabilidade e repetibilidade da pressão plantar durante a marcha de idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 55, n. 5, p. 427–43, 2015.

FULK, G. D. et al. Identifying activity levels and steps of people with stroke using a novel shoe-based sensor. **Journal of Neurologic Physical Therapy**, v. 36, n. 2, p. 100–107, 2012.

GHAIDA, H. A.; MOTTET, S.; GOUJON, J. M. Plantar pressure cartography reconstruction from 3 sensors. **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014**, p. 578–581, 2014.

GONZÁLEZ, I. et al. An ambulatory system for gait monitoring based on wireless sensorized insoles. **Sensors (Switzerland)**, v. 15, n. 7, p. 16589–16613, 2015.

GREWAL, M. S.; ANDREWS, A. P. **Kalman Filtering: Theory and Practice Using**

INTERLINK ELETRONICS. **FSR Integration Guide and Evaluation Parts Catalog**. Disponível em:

<<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>>. Acesso em: 31 jan 2021.

INTERLINK ELETRONICS. **FSR 400 Series Datasheet**. Disponível em:

<[https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet\\_FSR.pdf](https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet_FSR.pdf)>. Acesso em: 31 jan 2021.

GUCCIONE, A. A.; WONG, R. A.; AVERS, D. **Fisioterapia Geriátrica**. 3. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

HAUSDORFF, J. M.; LADIN, Z.; WEI, J. Y. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. **J Biomech.**, v. 28, n. 3, p. 347–351, 1995.

JAUHAINEN, M. et al. Identification of motor symptoms related to Parkinson disease using motion-tracking sensors at home (KÄVELI): Protocol for an observational case-control study. **Journal of Medical Internet Research**, v. 21, n. 3, p. 1–12, 2019.

KAPANDJI, A. I. **Fisiologia Articular - volume 2 - membros inferiores**. 6. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2009.

LAWRENCE, T. L.; SCHMIDT, R. N. **Wireless In-Shoe Force System (for Motor Prosthesis)**. Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...**1997

LEE, W.; HONG, S. H.; OH, H. W. Characterization of elastic polymer-based smart insole and a simple foot plantar pressure visualization method using 16 electrodes. **Sensors (Switzerland)**, v. 19, n. 1, p. 1–10, 2019.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica e Anatomia**. 5. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

MACHADO, Á. S. et al. Efeitos da manipulação da sensibilidade plantar sobre o controle da postura ereta em adultos jovens e idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 57, n. 1, p. 30–36, 2017.

MAGEE, D. J. **Avaliação Musculoesquelética**. 5ª ed. São Paulo: Manole, 2010.

MALVADE, P. S.; JOSHI, A. K.; MADHE, S. P. In-sole Shoe Foot Pressure Monitoring for Gait Analysis. **2017 International Conference on Computing, Communication, Control and Automation (ICCUBEA)**, p. 1–4, 2017.

MARTINDALE, C. F.; SPRAGER, S.; ESKOFIER, B. M. Hidden markov model-based smart annotation for benchmark cyclic activity recognition database using wearables. **Sensors (Switzerland)**, v. 19, n. 8, p. 1–21, 2019.

MARTÍNEZ-NOVA, A. et al. BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. **The Foot**, v. 17, n. 4, p. 190–196, 2007.

MEDILOGIC. **Medilogic insole science**. Disponível em: <<https://medilogic.com/en/medilogic-wlan-insole/>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

MIN, S. D. et al. Development of A Textile Capacitive Proximity Sensor and Gait Monitoring System for Smart Healthcare. **Journal of Medical Systems**, v. 42, n. 4, 2018.

MOTICON GMBH. **Moticon science**. Disponível em: <<http://www.moticon.de/products/producthome>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

NAJAFI, B. et al. Smarter Sole Survival: Will Neuropathic Patients at High Risk for Ulceration Use a Smart Insole-Based Foot Protection System? **Journal of Diabetes Science and Technology**, v. 11, n. 4, p. 702–713, 2017.

NETO, H. P. Effect of posture-control insoles on function in children with cerebral palsy: Randomized controlled clinical trial. **BMC Musculoskeletal Disorders**, v. 13, p. 193–201, 2012.

NOVEL. **The pedar® system: The quality in-shoe dynamic pressure measuring system**. Disponível em: <<https://www.novel.de/products/pedar/>>. Acessado em: 2 de maio de 2021.

ORLIN, M. N.; MCPOIL, T. G. Plantar pressure assessment. **Physical Therapy**, v. 80, n. 4, p. 399–409, 2000.

ORPYX MEDICAL TECHNOLOGIES. **LogR-Orpyx Medical Technologies Real-time measurement of plantar pressure for analysis by researchers**. Disponível em: <<https://orpyx.com/pages/logr>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

PARK, E. et al. Unobtrusive and continuous monitoring of alcohol-impaired gait using smart shoes. **Methods of Information in Medicine**, v. 56, n. 1, p. 74–82, 2017.

PAROMED. **paroTec: The high-precision foot pressure measurement system**. Disponível em: <<http://www.paromed.biz/paroTec-3-2.html>>. Acesso em: 02 de maio 2021.

PODALY. **Plantígrafo**. Disponível em: <[https://podotech.com.br/index.php?route=product/product&path=61&product\\_id=56](https://podotech.com.br/index.php?route=product/product&path=61&product_id=56)>. Acesso em: Acesso em: 02 de maio 2021.

PODOTECH. **Podoscópio de Acrílico**. Disponível em: <<https://www.podaly.com.br/produto.php?tipo=equipamentos&categoria=&p=191>>. Acesso em: Acesso em: 02 de maio 2021.

RAMIREZ-BAUTISTA, J. A. et al. A Review in Detection and Monitoring Gait

Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems. **IEEE Reviews in Biomedical Engineering**, v. 10, p. 299–309, 2017.

RAMIREZ-BAUTISTA, J. A.; CHAPARRO-CÁRDENAS, S. L. A Review in Detection and Monitoring Gait Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems. **IEEE Rev Biomed Eng.**, v. 10, n. 22, p. 299–309, 2017.

RAZAK, A. H. A. et al. Foot plantar pressure measurement system: A review. **Sensors (Switzerland)**, v. 12, n. 7, p. 9884–9912, 2012.

ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R.; GOSSARD, J. P. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. **Physiological Reviews**, v. 86, n. 1, p. 89–154, 2006.

SANGHAN, S.; CHATPUN, S.; LEELASAMRAN, W. Plantar pressure difference: decision criteria of motor relearning feedback insole for hemiplegic patients. **International Proceeding of Chemical, Biological and Environmental Engineering**, v. 29, p. 29–33, 2012.

SENNOTECH. **Sennotech sensing innovative**. Disponível em: <<http://www.sennotech.com/EN/product/insole.php>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

SENSOR MEDICA. **Sensor Medica catalogue**. Disponível em: <[http://www.sensormedica.com/site/SM\\_catalogue\\_2017.pdf](http://www.sensormedica.com/site/SM_catalogue_2017.pdf)>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

SHEIBANI, S. et al. Single chip interrogation system for a smart shoe wireless transponder. **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC 2014**, p. 3150–3153, 2014.

SHU, L. et al. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. **IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.**, v. 14, p. 767–775, 2009.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M. H. **Controle motor : teoria e aplicações práticas**. 3. ed. Barueri, SP: Manole, 2010.

SILVA, J. L. K. M. DA. **Análise da correlação de métodos de avaliação da pisada relacionada à ativação neuromuscular**. Orientadora: Prof<sup>a</sup> Dr<sup>a</sup> Leandra Ulbricht. 2015. 100p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica)—[s.l.] Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2015.

SOUSA, A. S. P. DE. **Controle postural e marcha humana: análise multifatorial**. Orientador: João Manuel R. S. Tavares. 2010. 99 p. Tese (Doutorado em Engenharia Biomédica)—[s.l.] Universidade do Porto, Faculdade de Engenharia, 2010.

TANG, Y. et al. Detecting Toe-Off Events Utilizing a Vision-Based Method. **Entropy**, v. 21, n. 4, 2019.

TECHNO CONCEPTS. **Dynafoot2**. Disponível em: <<https://technoconcept.com/>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

TEKSCAN. **F-Scan in-shoe analysis system**. Disponível em: <<https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/t-scan>>. Acesso em: 02 de maio de 2021.

TELFER, S. et al. Virtually optimized insoles for offloading the diabetic foot: A randomized crossover study. **Journal of Biomechanics**, v. 60, p. 157–161, 2017.

TRUONG, P. H. et al. Stride counting in human walking and walking distance estimation using insole sensors. **Sensors (Switzerland)**, v. 16, n. 6, p. 1–15, 2016.

TSIOURIS, K. M. et al. PD-Manager: An mHealth platform for Parkinson's disease patient management. **Healthcare Technology Letters**, v. 4, n. 3, p. 102–108, 2017.

UEDA, L. S.; CARPES, F. P. Relação entre sensibilidade plantar e controle postural em jovens e idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v. 15, n. 2, p. 215–224, 2013.

URRY, S. Plantar pressure-measurement sensors. **Meas. Sci. Technol.**, v. 10, 1999.

VELHO, S. R. K. et al. Nível de Maturidade Tecnológica: uma sistemática para ordenar tecnologias. **Parc. Estrat.**, v. 22, n. 45, p. 119–40, 2017.

VIEIRA, M. E. M. **Protótipo para auxílio de identificação do tipo de pisada baseada em sensores piezoelétricos e redes neurais artificiais**. Orientador: Sergio Luiz Stevan Junior. 2019. 83 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Eletrônica)—[s.l.] Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Departamento de Eletrônica, 2018.

WAFAI, L. Identification of Foot Pathologies Based on Plantar Pressure Asymmetry. **Sensors (Basel, Switzerland)**, v. 15, n. 8, p. 20392–20408, 2015.

WANG, B. et al. FreeWalker: A smart insole for longitudinal gait analysis. **Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS**, v. 2015- Novem, p. 3723–3726, 2015.

WANG, C.; KIM, Y.; MIN, S. D. Soft-material-based smart insoles for a gait monitoring system. **Materials**, v. 11, n. 12, p. 1–14, 2018.

WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait and Posture**, v. 3, n. 4, p. 193–214, 1995.

XIMENES, M.; PERON, G. **Implementação e avaliação de uma palmilha de látex com sistema de sensores para investigação da distribuição de pressão plantar em indivíduos autistas**. Orientador: Suélia Rodrigues de Fleury Rosa. 2012. 83p. Monografia (Graduação em Engenharia Eletrônica)—[s.l.] Universidade de Brasília, Campus Gama, 2013.

ZHAO, S. et al. Flexible sensor matrix film-based wearable plantar pressure force measurement and analysis system. **PLoS ONE**, v. 15, n. 8, p. 1–16, 2020.

ZHU, H. et al. Foot pressure distribution during walking and shuffling. **Arch. Phys. Med. Rehabil.**, v. 72, p. 390–397, 1991.

## APÊNDICES

## APÊNDICE A: CÓDIGO FONTE DE PROGRAMAÇÃO DO ESP 32

```
//
//#define COV_RATIO 0.2 //ug/mmm / mv
//#define NO_DUST_VOLTAGE 400 //mv
//#define SYS_VOLTAGE 5000

// Tudo copiado da palmilha

#define ANALOG_PIN_0 22
#define ANALOG1_PIN_0 23
#define ANALOG2_PIN_0 5
#define ANALOG3_PIN_0 19
#define ANALOG4_PIN_0 21
#define ANALOG5_PIN_0 33
#define ANALOG6_PIN_0 32
#define ANALOG7_PIN_0 35
#define ANALOG8_PIN_0 28
#define ANALOG9_PIN_0 34
#define ANALOG10_PIN_0 39
#define ANALOG11_PIN_0 36

int analog_value = 0;
int analog1_value = 0;
int analog2_value = 0;
int analog3_value = 0;
int analog4_value = 0;
int analog5_value = 0;
int analog6_value = 0;
int analog7_value = 0;
int analog8_value = 0;
int analog9_value = 0;
int analog10_value = 0;
int analog11_value = 0;
int sensor[12] = {ANALOG_PIN_0, ANALOG1_PIN_0, ANALOG2_PIN_0, ANALOG3_PIN_0,
ANALOG4_PIN_0, ANALOG5_PIN_0, ANALOG6_PIN_0,
ANALOG7_PIN_0, ANALOG8_PIN_0, ANALOG9_PIN_0, ANALOG10_PIN_0,
ANALOG11_PIN_0
};
int pos_memoria[12] = {1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12};
int sensorStatus[12] = {0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0, 0};
//
#include <BLEDevice.h>
#include <BLEServer.h>
#include <BLEUtils.h>
#include <BLE2902.h>
```

```

// Tudo copiado do palmilha

#include <WiFi.h>
#include <WiFiClient.h>
#include <WiFiServer.h>
#include <WiFiUdp.h>

#include <Arduino.h> // lib Arduino (opcional)

#include <FS.h>
#include <EEPROM.h>

//
BLEServer* pServer = NULL;
BLECharacteristic* pCharacteristic = NULL;
bool deviceConnected = false;
bool oldDeviceConnected = false;

#define SERVICE_UUID      "4fafc201-1fb5-459e-8fcc-c5c9c331914b"
#define CHARACTERISTIC_UUID "beb5483e-36e1-4688-b7f5-ea07361b26a8"

class MyServerCallbacks: public BLEServerCallbacks {
  void onConnect(BLEServer* pServer) {
    deviceConnected = true;
    BLEDevice::startAdvertising();
  };
  void onDisconnect(BLEServer* pServer) {
    deviceConnected = false;
  }
};

void setup(void)
{
  // Tudo copiado da palmilha
  Serial.println("peso no sensores");
  // EEPROM.begin(255);

  Serial.begin(115200); //send and receive at 115200 baud
  Serial.print("***** WaveShare
*****\n");

  // Create the BLE Device
  BLEDevice::init("ESP32 THAT PROJECT");
  // Create the BLE Server
  pServer = BLEDevice::createServer();

```

```

pServer->setCallbacks(new MyServerCallbacks());

// Create the BLE Service
BLEService *pService = pServer->createService(SERVICE_UUID);

// Create a BLE Characteristic
pCharacteristic = pService->createCharacteristic(
    CHARACTERISTIC_UUID,
    BLECharacteristic::PROPERTY_READ |
    BLECharacteristic::PROPERTY_WRITE |
    BLECharacteristic::PROPERTY_NOTIFY |
    BLECharacteristic::PROPERTY_INDICATE
);

//
https://www.bluetooth.com/specifications/gatt/viewer?attributeXmlFile=org.bluetooth.descriptor.gatt.client\_characteristic\_configuration.xml
// Create a BLE Descriptor
pCharacteristic->addDescriptor(new BLE2902());
// Start the service
pService->start();

// Start advertising
BLEAdvertising *pAdvertising = BLEDevice::getAdvertising();
pAdvertising->addServiceUUID(SERVICE_UUID);
pAdvertising->setScanResponse(false);
pAdvertising->setMinPreferred(0x0); // set value to 0x00 to not advertise this parameter
BLEDevice::startAdvertising();
Serial.println("Pressao dos sensores...");
}

void loop(void)
{
// Tudo copiado da palmilha

for (int i = 0; i < 4; i++) {
    String str = "";

    String sensorValue1 = "";
    String sensorValue1Final = "";
    sensorValue1 += analogRead(sensor[(i * 3)]);
    switch (sensorValue1.length())
    {
    case 1:
        sensorValue1Final += "000";
        sensorValue1Final += sensorValue1;
        break;

```

```

case 2:
    sensorValue1Final += "00";
    sensorValue1Final += sensorValue1;
    break;
case 3:
    sensorValue1Final += "0";
    sensorValue1Final += sensorValue1;
    break;
case 4:
    sensorValue1Final += sensorValue1;
    break;
default:
    sensorValue1Final += "0000";
}
str += sensorValue1Final;
str += (i * 3);
str += ",";

String sensorValue2 = "";
String sensorValue2Final = "";
sensorValue2 += analogRead(sensor[(i * 3) + 1]);
switch (sensorValue2.length())
{
case 1:
    sensorValue2Final += "000";
    sensorValue2Final += sensorValue2;
    break;
case 2:
    sensorValue2Final += "00";
    sensorValue2Final += sensorValue2;
    break;
case 3:
    sensorValue2Final += "0";
    sensorValue2Final += sensorValue2;
    break;
case 4:
    sensorValue2Final += sensorValue2;
    break;
default:
    sensorValue2Final += "0000";
}
str += sensorValue2Final;
str += (i * 3) + 1;
str += ",";

String sensorValue3 = "";
String sensorValue3Final = "";

```

```

sensorValue3 += analogRead(sensor[(i * 3) + 2]);
switch (sensorValue3.length())
{
  case 1:
    sensorValue3Final += "000";
    sensorValue3Final += sensorValue3;
    break;
  case 2:
    sensorValue3Final += "00";
    sensorValue3Final += sensorValue3;
    break;
  case 3:
    sensorValue3Final += "0";
    sensorValue3Final += sensorValue3;
    break;
  case 4:
    sensorValue3Final += sensorValue3;
    break;
  default:
    sensorValue3Final += "0000";
}
str += sensorValue3Final;
str += (i * 3) + 2;

Serial.print("sensor posicao ");
Serial.print(i * 3);
Serial.print(" - força: ");
Serial.println(sensorValue1Final);

Serial.print("sensor posicao ");
Serial.print((i * 3) + 1);
Serial.print(" - força: ");
Serial.println(sensorValue2Final);

Serial.print("sensor posicao ");
Serial.print((i * 3) + 2);
Serial.print(" - força: ");
Serial.println(sensorValue3Final);

pCharacteristic->setValue((char*)str.c_str());
pCharacteristic->notify();

delay(500);
}

// for (int i = 0; i < 12; i++) {
//   analog_value = analogRead(sensor[i]);

```

```
// Serial.print("sensor posicao ");
// Serial.print(i);
// sensorStatus[i] = analog_value;
// Serial.print(" - força: ");
// Serial.println(sensorStatus[i]);
//
// String str = "";
// str += i;
// str += ";";
// str += sensorStatus[i];
//
// pCharacteristic->setValue((char*)str.c_str());
// pCharacteristic->notify();
//
//
// delay(500);
//
// }
}
```

## APÊNDICE B: CÓDIGO FONTE DO APLICATIVO

### main.dart

```
import 'dart:async';

import 'package:flutter/material.dart';
import 'package:flutter_app_esp32_dust_sensor/sensor_page.dart';
import 'package:flutter_app_esp32_dust_sensor/widgets.dart';
import 'package:flutter_blue/flutter_blue.dart';

void main() {
  runApp(FlutterBlueApp());
}

class FlutterBlueApp extends StatelessWidget {
  @override
  Widget build(BuildContext context) {
    return MaterialApp(
      debugShowCheckedModeBanner: false,
      color: Colors.lightBlue,
      home: StreamBuilder<BluetoothState>(
        stream: FlutterBlue.instance.state,
        initialData: BluetoothState.unknown,
        builder: (c, snapshot) {
          final state = snapshot.data;
          if (state == BluetoothState.on) {
            return FindDevicesScreen();
          }
          return BluetoothOffScreen(state: state);
        }
      ),
    );
  }
}

class BluetoothOffScreen extends StatelessWidget {
  const BluetoothOffScreen({Key key, this.state}) : super(key: key);

  final BluetoothState state;

  @override
  Widget build(BuildContext context) {
    return Scaffold(
      backgroundColor: Colors.lightBlue,
      body: Center(
        child: Column(
```



```

return RaisedButton(
  child: Text('OPEN'),
  onPressed: () => Navigator.of(context).pus
h(
    MaterialPageRoute(
      builder: (context) =>
        DeviceScreen(device: d))),
    );
  }
  return Text(snapshot.data.toString());
},
),
))
.toList(),
),
),
StreamBuilder<List<ScanResult>>(
  stream: FlutterBlue.instance.scanResults,
  initialData: [],
  builder: (c, snapshot) => Column(
    children: snapshot.data
      .map(
        (r) => ScanResultTile(
          result: r,
          onTap: () => Navigator.of(context)
            .push(MaterialPageRoute(builder: (context) {
              r.device.connect();
              return SensorPage(device: r.device);
            })),
        ),
      )
    .toList(),
  ),
),
],
),
),
),
floatingActionButton: StreamBuilder<bool>(
  stream: FlutterBlue.instance.isScanning,
  initialData: false,
  builder: (c, snapshot) {
    if (snapshot.data) {
      return FloatingActionButton(
        child: Icon(Icons.stop),
        onPressed: () => FlutterBlue.instance.stopScan(),
        backgroundColor: Colors.red,
      );
    } else {

```

```

        return FloatingActionButton(
            child: Icon(Icons.search),
            onPressed: () => FlutterBlue.instance
                .startScan(timeout: Duration(seconds: 4)));
    },
),
);
}
}

```

```

class DeviceScreen extends StatelessWidget {
  const DeviceScreen({Key key, this.device}) : super(key: key);

  final BluetoothDevice device;

  List<Widget> _buildServiceTiles(List<BluetoothService> services) {
    return services
      .map(
        (s) => ServiceTile(
          service: s,
          characteristicTiles: s.characteristics
            .map(
              (c) => CharacteristicTile(
                characteristic: c,
                onReadPressed: () => c.read(),
                onWritePressed: () => c.write([13, 24]),
                onNotificationPressed: () =>
                  c.setNotifyValue(!c.isNotifying),
                descriptorTiles: c.descriptors
                  .map(
                    (d) => DescriptorTile(
                      descriptor: d,
                      onReadPressed: () => d.read(),
                      onWritePressed: () => d.write([11, 12]),
                    ),
                  )
                  .toList(),
              ),
            )
            .toList(),
        ),
      )
      .toList();
  }
}

```

```

@override
Widget build(BuildContext context) {
  return Scaffold(

```

```

appBar: AppBar(
  title: Text(device.name),
  actions: <Widget>[
    StreamBuilder<BluetoothDeviceState>(
      stream: device.state,
      initialData: BluetoothDeviceState.connecting,
      builder: (c, snapshot) {
        VoidCallback onPressed;
        String text;
        switch (snapshot.data) {
          case BluetoothDeviceState.connected:
            onPressed = () => device.disconnect();
            text = 'DISCONNECT';
            break;
          case BluetoothDeviceState.disconnected:
            onPressed = () => device.connect();
            text = 'CONNECT';
            break;
          default:
            onPressed = null;
            text = snapshot.data.toString().substring(21).toUpperCase();
            break;
        }
        return FlatButton(
          onPressed: onPressed,
          child: Text(
            text,
            style: Theme.of(context)
              .primaryTextTheme
              .button
              .copyWith(color: Colors.white),
          ));
      },
    )
  ],
),
body: SingleChildScrollView(
  child: Column(
    children: <Widget>[
      StreamBuilder<BluetoothDeviceState>(
        stream: device.state,
        initialData: BluetoothDeviceState.connecting,
        builder: (c, snapshot) => ListTile(
          leading: (snapshot.data == BluetoothDeviceState.connected)
            ? Icon(Icons.bluetooth_connected)
            : Icon(Icons.bluetooth_disabled),
          title: Text(
            'Device is ${snapshot.data.toString().split('.')[1]}.',
            subtitle: Text('${device.id}'),

```

```

trailing: StreamBuilder<bool>(
  stream: device.isDiscoveringServices,
  initialData: false,
  builder: (c, snapshot) => IndexedStack(
    index: snapshot.data ? 1 : 0,
    children: <Widget>[
      IconButton(
        icon: Icon(Icons.refresh),
        onPressed: () => device.discoverServices(),
      ),
      IconButton(
        icon: SizedBox(
          child: CircularProgressIndicator(
            valueColor: AlwaysStoppedAnimation(Colors.grey),
          ),
          width: 18.0,
          height: 18.0,
        ),
        onPressed: null,
      )
    ],
  ),
),
),
),
),
StreamBuilder<int>(
  stream: device.mtu,
  initialData: 0,
  builder: (c, snapshot) => ListTile(
    title: Text('MTU Size'),
    subtitle: Text('${snapshot.data} bytes'),
    trailing: IconButton(
      icon: Icon(Icons.edit),
      onPressed: () => device.requestMtu(223),
    ),
  ),
),
StreamBuilder<List<BluetoothService>>(
  stream: device.services,
  initialData: [],
  builder: (c, snapshot) {
    return Column(
      children: _buildServiceTiles(snapshot.data),
    );
  },
),
],
),
),
),

```

```
    );  
  }  
}
```

## ✚ sensor\_page.dart

```

import 'dart:async';
import 'dart:convert' show utf8;

import 'package:flutter/material.dart';
import 'package:flutter_blue/flutter_blue.dart';
import 'package:oscilloscope/oscilloscope.dart';

class SensorPage extends StatefulWidget {
  const SensorPage({Key key, this.device}) : super(key: key);
  final BluetoothDevice device;

  @override
  _SensorPageState createState() => _SensorPageState();
}

class _SensorPageState extends State<SensorPage> {
  final String SERVICE_UUID = "4fafc201-1fb5-459e-8fcc-c5c9c331914b";
  final String CHARACTERISTIC_UUID = "beb5483e-36e1-4688-b7f5-ea07361b26a8";
  bool isReady;
  Stream<List<int>> stream;
  List<double> traceDust = List();

  @override
  void initState() {
    super.initState();
    isReady = false;
    connectToDevice();
  }

  connectToDevice() async {
    if (widget.device == null) {
      _Pop();
      return;
    }

    new Timer(const Duration(seconds: 15), () {
      if (!isReady) {
        disconnectFromDevice();
        _Pop();
      }
    });

    await widget.device.connect();
    discoverServices();
  }
}

```

```

disconnectFromDevice() {
  if (widget.device == null) {
    _Pop();
    return;
  }

  widget.device.disconnect();
}

discoverServices() async {
  if (widget.device == null) {
    _Pop();
    return;
  }

  List<BluetoothService> services = await widget.device.discoverServices();
  services.forEach((service) {
    if (service.uuid.toString() == SERVICE_UUID) {
      service.characteristics.forEach((characteristic) {
        if (characteristic.uuid.toString() == CHARACTERISTIC_UUID) {
          characteristic.setNotifyValue(!characteristic.isNotifying);
          stream = characteristic.value;

          setState(() {
            isReady = true;
          });
        }
      });
    }
  });

  if (!isReady) {
    _Pop();
  }
}

Future<bool> _onWillPop() {
  return showDialog(
    context: context,
    builder: (context) =>
      new AlertDialog(
        title: Text('Are you sure?'),
        content: Text('Do you want to disconnect device and go back?'),
        actions: <Widget>[
          new FlatButton(
            onPressed: () => Navigator.of(context).pop(false),
            child: new Text('No')),
          new FlatButton(
            onPressed: () {

```

```

        disconnectFromDevice();
        Navigator.of(context).pop(true);
    },
    child: new Text('Yes')),
    ],
  ) ??
  false);
}

_Pop() {
  Navigator.of(context).pop(true);
}

String _dataParser(List<int> dataFromDevice) {
  return utf8.decode(dataFromDevice);
}

@override
Widget build(BuildContext context) {
  Oscilloscope oscilloscope = Oscilloscope(
    showYAxis: true,
    padding: 0.0,
    backgroundColor: Colors.black,
    traceColor: Colors.white,
    yAxisMax: 3000.0,
    yAxisMin: 0.0,
    dataSet: traceDust,
  );

  return WillPopScope(
    onWillPop: _onWillPop,
    child: Scaffold(
      appBar: AppBar(
        title: Text('sensores da Palmilha'),
      ),
      body: Container(
        child: !isReady
          ? Center(
              child: Text(
                "Waiting...",
                style: TextStyle(fontSize: 24, color: Colors.red),
              ),
            ),
          : Container(
              child: StreamBuilder<List<int>>(
                stream: stream,
                builder: (BuildContext context,
                  AsyncSnapshot<List<int>> snapshot) {
                  if (snapshot.hasError)

```



```

Text('Sensor 6: ${sensors[5]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 7: ${sensors[6]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 8: ${sensors[7]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 9: ${sensors[8]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 10: ${sensors[9]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 11: ${sensors[10]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
Text('Sensor 12: ${sensors[11]}',
    style: TextStyle(
      fontWeight: FontWeight.bold,
      fontSize: 12)),
  ]),
),
Expanded(
  flex: 1,
  child: oscilloscope,
)
],
));
} else {
  return Text('Check the stream');
}
},
),
)),
),
);
}
}

```

## ✚ widgets.dart

```

import 'package:flutter/material.dart';
import 'package:flutter_blue/flutter_blue.dart';

class ScanResultTile extends StatelessWidget {
  const ScanResultTile({Key key, this.result, this.onTap}) : super(key: key);

  final ScanResult result;
  final VoidCallback onTap;

  Widget _buildTitle(BuildContext context) {
    if (result.device.name.length > 0) {
      return Column(
        mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.start,
        crossAxisAlignment: CrossAxisAlignment.start,
        children: <Widget>[
          Text(
            result.device.name,
            overflow: TextOverflow.ellipsis,
          ),
          Text(
            result.device.id.toString(),
            style: Theme.of(context).textTheme.caption,
          )
        ],
      );
    } else {
      return Text(result.device.id.toString());
    }
  }

  Widget _buildAdvRow(BuildContext context, String title, String value) {
    return Padding(
      padding: EdgeInsets.symmetric(horizontal: 16.0, vertical: 4.0),
      child: Row(
        crossAxisAlignment: CrossAxisAlignment.start,
        children: <Widget>[
          Text(title, style: Theme.of(context).textTheme.caption),
          SizedBox(
            width: 12.0,
          ),
          Expanded(
            child: Text(
              value,
              style: Theme.of(context)
                .textTheme

```

```

                .caption
                .apply(color: Colors.black),
                softWrap: true,
            ),
        ),
    ],
),
);
}

String getNiceHexArray(List<int> bytes) {
    return '[${bytes.map((i) => i.toRadixString(16).padLeft(2, '0')).join(', '
)}}]'
        .toUpperCase();
}

String getNiceManufacturerData(Map<int, List<int>> data) {
    if (data.isEmpty) {
        return null;
    }
    List<String> res = [];
    data.forEach((id, bytes) {
        res.add(
            '${id.toRadixString(16).toUpperCase(): ${getNiceHexArray(bytes)}}');
    });
    return res.join(', ');
}

String getNiceServiceData(Map<String, List<int>> data) {
    if (data.isEmpty) {
        return null;
    }
    List<String> res = [];
    data.forEach((id, bytes) {
        res.add('${id.toUpperCase(): ${getNiceHexArray(bytes)}}');
    });
    return res.join(', ');
}

@override
Widget build(BuildContext context) {
    return ExpansionTile(
        title: _buildTitle(context),
        leading: Text(result.rssi.toString()),
        trailing: RaisedButton(
            child: Text('CONNECT'),
            color: Colors.black,
            textColor: Colors.white,
            onPressed: (result.advertisementData.connectable) ? onTap : null,

```

```

    ),
    children: <Widget>[
      _buildAdvRow(
        context, 'Complete Local Name', result.advertisementData.localName
      ),
      _buildAdvRow(context, 'Tx Power Level',
        '${result.advertisementData.txPowerLevel ?? 'N/A'}'),
      _buildAdvRow(
        context,
        'Manufacturer Data',
        getNiceManufacturerData(
          result.advertisementData.manufacturerData) ??
          'N/A'),
      _buildAdvRow(
        context,
        'Service UUIDs',
        (result.advertisementData.serviceUuids.isNotEmpty)
          ? result.advertisementData.serviceUuids.join(', ').toUpperCase
          : 'N/A'),
      _buildAdvRow(context, 'Service Data',
        getNiceServiceData(result.advertisementData.serviceData) ?? 'N/A')
    ],
  );
}
}

```

```

class ServiceTile extends StatelessWidget {
  final BluetoothService service;
  final List<CharacteristicTile> characteristicTiles;

  const ServiceTile({Key key, this.service, this.characteristicTiles})
    : super(key: key);

  @override
  Widget build(BuildContext context) {
    if (characteristicTiles.length > 0) {
      return ExpansionTile(
        title: Column(
          mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.center,
          crossAxisAlignment: CrossAxisAlignment.start,
          children: <Widget>[
            Text('Service'),
            Text('0x${service.uuid.toString().toUpperCase().substring(4, 8)}',
              style: Theme.of(context)
                .textTheme
                .body1

```

```

        .copyWith(color: Theme.of(context).textTheme.caption.color
    ))
        ],
    ),
    children: characteristicTiles,
  );
} else {
  return ListTile(
    title: Text('Service'),
    subtitle:
      Text('0x${service.uuid.toString().toUpperCase().substring(4, 8)}'),
  );
}
}
}
}

```

```

class CharacteristicTile extends StatelessWidget {
  final BluetoothCharacteristic characteristic;
  final List<DescriptorTile> descriptorTiles;
  final VoidCallback onReadPressed;
  final VoidCallback onWritePressed;
  final VoidCallback onNotificationPressed;

  const CharacteristicTile(
    {Key key,
     this.characteristic,
     this.descriptorTiles,
     this.onReadPressed,
     this.onWritePressed,
     this.onNotificationPressed})
    : super(key: key);

  @override
  Widget build(BuildContext context) {
    return StreamBuilder<List<int>>(
      stream: characteristic.value,
      initialData: characteristic.lastValue,
      builder: (c, snapshot) {
        final value = snapshot.data;
        return ExpansionTile(
          title: ListTile(
            title: Column(
              mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.center,
              crossAxisAlignment: CrossAxisAlignment.start,
              children: <Widget>[
                Text('Characteristic'),
                Text(
                  '0x${characteristic.uuid.toString().toUpperCase().substrin
g(4, 8)}',

```

```

        style: Theme.of(context).textTheme.body1.copyWith(
            color: Theme.of(context).textTheme.caption.color))
    ],
  ),
  subtitle: Text(value.toString()),
  contentPadding: EdgeInsets.all(0.0),
),
trailing: Row(
  mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.min,
  children: <Widget>[
    IconButton(
      icon: Icon(
        Icons.file_download,
        color: Theme.of(context).iconTheme.color.withOpacity(0.5),
      ),
      onPressed: onReadPressed,
    ),
    IconButton(
      icon: Icon(Icons.file_upload,
        color: Theme.of(context).iconTheme.color.withOpacity(0.5))
    ),
    onPressed: onWritePressed,
  ),
  IconButton(
    icon: Icon(
      characteristic.isNotifying
        ? Icons.sync_disabled
        : Icons.sync,
      color: Theme.of(context).iconTheme.color.withOpacity(0.5))
    ),
    onPressed: onNotificationPressed,
  )
  ],
),
children: descriptorTiles,
);
},
);
}
}

```

```

class DescriptorTile extends StatelessWidget {
  final BluetoothDescriptor descriptor;
  final VoidCallback onReadPressed;
  final VoidCallback onWritePressed;

  const DescriptorTile(
    {Key key, this.descriptor, this.onReadPressed, this.onWritePressed})
    : super(key: key);
}

```

```

@override
Widget build(BuildContext context) {
  return ListTile(
    title: Column(
      mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.center,
      crossAxisAlignment: CrossAxisAlignment.start,
      children: <Widget>[
        Text('Descriptor'),
        Text('0x${descriptor.uuid.toString().toUpperCase().substring(4, 8)}'
,
          style: Theme.of(context)
            .textTheme
            .body1
            .copyWith(color: Theme.of(context).textTheme.caption.color))
      ],
    ),
    subtitle: StreamBuilder<List<int>>(
      stream: descriptor.value,
      initialData: descriptor.lastValue,
      builder: (c, snapshot) => Text(snapshot.data.toString()),
    ),
    trailing: Row(
      mainAxisAlignment: MainAxisAlignment.min,
      children: <Widget>[
        IconButton(
          icon: Icon(
            Icons.file_download,
            color: Theme.of(context).iconTheme.color.withOpacity(0.5),
          ),
          onPressed: onReadPressed,
        ),
        IconButton(
          icon: Icon(
            Icons.file_upload,
            color: Theme.of(context).iconTheme.color.withOpacity(0.5),
          ),
          onPressed: onWritePressed,
        )
      ],
    ),
  );
}
}

```

```

class AdapterStateTile extends StatelessWidget {
  const AdapterStateTile({Key key, @required this.state}) : super(key: key);

  final BluetoothState state;

```

```
@override
Widget build(BuildContext context) {
  return Container(
    color: Colors.redAccent,
    child: ListTile(
      title: Text(
        'Bluetooth adapter is ${state.toString().substring(15)}',
        style: Theme.of(context).primaryTextTheme.subhead,
      ),
      trailing: Icon(
        Icons.error,
        color: Theme.of(context).primaryTextTheme.subhead.color,
      ),
    ),
  );
}
```