



REVISTA BRASILEIRA DE MECATRÔNICA
FACULDADE SENAI DE TECNOLOGIA MECATRÔNICA

**PALMILHA INTELIGENTE PARA MONITORAMENTO DE MARCHA HUMANA UTILIZANDO
CONTROLADOR FUZZY**

SMART INSOLE FOR HUMAN GAIT MONITORING USING FUZZY CONTROLLER

Diogo Santos de Farias^{1, i}
Ricardo Martinez Vicentini^{2, ii}
Daniel Otávio Tambasco Bruno^{3, iii}
Tatiani de Paula Pinotti Sabaris Meglhioratti^{4, iv}

Data de submissão: (26/02/2024) Data de aprovação: (12/11/2024)

RESUMO

Este artigo demonstra o desenvolvimento e a construção de uma única palmilha inteligente para análise da marcha humana, como um dispositivo assistivo de baixo custo. Os dados clínicos estimados por ela podem elucidar disfunções da marcha como: atrasos na duração de alguma fase específica, falta de ritmo ou até desvio no controle postural. Construída com placa microcontrolada Arduino, contém quatro sensores de força e uma unidade inercial - IMU, que fornecem sinais a um classificador de fases estimado por lógica difusa. Os dados tratados são então enviados por Wi-Fi a uma interface gráfica para análise de um profissional habilitado, como por exemplo um fisioterapeuta. Para a programação destes microcontroladores é utilizada a IDE Arduino. Visando o problema de que o algoritmo de rastreamento por supervisão tradicional de reconhecimento de fase da marcha baseado em limiar não consegue distinguir as mudanças sutis entre as fases da marcha, um algoritmo de reconhecimento de fase da marcha baseado em lógica *fuzzy* é adotado para realizar o reconhecimento suave e contínuo das fases da marcha. As fases são aferidas via MATLAB e depois embarcadas no microcontrolador utilizando a biblioteca dedicada ao controlador *Fuzzy* eFLL. Para um tratamento adequado na unidade inercial, foi utilizado um filtro de Kalman nos sinais provenientes do acelerômetro e do giroscópio. Para a aplicação clínica é importante a aferição do classificador *fuzzy* com um número maior de sujeitos. O protótipo obteve os dados da marcha humana, os classificou e foi capaz de identificar suas características, e com isso é possível um profissional habilitado diagnosticar os indivíduos de forma mais precisa, podendo propor exercícios para fisioterapia e desenvolvimento de órteses.

¹ Especialista em Indústria 4.0 e docente da Escola SENAI Mariano Ferraz. E-mail: diogo.farias@sp.senai.br.

² Mestre em Engenharia Elétrica e docente da Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica. E-mail: ricardo.vicentini@sp.senai.br.

³ Mestre em Engenharia da Informação e docente da Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica. E-mail: daniel.bruno@sp.senai.br.

⁴ Doutora em Geologia e docente da Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica. E-mail: tatiani.sabarias@sp.senai.br.

Palavras-chave: palmilha instrumentada; fases da marcha; fusão sensorial; lógica *Fuzzy*; filtro Kalman.

ABSTRACT

This paper demonstrates the development and construction of a single smart insole for human gait analysis, as a low-cost assistive device. The clinical data estimated by her can elucidate gait dysfunctions such as: delays in the duration of a specific phase, lack of rhythm or even deviation in postural control. Built with an Arduino microcontroller board, it contains four force sensors and an inertial unit - IMU, which provides signals to a phase classifier estimated by fuzzy logic. The processed data is then sent via Wi-Fi to a graphical interface for analysis by a qualified professional. The Arduino IDE is used to program these microcontrollers. Aiming at the problem that the traditional threshold-based gait phase recognition supervisory tracking algorithm cannot distinguish the subtle changes between gait phases, a fuzzy logic-based gait phase recognition algorithm is adopted to realize the smooth and continuous recognition of gait phases. The phases are measured via MATLAB and then embedded in the microcontroller using the library dedicated to the Fuzzy eFLL driver. For adequate treatment in the inertial unit, a Kalman filter was used on the signals coming from the gyroscope and the accelerometer. For clinical application, it is important to measure the fuzzy classifier with a larger number of subjects. The prototype obtained human gait data, classified them and was able to identify their characteristics, making it possible for a qualified professional to diagnose individuals more precisely, being able to propose exercises for physiotherapy and development of orthoses.

Keywords: instrumented insole; gait phases; fusion sensor; Fuzzy logic; Kalman filter.

1 INTRODUÇÃO

Há uma demanda crescente por soluções de saúde vestíveis de baixo custo, discretas e confiáveis para atender à crescente demanda por serviços de saúde que são progressivamente mais caros devido aos custos crescentes de ferramentas de diagnóstico, atendimento clínico e medicamentos prescritos (Subramaniam *et al.*, 2022).

Essas soluções vestíveis podem permitir o telemonitoramento de longo prazo de indivíduos com acesso limitado a serviços de saúde sob condições de orçamento fixo. Essas soluções podem potencialmente permitir diagnósticos e intervenções precoces de doenças e reduzir a frequência de visitas ou estadias de longo prazo em instalações de saúde.

Dispositivos econômicos e inteligentes para a saúde foram amplamente possibilitados devido ao progresso recente com sensores e atuadores miniaturizados, bem como avanços nas tecnologias de comunicação, computação e informação sem fio. Um sistema de monitoramento da saúde dos pés baseado em palmilhas é uma solução que pode permitir que o estado geral da saúde de um indivíduo seja monitorado de maneira econômica e simples durante a vida cotidiana. O pé é utilizado em atividades de locomoção, suporta o peso do

sujeito e fornece equilíbrio e sustentação, o que requer o bom funcionamento do sistema neuromuscular.

Para manter uma marcha saudável e normal, é essencial que os sistemas de órgãos como os sistemas cardiovascular, respiratório, nervoso e musculoesquelético funcionem adequadamente. Assim, é reconhecível que a saúde da marcha e dos pés está relacionada com o estado geral de saúde do indivíduo. Por exemplo, pessoas com neuropatia periférica diabética - DPN, tendem a ter uma pressão plantar do pé mais alta, resultando em um risco maior de ulceração plantar (Boulton *et al.*, 2004).

Por outro lado, os indivíduos com doença de Parkinson em estágio inicial mostraram ter passos menores e embaralhados (Horak, King & Mancini, 2014). Além disso, esses indivíduos periodicamente têm problemas para iniciar, parar, girar e levantar os pés enquanto caminham. Desta forma, um dispositivo para monitorar e avaliar quantitativamente a saúde do pé pode ser de grande utilidade para identificar anomalias na pressão plantar, atividade e características da marcha, particularmente nos estágios iniciais da doença ou durante a reabilitação de doenças ou lesões nos membros inferiores.

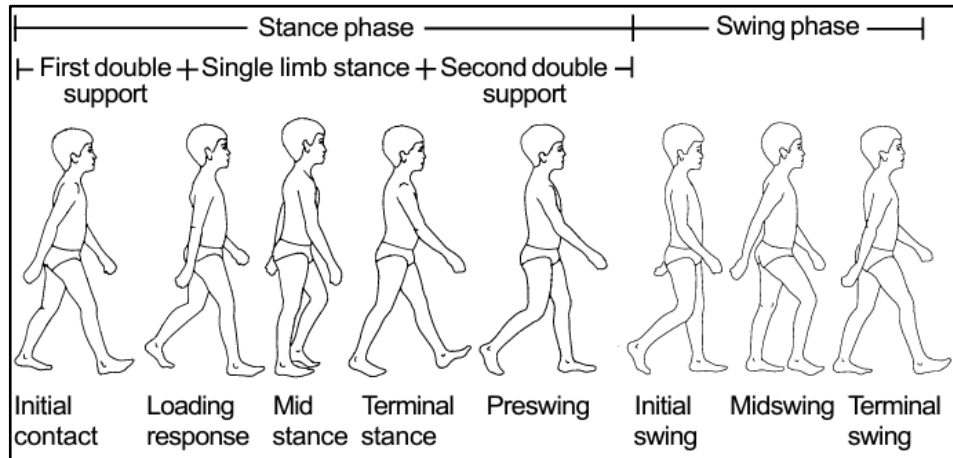
O progresso acelerado nas tecnologias de sistemas *Micro Eletromechanical Systems* (Sistemas Micro Eletromecânicos – MEMS), permitiu o desenvolvimento de sensores e atuadores que possuem alta sensibilidade, são miniaturizados e baratos. As soluções vestíveis que incorporam sensores de pressão podem melhorar muito as aplicações de monitoramento de saúde, além de melhorar as interações entre humanos e tecnologia. Além disso, dispositivos *Inertial Measurement Unit* (Unidade de Medição Inercial – IMU) baseados em MEMS, como acelerômetros e giroscópios, estão sendo incorporados em inúmeras aplicações, como rastreadores para fitness, smartphones e veículos, (Deen, 2015).

De fato, na era da *Internet of Things* (Internet das Coisas – IoT), prevê-se que esses atuadores e sensores de pequeno porte terão um papel crucial em sistemas inteligentes e dispositivos inteligentes (Binmasoud, 2019), tanto sensores FSR (*Force Sensitive Sensor* - Resistor Sensível a Força) e unidades de medição inercial, juntamente com as tecnologias de comunicação e computação de alta velocidade dos dispositivos inteligentes atuais, podem ser usados para monitoramento em tempo real da pressão plantar, atividade e padrão de marcha e para realizar uma avaliação quantitativa da saúde dos pés nas atividades do dia a dia dos indivíduos. Além disso, os sistemas baseados em palmilhas e relacionados podem ser usados para realizar uma ferramenta abrangente de monitoramento da saúde, integrando sensores adicionais para monitorar a frequência cardíaca, temperatura e atividade muscular.

Portanto, FSRs e IMUs, juntamente com as tecnologias de comunicação e computação de alta velocidade dos dispositivos inteligentes atuais, podem ser usados para monitoramento em tempo real da pressão plantar e das fases da marcha para realizar uma avaliação quantitativa da saúde dos pés nas atividades do dia a dia dos indivíduos.

Neste artigo, é apresentada uma revisão detalhada do estado atual da pesquisa e desenvolvimento nos sistemas baseados em palmilha para monitorar as fases da marcha (8 subfases), visto na figura 1.

Figura 1- As oito subfases da marcha



Fonte: Vaughan *et al.* (1992)

De acordo com Franco (2015), a marcha é um importante componente da independência, pois permite a realização de funções diárias. Durante a marcha, a cada contato dos pés com o solo, os membros inferiores experimentam o impacto devido a ação da força contra o solo.

A partir destas informações, neste artigo é proposto a construção de uma palmilha dotada de sensores de força resistiva, que ligados a uma placa de controle possa então monitorar o caminhar de uma pessoa, e assim um profissional habilitado possa comparar esses dados com a marcha ouro, sendo possível assim apontar possíveis anomalias. Essas informações podem então servir para diagnósticos precisos, que então poderão nortear a avaliação clínica na proposta de soluções mais assertivas, e que tragam uma recuperação ou melhoria de qualidade de vida de maneira mais ágil.

Com os dados obtidos, é possível propor determinados exercícios para fisioterapia, além de haver a possibilidade de fornecer informações para desenvolvimento de órteses.

1.1 Trabalhos Correlatos

Em Ding *et al.* (2018), é proposto o uso de um algoritmo baseado em lógica fuzzy, denominado PBF (Proportional Based Fuzzy – Fuzzy Baseado em Proporção) para classificar a fase da marcha, em diferentes pesos corporais e velocidades de deslocamento. O protótipo desenvolvido utiliza a tecnologia Bluetooth para a transmissão dos dados. Os resultados demonstram que o uso desse algoritmo foi capaz de classificar as fases da marcha com elevado grau de acerto, superior ao algoritmo tradicional.

Em Almuteb, Hua & Wang (2022), é realizado um estudo sobre o estado da arte sobre dispositivos inteligentes semelhantes a palmilhas utilizados na saúde dos indivíduos. No estudo, foram comparados 81 protótipos e 15 produtos comerciais. Neste trabalho, os autores ilustraram os algoritmos de classificação utilizados, onde é possível destacar o uso de Redes Neurais, Máquina de Vetores de Suporte e Árvore de Decisões.

Em Moreira (2020), foi desenvolvido um protótipo para estudo da marcha humana. No circuito eletrônico, foi utilizado um módulo Wi-Fi embarcado no ESP8266. Os resultados demonstram que é possível produzir um protótipo com baixo custo e fácil usabilidade para captar sinais para análise da marcha humana.

O objetivo do trabalho de Tahir *et al.*, (2020), foi desenvolver um estudo sobre 3 dos sensores utilizados em palmilha eletrônica, sendo eles o FSR, o Sensor Piezoelétrico de Cerâmica e o Sensor Piezoelétrico Flexível, com o intuito de analisar a força da pisada do indivíduo. Os resultados mostraram que o FSR é o sensor mais eficaz para aplicações de palmilhas inteligentes, enquanto os sensores piezoelétricos podem ser utilizados na detecção do início e final do ciclo da marcha.

1.2 Problema da pesquisa

Seria possível embarcar um sistema de detecção de fases da marcha sem que fosse necessário o uso de sistemas clínicos *in loco* como plataforma de forças ou sistema de câmeras?

1.3 Objetivo

Desenvolver um detector de fases da marcha *online* baseado em palmilha instrumentada *stand-alone* de algoritmo embarcado, facilitando assim testes clínicos independentes de plataforma de força ou sistema de captura de imagens.

1.4 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos do trabalho são:

- Construir uma palmilha única de baixo custo;
- Coletar passos do paciente sobre esteira;
- Configurar em MATLAB um Controlador *Fuzzy* como classificador de fases da marcha;
- Adaptar o algoritmo para versão embarcada através da biblioteca FLL;
- Validar a classificação utilizando o protótipo embarcado final.

2 REVISÃO DE LITERATURA

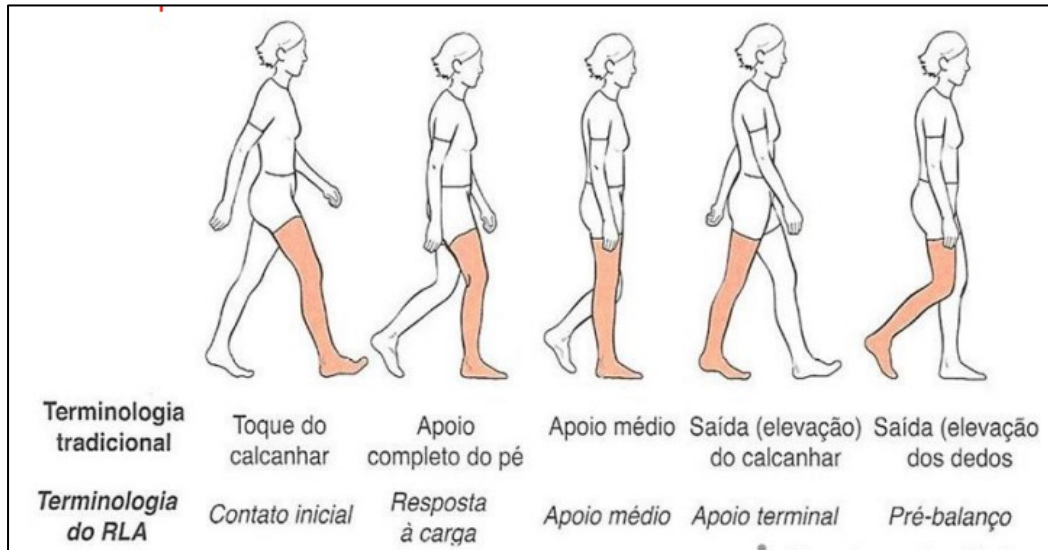
2.1 Marcha Padrão Ouro

Segundo Guimarães (2000), a locomoção humana é basicamente o contato dos pés com uma superfície que pode ser plana ou não. Quando plana e dura, ela exerce uma pressão no corpo, onde o amortecimento da pisada é realizado pelas articulações (tornozelo, joelho, quadril e até mesmo a coluna). Este impacto pode ser amenizado através do melhoramento da pisada e da marcha.

De acordo com Souza (2018), a Marcha é o ato do indivíduo deambular; este ato envolve vários princípios que são utilizados para reconhecer o que é a “marcha normal” ou “marcha ouro”, em algumas literaturas.

Esta marcha possui um ciclo com duas fases: de apoio e de balanço. A fase de apoio representa o tempo que o pé está em contato com o solo e sustentando o peso do corpo. A fase presente se divide em cinco subfases, conforme figura 2:

Figura 2 - Subfases da fase de apoio

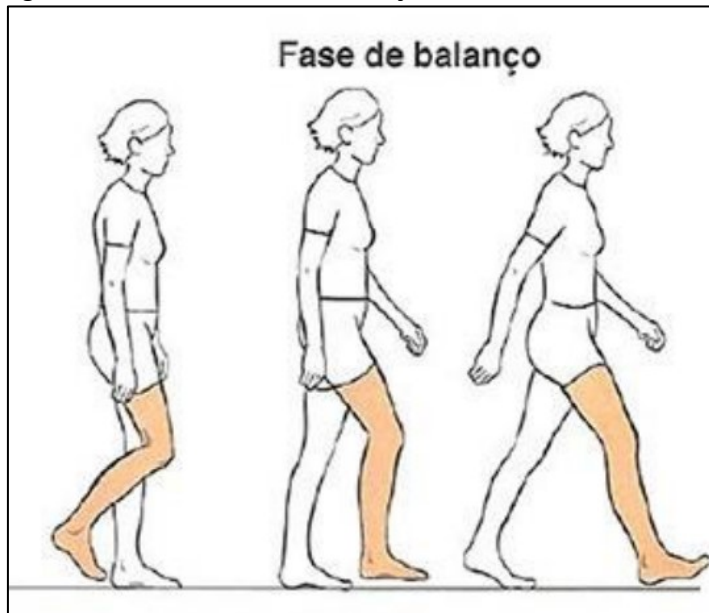


Fonte: Souza (2018)

Na fase de balanço é possível observar o tempo em que o pé está fora do chão e é dividido em três subfases (figura 3):

- Balanço inicial;
- Balanço médio;
- Balanço final.

Figura 3 - Subfases da fase de balanço

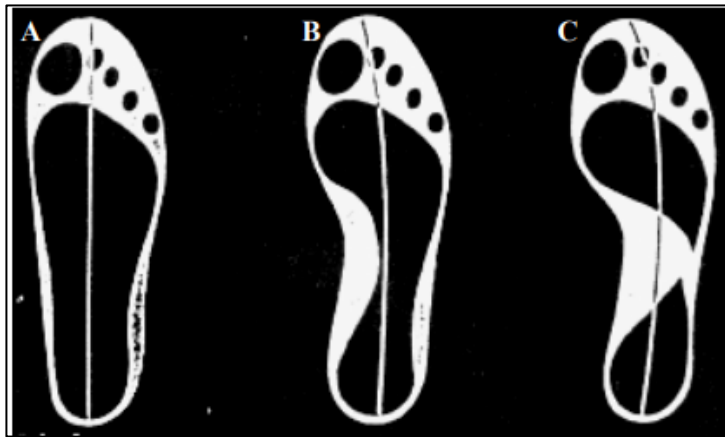


Fonte: Souza (2018)

2.2 Tipos de pés e pisadas

Guimarães (2000) diz que a estrutura do pé determina o tipo de pisada; dentro da formação do pé existem três arcos plantar que são os principais: plano, normal e concavo, como pode ser observado na figura 4:

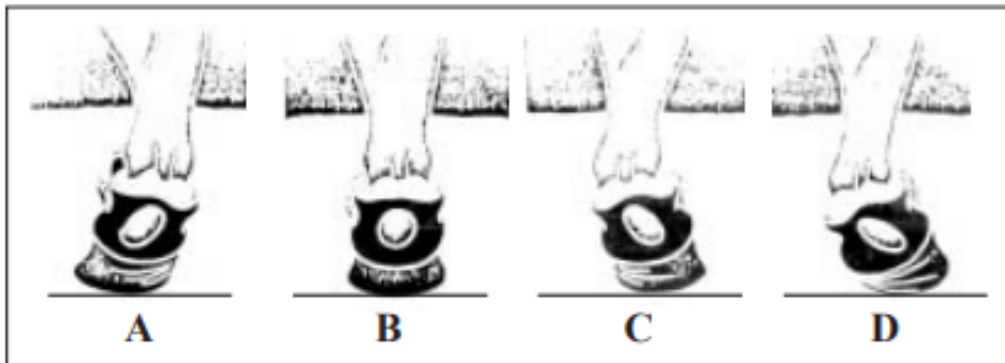
Figura 4 - Tipo de arco plantar



Fonte: Guimarães (2000)

Para estes arcos existem quatro tipos de pisadas: supinador (A), neutra (B), pronador (C) e pronador acentuado (D), como é possível observar na figura 5.

Figura 5 - Tipo de pisada com o pé direito



Fonte: Guimarães (2000)

2.3 Sensores

Sensores consistem em transdutores que convertem uma grandeza física em uma corrente ou tensão elétrica. Um tipo de sensor que encontra uma enorme gama de aplicações em eletrônica é o sensor de força física que pode ser apresentado em duas configurações: FSR e *Ribbon*. Sensores do tipo FSR variam suas resistências de acordo com a pressão mecânica exercida sobre eles. Sensores do tipo *Ribbon* variam sua resistência de acordo com o local onde é aplicada a força.

2.4 Lógica Fuzzy

Segundo Rignel *et al.* (2011), a lógica *fuzzy* é baseada na teoria dos conjuntos *fuzzy*; na lógica uma premissa varia em grau de verdade de 0 a 1, o que pode ser parcialmente verdadeira ou falsa.

Essa lógica surgiu em 1965 com Lofti A. Zadeh para tratar do aspecto vago da informação, a teoria de conjuntos *fuzzy* permite dizer o quão bem um objeto satisfaz uma descrição vaga.

Alguns sistemas que trabalham baseados em lógica *fuzzy* são usados para se ter estimativas, sistemas de controle mecânico, entre outros.

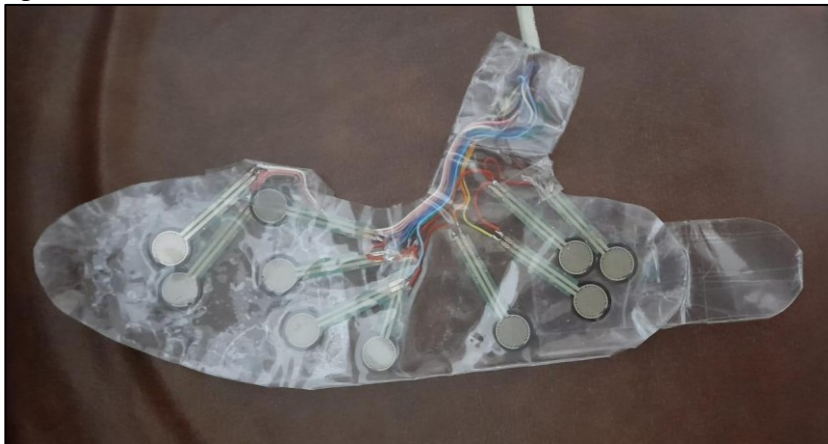
De acordo com Sousa (2016), a lógica *fuzzy*, também conhecida como lógica nebulosa ou difusa, tenta responder questões em que apenas parâmetros como verdadeiro ou falso não conseguem responder. É uma técnica da área da inteligência computacional que simula o comportamento do raciocínio humano e permite representar modelos que tenham certo grau de incerteza ou imprecisão.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia utilizada nos estudos é de caráter exploratório e de campo, pois o protótipo desenvolvido visa ser uma fonte de coleta e análise de dados para auxílio ao diagnóstico em possíveis anomalias da marcha humana. Os ensaios do protótipo foram realizados em um dos autores do trabalho, que concordou em ter os dados obtidos expostos neste trabalho.

Para a construção da palmilha foram utilizados sensores do tipo FSR. Estes sensores foram adicionados ao protótipo para o monitoramento de pressão do passo. Durante a fase de apoio, estes sensores propõem cobrir o movimento da palmilha bem como suas variações de uma forma mais eficiente. A palmilha com os sensores pode ser vista na figura 6.

Figura 6 - Palmilha com sensores

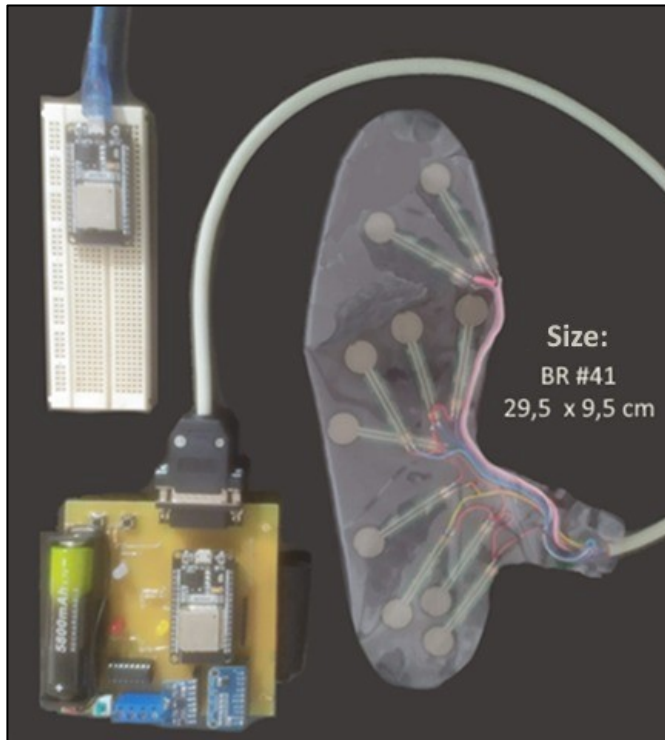


Fonte: Autoria Própria

Quanto a fase de balanço, ou seja, aquela onde o pé não está em contato com o solo, as 3 subfases da fase de balanço são estimadas por um IMU, cobrindo assim todo o ciclo.

As características desejadas para a palmilha são as seguintes: ela deve suportar pressão pontual, detectar o espaço percorrido, ter um tamanho que possibilite o seu uso dentro de um calçado comum, além de ter um dispositivo que possa enviar os dados coletados para um *dashboard*, como podemos observar nas figuras 7 e 8:

Figura 7 – Protótipo Completo



Fonte: Autoria Própria

Figura 8 - Palmilha conectada ao coletor de dados



Fonte: Autoria Própria

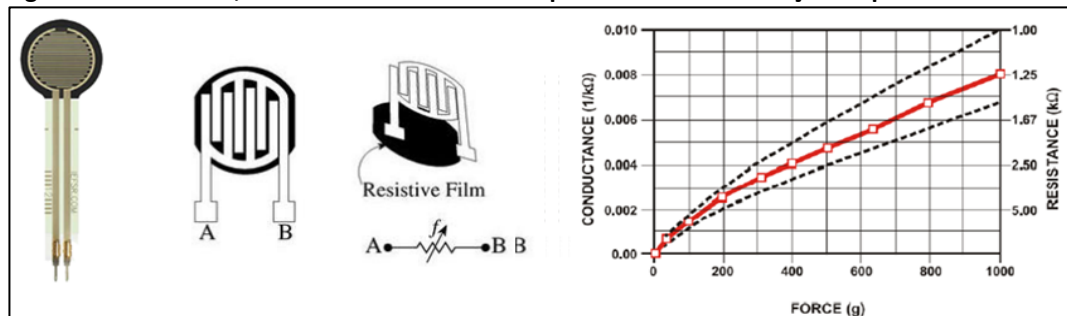
Para a leitura dos sensores será utilizado um ADC (*Analog to Digital Converter* - Conversor Analógico para Digital) com resolução de 10 bits. A taxa de aquisição deve ser rápida o suficiente para permitir ao controlador reação e ou previsão de movimentos, deve também ter baixo consumo energético preferencialmente inferior a 0,2 watts. A construção do protótipo deve ainda permitir o uso, alimentado por fonte externa ou por bateria, com autonomia suficiente para coleta de dados ou ciclo de testes. Associado a isso se pretende que o peso da palmilha não ultrapasse o máximo de 200 gramas de forma que se torne confortável e de uso transparente ao usuário. Para os ensaios deseja-se uma amostragem mínima de 100 Hz ou 100 amostras por segundo, taxa de aquisição condizente com a grande maioria dos dispositivos assistivos de aquisição cinemática da marcha para uso clínico.

3.1 Sensores FSR

Sensores do tipo FSR são frequentemente associados ao uso em projetos com cunho de aplicações biomecânicas, com o propósito de aquisição ou medição das então chamadas forças de contato e ou centro de pressão. Nestas aplicações o uso de FSR permite que ao existir uma variação de pressão exercida em uma área qualquer ocorra uma alteração ôhmica e por consequência uma mudança elétrica no sistema, permitindo a leitura e interpretação de valores pelo controlador. Estes sensores dentro deste tipo de aplicação são considerados de baixo custo e fácil instalação, o que os tornam muito versáteis.

Estes sensores são frágeis, e demandam um cuidado para o seu manuseio, como característica de funcionamento eles apresentam o seguinte comportamento, quanto mais pressão é exercida sobre eles, mais a sua resistência ôhmica diminui, e como característica vantajosa ainda pode ser citado que esta variação ocorre de modo praticamente linear conforme afirma a especificação da Interlink Electronics (2022) vista na figura 9.

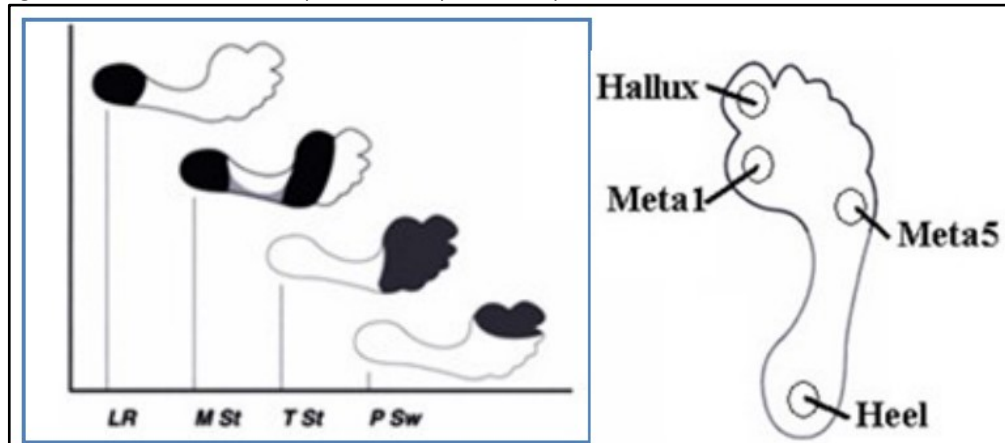
Figura 9 - Sensor FSR, forma construtiva e sua resposta resistiva em função da pressão



Fonte: Interlink (2022)

Para o projeto da palmilha inteligente foram usados quatro exemplares deste sensor, e o local de cada sensor foi definido com base em literaturas (Schmidt, 2006) que apontam os locais com maiores pressões no pé, a saber, o osso do maior dedo do pé denominado hálux (dedo grande do pé), e os outros três exemplares distribuídos no 1º metatarso, 5º metatarso e finalmente no *heel* (calcanhar) conforme é possível ser observado na figura 10.

Figura 10 - Anatomia de um pé humano, pontos de pressão e subfases detectadas



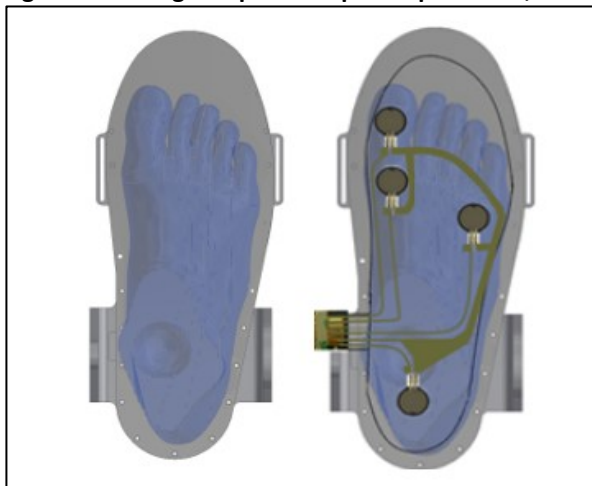
Fonte: Senanayake e Senanayake (2010)

O posicionamento dos sensores do tipo FSR nestes pontos específicos permite que possa ser detectado e diagnosticado se uma pessoa durante a marcha gera subfases conforme a compressão de pontos específicos da sola dos pés.

Como observação adicional é relevante considerar que a construção desta palmilha em larga escala deve considerar os diferentes tamanhos de pé, para que a medição possa ser precisa e atinja o objetivo desejado, no entanto, neste artigo por se tratar de um conceito e por questões que envolvem construção de um protótipo, o tamanho de referência será uma palmilha de tamanho 41 segundo a normalização brasileira para calçados.

Neste protótipo assim como já mencionado anteriormente foi acrescido quatro sensores FSR nas posições já pré-estabelecidas a saber hálux, metatarso 1, metatarso 5 e calcâneo, conforme pode ser observado na figura 11.

Figura 11 - Design da palmilha para o pé direito, alternativa vestível para a palmilha



Fonte: Autoria Própria.

Para a captura ou aquisição de dados dos sensores FSR utilizando o Arduino UNO foram utilizados os seguintes pinos: de A0 a A3 para os sensores FSR conforme pode ser observado na tabela 1.

Tabela 1 - Dados obtidos com os sensores FSR e IMU

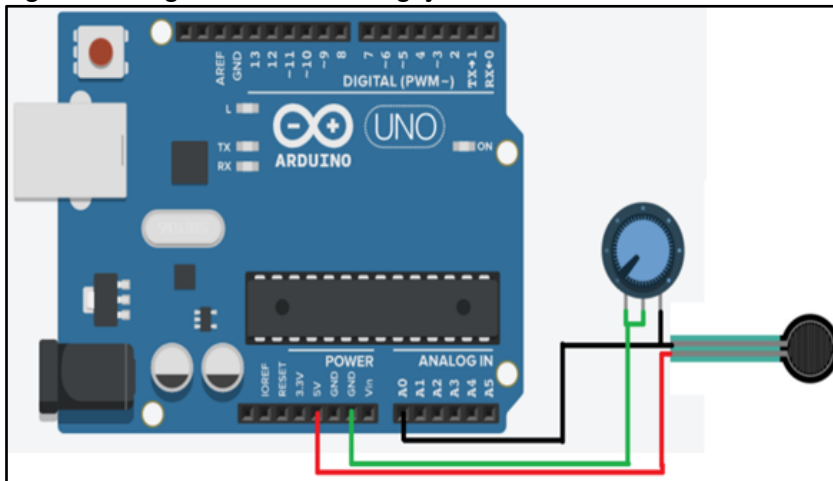
Pinos do Arduino	Sensor na palmilha
A0, A1, A2, A3	FSR (1,2,3,4)

Fonte: Autoria Própria

Os sensores FSR são alimentados em 5 volts, porém para a utilização destes sensores bem como sua calibração, eles foram associados cada um a um potenciômetro, sendo possível assim ser feito um circuito divisor de tensão.

Cada sensor FSR ficará em série com um potenciômetro de 10 k Ω , e o ponto de união entre estes dois componentes será conectada a uma porta analógica do Arduino UNO, a razão da escolha do potenciômetro em vez de um resistor fixo que seria inclusive um custo menor, se dá pelo fato de ser possível uma calibragem dos sensores de modo mais refinado o que ajudará durante os testes. O circuito pode ser observado na figura 12 e será replicado 4 vezes.

Figura 12 - Diagrama funcional de ligação do sensor FSR



Fonte: Autoria Própria

Durante a utilização do sensor FSR ligado a este circuito, visto na figura 12, pode ser observado uma variação de resistência entre 10 k Ω e 100 k Ω , dependendo obviamente da pressão exercida no sensor, desta forma após algumas medições de tensão considerando as variações de pressão exercida com seus valores estimado podem ser observados na tabela 2.

Tabela 2 - Medição de tensão no sensor

Força (lb)	Força (N)	Peso aparente (g)	Resistência do FSR (k Ω)	FSR+R (k Ω)	Corrente passante por FSR+R (mA)	Tensão sobre R (V)
0	0	0	0	∞	0	0
0,04	0,2	20	30	40	0,13	1,3
0,22	1	100	6	0,016	0,31	3,1
2,2	10	1000	1	11	0,45	4,5
22	100	10000	0,25	10,25	0,49	4,9

Fonte: Autoria Própria

Para prosseguir deve se considerar a equação 1:

$$V_o = V_{cc} \frac{R}{(R + R_{FSR})} \quad (1)$$

Onde:

- V_o - Tensão de saída
- V_{cc} - Alimentação do circuito
- R - Resistência do potenciômetro
- R_{FSR} - A resistência do sensor FSR

A tensão V_o é a tensão resultante das alterações de pressão no FSR, e é então conectada na entrada A0 do Arduino.

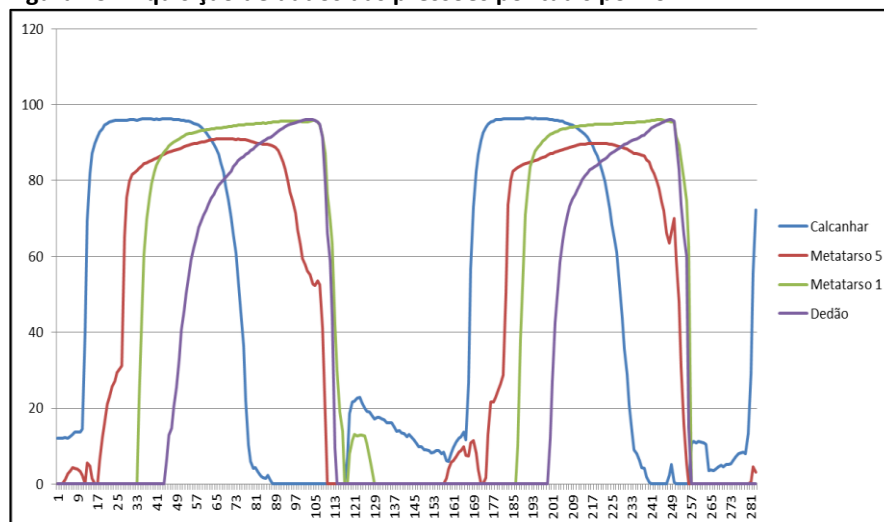
Para a construção do protótipo utilizou-se o modelo 402 fabricado pela empresa Interlink Electronics Company, e tem como algumas de suas características, o tamanho reduzido e ter a sua construção com filme espesso de polímero com espessura de 0,6mm, com toque macio, o que o deixa muito próprio a aplicação em uma palmilha pois mantém um certo conforto ao usuário, ainda como característica relevante o FSR possui um diâmetro de 12,7mm.

Como já comentado, a resistência ôhmica do FSR diminui ao sofrer pressão, este sensor tem como faixa de medição admitida de 0,1 a 100N.

Considerando que o circuito do FSR se repete quatro vezes, para fins de nomenclatura, optou-se por se referir aos sensores como FSR1, FSR2, FSR3 e FSR4, que respectivamente são submetidos às pressões P1, P2, P3 e P4.

Esses valores podem ser observados em forma de gráfico conforme a figura 13, onde a pressão de cada um dos sensores FSR pode ser capturada e demonstrada:

Figura 13 - Aquisição de dados das pressões pontuais por FSR



Fonte: Autoria Própria

3.2 Calibração dos FSRs

Sensores de menor custo e de uso geral, possuem características diversas, e geralmente não apresentam comportamento linear em medição, isso ocorre não apenas quando se comparam modelos diferentes, e sim até mesmo em unidades do mesmo modelo. Sendo assim cada um dos sensores utilizado neste protótipo teve de ser calibrado.

A aplicação utilizando a palmilha inteligente optou-se considerando as características dos sensores e sua faixa de pressão admitida o seguinte procedimento:

Aplicou-se sobre o FSR 9,8N cerca de aproximados 1 kg, manteve-se pressionado por dois segundos e depois liberou-se a força. A leitura destas variações de resistência do FSR se dá pelo ADC embarcado no Arduino que é de uma resolução igual a dez bits, ou seja, 1024 variações de tensão possíveis de serem detectadas.

Essas características se somam às do próprio circuito montado como uma ponte resistiva já apresentado anteriormente. Desta forma, nota-se que a tensão de entrada do circuito é de 5 VCC, logo é possível na equação 2 abaixo que:

$$FSR = V_{FSR} \cdot \frac{1024}{V_{in}} \quad (2)$$

Onde: FSR – se refere a leitura obtida em bits.

V_{FSR} – A tensão medida em volts.

1024 – A resolução do ADC utilizado no Arduino.

V_{IN} – A tensão de alimentação nominal de 5 VCC.

A resistência de um sensor FSR é obtida pela equação 3, em que R_2 é o resistor na configuração do divisor de tensão, visto na figura 12.

$$RES = V_{in} \cdot R_2 \cdot V_{in} \left(\frac{\text{Passos FSR}}{ADC} \right) - R_2 \quad (3)$$

Uma vez considerada resolvida a calibração dos sensores do tipo FSR, ressalta-se que funcionando em paralelo há um sensor IMU, que dadas as suas características consegue captar e mensurar o deslocamento, velocidade e a aceleração do pé.

Estes dois sensores são utilizados para o monitoramento da então chamada fase de marcha, tornando possível a mensuração de angulação dos membros, e o comportamento da palmilha em situação de balanço.

3.3 Recursos internos da IMU utilizada

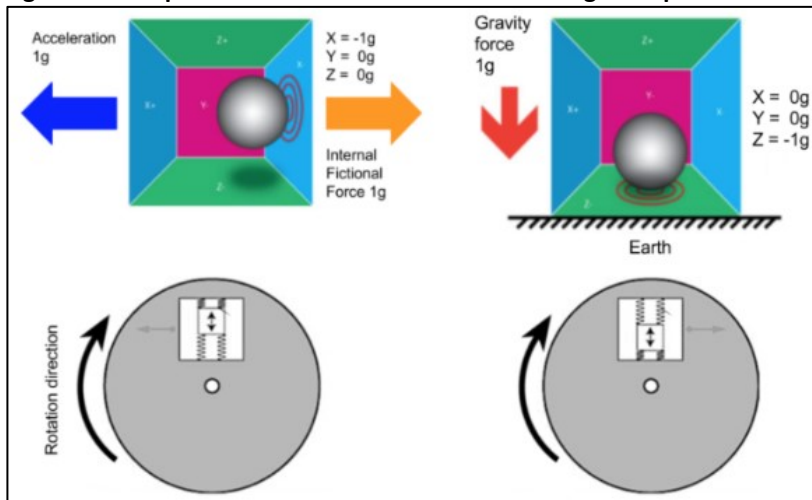
Para este protótipo está sendo utilizado o IMU MPU6050 que é dotado de um acelerômetro e um giroscópio, com alguma margem de erro que é associado sempre às suas próprias características construtivas. Alguns destes dados podem ser observados na tabela 3.

Tabela 3 - Características técnicas do MPU6050

I2C Digital-output of 6-axis MotionFusion data in rotation matrix, quaternion, Euler Angle, or raw data format	
Input Voltage	2.3 - 3.4V
Selectable Solder Jumpers	CLK, FSYNC and AD0
Tri-Axis angular rate sensor (gyro) a full-scale range	± 50 , ± 500 , ± 1000 , and ± 2000 dps
Tri-Axis accelerometer with a full scale range of	$\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ and $\pm 16g$
Digital Motion Processing™ (DMP™) engine offloads complex MotionFusion, sensor timing synchronization and gesture detection	
Embedded algorithms for run-time bias and compass calibration. No user intervention required	
Digital-output temperature sensor	
Dimensions	25.5 x 15.2 x 2.48mm

Fonte: TDK Electronics (2015)

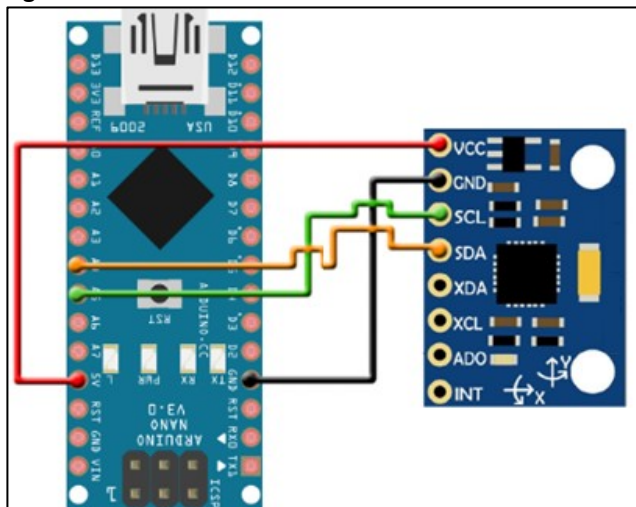
A figura 14 também obtida na mesma fonte da tabela 3 demonstra ou ilustra o chamado funcionamento das franjas semicondutoras internas do IMU que está sendo utilizado neste projeto. Sendo válido tanto para o acelerômetro quanto para o giroscópio.

Figura 14 - Resposta dinâmica do acelerômetro e do giroscópio IMU

Fonte: TDK Electronics (2013)

A ligação do IMU com o microcontrolador é ilustrada na figura 15.

Figura 15 - Conexão entre o IMU e o Arduino NANO



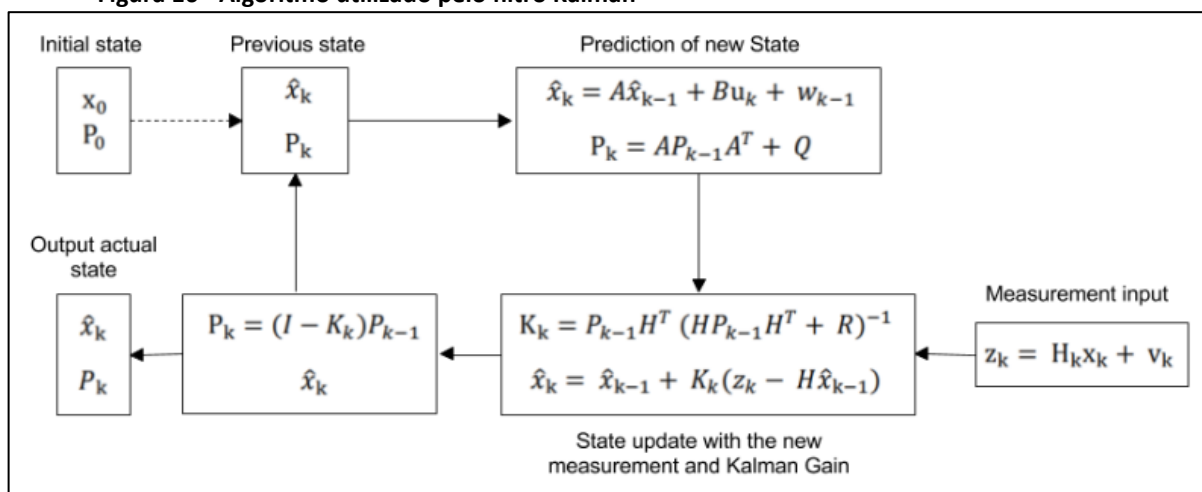
Fonte: Autoria Própria

Para o uso deste sensor foi considerado uma característica nativa, algo bastante particular e já bem conhecido nesta esfera, que é uma taxa de ruído no acelerômetro e um funcionamento que é chamado de *drift* ou giroscópio à deriva, e considerando esses erros foi adotado uma fusão entre os dois sensores. Para tanto usou-se um método largamente aceito também conhecido como filtro de Kalman, que entre outros atributos nas literaturas é tido como muito confiável.

3.4 Filtro de Kalman sob a IMU

A correção de erros utilizando um *Kalman Filter* (Filtro de Kalman) é apresentada nas literaturas como uma técnica clássica para estimativa de estados, o seu uso é muito abrangente tendo aplicações como, por exemplo, no controle de veículos autônomos, robôs autônomos, sistemas lineares com erro gaussiano entre outros sistemas. Na figura 16 pode ser observado o algoritmo de seu funcionamento.

Figura 16 - Algoritmo utilizado pelo filtro Kalman



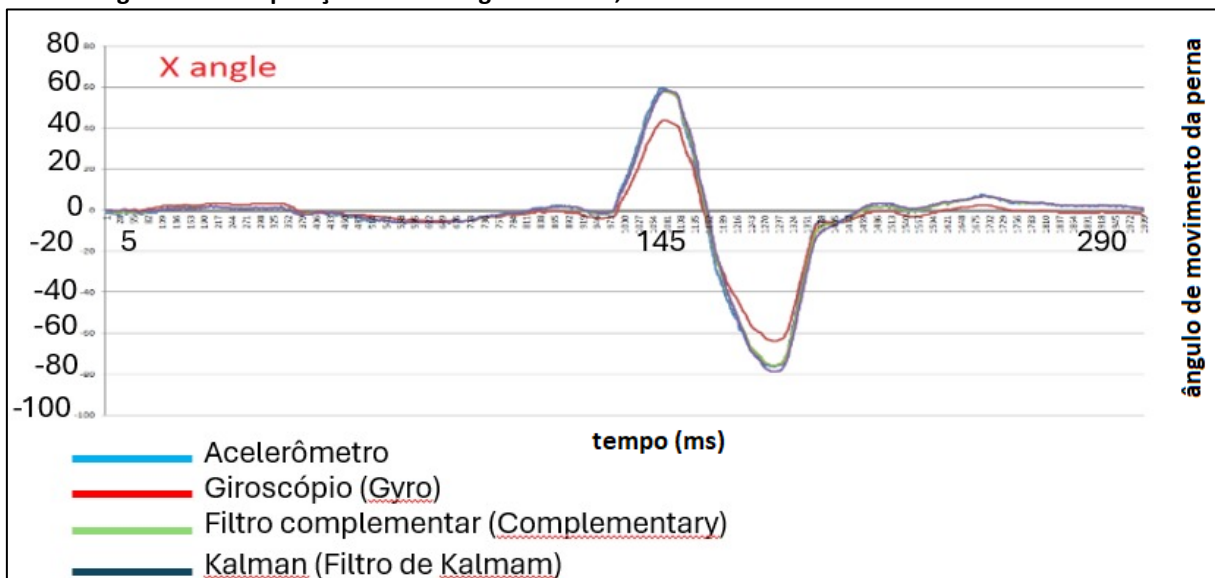
Fonte: Kalman, 1960.

A técnica de filtro de Kalman (KF), tem como característica a aquisição de informação mesmo em sinais ruidosos, sendo necessário pouco recurso computacional de processamento e memória, sendo assim essas suas características mais fortes ele é frequentemente usado em sistemas com estimativa de movimento como por exemplo robótica e sistemas lineares.

No projeto da palmilha o filtro KF une as informações do giroscópio e do acelerômetro para uma maior confiabilidade dos dados.

Para uma tomada de decisão na escolha deste filtro foi realizado o seguinte teste: inicialmente o IMU foi testado sem nenhum tipo de filtro, e dada algumas condições apresentou uma margem de erro acima do tolerado, perdendo referência de posição e velocidade, já com o uso do KF que como fator adicional permite dar peso às influências do sinal, melhorar as respostas e determinar as tendências do sistema. A figura 17 ilustra como o diagrama é utilizado para validar as respostas junto ao software MATLAB®

Figura 17 - Comparação entre o ângulo do IMU, e suas versões filtradas



Fonte: Aatoria Própria

A função ou a utilização do sinal obtido neste sensor IMU, complementa a fórmula *fuzzy* para a detecção da fase de marcha que o paciente se encontra. Esse sinal após ser tratado com o filtro KF, torna a percepção do sistema da fase de marcha em momento de balanço mais assertivo.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Para a classificação das fases de marcha optou-se pelo controle baseado em *fuzzy* ou lógica nebulosa, que é uma variação da lógica booleana que permite a aplicação de funções lógicas para a comparação de dados (Zadeh,1965) (Zadeh,1984) (Zadeh,1996).

A opção do controle realizado por *fuzzy*, que é uma técnica bastante comum na indústria, se deu em grande parte pela sua parcial facilidade de implementação frente a outras técnicas uma vez que o controle se dará em mais de um sinal de modo simultâneo (Simões; Shaw, 2007).

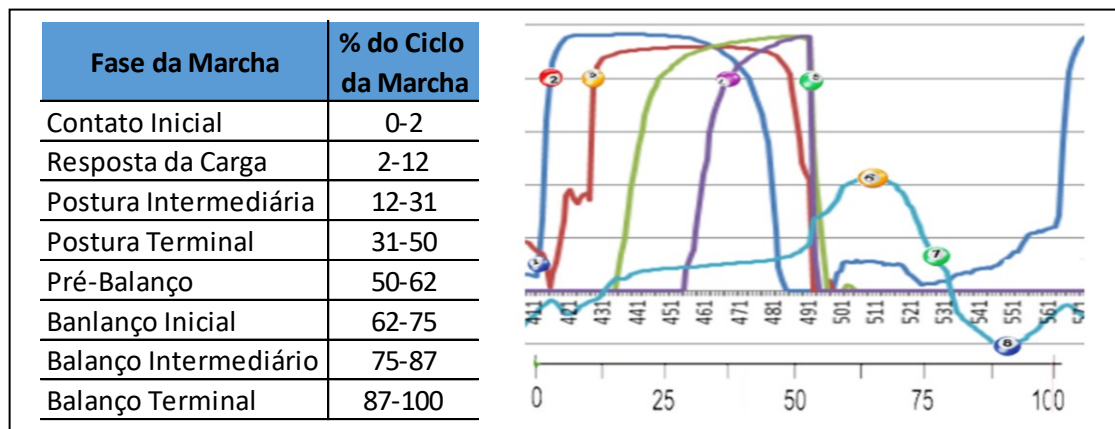
Esta também é uma solução técnica recomendada para problemas não lineares, permitindo também o controle de vários sistemas (Simões; Shaw, 2007).

Para este protótipo uma vez que se tem como entradas de dados os quatro FSR e o IMU, somando-se cinco entradas ao controlador *fuzzy*, optou-se por distribuir o controle da seguinte forma: as fases da marcha que sofrerem pressão serão monitoradas pelos FSR enquanto as fases da marcha em balanço ficarão por conta do IMU.

As fases de marcha serão distribuídas em oito etapas a fim de fechar o ciclo. A escolha de oito fases se dá baseada na literatura de Perry (2005).

Com o sistema em funcionamento, foram feitos mais de cem ciclos utilizando a referência de marcos sobre o sinal obtido da palmilha, a fim de configurar e estimar o controlador do sistema feito sobre *fuzzy*. Com esses dados obtidos, e comparados com a tabela de marcos, anotou-se os pontos de referência em fase de marcha como pode ser observado na figura 18.

Figura 18 - Marcos percentuais das fases da marcha e vinculados a passada com a palmilha inteligente



Fonte: Adaptado de Perry (2005)

A figura 18 relaciona as pressões exercidas durante a marcha ao percentual sugerido por Perry (2005). Estes marcos servem para melhor orientar o programador da lógica fuzzy na hora de determinar a faixa das funções de pertinências e quais devem ser as regras mais significantes. Segundo Perry, após coletas exaustivas numa população, foi determinada as faixas medias da onde se encontra cada fase postural, percentualmente, dentro do ciclo de marcha.

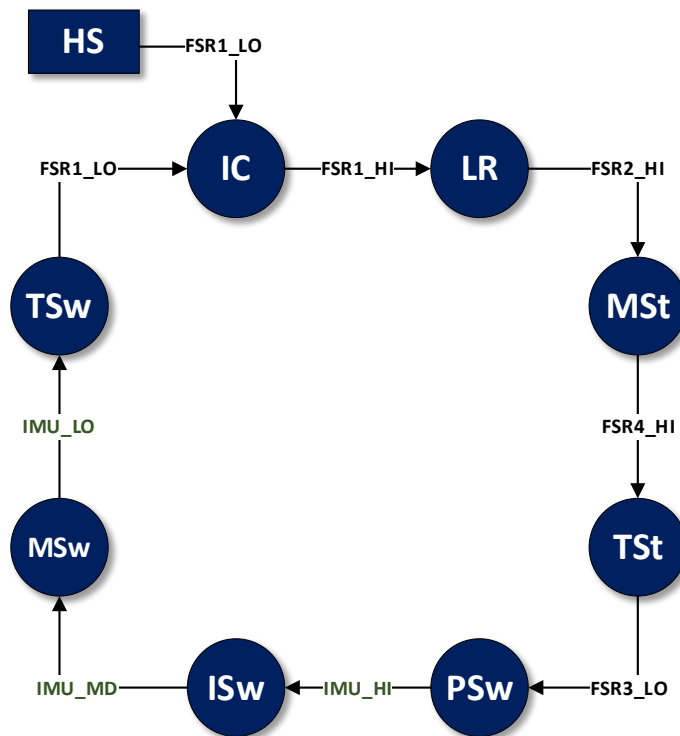
A leitura de dados dos FSR da palmilha envia sinais ao controlador que os processa como máquina de estados. Sendo o primeiro estado desse ciclo o momento em que o calcanhar é pressionado contra o solo, esse momento recebe o nome de HS, e é monitorado pelo FSR1, e os demais movimentos dos pés ou do pé, dá sequência ao monitoramento dos demais FSRs.

Como nota vale dizer que a leitura feita pelos sensores que estão alimentados em 5V, é convertida a pressão para um valor equivalente de tensão que atribui um peso de 0 a 100%.

Para a leitura destes valores convencionou-se da seguinte maneira: quando a pressão estiver inferior a 25% da amplitude máxima, considera-se nível baixo e acima de 75% da amplitude máxima da tensão de Vcc do circuito determina-se como valor de nível alto. Esses valores de mínima e máxima são aplicados principalmente considerando as fases de balanço.

Uma vez todos os pontos sendo determinados, é possível que seja então proposta a sequência a ser executada pelo controlador *Fuzzy Digital Signal Processing Group* (Grupo de Processamento Digital de Sinais), que fará o controle da máquina de estados (figura 19).

Figura 19 - Sequência lógica da máquina de estados da palmilha



Fonte: Autoria Própria

A figura acima representa visualmente o ciclo da marcha humana, detalhando as diferentes fases e as transições entre elas. Aqui está uma explicação mais detalhada de cada fase e como elas estão relacionadas aos sensores mencionados:

HS (Heel Strike - Golpe de Calcanhar):

É o início do ciclo da marcha, quando o calcanhar toca o chão. FSR1_LO (Sensor de Força Resistente 1 - Baixo) detecta este primeiro contato.

IC (Initial Contact - Contato Inicial):

É o momento em que todo o pé faz contato com o chão pela primeira vez. Transição para próxima etapa através de FSR1_HI (Sensor de Força Resistente 1 - Alto).

LR (Load Response - Resposta de Carga):

É a fase inicial de suporte onde o peso corporal se estabiliza sobre o pé. Transição para próxima etapa através de FSR2_HI (Sensor de Força Resistente 2 - Alto).

MSt (Mid Stance - Suporte Médio):

O corpo está diretamente sobre o pé de suporte. Transição para próxima etapa através do sensor FSR4_HI (Sensor de Força Resistente 4 - Alto).

TSt (Terminal Stance - Suporte Terminal):

É a fase final de suporte antes do calcanhar se levantar do chão. Transição para próxima etapa através do sensor FSR3_LO (Sensor de Força Resistente 3 - Baixo)

PSw (Pre Swing - Pré-Balanço):

Prepara o descolamento do pé para iniciar o balanço. Transição para próxima etapa através do sensor IMU_HI (Unidade de Medição Inercial - Alto).

ISw (Initial Swing - Balanço Inicial):

É o início do balanço do pé para a frente. Indicador: IMU_MD (Unidade de Medição Inercial - Médio) pode registrar movimentos para detectar esta fase.

MSw (Mid Swing - Balanço Médio):

O pé está no meio do ciclo de balanço. Transição próxima etapa através de IMU_LO (Unidade de Medição Inercial - Baixo).

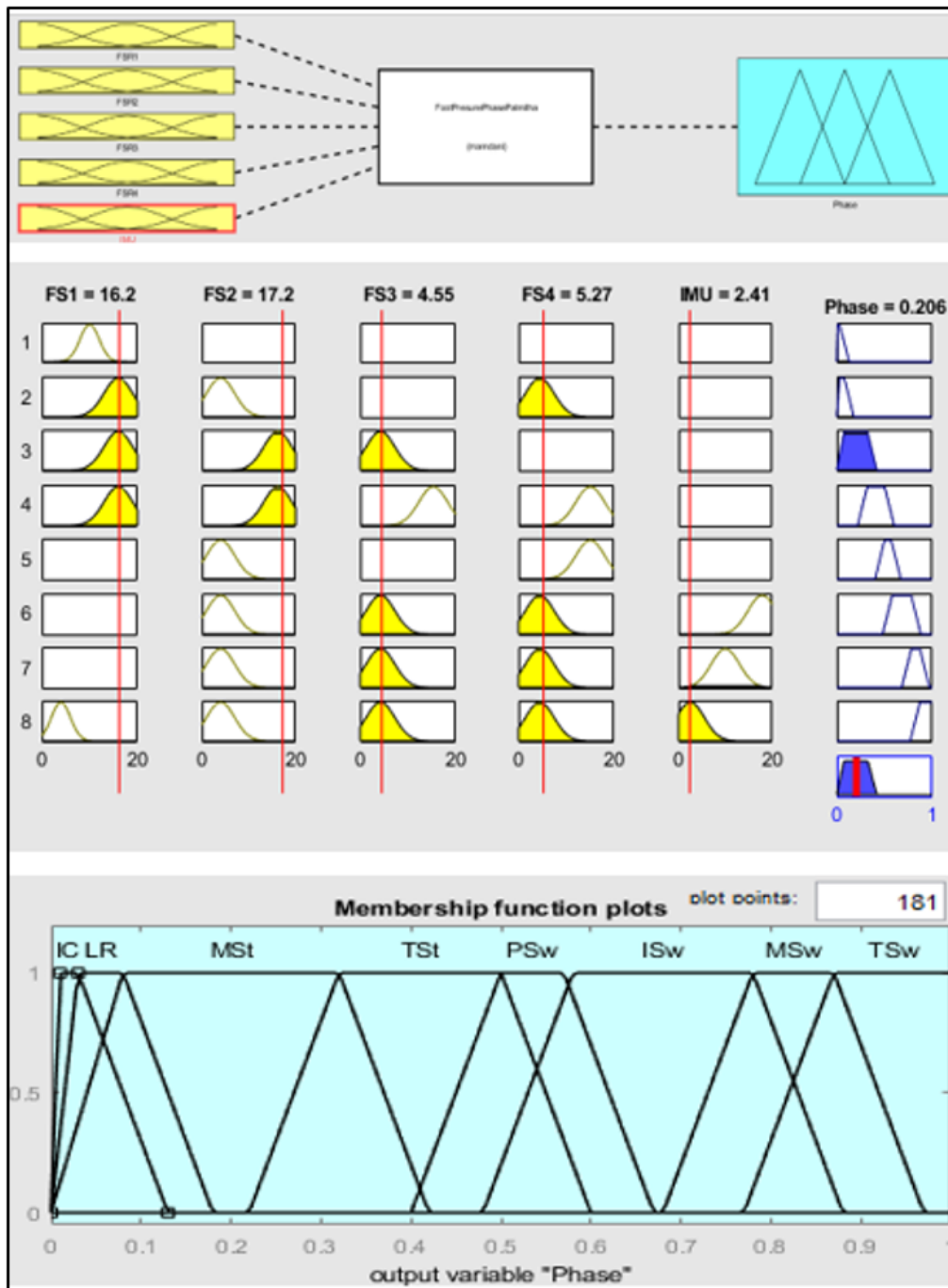
TSw (Terminal Swing - Balanço Terminal):

É a fase final do balanço antes do pé se preparar para o próximo *Heel Strike*. Indicador: FSR1_LO.

Este ciclo continua repetitivamente enquanto uma pessoa caminha. Os sensores FSR detectam as forças aplicadas ao solo, enquanto os IMUs registram os movimentos angulares e lineares do corpo para identificar as transições entre as fases da marcha.

Após a coleta de dados pela palmilha, estes foram enviados ao software MATLAB® para serem analisados por um controlador *fuzzy* do tipo *mamdani*, de cinco entradas. E comparadas as oito fases discretas que compõem o ciclo de marcha, esta análise pode ser vista na figura 20.

Figura 20 - Visualização gráfica do controlador *fuzzy* em MATLAB



Fonte: Autoria Própria.

- A- Esquema do classificador com 5 entradas (FSRs e 1 IMU) e uma saída (fase).
- B- Testador de controlador *Fuzzy* existente no tool box do Matlab para teste dinâmico do classificador. Em amarelo, estão as funções de pertinência que contribuem para a composição do valor do resultado para acionamento da fase de interesse (em azul).
- C- Distribuição das 8 funções de pertinência da saída divididas em função do percentual de 0-100% (normalizados de 0 a 1) do ciclo de marcha.

As regras para a associação de saída de fase para cada fase do ciclo de marcha foram feitas utilizando um operador chamado de inferência. No caso deste controlador foi usado o operador AND para a confecção deste controlador, e as regras podem ser observadas na tabela 4 que depois foram embarcadas em Arduino utilizando a biblioteca *Fuzzy eFLL*.

Tabela 4 - Regras do controlador *fuzzy*

Condição	Estado Resultante
If (FS1 is mid)	Phase is IC
If (FS1 is high) and (FS2 is low) and (FS4 is low)	Phase is LR
If (FS1 is high) and (FS2 is high) and (FS3 is low)	Phase is MSt
If (FS1 is high) and (FS2 is high) and (FS3 is high) and (FS4 is high)	Phase is TSt
If (FS2 is low) and (FS4 is high)	Phase is PSw
If (FS2 is low) and (FS3 is low) and (FS4 is low) and (IMU is high)	Phase ts ISw
If (FS2 is low) and (FS3 is low) and (FS4 is low) and (IMU is mid)	Phase is MSw
If (FS1 is low) and (FS2 is low) and (FS3 is low) and (FS4 is low) and (IMU is low)	Phase is TSw

Fonte Autoria Própria.

Após lido e quantificado os valores pelo ADC do Arduino nano, o valor será tratado pelo classificador *fuzzy* seguindo a máquina de estados finitos já apresentados, para definir a posição de maior pressão plantar naquele momento.

Com base nos dados coletados por essa palmilha também é possível extrair valores como:

- O pulso de *strobe* que dá início a marcha;
- O comprimento da passada;
- O tempo de passada.

O controlador geral a princípio monitora os sinais que determinam as fases de marcha e o início da marcha, também chamado de sinal de *strobe*. Para o protótipo também foi elaborado um simulador de palmilha para coleta e processamento de dados.

Para o sinal *strobe* que dá início a marcha foi adicionado um potenciômetro para simular diferentes velocidades de passos, sendo uma faixa entre 0,9 e 1,34 metros por segundo, o que significa o padrão de velocidade entre os diferentes sexos.

Foi implementada uma lógica para a impressão da marcha em um display, este por sua vez considera a velocidade média do passo, caso ocorra uma variação abrupta de velocidade isso pode acarretar uma perda de referência temporária. Para atenuar esta perda temporária de referência, utilizou-se um filtro de velocidade média entre as últimas cinco passadas, mas que ainda assim não resolveu de forma completa o problema. Desta forma um controlador de nível em função do percentual da marcha se fez necessário.

Nesta mesma linha também foi incorporado de modo temporário o controle de admitância, sendo este mais atuante na flexão dos joelhos. Algo que também foi ajustado foi a latência do sistema, a ser disparado em 50% da fase de marcha.

Para um acerto melhor no controle de variáveis, se fez necessário o uso de uma esteira onde pessoas com tamanhos e pesos diferentes pudessem usar a palmilha e assim, mais dados pudessem ser computados para um acerto de lógica e algoritmo, reduzindo o erro e a latência do sistema.

4.1 Gerador ONLINE de trajetória

Para ser considerado satisfatório o mapeamento de marcha de uma pessoa com perna sadia, em suas variantes de peso e altura, passa a ser possível traçar as diferenças com uma pessoa de perna não sadia, sendo assim possível detectar os pontos onde a reabilitação é necessária. Sendo ainda digno de nota que os padrões para marcha de um joelho são baseados na norma ABNT 14243-1 (2002).

O primeiro ponto é determinar a velocidade da passada. Isso se dá com uma amostra de pelo menos dez passos sobre uma esteira. A velocidade é obtida pela equação 4.

$$V_{passada} = K \cdot \left(\frac{t_{HS_posterior} - t_{HS_atual}}{t} \right) \quad (4)$$

$$V_m = \frac{10 * V_{passada}}{10} \quad (5)$$

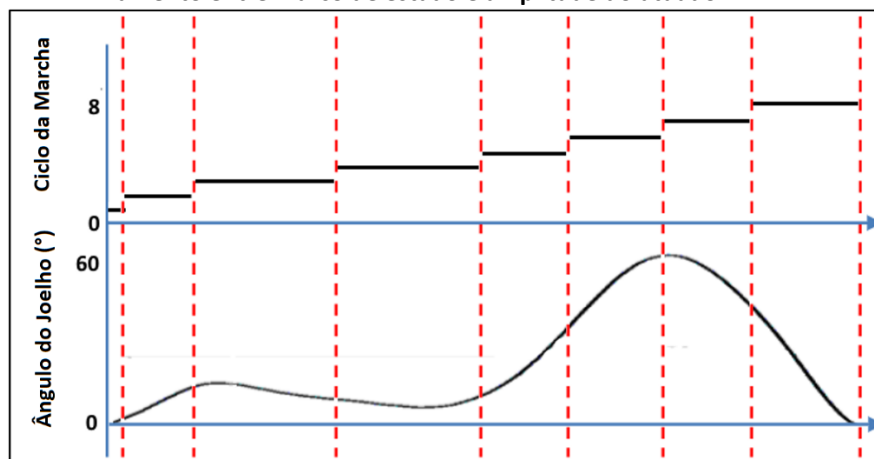
Os dez períodos são armazenados na memória do controlador utilizando um *array*, para ser possível determinar a média entre os passos.

Fazendo uso de um gerador de média móvel com dez janelas online, é possível apresentar todos os pontos medidos na trajetória e assim determinar quais os pontos da perna que se deseja reabilitar.

Como os sistemas utilizam filtros de antecipação de movimentos, ganha-se tempo de processamento, que será utilizado principalmente caso ocorra falha temporária na aquisição de dados.

A figura 21 mostra as oito fases de marcha de uma perna sadia, considerado pela literatura como padrão ouro. Estes pontos se tornam a referência para o ajuste e regulação do atraso de ataque e para monitorar os ângulos padrões para o caminhar de um ser-humano.

Figura 21 - Alinhamento entre marco de estado e amplitude do atuador



Fonte: Autoria Própria.

Na figura é possível observar o ângulo do joelho em relação ao avanço da marcha (cada um dos oito passos).

Para se obter o melhor resultado buscou-se a maior covariação entre os dois sinais vistos na figura acima, sendo assim foi criada uma tabela com os valores adotados para este controlador, que pode ser observado na tabela 5:

Tabela 5 - Covariação entre amplitude ouro e optada

Fase	Fim do Marco (% do ciclo da marcha)	Ângulo real	Ângulo inferido
IC	0	0	0
LR	12	13,8	14
MSt	31	8,5	8,5
TSt	50	11,1	7,5
PSw	62	34,8	35
lsw	75	59	62
MSw	87	36,9	37
TSw	100	0	0

Fonte: Autoria Própria.

5 CONCLUSÃO

O objetivo do trabalho foi desenvolver um protótipo de uma palmilha inteligente, que capturasse os dados obtidos com as passadas humana e enviasse para um classificador, de modo a caracterizar a marcha humana.

Os sensores estrategicamente posicionados foram capazes de capturar em um range normalizado os sinais provenientes das passadas humana.

O filtro utilizado se mostrou como uma poderosa ferramenta para filtrar ruídos provenientes da palmilha, o que permitiu um melhor tratamento do classificador *fuzzy*.

A utilização da lógica *fuzzy* como classificador da marcha humana se mostrou muito robusta, pois com sua implementação no Matlab conseguiu identificar e classificar cada um dos ciclos da marcha. Após a calibração do classificador *fuzzy*, foi possível notar o bom funcionamento cíclico da máquina de estados e os patamares impressos das fases da marcha mostraram-se regulares quando um sujeito caminhava sob uma velocidade fixa de 1,3 m/s.

O sistema se mostrou robusto para uso clínico, embora tenha sido seu classificador ajustado para um único sujeito. Para trabalhos futuros sugere-se a aferição do classificador por um número maior de sujeitos, além de um modelo mais preciso do classificador da marcha.

Como trabalho futuro, pretende-se desenvolver um *frontend* gráfico dedicado a monitoria das fases da marcha e a indicação instantânea de alguma anormalidade na caminhada.

REFERÊNCIAS

ALMUTEB, Ibrahim; HUA, Rui; WANG, Ya. Smart insoles review (2008-2021): applications, potentials, and future. **Smart Health**, v. 25, p. 1-18, set. 2022. <http://dx.doi.org/10.1016/j.smhl.2022.100301>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S2352648322000368>. Acesso em: 18 jun. 2024.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **ABNT NBR ISO 14243-1:2012**: Implantes para cirurgia — Desgaste de próteses totais de articulação de joelho Parte 1: Parâmetros de carregamento e deslocamento para máquinas de ensaio de desgaste com controle de carga e correspondentes condições de meio para ensaio. 2 ed. Rio de Janeiro, 2012. 17 p.

BINMASOUD, Ahmed; CHENG, Qi. Design of an IoT-based Vehicle State Monitoring System Using Raspberry Pi. *In*: INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRICAL ENGINEERING RESEARCH & PRACTICE (ICEERP)., 2019, Sydney, IEEE: 2019. v. 1, p. 1-6. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8956975/citations#citations>. Acesso em: 22 nov. 2023.

BOULTON, A. J. M.; KIRSNER, R. S.; VILEIKYTE, L. Clinical practice: neuropathic diabetic foot ulcers. **The New England Journal of Medicine**. v. 351, n. 1, p. 48-55, 2004. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15229307/>. Acesso em: 9 nov. 2023.

DEEN, M. J. Information and communications technologies for elderly ubiquitous healthcare in a smart home. **Personal and Ubiquitous Computing**. v. 19, p. 573–599. 2015. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00779-015-0856-x>. Acesso em: 9 nov. 2023.

DING, Shuo; OUYANG, Xiaoping; LI, Zhihao; YANG, Huayong. Proportion-based fuzzy gait phase detection using the smart insole. **Sensors And Actuators A: Physical**, v. 284, p. 96-102, dez. 2018. Elsevier BV. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sna.2018.10.019>. Acesso em: 17 jun. 2024.

FRANCO, Pedro S.; SILVA, Caio Borella P. da; ROCHA, Emmanuel S. da; CARPES, Felipe P. Análise da variabilidade e repetibilidade da pressão plantar durante a marcha de idosos. **Revista Brasileira de Reumatologia**, v. 55, n. 5, p. 427-433, out. 2015. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbr/a/6Cw4dkmWZDDnxZwDYGJKSdw/?lang=pt>. Acesso em: 22 nov. 2023.

GUIMARÃES, G. V.; *et al.* Pés: devemos avaliá-los ao praticar atividade físico esportiva? **Revista Brasileira de Medicina do Esporte**, v. 6, n. 2, p.57-59, 2000. Disponível em: <https://www.scielo.br/j/rbme/a/yZrgtsXpqj4XqHLtdJT5mrP/abstract/?lang=pt>. Acesso em: 9 nov. 2023.

HORAK, Fay; KING, Laurie; MANCINI, Martina. Role of Body-Worn Movement Monitor Technology for Balance and Gait Rehabilitation. **Innovative Technologies: Special Series**, v. 95, n. 3, p. 461-470, mar. 2015. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25504484/>. Acesso em: 22 nov. 2023.

INTERLINK (org.). **Interlink Electronics**. 2022. Disponível em: <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>. Acesso em: 09 nov. 2023.

KALMAN, R. E. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. **Transactions Of The Asme–Journal Of Basic Engineering**. , p. 35-45. 1960. Disponível em: <https://www.unitedthc.com/DSP/Kalman1960.pdf>. Acesso em: 22 nov. 2023.

MOREIRA, Melkzedekue de Moraes Alcântara Calabrese. **palmilha com piezoletretos para análise de compartamento de marcha**. 2020. 134 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Mecânica, Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2020. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/18/18162/tde-10022021-084947/pt-br.php>. Acesso em: 18 jun. 2024.

PERRY, J. **Análise de Marcha: marcha normal**, v. 1. ed. São Paulo: Manole, 2005.

RIGNEL, Diego Gabriel de Sousa; CHENCI, Gabriel Pupin; LUCAS, Carlos Alberto. Uma introdução a lógica *Fuzzy*. **Revista Eletrônica de Sistemas de Informação e Gestão Tecnológica**. v. 1., n. 1, p. 19-23, 2011. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/228520428_Uma_Introducao_a_Logica_Fuzzy. Acesso em: 9 nov. 2023.

SCHMIDT, Ademir. **Estudo da distribuição da pressão plantar e do equilíbrio corporal em corredores de longa distância**. 2006. 145p. Tese (Doutorado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Educação Física, Campinas, SP. Disponível em: <https://hdl.handle.net/20.500.12733/1604070>. Acesso em: 22 nov. 2023.

SIMÕES, Marcelo Godoy; SHAW, Ian S. **Controle e modelagem Fuzzy**. 2. ed. São Paulo: Blucher, 2007.

SOUSA, Rogério Pereira de. **Classificação linear de bovinos: criação de um modelo de decisão baseado na conformação de tipo “true type” como auxiliar a tomada de decisão na seleção de bovinos leiteiros**. Dissertação - (Mestrado em Engenharia de Produção e Sistemas). Universidade do Vale do Rio dos Sinos – UNISINOS, São Leopoldo – RS, 2016. Disponível em: <http://repositorio.jesuita.org.br/handle/UNISINOS/5896?show=full>. Acesso em: 09 nov. 2023.

SENANAYAKE, Chathuri M.; SENANAYAKE, S.M.N. Arosha. **Evaluation of gait parameters for gait phase detection during walking**. In: IEEE CONFERENCE ON MULTISENSOR FUSION AND INTEGRATION, 2010, Salt Lake City, IEEE, p. 127-132, set. 2010. <http://dx.doi.org/10.1109/mfi.2010.5604472>. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5604472>. Acesso em: 14 fev. 2024.

SOUZA, Lua. **Fases da Marcha Humana**. Biomecânica da Marcha. E-book Praticando Fisio. 2018.

SUBRAMANIAM, S.; Majumder, S.; Faisal, A.I.; Deen, M.J. Insole-based systems for health monitoring: current solutions and research challenges. **Sensors**, v. 22, n. 438, 2022. <https://doi.org/10.3390/s22020438>. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/22/2/438>. Acesso em: 09 nov. 2023.

TAHIR, Anas M.; CHOWDHURY, Muhammad E. H.; KHANDAKAR, Amith; AL-HAMOUZ, Sara; ABDALLA, Merna; AWADALLAH, Sara; REAZ, Mamun Bin Ibne; AL-EMADI, Nasser. A systematic approach to the design and characterization of a smart insole for detecting Vertical Ground Reaction Force (vGRF) in Gait Analysis. **Sensors**, v. 20, n. 4, p. 957, 11 fev. 2020. MDPI AG. <http://dx.doi.org/10.3390/s20040957>. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7070759/>. Acesso em: 18 jun. 2024.

TDK Electronics (org.). **TDK Electronics**. 2013. Disponível em: <https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/1132807/TDK/MPU-6050.html>. Acesso em: 09 nov. 2023.

VAUGHAN, C. L.; DAVIS, B. L.; O'CONNOR, J. C. Dynamics of human gait. Human Kinetics Howard Place: Kiboho, 1992. E-book. Disponível em: <https://analisedemarcha.com/papers/livro/GaitBook.pdf>. Acesso em: 14 fev. 2024.

ZADEH, Lotfi A. Fuzzy Logic = computing with words. **IEEE Transactions On Fuzzy Systems**, v. 4, n. 2, p. 103-111, maio 1996. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/493904>. Acesso em: 22 nov. 2023.

ZADEH, L. A. Fuzzy sets. **Information And Control**, v. 8, p. 338-353, 1965. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S001999586590241X>. Acesso em: 22 nov. 2023.

ZADEH, Lotfi A. Review of a mathematical theory of evidence. **AI Magazine**, v. 5, n. 3, p. 81-83, 1984. Disponível em: <https://ojs.aaai.org/aimagazine/index.php/aimagazine/article/view/452>. Acesso em: 22 nov. 2023.

Sobre os Autores

ⁱ Diogo Santos de Farias



Possui graduação em Automação Industrial pela Faculdade Flamingo (2012), e pós-graduação lato sensu em Industria 4.0 pela Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica (2023). Tem experiência na área de sistemas embarcados com ênfase em Projetos de Máquinas e Planejamento de Manutenção.

ii **Ricardo Martinez Vicentini**



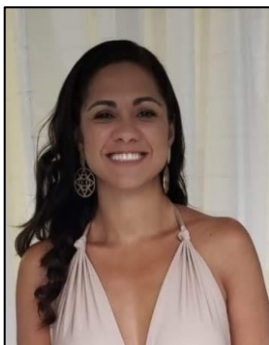
Mestre em Engenharia Elétrica pela Universidade Federal do ABC - UFABC (2018), pós-graduado lato sensu em Automação Industrial pela Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica (2016) e Tecnólogo em Automação Industrial pela Faculdade de Tecnologia de São Vicente - FATEF (2013). Atualmente é professor na Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica e na Faculdade de Tecnologia de São Vicente. É membro da Sociedade Brasileira de Automática (SBA).
<https://orcid.org/0000-0001-6974-0873>

iii **Daniel Otávio Tambasco Bruno**



Doutorando (2016) e Mestre (2013) em Engenharia da Informação pela UFABC, com especializações em Banco de Dados (2007) e Educação à Distância (2012). Graduado em Análise de Sistemas (2003). Revisor em periódicos como *IEEE Transactions on Medical Imaging*. Professor do ensino superior na Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica. Possui experiência em IA, Sistemas de Informação e Processamento de Imagens médicas. Coeditor da *Revista Brasileira de Mecatrônica*, membro do conselho científico da Revista Científica SENAI e revisor do Periódico *ForScience*.
<https://orcid.org/0000-0002-9007-338X>

iv **Tatiani De Paula Pinotti Sabaris Miglhoratti**



Possui graduação em Física e mestrado em Física Aplicada pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (2006). Tem experiência na área de Física de Novos Materiais, com ênfase em Prop. Óticas e Espectrosc. da Mat. Condens; Outras Inter. da Mat. com Rad. e Part., atuando principalmente nos seguintes temas: policondensação, absorção, luminescência e dta. Concluiu o doutorado em Geologia Regional pela mesma Universidade citada anteriormente em 04/2010. Atualmente é professor na Faculdade SENAI de Tecnologia Mecatrônica.
<https://orcid.org/0000-0001-7468-620X>