UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROJETO DE GRADUAÇÃO

Letícia Munhoz de Avellar

Sistema Embarcado para Análise de Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos do Pé durante a Marcha para fins de Reabilitação

Vitória-ES

Dezembro/2016

Letícia Munhoz de Avellar

Sistema Embarcado para Análise de Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos do Pé durante a Marcha para fins de Reabilitação

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno Letícia Munhoz de Avellar, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Vitória-ES

Dezembro/2016

Letícia Munhoz de Avellar

Sistema Embarcado para Análise de Parâmetros Cinemáticos e Cinéticos do Pé durante a Marcha para fins de Reabilitação

Parte manuscrita do Projeto de Graduação do aluno Letícia Munhoz de Avellar, apresentado ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do grau de Engenheiro Eletricista.

Aprovado em 19, de Dezembro de 2016.

COMISSÃO EXAMINADORA:

Prof. Dr. Anselmo Frizera Neto
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. M.Sc. Thomaz Rodrigues Botelho
Instituto Federal do Espírito Santo
Coorientador

Prof. Dr. André Ferreira
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador

M.Sc Laura Vargas
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinadora

Vitória-ES

Dezembro/2016

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de agradecer à Deus! Nada disso seria possível se não fosse o Senhor me guiando e me abençoando, não apenas nesse projeto ou nesses cinco anos de curso, mas em todo o decorrer da minha vida. Sem Ele eu nada sou, à Ele toda a honra e toda a glória. Gostaria de agradecer também aos meus pais e meu irmão, que sempre estão presentes na minha vida, dando todo o suporte necessário e principalmente, dando muito amor. Minha vida não faria o menor sentido se eles não tivessem comigo. Agradeço pela paciência e amor que tiveram, pois não foi fácil me aturar durante esse curso. Agradeço à minha família de um modo geral, que sempre me apoiou e me encheu de carinho. Agradeço ao meu orientador Anselmo que sempre me apoiou e confiou em meu trabalho, sempre me deu, e ainda dá, forças pra seguir com aquilo que escolhi fazer para o resto da minha vida. Agradeço aos meus amigos pelo apoio também, e principalmente pela paciência quando eu não estava presente por estar estudando ou fazendo algum trabalho, desde já peço desculpas por todas as minhas ausências e agradeço pela amizade e companheirismo de toda a hora. Agradeço aos melhores amigos que eu adquiri no curso, Andrei, Thomaz e Fernando, pelos momentos maravilhosos juntos, por ouvirem meus choros e por sempre me acalmarem nos meus momentos difíceis e desesperados. Esse apoio foi mais do que fundamental pra mim e sem ele eu não chegaria até aqui. Por fim, gostaria de agradecer a todos que de alguma forma me ajudaram no decorrer do curso. Minha gratidão à todo, muito obrigada!

RESUMO

A análise da marcha é o estudo sistemático da caminhada humana, realizada através da coleta de dados cinemáticos e cinéticos que a descrevem e a caracterizam. Essa análise é aplicada em diferentes campos, como no ambiente clínico, em que é fundamental para a avaliação de patologias relacionadas com a locomoção. Sabe-se que a postura e a marcha são alguns dos fatores que influenciam na área de distribuição de pressão plantar, ou seja, analisando a pressão sob os pés é possível analisar a marcha, equilíbrio e postura. Algumas das técnicas mais utilizadas para monitorar a pressão dos pés são plataformas de força, pedobarógrafos, e palmilhas de pressão, usadas para estudos estáticos e dinâmicos. Elas apresentam custo elevado, o que restringe a análise da marcha ao ambiente de pesquisa ou às clínicas especializadas. Como forma de aproximar estas técnicas ao ambiente clínico, sistemas de baixo custo vêm sendo foco de pesquisa nos últimos anos. Sendo assim, este trabalho teve como objetivo o desenvolvimento de um sistema embarcado, de baixo custo, capaz de realizar a aquisição e análise de dados cinemáticos e cinéticos da marcha para fins de reabilitação, através de experimentos estáticos e dinâmicos. Os sensores foram considerados aptos para o projeto, através de uma validação experimental, realizada antes dos experimentos definidos pelo protocolo experimental, desenvolvido no trabalho. Os resultados dos experimentos foram satisfatórios para o projeto, que cumpriu com o objetivos iniciais do trabalho.

Palavras-chave: marcha; equilíbrio; análise de marcha; distribuição de pressão plantar; marcha patológica.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Técnicas de monitoramento da pressão dos pés: (a) Plataforma de força, (b) Pedobarógrafo e (c) Palmilhas. 16
Figura 2 – Ossos do pé e seguimentos. 18
Figura 3 – Articulações pé. 19
Figura 4 – Região plantar de um cavo. 20
Figura 5 – Região plantar de um pé plano. 21
Figura 6 – Fases da marcha. 21
Figura 7 – Análise de movimento utilizando a técnica de fotogrametria. 24
Figura 8 – Sensores inerciais embarcados no corpo. 25
Figura 9 – Goniômetro universal utilizado em fisioterapia. 26
Figura 10 – Plataforma de força. 27
Figura 11 – Pedobarógrafo. 28
Figura 12 – Palmilha instrumentada. 29
Figura 13 – Diagrama do projeto. 30
Figura 14 – Plataforma NodeMCU. 31
Figura 15 – Resistor sensível à força, ou FSR. 32
Figura 16 – Gráfico de Resistência x Força do FSR. 32
Figura 17 – Gráfico comparativo entre a curva real e a curva linearizada da Força x Resistência do FSR. 33
Figura 18 – Gráfico comparativo entre a curva real e a curva linearizada da Força x Resistência do FSR em escala logarítmica. 33
Figura 19 – Áreas da região plantar do pé. 34
Figura 20 – Pontos do pé escolhidos para colocação dos sensores de força. 35
Figura 21 – Pololu MiniIMU-9 v3. 36
Figura 22 – Esquemático da divisão dos *softwares*. 36
Figura 23 – Fluxograma do *software* do Sistema Embarcado. 37
Figura 24 – Fluxograma do funcionamento da Interface Computacional. 38
Figura 25 – Interface Gráfica desenvolvida para o trabalho em tempo real. 39
Figura 26 – Eixos globais e referenciais e seus respectivos ângulos. 39
Figura 27 – Fluxograma do funcionamento da Rotina *Offline*. 42
Figura 28 – Diagrama dos circuitos desenvolvidos para o projeto: (a) Circuito divisor de tensão com o conversor A/D, (b) Circuito com o *NodeMCU*. 43
Figura 29 – Placas de circuito impresso desenvolvidas prontas para uso. 43
Figura 30 – Etapas de desenvolvimento do protótipo. 43
Figura 31 – Teste para validação do sensor de força utilizando balança. 45

Figura 32 – Gráfico comparativo do resultado do teste com o modelo linearizado do datasheet: (a) Na escala linear, (b) Na escala logarítmica. 46
Figura 33 – Gráfico de erro entre os dados empíricos e os dados do *datasheet* do sensor de força, no teste da balança. 47
Figura 34 – Suporte para validação dos dados angulares do sensor inercial 47
Figura 35 – Teste estático em tempo real. 49
Figura 36 – Dados pós-teste estático. 49
Figura 37 – Teste de marcha completa em tempo real. 49
Figura 38 – Dados pós-teste de marcha completa. 50
Figura 39 – Dados pós-teste marcha livre. 50

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela comparativa entre os ângulos do Goniômetro e da IMU 48
Tabela 2 – Tabela de preços dos componentes utilizados no Projeto. 51

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Quadro comparativo de Sistemas de Análise de Marcha 16

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFES	*Universidade Federal do Espírito Santo*
MEMS	*Microelectromechanical Systems*
ALM	*Arco Longitudinal Medial*
IMU	*Inertial Measurement Unit*
LAI	*Laboratório de Automação Inteligente*
IDE	*Integrated Development Environment*
GPIO	*General Purpose Input/Output*
PWM	*Pulse Width Modulation*
I2C	*Inter Integrated Circuit*
SPI	*Serial Peripheral Interface*
FSR	*Force Sensing Resistor*
UDP	*User Datagram Protocol*
TCP	*Transmission Control Protocol*
DCM	*Direction Cosine Matrix*

LISTA DE SÍMBOLOS

α	Ângulo entre os eixos K e i
β	Ângulo entre os eixos K e j
γ	Ângulo entre os eixos K e k
α'	Ângulo entre os eixos J e i
β'	Ângulo entre os eixos J e j
γ'	Ângulo entre os eixos J e k
α''	Ângulo entre os eixos I e i
β''	Ângulo entre os eixos I e j
γ''	Ângulo entre os eixos I e k
r_B	Vetor de referência desejada
r_G	Vetor de global

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO . . . 13
1.1 Motivação . . . 13
1.2 Objetivos . . . 14
1.2.1 Objetivo Geral . . . 14
1.2.2 Objetivos Específicos . . . 15
1.2.3 Justificativa . . . 15
1.2.4 Organização do Texto . . . 17

2 REFERENCIAL TEÓRICO . . . 18
2.1 Aspectos Anatômicos do Pé . . . 18
2.2 A Marcha Humana . . . 21
2.3 Sistemas de Análise de Parâmetros Cinemáticos da Marcha . . . 22
2.3.1 Fotogrametria . . . 23
2.3.2 Sensores Inerciais e Acelerometria . . . 23
2.3.3 Goniometria Universal . . . 25
2.4 Sistemas de Análise de Parâmetros Cinéticos da marcha . . . 25
2.4.1 Plataformas de força . . . 26
2.4.2 Pedobarógrafos . . . 27
2.4.3 Palmilhas Instrumentadas . . . 27

3 MATERIAIS E MÉTODOS . . . 30
3.1 Diagrama do Projeto . . . 30
3.2 Desenvolvimento da Palmilha Instrumentada . . . 31
3.2.1 Posição dos Sensores de Força . . . 34
3.2.2 Desenvolvimento do Sistema de Aquisição de Parâmetros Cinemáticos . . . 35
3.3 Rotinas Computacionais . . . 36
3.3.1 Sistema Embarcado . . . 36
3.3.2 Interface Computacional . . . 38
3.3.3 Rotina *Offline* . . . 41
3.4 Implementação física do Protótipo . . . 42
3.5 Protocolo Experimental . . . 44

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO . . . 45
4.1 Validação Experimental . . . 45
4.1.1 Validação da linearidade do FSR . . . 45
4.1.2 Validação dos dados angulares . . . 46

4.2 Experimentos com indivíduo saudável 48
4.3 Custo final do Projeto 51

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PROJETOS FUTUROS 52
5.1 Projetos Futuros 52

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 55

1 INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

A marcha humana compreende uma sequência de eventos rápidos, complexos e cíclicos, que requer a sinergia dos músculos, ossos e sistema nervoso, principalmente destinada a apoiar a posição vertical e manter o equilíbrio durante as condições estáticas e dinâmicas (TABORRI et al., 2016).

O efeito combinado do músculo, osso e articulação do pé resultará na mais eficiente força de atenuação no membro inferior (DONATELLI, 1985). Por outro lado, as deficiências anatômicas em toda a extremidade inferior podem resultar em uma anormalidade no alinhamento e padrões de movimentos do pé e tornozelo; estes podem levar a estresses e sobrecarga excessivos, podendo afetar a função e levar à incapacidade (TOKARS, 2003).

É difícil, à observação clínica, analisar estes fenômenos, e quantificar seu grau de afastamento da normalidade. Tais limitações levaram médicos, engenheiros e estudiosos do movimento humano a desenvolver técnicas para realizar o estudo e a análise de marcha (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996).

No início do século XX, foram desenvolvidos estudos sobre o conhecimento de marcha com informações qualitativas e quantitativas da cinemática, cinética e eletromiografia dinâmica (SAAD; BATTISTELLA; MASIERO, 1996; STEINDLER, 1953). Entende-se como cinemática, o estudo de parâmetros temporais e espaciais da marcha (como velocidade, ângulos articulares durante o movimento, entre outros), cinética como o estudo das forças envolvidas com o movimento (tanto as causadas por contração muscular quanto as causadas por momentos inerciais) e eletromiografia dinâmica, o estudo do padrão de ativação dos músculos para gerar o movimento (AMADIO; SERRÃO, 2007).

A análise da marcha é o estudo sistemático da caminhada humana, realizado através da coleta de dados cinemáticos e cinéticos que a descrevem e a caracterizam, e também através da eletromiografia dinâmica, que foge do escopo deste trabalho. Essa análise é aplicada em diferentes campos, como no ambiente clínico, em que é fundamental para a avaliação de patologias relacionadas com a locomoção, para a prevenção de úlceras de pressão em pacientes com diabetes ou para avaliação do curso de uma doença ortopédica (CREA et al., 2014). Além disso, a análise do movimento pode ser realizada para fins esportivos, a

fim de melhorar o desempenho dos atletas. Cada um desses campos de aplicações usam diferentes técnicas de análise.

Na marcha, o controle postural tem sido tradicionalmente considerado uma tarefa automática ou controlada pelo reflexo (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002). No entanto, estudos sugerem que existem pontos críticos de atenção significativos que podem interferir no controle postural durante a marcha. Alguns desses pontos críticos são o envelhecimento, déficits de equilíbrio e problemas de marcha em populações específicas de pacientes e lesões por uso excessivo do membro inferior (MCGINNIS, 2015).

O déficit de equilíbrio é um dos problemas mais comuns tratados por fisioterapeutas (HORAK; WRISLEY; FRANK, 2009). Os terapeutas precisam identificar o transtorno de equilíbrio e então decidir a melhor abordagem para a reabilitação dos pacientes. As ferramentas clínicas padronizadas atuais de avaliação de equilíbrio são dirigidas a triagem de problemas de equilíbrio e previsão de risco de queda, porém, estas ferramentas não ajudam terapeutas a decidir como tratar os problemas de equilíbrio subjacentes (WHITNEY; POOLE; CASS, 1998).

Sabe-se que o equilíbrio e a postura durante a marcha são alguns dos fatores que influenciam na área de distribuição de força (MCGINNIS, 2015). Ou seja, analisando a pressão sob os pés é possível analisar a marcha, equilíbrio e postura humana.

Este Trabalho de Graduação apresenta o desenvolvimento de um sistema que realiza a aquisição de parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha para fins de Reabilitação.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo Geral

Projetar e desenvolver um sistema embarcado, de baixo custo, capaz de oferecer dados cinéticos e cinemáticos da marcha, entre eles a distribuição da pressão plantar e ângulos articulares dos pés tanto para análise estática quanto para dinâmica, de forma acessível e portátil.

1.2.2 Objetivos Específicos

- Desenvolver uma estrutura física de palmilha capaz de acomodar sensores de força, e uma estrutura física na parte superior de um tênis capaz de acomodar um sensor inercial junto com um microcontrolador.
- Elaborar um sistema de aquisição de dados de sensores de força em tempo real.
- Elaborar um sistema de aquisição de dados de sensor inercial em tempo real.
- Implementar uma interface computacional e de apresentação de dados para o usuário.

1.2.3 Justificativa

A distribuição de pressão na superfície plantar pode revelar informações tanto sobre a estrutura e função do pé, em condições saudáveis ou patológicas, assim como sobre o controle postural de todo o corpo (AZEVEDO, 2006). Dada a importância do monitoramento contínuo de parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha, métodos de avaliação da força plantar têm sido utilizados por diversos autores para avaliar problemas clínicos dos pés e identificar anormalidades, verificando-se as mudanças na distribuição da pressão (AZEVEDO; NASCIMENTO, 2009).

Diversos sistemas são utilizados para a realização de estudos relacionados com os parâmetros cinemáticos da marcha. A Fotogrametria consiste em analisar o movimento do corpo humano através de uma sequência de fotos com o auxílio de câmeras (MARIA et al., 2002). O uso de acelerômetros anexados no corpo tem a finalidade de examinar acelerações segmentares durante a marcha (KAVANAGH; MENZ, 2008). A goniometria universal representa um instrumento de medição de dados angulares, utilizados para medir ângulos das articulações corporais (CARVALHO; MAZZER; BARBIERI, 2012).

Assim como para parâmetros cinemáticos, também existem diversos sistemas para realização de estudos relacionados com parâmetros cinéticos da marcha. As Plataformas de Força representam instrumentos que fornecem a força de reação do solo na superfície de contato durante a fase de apoio do movimento (CREA et al., 2014). Os Pedobarógrafos consistem em equipamentos que permitem avaliar a pressão plantar do pé (TOBERGTE; CURTIS, 2013) e as Palmilhas Instrumentadas permitem avaliar a pressão plantar dos pés em tempo real, de forma portátil (TABORRI et al., 2016; CREA et al., 2014). Na Figura 1 é possível observar as técnicas citadas.

Figura 1 – Técnicas de monitoramento da pressão dos pés: (a) Plataforma de força, (b) Pedobarógrafo e (c) Palmilhas.

(a) (b) (c)

Fonte: Adaptação: Cefid, UDESC; emed®

Cada um dos sistemas para quantificar a distribuição da pressão plantar, baseia-se em distintos tipos de sensores, que apresentam diferentes resoluções no princípio da transdução do sinal e consequentemente, na confiança da medida, além de um custo elevado para a realidade brasileira (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Devido ao custo elevado dos equipamentos de análise de marcha, sua aplicação acaba restrita ao ambiente de pesquisa. Como forma de aproximar estas técnicas ao ambiente clínico oferecendo as vantagens de estudos quantitativos e apresentando a informação que é útil para o clínico, sistemas de baixo custo vêm sendo foco de pesquisa nos últimos anos (BAKER, 2006).

Taborri et al. (2016), em seu trabalho, realizou um exame comparativo entre sistemas de análise de marcha baseado em vários requisitos. O Quadro 1 foi baseado em alguns deles.

Quadro 1 – Quadro comparativo de Sistemas de Análise de Marcha

Sistemas de sensores	**Baixo Custo**	**Alta vida útil**	**Portabilidade**
Footswitches	Sim	Não	Sim
Palmilhas	Não	Não	Sim
Acelerômetros	Sim	Sim	Sim
Eletromiografia	Não	Sim	Sim
Plataforma de Força	Não	Sim	Não

Observa-se que as palmilhas, segundo Taborri et al. (2016), não entram no grupo dos sistemas de baixo custo, visto que as palmilhas do mercado não são tão acessíveis.

Assim, este projeto de graduação consiste em desenvolver um sistema portátil que apresenta informações relevantes para o ambiente clínico, utilizando materiais de baixo custo, diferente da maioria dos sistemas de análise de marcha existentes, além de ser portátil, possibilitando testes estáticos e dinâmicos, não se limitando ao ambiente laboratorial e clínico.

1.2.4 Organização do Texto

O texto foi organizado em cinco capítulos. O presente Capítulo inclui a parte introdutória deste trabalho.

No Capítulo 2, são apresentados conceitos que são pré-requisitos para justificar este projeto de graduação. Neste capítulo também são apresentadas soluções já existentes no mercado atual e na área da pesquisa.

O Capítulo 3 apresenta a metodologia e os materiais utilizados para aquisição e apresentação dos dados, e o protocolo de testes.

O Capítulo 4 apresenta os testes realizados e resultados obtidos, além de uma análise e discussão dos mesmos.

Por fim, o Capítulo 5 apresenta algumas conclusões alcançadas e considerações finais do projeto. Nesse Capítulo também apresentam-se melhorias a serem realizadas, e os projetos que podem ser realizados a partir deste trabalho.

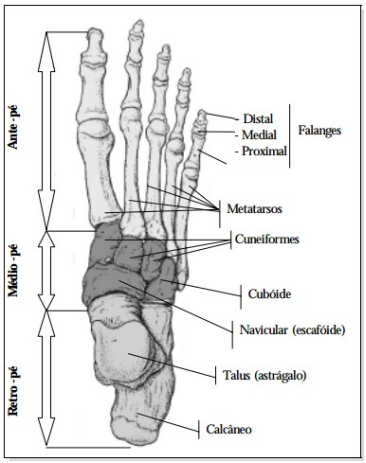
2 REFERENCIAL TEÓRICO

2.1 Aspectos Anatômicos do Pé

O pé é uma unidade complexa que permite flexibilidade e momentos de rigidez. Sua função principal é o suporte do peso corporal na posição bipedestação durante a marcha (PANCHBHAVI, 2011). É um complexo sistema esquelético composto por 26 ossos, os quais podem ser classificados em 3 grupos: tarso, metatarso e falanges. Todos esses ossos interligam-se para formar arcos longitudinais medianos e laterais entre o calcâneo e os metatarsos. A formação desses arcos permite o suporte do peso corporal. Um arco excessivamente alto ou baixo pode resultar em uma variedade de disfunções no pé, à medida que as forças do pé são transferidas para articulações mais próximas (VARGAS; KALISH, 2012).

O pé pode ser dividido em 3 segmentos: Retro-pé, Médio-pé, e Ante-pé, como é possível observar na Figura 2. O Retro-pé influencia no movimento do Médio-pé e Ante-pé, e é composto pelos ossos tálus e calcâneo. O Médio-pé é composto pelos ossos navicular, cuboide e cuneiformes e tem como funções promover a estabilidade e transmitir a força do Retro-pé para influenciar o movimento do ante-pé e vice-versa. O Ante-pé é composto pelos metatarsos e falanges, e tem como função a adaptação às mudanças no terreno, ajustando as superfícies irregulares e fase de propulsão da marcha.

Figura 2 – Ossos do pé e seguimentos.



Fonte: (ESPERANDIO et al., 2002).

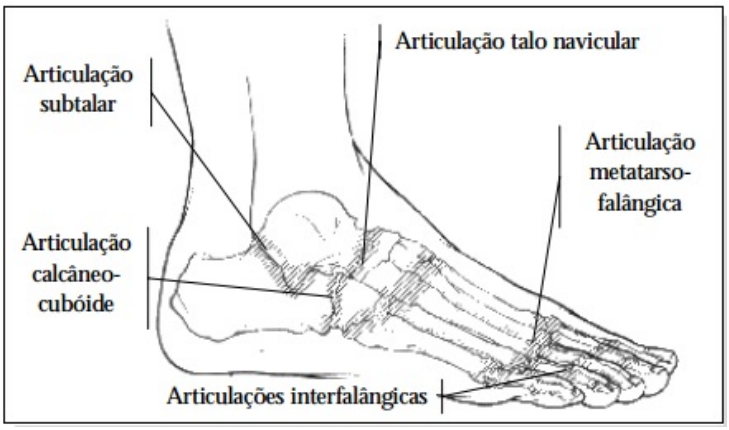
A junção de duas ou mais extremidades ósseas, que se mantêm por meio de ligamentos e uma

cápsula articular que controla a amplitude dos movimentos, é denominada de articulação. As articulações principais dos pés são: tornozelo (tibio-társica), subtalar (talocalcâneo), talo navicular, calcâneo-cubóide, metatarsofalângicas e interfalângicas (ESPERANDIO et al., 2002), como mostra a Figura 3.

As articulações do pé precisam ser flexíveis para permitir essa função dos arcos e, ao mesmo tempo, permitir que o pé se adapte às irregularidades do solo. O pé precisa ser corretamente posicionado no solo e a posição que deve adotar, varia de acordo com o ângulo ou com a posição do membro inferior e com as alterações na inclinação e irregularidade do solo (PRISCILA; MEJIA, 2012).

A ação combinada de várias dessas articulações permite ao pé os movimentos de adução e abdução e também o movimento do pé em torno do seu próprio eixo supinação e pronação (AZEVEDO, 2006).

Figura 3 – Articulações pé.



Fonte: (ESPERANDIO et al., 2002).

Os músculos do pé são classificados como intrínsecos e extrínsecos. Os músculos intrínsecos estão localizados dentro do pé e os músculos extrínsecos, têm suas origens na região mais inferior da perna (HENNING, 2003).

Os extrínsecos são músculos maiores e mais fortes que começam fora do pé, mas agindo sobre o pé. São responsáveis pelos movimentos de dorsiflexão, flexão plantar, eversão, inversão, flexão e extensão dos dedos. Os intrínsecos são pequenos músculos que começam e terminam no pé, sendo responsáveis pela manutenção da arquitetura do pé e pela estabilidade.

Durante a marcha, o pé normal adapta-se de modo ideal às suas funções de suporte de peso e locomoção. A borda lateral do pé é reforçada pelo osso e a borda medial é formada

por um arco longitudinal que funciona como um amortecedor elástico ideal, mas pode também se tornar um sistema rígido de suporte de peso, para a propulsão do pé para frente. O peso do corpo normalmente é transmitido através do tornozelo para o corpo do tálus e depois é distribuído para o calcanhar e para as cabeças dos ossos do metatarso e suportado pelo arco longitudinal medial (ALM) flexível (AZEVEDO, 2006). Existem classificações do pé de acordo com a altura do ALM. São elas: normal, cavo ou com o arco medial alto, plano ou com arco medial diminuído.

O pé cavo é a deformidade que apresenta um aumento do arco longitudinal medial. Esse aumento quando muito acentuado faz a parte média do pé perder totalmente o contato com o solo, fazendo com que o pé só apresente apoio no antepé e retropé. Assim, denomina-se o pé cavo como posterior, devido a alteração se localizar no arcobotante posterior: insuficiência do tríceps sural. Os músculos da concavidade predominam determinando o pé cavo; os flexores do tornozelo flexionam o pé (RODRIGUES; MONTEBELO; TEODORI, 2008). Na Figura 4 é possível observar a região plantar de um pé cavo.

Figura 4 – Região plantar de um cavo.

Fonte: (AZEVEDO, 2006)

Pé plano postural ou como vulgarmente é chamado “pé chato”, é uma deformidade que provoca um enorme desperdício de energia e quase sempre leva a outras alterações posturais ascendentes (AZEVEDO, 2006). A principal causa do pé plano é a insuficiência muscular do tibial posterior ou, mais frequentemente, do fibular lateral longo (RODRIGUES; MONTEBELO; TEODORI, 2008). Na Figura 5 é possível observar a região plantar de um pé plano.

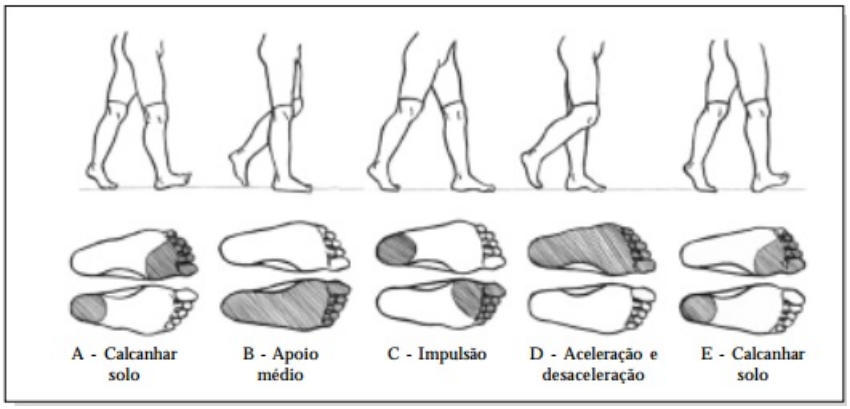
Figura 5 – Região plantar de um pé plano.

Fonte: (AZEVEDO, 2006).

2.2 A Marcha Humana

A marcha humana compreende uma sequência de eventos rápidos, complexos e cíclicos (TABORRI et al., 2016). O ciclo da marcha pode ser definido como sendo o período de tempo do contato inicial de um pé até a próxima ocorrência do mesmo evento com o mesmo pé (TABORRI et al., 2016), e pode ser resumido na Figura 6.

Figura 6 – Fases da marcha.



Fonte: (ESPERANDIO et al., 2002).

O ciclo da marcha pode ser dividido em duas fases principais: Fase de Apoio e Fase de Oscilação (JOSÉ; MACHADO, 2012). A Fase de Apoio permite progressão enquanto mantém estabilidade de sustentação do peso do corpo. Fase de Oscilação tem por características o levantamento do pé do solo, o avanço do membro no espaço e a preparação para o próximo apoio.

Além dessas fases principais, existem subfases segundo classificações: Calcanhar solo, Apoio médio, Impulsão, Aceleração e Desaceleração e Calcanhar solo novamente, reiniciando o ciclo (ESPERANDIO et al., 2002).

Durante a marcha, os pés sofrem forças de pressão, de tração, de fricção e de torção. A pressão no pé é diferente quando se trata de um pé estático ou de um pé em movimento. Em posição estática cada um dos pés suporta a metade do peso corporal, o qual é distribuído entre o calcâneo e as cabeças do 1º e 5º metatarsianos. No pé em movimento, o peso corporal se concentra em um só pé e/ou em áreas localizadas em ambos os pés (ESPERANDIO et al., 2002).

Na literatura, observa-se muita variação entre diferentes autores sobre parâmetros "normais". De modo geral, pode-se adotar os valores relacionados à parâmetros da marcha, citados por José e Machado (2012) como referências para adultos normais, sendo velocidade (82m/min), cadência (113 passos/min), comprimento da passada (1,4m), medida do passo (0,75m), tempo de balanço (40% do ciclo) e período de apoio (60% do ciclo).

A marcha é uma forma de progressão com avanço alternado de membros inferiores, que tem como características o deslocamento com segurança e a economia de energia. Na marcha patológica, uma dessas características se perde (JOSÉ; MACHADO, 2012).

Vários fatores foram identificados como possíveis responsáveis por aumento da pressão plantar, como aumento do peso corporal, limitação da mobilidade articular (LAVERY, 1998), espessura coxim plantar (STESS; JENSEN; MIRMIRAN, 1997), mudanças da maciez tecidual da força muscular, da força muscular, neuropatia motora, neuropatia sensorial (PAYNE, 1998), mudanças na estrutura dos pés e deformidade nos pés. O aumento da pressão plantar dificulta a marcha do indivíduo, a tornando anormal.

Com isso, a necessidade de *sistemas para análise da marcha* ficou ainda mais nítida. Nas próximas seções serão descritos, mais detalhadamente, os métodos mais conhecidos para Análise de Marcha.

2.3 Sistemas de Análise de Parâmetros Cinemáticos da Marcha

A partir das variáveis trajetória e decurso de tempo gasto para executar o movimento, observam-se indicadores cinemáticos de importância estrutural para a avaliação da marcha: variações lineares e angulares de posição, velocidades lineares e angulares, velocidade do centro de gravidade, dos segmentos e das articulações, determinação das variações da

aceleração do movimento, tempo de reação e tempo de movimento, entre outras variáveis a serem selecionadas conforme os propósitos da análise da marcha (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Com isso, são desenvolvidos sistemas de análise de marcha a partir de seus parâmetros cinemáticos. Nesse capítulo, serão apresentados alguns desses sistemas.

2.3.1 Fotogrametria

A palavra "fotogrametria", deriva de três palavras de origem grega, photoss, gramma e metron, com o seguinte significado: luz, descrição e medidas. É uma ciência que expressa a aplicação da fotografia à métrica. Muitos dos conceitos interpretativos e metodológicos fundamentais da fotogrametria cartográfica, utilizadas na agrimensura, foram aos poucos sendo adaptados para o estudo dos movimentos humanos, dentre os quais estão os da restituição (planejamento e construção de um mapa planimétrico condizente com a realidade que se pretende refletir) e da fotointerpretação ou interpretação fotográfica (exame das imagens para identificação de objetos e julgamento de seu significado), sendo esta uma ferramenta no estudo da cinemática (MONTEIRO et al., 2006).

O princípio da análise do movimento do corpo humano através das imagens consiste na captura de uma sequência de imagens, por meio de fotos (fotogrametria), ou vídeo (videogrametria), com o auxílio de uma ou mais câmeras, obtendo dados do objeto de interesse através das medidas realizadas nessas imagens (MARIA et al., 2002). As imagens das fotografias ou dos vídeos utilizados como base para análises de movimento fazem uso de pontos, ou marcadores reluzentes, permitindo assim uma melhor diferenciação do objeto de interesse em relação ao ambiente (FERNANDES; COMUNELLO; MACHADO, 2012).

A biofotogrametria computadorizada é um método de avaliação para o diagnóstico fisioterapêutico, sendo utilizado em suas diversas áreas, com vários estudos comprovando sua eficácia (MONTEIRO et al., 2006). Na Figura 7 é possível observar um exemplo de aplicação da fotogrametria para análise de movimento.

2.3.2 Sensores Inerciais e Acelerometria

São chamados de sensores inerciais aqueles que têm por objetivo perceber os efeitos da ação de forças que provoquem uma mudança do estado inercial de sistemas sobre os quais

Figura 7 – Análise de movimento utilizando a técnica de fotogrametria.

estas forças são exercidas. Podem ser dispositivos MEMS, capazes de monitorar variações de velocidade angular e aceleração linear.

Uma abordagem alternativa para técnicas de análise de marcha convencionais envolve o uso de acelerômetros e giroscópios anexados ao corpo com a finalidade de examinar acelerações segmentares durante a caminhada e velocidades angulares. Os atuais benefícios da utilização de desses sensores inerciais para avaliar o movimento incluem: o baixo custo em comparação com equipamentos de marcha mais comumente utilizados em laboratório; o teste não é restrito a um ambiente de laboratório; os sensores são pequenos, o que permite que indivíduos caminhem sem restrição; uma variedade de modelos de acelerômetro e giroscópios oferecem uma diversidade de faixa dinâmica e sensibilidade (KAVANAGH; MENZ, 2008); entre outros.

Os acelerômetros tendem a ser a solução mais utilizada para a análise ambulatorial da marcha com o objetivo de reconhecer as fases do ciclo da marcha (TABORRI et al., 2016). Além disso, no que se refere a soluções baseadas em palmilhas, a análise da aceleração permitiu aos pesquisadores reconhecer uma maior granularidade de ciclos de marcha, como as subfases da fase de oscilação. O uso dos acelerômetros implica algumas questões críticas: a necessidade de compensação da gravidade no cálculo da aceleração do segmento do corpo; a extensão da carga computacional necessária no pós-processamento; e o procedimento de calibração para posicionar corretamente os sensores no segmento do corpo.

A Figura 8 mostram IMUs, da sigla em inglês *Inertial Measurement Unit*, que integram acelerômetros e giroscópios em um único sistema comercial Tech MCS® (Technaid, Espanha).

Figura 8 – Sensores inerciais embarcados no corpo.

Fonte: Technaid, Espanha.

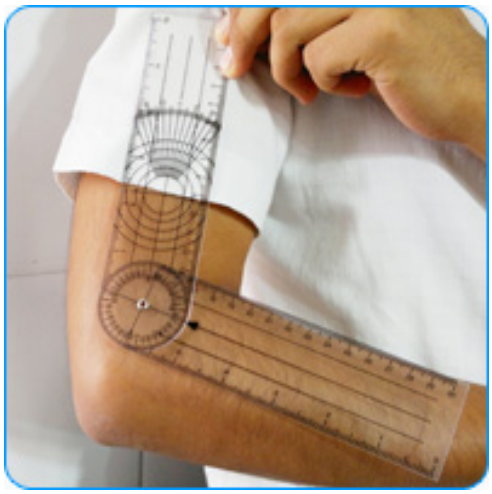
2.3.3 Goniometria Universal

O goniômetro universal é um instrumento de medição ou verificação de medidas angulares. Na área fisioterapêutica, esse instrumento é utilizado como método para medir os ângulos articulares do corpo, decidir a intervenção fisioterapêutica mais adequada, documentar a eficácia da intervenção e desenvolver o interesse do paciente pelo programa de tratamento. É um instrumento barato, de fácil manuseio, e as medidas são coletadas rapidamente, e essas vantagens tornaram a goniometria manual bastante acessível em clínicas fisioterapêuticas. O goniômetro universal, como instrumento de mensuração para as articulações dos membros superiores e inferiores, possui uma confiabilidade considerada de boa a excelente (CARVALHO; MAZZER; BARBIERI, 2012). Um exemplo de goniômetro pode ser observado na Figura 9.

2.4 Sistemas de Análise de Parâmetros Cinéticos da marcha

A descrição quantitativa de aspectos biomecânicos do movimento humano está ligada às forças que causam o movimento observado, assim como suas repercussões no fenômeno analisado. A investigação da força de reação do solo na fase de apoio dos movimentos de locomoção, bem como da distribuição de pressão dinâmica na superfície plantar, traz importantes conhecimentos sobre a forma e características da sobrecarga mecânica sobre o aparelho locomotor humano e seu comportamento durante a marcha (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Figura 9 – Goniômetro universal utilizado em fisioterapia.



Fonte: TENS S.A, México.

Com isso, são desenvolvidos sistemas de análise de marcha a partir de seus parâmetros cinéticos. Nesse capítulo, serão apresentados alguns desses sistemas.

2.4.1 Plataformas de força

As plataformas de força são baseadas nos efeitos das propriedades elétricas dos sensores causadas pela deformação mecânica e fornecem, por meio do contato dos pés, a força de reação vertical do solo, que é uma força exercida abaixo da área do pé, sendo igual e oposta a todas as forças que agem de cima para baixo sobre o corpo humano (AZEVEDO; NASCIMENTO, 2009).

Assim, a plataforma quantifica a variação dinâmica da força de reação do solo durante a fase de contato entre corpos, fase onde ocorre a transferência destas forças externas para o corpo determinando alterações nas condições do movimento. Avaliação da distribuição de pressão plantar permite, por exemplo, a classificação do tipo de pé: plano, cavo, normal, entre outros exemplos (AMADIO; SERRÃO, 2007).

Esses dispositivos são muito confiáveis e precisos, graças aos sensores muito sensíveis e de alta frequência e podem ser utilizados para ambos os estudos estáticos e dinâmicos, como para avaliar o equilíbrio, postura e marcha (CREA et al., 2014). A Figura 10 apresenta como exemplo uma plataforma de força.

Figura 10 – Plataforma de força.

Fonte: EMG System, Brasil.

2.4.2 Pedobarógrafos

A Baropodometria é uma técnica de exame informatizada que permite avaliar a pressão plantar e diagnosticar suas alterações.

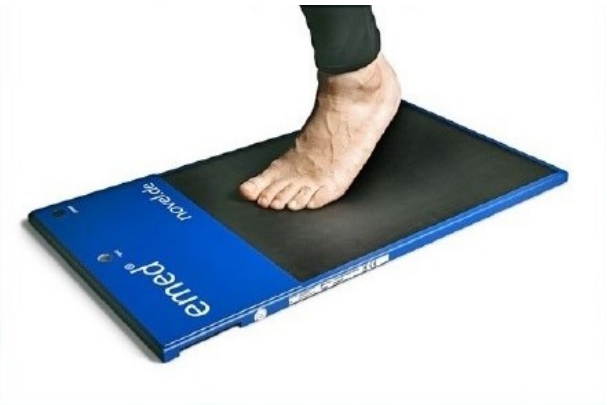
O pedobarógrafo é utilizado com maior frequência como um instrumento de avaliação da distribuição da pressão plantar do pé, porém, em alguns casos, é utilizado também como uma plataforma de força com fins de biofeedback postural, para o treino da simetria de forças do corpo contra o solo. Permite registrar a pressão de força rápida, capacidade de saltos, quantidade de saltos, níveis de fadiga, e processa, através de software uma série de informações em termos terapêuticos.

O equipamento permite visualizar desde a avaliação inicial até o acompanhamento da eficácia da terapêutica e as evoluções clínicas. É um meio confiável e objetivo para avaliar as disfunções dos pés e suas relações com os demais segmentos do corpo. Representa uma ferramenta importante para compreender as influências posturais sobre os pés e viceversa (TOBERGTE; CURTIS, 2013). A Figura 11 apresenta como exemplo um pedobarógrafo comercial.

2.4.3 Palmilhas Instrumentadas

Quando há necessidade de um sistema portátil, ou uma medição de pressões na região plantar do pé, as Palmilhas Instrumentadas parecem oferecer a melhor compensação para realizar a análise da marcha. No entanto, o seu uso é limitado a aplicações que não necessitam de medições extremamente precisas.

Figura 11 – Pedobarógrafo.



Fonte: emed®.

A Palmilha Instrumentada tem por princípio avaliar os principais pontos de pressão do pé, de modo a realizar um estudo sobre as áreas suscetíveis ao desenvolvimento de lesões. Essas palmilhas também podem ser usadas em outras aplicações, tais como reconhecimento de atividade, controle em tempo real de sistemas robóticos (por exemplo, em membros inferiores com a utilização de órteses), ou a configuração de estratégias de reabilitação. Elas são vantajosas em relação a outros dispositivos, devido à sua portabilidade, o que implica sua aplicação para fora dos laboratórios.

Dois aspectos principais são importantes quando se trabalha com sistemas sensíveis à pressão: a tecnologia dos sensores e a informação que pode ser extraída (CREA et al., 2014). As *Palmilhas Instrumentadas* possuem sensores de força embarcados na mesma, para aquisição de dados da pressão na região plantar do pé. Esses sensores de força, em sua maioria, são piezoelétricos, baseados no efeito piezoelétrico de alguns materiais, que geram uma carga elétrica quando forçados. Para extrair a informação desses sensores, é necessária uma eletrônica sofisticada, uma vez que efeitos parasitas tendem a recombinar a carga tornando o material, em breve, neutro. Isto implica que estes transdutores dificilmente podem ser utilizados para medir forças estáticas ou de variação lenta (GIOVANELLI; FARELLA, 2016), o que não é o caso desse trabalho, já que as forças envolvidas na marcha não possuem variações pequenas nem lentas.

A Figura 12 apresenta como exemplo uma palmilha de pressão do fabricante Tekscan.

Figura 12 – Palmilha instrumentada.

Fonte: Tekscan, EUA.

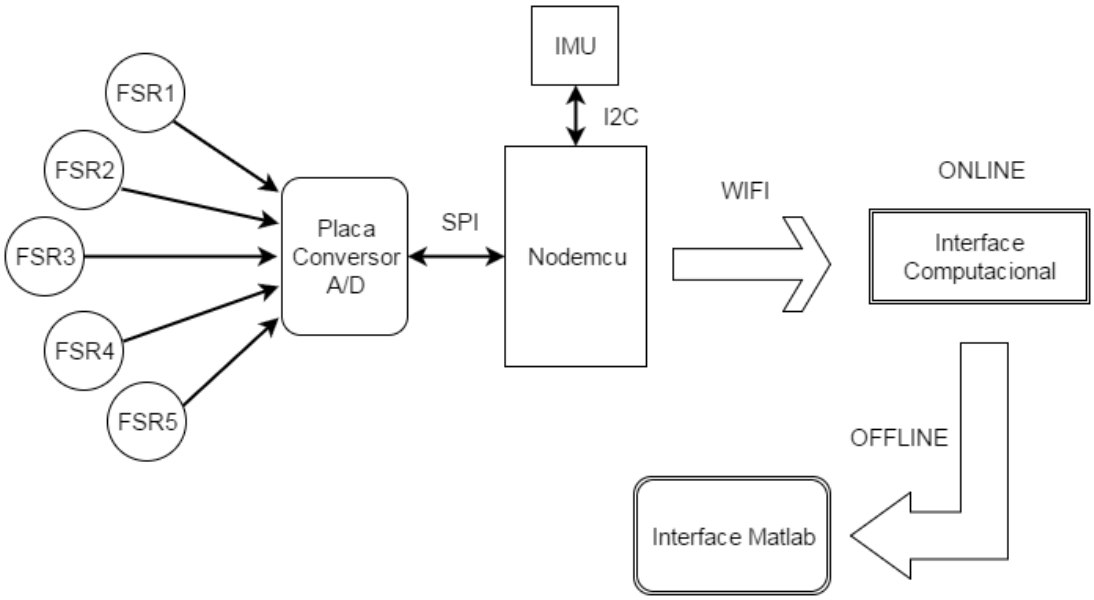
3 MATERIAIS E MÉTODOS

O trabalho apresentado neste Projeto de Graduação foi desenvolvido no "Laboratório de Automação Inteligente" (LAI), da Universidade Federal do Espírito Santo.

3.1 Diagrama do Projeto

O Sistema desenvolvido nesse trabalho, cujo diagrama geral é dado na Figura 13, é composto por uma palmilha instrumentada contendo os sensores de força, um sensor inercial e um microcontrolador, tudo embarcado em um tênis. Além disso, foram desenvolvidos *softwares* para realizar aquisição dos dados dos sensores e transmiti-los, uma Interface Computacional que recebe os dados e os apresenta em tempo real, além de uma interface para análises *offline* dos dados.

Figura 13 – Diagrama do projeto.



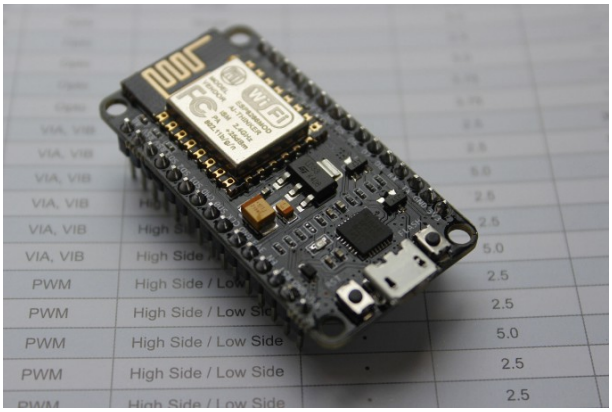
Fonte: Produção do próprio autor.

Para início do projeto, foi necessária a escolha da plataforma de aquisição de dados que pudesse atender aos requisitos do projeto, que são eles: portabilidade, comunicação sem fio, baixo custo e ser embarcado.

A plataforma escolhida para o projeto foi a NodeMCU (Espressif, China), a qual possui um módulo ESP8266 que consiste de um microprocessador ARM de 32 bits com suporte à

rede Wifi e memória flash integrada. Pode ser programado em linguagem LUA, contendo uma série de recursos adicionais para uso embarcado, ou também pela IDE do arduino. Essa placa possui 10 pinos GPIO (entrada/saída), suportando funções como PWM, I2C e 1-wire. Tem antena embutida, conversor USB-TLL integrado e o seu formato é ideal para ambientes de prototipação. As vantagens dessa plataforma são o baixo custo, o baixo consumo de energia, o tamanho reduzido da placa e o suporte integrado para comunicação por rede Wifi IEEE 802.11. É possível observar a plataforma na Figura 14.

Figura 14 – Plataforma NodeMCU.



Fonte: Espressif, China.

Nesse projeto, foi utilizado o protocolo de comunicação I2C e o protocolo de comunicação serial SPI (*Serial Peripheral Interface*), que serão explicados nas próximas seções. Além disso, pelo fato da plataforma *NodeMCU* possuir apenas uma entrada analógica, houve a necessidade de utilizar um conversor A/D (Analógico/Digital). O conversor escolhido foi MCP 3008, em forma de CI (Circuito Integrado), que possui 8 entradas, resolução 10-bit e protocolo de comunicação SPI.

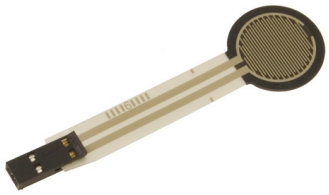
3.2 Desenvolvimento da Palmilha Instrumentada

Para aquisição dos dados de força na região plantar do pé, foram utilizados resistores sensíveis à força, ou FSR (*Force Sensing Resistor*). O FSR é uma película espessa de polímero (*PTF - Polymer Thick Film*) que decresce a resistência elétrica com o aumento da força aplicada na sua superfície ativa (ELECTRONICS, 2007).

Na Figura 15 pode ser observado um FSR 0,5', que será utilizado no projeto, e na Figura 16 observa-se a característica "Resistência x Força" do mesmo.

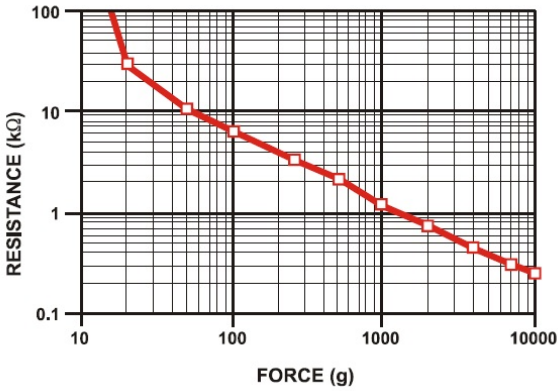
Utilizando a parte linear da curva Resistência do FSR, foi possível aproximar para uma

Figura 15 – Resistor sensível à força, ou FSR.



Fonte: Interlink Electronics

Figura 16 – Gráfico de Resistência x Força do FSR.



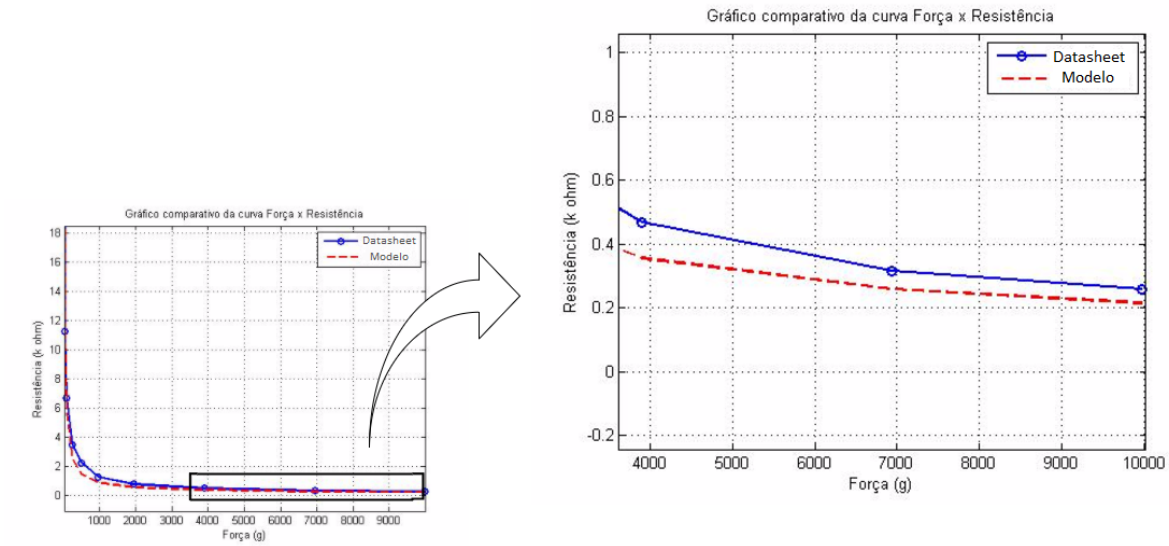
Fonte: Interlink Electronics

função polinomial de grau 2, e obteve-se a equação 3.1. É possível observar a curva disponibilizada no datasheet do sensor e a curva modelada no gráfico comparativo da Figura 17 em escala linear com foco na faixa de operação principal do trabalho (4kg - 10kg), e na Figura 18 em escala logarítmica.

$$R_{fsr}(k\Omega) = 0,1158 * F^2 - 1,4105 * F + 3,1242 \tag{3.1}$$

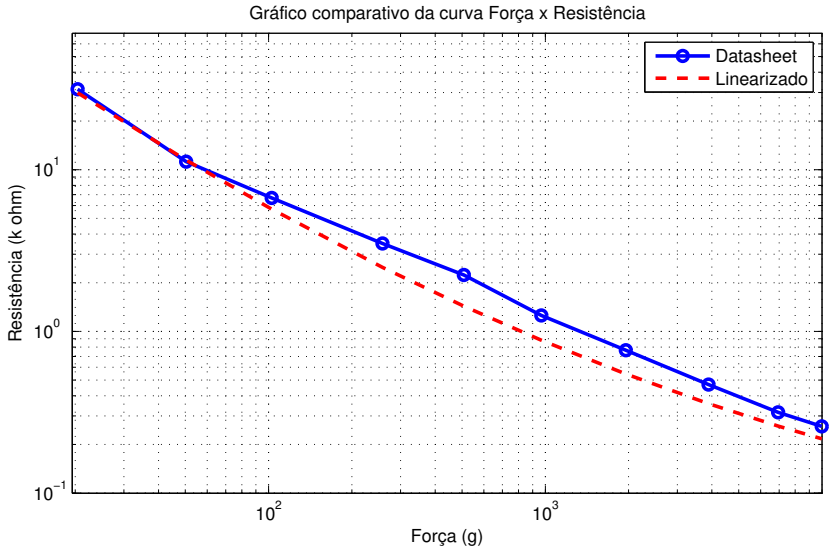
Uma maneira simples de medir a resistência de um FSR é projetando um circuito divisor de tensão para que seja possível criar uma tensão elétrica proporcional ao valor da resistência elétrica do FSR. Assim, conectou-se um terminal do FSR à alimentação e outro em um resistor pull-down para a terra. O ponto situado entre a resistência fixa do pull-down e o resistor variável do FSR foi ligado a uma entrada analógica.

Figura 17 – Gráfico comparativo entre a curva real e a curva linearizada da Força x Resistência do FSR.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 18 – Gráfico comparativo entre a curva real e a curva linearizada da Força x Resistência do FSR em escala logarítmica.



Fonte: Produção do próprio autor.

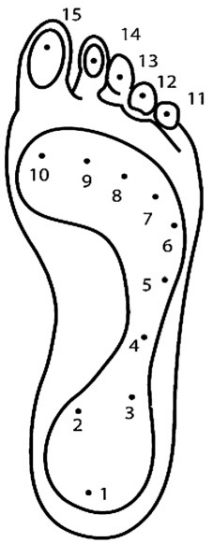
Para medir a força através de um FSR, foram mapeados os valores lidos no intervalo de 0V até à tensão fornecida pela plataforma, ou seja, 3,3V. Depois calculou-se a resistência do FSR usando a equação 3.2. O resistor pull-down escolhido para o projeto foi de $4.7k\Omega$, visto que esse valor resultou em uma faixa mais abrangente comparado com outros valores testados no trabalho.

$$FSR = \frac{V_R}{(V_{cc} - V_R)} * R \tag{3.2}$$

3.2.1 Posição dos Sensores de Força

Para ser localizado na sola do sapato o sensor deve ser fino, flexível e leve, além de não poder afetar a marcha significativamente. Shu et al. (2010) mencionou que a sola de pé pode ser dividida em 15 áreas, entre elas, 4 áreas principais: calcanhar (área 1-3), médio-pé (área 4-5), metatarso (área 6-10) e dedo do pé (área 11-15), conforme ilustrado na Figura 19. Estas áreas suportam a maior parte do peso corporal e são ajustadas pelo equilíbrio do corpo, portanto, idealmente os sensores são necessários para cobrir a maioria das mudanças de peso corporal (Abdul Razak et al., 2012), com base na anatomia da Figura 19.

Figura 19 – Áreas da região plantar do pé.

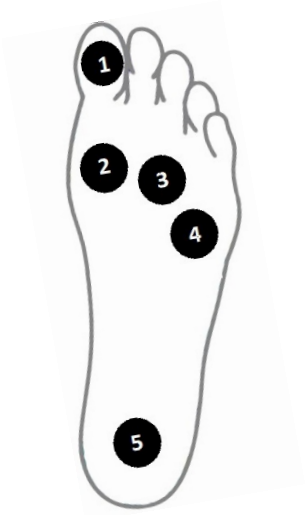


Fonte: Shu et al. (2010).

Para isso, foram escolhidos 5 pontos do pé que contemplavam as áreas citadas por (SHU et al., 2010): um no dedo do pé (que corresponde ao ponto 15), um no médio-pé (que corresponde ao ponto 10), dois no metatarso (que correspondem aos pontos 5 a 9)e um

no calcanhar (que corresponde ao ponto 1). Na Figura 20 observa-se os pontos escolhidos para a colocação dos sensores de força na palmilha desenvolvida no trabalho.

Figura 20 – Pontos do pé escolhidos para colocação dos sensores de força.



Fonte: Produção do próprio autor.

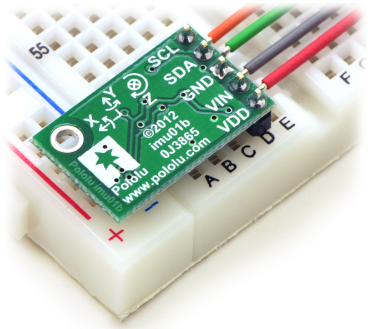
3.2.2 Desenvolvimento do Sistema de Aquisição de Parâmetros Cinemáticos

Para aquisição dos dados angulares das articulações do pé, foi utilizado a IMU comercial Pololu MiniIMU-9 v3 (Pololu Robotics & Electronics). Esse sensor possui acelerômetro, giroscópio e magnetômetro. Para a aplicação do projeto, o sensor utilizado foi o acelerômetro. Com o mesmo foi possível realizar a medição da posição da IMU em relação a um plano horizontal à superfície através dos ângulos de rotação da mesma, porém só foi possível obter dois ângulos: durante a flexão e a dorsiflexão do pé, e a inversão e eversão. O ângulo que refere-se à adução e abdução não foi possível de se obter apenas utilizando o acelerômetro. Pode-se observar essa placa na Figura 21.

A função principal do uso desses sensores é o fato dos mesmos fornecerem a orientação espacial dos sensores em tempo real. O sensor inercial foi posicionado na posição superior na ponta do pé, a fim de obter os dados angulares da articulação do tornozelo. Para avaliação do sistema, um goniômetro foi utilizado para validação dos dados angulares do sensor inercial. Esse teste de validação será descrito detalhadamente no Capítulo 4.

A colocação do sensor inercial na parte frontal do pé, fez com que o sensor inercial não ficasse alinhado com o plano horizontal, visto que não há a necessidade desse alinhamento mecânico, já que é possível realizar o alinhamento virtualmente (BOTELHO et al., 2015), que será detalhado na Seção 3.3.2.

Figura 21 – Pololu MiniIMU-9 v3.

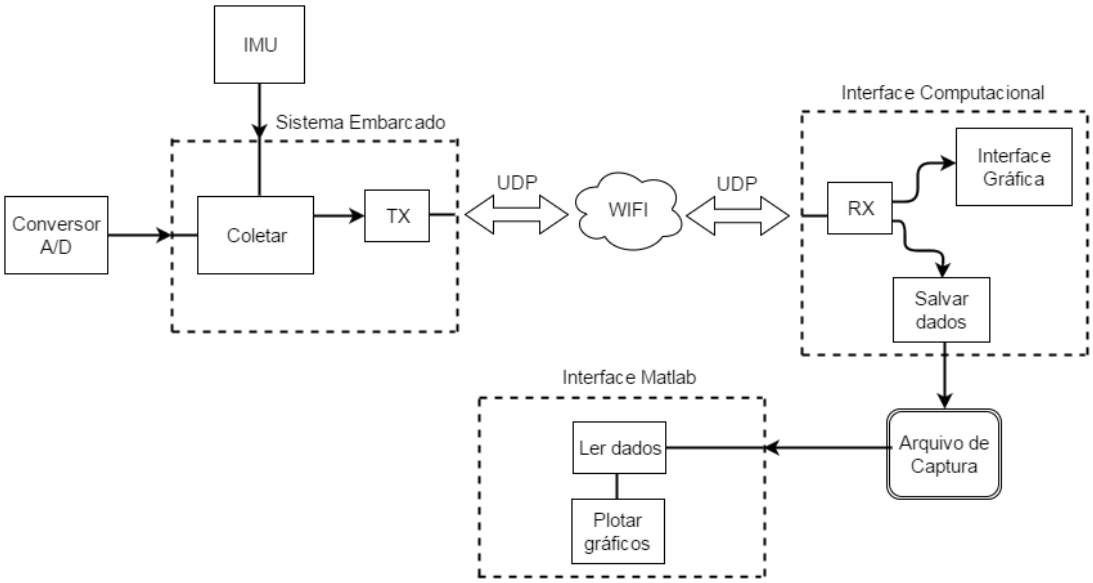


Fonte: Pololu Robotics & Electronics, EUA.

3.3 Rotinas Computacionais

O projeto foi dividido em três *softwares*: o de sistema embarcado, o da interface computacional e o da interface Matlab, como mostra a Figura 22. Nessa seção serão apresentadas e detalhadas cada *software* do projeto.

Figura 22 – Esquemático da divisão dos *softwares*.



Fonte: Produção do próprio autor.

3.3.1 Sistema Embarcado

As funções desse *software* são coletar os dados dos sensores e transmitir via Wifi para o computador. O IDE utilizado para programar o *NodeMCU* foi o ESPlorer.

Para a coleta dos dados foram usados protocolos de comunicação I2C e SPI, para o sensor inercial e o conversor A/D, respectivamente.

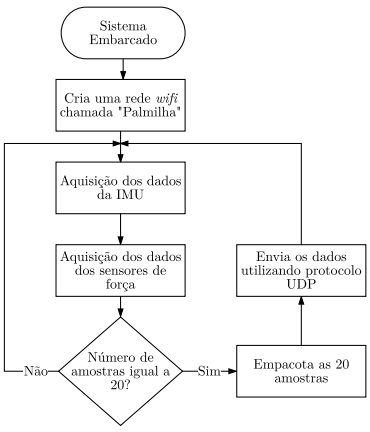
Para a transmissão dos dados via Wifi, foi necessário escolher o protocoloco de rede. Existem dois protocolos de rede mais conhecidos: o TCP (*Transmission Control Protocol*) e o UDP (*User Datagram Protocol*). O TCP fornece entrega confiável e em ordem de um fluxo de bytes, garantindo a entrega de dados e que os pacotes sejam entregues na mesma ordem em que foram enviados. Diferente do TCP, o UDP fornece um caminho de comunicação sem conexão entre hosts. O UDP não oferece qualquer entrega confiável, visto que o mesmo não apresenta dados como um fluxo de bytes, porém fornece um serviço de datagrama de melhor esforço e, portanto, pode operar de forma mais eficiente que o TCP (YADAV, 2014).

Para o projeto, chegou-se à conclusão que o melhor protocolo de rede é o UDP, mesmo que não haja tanta confiabilidade quanto o protocolo TCP, já que é de extrema necessidade acelerar o processo de envio dos dados, e é melhor que algum dado seja perdido do que aconteça uma retransmissão. A comunicação simples e eficiente através do protocolo UDP atendeu aos requisitos do projeto.

Além da escolha do protocolo, foi necessário escolher o modo da rede. O modo escolhido foi o *Access Point* que permite ver o dispositivo numa lista de redes Wifi, podendo assim realizar conexões com o dispositivo, criando uma rede local. Esse modo foi mais satisfatório para o projeto, visto a independência do mesmo quanto à conexão da rede.

O Fluxograma do *software* do Sistema Embarcado se encontra na Figura 23.

Figura 23 – Fluxograma do *software* do Sistema Embarcado.

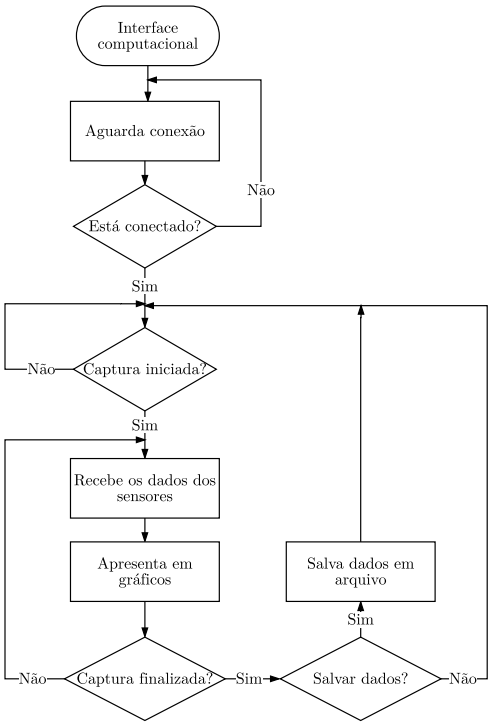


Fonte: Produção do próprio autor.

3.3.2 Interface Computacional

Esse *software* tem como função coletar os dados enviados pelo sistema embarcado, via comunicação Wifi e também protocolo de rede UDP, e apresentá-los em uma Interface Gráfica online no computador. Além disso, através dele é possível salvar todos os dados a partir do momento de início da captura. Pode-se observar o fluxograma desse *software* na Figura 24.

Figura 24 – Fluxograma do funcionamento da Interface Computacional.



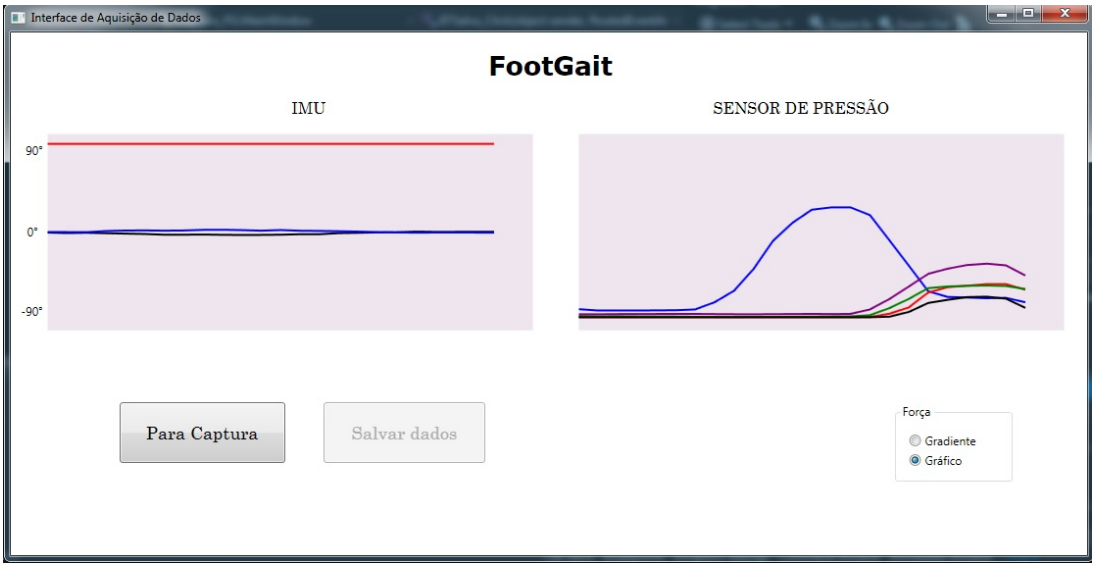
Fonte: Produção do próprio autor.

Essa Interface Gráfica apresenta os dados de uma forma simples e dinâmica. Os gráficos mostram os dados angulares e das forças plantares em tempo real. No caso da força plantar, é possível escolher o tipo de exibição dos dados: em forma de gráfico ou de gradiente de distribuição de pressão plantar, sendo os pontos posicionados simulando os sensores de força na palmilha. A Interface desenvolvida pode ser observada na Figura 25. Esse *software* foi desenvolvido no programa de desenvolvimento de *softwares* "Visual Studio 2015".

Para realizar o alinhamento virtual do sensor inercial, utilizou-se a matriz de cossenos diretores (DCM), usando como parâmetros os dados em relação à referência global a fim de obter os dados em relação à referência desejada.

O método DCM consiste em atualizar diretamente a matriz de rotação entre o sistema de coordenadas móvel e o sistema fixo. Na Figura 26 observam-se os eixos globais e referenciais

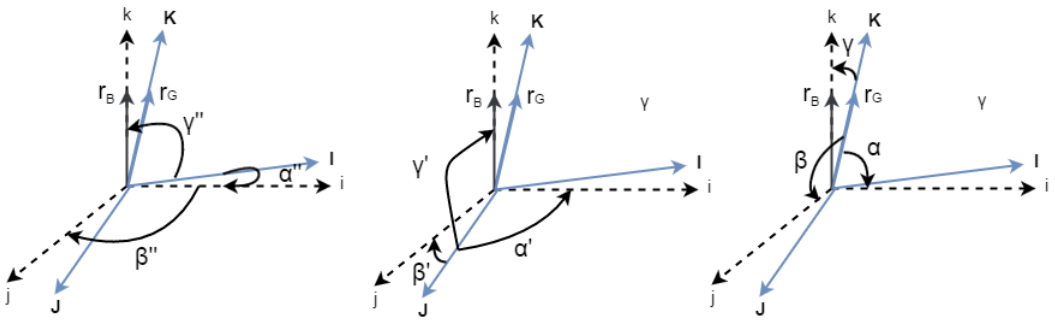
Figura 25 – Interface Gráfica desenvolvida para o trabalho em tempo real.



Fonte: Produção do próprio autor.

com seus respectivos ângulos. No caso do projeto, os ângulos desejados eram 0° no eixo x, 0° no eixo y e 90° no eixo z.

Figura 26 – Eixos globais e referenciais e seus respectivos ângulos.



Fonte: Produção do próprio autor.

Definiu-se r_B como vetor de referência desejada, isto é, $r_B = [0, 0, 1]^T$ e r_G como vetor global obtido pelo sensor, isto é, $r_G = [\alpha, \beta, \gamma]^T$. O método DCM é definido pela equação 3.3.

$$r_B = DCM * r_G \tag{3.3}$$

A matriz DCM é obtida através do cosseno dos ângulos entre os eixos globais e os eixos de referência.

$$DCM = \begin{bmatrix} cos(I,i) & cos(J,i) & cos(K,i) \\ cos(I,j) & cos(J,j) & cos(K,j) \\ cos(I,k) & cos(J,k) & cos(K,k) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha'' & \alpha' & \alpha \\ \beta'' & \beta' & \beta \\ \gamma'' & \gamma' & \gamma \end{bmatrix}$$

Na Figura 26 é possível observar que os ângulos entre o eixo global K e os eixos de referência (i, j, k) compõem o próprio vetor global r_B. Para obter os outros ângulos, foi necessário uma sequência de rotações em torno do eixo x e y, respectivamente.

Definindo como R_x^{-90} uma rotação de 90 graus negativos em torno do eixo x, e aplicando essa rotação no vetor global r_G:

$$r'_B = R_x^{-90} * r_B \tag{3.4}$$

Desenvolvendo a equação 3.4, obtém-se 3.5:

$$\begin{bmatrix} \alpha' \\ \beta' \\ \gamma' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha \\ \gamma \\ -\beta \end{bmatrix} \tag{3.5}$$

Da mesma forma, com uma rotação de 90 graus em relação ao eixo y, o novo sistema de coordenadas pode ser obtido através da equação 3.6, sendo $r''_B = [\alpha'', \beta'', \gamma'']^T$:

$$\begin{bmatrix} \alpha'' \\ \beta'' \\ \gamma'' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \gamma \\ \beta \\ -\alpha \end{bmatrix} \tag{3.6}$$

Logo, é possível obter a matriz DCM e consequentemente o vetor em relação ao pé, em 3.7:

$$DCM = \begin{bmatrix} \gamma & \alpha & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta \\ -\alpha & -\beta & \gamma \end{bmatrix}$$

$$r_B = \begin{bmatrix} \gamma & \alpha & \alpha \\ \beta & \gamma & \beta \\ -\alpha & -\beta & \gamma \end{bmatrix} * r_G \tag{3.7}$$

3.3.3 Rotina *Offline*

Esse *software* tem como função ler os dados salvos na Interface Computacional e plotar em gráficos os resultados obtidos em uma captura já realizada. Além disso, o *software* salva os gráficos em outro arquivo. Foi desenvolvido no *Matlab* a fim de uma análise dos dados pós-teste. No fluxograma da Figura 27 é possível observar as etapas detalhadas do funcionamento desse *software* e a rotina é apresentada no código 3.1.

Código 3.1 – Rotina Offline

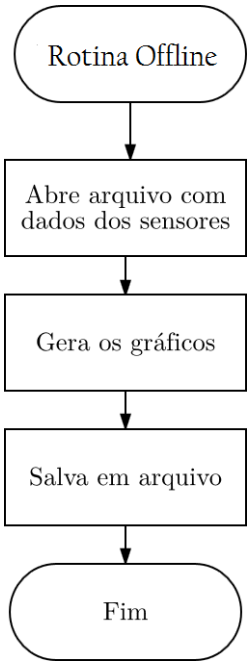
```
[FileName,PathName] = uigetfile('*.cap','Arquivo de Captura');
arquivo = horzcat(PathName,FileName);
dados = csvread(arquivo,4,0);
    tamanho = length(dados(:,1));
    subplot(2,1,1);
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,1),'LineWidth',2), hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,2),'r','LineWidth',2), hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,3),'g','LineWidth',2), hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,4),'y','LineWidth',2), hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,5),'k','LineWidth',2), grid on;

    title('Forca');
    xlabel('Tempo (s)');
    ylabel('Forca (g)');
    axis([0 max(dados(:,9))/1000 -200 200])

    subplot(2,1,2);
    plot((dados(:,9)/1000),dados(:,6),'LineWidth',2)
    hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,7),'r','LineWidth',2)
    hold on;
    plot(dados(:,9)/1000,dados(:,8),'k','LineWidth',2);
    grid on;
    title('Angulo');
    xlabel('Tempo (s)');
    ylabel('Angulo (graus)');
    axis([0 max(dados(:,9))/1000 -100 100])

    print(h,strrep(arquivo,'.cap',''),'-dpng');
    print(h,strrep(arquivo,'.cap',''),'-depsc');
```

3.4 Implementação física do Protótipo

Para o protótipo, foram desenvolvidas duas placas de circuito impresso para minimizar o tamanho do sistema a ser embarcado. A primeira placa possui a plataforma *NodeMCU* e os pinos que serão conectados com a IMU e a placa do conversor A/D. A segunda placa possui as entradas dos FSRs, os resistores dos divisores de tensão e o conversor A/D. Na Figura 29 é possível observar o diagrama do circuito do projeto desenvolvidas no software *Eagle* e na Figura 28 as placas já prontas para uso.

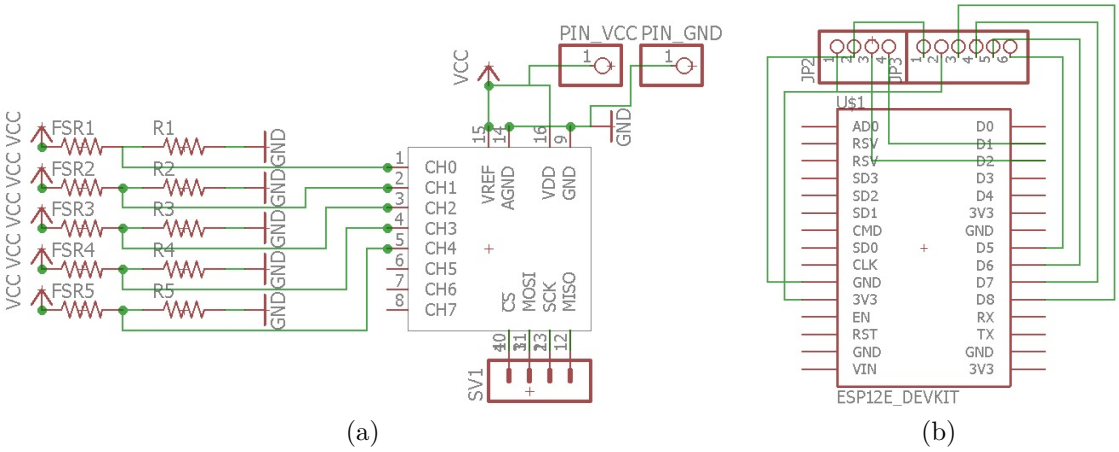
O protótipo foi desenvolvido através de um tênis comum e de algumas peças impressas em uma impressora 3D a fim de acoplar as placas de circuito impresso ao tênis. Os FSRs se localizam na palmilha e o sensor inercial, na parte superior frontal do tênis. As etapas de desenvolvimento do protótipo podem ser vistas na Figura 30.

Figura 27 – Fluxograma do funcionamento da Rotina *Offline*.



Fonte: Produção do próprio autor.

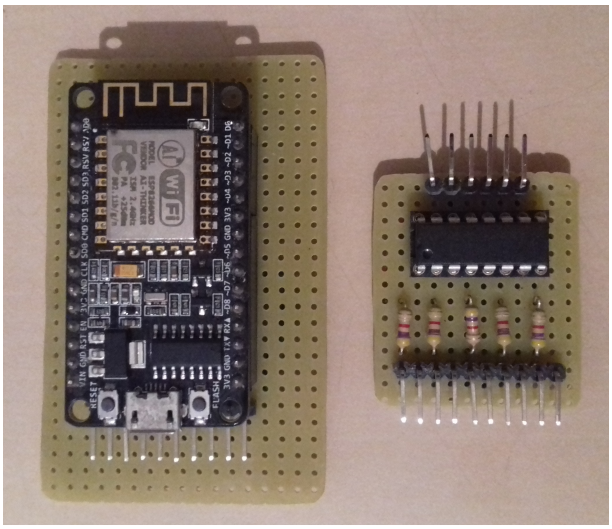
Figura 28 – Diagrama dos circuitos desenvolvidos para o projeto: (a) Circuito divisor de tensão com o conversor A/D, (b) Circuito com o *NodeMCU*.



(a) (b)

Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 29 – Placas de circuito impresso desenvolvidas prontas para uso.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 30 – Etapas de desenvolvimento do protótipo.

Fonte: Produção do próprio autor.

3.5 Protocolo Experimental

Para esse trabalho, foi definido um Protocolo de Testes. O primeiro teste foi estático, com duração de 30 segundos. O segundo teste foi dinâmico, realizando uma marcha completa, de acordo com as fases citadas na seção 2. O terceiro teste, também dinâmico, consistia em uma marcha livre, com duração de 30 segundos.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

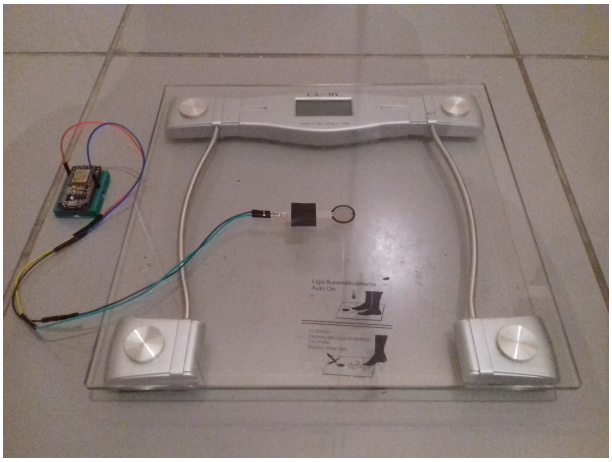
4.1 Validação Experimental

Com o intuito de validar os sensores utilizados no projeto e verificar a qualidade dos dados obtidos dos sistemas sensoriais, foram realizados testes de validação. Esses testes serão detalhados nessa seção.

4.1.1 Validação da linearidade do FSR

Para validar a curva "Força x Resistência" do FSR, obtida no datasheet do mesmo, foi realizado um teste de validação, no qual foram colocados blocos de massas conhecidas sobre um FSR e coletados dados de Resistência. A ideia é que à medida que sejam colocados os blocos, os dados obtidos sigam uma curva equivalente à curva do datasheet do FSR. A Figura 31 mostra uma balança e o sensor de força para realização do teste.

Figura 31 – Teste para validação do sensor de força utilizando balança.



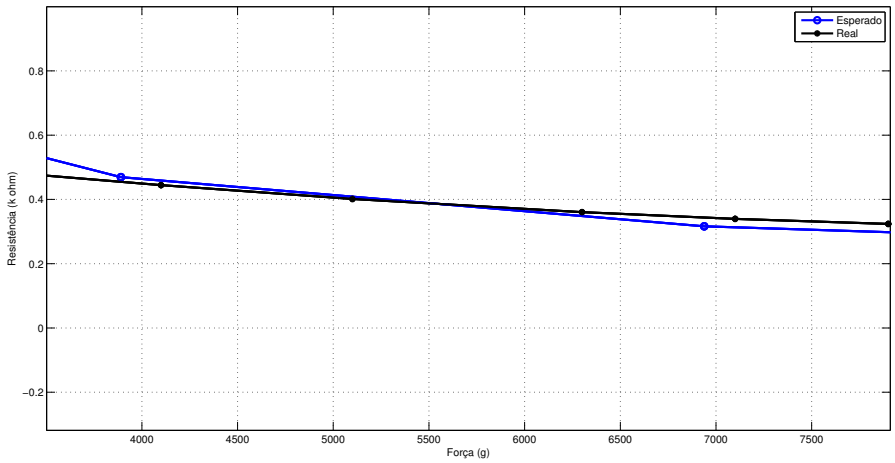
Fonte: Produção do próprio autor.

Na Figura 32 é possível observar os resultados dispostos no gráfico comparativo com o modelo ajustado do *datasheet*, como visto no Capítulo 3.

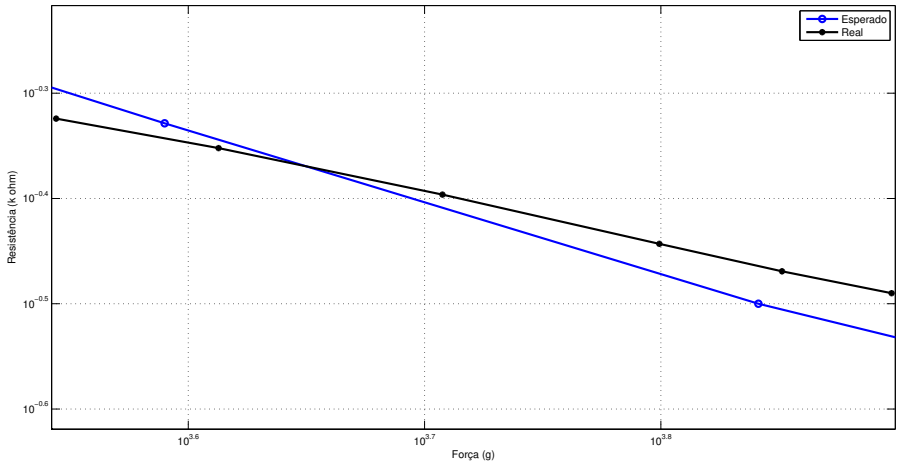
A partir do gráfico da Figura 33 é possível observar que os resultados obtiveram erros pequenos, mostrando-se próximos do esperado.

Figura 32 – Gráfico comparativo do resultado do teste com o modelo linearizado do datasheet: (a) Na escala linear, (b) Na escala logarítmica.

(a)



(b)



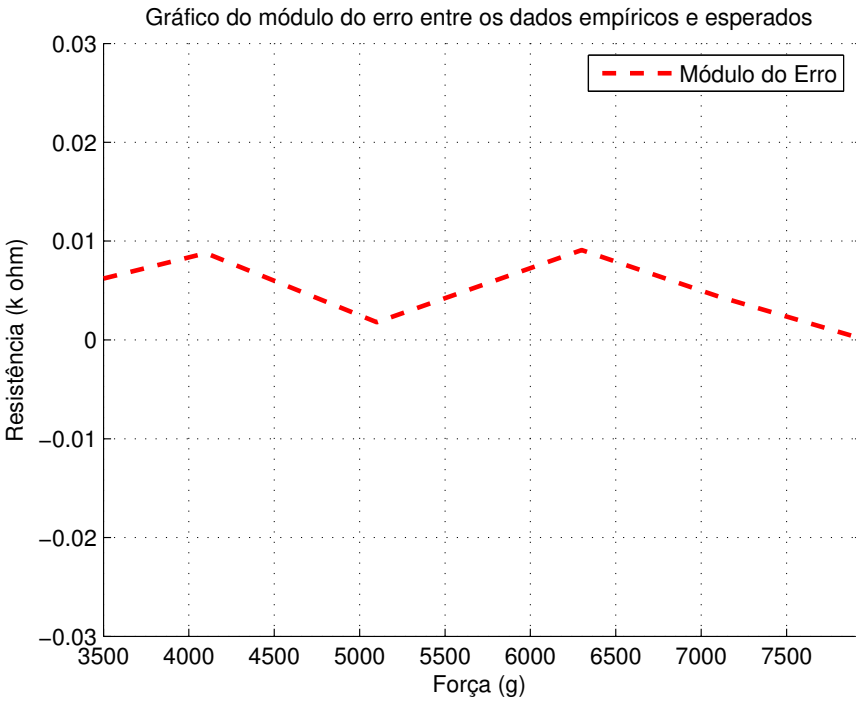
Fonte: Produção do próprio autor.

4.1.2 Validação dos dados angulares

Para a validação dos dados angulares obtidos através do sensor inercial, foi projetado um suporte que fixasse um goniômetro na posição vertical. Assim, o sensor inercial foi acoplado na parte móvel do goniômetro universal, a fim de que através de um movimento rotacional dessa parte, o sensor inercial se mova no mesmo ângulo indicado pelo goniômetro universal. Segue na Figura 34 o suporte desenvolvido para a validação dos dados do sensor inercial.

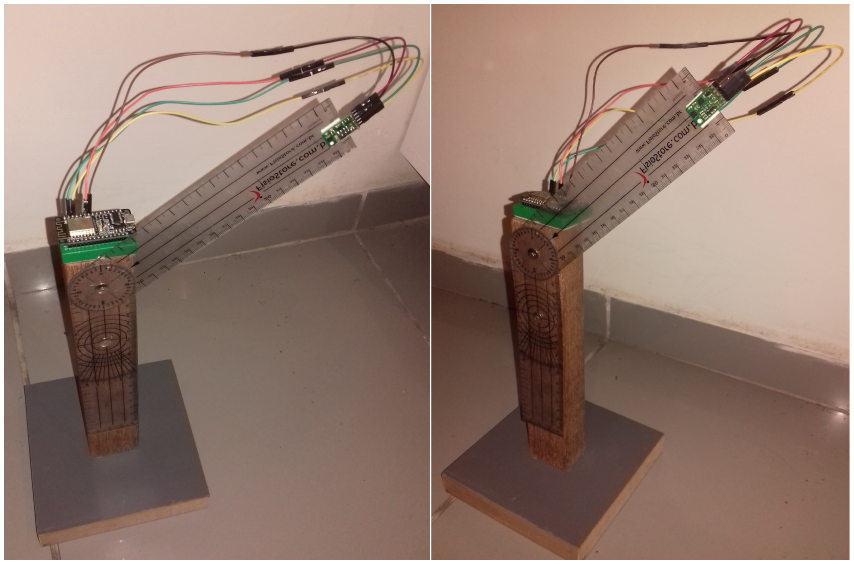
Nesse teste, à medida que se movia a parte móvel do goniômetro universal, o sensor realizava movimento de arfagem em relação aos eixos globais, rotacionando em torno

Figura 33 – Gráfico de erro entre os dados empíricos e os dados do *datasheet* do sensor de força, no teste da balança.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 34 – Suporte para validação dos dados angulares do sensor inercial



Fonte: Produção do próprio autor.

do eixo z do sensor inercial. O teste consistia em capturar os dados dos ângulos 90° até 40°, marcados pelo goniômetro, decrescendo de 10° e parando por 10 segundos em cada ângulo capturado. Também realizou a aquisição do ângulo quando o goniômetro indicava 0°. No fim da captura, os dados eram salvos e analisados posteriormente. Realizou-se três capturas e foi feita a média aritmética entre os dados obtidos.

Os resultados dos testes mostraram-se próximos do esperado, obtendo uma alteração pequena comparado ao goniômetro universal. A Tabela 1 mostra a comparação entre os ângulos do goniômetro e os ângulos obtidos pela IMU.

Tabela 1 – Tabela comparativa entre os ângulos do Goniômetro e da IMU

Goniômetro	90°	80°	70°	60°	50°	40°	0°
IMU	90°	80,78°	71,68°	62,04°	49,7°	41,61°	1,04°

4.2 Experimentos com indivíduo saudável

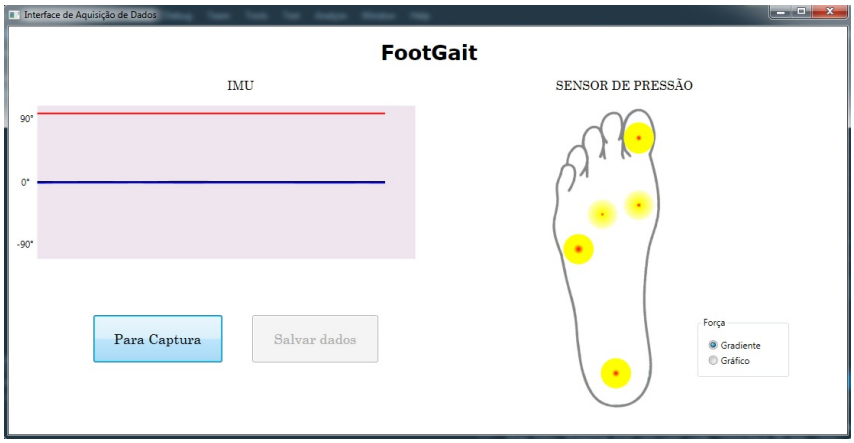
Três experimentos foram realizados, com um indivíduo saudável segundo o Protocolo Experimental, com o intuito de mostrar o funcionamento do projeto.

O primeiro experimento foi estático, com o intuito de mostrar a distribuição de pressão plantar no momento em que o indivíduo está parado. É possível observar na Figura 35 que o pé do indivíduo em teste está paralelo ao plano horizontal, pelo fato do gráfico obtido pelo sensor inercial quase não apresentar alteração angular; também pode-se observar que as forças estão distribuídas de forma quase equivalente entre os pontos da região plantar, sem nenhuma grande alteração. Na Figura 36, fica mais claro observar que mesmo distribuídas nos cinco pontos da região plantar do pé, a força no calcanhar é maior, o que mostra que o indivíduo, em posição estática, tende a distribuir o peso do seu corpo mais para o calcanhar.

O segundo experimento foi dinâmico e mostra um ciclo de marcha completo. É possível observar na Figura 37 uma distribuição de força maior na parte frontal, visto que nessa hora do teste a fase da marcha era o impulso. Também pode-se observar um início de alteração angular no gráfico esquerdo. Na Figura 38 parte do gráfico, uma força se sobressai das outras, esse ponto de pressão equivale ao calcanhar. Assim, observa-se que no experimento, o indivíduo em questão na posição estática, distribui o peso na parte posterior do corpo, isto é, no calcanhar.

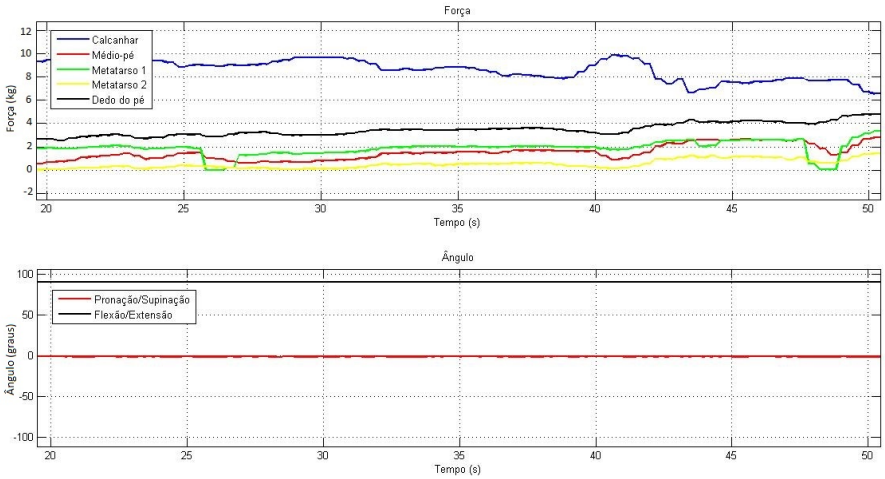
Na Figura 39 observa-se os dados obtidos pelo terceiro experimento, uma marcha livre. É possível observar na Figura o alinhamento virtual realizado no início do experimento.

Figura 35 – Teste estático em tempo real.



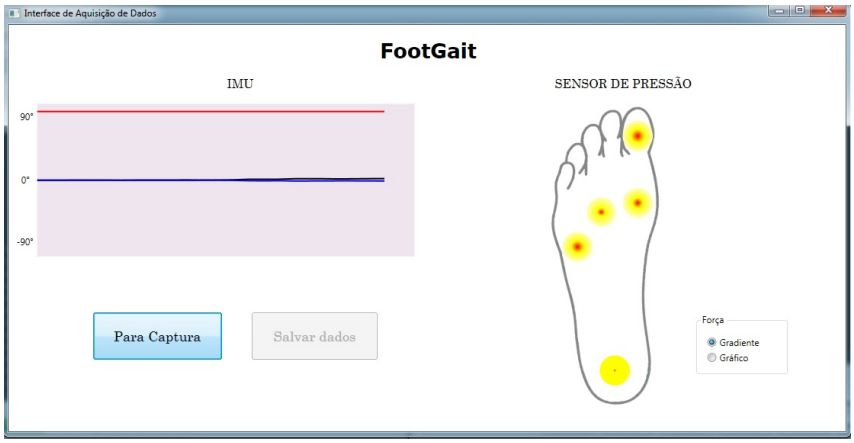
Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 36 – Dados pós-teste estático.



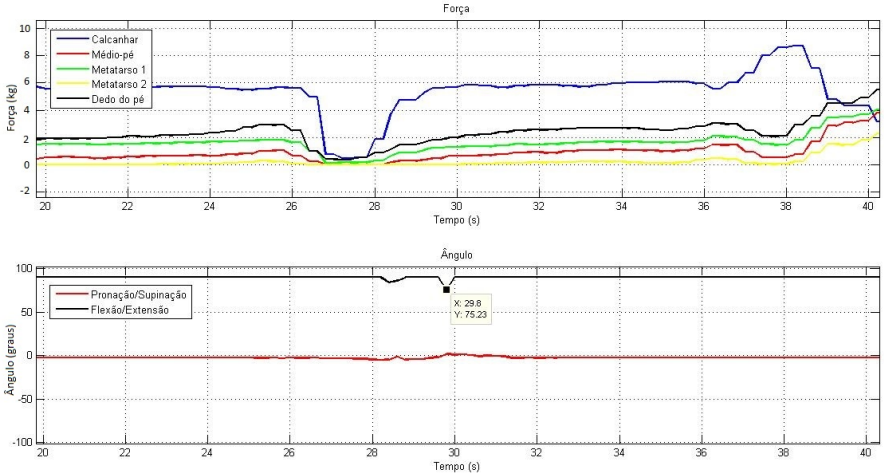
Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 37 – Teste de marcha completa em tempo real.



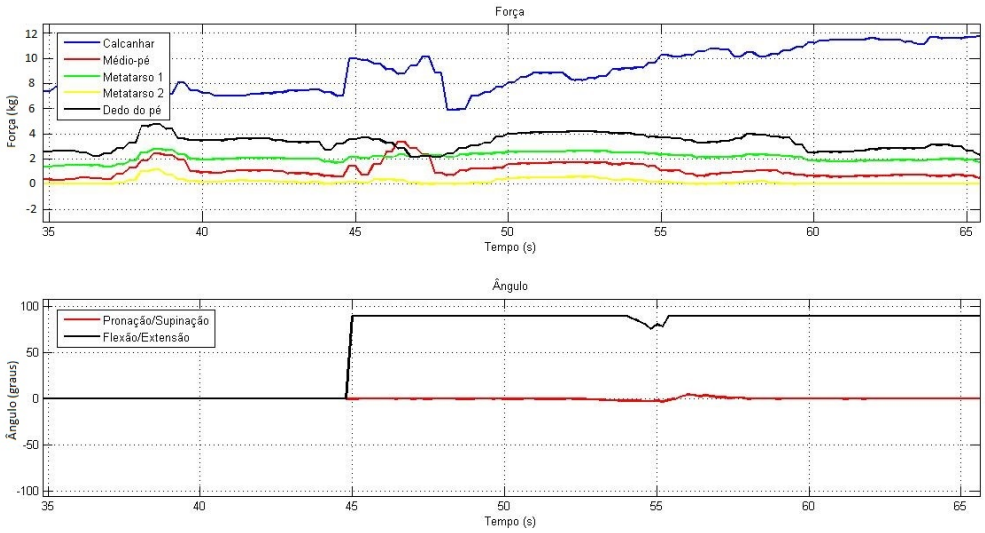
Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 38 – Dados pós-teste de marcha completa.



Fonte: Produção do próprio autor.

Figura 39 – Dados pós-teste marcha livre.



Fonte: Produção do próprio autor.

4.3 Custo final do Projeto

Um dos focos do trabalho foi lidar com componentes de baixo custo para minimizar o preço do protótipo. Com isso, cada parte do projeto foi estudada de modo que a escolha final de cada componente fosse a melhor aquisição do projeto, contemplando um dos requisitos principais: baixo custo.

Sabendo disso, foi feita uma lista contendo o preço descritivo de cada componente, que pode ser observada na Tabela 2.

Tabela 2 – Tabela de preços dos componentes utilizados no Projeto.

Componentes	**Quantidade**	**Preço unitário**	**Preço Total**
FSR	5	R$45,00	R$225,00
Pololu Minimu v3	1	R$35,00	R$35,00
ESP8266 Nodemcu	1	R$12,00	R$7,00
Conversor MCP 3008	1	R$8,00	R$8,00
Placa de circuito impresso	1	R$10,00	R$10,00
Custo Total	-	-	R$285,00

Fonte: Loja virtual

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS E PROJETOS FUTUROS

Existe uma variedade de sistemas conhecidos no mercado para análise de marcha, entre eles: *footswitches*, palmilhas, acelerômetros, giroscópios, IMUs, plataformas de força, entre outros. Esse trabalho propôs a junção da palmilha e acelerômetro a fim de aprimorar o sistema de análise de marcha.

A união da palmilha e do acelerômetro acarretou na aquisição de mais parâmetros do que ambos dispostos isoladamente. Através da palmilha obteve-se os dados da distribuição de pressão plantar, isto é, parâmetros cinéticos da marcha. Através do sensor inercial obteve-se os dados angulares da articulação do tornozelo, isto é, parâmetros cinemáticos da marcha. Além disso, o sistema desenvolvido nesse trabalho foi capaz de realizar testes, estáticos e dinâmicos, ao ar livre, não limitando-se ao ambiente laboratorial.

Os dados dos sensores se mostraram de acordo com o esperado, de acordo com a Validação Experimental, mostrados no Capítulo 4. Assim, pôde-se concluir que o sistema realizou aquisição de dados relevantes e é apto para ser usado em testes de Análise de Marcha. Além disso, com o intuito de aumentar a vida útil do protótipo, implementou-se uma comunicação sem fio, visto que um sistema com comunicação cabeada necessita de manutenções com o passar do tempo.

Algumas dificuldades foram encontradas no decorrer do projeto. Entre elas, vale ressaltar a elaboração mecânica do protótipo. A fim de deixar o sistema reduzido, foi necessário desenvolver placas estreitas e alocar os sensores do modo mais otimizado possível.

Finalmente, o projeto cumpriu com o objetivo do trabalho e conseguiu apresentar dados relevantes da marcha humana através de um sistema de baixo custo - como visto no capítulo de Resultados, portátil e confiável, cumprindo com os requisitos iniciais exigidos no projeto.

5.1 Projetos Futuros

Há diversas possibilidades de melhorias que podem ser feitas a fim de aprimorar o projeto desenvolvido nesse trabalho. Entre elas, pode-se citar:

1. Realizar a fusão do acelerômetro, giroscópio e magnetômetro para aquisição dos movimentos de adução e abdução do pé;
2. Otimização do código de aquisição de dados e do código da interface gráfica, a fim de melhorar o desempenho do processamento;
3. Redução e realocação do hardware do projeto a fim de aperfeiçoar o protótipo;
4. Substituir os sensores utilizados no projeto a fim de aumentar a confiabilidade dos dados;
5. Otimizar a interface gráfica de modo a adicionar outras formas de visualização dos dados;
6. Adicionar parâmetros de entrada para particularizar os dados segundo, principalmente, as estruturas anatômicas do pé, massa corpórea e gênero do indivíduo, que são fatores que podem afetar a distribuição da pressão plantar, segundo Kellis (2001).

Além das melhorias futuras, há uma variedade de projetos que se baseiam em parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha e podem ser desenvolvidos através do trabalho em questão. Entre esses projetos, podem-se citar:

1. Avaliação do comportamento da distribuição da pressão plantar durante determinados movimentos esportivos que requerem controle pelos pés, como saltos em trampolim acrobático, ginástica olímpica, e outros (AMADIO; SERRÃO, 2007);
2. A avaliação da distribuição de pressão plantar como ferramenta clínica para se compreender as implicações estruturais e funcionais impostas pela obesidade (RODRIGUES; MONTEBELO; TEODORI, 2008);
3. Distinguir entre marcha normal e patológica (TABORRI et al., 2016);
4. Análise da trajetória do centro de pressão durante posturas estabelecidas com interpretações e inferências sobre o controle e ajustes posturais (AMADIO; SERRÃO, 2007).
5. Classificação do tipo de pé (plano, cavo, neutro, hiperpronado) de acordo com a distribuição de pressão plantar (AMADIO; SERRÃO, 2007).
6. Avaliação da pressão plantar em pacientes diabéticos com ou sem pé neuropático, como feito por Boulton (1998) e por D'ambrogi (2003), que verificaram aumento da pressão plantar nos pacientes;

7. Monitorização do deslocamento de centro de massa e do deslocamento do passo (DOMINGUES et al., 2014).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Abdul Razak, A. H. et al. *Foot plantar pressure measurement system: A review.* 2012. 9884–9912 p. Citado na página 34.

AMADIO, A. C.; SERRÃO, J. C. Contextualização da biomecânica para a investigação do movimento: fundamentos, métodos e aplicações para análise da técnica esportiva. *Revista Brasileira de Educação Física e Esporte*, v. 21, n. esp, p. 61–85, 2007. ISSN 1981-4690. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/rbefe/article/view/16665>. Citado 6 vezes nas páginas 13, 16, 23, 25, 26 e 53.

AZEVEDO, L. A. d. P. *Análise dos Pés através da Baropodometria e da Classificação Plantar em Escolares de Guaratinguetá.* 81 p. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual Paulista, 2006. Citado 4 vezes nas páginas 15, 19, 20 e 21.

AZEVEDO, L. A. P.; NASCIMENTO, L. F. C. A distribuição da força plantar está associada aos diferentes tipos de pés ? *Revista Paulista de Pediatria*, v. 27, n. 3, p. 309–314, 2009. ISSN 0103-0582. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 26.

BAKER, R. Gait analysis methods in rehabilitation. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, v. 3, p. 4, 2006. ISSN 1743-0003. Citado na página 16.

BOTELHO, T. et al. Uma Proposta De Protocolo De Colocação De Sensores Inerciais Utilizando Alinhamento Virtual Para Aplicações Em Análise De Movimento De Membros Inferiores. *Anais do V Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2015*, p. 511–515, 2015. Citado na página 35.

BOULTON, A. et al. Guidelines for the diagnosis and outpatient management of diabetic peripheral neuropathy. In: *Diabetic Med.* [S.l.: s.n.], 1998. p. 508–514. Citado na página 53.

CARVALHO, R. M. F. D.; MAZZER, N.; BARBIERI, C. H. Análise da confiabilidade e reprodutibilidade da goniometria em relação à fotogrametria na mão. *Acta Ortopédica Brasileira*, v. 20, n. 3, p. 139–149, 2012. ISSN 1413-7852. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 25.

CREA, S. et al. A wireless flexible sensorized insole for gait analysis. *Sensors (Basel, Switzerland)*, v. 14, n. 1, p. 1073–1093, 2014. ISSN 14248220. Citado 4 vezes nas páginas 13, 15, 26 e 28.

D'AMBROGI, E. et al. No TitleContribution of plantar fascia to the increased forefoot pressure in diabetic patient. In: *Diabetes Care.* [S.l.: s.n.], 2003. p. 1525–1529. Citado na página 53.

DOMINGUES, M. F. et al. Monitorização da Pressão Plantar com Sensores baseados em FBGs. p. 4, 2014. Citado na página 54.

DONATELLI, R. Normal biomechanics of the foot and ankle. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, v. 7, n. 3, p. 91–95, 1985. ISSN 0190-6011. Citado na página 13.

ELECTRONICS, I. Interlink Electronics Inc., FSR integration Guide and Evaluation parts catalog with suggested Electrical interfaces. *Version 1.0, 90-45632 Rev. D, 2007.*, v. 1.0„ p. 1–26, 2007. Disponível em: <http://www.interlinkelectronics.com/>. Citado na página 31.

ESPERANDIO, E. M. et al. *Manual de Adaptações de Palmilhas e Calçados.* [S.l.: s.n.], 2002. 66 p. ISBN 8533405618. Citado 4 vezes nas páginas 18, 19, 21 e 22.

FERNANDES, A. M. d. R.; COMUNELLO, E.; MACHADO, F. D. Análise do Movimento Humano por Videogrametria. In: *Simpósio de Excelência em Gestão e Tecnologia.* Resende: [s.n.], 2012. Citado na página 23.

GIOVANELLI, D.; FARELLA, E. Force Sensing Resistor and Evaluation of Technology for Wearable Body Pressure Sensing. *Journal of Sensors*, v. 2016, 2016. ISSN 16877268. Citado na página 28.

HENNING, E. M. The evolution and biomechanics of the human foot - applied research for footwear. *Revista Brasileira de Biomecânica*, v. 4, p. 7–14, 2003. Citado na página 19.

HORAK, F. B.; WRISLEY, D. M.; FRANK, J. The Balance Evaluation Systems Test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Phys Ther*, v. 89, n. 5, p. 484–498, 2009. ISSN 0031-9023. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19329772>. Citado na página 14.

JOSÉ, P.; MACHADO, H. Semiologia Ortopédica Pericial. In: . Porto Alegre: [s.n.], 2012. cap. 6. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

KAVANAGH, J. J.; MENZ, H. B. Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, v. 28, n. 1, p. 1–15, 2008. ISSN 09666362. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 24.

KELLIS, E. Plantar pressure distribution during barefoot standing, walking and landing in preschool boys. p. 92–97, 2001. Citado na página 53.

LAVERY, L. A. et al. Pratical criteria for screening patient at high risk for diabetic foot ulceration. *Arch Int Medicine*, v. 158, p. 157–162, 1998. Citado na página 22.

MARIA, R. et al. Unicamp biblioteca central seção circulante. 2002. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 23.

MCGINNIS, P. M. *Biomecânica do esporte e do exercício.* 3.ed.. ed. Cortland, NY: [s.n.], 2015. Citado na página 14.

MONTEIRO, E. et al. Análise cinemática da postura pela biofotogrametria computadorizada em crianças com uso da mochila. *Tecnocouro*, v. 1, n. 1, p. 86–91, 2006. Citado na página 23.

PANCHBHAVI, V. K. *Foot Bone Anatomy.* 2011. 27 p. Citado na página 18.

PAYNE, C. B. Biomechanics of the diabetic foot some theoretical considerations. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, v. 88, p. 285–289, 1998. Citado na página 22.

PRISCILA, D.; MEJIA, M. Intervenção fisioterapêutica com o uso do método Maitland na reabilitação funcional de entorse de tornozelo : revisão bibliográfica. p. 1–12, 2012. Citado na página 19.

RODRIGUES, S.; MONTEBELO, M. I. L.; TEODORI, R. M. Distribuição da força plantar e oscilação do centro de pressão em relação ao peso e posicionamento do material escolar. *Rev. Bras Fisioter*, v. 12, n. 1, p. 43–48, 2008. ISSN 1413-3555. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 53.

SAAD, M.; BATTISTELLA, L.; MASIERO, D. Técnicas de análise de marcha. *Acta fisiátrica*, v. 3, n. 2, p. 23–26, 1996. Disponível em: <http://grupo1pimed.webs.com/saad-tecnicas{_}analise.> Citado na página 13.

SHU, L. et al. In-shoe plantar pressure measurement and analysis system based on fabric pressure sensing array. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 14, n. 3, p. 767–775, 2010. ISSN 1558-0032. Citado na página 34.

STEINDLER, A. A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, v. 35-A, p. 540–2, 1953. Citado na página 13.

STESS, R. M.; JENSEN, S. R.; MIRMIRAN, R. The role of dynamic plantar pressure in diabetic foot ulcer. *Diabetes Care*, v. 20, p. 855–859, 1997. Citado na página 22.

TABORRI, J. et al. Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors (Switzerland)*, v. 16, n. 1, p. 40–42, 2016. ISSN 14248220. Citado 6 vezes nas páginas 13, 15, 16, 21, 24 e 53.

TOBERGTE, D. R.; CURTIS, S. Estudo Baropodométrico de pacientes com diabetes mellitus tipo 2. *Journal of Chemical Information and Modeling*, v. 53, n. 9, p. 1689–1699, 2013. ISSN 1098-6596. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 27.

TOKARS, E. et al. A influência do arco plantar na postura e no conforto dos calçados ocupacionais. Rio de Janeiro, p. 157–162, 2003. Citado na página 13.

VARGAS, A.; KALISH, R. A. Clinical anatomy of the ankle and foot. n. xx, 2012. Citado na página 18.

WHITNEY, S. L.; POOLE, J. L.; CASS, S. P. A review of balance instruments for older adults. *The American journal of occupational therapy : official publication of the American Occupational Therapy Association*, v. 52, n. 8, p. 666–71, 1998. ISSN 0272-9490. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9739401>. Citado na página 14.

WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait:areview of an emerging area of research. *GaitPosture*, v. 16, n. 16, p. 1–14, 2002. Citado na página 14.

YADAV, S. Hybrid TCP / IP and UDP : A Review Article. v. 4, n. 5, p. 953–957, 2014. Citado na página 37.