



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO**  
**EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE UM**  
**SISTEMA DE MEDIÇÃO TÁCTIL PARA MAPEAMENTO**  
**PLANTAR E QUANTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS**  
**ESPAÇO-TEMPORAIS DA MARCHA HUMANA**

**WELLINGTÂNIA DOMINGOS DIAS**

**Belo Horizonte, 12 de maio de 2017**

Wellingtânia Domingos Dias

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE UM SISTEMA DE  
MEDIÇÃO TÁCTIL PARA MAPEAMENTO PLANTAR E  
QUANTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA  
MARCHA HUMANA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Dr. Meinhard Sesselmann (UFMG)

Co-orientador: Dr. Antônio Augusto Torres Maia (UFMG)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2017



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM**  
**ENGENHARIA MECÂNICA**

Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário  
31270-901 - Belo Horizonte - MG  
Tel.: +55 31 3409.5145  
E-mail: [cpgmec@demec.ufmg.br](mailto:cpgmec@demec.ufmg.br)

**"DESENVOLVIMENTO DE UM PROTÓTIPO DE UM SISTEMA DE  
MEDIÇÃO TÁCTIL PARA MAPEAMENTO PLANTAR E  
QUANTIFICAÇÃO DOS PARÂMETROS ESPAÇO-TEMPORAIS DA  
MARCHA HUMANA"**

**WELLINGTÂNIA DOMINGOS DIAS**

Dissertação submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Mestre em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Dissertação aprovada no dia 12 de maio de 2017.

Por:

**Dr. Meinhard Sesselmann**

Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

**Dr. Antônio Augusto Torres Maia**

Coorientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

**Dr. Rudolf Huebner**

Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

**Dra. Maria Emília de Abreu Chaves**

Laboratório de Bioengenharia/UFMG

**Dr. Daniel Neves Rocha**

Instituto Federal de Minas Gerais

Ao Mestre, Doutor Marcos Pinotti Barbosa (In memoriam) pelo legado  
incomparável...

Ao meu pai Antônio (In memoriam) pelo alicerce fundamentado....

Ao Iury C. Brito e Ivo C. Oliveira, membros integrantes de minha equipe de  
pesquisa e desenvolvimento de projetos, que não pouparam esforços e dedicação para a  
chegarmos ao proposto. Imensurável é a minha gratidão!

Essa vitória é nossa!

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pois por meio D'Ele tudo é possível.

À minha família pela confiança, ensinamentos e pelo apoio incondicional.

A você Iury e Ivo, peças fundamentais para o desenvolvimento deste projeto, pela coragem, companheirismo e acima tudo humildade para me acompanhar nesta etapa tão importante para o nosso crescimento.

À grande família Labbio, que ao longo destes últimos anos partilharam diversas experiências e histórias comigo sempre presente e, sempre disposta a ajudar a solucionar os problemas ao longo do percurso, pela compreensão e motivação nos momentos tensos e alegrias durante as conversas no Espaço Café. Em especial a Cida e Maria Emília.

Aos funcionários e professores do departamento de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Em especial a Marina.

Ao Prof. Dr. Meinhard Sesselmann por todo o apoio como orientador desse projeto. Pela sua disponibilidade e compreensão que sempre demonstrou e, principalmente, pelo encorajamento constante em prol de um trabalho cada vez melhor.

Ao Prof. Dr. Antônio Augusto T. Maia pelo apoio como co-orientação, pela sua ajuda e todos os úteis conselhos.

Ao Prof. Dr. Rudolf Huebner, por ter adotado a grande família Labbio, pelos incentivos e conselhos úteis, conversas, ..., pela amizade.

Às equipes da fórmula SAE, LAC e CEA (Centro de Estudos Aeronáuticos) pela cooperação e empréstimos de equipamentos. Em especial aos técnicos Edson e Marcos.

A você, que de uma forma direta ou indiretamente, se revelou imprescindível nesta etapa da minha vida e muito contribuiu para o desenvolvimento desse projeto.

Muito obrigado a todos!

“Desde a antiguidade, quantificar grandezas físicas tem sido um dos grandes desafios do homem. Isso, entre muitos outros fatores, dá a ele a possibilidade de observar e explicar certos acontecimentos, tornando-os possíveis de previsão e até controle. Assim, em todo e qualquer processo que se queira controlar, primeiramente é preciso conhecê-lo; e para isso, medir, analisar, proporcionar e quantificar”.

HARSÁNYI, 2001.

## SUMÁRIO

LISTAS DE FIGURAS .....	9
LISTA DE QUADROS .....	12
LISTA DE TABELAS.....	13
RESUMO.....	14
1 INTRODUÇÃO .....	15
1.1 Objetivo geral.....	18
1.2 Objetivos específicos .....	18
2 REFERENCIAL TEÓRICO .....	19
2.1 Marcha Humana.....	19
2.2 Ciclo de Marcha .....	19
2.2.1 Parâmetros espaço-temporais do ciclo da marcha .....	23
3 REVISÃO DA LITERATURA .....	29
3.1 Tipos de tecnologias utilizadas para a análise da marcha humana .....	29
3.2 Análise da marcha.....	40
4 MATERIAIS E MÉTODOS .....	45
4.1 Desenvolvimento do protótipo.....	45
4.2 Sistema de medição tátil.....	45
4.2.1 Hardware.....	47
4.2.2 A escolha do sensor para o sistema de medição tátil .....	49
4.2.3 Efeito de tecla fantasma .....	50
4.2.4 Alimentação do sistema de medição tátil.....	53
4.3 Plataformas de desenvolvimento .....	53
4.3.1 Placa de circuito impresso (PCI).....	55
4.3.2 Algoritmo de varredura do sistema de medição tátil.....	59
4.3.3 Interface Homem Máquina (IHM).....	61
4.4 Metodologia para os testes com hardware e software.....	66
4.5 Metodologia para o cálculo da incerteza das medições .....	68
4.5.1 Incerteza - método cronômetro com pista demarcada .....	68
4.5.2 Incerteza – filmagem.....	69
4.5.3 Incerteza – sistema de medição tátil.....	70
4.6 Metodologia para o experimento com protótipo.....	70

4.6.1	Experimento com protótipo .....	70
4.7	Verificação e Validação .....	71
4.7.1	Metodologia para os experimentos com os métodos sistema de medição táctil, podograma e filmagem .....	71
5	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	86
5.1	Características gerais do protótipo do sistema de medição desenvolvido	86
5.1.1	Hardware e software do sistema de medição táctil.....	89
5.2	Resultados dos experimentos com o sistema de medição táctil.....	90
5.3	Resultados dos experimentos dos métodos podograma e filmagem.....	92
5.4	Comparação dos resultados obtidos pelo sistema de medição táctil com os resultados obtidos por outros métodos .....	94
5.4.1	Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição com os valores descritos na literatura .....	94
5.4.2	Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição com os valores obitdos no método podograma e filmagem.....	95
6	CONCLUSÕES .....	99
7	PERSPECTIVAS FUTURAS.....	101
8	ABSTRACT.....	102
9	REFERÊNCIAS.....	103
10	ANEXO A .....	109
10.1	Informações acerca das especificações técnicas da chave táctil .....	109
10.2	Informações acerca das especificações técnicas do Diodo Retificador 1N4148 .....	111
11	ANEXO B .....	113
11.1	Fase de Desenvolvimento do software.....	113
11.1.1	Design .....	113
11.1.2	Implementação .....	114
11.1.3	Verificação e validação.....	114
12	ANEXO C .....	116
12.1	Cálculo de incertezas .....	116
12.1.1	Análise de experimentos .....	116
12.1.2	Propagação de incertezas .....	117
13	ANEXO D .....	120
13.1	Glossário .....	120



## LISTAS DE FIGURAS

FIG 2.1 - Ilustração adaptada das diferentes fases de um ciclo de marcha. ....	22
FIG 2.2 - Ilustração adaptada da duração das diferentes fases do ciclo de marcha.....	22
FIG 2.3 - Esquema representativo adaptado do ciclo de marcha e as suas fases. ....	23
FIG 2.4 - Parâmetros espaço-temporais da marcha. ....	24
FIG 2.5 - Representação esquemática das dimensões da passada: comprimento do passo e da passada e largura da passada e ângulo do pé. ....	25
FIG 3.1 - Método cinemático quantitativo constituído por canetas hidrocor, fita adesiva e uma passarela de dezesseis metros com piso regular, para cronometrar o tempo utiliza-se um timer. ....	31
FIG 3.2 - A plataforma desenvolvida é composta por duas partes: a passarela e leitura. ....	32
FIG 3.3 - Exemplo de uma plataforma de força retangular mostrando as superfícies superior e inferior e a representação das forças obtidas por meio dos sensores em cada um dos cantos da plataforma. ....	32
FIG 3.4 - Diagrama de bloco do sistema desenvolvido por Gifford e Hutton. ....	33
FIG 3.5 - Imagem representativa da plataforma de Crouse, em (a) é mostrado o esquema de um lado da passarela e, em (b) esquema do circuito de grade para um lado da passarela, indicando o percurso da corrente pela linha pontilhada. ....	34
FIG 3.6 - Representação do tapete GAITMAT II e dos dados recolhidos e processados. ....	35
FIG 3.7 - Modelo de Smart Floor (a) princípio do sensor de fibra; (B) estratégia de implantação de fibra paralela; (C) exemplo de implantação com $\theta = 0, \pi / 4, \pi / 2$ e $3\pi / 4$ ; E (d) o protótipo do chão.....	37
FIG 3.8 - Representação esquemática de um sistema de análise de movimento tridimensional (3D).....	42
FIG 3.9 - Sistema GAITRite® .....	43
FIG 4.1 - Diagrama de blocos da representação esquemática de um arranjo típico para aquisição e processamento de dados no sistema de medição táctil. ....	46
FIG 4.2 - Imagem representativa do hardware constituída por cinco camadas formando um invólucro sanduíche.....	49
FIG 4.3 - Varredura da primeira coluna. ....	51
FIG 4.4 - Varredura da segunda coluna.....	51

FIG 4.5 - Varredura da segunda coluna (A). Entretanto um caminho indesejado aparece (B). Fazendo com que a tecla 2 seja detectada incorretamente (C). .....	52
FIG 4.6 - Solução de tecla fantasma com a adição de diodo em série. ....	52
FIG 4.7 - Imagem representativa do esquema eletrônico de simulação. ....	55
FIG 4.8 - Aspecto final do layout do esquema eletrônico para impressão e montagem da PCI. ....	56
FIG 4.9 - Layout do circuito eletrônico, lado direito a ser impresso para a confecção da PCI, denominado de módulo direito. ....	57
FIG 4.10 - Layout do circuito eletrônico, lado esquerdo a ser impresso para a confecção da PCI, denominado de módulo esquerdo. ....	58
FIG 4.11 - Representação da rotina de varredura dos sensores.....	60
FIG 4.12 - Menu interativo da Interface homem Máquina.....	61
FIG 4.13 - Representação da identificação do contato do calcanhar com a superfície do sistema de medição tátil para determinação da distância. ....	64
FIG 4.14 - Representação do passo, passada e largura da base quando em contato com sistema de medição tátil.....	65
FIG 4.15 - Janela de resultados, onde será apresentado os valores numéricos dos parâmetros espaço-temporais medidos ao término do teste. ....	65
FIG 4.16 - Fluxograma de funcionamento do sistema de medição tátil.....	67
FIG 4.17 - Imagem adaptada representando a deambulação de um indivíduo contendo: A) Pista de papel, região central medindo três metros e 08 centímetros contendo marcação dos passos. B) Representação do comprimento da passada, C) Representação do comprimento da largura do passo. ....	73
FIG 4.18 - Imagem representativa adaptada da quantificação dos parâmetros da marcha. ....	73
FIG 4.19 - Tempo inicial em segundos, comprimento da pista demarcada, sendo a região de 3,08 m. ....	75
FIG 4.20 - Tempo final: 4,071s da marcha, comprimento do passo direito e esquerdo.....	75
FIG 4.21 - Comprimento da passada direita.....	76
FIG 4.22 - Comprimento da passada esquerda.....	76
FIG 4.23 - Imagem do experimento da voluntária descalça, representando início (0,00 s) e término (4,171 s) da marcha sobre a área de análise destacada por um retângulo laranja. ....	80
FIG 4.24 - Mostra o ciclo da marcha da voluntária descalça, sendo no total 3 passadas sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.....	80

FIG 4.25 - Mostra a marcha da voluntária descalça passo a passo, sendo no total 5 passos sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.....	81
FIG 4.26 - Imagem do experimento da voluntária descalça, representando início (0,00 s) e término (4,338 s) da marcha sobre a área de análise destacada por um retângulo laranja. ....	81
FIG 4.27 - Mostra a marcha da voluntária calçada passo a passo, sendo no total 5 passos sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.....	82
FIG 4.28 - Mostra o ciclo da marcha da voluntária calçada, sendo no total 3 passadas sobre a área central de análise e seus respectivos valores obtidos.....	82
FIG 4.29 - Imagem mostrando o início e término do experimento realizado pela voluntária descalça.....	84
FIG 4.30 - Imagem mostrando o início e término do experimento realizado pela voluntária calçada. ....	84
FIG 5.1 - Sistema de medição táctil em fase de construção contém 14 módulos, sendo um master e 13 slave. Alguns pontos em destaque podem ser observados. ....	87
FIG 5.2 - Invólucro de proteção para o circuito eletrônico dos módulos (master, slave) desenvolvido em processo 3D. ....	87
FIG 5.3 - Sistema de medição táctil em fase de construção e testes, contendo a placa vazada para proteção dos sensores. ....	88
FIG 5.4 - Protótipo em fase final de desenvolvimento. Invólucro sanduiche (master, slave direito e esquerdo). ....	89
FIG 5.5 - Resultado do mapeamento plantar referente ao ciclo de marcha da voluntária sobre a superfície do sistema de medição táctil. ....	90
FIG 5.6 - Resultados obtidos no experimento 1 (voluntária descalça).....	91
FIG 5.7 - Resultados obtidos no experimento 2 (voluntária calçada). ....	91
FIG 10.1 – Momentâneo, Interruptor Táctil SMD, 3x6x2.5 mm. ....	109
FIG 10.2 – Características técnicas: SMD Tactile Switch, 3x6x2.5 mm. ....	110
FIG 10.3 – Diodo retificador 1N4148 .....	111
FIG 10.4 – Polarização: Diodo retificador 1N4148. ....	111
FIG 10.5 - Características mecânicas: Diodo retificador 1N4148.....	112

## **LISTA DE QUADROS**

QUADRO 4.1 - Resultado das variáveis cadência e velocidade, método filmagem.....	83
QUADRO 4.2 - Resultado das variáveis cadência e velocidade, método podograma.....	85

## LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 - Valores de incertezas relativas dos instrumentos utilizados. ....	68
TABELA 4.2 - Valores obtidos a partir do método filmagem. ....	83
TABELA 4.3 - Valores médios obtidos a partir do método podograma. ....	84
TABELA 5.1 - Resultados do experimento 1 (voluntária descalça) e do experimento 2 (voluntária calçada com tênis padrão para caminhada).....	92
TABELA 5.2 - Valores médios obtidos a partir do método podograma. ....	93
TABELA 5.3 - Valores médios obtidos a partir da análise dos frames do vídeo.....	93
TABELA 5.4 - Valores considerados padrão normal e clínico para marcha de indivíduos adultos - mulheres. ....	95
TABELA 5.5 - Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição táctil com os valores “normal - mulheres” descritos na literatura. ....	95
TABELA 5.6 - Comparação dos valores obtidos no experimento da voluntária deslçada a partir dos três métodos. ....	96
TABELA 5.7 - Comparação dos valores obtidos no experimento da voluntária calçada a partir dos três métodos. ....	97

## RESUMO

A marcha humana é caracterizada por uma sequência de múltiplos eventos, rápidos e complexos. Os parâmetros espaço-temporais da marcha podem ser utilizados para identificar possíveis desordens. Há diversas tecnologias disponíveis comercialmente para análise da marcha humana. Contudo, a maioria dessas tecnologias apresenta limitações no que diz respeito à sua portabilidade, ao alto custo de aquisição, difícil manuseio e manutenção, falta de modularidade e reduzida aplicabilidade em clínicas. Este estudo tem como objetivo desenvolver um protótipo de um sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana. A metodologia é dividida em duas etapas: a primeira consiste no desenvolvimento do hardware e do software e a segunda compreende os testes. O sistema de medição desenvolvido é constituído por sensores, microcontroladores ATmega328, módulos e cabos para comunicação por meio de conexão USB, além de um algoritmo para aquisição, transmissão e processamento dos dados advindos da região de matriz de sensores. Um algoritmo em C++ foi implementado para varredura e leitura da matriz de sensores do sistema de medição tátil e foi elaborada uma interface homem máquina de fácil manuseio pelo usuário. Posteriormente, o sistema de medição tátil foi validado por meio de testes que mapearam os passos de um indivíduo e quantificaram os parâmetros espaciais e temporais da marcha. Os valores mensurados foram comparados com os valores citados na literatura e com os obtidos pelo método podograma (cronômetro com pista demarcada) e pelo método filmagem. Os testes mostraram que o sistema de medição tátil apresenta conectividade e funcionalidade adequada, sendo capaz de mapear os passos e quantificar os parâmetros espaço-temporais essenciais (comprimento do passo, largura da base, cadência, velocidade, número de passos) para a análise da marcha humana. Além disso, os testes demonstraram que estes parâmetros espaço-temporais medidos são próximos dos citados na literatura e correlacionam-se com os valores obtidos nos métodos podograma e filmagem. Pode-se concluir que a modularidade e a versatilidade do sistema de medição proposto, assim como sua aplicabilidade e seu baixo custo, permite sua utilização em clínicas, asilos ou casas de cuidados com idosos possibilitando estudos dos parâmetros básicos essenciais da marcha humana.

**Palavras-chave:** parâmetros espaço-temporais, marcha humana, análise de marcha, sistema de medição tátil.

# 1 INTRODUÇÃO

A marcha ou deambulação compreende um processo de deslocamento do corpo entre dois pontos de forma segura, efetiva e sem esforço; faz-se uso dos membros inferiores, alternando-os em apoio e impulso com no mínimo um dos pés apoiados no solo (RAMALHO, 1995). A marcha se faz em duas fases conhecidas como ciclo da marcha. A primeira é a fase de apoio que se divide em duplo apoio inicial, apoio simples e segundo apoio. A segunda é a fase de balanço subdividida em balanço inicial, balanço médio e balanço terminal (ROSE, 1998; HOPPENFELD, 2001).

Na marcha humana, existem características espaço-temporais capazes de descrever quantitativamente o padrão de movimento. Os mesmos podem refletir a informação da atividade dinâmica durante a marcha humana. Esses parâmetros são o ciclo de marcha, tempo das diferentes fases do ciclo (apoio e balanço), comprimento do passo e da passada, largura da base de sustentação, cadência e velocidade.

A análise da marcha depende de uma determinação precisa dos eventos que ocorrem durante a deambulação, como o toque do calcanhar no solo e o instante em que o pé é removido da superfície de contato. O conhecimento de tais eventos permite a normalização da cinemática e cinética da marcha durante os períodos de apoio e balanço ou todo o ciclo (HANSEN, CHILDRESS, MEIER, 2002).

A análise da marcha é a medição, descrição e estimação sistemática de parâmetros que caracterizam a deambulação humana; é a avaliação do padrão de marcha de um indivíduo. A medição confiável do movimento é essencial em qualquer técnica de análise da marcha. Conforme cita Saccoet al. (2001) e Rodacki et al. (2008), a análise da marcha é um dos principais recursos utilizados para se detectar problemas funcionais relacionados à deambulação. A marcha sofre algumas alterações com a idade, como diminuição dos parâmetros espaço-temporais. Essas características espaciais e temporais da marcha devem ser bem conhecidas, pois conforme a velocidade muda, a duração do ciclo varia, alterando os períodos de apoio e balanço. Pode-se dizer que há uma grande variabilidade nas características da passada de cada pessoa, variando de acordo com a velocidade, idade, gênero, entre outros (SUTHERLAND et al., 1998). Os parâmetros espaço-temporais, desde que medidos de forma confiável, podem ser utilizados para avaliar o desenvolvimento da marcha e identificar possíveis desordens.

Para isso, diversos métodos e técnicas são usadas correspondendo aos seus dois principais campos de aplicação: prática clínica e pesquisas biomecânicas (HURKMANS et al., 2003). O método mais natural é a observação clínica. A análise observacional permite extrair a velocidade e cadência.

A complexidade das interações dos vários componentes da marcha humana tem sido alvo de intensa investigação há vários anos e, esta, foi bastante facilitada pelos avanços tecnológicos, no campo da engenharia (clínica, médica, biomédica) e aplicações computacionais, ampliaram a sofisticação e a confiabilidade da instrumentação, melhoraram a velocidade de aquisição e armazenamento dos dados colhidos. Esses avanços permitiram que as informações fossem prontamente acessíveis para a interpretação clínica (ADAMS, PERRY, 1998) a partir das tecnologias modernas, como o sistema Vicon MX de captura 3D, com sete câmeras, duas plataformas de força e um aparelho de eletromiografia sem fio Noraxon, o Tinetti Gait Assessment (TGA) de mobilidade e o sistema de análises de movimento (SAM) mais complexos, bem como tecnologias mais sofisticadas como o GAITRite® e outras (FISH e NIELSEN, 1993; BILNEY et al., 2003).

Atualmente, existe uma larga variedade de sistemas de análise de marcha desenvolvidos. Os métodos incluem observação visual, utilização de um cronômetro e um caminho medido, pegadas de giz em um tapete escuro, tridimensional (3-D), o Tinetti Gait Assessment (TGA) de mobilidade e o sistema de análises de movimento (SAM) mais complexos, bem como tecnologias mais sofisticadas como o GAITRite® (BILNEY et al., 2003). Todavia, há uma série de limitações na maioria das tecnologias comercialmente disponíveis de análise de marcha humana no que diz respeito à sua portabilidade, ao alto custo de aquisição, difícil manuseio e manutenção, falta de modularidade, e reduzida aplicabilidade em clínicas, entre outros. Estes sistemas podem ser classificados ainda, de acordo com os parâmetros medidos e as técnicas utilizadas para medir estes parâmetros.

O método mais natural é a observação clínica (HARRIS, 1994). O conhecimento das características das fases da marcha permite analisar qualitativamente o padrão apresentado por um indivíduo. A análise observacional permite extrair a velocidade (cronometrando-se o tempo para percorrer uma distância conhecida) e cadência (contando quantos passos são dados em uma unidade de tempo). O podograma (impressão da planta dos pés sobre uma esteira de papel) permite conhecer o comprimento do passo, da passada, e o padrão de apoio sobre os pés (WHITTLE, 1991; SMIDT, 1977).

Uma sofisticação da análise observacional é a filmagem da marcha do indivíduo, e a exibição em vídeo. Isto tem como vantagens a possibilidade de repetir a observação várias



vezes, registro para comparação pré e pós-tratamento, e análise em câmera lenta, que permite congelamento nítido para análise quadro-a-quadro, avanço e retrocessos bastante práticos da imagem. Toda a análise cinemática feita manualmente, como descrita acima, pode ser feita pelo computador em *software* de análise de movimento (HARRIS, 1994).

Um profissional pode usar um cronômetro e um caminho medido para contar o número de passos e o tempo necessário para completar o caminho, para calcular a cadência e a velocidade. Embora, a utilização do método do cronômetro tem-se demonstrado que têm moderada a alta confiabilidade, normalmente requer um temporizador para estimar quando o indivíduo ultrapassou o plano das linhas de início e término, aumentando o erro potencial em medidas temporais. (BILNEY et al., 2003; McDONOUGH et al., 2001). Além disso, este método não permite determinar as variáveis espaciais da marcha. A observação visual da marcha, embora seja comum e simples de executar, mostrou-se imprecisa, (BILNEY et al., 2003).

Segundo McDonough et al. (2001), os parâmetros de marcha são medidos por vários métodos, incluindo papel e testes com pedais eletrônicos e análise baseada em vídeo. A maioria dos métodos são trabalhosos, demorados e ineficazes para coletar dados válidos e confiáveis. Os métodos de papel e lápis exigem que os terapeutas façam uma marca nas solas e calcanhares dos pacientes para então, andarem ao longo de uma passarela de papel. As impressões das pisadas são medidas com uma fita métrica. Um cronômetro é usado para medir o tempo de ensaio global, (das linhas de início ao fim). Um temporizador é usado para estimar quando o indivíduo ultrapassa o plano de linhas de partida e de chegada, o que introduz um erro potencial de medidas. Para as medidas temporais e lineares diretas são usadas fórmulas derivadas. Em alguns casos, os dispositivos de gravação são fixados ao paciente para documentar a pisada eletronicamente.

Alguns parâmetros básicos e de simples medição são capazes de fornecer informações significativas sobre a condição motora do indivíduo, podendo ser obtidos com um simples cronômetro ou uma fita métrica. Como exemplo, pode-se citar a velocidade média, a cadência, o comprimento do passo e o comprimento da passada (QUEVEDO, 1999). Nesse sentido, busca-se suprir ou aprimorar as funções atribuídas aos métodos manuais de análise de marcha humana.

Nessa perspectiva, identificou-se a necessidade do desenvolvimento de um projeto que pudesse automatizar os métodos: pegadas de giz em um tapete escuro; podograma (impressão da planta dos pés sobre uma esteira de papel); cronômetro; um corredor demarcado com fita métrica juntamente com um cronômetro; filmagem para posterior análise da marcha

do indivíduo num programa de computador, num dispositivo inovador capaz de analisar qualitativamente o padrão da marcha apresentado por um indivíduo.

Um dispositivo capaz de criar um mapear os passos do indivíduo, que seja eficaz para coletar dados válidos e confiáveis, bem como calcular medidas e fornecer resultados confiáveis dos parâmetros espaço-temporais da marcha de modo automático. Além disso, que propicie a facilidade, rapidez de acesso e aplicabilidade, que seja de fácil aquisição, manuseio e manutenção, que tenha de moderada a alta confiabilidade, de custo acessível aos clientes potenciais.

Um dispositivo capaz de simplificar o trabalho antes considerado demorado, trabalhoso e ineficaz para coletar dados válidos e confiáveis por profissionais da área da biomecânica, biomédica e medicina clínica.

Desse modo justifica-se o desenvolvimento de um sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana, que seja modular, versátil, capaz de realizar o mapeamento do ciclo do passo humano, que executa e analisa os parâmetros espaço-temporais da marcha, que seja aplicável em clínicas.

## **1.1 Objetivo geral**

O objetivo deste trabalho consiste em desenvolver um protótipo de um sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana.

## **1.2 Objetivos específicos**

Projetar e construir um protótipo de sistema de medição para análise da marcha humana.

Desenvolver e projetar o layout do circuito eletrônico do sistema de medição tátil, bem como confeccioná-lo em placa de circuito impresso (PCI).

Desenvolver e implementar algoritmos computacionais que permitam uma análise automatizada dos parâmetros espaço-temporais mais essenciais da marcha humana.

Validar a funcionalidade do protótipo proposto com teste de bancada por meio da comparação com os métodos manuais cronômetro com pista demarcada e filmagem.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

Neste capítulo é realizado um referencial teórico sobre os assuntos referidos ao longo deste, de forma a ajudar a entender o trabalho realizado e, em consonância com a linha de pesquisa.

### 2.1 Marcha Humana

A marcha humana apresenta um padrão obedecido pelos humanos (DUTTON, 2009) e, pode ser definida como meio de locomoção realizado por intermédio de movimentos alternados das pernas (HECKMANN; PAIXÃO 2002). Entretanto, cada indivíduo tem seu modo particular de caminhar com características distintas relacionadas à magnitude e a dependência temporal das variáveis biomecânicas (IWABE et al., 2008).

De acordo com Whittle (1996), o termo marcha é inespecífico e de difícil definição. Sua conotação é de um padrão cíclico de movimentos corporais de locomoção em que o corpo ereto e em movimento é apoiado primeiro por uma das pernas e depois pela outra (SUTHERLAND et al., 1998).

Para Baritz e Cotoros (2007), a marcha é uma forma de movimentos periódicos, especialmente quando o indivíduo anda lateralmente; portanto, pode-se prever o movimento humano em um ciclo de marcha, com periodicidade para cada perna em movimento. Alguns pesquisadores consideram que os ciclos de ação de caminhada podem ser pensados como um sinal periódico. Isso porque cada corpo humano tem um comportamento único e especial, quando eles estão andando, as pessoas deambulam de uma maneira única e pessoal. Por isso, o ritmo de uma marcha deve ser diferente entre os indivíduos. A compreensão de como se processa a marcha humana é fundamental para que em um momento oportuno possam ser identificadas possíveis alterações (MOREIRA e RUSSO, 2005).

### 2.2 Ciclo de Marcha

O ciclo de marcha é definido como o intervalo de tempo entre duas ocorrências sucessivas de um dos eventos repetitivos da marcha. Estes eventos temporais que se repetem de uma forma consistente definem as diferentes fases do ciclo de marcha. Estas fases são definidas relativamente a ocorrências chavesdo entrar em contato com o solo ou o deixar o solo.

Por convenção, o evento selecionado para averiguar o intervalo que define um ciclo de marcha é o instante em que ocorre o primeiro contato do calcanhar com o solo (contato inicial). Se selecionado o pé direito, o ciclo irá prosseguir até que o pé direito volte a tocar o chão. Numa análise da marcha é imprescindível a identificação dos vários eventos do seu ciclo (BARBOSA, 2011). A definição destes eventos e de outros termos importantes é essencial para o estudo de aproximadamente todos os aspectos da marcha:

1. Contato inicial;
2. Descolagem do antepé contralateral;
3. Descolagem do calcanhar;
4. Contato inicial contralateral;
5. Descolagem do antepé;
6. Pés juntos;
7. Tíbia vertical.

Estes sete eventos encontram-se inseridos em duas fases principais que dividem o ciclo de marcha: a fase de apoio, quando o pé encontra-se no chão e a fase de balanço, em que o pé move-se no ar. Nesta subdivisão do ciclo de marcha em sete períodos, quatro dos mesmos ocorrem na fase de apoio e três na fase de balanço.

A fase de apoio também chamada fase de suporte ou de contato inicia-se com o contato inicial e dura até a descolagem do antepé. Representa cerca de 60% do ciclo da marcha. (BARBOSA, 2011). Esta fase subdivide-se ainda em:

- Contato inicial: quando o calcanhar toca o solo. Nesse período, um pé começa a perder o contato com o solo, enquanto o outro membro começa a suportar o peso corporal e amortecer o choque do contato inicial;
- Resposta à carga: compreende a transferência do peso para o pé que acabou de tocar o solo até o momento em que o membro oposto deixa o solo. Corresponde ao período inicial de duplo apoio;
- Apoio médio: apenas um membro inferior sustenta o peso do corpo, enquanto o outro membro entra na fase de balanço. Consiste no período do apoio simples;
- Apoio terminal: esta fase completa o apoio simples. Começa com a elevação do calcanhar e continua com o contato inicial do membro inferior contralateral;
- Pré-balanço: o membro de apoio transfere o peso corporal para o membro contralateral e prepara-se para a fase de balanço.

A fase de balanço inicia-se então com a descolagem do antepé e dura até o início de um novo ciclo com um novo contato inicial. Subdivide-se em:

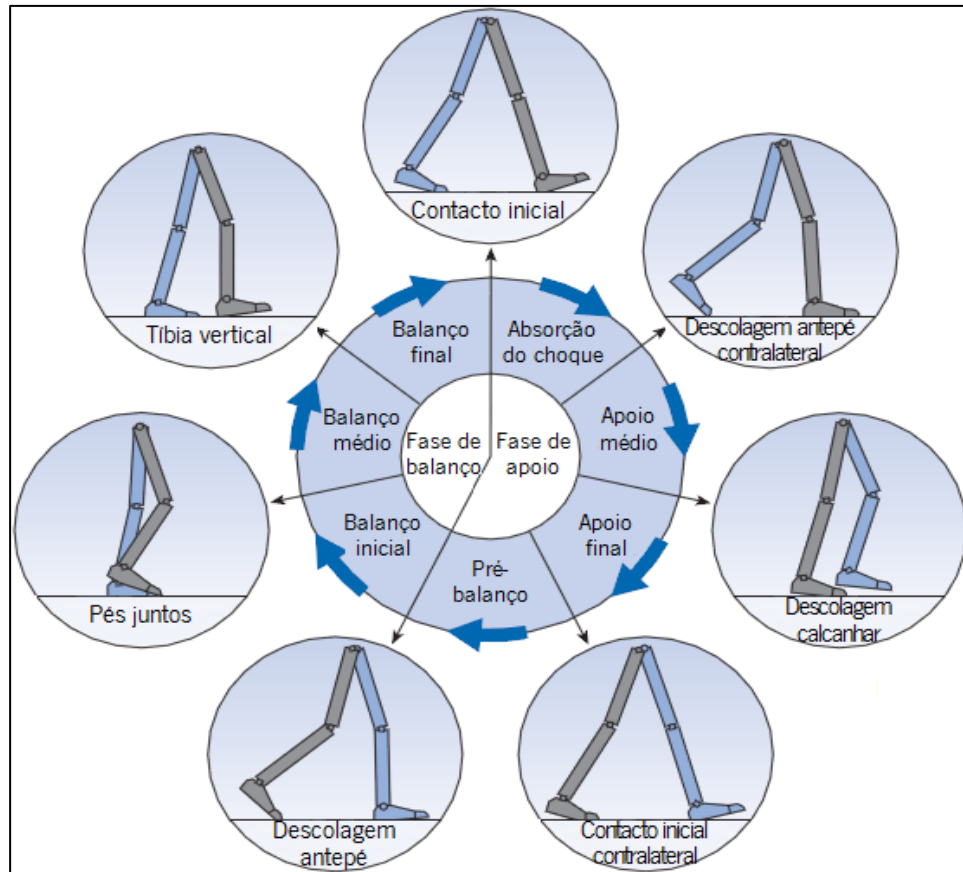
- Balanço inicial (aceleração): ocorre quando o pé é elevado do solo. Na marcha normal, ocorre a flexão rápida do joelho e a dorsiflexão do tornozelo, permitindo que o membro na fase de balanço acelere para frente;

- Balanço médio: ocorre quando o membro inferior na fase de balanço encontra-se adjacente ao membro inferior que está sustentando peso, o qual se encontra na fase de apoio médio;

- Balanço terminal (desaceleração): o membro inferior na fase de balanço desacelera, preparando-se para realizar o contato inicial com o solo. Na marcha normal, o quadríceps controla a extensão do joelho e os músculos posteriores da coxa controlam a flexão de quadril.

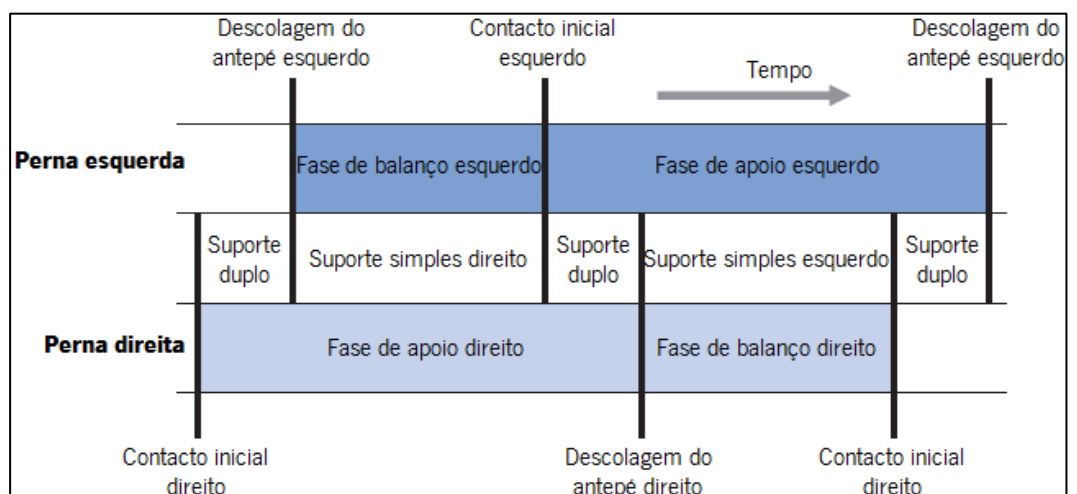
Um ciclo de marcha inicia-se assim com o contato do calcanhar com o solo, na fase de absorção do choque, a qual termina quando o pé contralateral levanta do solo (descolagem do antepé contralateral). Desta forma, o suporte passa a ser simples, isto é, realizado por um único pé. Segue-se a fase média de apoio que termina com a descolagem do calcanhar do pé em análise do solo. A fase de apoio final termina no momento em que o pé oposto contata o solo (contato inicial contralateral) e sucede-se a fase de pré-balanço. Aqui, inicia-se o segundo período de apoio bilateral. Ao separar as fases de apoio e de balanço está o momento de descolagem do pé. A fase média de balanço ocorre quando o membro de suporte e o membro em oscilação se cruzam (pés juntos), terminando a fase de balanço com um novo contato inicial e o recomeçar de um novo ciclo (BARBOSA, 2011). Na FIG 2.1 são apresentados os eventos que definem o ciclo de marcha, a posição dos membros inferiores no decorrer de um ciclo de marcha, em que o pé direito (cor cinza) inicia o ciclo.

Na FIG 2.2 é mostrada a duração das fases da marcha para ambos os pés. Ocorre contato inicial direito enquanto o pé esquerdo encontra-se ainda no chão e há um período de duplo apoio entre o contato inicial à direita e descolagem do antepé esquerdo. Durante a fase de balanço no lado esquerdo, apenas o pé direito encontra-se no chão, resultando num período de apoio simples, o qual termina com o contato inicial do pé esquerdo. Ocorre então, outro período de apoio duplo até que ocorra a descolagem do antepé no lado direito. O apoio simples esquerdo corresponde à fase de balanço do membro direito e o ciclo termina com o próximo contato inicial à direita (WHITTLE, 2002; BARBOSA, 2011).



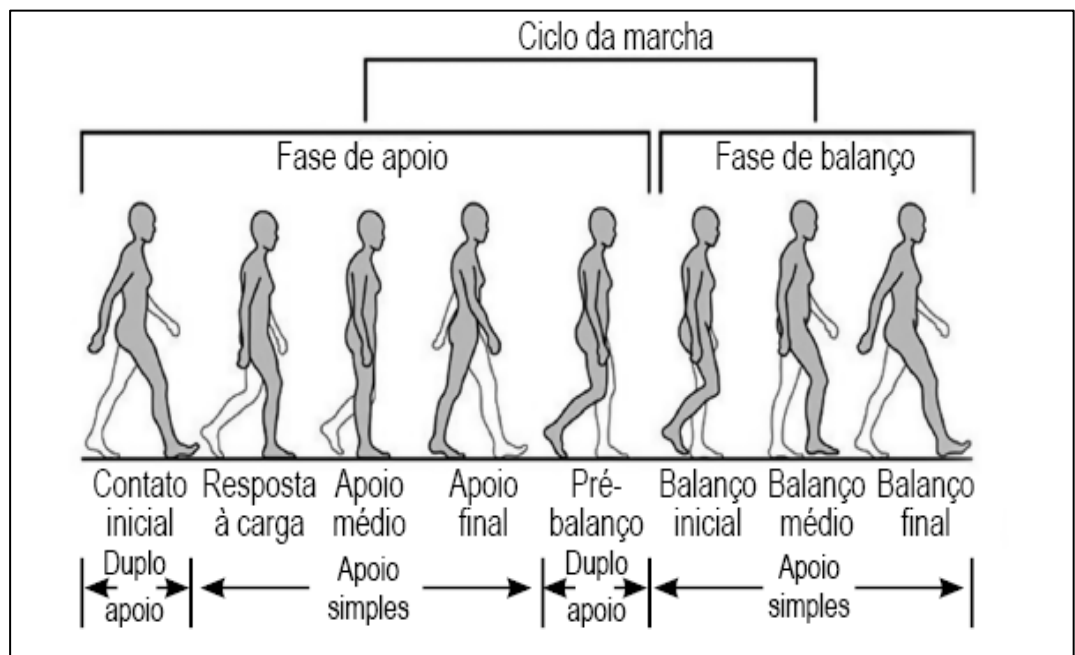
**FIG 2.1 - Ilustração adaptada das diferentes fases de um ciclo de marcha.**  
**FONTE - WHITTLE, 2002.**

Em cada fase de apoio duplo, um dos pés encontra-se para a frente, tendo acabado de pousar no chão, e o outro pé está para trás, prestes a deixar o chão. Em cada ciclo de marcha existem, portanto, dois períodos de apoio duplo e dois de apoio simples (BARBOSA, 2011).



**FIG 2.2 - Ilustração adaptada da duração das diferentes fases do ciclo de marcha.**  
**FONTE - WHITTLE, 2002.**

As durações relativas das diferentes fases de um ciclo de marcha conforme FIG 2.3 foram identificadas e confirmadas por diversos autores. A fase de apoio dura cerca de 60% do ciclo, a fase de balanço cerca de 40%. Contudo, estas percentagens variam com a velocidade de marcha, ampliando proporcionalmente a fase de balanço e abreviando as fases de apoio e de suporte duplo à medida que a velocidade aumenta. O desaparecimento da fase de apoio duplo marca a transição de marcha para corrida (WHITTLE, 2002; BARBOSA, 2011).



**FIG 2.3 - Esquema representativo adaptado do ciclo de marcha e as suas fases.**

**FONTE - SOUSA e TAVARES, 2010.**

### 2.2.1 Parâmetros espaço-temporais do ciclo da marcha

Na marcha humana, existem características espaço-temporais que descrevem o aspecto quantitativo do padrão de movimento. Os mesmos podem refletir a informação da atividade dinâmica durante a marcha humana. Esses parâmetros são o ciclo de marcha, tempo das diferentes fases do ciclo (apoio e balanço), comprimento e largura de passada, largura da base de sustentação, cadência e velocidade. A complexidade das interações dos vários componentes da marcha humana tem sido alvo de intensa investigação há vários anos e, esta, foi bastante facilitada pelo avanço das tecnologias (FISH e NIELSEN, 1993). Segundo Perry (2005), os parâmetros espaço-temporais são mostrados na FIG 2.4.

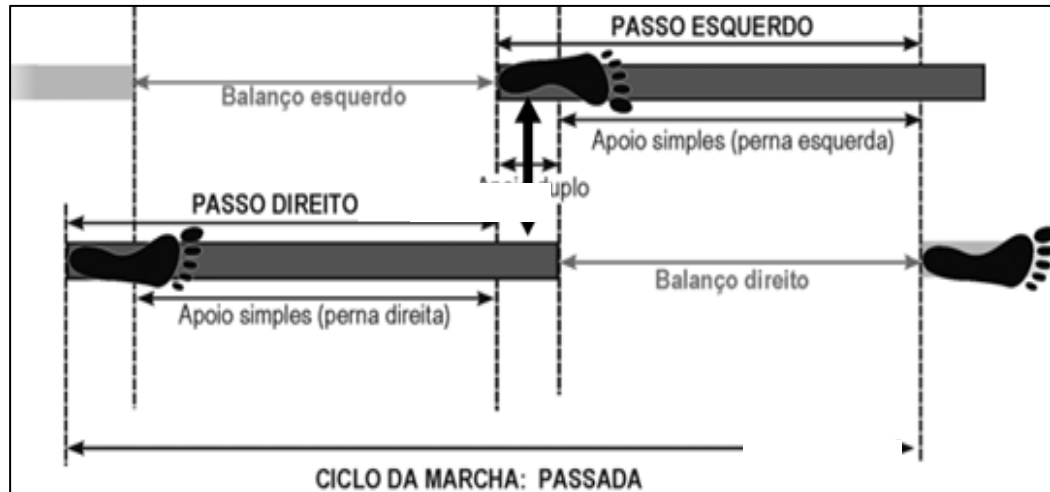


FIG 2.4 - Parâmetros espaço-temporais da marcha.

FONTE - PERRY, 2005.

As variáveis tempo e distância são consideradas medidas lineares e básicas para análise do ciclo da marcha e pode também ser caracterizadas em termos espaciais e temporais. Torna-se deste modo necessária a definição de certos termos:

**1) Parâmetros espaciais do ciclo de marcha:** comprimento da passada, comprimento do passo, largura do passo e ângulo do pé. Estes parâmetros são definidos a seguir:

**a) Comprimento da passada:** definido pela distância (em centímetros) percorrida durante o tempo de dois toques sucessivos do mesmo pé. É a quantidade pela qual o pé pode ser movido em frente durante a fase de balanço, de forma que uma curta fase de balanço num dos lados irá, geralmente, reduzir o comprimento de passada nesse lado. Consiste em dois comprimentos de passo: esquerdo e direito. Cada um desses corresponde à distância pela qual o pé nomeado move-se em frente ao outro pé. Na média, esses valores são de aproximadamente 156 cm (TERRIER & REYNARD, 2015; VIEIRA et al., 2016).

A EQUAÇÃO (2.1) apresenta a relação da distância com o número de ciclos.

$$\text{Comprimento da passada} = \text{distância total} / n^{\circ} \text{ ciclos} \quad (2.1)$$

**b) Comprimento do passo:** definido pela distância entre os mesmos pontos de referência em cada pé durante o duplo apoio. O valor médio encontrado é a metade do valor da passada. É medido em centímetros ou metros. O comprimento médio do passo é computado a



partir da razão entre a velocidade média e a frequência do passo (TERRIER & REYNARD, 2015; VIEIRA et al., 2016).

c) **Largura da base de sustentação ou largura do passo:** distância entre os calcanhares dos contatos consecutivos dos dois pés. Sob condições normais é cerca de 5 -10 cm (BAKER, 2013). Segundo Neumann (2011) e Nascimento e Resende (2010), ela pode ser determinada pela distância da linha média de um pé e a linha média do outro, com valores médios de 8 cm.

d) **Ângulo do pé:** ângulo entre a linha média do pé e a direção de progressão, é a orientação do pé em apoio. Sob condições normais é cerca de 5 – 8 graus.

e) **Grau de descolamento dos dedos:** ângulo formado pela colocação do pé; pode ser encontrado medindo o ângulo formado por cada linha de progressão do pé e a linha que intersecta o centro do calcâneo e o segundo dedo.

Na FIG 2.5 é mostrada a esquematização dos parâmetros espaciais do ciclo de marcha.

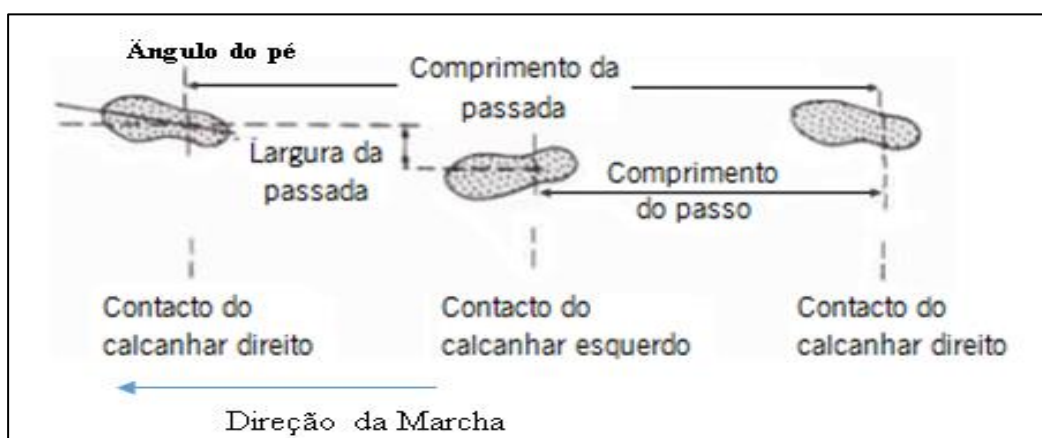


FIG 2.5 - Representação esquemática das dimensões da passada: comprimento do passo e da passada e largura da passada e ângulo do pé.

FONTE - ROSE; GAMBLE, 1998.

2) **Parâmetros temporais do ciclo de marcha:** tempo da passada, tempo do passo, cadência e velocidade. Torna-se necessária a definição destes termos:

a) **Tempo total do ciclo ou tempo da passada:** tempo entre o contato inicial do calcanhar de um dos pés até o contato inicial do pé contralateral. Também pode ser compreendido como a quantidade de tempo decorrido na distância linear entre dois eventos sucessivos que são realizados pelo mesmo membro

**b) Tempo do passo:** quantidade de tempo decorrido num único passo.

**c) Tempo de apoio duplo ou bipodálico:** tempo em que os dois pés estão em contato com o solo durante um ciclo do andar. Corresponde também ao contato inicial do calcanhar de um dos pés até a retirada do pé contralateral.

**d) Tempo de apoio simples ou unipodálico:** tempo em que somente um dos pés está em contato com o solo durante o ciclo do andar. Este valor aumenta com a idade e diminui com o aumento da velocidade da marcha.

**e) Tempo de apoio:** tempo que vai do contato inicial do calcanhar de um pé até a retirada deste mesmo pé do solo.

**f) Frequência do passo:** determinada como o inverso da média da duração dos passos (VIEIRA et al., 2016).

**3) Parâmetros espaço-temporais do ciclo de marcha:** cadência e velocidade. A definição destes termos encontra-se a seguir:

**a) Frequência da passada ou Cadência:** definida como o número de passos em intervalo de tempo, sendo a unidade de medida usual passos/minuto. Como existem dois passos num único ciclo de marcha, a cadência é uma medida de meio-ciclo. A cadência consiste aproximadamente de 113 passos por minuto (1,88 p/s) em indivíduos normais. As mulheres possuem cadência maior (117 passos/min (1,95 p/s), ou quase 60 passadas por minuto (1 p/s)) que os homens (111 passos/min (1,85 p/s), ou quase 57 passadas por minuto (0,95 passadas/s)) para compensar o comprimento menor da sua passada, entretanto, pode haver variações para essas medidas.

A EQUAÇÃO (2.2) apresenta a relação do número de ciclos e o tempo total (ROSE, GAMBLE, 1998).

$$\text{Cadência} = n^{\circ} \text{ de ciclos} / \text{tempo total da passada} \quad (2.2)$$

**b) Velocidade da marcha:** distância percorrida pelo corpo num dado intervalo de tempo, medida em metros por segundo. A velocidade da marcha depende dos dois comprimentos de passada, os quais dependem em larga escala, na duração da fase de balanço em cada lado. A velocidade instantânea varia de um instante para outro durante o ciclo de marcha, mas a velocidade média é um produto da cadência e do comprimento de passada, proporcionando unidades de medida adequadas. De acordo com o SI, é atingida depois de

aproximadamente três passos. A duração média do ciclo total da marcha é ligeiramente acima de um segundo (1,03 s).

A EQUAÇÃO (2.3) apresenta a relação do comprimento da passada e a frequência.

$$Velocidade_{média} = comprimento\ de\ passada\ (m) \times cadência\ (passos/min) / 120 \quad (2.3)$$

Se utilizado a distância, o cálculo torna-se mais simples, a EQUAÇÃO (2.4).

$$V\ (velocidade;\ m/s) = d\ (distância;\ m) / t\ (tempo;\ segundos) \quad (2.4)$$

Segundo Wilken e Marin (2009), o valor da velocidade para pessoas normais andando em uma superfície plana é de 82 m/min (1,37 m/s) para adultos saudáveis. Homens deambulam com velocidade média de 80 a 90 m/min (1,33 a 1,50 m/s), enquanto as mulheres possuem velocidade média de marcha de 73 a 81 m/min ( 1,22 a 1,35 m/s). O desvio padrão para a marcha normal é de aproximadamente 10% do valor médio (PERRY, 2005). A velocidade está relacionada à cadência e ao comprimento da passada (BAKER, 2013). Ela influencia fortemente a carga, o alinhamento e o movimento das diferentes articulações durante o ciclo de marcha.

Na literatura, observa-se muita variação entre diferentes autores sobre parâmetros “normais”. Há muitas explicações para isso, desde características da população estudada até condições de coleta de dados. De modo geral, pode-se adotar os valores citados por Perry (1992) como referências para adultos normais.

- Velocidade: 82 m/min, ou 1,37 m/s;
- Cadência: 113 passos/min, ou 1,88 m/s;
- Comprimento da passada: 1,4 m;
- Comprimento do passo: 0,75 m.

Todas essas características espaciais e temporais da marcha devem ser bem conhecidas, pois conforme a velocidade muda, a duração do ciclo varia, alterando os períodos de apoio e balanço. Pode-se dizer que há uma grande variabilidade nas características da passada de cada pessoa, variando de acordo com a velocidade, idade, gênero, entre outros

(SUTHERLAND et al., 1998). Diante disso, os parâmetros espaço-temporais podem ser utilizados para avaliar o desenvolvimento da marcha e identificar possíveis desordens.

### 3 REVISÃO DA LITERATURA

Neste capítulo é realizado uma revisão da literatura sobre os assuntos referidos ao longo deste, de forma a conhecer o estado atual de alguns dos métodos e tecnologias utilizadas para a análise de marcha, e proporcionar um enquadramento do tema do projeto desenvolvido.

#### 3.1 Tipos de tecnologias utilizadas para a análise da marcha humana

As tecnologias disponíveis atualmente para análise da marcha têm se tornado comuns, vão desde a tecnologia mais simples até as mais sofisticadas. Algumas informações referentes a perspectiva histórica do surgimento de estudos, métodos e tecnologias em relação à análise da marcha humana é mencionada a seguir.

Em 384-322 AC Aristóteles realizou o primeiro registro sobre a análise do movimento utilizando uma pena na cabeça do indivíduo e uma marcação na parede (SHUMWAY-COOK et al., 1997). O interesse pelo movimento do corpo também foi objeto de atenção de Hipócrates, Galeno, Vesalius, Da Vinci, Galileu, entre outros. Borelli, na metade do século XVII, determinou o centro de gravidade do corpo e introduziu conceitos fundamentais em análise da marcha. Os irmãos Weber, na metade do século XIX, fizeram valiosas observações e medidas de parâmetros cinemáticos da marcha (STEINDLER, 1953). Neste mesmo período, os irmãos Weber publicaram o primeiro trabalho científico em 1836. Usando instrumentos como um cronômetro e um telescópio com escalas, eles descreveram e mediram elementos da marcha, como comprimento do passo, cadência, liberação do pé no solo e excursão vertical do corpo.

No século 19, outros pesquisadores, assim como Marey e Vierordt, fizeram uso de uma engenhosa tecnologia para expandir o conhecimento sobre o movimento. Desenvolveram um calçado que continha um compartimento de ar capaz de capturar e indicar as fases de balanço e apoio da marcha. Outra técnica utilizada foi o uso de um pequeno jato de tinta acoplado ao calçado e aos membros. O jato de tinta marcava o solo e a parede por onde o indivíduo andava e produzia uma marca permanente do movimento (ORTOPEDIA, 2011).

Nos Estados Unidos, Eadweard Muybridge em 1887 realizou a primeira tentativa bem-sucedida de registrar o movimento (STEINDLER, 1953). Muybridge, um fotógrafo americano do final do século XIX, através de fotografias múltiplas e sequenciais expostas rapidamente, criou a ilusão de movimento. Documentou uma série de movimentos de animais

e pessoas normais e deficientes (RAYMUNDO, 1993). Em 1895 há relatos da análise tridimensional da marcha humana por quatro câmeras com relevância nos princípios mecânicos para medir as quantidades dinâmicas (aceleração segmentar, forças e torques) e Otto Fischer e Wilhelm Braune, em 1900 estabeleceram uma base científica da cinética e da cinemática da marcha, por meio dos cálculos das trajetórias, velocidades, acelerações, forças e torques das articulações e segmentos do corpo em 31 fases do ciclo da marcha (SMITH et al., 1997).

No início do século XX, Scherb foi o primeiro a definir o padrão da sequência da ação muscular dos membros inferiores. Começou seus estudos com métodos palpatórios dos membros de indivíduos em esteiras rolantes e posteriormente valeu-se da eletromiografia. Também nesta época, Schwartz iniciou estudos sobre as pressões e forças envolvidas com a marcha. Mais recentemente, Inman enriqueceu o conhecimento de marcha com informações qualitativas e quantitativas da cinemática, cinética e eletromiografia dinâmica (WHITTLE, 1991).

Entre 1981 e 1993 surgiram avanços em análise da marcha de diversas formas de medição e análise da marcha (INMAN, 1981; WINTER, 1991; PERRY, 1992).

Cerny (1983) desenvolveu um método cinemático quantitativo (FIG 3.1) capaz de fornecer dados relevantes para o estudo da marcha, através do deslocamento habitual do indivíduo pelo ambiente. Os parâmetros avaliados são de grande valor para a realização da marcha, já que alterações nestes podem ocasionar disfunção da marcha. Para a realização deste protocolo, é necessário um cronômetro, duas canetas hidrocór, fita adesiva e uma passarela de dezesseis metros com piso regular. As canetas são fixadas na região posterior dos sapatos do indivíduo testado com a ajuda da fita adesiva, de modo que a ponta da caneta toque o solo a cada passo que o avaliado realizar, enquanto caminha pela passarela que deve conter as seguintes medidas: 5,0 metros iniciais, 6,0 metros centrais e 5,0 metros finais. Os sapatos utilizados devem ser de plataforma baixa e amarrados superiormente. Outras características da marcha adquiridas pelo protocolo de Cerny são velocidade e cadência, a velocidade é calculada dividindo o tamanho total da plataforma pelo tempo cronometrado e a cadência é calculada contando o número total de passos e dividindo pelo tempo cronometrado. Para realização de outra medição com o mesmo paciente ou paciente diferente é necessário mudar a cor do pincel atômico ou trocar a passarela de papel, para conseguir identificar quais marcações a serem medidas. O protocolo de Cerny apesar de ser um método usado até nos dias atuais ele apresenta problemas e erros consideráveis.



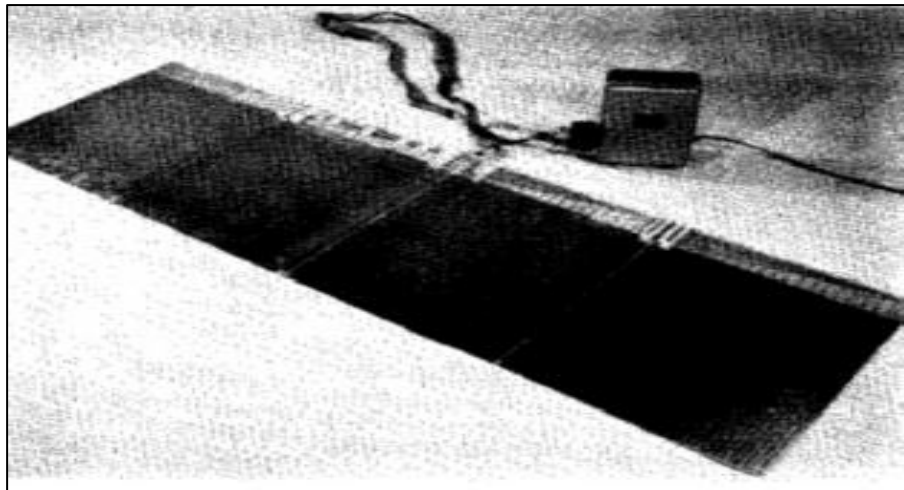
**FIG 3.1 - Método cinemático quantitativo constituído por canetas hidrocor, fita adesiva e uma passarela de dezesseis metros com piso regular, para cronometrar o tempo utiliza-se um timer.**

**FONTE - CERNY, 1983.**

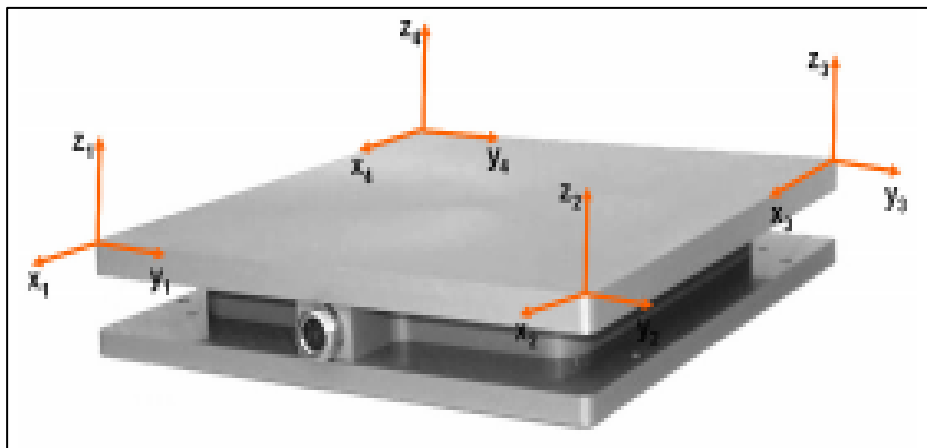
McDonough (1994) e Nelson (1974) mediram parâmetros de marcha lineares diretamente em um monitor de vídeo a partir de um registro gravado em ensaios. Com um gravador / reproduzidor de cassetes de videocassete que permitia a análise quadro a quadro, eles calcularam um fator de escala de uma proporção de comprimentos de imagem reais para uma estrutura de referência gravada em vídeo. Aplicaram então a escala de medidas lineares tomadas diretamente (por calibre) de um monitor. Eles mediram o tempo com o contador de quadro do videocassete com sensores de feixe infravermelhos acesos quando o indivíduo ultrapassava as linhas de início e de chegada.

Ainda conforme McDonough e Nelson (1994 e 1974), tapetes portáteis (flexíveis) com sensores de pressão incorporados reduziam o tempo de trabalho e o consumo de tempo, aspectos da medição dos parâmetros de marcha temporal e linear. Um exemplo mostrado na FIG 3.2 é a plataforma desenvolvida por Durie e Farley, 1980, mencionada no artigo *An apparatus for step length measurement* (Um aparelho para medição do comprimento do passo), feita de cobre chapeado e displays para mostrar os valores, mas não os armazenava. O comprimento total de 160 cm, essa era eficiente apenas para a medição do comprimento de passos, apesar de ser pequeno o espaço de medição e desconsiderar aceleração e desaceleração do paciente. Mas não ofereciam as demais medidas necessárias para analisar a marcha como passada, velocidade e cadência, os resultados deviam ser anotados assim que apareciam no display (DURIE & FARLEY, 1980).

Barela e Duarte (2011) descrevem em seu estudo que as plataformas de força são tecnologias de alto valor financeiro e apresentam algumas diferenças entre os componentes que as compõem, porém, essas diferenças não interferem na análise de marcha. Em geral, a plataforma de força (FIG 3.3) consiste em uma placa sob a qual alguns (tipicamente quatro) sensores de força do tipo célula de carga ou piezoelétrico, estão arranjados para medir os três componentes da força  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  ( $x$ ,  $y$  e  $z$ , são as direções ântero-posterior, médio-lateral e vertical, respectivamente), e os três componentes do momento de força (ou torque)  $M_x$ ,  $M_y$ ,  $M_z$  agindo sobre a plataforma. As mesmas devem estar calibradas para permitir uma medição adequada (SCHRODT et al., 2004).



**FIG 3.2 - A plataforma desenvolvida é composta por duas partes: a passarela e leitura.**  
**FONTE - DURIE & FARLEY, (1980).**



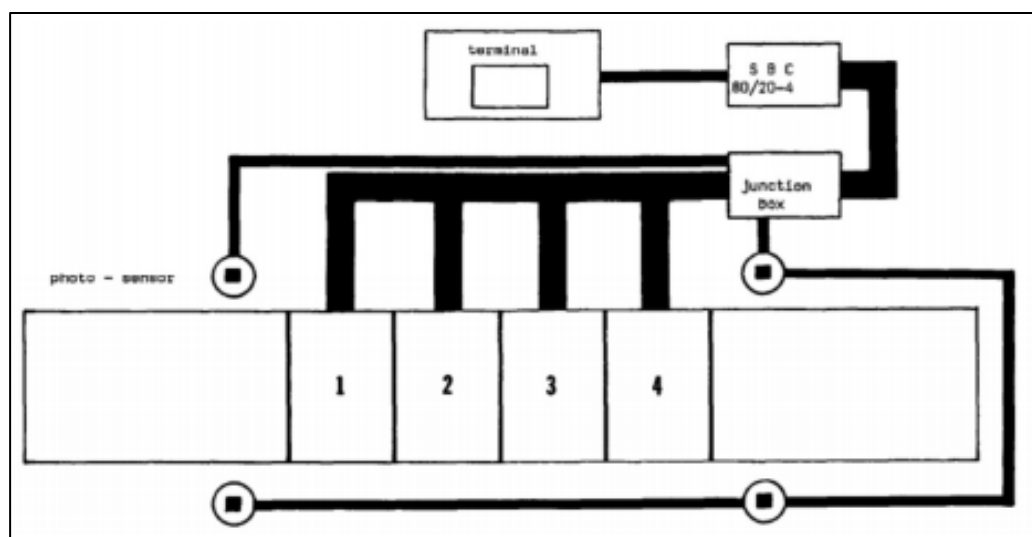
**FIG 3.3 - Exemplo de uma plataforma de força retangular mostrando as superfícies superior e inferior e a representação das forças obtidas por meio dos sensores em cada um dos cantos da plataforma.**

**FONTE - BARELA, 2011.**



Cobb e Claremont (1995) citam em seu estudo que as plataformas de força foram desenvolvidas para um nível de desempenho. Por exemplo, a plataforma de força Kistler (Kistler Instruments Ltd., Whiteoaks, the Grove, Hartley Wintney, Hants, UK) utiliza transdutores de força de quartzo que apresenta a propriedade de gerar um sinal elétrico quando submetida a uma carga mecânica (BARELA et al., 2011) e fornece medição independente das forças verticais e de cisalhamento com uma precisão superior a 1%, não linearidade e histerese de  $< 1\%$  e sensibilidade a 0,05 Pa, em relação aos intervalos de 200 kPa para forças verticais e  $\pm 50$  kPa para forças de cisalhamento. O sistema é usado principalmente para a análise da marcha e não é capaz de medir a distribuição da carga plantar. No entanto, a alta especificação, boa repetibilidade e estabilidade a longo prazo resultaram na utilização da placa de força *Kistler* como padrão (COBB e CLAREMONT, 1995).

Gifford e Hutton (1980) desenvolveram uma plataforma com um sistema controlado por microprocessador, formada por três placas que juntas formam uma superfície contínua de 0,9 metros de largura por 3,08 metros de comprimento. É um dispositivo de fácil operação e os resultados saem em forma de relatórios (GIFFORD & HUTTON, 1980), porém necessitando de um espaço razoável para deixá-la montada e desconsiderando o tempo de aceleração e desaceleração do paciente. Na FIG 3.4 é mostrado o diagrama de blocos do sistema.

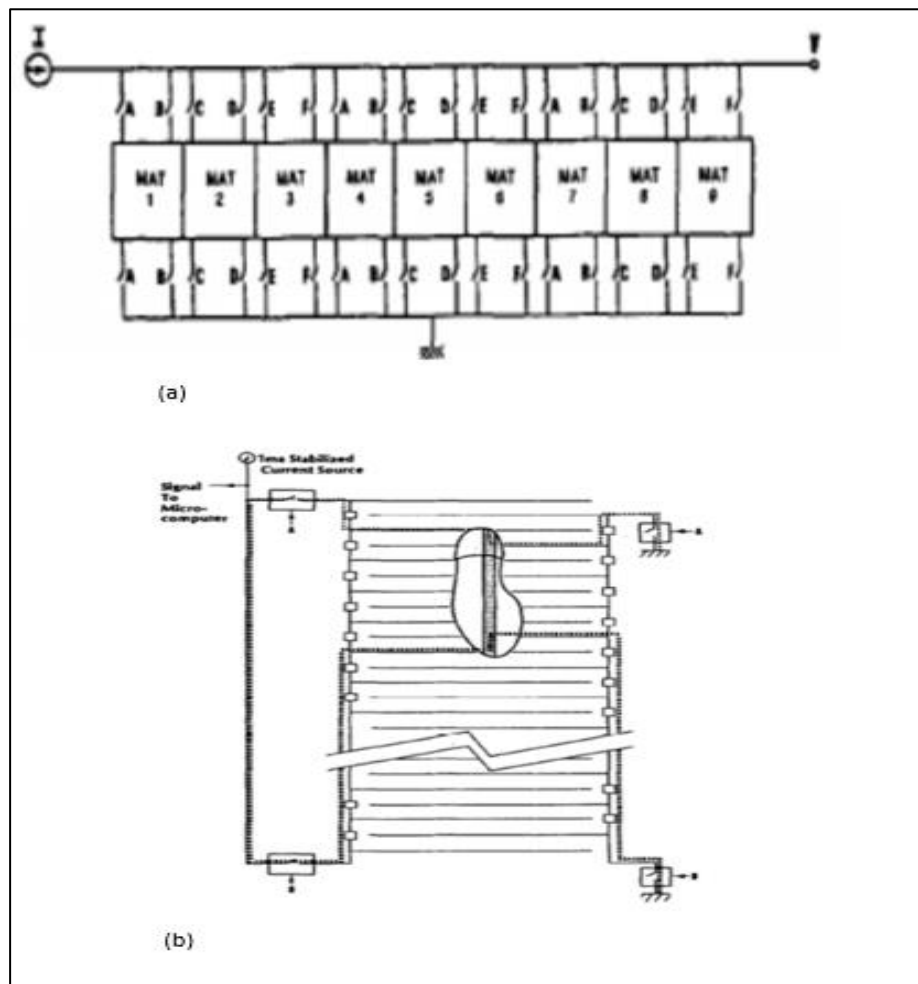


**FIG 3.4 - Diagrama de bloco do sistema desenvolvido por Gifford e Hutton.**

**FONTE - GIFFORD & HUTTON, 1980.**

A plataforma de Crouse (1987) mostrada na FIG 3.5 (a,b) é formada por três esteiras de redes resistivas colocadas paralelamente, os interruptores proporcionam isolamento

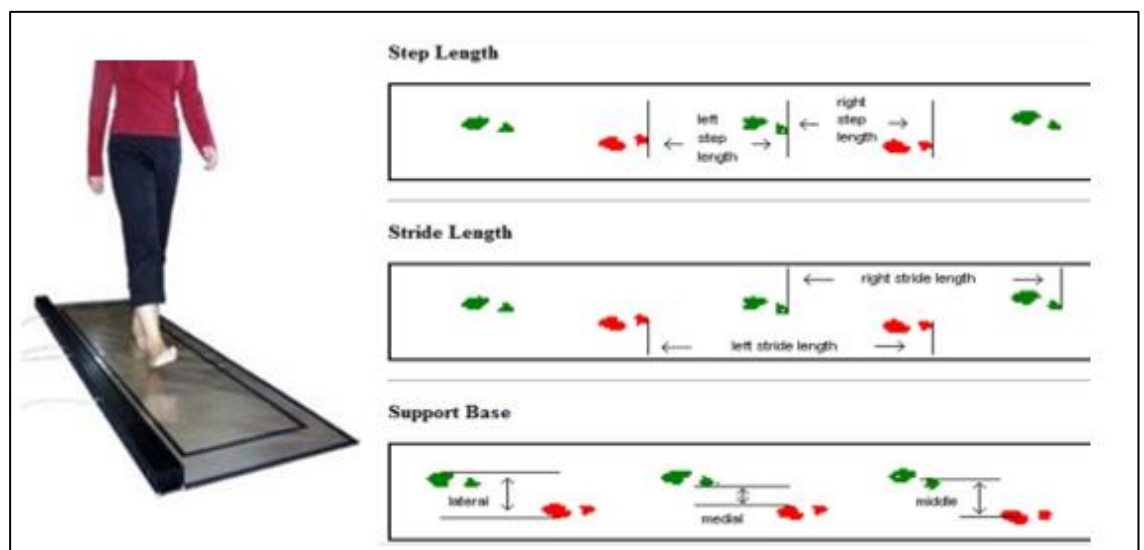
entre os tapetes próximos a fim de proporcionar dois modos de operação. As resistências que constituem a parte sensorada são todas de valores iguais, o único caminho para corrente é através da fita de metal onde o pé está posicionado na plataforma. Através desse caminho o computador consegue perceber a posição do pé. A base desse sistema é formada por uma passarela de rede resistiva que é controlada por um microcomputador que também coleta, processa e armazena os dados da passarela. Os resultados gerados a partir dos dados obtidos pelo sistema, incluindo os parâmetros temporais e espaciais da marcha, tais como os comprimentos de passo e de passada, as durações das fases de oscilação e apoio do andar de marcha e a velocidade de caminhada, são apresentados em formas numéricas e gráficas (CROUSE et al., 1987).



**FIG 3.5 - Imagem representativa da plataforma de Crouse, em (a) é mostrado o esquema de um lado da passarela e, em (b) esquema do circuito de grade para um lado da passarela, indicando o percurso da corrente pela linha pontilhada.**

**FONTE - CROUSE, 1987.**

Por sua vez, o tapete GaitMat possui 2 linhas de 256 Switches incorporados em um tapete digitalizado por um microprocessador dedicado. Os dados são processados por um segundo em computador IBM compatível usando o *software* GaitMat. O GaitMat II (FIG 3.6) é uma versão do sistema GaitMat que melhorou em relação ao anterior eliminando o microprocessador proprietário. Os dados são recolhidos e processados pelo mesmocomputador. O novo sistema verifica os sensores incorporados em uma taxa mais rápida e pode diferenciar o passo esquerdo do direito, que o sistema original não poderia (McDONOUGH, 2001).



**FIG 3.6 - Representação do tapete GAITMAT II e dos dados recolhidos e processados.**

**FONTE - McDONOUGH, 2001.**

Recentemente, o sistema GAITRite™ foi desenvolvido para medir e gravar os parâmetros temporais e espaciais da marcha, com um tapete de aproximadamente três metros de comprimento com sensores sensíveis à pressão ligados a um computador. O indivíduo ao caminhar através do tapete instrumentado, gravações eletrônicas de cada pisada são armazenadas como arquivo no computador. Os parâmetros temporais e espaciais da marcha são automaticamente calculados, exibidos e podem ser impressos.

O sistema GAITRite oferece vantagem óbvia de automatizar o que tem sido historicamente tedioso e intensivo em mão-de-obra dos parâmetros da marcha. Em sua análise preliminar, o sistema GAITRite mostrou-se uma ferramenta válida e confiável para medir componentes de marcha selecionados: parâmetros espaciais (comprimentos de passo e passo), parâmetro temporal (comprimento dos passos) e medidas derivadas da taxa de caminhada em

indivíduo saudável com diferentes velocidades e vários graus de simetria de passo. Relativamente, fácil de usar (MCDONOUGH, 2001).

Gomes et al. (2015) e Freitas et al. (2013) revisaram os estudos sobre tecnologias e parâmetros espaço-temporais da marcha. Eles relatam também que os parâmetros espaço-temporais da marcha mais frequentemente avaliados foram relacionados com a velocidade, passada, passo, tempo das fases da marcha e cadência e, quanto às tecnologias, os sistemas de análise de movimento foram os mais utilizados para análise. O segundo mais utilizado foi o cronômetro associado a um corredor demarcado e a medida mais avaliada foi a velocidade de marcha.

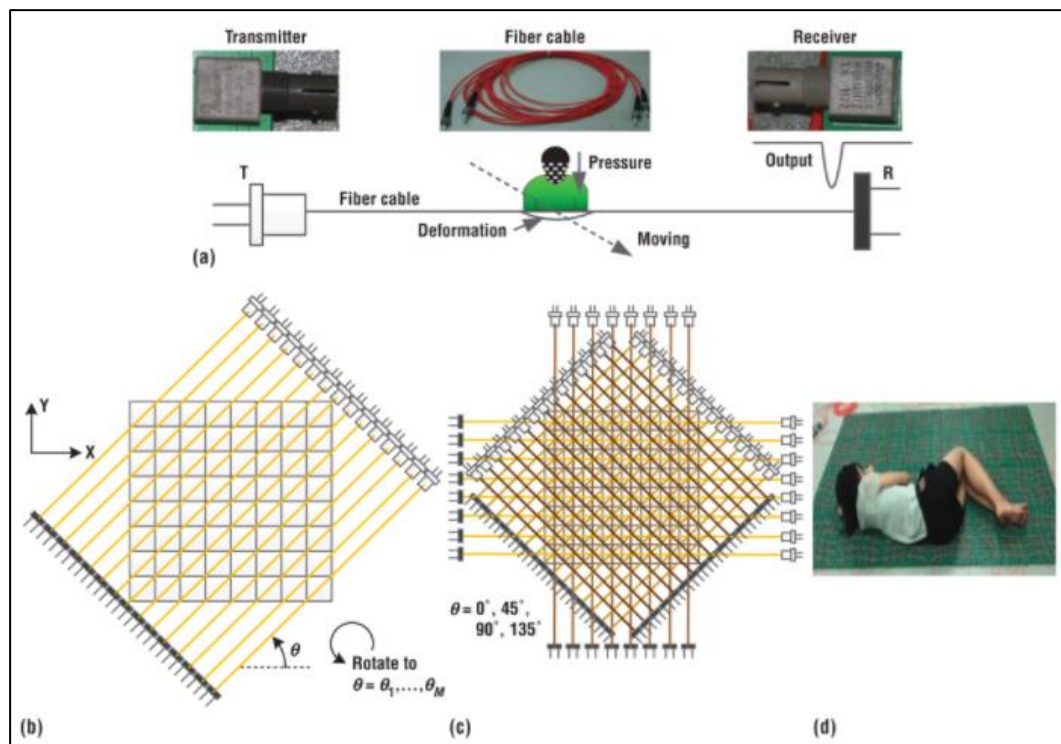
De acordo com Gomes (2015), dentre os sistemas eletrônicos de medição dos parâmetros temporais e espaciais da marcha, o sistema GAITRite® fornece uma medida válida e confiável da marcha em várias populações. O tapete GAITRite® com sensores de pressão embutidos é capaz de medir com precisão parâmetros da marcha temporais e espaciais e pode registrar várias passadas, o que é fundamental na investigação das flutuações passada-passada. O sistema eletrônico portátil GAITRite® (MAP/CIR INK, Haverton, PA, USA) é composto por um tapete emborrachado eletrônico de 5,74 metros de comprimento, por 92 centímetros de largura e 0,6 cm de espessura, conectado a um microcomputador. Possui 13.824 sensores embutidos que delimitam uma área ativa com 4,88 metros de comprimento. Estes sensores captam a pressão mecânica relativa de cada pé à medida que o indivíduo deambula sobre a área ativa. O sistema captura a geometria e a configuração relativa de cada contato do pé com o solo, por meio de algoritmos, em função do tempo. O sistema permite deambulação com calçados usuais (MENZ et al., 2004).

Várias formas foram utilizadas para avaliar os parâmetros espaço-temporais da marcha, desde aqueles mais simples, como um corredor demarcado e um cronômetro, até sistemas de análises de movimento (SAM) mais complexos, como o GAITRite®. Em relação às variáveis, a que foi mais frequentemente avaliada foi a velocidade de marcha, aquelas relacionadas à passada, ao passo, aos tempos das fases da marcha, cadência e tempo de marcha (FREITAS, 2013).

Conforme Freitas (2013), em relação às formas de quantificar os parâmetros da marcha, um corredor juntamente com um cronômetro foram instrumentos altamente utilizados nos estudos analisados, para avaliar a marcha e eles informam parâmetros como velocidade, número e frequência de passos. Uma vantagem deste tipo de tecnologia é sua facilidade de acesso e aplicabilidade. Em termos de tecnologia mais complexa, o GAITRite® mostrou-se o instrumento mais utilizado na literatura na avaliação de parâmetros da marcha. Uma explicação

para sua frequente utilização é a variedade de parâmetros que podem ser documentados pelo sistema, como: velocidade da marcha, variáveis referentes ao passo e à passada, cadência, base de suporte, distribuição da pressão plantar, ângulo de progressão do pé e deslocamento do centro de pressão. Além disto, o sistema é uma tecnologia validada e apresenta adequada confiabilidade para a maioria dos parâmetros espaço-temporais da marcha.

De acordo com Cantoral-Ceballos et al. (2015), a terminologia da tecnologia usada varia dependendo da aplicação, como por exemplo, "*Magic Carpet*", "*FloorSensor*", "*Active floor*", "*Pressure Sensing Floor*", "*Smart Carpet and Smart Floor*" (FIG 3.7). Uma das primeiras implementações foi um sistema de cabo piezoelétrico usado para construir um sistema de "*floor sensor*" de tamanho 3,0 m × 1,8 m. O sistema chamado "*Magic Carpet*" apresenta taxa de varredura aproximada de 60 Hz com resolução espacial de aproximadamente 0,1 m. Isso foi implementado com sucesso para monitorar a posição dinâmica do pé e pressão para uma aplicação musical; porém sua utilidade para a análise da marcha é desconhecida (PARADISO et al., 1997).



**FIG 3.7 - Modelo de Smart Floor (a) princípio do sensor de fibra; (B) estratégia de implantação de fibra paralela; (C) exemplo de implantação com  $\theta = 0, \pi / 4, \pi / 2$  e  $3\pi / 4$ ; E (d) o protótipo do chão.**

**FONTE - FENG, 2016.**

Um sistema "*Textiles - Embedding Electronics*" com dimensão de 2,4 m × 2,0 m foi demonstrado pela incorporação de produtos eletrônicos, baseado em sensores capacitivos, intercalando dentro de um tapete. Era capaz de medir a passada de um indivíduo com uma estimativa de 2% de incerteza; contudo sua aptidão para a análise da marcha não é clara (SAVIO e LUDWIG, 2007).

O sistema "*Smart Home*" foi implementado para reconhecimento de passos (RODRÍGUEZ, 2008), sendo constituído por dois transdutores piezoelétricos sobre uma superfície emborrachada. O mesmo foi usado para coletar dados de 3.550 passos de 55 indivíduos. Ele só pode capturar sinais de passos em um local permanente e rigorosamente definido (EVANS, 2008). O estudo subsequente dos mesmos autores empregou duas mantas de sensores de 0,45 m × 0,35 m, cada uma contendo 88 sensores piezoelétricos (RODRÍGUEZ, 2008) capaz de capturar sinais de dois passos consecutivos, e gerar um banco de dados de passos para identificação e, portanto, exige instalações laboratoriais especiais usando câmeras de vídeo e microfones (CANTORAL-CEBALLOS et al., 2015).

O *Brillouin Optical Time-Domain Analysis* (BOCDA) possui uma superfície baseada em fibras ópticas de detecção sensível e 40 m de fibra sinuosa para cobrir uma área de 1,6 m × 4,0 m. (SHEN E SHIN, 2009). Foi aplicado para localizar o desvio da deformação ao longo da fibra em 3,6 s. Um algoritmo de processamento especial foi implementado permitindo uma velocidade de rastreamento de 1,7 m/s. O sistema foi projetado somente para detecção de presença pessoal e o rastreamento com resolução espacial de 0,18 m. Além disso, o uso de BOCDA requer um gerador de sinal laser e modulador de frequência que aumenta a complexidade do sistema e substancialmente o seu custo, limitando as suas aplicações em laboratório (CANTORAL-CEBALLOS et al., 2015). Ainda, conforme Cantoral-Ceballos et al. (2015), o "*Intelligent Carpet*" é definido como um tapete ordinário por suportar um sistema de sensores capazes de capturar, processar e apresentar informações sobre os passos humanos. Possui uma base em GPT (*Guided-Path Tomography*) fotônico com 80 sensores POF (*PLASTIC OPTICAL FIBER SENSORS FOR PGPT - PGR-FB1000, Toray Industries, Inc.*). Abrange uma área de 1 m x 2 m, com uma resolução espacial de 0,06 m e é capaz de exibir a imagem de passos em tempo real, bem como armazenar os dados de medição para processamento adicional e análise. Os dois principais parâmetros do sistema, a resolução espacial e temporal, não são independentes e são determinadas pelo número e posicionamento individual dos elementos sensores POF. As propriedades mecânicas do substrato, bem como o desempenho da aquisição e eletrônicos de processamento combinam com a velocidade do processamento dos algoritmos. O "*Intelligent Carpet*" pode ser implantado por conta própria

ou como uma plataforma de detecção de linha de base para a fusão com outros sensores para analisar a mudança de comportamento e marcha.

Os autores Couto e Pinho (2005) citam em seu estudo algumas tecnologias disponíveis comercialmente para análise de marcha como: PAM (Patient Activity Monitor) é usado para análise de marcha; *Wireless Wearable System for Gait Evaluation* é utilizado em avaliação física da atividade, análise da marcha, valores energéticos gastos durante a atividade, além de várias outras aplicações; Sistema IDEEA *LifeGait* detecta vários tipos de movimento e marcha; *GaitRite* fornece mensuração do comprimento do passo, tempo do passo, velocidade, distância, ciclo de marcha entre outros; *XbusMaster* é capaz de controlar múltiplos Motion e o MP3RUN que toca MP3, guarda o tempo, distância e o ritmo efetuado pelo usuário através de um sensor Bluetooth inserido no sapato do indivíduo.

O PAM (*Patient Activity Monitor*) é um dispositivo eletrônico que realiza e combina doze medidas biomecânicas obtidas em tempo real, para a análise da marcha, estando especialmente calibrado para pessoas amputadas possibilitando retirar conclusões relativamente às diferentes fases do seu ciclo de marcha. Trata-se de uma tecnologia baseada na utilização de acelerômetros capazes de detectar todos os movimentos do pé (COUTO e PINHO, 2005).

*Wireless Wearable System for Gait Evaluation* possibilita uma análise da marcha sem ser necessário recorrer a laboratórios e a dispositivos excessivamente dispendiosos. O sistema é constituído por quatro FSRs (Resistências Sensíveis à Força), sendo duas colocadas no calcanhar, uma colocada no primeiro metatarso e outra colocada no quarto e quinto metatarso, as quais permitem determinar a distribuição da pressão no pé. Dois PVDFs (*polyvinylidene uoride*, um material piezoelétrico um colocado no calcanhar e outro colocado no *hállux*) permitem saber informação dinâmica sobre o contato do calcanhar com o chão e sobre a elevação do dedo do pé (*toe-off*). São também colocadas duas resistências sensíveis à curvatura para fornecer dados bidireccionais na parte de trás do sapato, introduzidas numa cinta no tornozelo, permitindo receber informação relativa à extensão da flexão plantar ou da flexão dorsal. O outro par é colocado na palmilha. O dispositivo contém ainda uma fonte de alimentação (atualmente uma bateria de 9V) e uma antena para a transmissão sem fio. Atualmente encontra-se em desenvolvimento uma quarta placa que contém um sensor capacitivo capaz de medir a distância ao solo e um sonar para medir a distância e o ângulo entre os sapatos (COUTO e PINHO, 2005).

O sistema IDEEA *LifeGait* pode ser aplicado na avaliação física da atividade, análise da marcha, valores energéticos gastos durante a atividade, além de várias outras

aplicações. Os dados que são retirados de um conjunto de 5 sensores, cada um podendo medir os ângulos dos segmentos do corpo e movimento (aceleração) em duas direções ortogonais (COUTO e PINHO, 2005).

O XbusMaster é um dispositivo portátil de reduzido peso, capaz de controlar múltiplos Motion Trackers [MT9/MT6] que recolhem sinais enviando-os para o XbusMaster. Este dispositivo pode ser conectado a um PDA ou PC por porta série ou por uma conexão wireless, onde os dados podem ser adquiridos em tempo real em qualquer aplicação de *software*, (COUTO e PINHO, 2005).

MP3RUN é um sistema desenvolvido pela Philips para a Nike, que além de tocar MP3, guarda o tempo, a distância e o ritmo efetuado pelo usuário através de um sensor sem o Bluetooth inserido no sapato do usuário. A Philips não disponibiliza informação específica da tecnologia utilizada neste sistema. Este sistema recolhe algumas das informações pretendidas para o sistema a ser desenvolvido, mas não toda a informação necessária para fazer uma análise da marcha completa, tornando inviável neste contexto. Contudo é uma referência importante pela sua capacidade de portabilidade (COUTO e PINHO, 2005).

Couto e Pinho (2005) citam ainda que ao contrário do sistema GAITRite, dispositivos como o PAM ou MP3Run são ideais para uma análise de movimento durante a marcha normal do usuário devido ao seu reduzido tamanho, mas é limitado pelas funções que disponibiliza para a análise do movimento. Nestes dois dispositivos não são usadas medidas da pressão do pé.

Ainda, conforme Cantoral-Ceballos et al. (2015), as técnicas e métodos de análise de marcha podem ser divididos em três categorias, dependendo do tipo de dispositivo usado: dispositivos portáteis, andando sobre dispositivos e ferramentas de análise da marcha visuais e técnicas. Alguns números de métodos para o sensoriamento do passo foram propostos e desenvolvidos desde a década de 1980, envolvendo sensores piezoelétrico, resistivo, força, capacitivo, sísmico e os princípios de detecção acústica. As tecnologias de detecção incluíram células de carga, interruptores, filmes eletromecânicos, fibras ópticas, cargas resistivas, scanners de mesa e acelerômetros, bem como suas combinações.

### **3.2 Análise da marcha**

A análise da marcha consiste na medição, descrição e estimativa sistemática de quantidades que caracterizam a locomoção humana; sendo conceituada também como a avaliação do padrão de marcha de um indivíduo. A medição precisa do movimento é essencial



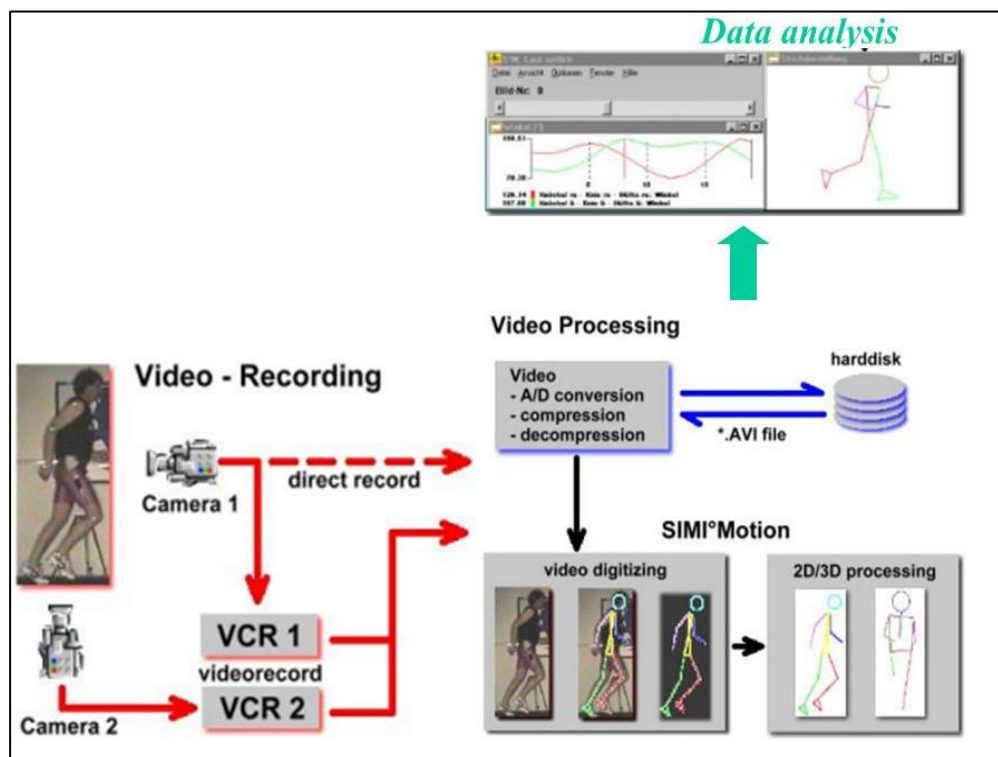
em qualquer técnica de caracterização da marcha. O conhecimento das características geométricas (comprimento, largura, ângulos), físicas e comportamentais do corpo humano permite comparações necessárias à distinção entre marcha normal e patológica (BARBOSA, 2011). Há várias maneiras de analisar a marcha. Os métodos incluem observação visual, utilização de um cronômetro e um caminho medido, pegadas de giz em um tapete escuro, tridimensional (3-D), Tinetti Gait Assessment (TGA), sistemas de análises de movimento (SAM) mais complexos, dentre outros. A observação visual da marcha, embora seja comum e simples de executar, é imprecisa (BILNEY et al., 2003).

Um profissional pode usar um cronômetro e um caminho medido para contar o número de passos e o tempo necessário para completar o caminho, para calcular a cadência e a velocidade. Embora, a utilização do método do cronômetro tem-se demonstrado que têm moderada a alta confiabilidade, normalmente requer um temporizador para estimar quando o indivíduo ultrapassou o plano das linhas de início e término, aumentando o erro potencial em medidas temporais (BILNEY et al., 2003; McDONOUGH et al., 2001). Além disso, este método não permite determinar as variáveis espaciais da marcha.

Outro método de análise da marcha que inclui a medida dos parâmetros espaciais e temporais implica na marcação da parte inferior dos pés do indivíduo com tinta ou giz e em seguida, caminhar ao longo de um tapete escuro. O profissional pode utilizar uma fita métrica para determinar as variáveis tais como: base de suporte (também conhecido como largura de passo), comprimento do passo, comprimento da passada e o grau de *in / out foot* (entrada/saída das pontas dos pés). No entanto, este método pode ser demorado e confuso (STOVER, 2005).

A análise de movimento tridimensional (3-D) envolve equipamentos sofisticados exigindo a colocação de marcadores em pontos ósseos do indivíduo. Normalmente, são utilizadas até seis câmaras para seguir a progressão dos marcadores (MELNICK et al., 2002). Muitas vezes, há também uma plataforma de força envolvida em que o indivíduo deve certificar-se de pisar o pé inteiro, que pode ser difícil andar e manter-se em estado estacionário e obter o tempo corretamente. As informações dos marcadores e da plataforma de força são enviadas para um computador para processamento de variáveis cinemáticas e cinéticas. Contudo, este método é caro, requer um grande espaço, conhecimentos técnicos e pode ser problemático se o indivíduo necessita de assistência para caminhar, pois alguns dos marcadores podem ser bloqueados e além disso, pode haver erro na colocação dos marcadores nos marcos ósseos (STOVER, 2005).

Na FIG 3.8 é mostrado uma representação típica de um sistema de análise de movimento tridimensional (3-D).



**FIG 3.8 - Representação esquemática de um sistema de análise de movimento tridimensional (3D).**

**FONTE - FISH e NIELSEN, 1993; BILNEY et al., 2003.**

O método Tinetti Gait Assessment (TGA), não mede as variáveis cinemáticas ou cinéticas, mas fornece uma breve e simples avaliação de mudanças de posição, resposta a perturbações durante a atividade de marcha (O'SULLIVAN, 1994).

O sistema GAITRite® mostrado na FIG 3.9, é um tapete eletrônico portátil que possui sensores de pressão embutido dentro de seu comprimento. Os indivíduos são capazes de caminhar sobre o tapete sem ser impedido por marcadores ou fios, e os dados podem ser obtidos de forma rápida e fácil para cada comprimento do tapete. As vantagens potenciais do GAITRite® incluem sua portabilidade, facilidade de armazenamento e operação. Estudos têm mostrado que o sistema GAITRite® é válido e confiável para análise da marcha normal do adulto (BILNEY et al., 2003; MENZ et al., 2004).



**FIG 3.9 - Sistema GAITRite®**

**FONTE - FISH e NIELSEN, 1993; BILNEY et al., 2003.**

Gretz et al. (1998) e Nelson et al. (2002) em seus estudos referente ao sistema GAITRite® envolvendo análise da marcha temporal e espacial para detectar padrões de pisada e características de marcha selecionadas, como cadência, velocidade média normalizada, comprimento do passo e tempo de passo indicaram que o mesmo pode ser útil na identificação de padrões de passada e medidas de tempo. O mesmo também apresenta confiabilidade para a medição dos parâmetros temporais e espaciais da marcha normal.

As principais técnicas qualitativas para análise da marcha devido à confiabilidade e/ou validade são: FAP – Functional Ambulation Profile (perfil de deambulação funcional) (NELSON, 1974), GARS – Gait Abnormality Rating Scale (escala estimativa de anormalidades da marcha), (VAN SWEARINGEN et al., 1996), escala de equilíbrio de Berg, Índice dinâmico da marcha (SHUMWAY-COOK et al., 1997), entre outros. As técnicas quantitativas são: variáveis de tempo e distância (teste de marcha de 3 e 6 minutos), cadência e velocidade (passarela eletricamente (condutora), analisador de passadas, EMG, análise de movimentos em “3D” (três dimensões) (O’SULLIVAN et al., 2004). No entanto, a análise cinética da marcha é dirigida para avaliação de forças de reação do solo, centro de massa, energia mecânica, movimentos de força, potência, momentos de suporte e trabalho, e utiliza-se de placas de força, medidores de tensão, transdutores de carga, entre outras (SMITH et al., 1997; O’SULLIVAN et al., 2004).

Existem diversas técnicas, métodos e tecnologias para análise de marcha. Cada um desses sistemas possui um ou mais elementos de diferenciação. Há também os que utilizam

diferentes combinações para se chegar a um resultado confiável. O papel da análise por instrumentos aumentou significativamente nos últimos anos. Os avanços tecnológicos no campo da engenharia biomecânica, biomédica, clínica e aplicações computacionais ampliaram a sofisticação e a confiabilidade da instrumentação, melhoraram a velocidade de aquisição e armazenamento dos dados colhidos. Esses avanços permitiram que as informações fossem prontamente acessíveis para a interpretação clínica (ADAMS; PERRY, 1998).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo tem como objetivo mostrar todo o desenvolvimento necessário para a construção do protótipo do sistema proposto, tendo como base os referenciais teóricos apresentados no capítulo anterior.

### 4.1 Desenvolvimento do protótipo

Conforme a proposta deste trabalho foi desenvolvido um protótipo de um sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha. Este protótipo é modular, versátil, fácil manuseio e manutenção.

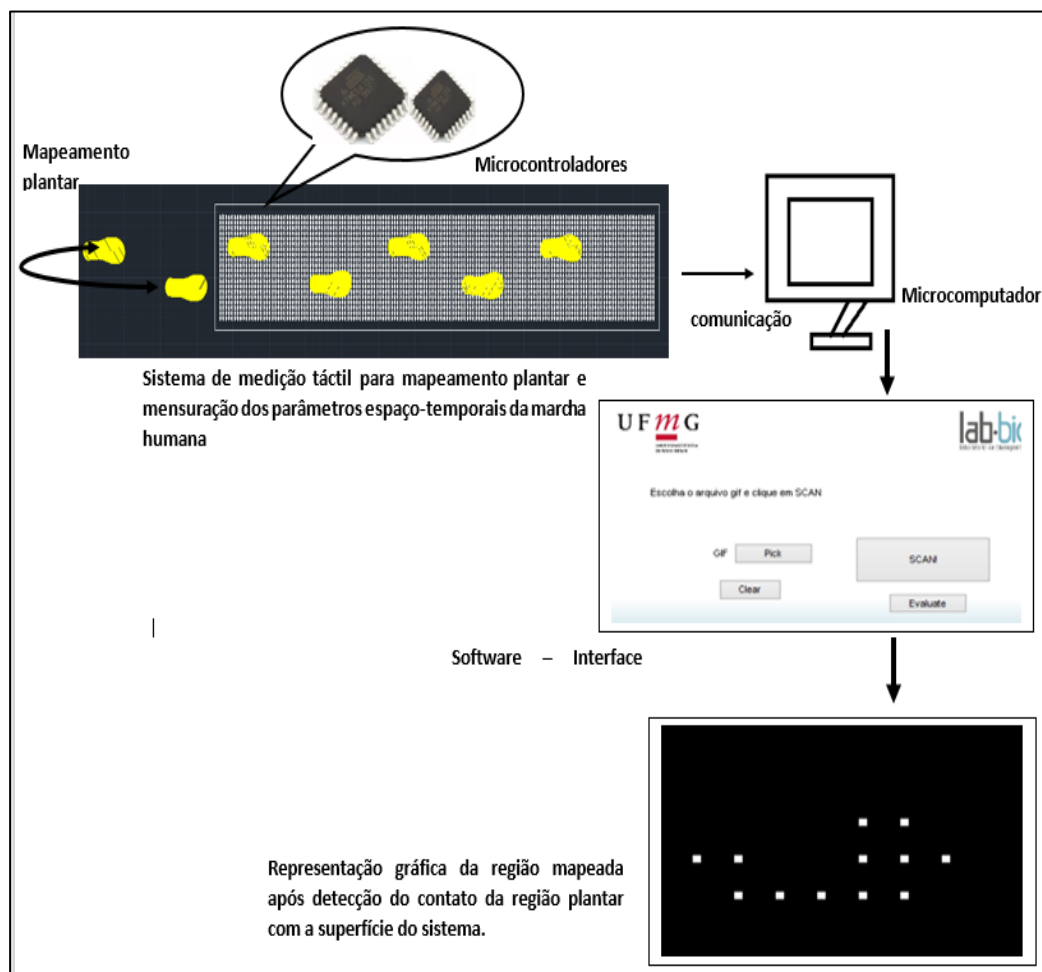
O sistema de medição tátil para mapeamento e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha pode ser compreendido como sistema de medição tátil. Este termo será utilizado ao longo dessa dissertação quando fizer referência à tecnologia.

A estação de trabalho é composta por: a) microcomputador Dell com processador Intel Core i5-4590 3,30GHz memória RAM de 8GB e sistema operacional Windows 8.1, onde é utilizado a Interface Homem Máquina (IHM) desenvolvida na plataforma MATLAB da MathWorks®; b) protótipo do sistema de medição tátil desenvolvido e construído no Laboratório de Bioengenharia da UFMG; c) cabo extensor USB 2.0 A macho-fêmea com dimensão de 3 m; d) cabo extensor USB 2.0 A macho-fêmea com dimensão de 1,5 m; e) fonte externa de tensão contínua de 5,7-6 V, 800 mA. A metodologia compreendeu das fases: a) Desenvolvimento do hardware do protótipo do sistema de medição tátil e implementação do *software*; b) Testes com o sistema de medição tátil.

### 4.2 Sistema de medição tátil

As etapas a seguir mostram o desenvolvimento do protótipo do sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana que seja capaz de contribuir com estudos e pesquisas em análise da marcha habitual. Na FIG 4.1 é possível observar uma representação esquemática de um arranjo

experimental típico para aquisição e processamento de dados por meio do sistema de medição táctil, bem como os principais componentes e etapas do processo.



**FIG 4.1 - Diagrama de blocos da representação esquemática de um arranjo típico para aquisição e processamento de dados no sistema de medição táctil.**

O protótipo do sistema de medição táctil é constituído por *softwares* e circuito eletrônico, onde estão dispostos um conjunto de sensores tácteis em matriz ( $m \times n$ ), fixados em áreas e distâncias pré-estabelecidas empiricamente. Todo o processo de aquisição de dados é controlado por um microcontrolador principal que recebe informações dos microcontroladores secundários.

O microcontrolador principal é responsável pela transmissão das informações para o microcomputador, que se dá por comunicação serial na porta USB. Por sua vez, o sinal adquirido é processado pelo algoritmo que contém o modelo matemático e um conjunto de rotinas, cujo objetivo é mapear a marcha e levantar os parâmetros propostos.

O sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana representado na FIG 4.1, engloba todas as etapas para aquisição e processamento dos dados relevantes para a análise da marcha humana. O sistema de medição tátil é composto pelo hardware, pelo algoritmo gravado nos microcontroladores e pelo *software* de interface homem máquina instalado no microcomputador (PC).

#### 4.2.1 Hardware

Para a execução do projeto elaborado, foram necessários 14 módulos, que representam a parte mecânica de todo o sistema de medição tátil, os quais operam individualmente ou em conjunto. Optou-se por módulos menores por apresentarem vantagens como: fácil mobilidade do sistema de medição, descentralizar a varredura de uma grande quantidade de sensores e assim aumentar a robustez do sistema. Os módulos, a partir de seus microcontroladores (*slave*), têm como função adquirir os dados da região de sensoriamento tátil, transformá-los em dados seriais e enviá-los num *Bus* de duas linhas para o microcontrolador principal (*master*), adicionado a um módulo principal, responsável pelo controle do sistema de medição tátil e que estabelece a interface com o PC-IHM (host). Desta forma, apenas o módulo principal contém dois microcontroladores, sendo um *master* e um *slave*, um conversor USB para comunicação e transmissão dos dados e saída para uma fonte de alimentação externa. O microcontrolador (*slave*) contido no módulo principal exerce a mesma função dos microcontroladores dos demais módulos considerados *slaves* ou secundários. Portanto, os módulos secundários contêm apenas um microcontrolador (*slave*) que faz a varredura na região matricial de sensores e transmite os dados ao microcontrolador (*master*) via *Bus*.

Todos os módulos utilizam uma matriz  $(m \times n)$  de 11x7 sensores tácteis com espaçamento constante de 40 mm entre si, tanto para linhas quanto para colunas. Esse espaçamento é resultado de um compromisso entre complexidade/custo do sistema e incerteza alcançada na medição dos parâmetros propostos. Sendo alto o suficiente para manter o número total de sensores em níveis aceitáveis, enquanto pequeno o suficiente para viabilizar medições confiáveis. Para 40 mm de espaçamento achou-se um custo/benefício adequado para o protótipo proposto.

A interligação entre os módulos ocorre nas extremidades inferiores por conectores USB macho-fêmea. Duas colunas de módulos foram previstas para compor uma largura

satisfatória do sistema de medição táctil, conectadas entre si nas extremidades inferiores por cabo extensor USB 2.0 macho-fêmea, assim formando um *Bus* em formato de “U” para alimentação e transferência de dados. Cabe ressaltar que a resolução espacial da área de contato da região plantar é definida pelo espaçamento constante entre os sensores que compõem a matriz.

O protótipo do sistema de medição táctil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana é composto pelos materiais relacionados a seguir:

1078 sensores chaves tácteis

1078 diodos 1N4148

15 Arduino Pro-mini contendo microcontrolador Atmega328

14 placas fenolite para circuito impresso (PCI) nas dimensões 440x370x1,6 mm

1 fonte de alimentação externa 5,7 V

1 conector para a fonte de alimentação

14 caixas de proteção para o circuito eletrônico

14 placas polipropileno vazadas conforme requisito do projeto nas dimensões 440x280x1 mm

14 Placas de polietileno transparente na dimensão 440x280x0,5 mm

14 Placas de carpete para piso na dimensão 440x370x1 mm

14 Placas de borracha para piso na dimensão 440x370x1 mm

14 Conectores fêmea USB 90°

14 Conectores macho USB 90°

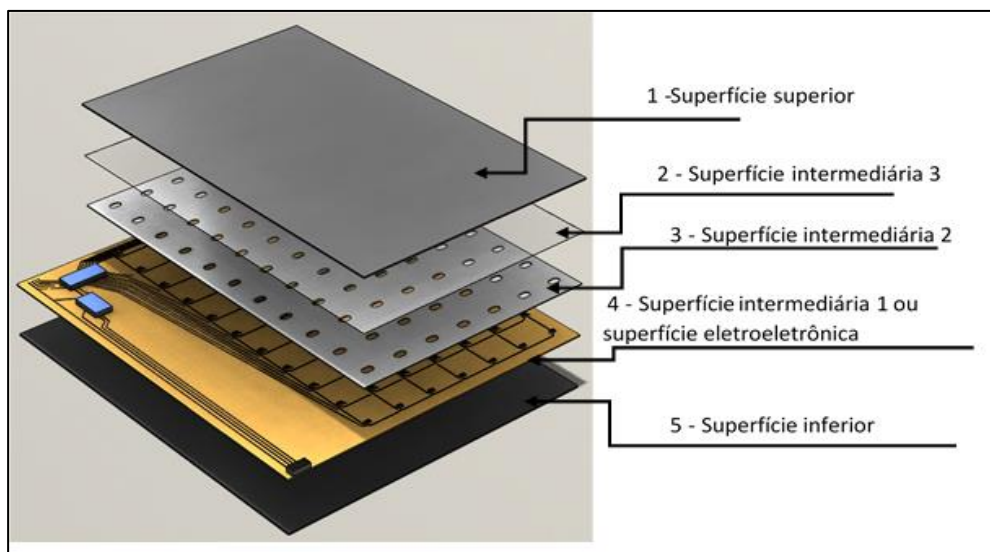
1 Cabo extensor USB 2.0 macho-fêmea 1,5 m

1 Cabo extensor USB 2.0 macho-fêmea 3 m

1 Conversor TTL para USB, CP2102

Os materiais descritos foram utilizados para a composição do sistema de medição táctil, formando uma estrutura de cinco camadas como mostrado na FIG 4.2. A camada superior é constituída por um material do tipo feltro ou carpete ou neoprene; a superfície intermediária três é constituída por polietileno de gramatura específica; a superfície intermediária dois constituída por polipropileno de espessura específica e vazada em dimensões conforme necessidade de projeto; superfície intermediária um é constituída por uma placa de fenolite contendo o circuito eletrônico e a pluralidade de sensores; sendo a camada inferior de borracha comum para piso ou manta anti-estática.





**FIG 4.2 - Imagem representativa do hardware constituída por cinco camadas formando um invólucro sanduíche.**

#### 4.2.2 A escolha do sensor para o sistema de medição táctil

Os sensores são uma das partes mais importante deste sistema de medição táctil, uma vez que são eles que fornecem as informações para análise, sendo por isso necessários cuidados no manuseio e na instalação dos mesmos.

Por definição, sensor é um dispositivo capaz de monitorar a variação de uma grandeza física e transmitir esta informação a um sistema de identificação que seja inteligível para o elemento de controle do sistema (NEWMAN et al., 2001). Ele pode mudar seu comportamento sob a ação de uma grandeza física, podendo fornecer diretamente ou indiretamente um sinal que indica esta grandeza.

Uma infinidade de equipamentos e dispositivos eletrônicos depende de um interfaceamento com o mundo exterior para funcionar (NEWMAN et al.; HARSÁNYI, 2001).

A variedade de sensores é grande. O mercado tem sensores específicos para cada aplicação. Dentre alguns exemplos, pode-se citar: *strain gages*, célula de carga, sensores piezoresistivos, piezoelétricos, capacitivos, chave táctil entre outros (HARSÁNYI, 2001).

No processo de escolha do sensor para aplicação neste projeto foi essencial observar suas vantagens, limitações e princípio de funcionamento. Além de características como faixa de saída, precisão, calibração, custo, ambiente que será utilizado, faixa de operação, taxa de repetição e resolução.

Neste trabalho considerou-se a utilização da chave táctil de contato momentâneo de 2 pinos, SMD, dimensões: 3x6x2.5 mm (L\*W\*H), 180° SMD no proposto sistema

de medição, pelo fato de poder ser utilizada como eficiente sensor, com o uso de circuitos eletrônicos relativamente simples. Estes foram organizados em linhas e colunas de modo a formar uma matriz de 11 x 7 sensores em cada módulo. Além disso, apresenta um projeto de mecanismo de alta precisão, operação exata e pode ser adquirido facilmente no mercado brasileiro. Outras informações acerca das especificações técnicas podem ser observadas no ANEXO A1.

Braga (1997) em seu estudo menciona que os sensores tácteis ainda podem ser explorados em: a) aplicações em diagnósticos como quantificar e/ou mapear um parâmetro em um período de tempo, b) monitorar: dispositivos para monitorar parâmetros em um intervalo de tempo (NEWMAN et al., 2001).

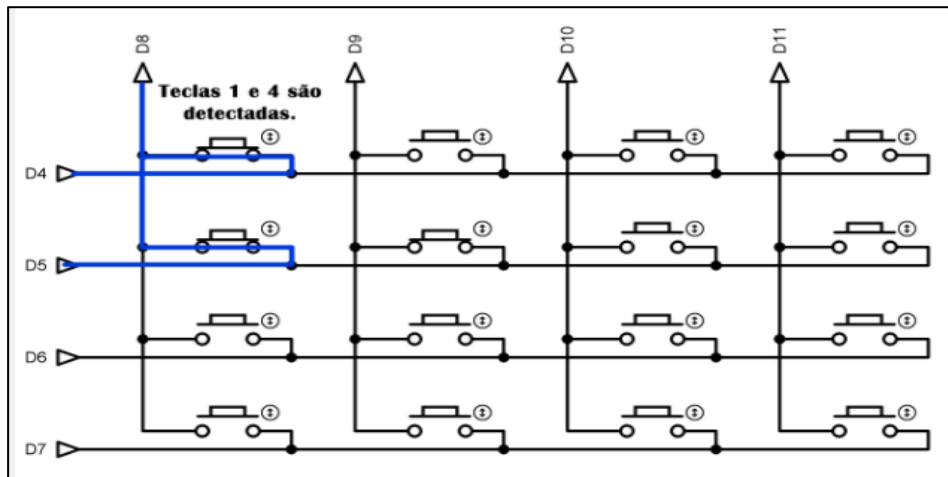
A chave táctil é um botão momentâneo utilizado comumente para dar ordem de acionamento em determinados projetos ou equipamentos ativados geralmente sempre que pulsados (BRAGA et al., 2013) e, pode variar quanto a sua forma SMD ou PTH (ANEXO D1), força de acionamento, curso de acionamento, dimensões. É utilizada em diversos segmentos como área médica, industrial, automotivo entre outros, cada um com requisitos específicos. Além disso, é reconhecido pelos engenheiros e técnicos por ser um produto de alta confiabilidade e eficiência, adjetivos que são confirmados nos mais diversos testes e certificações adquiridas.

Dentre as diversas aplicações às quais a chave táctil pode ser submetida, é comumente empregada como um botão eletrônico que possui a funcionalidade de trabalho de um interruptor elétrico (BRAGA et al., 2013). Com dois contatos em seu interior, é uma chave normalmente fechada (NF) ou normalmente aberta (NA). Sempre que pulsionada ativa-se automaticamente a função inversa à qual estava sendo realizada anteriormente (BRAGA et al., 2013). Elas também podem ser usadas como eficientes sensores para projetos mecatrônicos e gerar dados importantes. Mesmo a sua limitação de fornecer apenas um contato pode ser contornada em aplicações interessantes com o uso de circuitos eletrônicos relativamente simples (BRAGA, 2014). Diante disso, a chave táctil pode ser compreendida como sensor táctil, nomenclatura essa que será utilizada neste trabalho.

#### 4.2.3 Efeito de tecla fantasma

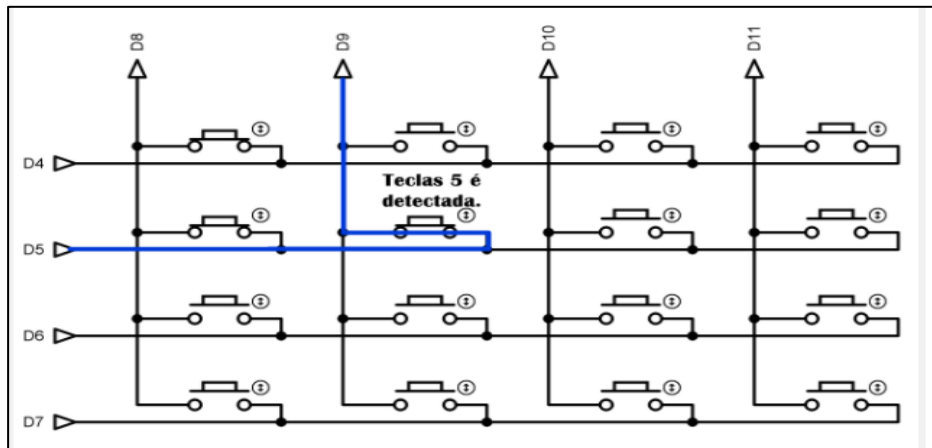
Testes práticos durante o desenvolvimento do layout do circuito eletrônico de simulação do protótipo do sistema de medição táctil confirmaram a presença do “*efeito de tecla fantasma*” que ocorre quando se pressiona três ou mais teclas em determinadas combinações

(CUSTÓDIO, 2017). Por exemplo, como é mostrado nas FIG 4.3 a FIG 4.6, caso a tecla fantasma seja pressionada e em seguida uma das teclas anteriores for solta, a tecla que foi solta ainda será considerada como pressionada. Para solucionar este problema deve-se adicionar um diodo em série em cada sensor para evitar que estes caminhos indesejados sejam formados (CUSTÓDIO, 2017).



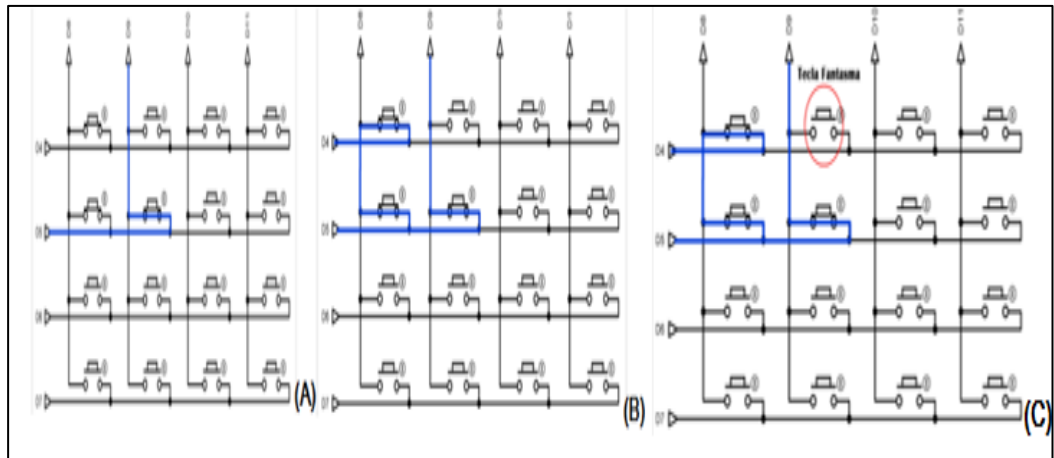
**FIG 4.3 - Varredura da primeira coluna.**

**FONTE - CUSTÓDIO, 2017.**



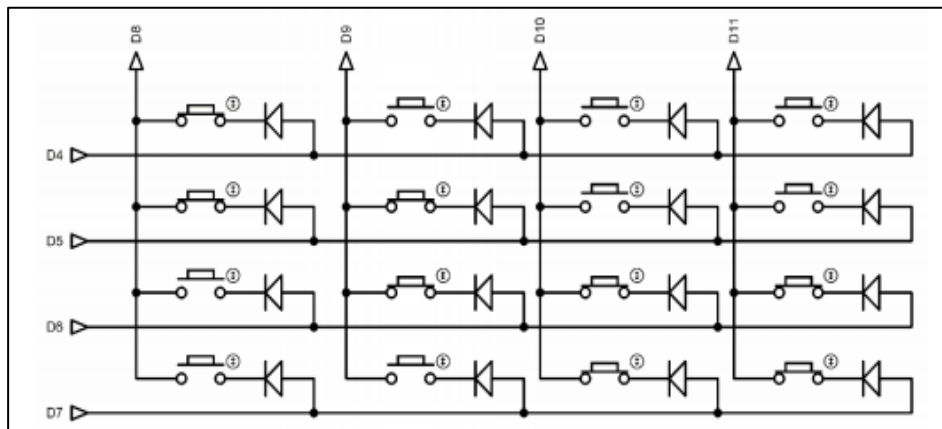
**FIG 4.4 - Varredura da segunda coluna.**

**FONTE - CUSTÓDIO, 2017.**



**FIG 4.5 - Varredura da segunda coluna (A). Entretanto um caminho indesejado aparece (B). Fazendo com que a tecla 2 seja detectada incorretamente (C).**

**FONTE - CUSTÓDIO, 2017.**



**FIG 4.6 - Solução de tecla fantasma com a adição de diodo em série.**

**FONTE - CUSTÓDIO, 2017.**

O diodo é um componente utilizado em circuitos eletrônicos, tendo como característica permitir o fluxo de corrente em apenas uma direção (anodo para catodo).

Neste trabalho considerou-se a utilização do diodo retificado 1N4148. Este é um dispositivo semicondutor capaz de trabalhar com tensões reversas de até 75V (100V em tensão pulsada). Sua máxima corrente direta de operação está na ordem de 50 mA, porém sua corrente de fuga é de apenas 25 nA. O tempo de recuperação do 1N4148 é de 4 ns, para uma corrente direta de 100 mA e uma tensão reversa de 6 V. Esses fatores tornam a sua utilização interessante em circuitos onde o rápido bloqueio faz-se necessário. Outras informações acerca das especificações técnicas podem ser observadas no ANEXO A2.

#### 4.2.4 Alimentação do sistema de medição tátil

Para a alimentação do sistema de medição tátil foi utilizada uma fonte de alimentação externa independente da fonte de alimentação do microcomputador. A fonte de alimentação externa tem por finalidade fornecer alimentação estável nas tensões necessárias para o funcionamento de todo o sistema de medição tátil. Ela fornece tensão de 5,7 – 6,0 V e corrente de aproximadamente de 800 mA. A tensão máxima de alimentação que o sistema medição tátil suporta depende da tensão de alimentação dos componentes de hardware escolhidos. Tendo este fator em consideração chegou-se ao valor máximo de tensão de alimentação 6V para alimentar o microcontrolador de cada módulo do respectivo sistema de medição tátil.

A alimentação provida de fonte externa adotada permite um fluxo maior de corrente se comparada à porta USB do computador, que limitaria a corrente a cerca de 200 mA, a qual é insuficiente para alimentar todos os microcontroladores. Além disso, é de fácil aquisição a custo acessível.

### 4.3 Plataformas de desenvolvimento

Para o desenvolvimento do *software* foram utilizadas as plataformas MATLAB e Arduino IDE de código aberto e, para o desenvolvimento do circuito eletrônico foi utilizado o *software* para criação e layout de placas de circuito impresso (PCI). As informações contidas no ANEXO B1 que trata sobre a fase de desenvolvimento do *software* foram essenciais ao longo do desenvolvimento do algoritmo deste estudo.

Para elaboração do algoritmo, da interface gráfica e layout do circuito eletrônico que faz parte do sistema de medição tátil foi utilizado um microcomputador Dell com processador *Intel Core i5-4590* 3,30GHz memória RAM de 8GB e sistema operacional Windows 8.1, onde se encontram as plataformas, MATLAB, Arduino e *software* para criação e layout de placas de circuito impresso (PCI), as mesmas foram de grande utilidade para o desenvolvimento deste projeto.

No *software* para criação e layout de placas de circuito impresso (PCI) foi desenvolvido o circuito eletrônico, que constitui a parte principal do sistema de medição tátil, composto por sensores, diodos e o hardware Arduino Pro-mini contendo microcontrolador Atmega328, onde foi gravado a rotina de varredura dos sensores.

O hardware Arduino é uma unidade de processamento capaz de quantificar variáveis do ambiente externo, transformadas em sinais elétricos correspondentes, por meio de sensores ligados aos seus terminais de entrada (RENNA, 2013). Além disso, consegue processar computacionalmente a informação contida e atuar no controle ou acionamento de outros elementos eletrônicos conectados a ele. Mediante isso, considerou-se para o desenvolvimento desse trabalho o hardware Arduino Pro-mini, contendo o microcontrolador Atmega328, por ser um dos menores. Ele possui dimensão de 34 x 19 mm, 6 linhas analógicas/digitais e 14 linhas digitais, o mais adequado dos modelos Arduino em termos de custo/benefício, igualmente simples de programar e de usar, sem ocupar tanto espaço. Além disso, apresenta características técnicas e funcionalidade específicas de um Arduino maior, que garantem sua robustez.

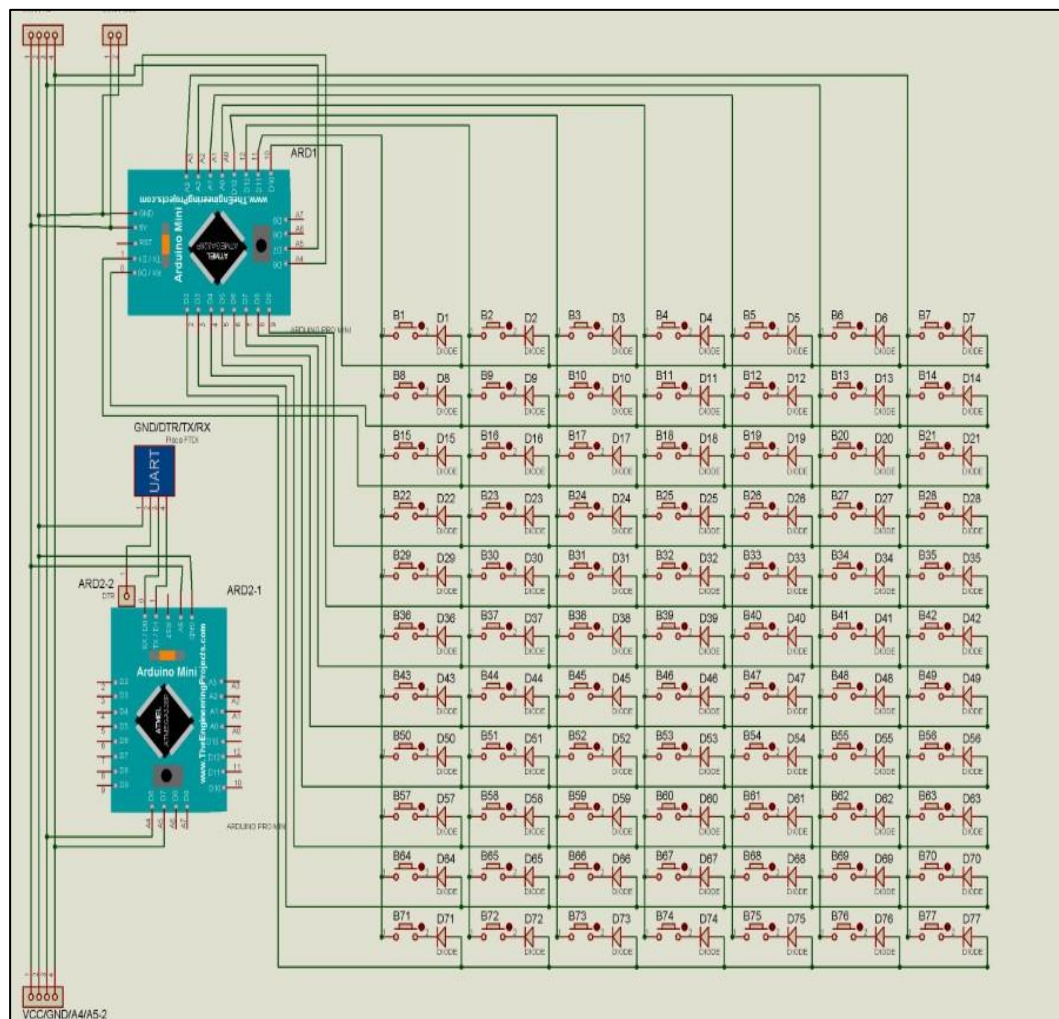
O microcontrolador ATmega328/P é baseado na arquitetura AVR<sup>®</sup> lançada pela ATMEL, o qual faz parte da popular família de microcontroladores de 8 bits CMOS, série com 32 KB de flash tipo NAND e 2 KB de SRAM. O controlador executa um relógio externo de 16 MHz na placa Arduino. O consumo de energia típico do chip é corrente de 20 mA da fonte de alimentação de 5 V. Além disso, pode executar instruções com um ciclo de clock, fazendo com que o mesmo alcance 1 MIPS/MHz (1 Milhão de Instruções por segundo por Mega Hertz) possibilite a otimização do projeto combinando consumo de potência versus velocidade de processamento.

A plataforma Arduino que utiliza a linguagem baseada em C/C++ possibilitou a implementação do algoritmo que realiza a varredura da região de matriz de sensores. O conjunto de instruções foi gravado em cada microcontrolador dos respectivos módulos do sistema de medição tátil por meio do conversor via comunicação serial. Em seguida foram testados quanto à sua funcionalidade e processamento de dados. Um dos microcontroladores contido no módulo principal é o responsável por armazenar e realizar a transmissão dos dados recebidos dos microcontroladores dos módulos secundários. A operação desempenhada pela plataforma Arduino está diretamente associada com os *softwares* utilizados para elaboração do programa principal e também de configurações.

A IHM foi desenvolvida a partir da utilização da plataforma MATLAB. Esta interface gráfica permite o controle de todo o processo de medição, desde a solicitação de varredura dos sensores para a aquisição e transmissão dos dados durante a deambulação do indivíduo até o processamento das informações e exibição dos resultados do mapeamento plantar do ciclo de marcha e da quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha.

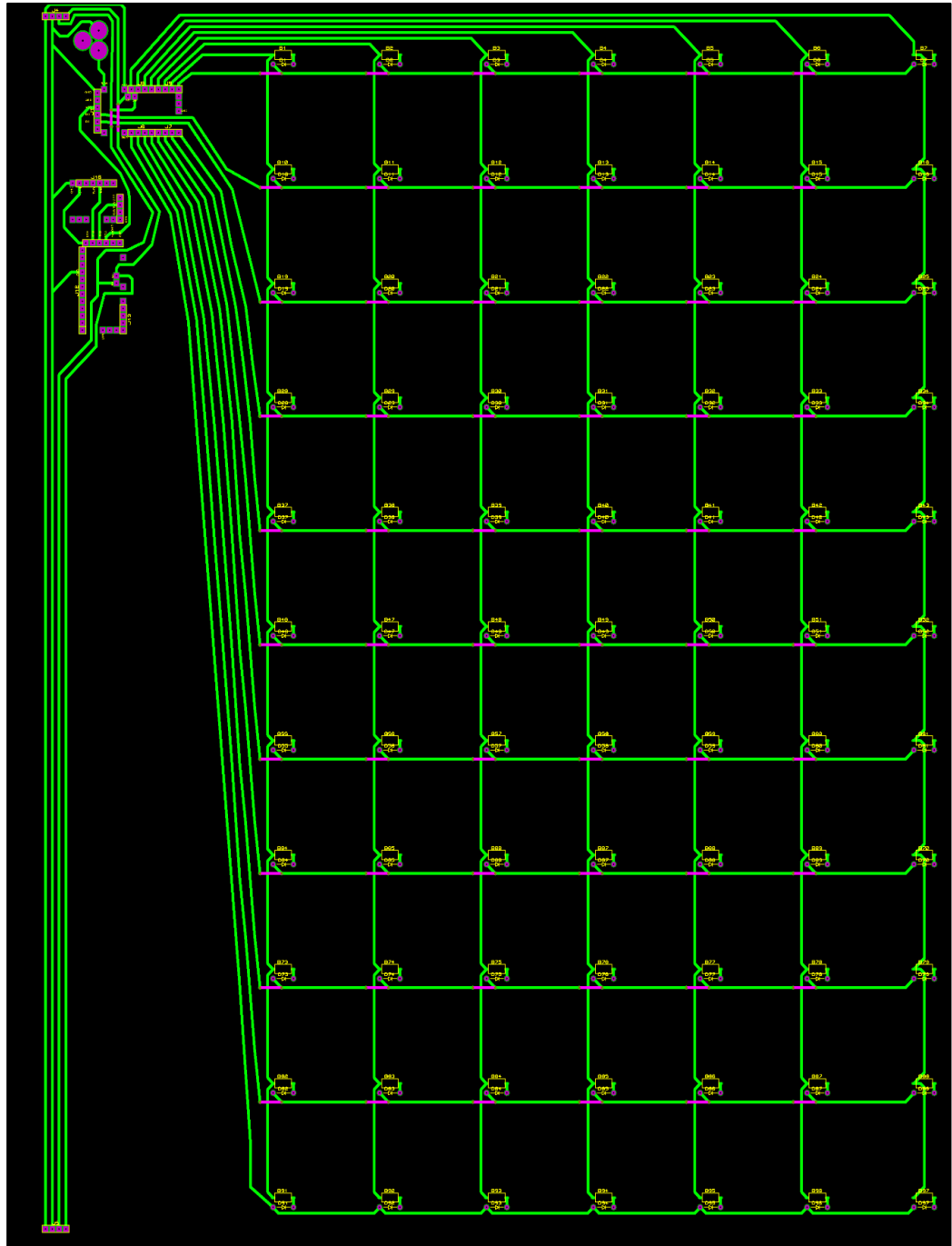
#### 4.3.1 Placa de circuito impresso (PCI)

O uso do *software* para criação e layout de placas de circuito impresso (PCI) foi essencial para o desenvolvimento do projeto da PCI, que contém todos os componentes utilizados para a montagem do protótipo do sistema de medição táctil em uma placa de fenolite cobreada. Por meio dele foi desenvolvido o esquema eletrônico conforme é mostrado na FIG 4.7 para a simulação do funcionamento do circuito eletrônico. O mesmo foi utilizado como base para o desenvolvimento do layout do circuito impresso a ser confeccionado.



**FIG 4.7 - Imagem representativa do esquema eletrônico de simulação.**

Em seguida, foi desenvolvido o layout conforme FIG 4.8 para impressão e montagem do protótipo em uma placa de fenolite cobreada com todos os componentes necessários para o funcionamento do sistema de medição táctil proposto.



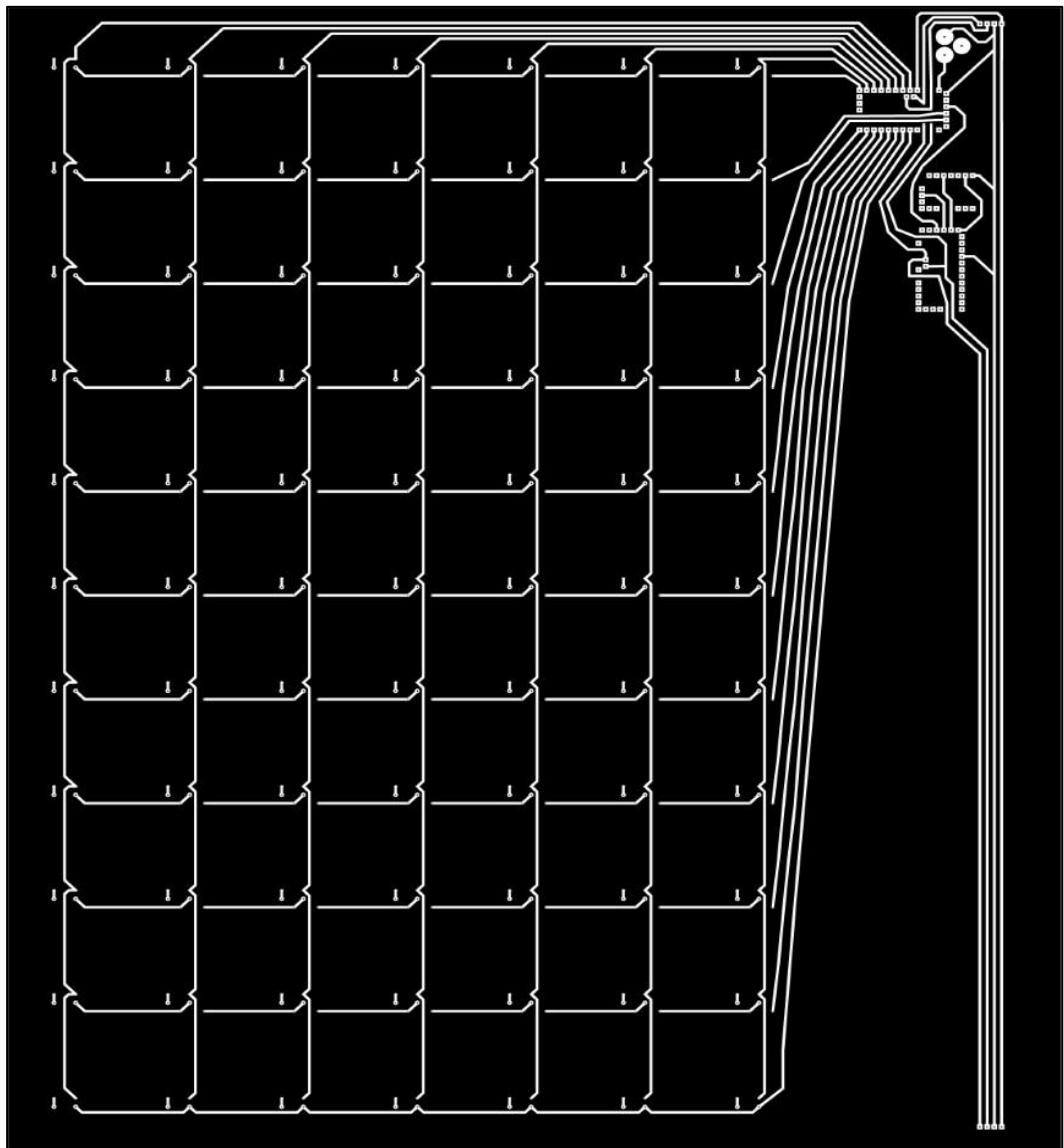
**FIG 4.8 - Aspecto final do layout do esquema eletrônico para impressão e montagem da PCI.**

O layout do sistema de medição tátil proposto contém os circuitos responsáveis pela aquisição e transmissão dos dados, bem como os 77 sensores e diodos dispostos em matriz (11x7) ligados por trilhas de conexão até portas digitais e analógicas dos microcontroladores que também são conectados por trilhas aos seus devidos conectores, seja ele de alimentação ou aterramento. Tanto a alimentação quanto o aterramento são fornecidos pela plataforma Arduino. Foi necessária a utilização de todas portas digitais e analógicas/digitais para atender a demanda de sensores e diodos. Como a PCI escolhida tem



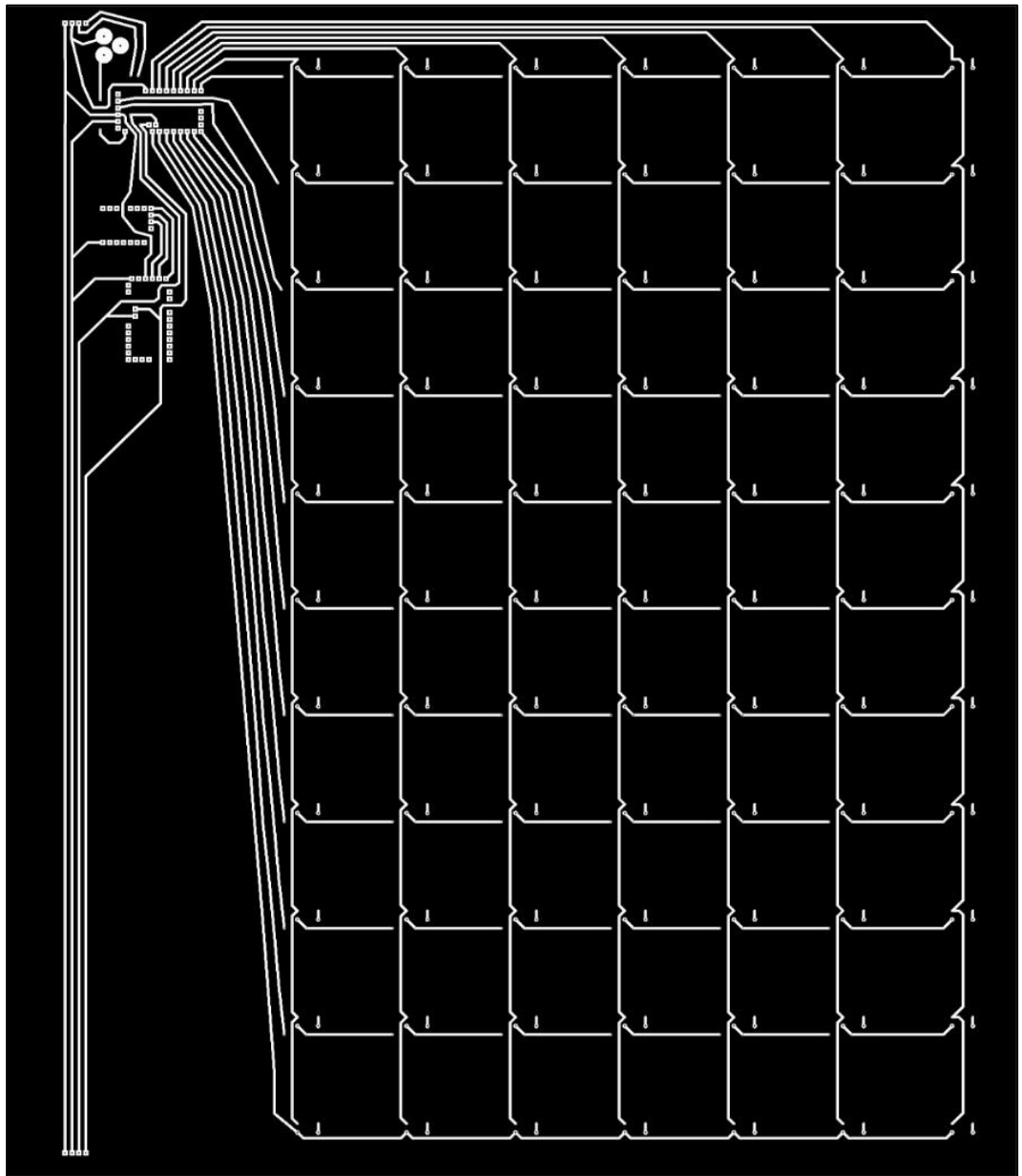
apenas uma face cobreada, houve a necessidade de utilizar jumpers devido a necessidade de sobreposição de trilhas na placa para que os sensores, diodos e demais componentes funcionassem de maneira correta e eficiente.

A largura do sistema de medição tátil pré-estabelecidas empiricamente é composta por dois módulos, por isso foi desenvolvido o layout do lado direito e esquerdo contento os mesmos componentes, apenas com sentido invertido. Na FIG 4.11 e 4.12 é mostrado o desenho do circuito do lado direito e esquerdo que foi impresso para a confecção da PCI, denominado de módulo direito e esquerdo.



**FIG 4.9 - Layout do circuito eletrônico, lado direito a ser impresso para a confecção da PCI, denominado de módulo direito.**

Ao finalizar o layout do circuito foi necessário imprimi-lo para posterior confecção da PCI. O processo utilizado para confecção da placa de fenolite cobreada foi de transferência fotográfica, onde geralmente utiliza-se uma folha de transparência para a impressão a laser do desenho do circuito. Porém como a dimensão do layout é de 440 x370 mm optou-se por utilizar a folha de papel vegetal A2 disponível comercialmente em copiadoras para impressão, ao contrário da folha de transparência A2. Ainda, foi preciso o espelhamento do layout devido ao formato “U” do Bus exposto no item 4.2.1.



**FIG 4.10 - Layout do circuito eletrônico, lado esquerdo a ser impresso para a confecção da PCI, denominado de módulo esquerdo.**

#### 4.3.2 Algoritmo de varredura do sistema de medição tátil

O *Software* Arduino IDE foi utilizado para o desenvolvimento e implementação do algoritmo que depois de gravado no microcontrolador do Arduino Pro Mini é capaz de realizar a varredura matricial na região de matriz de sensores e enviar estes dados ao microcontrolador principal que armazena os dados gerados e transmite ao computador via porta serial correspondente às informações necessárias para o processamento dos dados pela IHM.

A rotina de varredura dos sensores é essencial para a aquisição de dados para posterior processamento e, se dá conforme as instruções seguintes:

1º - inicialmente uma coluna é habilitada na matriz de sensores.

2º - em seguida cada linha da matriz de sensores é verificada a procura de mudança de estados.

3º - se identificado mudança de estado, o mesmo é armazenado à lista na memória do microcontrolador secundário.

4º - o processo se repete continuamente em cada coluna enquanto a varredura estiver ativa.

5º - ao término da varredura a lista de informações gerada e armazenada à memória referente a mudança de estados é enviada ao microcontrolador principal.

Na FIG 4.11 são mostradas as linhas e as colunas da matriz de sensores ligadas cada uma em um pino do microcontrolador secundário. O sinal é enviado coluna por coluna em ciclo contínuo, uma por vez. Então, as linhas são escaneadas em busca de acionamentos, que correspondem a conexão entre determinada linha e coluna indicando a coordenada (linha, coluna) em que o sensor foi ativado, e em seguida esta informação é armazenada na memória do microcontrolador secundário gerando uma lista de dados. Ao término da varredura a lista de dados armazenados indicando quais sensores foram ativados é enviada ao microcontrolador principal. O processo se repete continuamente até encerrar a atividade do sistema de medição tátil.

O algoritmo implementado e gravado no microcontrolador, quando solicitado pela IHM faz a aquisição dos dados por meio de uma rotina a varredura dos sensores e consequentemente a leitura do mapeamento plantar a partir do ciclo da marcha do indivíduo. Logo após a solicitação de término faz a transmissão dos dados obtidos da região de matriz de sensores de todo o sistema de medição tátil para processamento no PC-IHM.

As matrizes de sensores que compõem o circuito eletrônico do sistema de medição tátil são uma das partes mais importante, uma vez que são elas que fornecem as informações

essenciais para análise. Diante disso foi fundamental a implementação de uma rotina de varredura matricial de manutenção, que tem como função especial identificar falhas nos sensores. Caso um sensor falhe ou apresente problemas, como por exemplo curto-circuito, o programa imprimirá um aviso contendo as coordenadas (linha, coluna) em que está localizado o sensor com falha, para que o mesmo possa ser substituído preventivamente, evitando perda de informação durante a aquisição de dados. Esta rotina de varredura matricial de identificação de falhas ocorre na inicialização (primeira varredura ou leitura), logo que, o sistema de medição táctil é alimentado e conectado ao PC-IHM indicando que o mesmo está em funcionamento e pronto para aquisição dos dados.

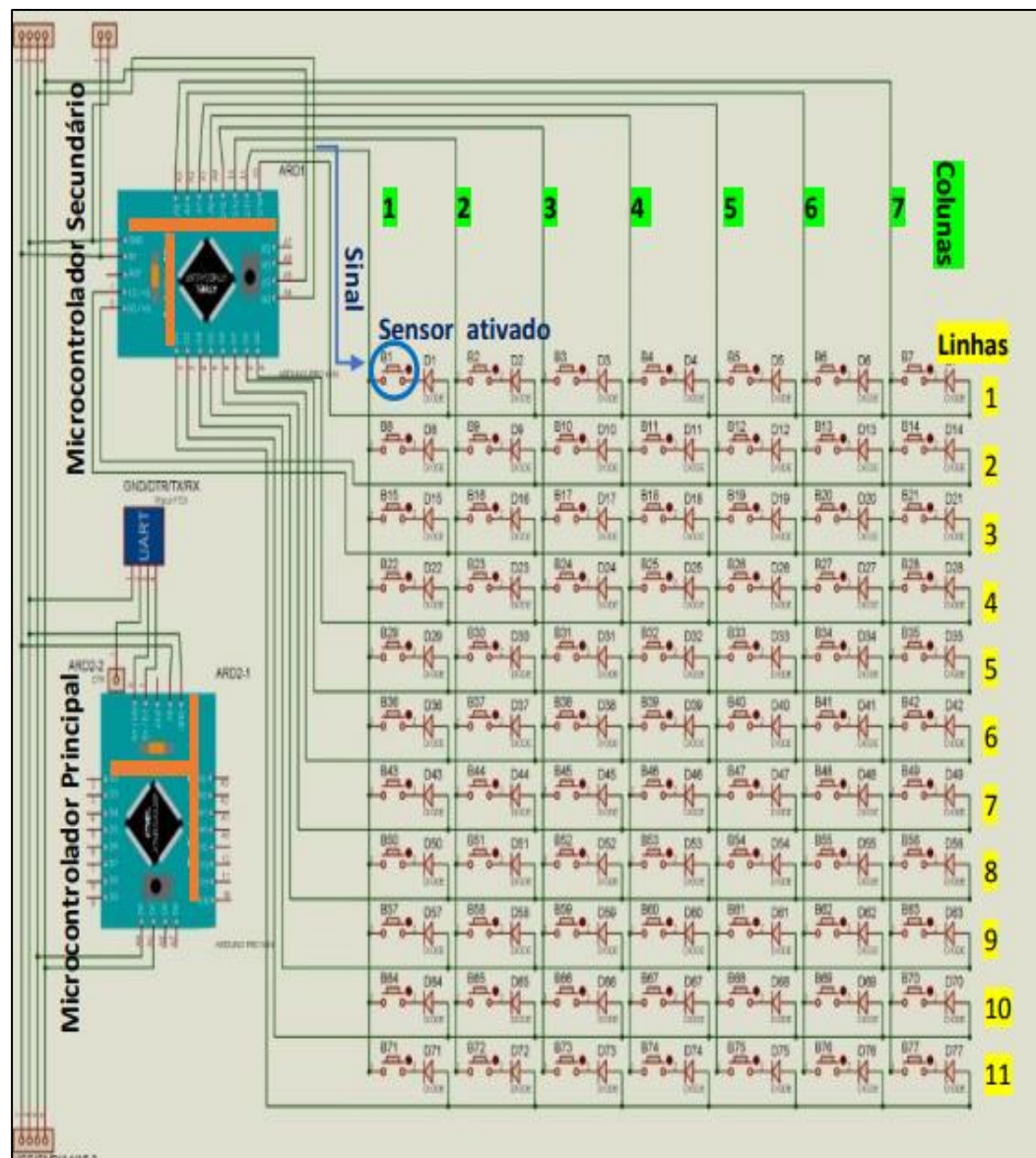


FIG 4.11 - Representação da rotina de varredura dos sensores

#### 4.3.3 Interface Homem Máquina (IHM)

Durante o desenvolvimento deste projeto houve a necessidade de elaborar *software* para a aquisição a partir da ocorrência da leitura dos sensores, processamento e transmissão dos dados para geração do mapeamento plantar representada pelo ciclo da marcha em forma de imagem e medição dos parâmetros espaço-temporais da marcha e exibição dos resultados.

A partir da plataforma MATLAB® foi desenvolvida a interface homem máquina (IHM) de interação com o sistema de medição táctil que incorpora funções importantes para análise dos dados coletados. A IHM consiste em uma interface gráfica simples que guia o usuário, como mostrado na FIG 4.12.



FIG 4.12 - Menu interativo da Interface homem Máquina.

Para abrir a interface basta clicar no executável do programa, logo após, é apresentado uma janela principal que contém três botões: conectar, leitura e análise. Para iniciar a atividade deve-se primeiro selecionar a porta COM de uma listade portas disponíveis e, em seguida, clicar no botão CONECTAR para conectar com sistema de medição táctil.

O botão LEITURA possui duas funções que são iniciar e finalizar a varredura da matriz de sensores. Para iniciar a varredura da matriz de sensores, basta um clique no botão LEITURA e assim que o indivíduo estiver pronto, deve iniciar a caminhada em velocidade habitual, ao término da mesma, o usuário deve clicar no botão FINALIZAR (segunda função do botão leitura) para finalizar a varredura da matriz de sensores. Após o término da varredura, as informações adquiridas pelos microcontroladores secundários são enviadas ao microcontrolador principal que as transmite ao PC-IHM. Em seguida, o usuário deve acionar o botão ANÁLISE, logo, os dados obtidos serão processados. Os resultados desse processamento serão apresentados simultaneamente em duas janelas. Uma contendo a imagem do mapeamento plantar em forma de gif que representa um registro do ciclo da marcha do indivíduo e, outra janela exibirá o resultado dos seus parâmetros espaço-temporais mensurados conforme modelo matemático inserido no algoritmo implementado.

Para finalizar a atividade do protótipo, deve-se inserir nos campos indicados, nome, idade e gênero do indivíduo envolvido na análise e clicar no botão SALVAR, logo, o arquivo contendo o resultado será salvo em banco de dados. Para fechar a IHM, deve-se clicar no X à direita superior. Assim, esta seção reúne as seguintes funcionalidades: aquisição, transmissão, processamento, e exibição de resultados.

#### 4.3.3.1 Aquisição dos dados

Quando acionada a aquisição de dados pelo usuário, a IHM solicita ao microcontrolador principal que por sua vez, solicita ao microcontrolador secundário a execução da varredura matricial da região de sensores do sistema de medição tátil, que gera ao longo da execução, uma lista de vetores contendo os sensores que foram acionados e transmite os dados obtidos com “*time stamp*” ao microcontrolador principal que em seguida transmite via porta serial ao PC-IHM prontos para processamento quando solicitado pelo usuário.

Uma rotina abre a porta serial e captura os dados quando solicitado pelo usuário. Sempre que acionado um sensor, esses dados são salvos na forma de vetores de "n" elementos de dados.

Durante os testes de aquisição de dados observou-se a necessidade de desenvolver e implementar uma rotina “*debounce*” para eliminar os ruídos mecânicos de acionamento dos sensores tácteis, a fim de evitar acionamentos múltiplos indesejáveis.

#### 4.3.3.2 Transmissão dos dados

A transmissão é realizada pelo microcontrolador responsável situado no módulo principal. Ele recebe com protocolo I2C os dados advindos dos microcontroladores secundários e transmite-os via comunicação serial. Os dados então são recebidos por um PC onde são processados através da IHM, que gera uma imagem como resposta.

#### 4.3.3.3 Processamento dos dados

A IHM ao terminar de receber os dados via comunicação serial realiza o processamento das informações no acionamento do botão ANALISE. A rotina desenvolvida consiste em duas funções principais. A primeira função gera uma matriz redimensionável a partir dos vetores transmitidos. A partir dessa matriz a segunda função gera uma animação no formato *gif* para ilustração do rastro deixado pelo indivíduo no sistema de medição táctil como registro do mapeamento plantar. A partir desse mapa, a segunda função calcula também por meio de algoritmos dedicados os principais parâmetros, como comprimento do passo e da passada, largura da base de apoio, cadência e velocidade.

O cálculo da distância do passo, passada e largura da base se dá pela métrica euclidiana em função da distância definida pela EQUAÇÃO (4.1):

$$D(x,y) = \sqrt{(x_1 - x_2)^2 + (y_1 - y_2)^2 + (\dots) + (y_n - y_n)^2}, \quad (4.1)$$

Onde, onde  $x = (x_1, x_2, \dots, x_n)$  e  $y = (y_1, y_2, \dots, y_n)$  são as coordenadas  $(x, y)$  dos sensores ativados na matriz de sensores no sistema de medição táctil.

O sistema de medição táctil detecta o passo a partir da métrica euclidiana inserida no algoritmo, que usa como referência o primeiro acionamento da região de sensores, que se dá pelo primeiro contato do calcanhar com a superfície do sistema de medição (FIG 4.13 (a)). Dessa forma, a identificação do primeiro passo (definido como a distância entre os contatos do calcanhar de dois passos não consecutivos) é feita a partir do primeiro acionamento detectado. Então o algoritmo verifica a distância entre o acionamento atual (FIG 4.13 (b)) e o anterior (FIG 4.13 (a)), definindo a distância do passo.

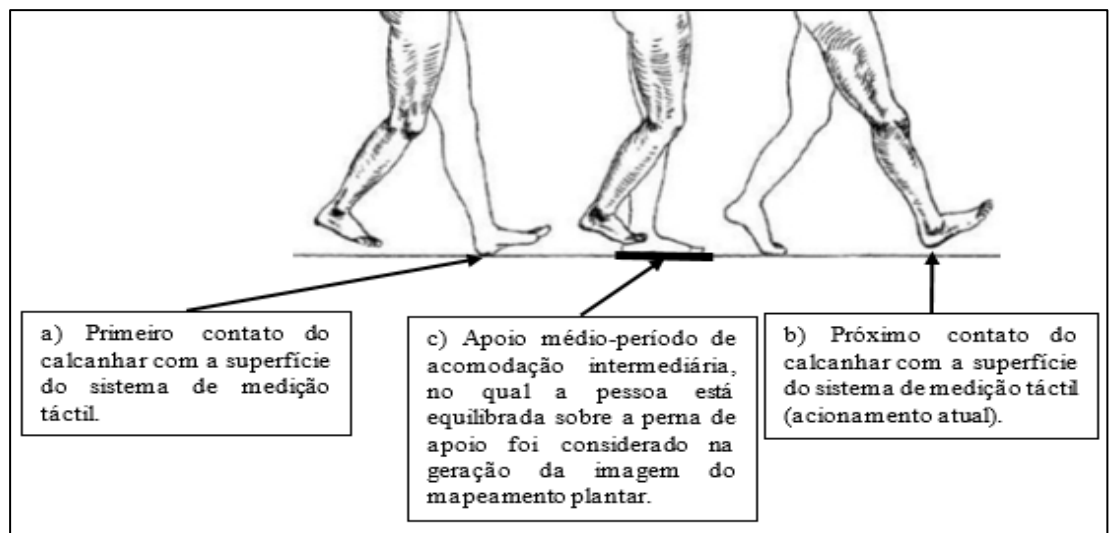
Para a detecção de um novo passo a partir do primeiro acionamento, o algoritmo verifica a distância entre o acionamento atual e o anterior, considerando uma distância mínima de ~12cm (correspondente a distância de três sensores), além disso, verifica-se também a

distância entre o acionamento atual e o primeiro acionamento, do último e do penúltimo passos identificados, nesse caso a distância mínima considerada é de ~20cm (correspondente a distância de cinco sensores).

O último passo identificado é considerado pelo motivo de que nas fases de apoio duplo da marcha, o ser humano permanece com os dois pés apoiados na superfície, e os sensores relacionados ao passo anterior podem ser acionados. O penúltimo passo é considerado somente por motivo de margem de segurança.

Para fins de análise do passo é considerado o apoio médio (momento em que ocorre o acionamento dos sensores quando o pé está totalmente em contato com a superfície do sistema de medição) na geração da imagem do mapeamento plantar, período de acomodação intermediária (FIG 4.13 (c)), no qual a pessoa está equilibrada sobre a perna de apoio.

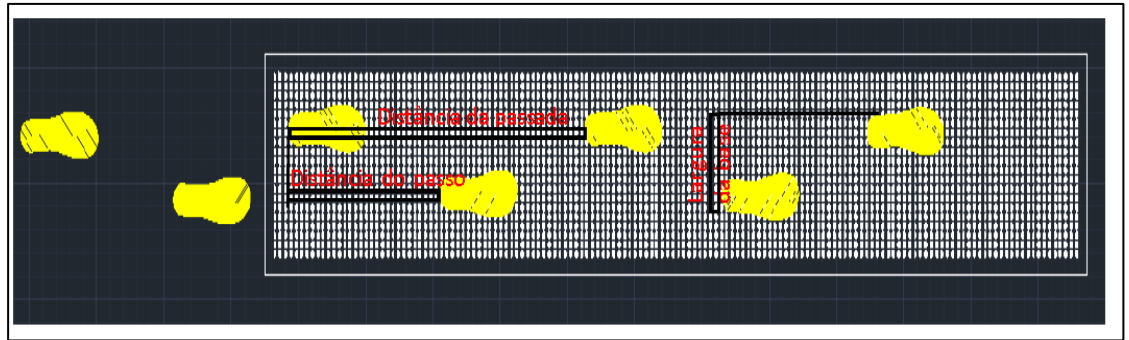
Para a detecção da distância da passada (distância que liga os contatos dos calcanhares de dois passos consecutivos do mesmo pé (direito a direito, esquerdo a esquerdo) adota-se o mesmo procedimento para a identificação da distância do passo.



**FIG 4.13 - Representação da identificação do contato do calcanhar com a superfície do sistema de medição tátil para determinação da distância.**

Largura da base é a distância horizontal entre os contatos dos calcanhares em um passo, a medida é feita calculando a média das distâncias obtidas no decorrer do ciclo marcha humana sobre o sistema de medição tátil. Na FIG 4.14 é mostrado a representação do passo, passada e largura da base.

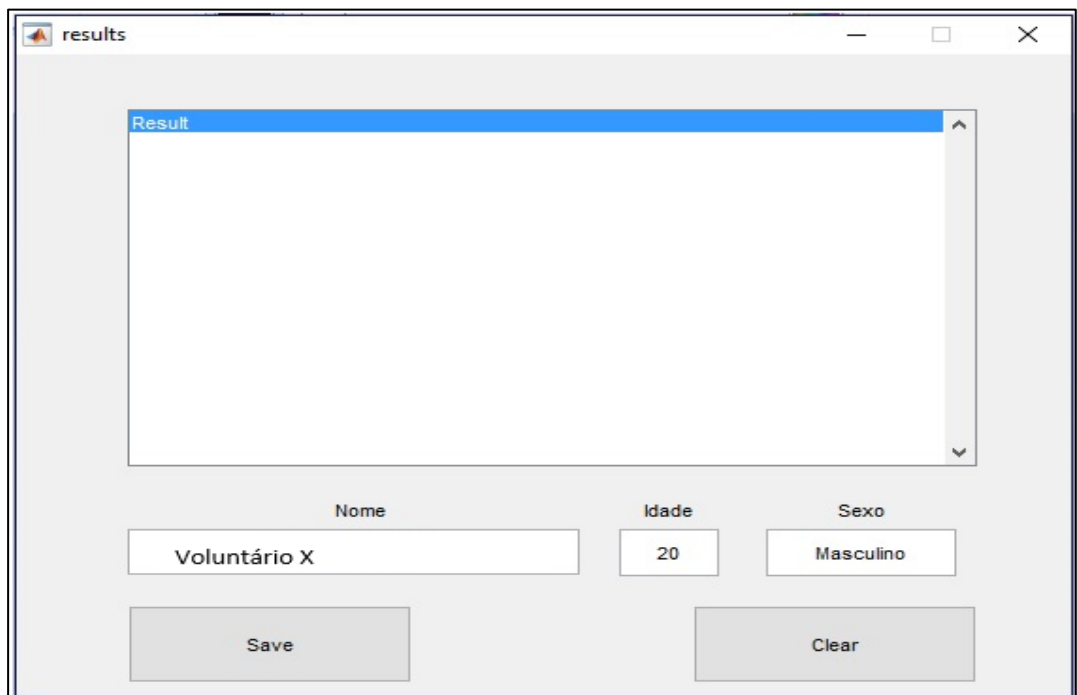




**FIG 4.14 - Representação do passo, passada e largura da base quando em contato com sistema de medição tátil.**

#### 4.3.3.4 Exibição dos resultados

A exibição dos resultados ocorre ao final do processamento dos dados. Uma janela conforme mostrado na FIG 4.15, exibe automaticamente a animação do mapeamento plantar, que representa o ciclo de marcha do indivíduo e, em seguida, simultaneamente, uma segunda janela da IHM nomeada de resultados é exibida contendo: os valores numéricos dos parâmetros espaço-temporais da marcha quantificados, campo para entrada de dados do indivíduo (nome, idade, sexo ou gênero e outras informações se necessário), botão para salvar as informações obtidas em banco de dados.



**FIG 4.15 - Janela de resultados, onde será apresentado os valores numéricos dos parâmetros espaço-temporais medidos ao término do teste.**

#### 4.3.3.5 Comunicação do sistema de medição com o PC para a transmissão dos dados

A comunicação do sistema de medição tátil é através do conversor USB serial UART, Esp2102. O Módulo Conversor USB é um módulo eletrônico, possui a capacidade de converter sinais USB em sinal serial de nível TTL para facilitar a comunicação entre computadores e dispositivos microcontrolados. O Conversor por meio de uma conexão USB comunica com o computador e conseqüentemente com a IHM desenvolvido na plataforma MATLAB<sup>®</sup>. Além disso, é por ele que são transmitidos os dados obtidos a partir do sistema de medição tátil.

A rotina gravada no microcontrolador ATmega328/P envia primeiramente 11 bytes de informações que indica a qual linha ou coluna de sensor pertence o dado a ser transmitido, em seguida outro byte contendo a identificação do módulo no qual foi acionado o sensor, e por último 4 bytes contendo a marca temporal do acionamento.

O acionamento de cada sensor está ligado à uma marca temporal, para cálculo do tempo do ciclo da marcha somente é considerado o primeiro acionamento (quando ocorre o primeiro toque do calcanhar com a superfície do sistema de medição tátil) do ciclo e o último (quando ocorre o último toque do calcanhar com a superfície do sistema de medição tátil), obtendo-se o intervalo de tempo ( $\Delta t$ ) desejado pela EQUAÇÃO (4.2).

$$\Delta t = (t_{final} - t_{inicial}) \quad (4.2)$$

A transmissão é realizada de forma serial e recebida por um PC onde, então, através da interface gráfica gera uma imagem como resposta. Para que a comunicação da placa PC2102 do módulo conversor com a placa Arduino funcione corretamente, é necessário que elas estejam em sincronia. Desta forma, como a placa do Arduino Pro Mini utiliza uma fonte de alimentação externa e a placa PC2102 é alimentada pelo USB do computador, foi necessário interligar os pinos terra das duas placas para não haver problemas de comunicação.

#### 4.4 Metodologia para os testes com hardware e software

À medida que as etapas de desenvolvimento eram concluídas faziam-se os respectivos testes de funcionalidade e, assim, foram realizados vários testes para dar prosseguimento à etapa seguinte do desenvolvimento.

Testes de funcionamento do algoritmo de varredura do sistema de medição táctil, juntamente com testes de acionamento dos sensores com aquisição e envio dos dados pelo Arduino para o microcomputador para processamento pela IHM. Os módulos foram testados individualmente e em conjunto, até que fosse testado o comprimento total do sistema de medição táctil.

Teste de *debug* da IHM durante as implementações do *software* para ajuste dos parâmetros a serem medidos permitiu a verificação da capacidade de funcionalidade do *software*, bem como o desempenho de aplicação do mesmo para o proposto.

Estes diversos testes do sistema de medição táctil são itens fundamentais para garantir sua funcionalidade como proposta nos objetivos. Segundo Leite (2001), os testes de correção, desempenho, confiabilidade e robustez visam avaliar diversos fatores de qualidade a partir da execução do *software*.

A estrutura encontrada para o sistema de medição táctil juntamente com o *software* implementado permitiu o funcionamento satisfatório do sistema de medição. Na FIG 4.16 é mostrado o algoritmo mais robusto e eficiente encontrado para o funcionamento do sistema de medição táctil, que é apresentado em forma de fluxograma.

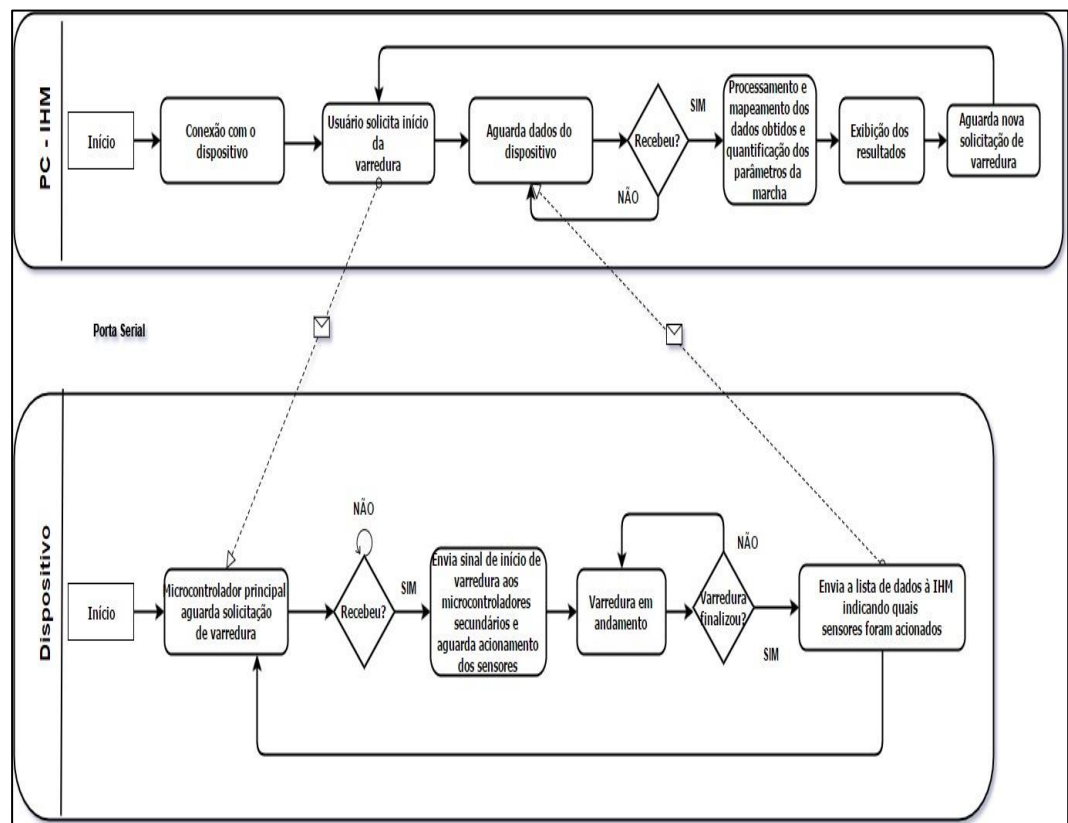


FIG 4.16 - Fluxograma de funcionamento do sistema de medição táctil.

## 4.5 Metodologia para o cálculo da incerteza das medições

A incerteza de medidas diretas dará incertezas de medidas envolvidas com a característica do equipamento. Em alguns casos, esta incerteza direta é absoluta dado que o valor é o próprio erro atribuído à medida realizada. Em geral, adota-se como incerteza absoluta a metade da menor divisão ou a resolução de um sistema de medição analógico, e/ou duas a cinco vezes o incremento digital de um sistema de medição digital utilizado (VUOLO, 1996).

### 4.5.1 Incerteza - método cronômetro com pista demarcada

Em outros casos onde a incerteza de uma medida direta é relativa, ela é determinada pelo quociente entre a incerteza absoluta da medida e o valor medido. Dessa maneira conforme TAB (4.1) obteve-se a incerteza para os resultados de medições utilizando uma mesma trena (menor divisão ou resolução = 1 mm). Mediu-se o comprimento da pista de papel igual a 3,08 m.

TABELA 4.1 - Valores de incertezas relativas dos instrumentos utilizados.

Objeto	Medida	Incerteza absoluta (WALKER, 2002)	Incerteza relativa (%)
Trena (8,0 m)	3,08 m	5 mm	$(5/3080) \times 100 = 0,16$
Régua (60 cm)	40 mm	0,5 mm	$(0,5/40) \times 100 = 1,25$
Paquímetro	40 mm	0,05 mm	$(0,05/40) \times 100 = 0,125$

Como fontes de incerteza de medição para o erro de indicação da trena foram consideradas: a concordância inicial entre os traços da trena e do paquímetro digital da marca JOMARCA de resolução igual a 0,01 mm, a incerteza dos padrões, a resolução aplicada para a leitura das medidas, a repetitividade das medições e a influência da temperatura.

Inicialmente foi realizada a coincidência dos traços da trena de 8,0 m e do paquímetro digital 150 mm/0,01 mm. Para trena com puxador com compensação isto é aplicável devido à dificuldade no alinhamento no início da régua graduada. Quando factível, faz-se o alinhamento no ponto “Zero” da trena e da régua graduada. Uma amostra de 50 leituras sucessivamente efetuadas com o paquímetro digital de resolução 0,01 mm utilizando A Função =DESVPAD (Excel) fornece uma incerteza padrão de 0,178.

Para a medição do tempo utilizou-se o cronômetro da marca Herweg, que pelo fato de ligar e desligar tem-se um mínimo de 0,2 s de incerteza. A incerteza para pista demarcada

com marcas bem-feitas contribui para um menor erro. Portanto, a incerteza de acordo com ANEXO C, é demonstrada pela EQUAÇÃO (4.3):

$$(u(v)/v)^2 = (u(d)/d)^2 + (u(t)/t)^2 \quad (4.3)$$

Considera-se:  $u(t) = 0,2s$  e  $u(d) = 1 \text{ cm}$ . Assim:

$$u(t)/t = 0,2/4,11 = 0,04866 = 4,9\% \text{ (calçado)}$$

$$u(t)/t = 0,2/4,04 = 0,04950 = 4,9\% \text{ (descalço)}$$

$$u(d)/d = 1/308 = 0,003 = 0,3\% \text{ (comprimento da área de análise)}$$

Isso significa que 4,9% do total, quase totalmente por causa da cronometragem complicada.

$$4,9\% \text{ de } 0,749 \text{ m/s} = 0,037 \text{ m/s (calçado)}$$

$$4,9\% \text{ de } 0,762 \text{ m/s} = 0,037 \text{ m/s (descalço)}$$

#### 4.5.2 Incerteza = filmagem

Nos experimentos da filmagem foram obtidos os valores das grandezas na escala de um instrumento de uma trena de 3,08 m e o instante em que o corpo foi filmado em tal posição (definido pelo cronômetro da filmadora). Para o cálculo da incerteza da filmagem considerou-se: a) a câmara digital cuja resolução espacial de imagem moderada é 1 MegaPíxeis, que permite o maior número de frames durante a filmagem; b) a distância de 2 m de posicionamento entre a câmara e o indivíduo, mantendo a mesma distância ao longo da filmagem para que o intervalo entre os frames sejam sempre o mesmo; c) a iluminação foi a mesma durante a filmagem; d) o intervalo de tempo entre as fotos foi medido a partir de uma sequência de várias fotos de um cronômetro em funcionamento, ou de um relógio munido de ponteiro de segundos.

Para o cálculo da incerteza na filmagem considerou-se para câmara de vídeo 30frames/s iguais a 30Hz, dessa forma tem-se um erro mínimo de  $\pm 1$  frame igual a 0,032 s. Então, para 60 Hz tem-se 0,016 s. Adotou-se como incerteza absoluta a metade da menor divisão da graduação, uma incerteza mínima de  $\pm 1$  cm foi utilizada para o comprimento da distância. Com isso:

$$U(t)/t = 0,786\%$$

$$U(d)/d = 0,84\%$$

$$U(v)/v = 1,2\%$$

O cálculo da cadência e da velocidade foi realizado indiretamente por meio de medidas de posição,  $x_2$  e  $x_1$ , e tempo,  $t_2$  e  $t_1$ , de acordo com ANEXO C.

#### 4.5.3 Incerteza – sistema de medição táctil

Todos os módulos utilizam uma matriz (mxn) de 11x7 sensores tácteis com espaçamento constante de 40 mm entre si, tanto para linhas quanto para colunas. Esse espaçamento é resultado de um compromisso entre complexidade/custo do sistema e incerteza alcançada na medição dos parâmetros propostos. Na análise da incerteza considerou-se a coleta das medidas na posição (x,y) onde encontram-se os sensores. Na delimitação do espaço entre sensores centro a centro utilizou-se uma régua de 60 cm cuja incerteza absoluta é 0,5 mm. Estas medidas foram aferidas com um paquímetro digital de 0,005 mm de incerteza absoluta. Conforme descrito no ANEXO C1 a incerteza obtida é de 0,178.

A estimativa da incerteza do tempo que corresponde ao “*time stamp*” na rotina de varredura da matriz de sensores gerada pelos microcontroladores é 0,5 ms.

No cálculo da incerteza da cadência e da velocidade levou-se em consideração o método da propagação da incerteza conforme descrito no ANEXO C1.

## 4.6 Metodologia para o experimento com protótipo

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (LABBIO-UFMG) e tiveram por objetivo medir os valores dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana (comprimento do passo, passada, cadência, velocidade, largura da base), bem como, avaliar a funcionalidade do mesmo quanto ao proposto. Cabe ressaltar que os experimentos realizados não tiveram o propósito de análise clínica.

### 4.6.1 Experimento com protótipo

Para a realização dos experimentos com o protótipo do sistema de medição táctil, o mesmo foi colocado sobre uma superfície nivelada e plana, sem fatores perturbadores. Foram

realizados dois tipos de experimentos composto por uma voluntária, que consistiram em: 1) voluntária descalça, 2) voluntária calçada com tênis padrão para caminhada. A voluntária andou em suas velocidades de preferência, a uma distância tal do sistema de medição táctil para que a pisada seja natural e coincida sobre o dispositivo de medição. Uma vez, para a pisada com o pé direito e outra para a pisada com o pé esquerdo sobre a superfície do sistema de medição táctil. Ela iniciou a caminhada 2,0 m antes da superfície do protótipo e terminando 2,0 m depois da superfície do protótipo. O tempo foi cronometrado a partir da rotina implementada no *software* de varredura da matriz de sensores, gravada nos microcontroladores. Para fins de testes, foi considerado apenas a deambulação sobre o sistema de medição táctil que possui comprimento total de 3,08 m e 74 cm de largura, eliminando-se os 2 metros iniciais da aceleração e os 2 metros finais da desaceleração.

Após a deambulação, a IHM quando solicitada pelo usuário, exibe como resultado a imagem do mapeamento plantar referente ao ciclo de marcha em forma de gif e gera o resultado dos valores mensurados durante o ciclo da marcha.

#### **4.7 Verificação e Validação**

Verificação e validação destinam-se a mostrar que o sistema está de acordo com a especificação e que ele atende às expectativas de clientes e usuários. A validação visa assegurar se o programa está fazendo aquilo que foi definido na sua especificação (faz-se a coisa certa). A verificação visa verificar se o programa está correto, isto é, não possui erros de execução (faz-se certo a coisa) (LEITE, 2001).

Thomas et al. (2012) relata que a validade é a propriedade de um instrumento ser capaz de quantificar o que se pretende. Uma vez que existem diferentes métodos para as quantificações de testes e tecnologias, conseqüentemente há diversos tipos de validação. Diante disso, para validação do protótipo em relação ao proposto neste estudo, foi utilizado à comparação dos resultados obtidos no mesmo com os resultados obtidos nos métodos cronômetro e filmagem.

##### **4.7.1 Metodologia para os experimentos com os métodos sistema de medição táctil, podograma e filmagem**

Os experimentos realizados no Laboratório de Bioengenharia da UFMG (LABBIO-UFMG) utilizando os métodos sistema de medição táctil, podograma e

filmagem tiveram como propósito contribuir com a validação da funcionalidade do sistema de medição tátil por meio da comparação dos resultados obtidos na quantificação dos parâmetros espaço-temporais (comprimento do passo, passada, largura da base, tempo total, cadência, velocidade) da marcha humana em ambos métodos.

É válido ressaltar que os experimentos realizados não tiveram como objeto a análise de marcha do indivíduo para fins clínicos e, sim, validar a funcionalidade do protótipo do sistema de medição tátil desenvolvido quanto ao proposto.

#### 4.7.1.1 Experimento por podograma

No experimento utilizando o podograma foram avaliadas as variáveis: comprimento do passo direito e esquerdo, comprimento da passada direita e esquerda, cadência e velocidade da marcha. Os instrumentos necessários para avaliação dessas variáveis foram um cronômetro da marca Herweg, trena de 800 cm de comprimento e incerteza de 0,178 cm utilizada para as marcações, tinta guache para pintar os pés, uma pista de papel de 7,08 m de comprimento e 65 cm de largura posicionada em local de superfície plana e regular. Considerou-se para o teste 7,08 m de comprimento disposto em 2,0 metros iniciais, que permitem ao indivíduo adotar uma velocidade confortável de marcha, 3,08 metros centrais, considerado para a análise da marcha e 2,0 metros finais para a desaceleração.

Assim, que as plantas dos pés foram pintadas, o indivíduo deve deambular em velocidade habitual do início ao final da pista, o cronômetro deve ser acionado no início dos 2,0 metros centrais e desativá-lo ao final destes 5,08 metros centrais. Todos os dados analisados são retirados do percurso central (3,08 m) como mostrado na FIG 4.17. Os metros iniciais e finais são desconsiderados por representarem, respectivamente, o tempo de adequação à velocidade da marcha e o tempo de desaceleração.

Neste experimento, após a coleta de dados devem ser obtidos os parâmetros espaço-temporais da marcha: a) comprimento do passo; b) comprimento da passada; c) largura da base de apoio; d) cadência; e) velocidade da marcha como descrito no item 2.2.1.



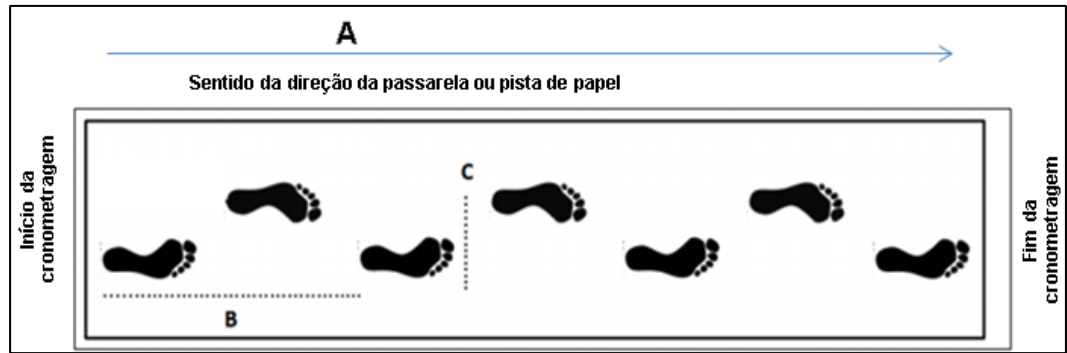


FIG 4.17 - Imagem adaptada representando a deambulação de um indivíduo contendo: A) Pista de papel, região central medindo três metros e 08 centímetros contendo marcação dos passos. B) Representação do comprimento da passada, C) Representação do comprimento da largura do passo.

FONTE - PERRY, 2005.

Conforme mostra a FIG 4.18, o comprimento da passada foi obtido pela distância perpendicular posterior do calcanhar de um pé até a extremidade posterior do mesmo calcanhar e o comprimento do passo foi obtido pela distância perpendicular em centímetros, da extremidade posterior do calcanhar até a extremidade posterior do calcanhar do outro pé. A largura da base de suporte sendo a distância compreendida entre o apoio dos calcanhares do pé direito e do esquerdo. As medidas foram avaliadas no espaço de 3,08 m e, obtidas por meio de uma trena da marca Bellota. O tempo foi obtido por meio de um cronômetro da marca Herweg e, então, foram calculadas a velocidade e a cadência levando-se em consideração a média de 3 passadas. A cadência foi calculada a partir da equação (2.2) e a velocidade foi obtida pela equação (2.4). Sendo que, as medições e cálculos foram feitos manualmente.

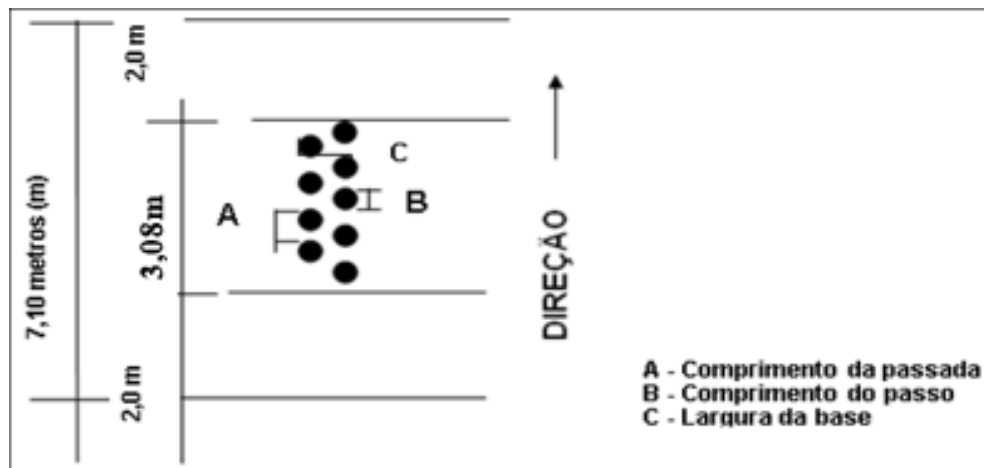


FIG 4.18 - Imagem representativa adaptada da quantificação dos parâmetros da marcha.

FONTE - CERNY, 1983.

#### 4.7.1.2 Experimento por filmagem

No experimento por filmagem, o vídeo foi gravado para posterior análise. A tarefa realizada pelo indivíduo consistiu em caminhar sobre uma pista com 7,08 metros de comprimento. Nestes, foram obtidas variáveis temporais, de contagem e de comprimento. Como variável temporal foi considerada o tempo da filmagem. Como variáveis de contagem foram consideradas o número de passos e de passadas, obtidos por meio da análise da imagem do vídeo. Como variáveis de comprimento foram consideradas o comprimento do passo e da passada e a largura do passo.

Para a realização da análise cinemática, foram utilizados os seguintes instrumentos: câmera digital da marca Sony, tripé para fixação da câmera durante a coleta de dados, microcomputador Dell com processador *Intel Core i5-4590* contendo o Tracker, *software* de análise de movimento, para fragmentação da filmagem.

Para a gravação do vídeo, o tripé foi posicionado a uma distância de 2,0 m da pista de caminhada. No primeiro momento o indivíduo deve caminhar em velocidade habitual sobre a pista sem marcação. Em seguida, inicia-se o teste ao sinal de “pronto”, movimentando-se em velocidade habitual sobre a pista, sendo que os 2,0 metros iniciais permitem adotar uma velocidade confortável de marcha, os 3,08 m centrais (pista de papel) foram considerados para a análise da marcha e 2,0 metros finais, área final, têm como objetivo a desaceleração, sendo estes descartados da análise. O tempo total da marcha foi cronometrado a partir do início da filmagem da marcha do indivíduo sobre a marcação total da pista de 7,08 m, porém para fins de análise foi considerado o tempo da filmagem durante a marcha do indivíduo nos 3,08 m centrais, sobre a superfície.

Em termos de *software* foi usado o Tracker para análise de movimento. Um experimento padrão mediado pela utilização do Tracker consiste em gravar um vídeo de algum movimento de interesse que, obrigatoriamente, deve conter uma referência de medida (por exemplo, uma régua graduada). O *software* Tracker permite realizar a análise de vídeos, ou vídeo análise, quadro a quadro, avanço e retrocesso bastante práticos na análise de imagens, com a vantagem de não exigir um grande número de cabos e circuitos eletrônicos além de poder fornecer uma quantidade maior de dados (BEZERRA et al., 2012).

Na sequência, o vídeo foi gravado em um computador com o *software* previamente instalado, para que seja feita a marcação dos pontos quadro a quadro, manualmente. O Tracker associa aos pontos de posição aqueles referentes ao tempo, ficando, então, disponíveis

conjuntos de dados (x versus t) que podem ser analisados com o próprio Tracker ou por meio de um programa de planilhas eletrônicas (ARAÚJO et al., 2005).

Após gravado no PC, o vídeo a ser analisado foi importado para a tela inicial do Tracker. Inicialmente deve-se definir uma referência métrica na imagem a ser analisada e para isso, é necessário o conhecimento do comprimento do objeto ou espaço a ser analisado para informar ao programa e a partir daí, as demais medidas obtidas estarão de acordo com tal referência (ARAÚJO et al., 2005). O tempo utilizado foi o tempo do vídeo em análise.

Por sua vez, após inserir o vídeo, alguns ajustes devem ser feitos para então iniciar a análise do quadro escolhido, os procedimentos de análise são estabelecidos manualmente, bem como a correspondência entre as imagens adquiridas e as medições obtidas.

Nas FIG 4.19 a 4.21 são mostrados exemplos de *frames* da filmagem contendo as informações relevantes para a análise da marcha, o comprimento da pista demarcada (3,08 m), o tempo inicial (0 s) e final (4,071 s), o comprimento do passo direito e esquerdo, o comprimento da passada direita e esquerda.

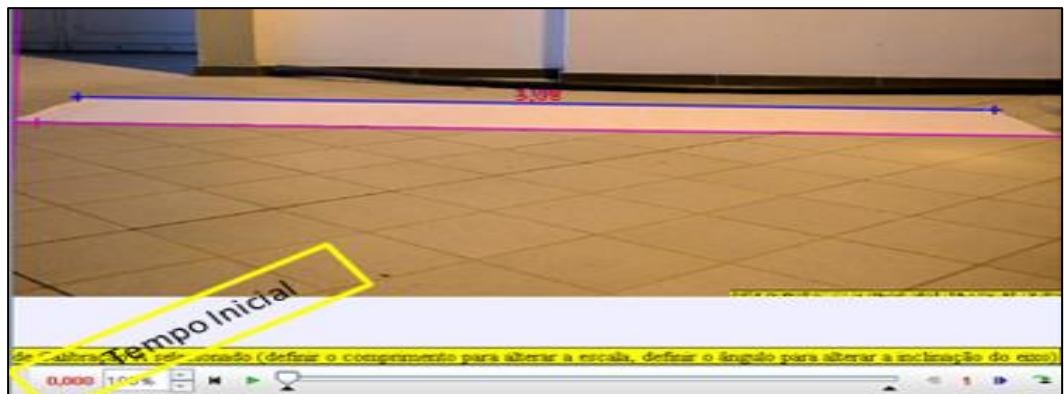


FIG 4.19 - Tempo inicial em segundos, comprimento da pista demarcada, sendo a região de 3,08 m.

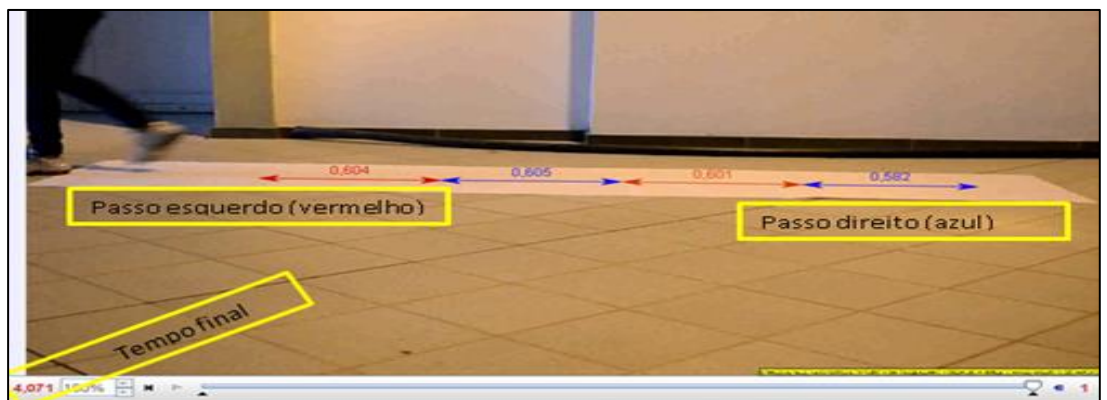
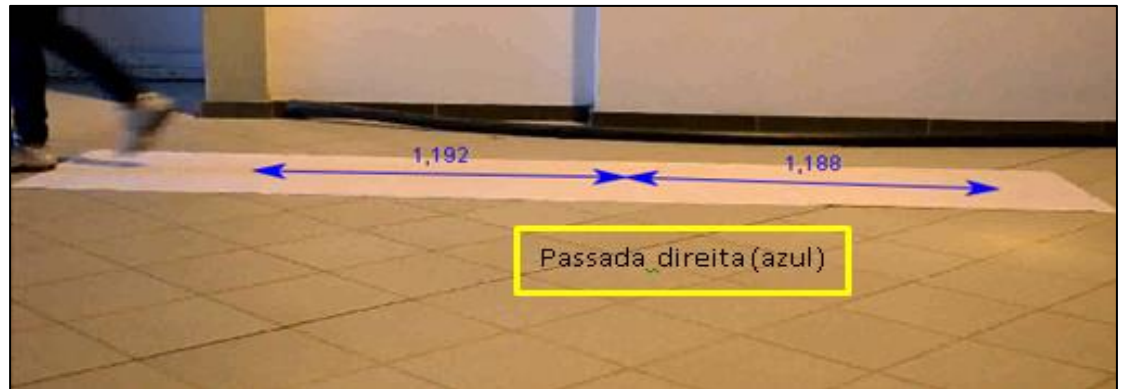


FIG 4.20 - Tempo final: 4,071s da marcha, comprimento do passo direito e esquerdo.



**FIG 4.21 - Comprimento da passada direita.**



**FIG 4.22 - Comprimento da passada esquerda.**

#### 4.7.1.3 Instrumentos utilizados nos testes

O sistema de medição tátil consistiu da composição de 14 estruturas modulares versáteis para quantificação automática dos parâmetros espaço-temporais básicos e essenciais na análise da marcha humana. O sistema de medição tátil é incorporado com sensores tácteis para executar, após solicitado pela interface homem máquina, a varredura matricial no mesmo, enquanto há atividade. Ao longo da execução gera, uma lista de vetores contendo os sensores que foram acionados e transmite os dados obtidos com “*time stamp*” ao microcontrolador principal que em seguida transmite via comunicação serial ao PC\_IHM, prontos para processamento quando solicitado pelo usuário.

À medida que o indivíduo caminha sobre o sistema de medição tátil, os sensores sempre que pulsionados ativa-se automaticamente e, esses dados são salvos na forma de vetores de "n" elementos de dados, permitindo o mapeamento do ciclo da marcha do indivíduo para posterior quantificação dos dados em parâmetros de marcha espaciais e temporais. A área da matriz de sensores do sistema de medição tátil mede aproximadamente 3,08 m de comprimento

e 0,56 m de largura. Uma distância de 40,0 mm separa os sensores tácteis. O sistema de medição táctil está conectado a um PC\_IHM por um cabo de interface serial.

O podograma exposto no item 4.7.1.1 consiste da impressão plantar dos pés pintados numa pista de papel demarcada. É um método composto por uma pista de papel, trena para demarcação da mesma e cronômetro para marcação do tempo durante o teste de deambulação sobre a superfície demarcada.

A Filmagem mencionada no item 4.7.1.2 consiste em posicionar uma câmara a uma distância pré-determinada da área a ser analisada e gravar o vídeo do indivíduo deambulando sobre a superfície demarcada e pré-determinada.

#### 4.7.1.4 Procedimentos para os experimentos

Para os experimentos, a amostra foi constituída por um voluntário deambulador do gênero feminino, sem a necessidade de meios auxiliares para marcha capaz de andar descalço ou calçado. A voluntária não apresentou patologias associadas a comprometimentos funcionais, encurtamentos e deformidades físicas, nem déficit cognitivo.

Os instrumentos foram posicionados sobre uma superfície nivelada e plana, sem fatores perturbadores. Primeiramente foi posicionado o sistema de medição táctil, em seguida sobre o mesmo foi posicionada a pista de papel demarcada de 7,08 m e, posteriormente a câmara foi posicionada perpendicularmente a uma distância de 2,0 m dos mesmos para a respectiva filmagem dos experimentos.

Para a realização do experimento por podograma seguiu-se o protocolo proposto por Jerônimo, Silveira, Borges, Dini e David (2007) e Adams, Chandler e Schuhmann (2000), que consiste na pintura da sola dos pés com tinta atóxica, sendo em seguida solicitado a deambulação no espaço pré-determinado, delimitado pela pista de papel. Os instrumentos necessários foram um cronômetro da marca Herweg, trena de 800 cm de comprimento e incerteza de 0,178 cm para as marcações da pista, tinta guache para pintar os pés, uma pista de papel de 7,08 m de comprimento e 65 cm de largura. Sendo a área central da pista de papel a ser analisada de 3,08 m correspondente ao comprimento do sistema de medição táctil.

Foram realizados dois tipos experimentos composto por uma voluntária que consistiram em: 1) voluntária descalça, 2) voluntária calçada com tênis padrão para caminhada.

Para os experimentos foram utilizados o teste de caminhada de 7,08 m de comprimento em local de superfície plana e regular, disposto em 2,0 metros iniciais, que

permitem ao indivíduo adotar uma velocidade confortável de marcha, 3,08 metros centrais, considerado para a análise da marcha e 2,0 metros finais para a desaceleração.

Em ambos, a voluntária calçada ou descalça foi orientada a deambular livremente sobre o sistema de medição táctil contendo uma pista de papel demarcada com os pés pintados, sendo cronometrado o tempo gasto a partir do comprimento inicial do sistema de medição táctil até completar o percurso sobre a área central de análise dos mesmos (3,08 m) e simultaneamente, foram filmados. Os experimentos ocorreram simultaneamente após o comando de pronto do usuário.

As impressões plantares foram posteriormente utilizadas para determinação das variáveis espaciais, comprimento dos passos, das passadas e largura da base conforme protocolo descrito por Rose e Gamble (2006). Utilizando uma trena foi mensurada a distância entre as impressões de dois calcanhares seguidos (do direito ao esquerdo (esquerdo ao direito), de forma linear, através de traçado na base dos calcanhares) determinando a variável comprimento do passo e ainda, entre as impressões de dois calcanhares seguidos (do direito ao direito (esquerdo ao esquerdo), de forma linear, através de traçado na base dos calcanhares) determinando a variável comprimento da passada. A partir do tempo cronometrado foi determinado a cadência e a velocidade pela equação 2.2 e 2.4 mencionada no item 2.2.1.

A filmagem da marcha foi realizada por uma câmera digital da marca Sony, tripé para fixação da câmera, posicionado a uma distância de 2,0 m da área de análise. A filmagem foi utilizada para posterior análise a partir do software Tracker. O vídeo a ser analisado foi importado para a tela inicial do Tracker. Inicialmente definiu-se uma referência métrica na imagem a ser analisada de 3,08 m e a partir daí as demais medidas foram obtidas de acordo com tal referência (ARAÚJO et al., 2005). O tempo utilizado foi o tempo do vídeo em análise. Em seguida, a análise vídeo foi feita quadro a quadro, os procedimentos de análise foram estabelecidos manualmente, bem como a correspondência entre as imagens adquiridas e as medições obtidas durante a deambulação da voluntária sobre o sistema de medição e pista de papel simultaneamente. As variáveis cadência e velocidade foram obtidas a partir das equações 2.2 e 2.4 citada no item 2.2.1.

A análise da marcha da voluntária deambulando sobre o sistema de medição táctil, se dá, durante a atividade de marcha, a partir do primeiro contato do calcanhar do indivíduo com a superfície do sistema de medição táctil. A rotina de varredura gravada nos microcontroladores detecta o tempo de ativação do sensor táctil, bem como as distâncias percorrida e relativas entre os sensores ativados e envia essas informações ao microcontrolador principal, que por sua vez, envia ao PC\_IHM, que realiza o processamento e, logo em seguida,

gera e exibe ta imagem referente ao ciclo da marcha da voluntária, simultaneamente quantifica os parâmetros espaciais e temporais da marcha exibindo como resultado a média geral das variáveis quantificadas.

Os experimentos foram realizados com a voluntária calçada com tênis padrão para caminhada e descalça e, foram seguidos os mesmos procedimentos para ambos. Primeiramente foi realizado o experimento com a voluntária calçada e posteriormente com a voluntária descalça.

Os experimentos ocorreram simultaneamente após o comando de pronto do usuário e, para fins de análise considerou-se a área central de 3,08 m correspondente ao comprimento do sistema de medição táctil. Nestes, 3,08 m centrais, foram obtidos os resultados gerados de modo automático pelo sistema de medição táctil e os resultados das variáveis espaço-temporais obtidas a partir da análise do método podograma e da filmagem medidos e calculados manualmente.

#### 4.7.1.4.1 Análise das imagens a partir do software Tracker - filmagem

Para a análise das imagens obtidas após a realização dos experimentos pela voluntária descalça e calçada, seguiu-se os procedimentos conforme mencionado no item 4.7.1.2. Em, ambas imagens apresentadas nas FIG 4.23 a 4.25e FIG 4.26 a FIG 4.28 são mostrados a análise dos *frames* da filmagem contento as informações relevantes para a análise da marcha, o comprimento da pista demarcada (3,08m), o tempo inicial(a)e final (b) em segundos, o comprimento do passo direito e esquerdo, o comprimento da passada direita e esquerda, em metros.

Ainda, nas imagens é destacado os respectivos valores obtidos a partir da análise do vídeo quadro a quadro utilizando o software Tracker. Observa-se, um total de cinco passos e três passadas, ao término da marcha sobre área central de análise. A partir destes dados, para o cálculo da cadência utilizou-se a equação 2.2 e para a velocidade da marcha utilizou-se a equação 2.4.

Nas FIG 4.23 a 4.25, são mostradas a análise das imagens do experimento realizado pela voluntária descalça a partir do software Tracker.

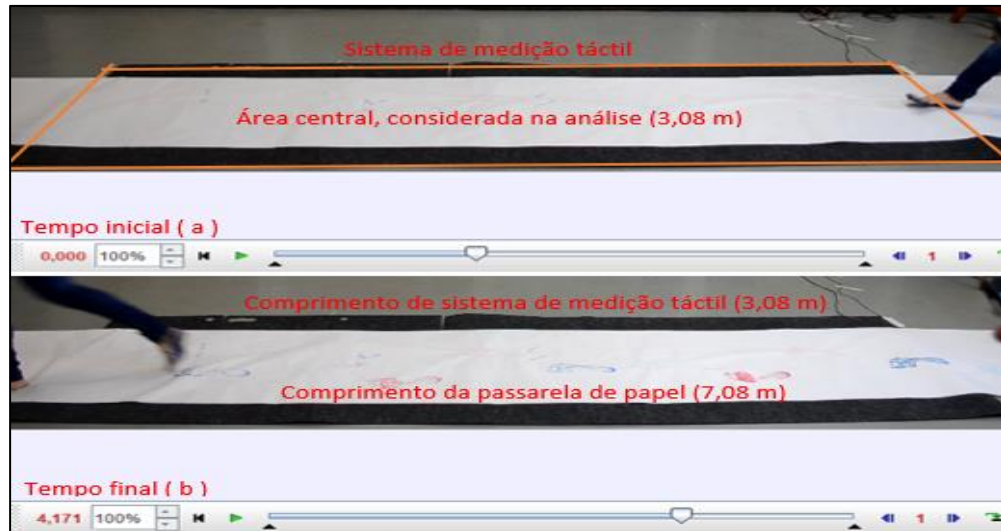


FIG 4.23 - Imagem do experimento da voluntária descalça, representando início (0,00 s) e término (4,171 s) da marcha sobre a área de análise destacada por um retângulo laranja.

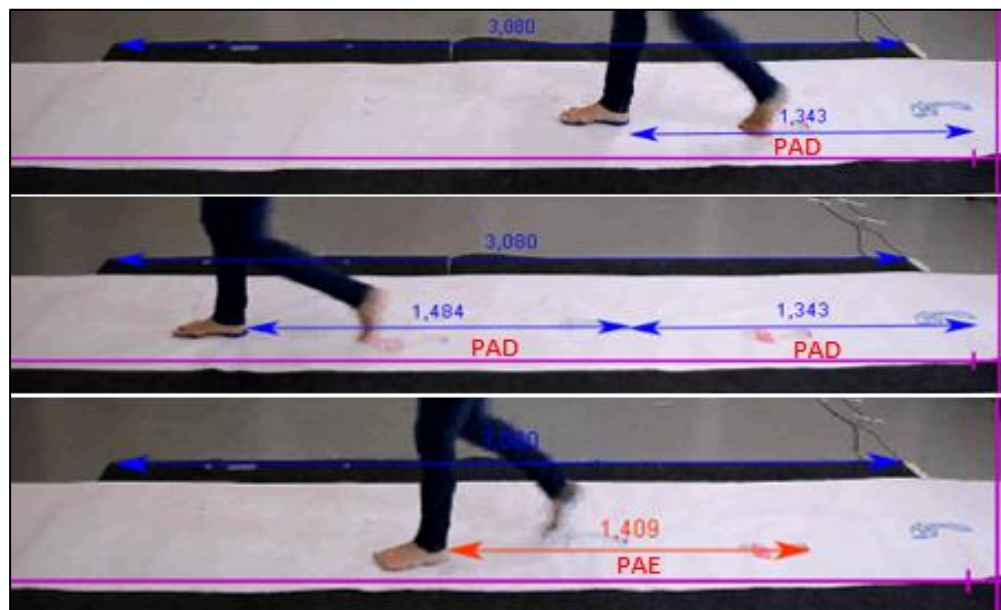


FIG 4.24 - Mostra o ciclo da marcha da voluntária descalça, sendo no total 3 passadas sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.



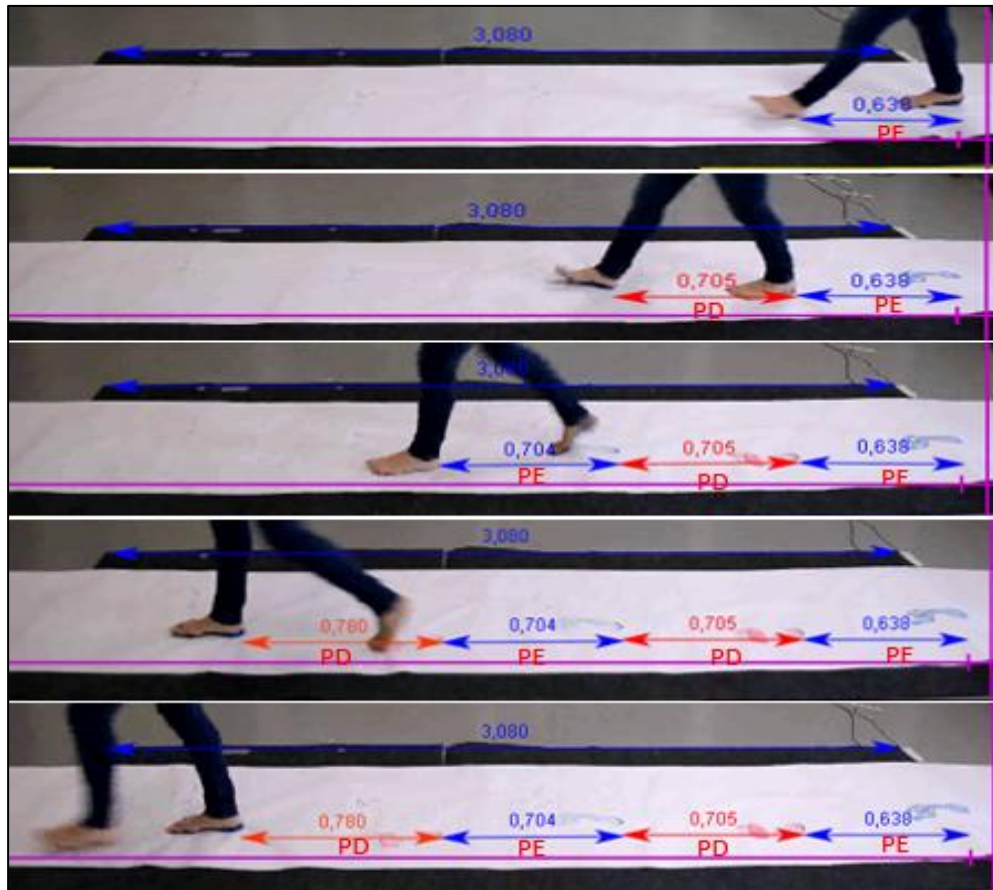


FIG 4.25 - Mostra a marcha da voluntária descalça passo a passo, sendo no total 5 passos sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.

Nas FIG 4.26 a 4.28 são mostradas a análise das imagens do experimento realizado pela voluntária calçada com tênis padrão para caminhada, a partir do software Tracker.

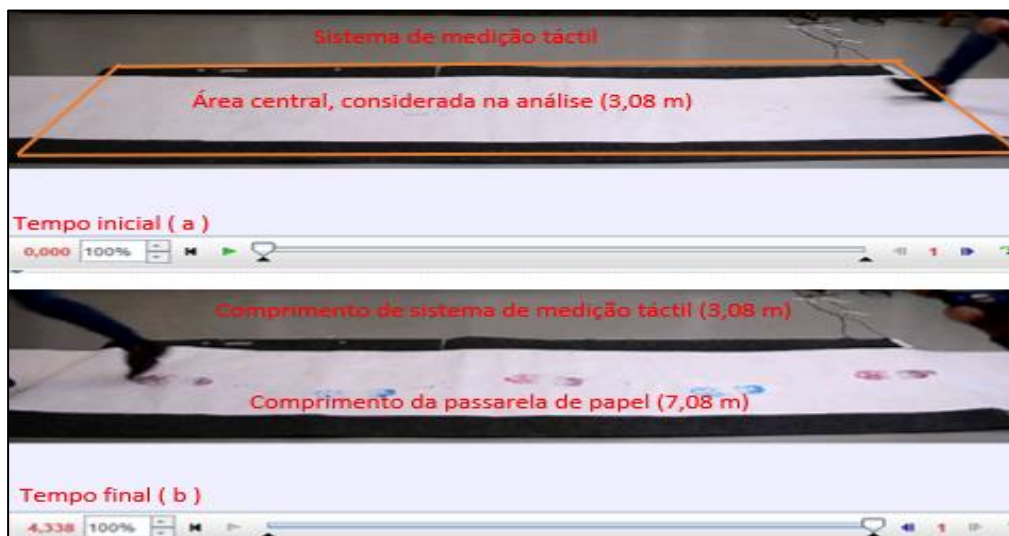


FIG 4.26 - Imagem do experimento da voluntária descalça, representando início (0,00 s) e término (4,338 s) da marcha sobre a área de análise destacada por um retângulo laranja.

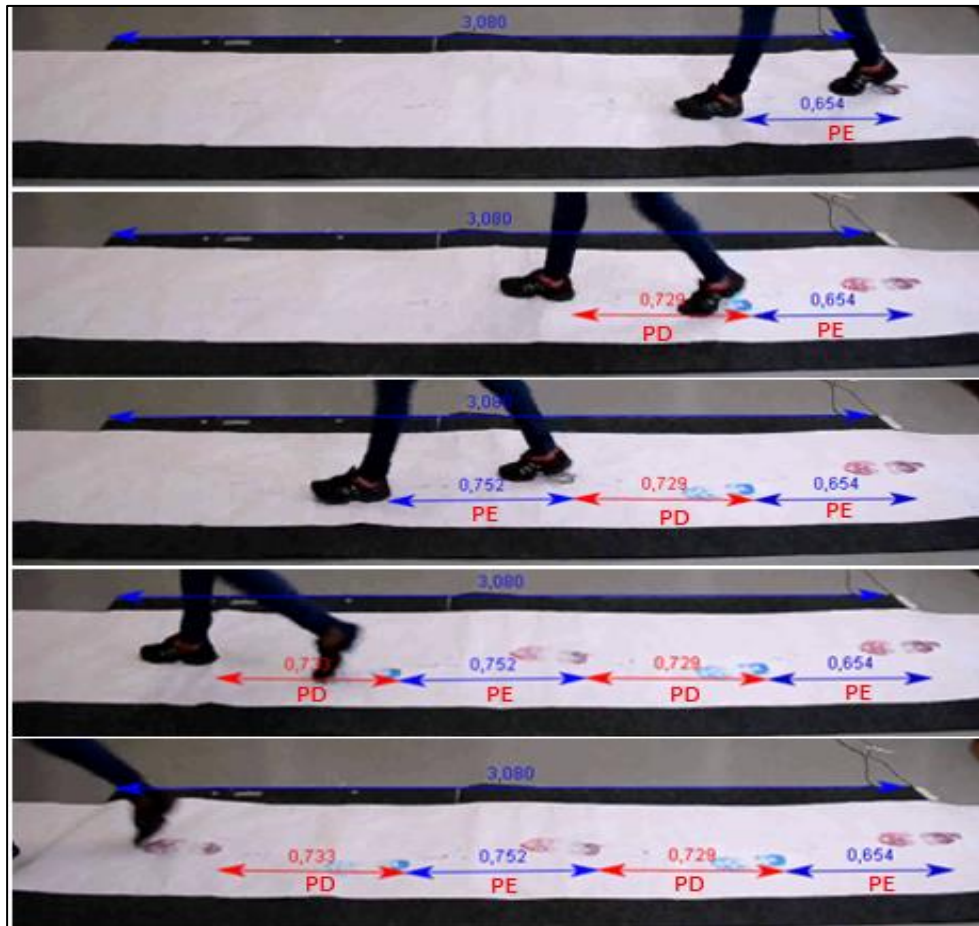


FIG 4.27 - Mostra a marcha da voluntária calçada passo a passo, sendo no total 5 passos sobre a área central em análise e seus respectivos valores obtidos.

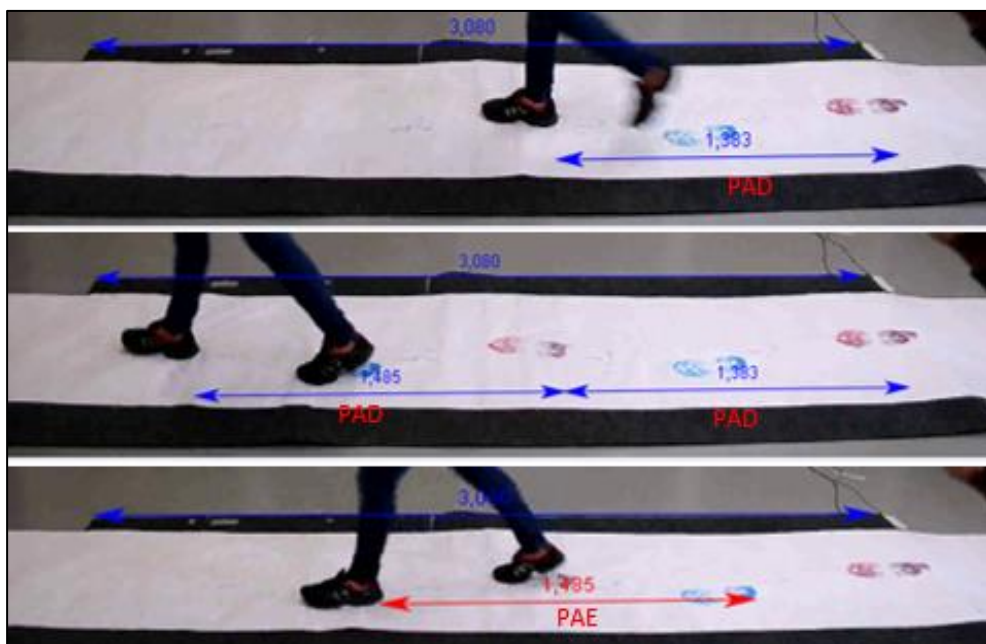


FIG 4.28 - Mostra o ciclo da marcha da voluntária calçada, sendo no total 3 passadas sobre a área central de análise e seus respectivos valores obtidos.

Na TAB (4.2) são mostrados os valores obtidos na medição dos parâmetros espaço temporais da marcha, a partir do experimento utilizando o método filmagem. As medições foram feitas manualmente, após a realização do experimentos com a voluntária descalça e calçada.

TABELA 4.2 - Valores obtidos a partir do método filmagem.

Parâmetros espaço-temporais da marcha	Resultados do experimento 1 e 2	
	Descalçado	Calçado
Número de passos	5	5
Tempo total (s)	4,171±0,033	4,338±0,034
Comprimento da Passada Direita - PAD (cm)	141,4±0,03	144,4±0,03
Comprimento da Passada Esquerda - PAE (cm)	140,9±0,03	138,3±0,03
Comprimento do Passo Direito - PD (cm)	74,3±0,03	70,2±0,03
Comprimento do Passo Esquerdo - PE (cm)	67,1±0,03	69,6±0,03
Largura da Base - LB (cm)	8,5±0,03	7,9±0,03
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,20±0,0,11	1,15±0,002
Velocidade( $\frac{m}{s}$ )	0,738±0,037E-3	0,710±0,057E-3

No QUADRO (4.1) são mostrados os resultados obtidos para as variáveis cadência e velocidade, calculadas a partir dos dados coletados no experimento filmagem.

QUADRO 4.1 - Resultado das variáveis cadência e velocidade, método filmagem.

Voluntária Descalça	Voluntária Calçada
$Cadência = 1,20 \pm 0,011 \frac{p}{s}$	$Cadência = 1,15 \pm 0,002 \frac{p}{s}$
$Velocidade = 0,738 \pm 0,5E - 3 \frac{m}{s}$	$Velocidade = 0,710 \pm 0,5E - 2 \frac{m}{s}$

#### 4.7.1.4.2 Análise das imagens das pegadas utilizando a trena (8 m) - podograma

Para a análise das imagens das pegadas obtidas após a realização dos experimentos pela voluntária descalça e calçada utilizando o método podograma, seguiu-se os procedimentos conforme mencionado no item 4.7.1.1. Em, ambas imagens apresentadas nas FIG 4.29 (a,b) e 4.30 (a,b) são mostrados o início e o término da marcha da voluntária sobre a pista demarcada (3,08 m). Ainda, nas imagens observa-se, um total de cinco passos e três passadas ao término da marcha sobre área central de análise. A partir dos dados obtidos após as medições utilizando

a trena, para o cálculo da cadência utilizou-se a equação 2.2 e para a velocidade da marcha utilizou-se a equação 2.4.

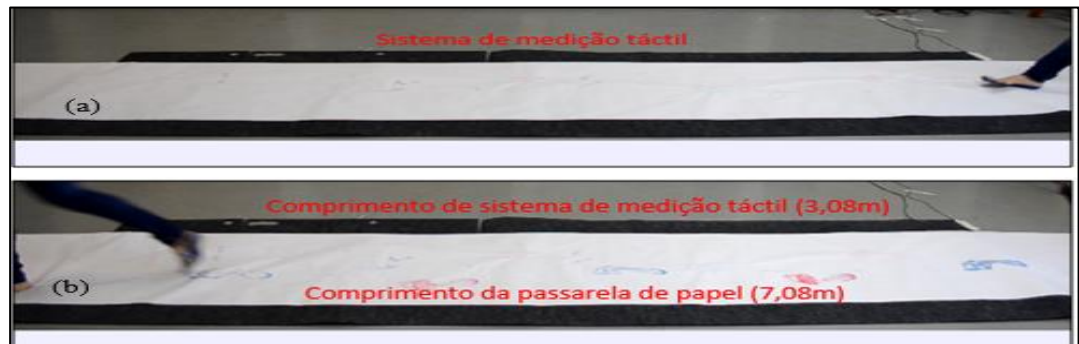


FIG 4.29 - Imagem mostrando o início e término do experimento realizado pela voluntária descalça.

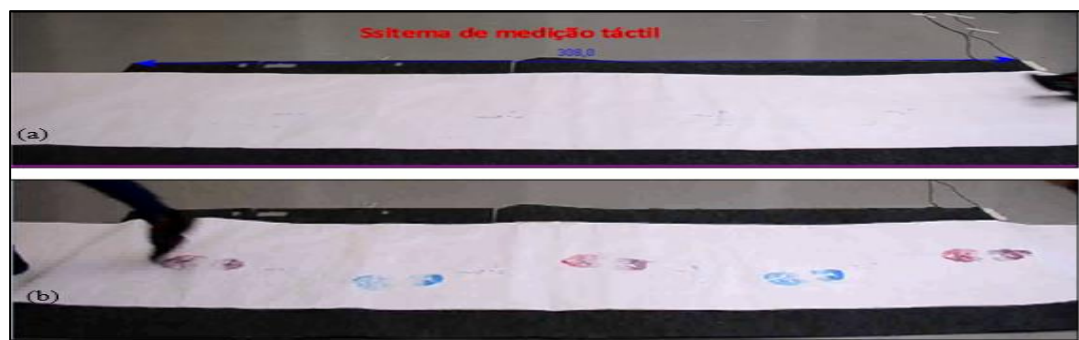


FIG 4.30 - Imagem mostrando o início e término do experimento realizado pela voluntária calçada.

Na TAB (4.3) são mostrados os valores obtidos na medição dos parâmetros espaço temporais da marcha, após a realização do experimentos com a voluntária descalça e calçada, a partir do método podograma. As medições foram feitas manualmente.

TABELA 4.3 - Valores médios obtidos a partir do método podograma.

Parâmetros espaço-temporais da marcha	Resultados do experimento 1 e 2	
	Descalçado	Calçado
Número de passos	5	5
Tempo total (s)	4,04±0,5E-3	4,11±0,5E-3
Comprimento da PassadaDireita(cm)	124,1±0,18	127,0±0,18
Comprimento da PassadaEsquerda(cm)	120,5±0,18	125±0,18
Comprimento do PassoDireito(cm)	61,3±0,18	64,5±0,18
Comprimento do Passo Esquerdo (cm)	62,4±0,18	62,6±0,18

Largura da Base (cm)	7,9±0,18	8,1±0,18
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,24±0,22E-3	1,22±0,15E-3
Velocidade ( $\frac{m}{s}$ )	0,762±0,037E-3	0,749±0,037E-3

No QUADRO 4.2 são mostrados os resultados obtidos para as variáveis cadência e velocidade, calculadas a partir dos dados coletados no experimento podograma.

QUADRO 4.2 - Resultado das variáveis cadência e velocidade, método podograma.

Voluntária Descalça	Voluntária Calçada
$Cadência = 1,24 \pm ,22E - 3 \frac{p}{s}$	$Cadência = 1,22 \pm 00,15E - 3 \frac{p}{s}$
$Velocidade = 0,762 \pm 0,037 \frac{m}{s}$	$Velocidade = 0,749 \pm 0,037 \frac{m}{s}$

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são apresentados os resultados e discussões acerca das características gerais do protótipo desenvolvido e dos experimentos realizados para verificar aplicabilidade e validação do mesmo quanto à funcionalidade.

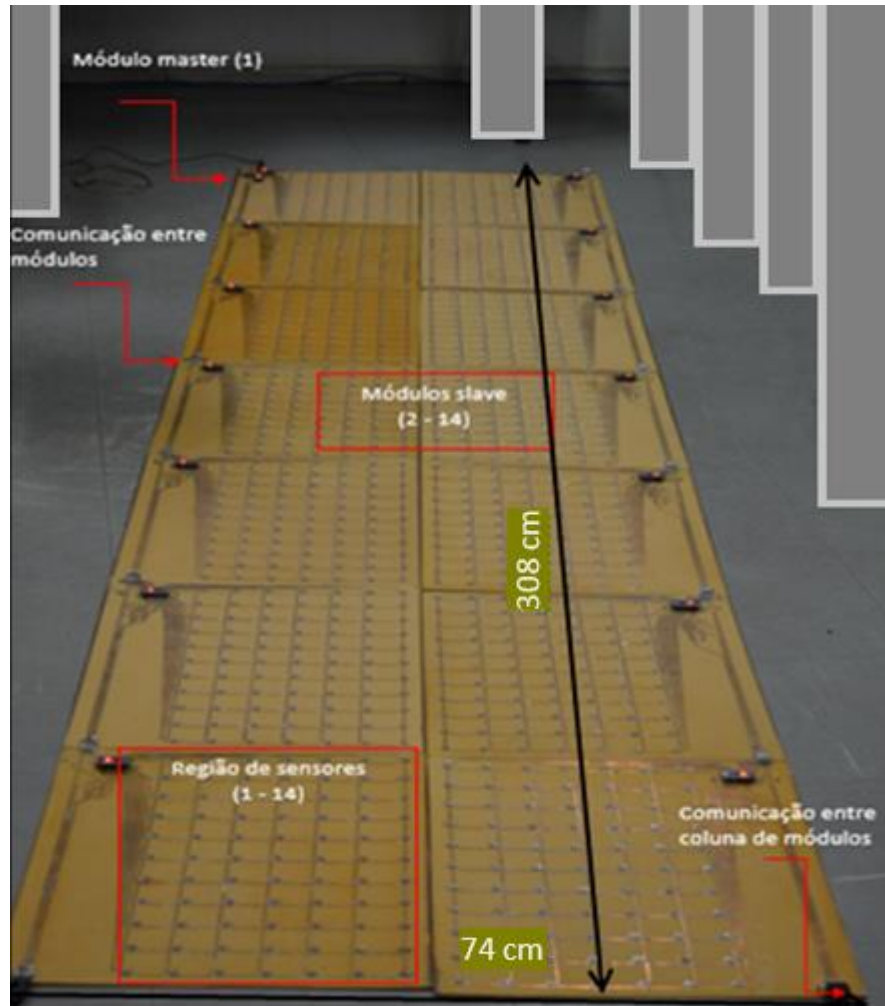
### 5.1 Características gerais do protótipo do sistema de medição desenvolvido

O protótipo do sistema de medição tátil apresenta funcionalidade, simplicidade de controle, facilidade de uso e manutenção. Ele foi construído com materiais de preço acessível e de fácil acesso no mercado brasileiro. O sensor utilizado por atender o proposto, foi a chave tátil de contato momentâneo de 2 pinos, SMD, dimensões: 3 x 6 x 2.5 mm (L\*W\*H), 180 graus SMD. Ela possui mecanismo de alta precisão, além de oferecer a operação exata e vida de serviço longa, pode ser usada como eficiente sensor em projetos mecatrônicos. Os sensores táteis foram posicionados formando uma matriz, sendo sua localização em direções do eixo x e do eixo y de aproximadamente 40 mm centro a centro.

O protótipo do sistema de medição tátil implementado é constituído por 14 módulos de 44 cm de comprimento x 37 cm de largura, sendo 1628 cm<sup>2</sup> de área para cada módulo montado. Duas colunas de sete módulos formam a largura e comprimento total do sistema de medição tátil conforme mostrado na FIG 5.1. Dessa forma tem-se o comprimento total de 3,08 m  $\pm$  2 cm e largura total de 74 cm  $\pm$  2 cm.

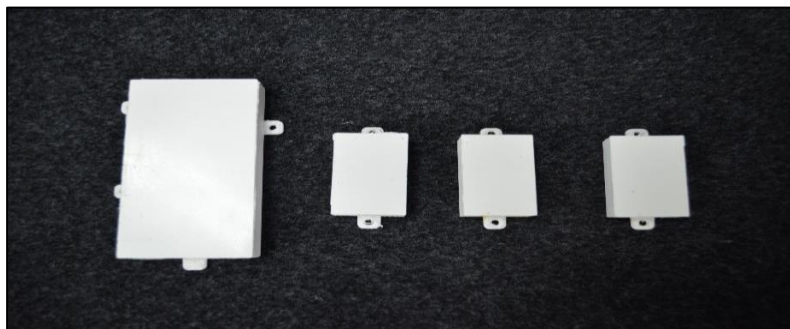
A comunicação entre módulos é por conector USB fêmea e macho 2.0, 90°. A matriz destas duas colunas de módulos é interligada por cabo extensor USB fêmea-macho de 1,5 m que permite a transferência da alimentação e dos dados do *Bus*. A comunicação entre sistema de medição tátil e PC\_IHM é via conector USB fêmea-macho de 3,0 m. Para a alimentação de todo o sistema de medição tátil utilizou-se uma fonte externa 5,7 V. Para proteger o circuito eletrônico foi desenvolvido um invólucro em processo 3D, mostrado na FIG 5.2.

O sistema de medição tátil é constituído de 1078 sensores e diodos dispostos em matriz conectados ao circuito eletrônico de controle. A adição de diodos em série com cada um dos sensores foi uma modificação relevante durante o desenvolvimento do layout do circuito de simulação da matriz de sensores, devido à presença do “efeito de tecla fantasma”.



**FIG 5.1 - Sistema de medição tátil em fase de construção contém 14 módulos, sendo um master e 13 slave. Alguns pontos em destaque podem ser observados.**

Na FIG 5.2 são apresentados os invólucros desenvolvidos para a proteção do circuito eletrônico em processo 3D.



**FIG 5.2 - Invólucro de proteção para o circuito eletrônico dos módulos (*master, slave*) desenvolvido em processo 3D.**

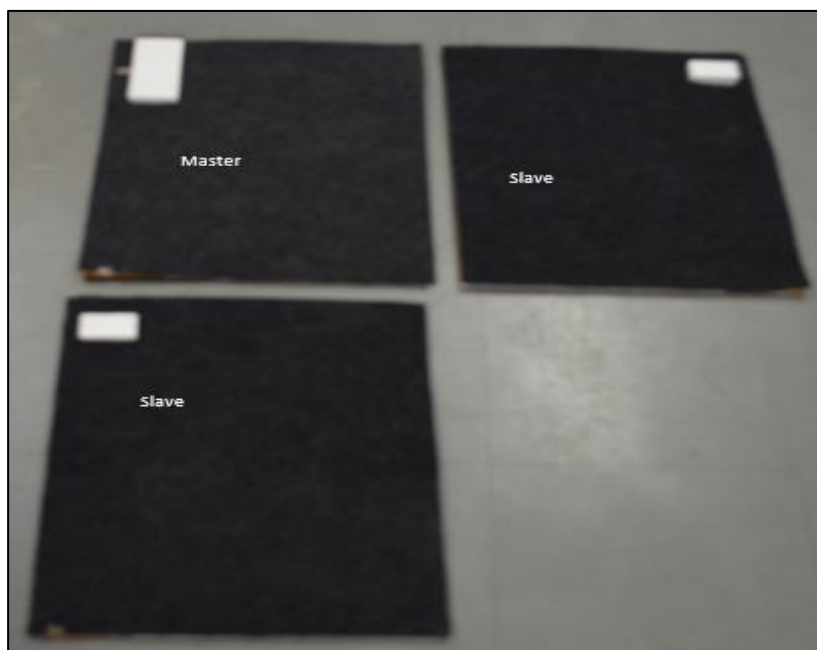
O sistema de medição tátil é composto por 5 camadas formando um invólucro sanduíche, a base de borracha para piso, placa de fenolite de cobre onde estão inseridos os sensores, circuito eletrônico contendo microcontroladores responsáveis pela aquisição e transmissão dos dados, placa vazada para proteção dos sensores (FIG 5.3), placa de acetato, carpete para o revestimento superior, o qual permite garantir a vida útil dos sensores tácteis, bem como proteger como um todo o conjunto do sistema de medição tátil, a fim de garantir uma robustez adequada ao sistema modular como mostrado na FIG 5.4.

Ambos os materiais utilizados para a formação das camadas do sistema de medição tátil podem ser variáveis conforme necessidade e disposição no mercado. Da mesma forma, o design do invólucro para proteger o circuito eletrônico pode ser inovado.



**FIG 5.3 - Sistema de medição tátil em fase de construção e testes, contendo a placa vazada para proteção dos sensores.**





**FIG 5.4 - Protótipo em fase final de desenvolvimento. Invólucro sanduiche (*master, slave* direito e esquerdo).**

#### 5.1.1 Hardware e software do sistema de medição táctil

Os objetivos para o desenvolvimento do protótipo foram alcançados, tanto na estrutura e no circuito eletrônico, quanto nos programas desenvolvidos para a aquisição, transmissão, processamento dos dados e a medição dos parâmetros propostos. As aplicações desse sistema de medição táctil envolvem as áreas da biomecânica, biomédica e clínica possibilitando, por exemplo, a avaliação dos parâmetros espaço-temporais durante estudos da marcha humana.

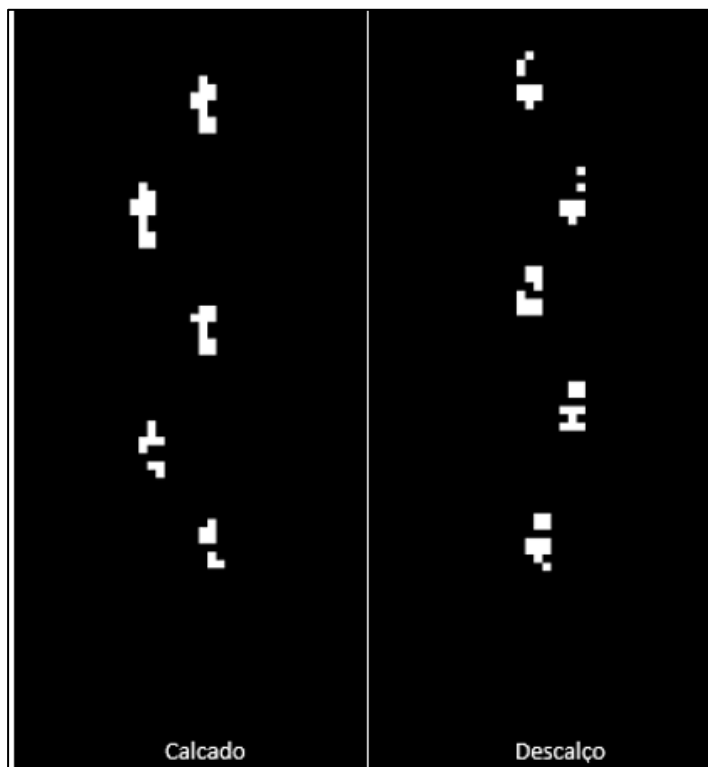
Obteve-se um *software* de fácil utilização para manuseio dos dados do sistema de medição táctil. A partir da IHM, o operador pode iniciar a operação do sistema de medição táctil clicando no botão CONECTAR. Para iniciar e encerrar a varredura o operador deverá clicar no botão LEITURA. Após o término da varredura, o usuário deverá clicar no botão ANÁLISE para dar início ao processamento das informações. Ao término do processamento serão exibidos numa janela a imagem em forma de gif do mapeamento plantar referente ao ciclo da marcha e, numa nova janela os resultados dos parâmetros espaço-temporais analisados. Para finalizar a operação do sistema de medição táctil o usuário poderá identificar o arquivo com os dados do indivíduo analisado e salvá-los. Para fechar o programa o usuário deverá clicar no “X” no lado direito superior do menu da IHM.

## 5.2 Resultados dos experimentos com o sistema de medição tátil

Uma das características mais importantes do sistema de medição tátil na análise da marcha do indivíduo é a determinação dos parâmetros espaço-temporais a partir do ciclo de marcha. Ele é a maior unidade da marcha e ocorre por meio do contato completo dos pés com a superfície do sistema de medição tátil, de modo que o instante de tempo de contato possa ser detectado gerando o mapeamento plantar.

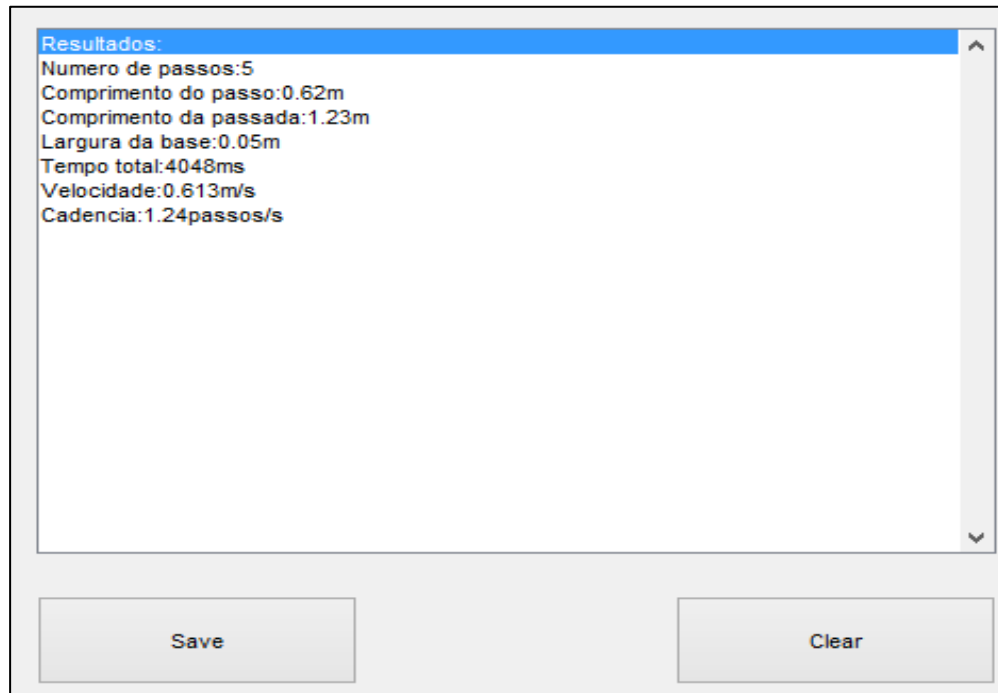
A partir dos resultados obtidos nos experimentos mencionados no item 4.7.1.4, é possível dizer que o sistema de medição tátil permitiu mapear o passo do indivíduo representado pelo ciclo da marcha mostrado na FIG 5.5. Além disso, possibilitou o cálculo e exibição dos resultados dos parâmetros espaços-temporais da marcha: a) comprimento do passo; b) comprimento da passada; c) largura da base de apoio; d) cadência; e) velocidade da marcha. Neste estudo as medições e os cálculos foram feitos automaticamente pela métrica da distância euclidiana inserida no *software*(IHM) desenvolvido na plataforma MATLAB.

A FIG 5.5 mostra as imagens resultantes do mapeamento plantar do ciclo da marcha da deambulação da voluntária (calçada e descalça) sobre a superfície do sistema de medição tátil.

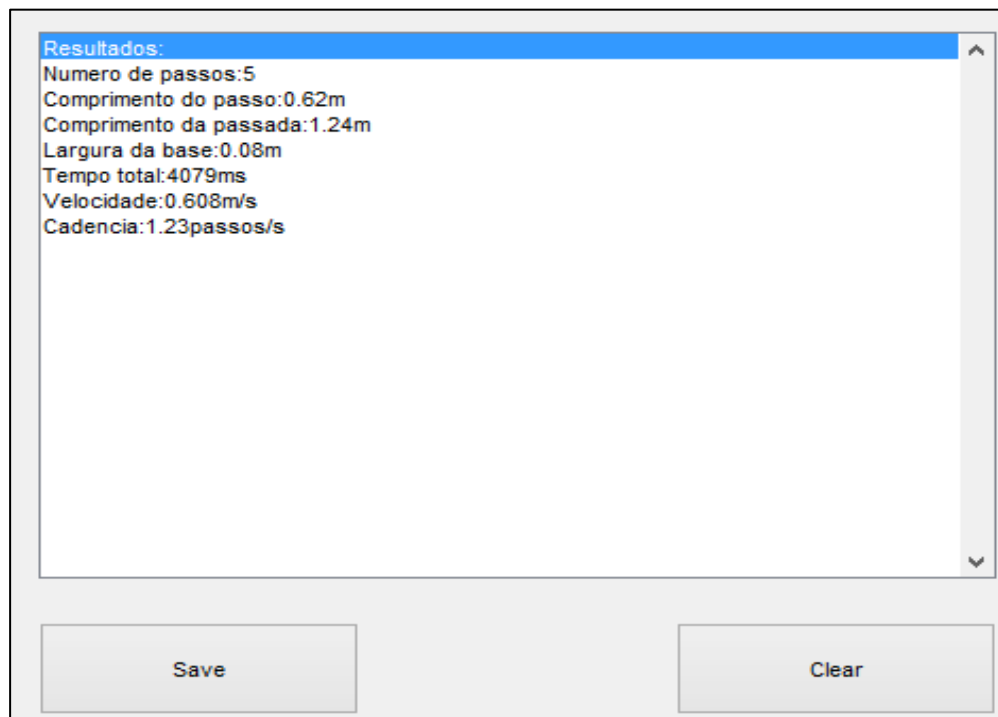


**FIG 5.5 - Resultado do mapeamento plantar referente ao ciclo de marcha da voluntária sobre a superfície do sistema de medição tátil.**

Nas FIG 5.6 e 5.7 são apresentados os resultados obtidos no experimento 1 (voluntária descalça) e do experimento 2 (voluntária calçada com tênis padrão para caminhada) realizados no sistema de medição.



**FIG 5.6 - Resultados obtidos no experimento 1 (voluntária descalça).**



**FIG 5.7 - Resultados obtidos no experimento 2 (voluntária calçada).**

Na TAB (5.1) são apresentados os resultados obtidos no experimento 1 (voluntária calçada) e 2 (voluntária calçada) realizados no sistema de medição tátil.

TABELA 5.1 - Resultados do experimento 1 (voluntária descalça) e do experimento 2 (voluntária calçada com tênis padrão para caminhada)

Parâmetros espaço-temporais da marcha	Resultados do experimento 1 e 2	
	Descalço	Calçado
Número de passos	5	5
Tempo total (s)	4,048±0,5E-3	4,079±0,5E-3
Comprimento da Passada (cm)	123±0,18	124,0±0,18
Comprimento do Passo (cm)	62±0,18	62,0±0,18
Largura da Base (cm)	5,0	8,0
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,24±0,5E-3	1,23±0,5E-3
Velocidade( $\frac{m}{s}$ )	0,613±0,5E-3	0,608±0,5E-3

Os valores obtidos nos experimentos de marcha da voluntária calçada e descalça sobre o sistema de medição foram comparados (TAB 5.1). Pode-se observar após a análise que nenhuma das variáveis dependentes tais como: comprimento da passada, comprimento do passo e cadência não apresentaram diferenças. Todavia, a largura da base e a velocidade apresentaram pequenas diferenças. Isso talvez possa ser explicado por uma simples alteração na forma sistemática da caminhada habitual da voluntária.

### 5.3 Resultados dos experimentos dos métodos podograma e filmagem

Existem inúmeros testes, e/ou experimentos disponíveis para avaliar os parâmetros espaço-temporais da marcha. Além disso, há uma grande variabilidade metodológica na aplicação dos mesmos. No entanto, os experimentos utilizados para avaliar a funcionalidade do sistema de medição tátil foram os métodos podograma (pista demarcada de 3,08 m e cronômetros) e filmagem para posterior análise em um *software* computacional, ambos descritos nos itens 4.7.1.1 e 4.7.1.2.

Durante a análise dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana foram adotados os seguintes procedimentos de análise dos dados: (a) a partir da coleta de dados, foi

realizada a média do comprimento do passo e passada; (b) em seguida calculou-se a cadência e a velocidade, cujos valores obtidos são mostrados nos itens 4.7.1.1 e 4.7.1.2.

A metodologia empregada para os experimentos podograma (cronômetro com pista demarcada) e filmagem mostraram-se de execução trabalhosa e demorada, como mencionado no item 3.1. O emprego de pista de papel com largura de 65 cm não afetou a medida da largura da base, cujos valores médios (TAB 5.2) foram  $8,0 \pm 0,18$  cm. A análise do vídeo quadro a quadro utilizando o *software* de análise de movimento, Tracker, permitiu a obtenção dos resultados de forma rápida após o início da análise do mesmo (TAB 5.3).

Na TAB (5.2) são mostrados os valores médios obtidos a partir do experimento realizado pelo método do podograma.

TABELA 5.2 - Valores médios obtidos a partir do método podograma.

Parâmetros espaço-temporais da marcha	Resultados do experimento 1 e 2	
	Descalçado	Calçado
Comprimento da Passada (cm)	122,3 $\pm$ 0,18	126,0 $\pm$ 0,18
Comprimento do Passo (cm)	61,9 $\pm$ 0,18	63,5 $\pm$ 0,18
Largura da Base (cm)	7,9 $\pm$ 0,18	8,1 $\pm$ 0,18
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,24 $\pm$ 0,22E-3	1,22 $\pm$ 0,15E-3
Velocidade ( $\frac{m}{s}$ )	0,762 $\pm$ 0,037E-3	0,749 $\pm$ 0,037E-3

Na TAB (5.3) são mostrados os valores médios obtidos a partir do experimento realizado pelo método filmagem. As medições foram feitas manualmente durante a análise dos frames do vídeo.

TABELA 5.3 - Valores médios obtidos a partir da análise dos *frames* do vídeo.

Parâmetros espaço-temporais da marcha	Resultados do experimento 1 e 2	
	Descalçado	Calçado
Comprimento da Passada (cm)	141,5 $\pm$ 0,03	141,4 $\pm$ 0,03
Comprimento do Passo (cm)	70,7 $\pm$ 0,03	70,0 $\pm$ 0,03
Largura da Base (cm)	8,5 $\pm$ 0,03	7,9 $\pm$ 0,03
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,20 $\pm$ 0,011	1,15 $\pm$ 0,002
Velocidade ( $\frac{m}{s}$ )	0,738 $\pm$ 0,5E-3	0,710 $\pm$ 0,5E-2

#### **5.4 Comparação dos resultados obtidos pelo sistema de medição táctil com os resultados obtidos por outros métodos**

Os resultados das simulações possibilitaram analisar o comportamento dos sensores durante a deambulação sobre o sistema de medição táctil. O mapeamento plantar gerado a partir do ciclo da marcha teve como resultado a medição dos parâmetros espaço-temporais da marcha de uma voluntária. De posse dos resultados gerados a partir dos experimentos descritos no item 4.7.1.3 utilizando-se o sistema de medição, verificou-se se os mesmos estão coerentes com os resultados obtidos por outras análises descritas nos itens 2.2.1, 4.7.1.1, 4.7.1.2 e 4.7.1.4.

Considerou-se, ainda, neste estudo a finalidade de comparar os resultados obtidos, a fim de avaliar a funcionalidade do sistema de medição táctil, quanto ao proposto e, desse modo, comprovar a eficácia na quantificação dos parâmetros espaço-temporais, essenciais na análise de marcha em indivíduos.

Por conseguinte, a funcionalidade do sistema de medição táctil foi avaliada através da comparação dos resultados obtidos no mesmo, com os valores considerados “normais” citados na literatura, com os valores obtidos pelo método podograma (cronômetro com pista demarcada) e pelo método filmagem. Nos itens 5.4.1 e 5.4.2 são apresentados os detalhes das análises.

##### 5.4.1 Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição com os valores descritos na literatura

Na literatura podem ser encontrados vários valores considerados normais e clínicos associados às patologias devido a estudos diversos. Dentre eles, os da TAB (5.4), conforme descrito na literatura, os valores considerados padrão normal e os valores obtidos no estudo (Novaes et al., 2011), ambos referentes a marcha de mulheres, foram utilizados para a comparação com os valores médios obtidos pelo sistema de medição táctil, mostrados na TAB (5.5), a fim de avaliar a funcionalidade e aplicabilidade do mesmo.

Na análise dos valores apresentados na TAB (5.5), observou-se, que os parâmetros espaço-temporais quantificados: comprimento do passo, comprimento da passada e velocidade da voluntária descalça, apresentaram diferenças entre as médias. Isso talvez possa ser explicado pelo número de amostragem. Em relação a cadência, observa-se que os valores obtidos encontram-se entre as médias.

TABELA 5.4 - Valores considerados padrão normal e clínico para marcha de indivíduos adultos - mulheres.

Parâmetros	Estudo (NOVAES, et al., 2011)	Normal
Comp. da Passada (cm)	127±10	138 a 164
Comp.do Passo (cm)	63±5,0	80 a 120
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	120±8	96 a 142
Velocidade ( $\frac{m}{s}$ )	1,27±0,20	1,20 a 1,40

**FONTE - ABREU, 2003; ALENCAR, 2000; MALISZ, 2000; NOVAES et al., 2011.**

TABELA 5.5 - Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição tátil com os valores “normal - mulheres” descritos na literatura.

Parâmetros	Resultados do experimento 1 e 2		Estudo (NOVAES, et al., 2011)	Normal
	Descalço	Calçado		
Comp. da Passada (cm)	123±0,18	124,0±0,18	127±10	138 a 164
Comp.do Passo (cm)	62±0,18	62,0±0,18	63±5,0	80 a 120
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,24±0,5E-3	1,23±0,5E-3	120±8	96 a 142
Velocidade ( $\frac{m}{s}$ )	0,613±0,5E-3	0,608±0,5E-3	1,27±0,20	1,20 a 1,40

#### 5.4.2 Comparação dos valores obtidos pelo sistema de medição com os valores obtidos no método podograma e filmagem

Considerou-se neste estudo a finalidade de comparar os resultados obtidos das análises citadas nos itens 4.7.1.1, 4.7.1.2 e 4.7.1.4, tendo em vista, a funcionalidade do sistema de medição desenvolvido ao longo deste estudo. A seguir, é apresentado a análise dos valores obtidos nos experimentos realizados pela voluntária descalça e pela voluntária calçada.

##### 5.4.2.1 Análise dos valores obtidos nos experimentos realizados pela voluntária descalça

Na TAB (5.6) são mostrados a comparação dos valores obtidos nos experimentos realizados pela voluntária descalça a partir do sistema de medição tátil e pelos métodos podograma e filmagem.

TABELA 5.6 - Comparação dos valores obtidos no experimento da voluntária descalçada a partir dos três métodos.

Parâmetros	Resultados do experimento 1- descalço		
	Sistema de medição	Podograma	Filmagem
Comp. da Passada (cm)	123±0,18	122,3±0,18	126,0±0,18
Comp.do Passo (cm)	62±0,18	61,9±0,18	63,5±0,18
Largura da Base (cm)	5,0	7,9±0,18	8,1±0,18
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,24±0,5E-3	1,24±0,22E-3	1,22±0,15E-3
Velocidade( $\frac{m}{s}$ )	0,613±0,5E-3	0,762±0,037E-3	0,749±0,037E-3

Ao analisar os resultados mostrado na TAB (5.6), observa-se que os valores obtidos para o comprimento do passo (62,0 cm; 61,9 cm; 63,5 cm), comprimento da passada (123,0 cm; 122,3 cm; 126,0 cm) e, cadência (1,24p/s; 1,24p/s; 1,22p/s) na deambulação da voluntária descalça, não apresentaram diferenças entre as médias.

Ao compararmos a largura da base (5,0 cm; 7,9 cm; 8,1 cm) e a velocidade (0,613 m/s; 0,762 m/s; 0,749 m/s), observa-se pequenas diferenças que possam ser justificadas na mudança da marcha da voluntária.

#### 5.4.2.2 Análise dos valores obtidos no experimento realizado pela voluntária calçada

Na TAB (5.7) são mostrados a comparação dos valores obtidos nos experimentos realizados pela voluntária calçada a partir do sistema de medição táctil, métodos podograma e filmagem.

Ao analisar os resultados mostrado na TAB (5.7), observa-se que os valores obtidos para o comprimento do passo (62,0 cm; 63,5 cm; 70,5 cm), comprimento da passada (124 cm; 126,3 cm; 141,4 cm), em relação ao sistema de medição e podograma apresentou pequena diferença e, em relação ao sistema de medição e filmagem apresentou uma diferença um pouco maior. Isso talvez possa ser explicado pela mudança na marcha da voluntária. Ao compararmos a largura da base (8,0 cm; 8,1 cm; 7,9 cm), não foi observado diferenças. A cadência (1,23 p/s; 1,22 p/s; 1,15 p/s) e a velocidade (0,608 m/s; 0,749 m/s; 0,710 m/s), apresentaram diferenças entre as médias.



TABELA 5.7 - Comparação dos valores obtidos no experimento da voluntária calçada a partir dos três métodos.

Parâmetros	Resultados do experimento 2 - calçado		
	Sistema de medição	Podograma	Filmagem
Comp. da Passada (cm)	124,0 $\pm$ 0,18	126,0 $\pm$ 0,18	141,4 $\pm$ 0,03
Comp.do Passo (cm)	62,0 $\pm$ 0,18	63,5 $\pm$ 0,18	70,0 $\pm$ 0,03
Largura da Base (cm)	8,0	8,1 $\pm$ 0,18	7,9 $\pm$ 0,03
Cadência ( $\frac{p}{s}$ )	1,23 $\pm$ 0,5E-3	1,22 $\pm$ 0,15E-3	1,15 $\pm$ 0,002
Velocidade( $\frac{m}{s}$ )	0,608 $\pm$ 0,5E-3	0,749 $\pm$ 0,037E-3	0,710 $\pm$ 0,5E-2

De forma geral, no item 5.4, ao comparar os valores obtidos por outras análise em relação ao sistema de medição tátil, foi observado que, algumas variáveis espaço-temporais apresentaram diferenças. As mesmas podem ser justificadas por fatores diversos:

- Um deles, citado neste estudo, é a variação entre diferentes autores sobre parâmetros “normais”, que podem ser explicado pela características da população estudada até condições de coleta de dados.

- A análise do vídeo pelo software Tracker e a coleta de dados do método cronômetro foram feitas manualmente pela pesquisadora. Esse fato pode ter alterado os dados colhidos, devido a sua observação não ter sido feita com precisão. Ao realizar o processo de coleta no vídeo, a pesquisadora influenciada pela baixa frequência de amostragem do vídeo, pode ter estimado valores errôneos, alterando os resultados finais do processo de análise. A coleta do método podograma (cronômetro com pista demarcada) também foram realizados manualmente utilizando uma trena de 8,0 m cuja incerteza é  $\pm 1$  mm, sendo que quanto maior a perfeição na marcação da pista menor o erro.

- A velocidade média é automaticamente escolhida pelo indivíduo de acordo com a demanda da tarefa e do ambiente, de forma a gerar o menor gasto energético possível, com melhor equilíbrio funcional. Em mulheres normais, a velocidade natural da marcha, varia de 1,22 m/s a 1,35 m/s, com média de 1,29 m/s e a cadência apresentou valores, em velocidade natural de marcha, variando de 1,6 p/s a 2,37 p/s com média de 1,91 p/s (ABREU, 2003; ALENCAR, 1999; MALISZ, 2000).

- Com relação aos parâmetros espaciais os indivíduos normais apresentam comprimento do passo variando de 80 a 120 cm, com passada de aproximadamente 150 cm (ABREU, 2003; ALENCAR, 1999).

Pode-se observar pelos resultados deste estudo ao comparar os valores obtidos nos três métodos utilizados, o comprimento dos passos, o comprimento das passadas e a velocidades médias foram menores do que os valores considerados “Normal”. Isso resulta de estratégias motoras escolhidas para adaptar-se (ABREU, 2003; ALENCAR, 1999; MALISZ, 2000). Pode-se notar uma cadência dentro da faixa “Normal”. É válido ressaltar que este estudo não teve como propósito a análise clínica dos resultados uma vez que cabe aos profissionais da área.

Contudo, deve-se ressaltar que tais experimentos não tiveram como objetivo emitir qualquer tipo de diagnóstico a respeito dos resultados obtidos, uma vez que isto deve ser feito por indivíduo qualificado na área da saúde e sim, comprovar a funcionalidade e conectividade adequada do sistema de medição tátil, validando-o.

No caso do sistema de medição tátil proposto, foi utilizado o método de comparação, isso significa que o sistema de medição tátil é válido por comparação e aplicável ao proposto.

As estimativas do sistema de medição tátil mostraram-se coerentes com os métodos podograma (cronômetro com pista demarcada (3,08 m)) e método de filmagem, métodos ainda bastante utilizados na clínica médica e de pesquisa. Desse modo, o desenvolvimento de um método e, ou dispositivo que substitua a coleta de dados manualmente, trabalhosos e demorados possibilitará melhorias na análise das informações e resultados confiáveis. Logo, um método automatizado de menor custo e fácil manuseio torna-se uma possibilidade.

Esse sistema de medição tátil é capaz de mapear o ciclo da marcha de indivíduos, bem como calcular e apresentar os resultados das medições dos parâmetros espaço-temporais preestabelecidos. Os resultados mostraram que o protótipo apresenta funcionalidade e aplicabilidade, sendo que a sua validação em análises clínicas poderão avaliar melhor sua precisão.

## 6 CONCLUSÕES

O desenvolvimento desse projeto possibilitou alcançar os objetivos propostos. Foi possível o desenvolvimento do sistema de medição tátil para mapeamento plantar e quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana, o qual mostrou-se eficaz ao realizar as suas funções básicas, demonstrando que é possível mapear o ciclo da marcha de um indivíduo e quantificar os parâmetros propostos, deixando essa tecnologia acessível para validação e estudos.

O algoritmo desenvolvido foi capaz de interpretar corretamente os estados de acionamentos dos sensores, bem como fornecer as informações necessárias para a quantificação dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana.

Os resultados obtidos do *software* desenvolvido a partir das plataformas Arduino e MATLAB foram satisfatórios permitindo a um usuário o fácil manuseio do sistema para obter parâmetros que caracterizam a marcha humana, além da sua posterior análise. O algoritmo desenvolvido é capaz de estimar os mais relevantes parâmetros espaço-temporais a este estudo, nomeadamente o comprimento do passo e da passada, a largura da base, o tempo total, a cadência e a velocidade de forma imediata e com incertezas iguais ou inferiores a técnicas clássicas não-automatizadas de medição. O *software* para criação e layout de placas de circuito impresso (PCI) possibilitou a simulação e o desenvolvimento do circuito eletrônico do sistema de medição tátil de maneira simples e rápida.

O dispositivo permite mapear automaticamente o ciclo da marcha de indivíduo exibindo o mapeamento plantar em forma de imagem gif, quantificar e exibir imediatamente o resultado dos parâmetros espaços-temporais da marcha humana, aumentando a praticidade do sistema. Ainda, a partir dos testes, verificou-se que o programa gerado pode ser facilmente adaptado e implementado, em versões futuras do mesmo, para medições de mais parâmetros e em tempo real.

Os resultados obtidos a partir dos experimentos com o sistema de medição tátil enquadram-se nos resultados esperados e descritos na literatura conforme citado item 5.4. As análises comparativas do sistema de medição tátil demonstraram que os parâmetros espaço-temporais medidos (cp (62,0 cm), cpa (123,0 cm), cadência (1,24 p/s), lb (5,0 cm), v (0,613 m/s), na deambulação da voluntária descalça e o cp (62,0 cm), cpa (124 cm), lb (8,0 cm), cadência (1,23 p/s), v (0,608 m/s) e, na deambulação da voluntária calçada), são próximos dos citados na literatura (cp (63,0 cm), cpa (127,0 cm), cd (120 p/s), v (1,27 m/s) citados no estudo

(NOVAES, et al., 2011) e cp (80 a 120 cm), cpa (138 a 164 cm), cd (96 a 142 p/s), v (1,20 a 1,40 m/s), considerado “Normal”) e, correlacionam-se, quando comparados com os valores obtidos nos métodos podograma e filmagem (cp (61,9 cm; 63,5 cm), cpa (122,3 cm; 126,0 cm), cd (1,24p/s; 1,22p/s), lb (7,9 cm, 8,1 cm), v (0,762 m/s; 0,749 m/s), na deambulação da voluntária descalça e, o cp (63,5 cm; 70,5 cm), cpa (126,3 cm; 141,4 cm), lb (8,1 cm, 7,9 cm), cd (1,22 p/s; 1,15 p/s), v (0,749 m/s; 0,710 m/s), na deambulação da voluntária calçada). Dessa forma, conclui-se que o sistema de medição táctil é válido por comparação quanto a sua funcionalidade e aplicável ao proposto. Isso significa que os resultados obtidos nos experimentos a partir do sistema de medição táctil correlacionam-se com os resultados obtidos pelos método podograma, método de filmagem e com os descrito na literatura.

Pode-se concluir também que em relação aos tipos de tecnologias citadas nesse trabalho não existe uma ligação sustentada entre preço, versatilidade e número de funções fornecidas, isto é, equipamentos com um elevado potencial para a análise do movimento humano são normalmente caracterizados por preços elevados e adequados a apenas utilização em laboratórios como é o caso do GaitRite. Ao contrário do GaitRite, dispositivos como o PAM ou MP3Run são ideais para uma análise de movimento durante a marcha normal do usuário devido ao seu reduzido tamanho, mas são limitados nas funções que disponibilizam para a análise do movimento

Portanto, vale ainda salientar que todo o trabalho inicial de investigação permitiu detectar um nicho no mercado e determinar qual o hardware capaz de preencher este nicho e gerar um dispositivo competitivo e inovador no campo da engenharia biomédica e clínica, com um conjunto de funcionalidades capazes de medir de forma eficiente e confiável o ciclo da marcha humana.

O sistema de medição táctil desenvolvido combina versatilidade com praticidade, fácil manuseio, modularidade e mobilidade. Os testes mostraram que o mesmo apresenta conectividade adequada, permitindo uma fácil adaptação e/ou extensão dos módulos conforme as necessidades nos testes clínicos e de laboratório. Esse sistema de medição táctil é capaz de mapear o ciclo da marcha de indivíduos, bem como quantificar e apresentar os resultados das medições dos mais importantes parâmetros espaço-temporais preestabelecidos e normatizados. Cabe ressaltar que o sistema de medição táctil necessita ser validado para fins clínicos, porém mostra-se uma ferramenta promissora para sua aplicação em larga escala em laboratórios de pesquisa assim como em consultórios e clínicas.

## 7 PERSPECTIVAS FUTURAS

Sugere-se para pesquisas futuras o estudo da variabilidade dos parâmetros espaço-temporais comparando com a marcha normal para identificação de possíveis alterações partindo-se do princípio de utilização do protótipo como ferramenta para análise da marcha humana em indivíduos adultos e idosos com a utilização de módulos simples que integram a tecnologia com o propósito de distinguir um padrão de marcha normal de um patológico. Diante disso, propõe-se que sejam feitos refinamentos no *software* para identificação da variabilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha humana, bem como o desenvolvimento de módulos com algoritmos de *software* mais robustos, inserir novas interfaces e implementar *softwares* e sensores. Após a implementação, modificações de robustez no hardware serão necessárias.

O protótipo também foi desenvolvido com a finalidade de instigar e captar empresas parceiras a fim de que o produto possa ser disponibilizado a clientes potenciais da área de saúde a preço acessível.

O desdobramento natural do desenvolvimento deste sistema de medição tátil será a aplicação clínica em quantificar confiavelmente a variação da marcha habitual como recurso para identificar outras patologias importantes. Alguns refinamentos no projeto permitirão disponibilizar um sistema de medição tátil embarcado em residências, casas de idosos para o acompanhamento da saúde do indivíduo a partir da análise de marcha cotidiana em ambiente doméstico com o propósito de prognosticar patologias.

Os resultados preliminares obtidos para os parâmetros espaço-temporais propostos demonstram a relevância da continuidade da pesquisa com estudo da variabilidade dos mesmos. Sugere-se estudar a variabilidade desses parâmetros, em especial a velocidade de marcha, em indivíduos entre 60 e 65 de vida. Propõe-se constituir um grupo controle de indivíduos de 60 a 65 anos para permitir a comparação da velocidade da marcha.

## 8 ABSTRACT

Human gait is characterized by a sequence of multiple, rapid and complex events. The spatiotemporal gait parameters can be used to identify possible disorders. There are several commercially available technologies for human gait analysis. However, most of these technologies have limitations in terms of their portability, high cost of ownership, difficult handling and maintenance, lack of modularity and low applicability in clinics. This study aims to develop a prototype of a tactile measurement system for plantar mapping and quantification of the space-time parameters of the human gait. The methodology is divided into two stages: the first consists of hardware and software development and the second comprises the tests. The measurement system developed consists of sensors, ATmega328 microcontrollers, modules and cables for communication via USB connection, as well as an algorithm for acquisition, transmission and processing of the data coming from the sensor array region. A C++ algorithm was implemented for scanning and reading the array of sensors of the tactile measurement system and a user-friendly man-machine interface was developed. Subsequently, the tactile measurement system was validated by means of tests that mapped the steps of an individual and quantified the spatial and temporal parameters of gait. The values measured were compared with the values in the literature and those obtained by the podogram method (chronometer with demarcated lane) and by the filming method. The tests showed that the tactile measurement system presents adequate connectivity and functionality, being able to map the steps and quantify the essential space-time parameters (step length, base width, cadence, velocity, number of steps) for the analysis of the human gait. In addition, the tests demonstrated that these measured spatio-temporal parameters are close to those mentioned in the literature and correlate with the values obtained in the podogram and filming methods. It is possible to conclude that the modularity and versatility of the proposed measurement system, as well as its applicability and low cost, allows its use in clinics, nursing homes or care homes with elderly people, allowing studies of the essential parameters of human gait.

Keywords: Spatio-temporal parameters. Human gait. Gait analysis. Tactile measuring system

## 9 REFERÊNCIAS

ABREU, Flavia Maria Campos et al. Análise quantitativa da marcha no idosos institucionalizado. **Fisioter. Bras**, p. 92-95, 2003.

ADAMS, Janet M.; PERRY, Jacquelin. Análise da marcha: Aplicação clínica. **Rose J, Gamble JG. Marcha Humana. 2a ed. São Paulo: Premier**, p. 147-74, 1993.

ADAMS, Marjoric A.; CHANDLER, Lynctle S.; SCHUHMANN, Karin. Gait Changes in Children with Cerebral Palsy Following a Neurodevelopmental Treatment Course. **Pediatric Physical Therapy**, v. 12, n. 3, p. 114-120, 2000.

ALENCAR, J. F. et al. Análise cinemática da marcha em pacientes hemiparéticos tratados no serviço de fisioterapia da UFPB. In: **Anais do VIII Congresso de Biomecânica**. 1999. p. 197-202.

ARAÚJO, Alethéa Gomes Nardini; ANDRADE, Luciana Meneghesso; DE BARROS, Ricardo Machado Leite. Sistema para análise cinemática da marcha humana baseado em videogrametria. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 11, n. 1, p. 3-10, 2005.

BAKER, Richard. *Measuring walking: a handbook of clinical gait analysis*. Mac Keith Press, 2013.

BARBOSA, Corália Patrícia de Freitas Martins. **Modelação biomecânica do corpo humano: aplicação na análise da marcha**. 2011. Tese de Doutorado.

BARELA, Ana Maria Forti; DUARTE, Marcos. Utilização da plataforma de força para aquisição de dados cinéticos durante a marcha humana. **Brazilian Journal of Motor Behavior**, v. 6, n. 1, 2011.

BARITZ, Mihaela; COTOROS, Diana. Human gait analyzed by complex and interconnected system. In: **7th WSEAS International Conference on Applied Computer Science, Venice, Italy**. 2007. p. 21-23.

BEZERRA JR, Arandi Ginane et al. Video análise com o *software* livre Tracker no laboratório didático de Física: movimento parabólico e segunda lei de Newton. **Caderno Brasileiro de Ensino de Física**, v. 29, p. 469-490, 2012.

BILNEY, Belinda; MORRIS, Meg; WEBSTER, Kate. Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait. **Gait & posture**, v. 17, n. 1, p. 68-74, 2003.

BIPM (2006). *The International System of Units (SI)*, 8th edition. Bureau International des Poids et Mesures, Organisation Intergouvernementale de la Convention du Mètre, Sèvres, France. Internet: [http://www.bipm.fr/utills/common/pdf/si\\_brochure\\_8\\_en.pdf](http://www.bipm.fr/utills/common/pdf/si_brochure_8_en.pdf) [This brochure explains and defines many details of the practical use of variables, equations, units and values consistent with SI]

BRAGA, A. R.; Passos, Lúcio Fábio D.; Giaculi Jr. ,C. ; POLITO BRAGA, C. M. **Projeto e Implementação de um Módulo Didático para Abordagem Integrada de Instrumentação, Controle e Automação**. In: Congresso Brasileiro de Automática - CBA 2008, 2008, Juiz de Fora. Anais do XVII Congresso Brasileiro de Automática. Juiz de Fora: Facom, 2008.

BRAGA, N. Como usar micro-switches e chaves de fim de curso como sensores, 2014. Disponível em: <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/automacao-industrial/3906-mec097>. Acessado em 30/10/2017.

CERNY, Kay. A clinical method of quantitative gait analysis: suggestion from the field. **Physical Therapy**, v. 63, n. 7, p. 1125-1126, 1983.

CANTORAL-CEBALLOS, Jose A. et al. Intelligent carpet system, based on photonic guided-path tomography, for gait and balance monitoring in home environments. **IEEE sensors Journal**, v. 15, n. 1, p. 279-289, 2015.

COBB, J.; CLAREMONT, D. J. Transducers for foot pressure measurement: survey of recent developments. **Medical and Biological Engineering and Computing**, v. 33, n. 4, p. 525-532, 1995.

COUTO, Rui; PINHO, Sérgio – Wireless Acquisition and Logging of the Kinematics of Human Gait – WALKinG, Julho 2005.

CROUSE, J. .; WALL, JC; MARBLE, AE Medição dos parâmetros temporais e espaciais da marcha usando um sistema baseado em microcomputador. **Revista de engenharia biomédica** , v. 9, n. 1, p. 64-68, 1987.

DI RENNA, Roberto B. et al. Introdução ao kit de desenvolvimento Arduino. **UFF**, 2013.

DURIE, N. D.; FARLEY, R. L. An apparatus for step length measurement. **Journal of biomedical engineering**, v. 2, n. 1, p. 38-40, 1980.

DUTTON, Mark. Fisioterapia ortopédica: exame, avaliação e intervenção. Artmed Editora, 2009.

EVANS, W. Functional outcomes for clinical trials in frail older persons. Time to be moving. **J Gerontol Med Sci**. 2008;63(2):160–164.

FENG, Guodong et al. Floor pressure imaging for fall detection with fiber-optic sensors. **IEEE Pervasive Computing**, v. 15, n. 2, p. 40-47, 2016.

FISH, Deanna J.; NIELSEN, Jean-Paul. Clinical Assessment of Human Gait. **JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics**, v. 5, n. 2, p. 39, 1993.

FREITAS, F. A. S.; SILVA, L. V. F.; FONSECA, M. L. M. UTILIZAÇÃO DA DUPLA TAREFA NOS ESTUDOS DE MARCHA DE IDOSOS: uma revisão da literatura. Monografia apresentada na Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. Belo Horizonte, 2013.



GIFFORD, G. E.; HUTTON, W. C. A microprocessor controlled system for evaluating treatments for disabilities affecting the lower limbs. **Journal of biomedical engineering**, v. 2, n. 1, p. 45-48, 1980.

GOMES, H. A. Marcha, capacidade funcional e risco de quedas em indivíduos com glaucoma primário de ângulo aberto em estágio inicial e moderado - Parâmetros temporais e espaciais da marcha de idosas brasileiras comunitárias. Tese de doutorado apresentadas na Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional. 2015.

GRETZ, Helen R. et al. Functional ambulation performance testing of adults with Down syndrome. **NeuroRehabilitation**, v. 11, n. 3, p. 211-225, 1998.

GUM, ISO. Avaliação de dados de medição: guia para a expressão de incerteza de medição. **Duque de Caxias, RJ**, 2012.

HARRIS, G.F. & WERTSCH, J.J. - Procedures for gait analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 75: 216-25, 1994.

HANSEN, Andrew H.; CHILDRESS, Dudley S.; MEIER, Margrit R. A simple method for determination of gait events. **Journal of Biomechanics**, v. 35, n. 1, p. 135-138, 2002.

HARSÁNYI, Gábor. Sensors in biomedical applications. May they change the quality of life?. **Sensor review**, v. 21, n. 4, p. 259-267, 2001.

HECKMANN, M.; PAIXÃO, C. M. Junior. Distúrbios da postura, marcha e quedas. Freitas EV, Py L, organizadores. *Tratado de Geriatria e Gerontologia*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, p. 624-34, 2002.

HELENE, Otaviano Augusto Marcondes; VANIN, Vito R. **Tratamento estatístico de dados em física experimental**. E. Blucher, 1981.

HOPPENFELD, S. *Propedêutica Ortopédica: coluna e extremidades*. São Paulo: Atheneu, p.139-148, 2001.

HURKMANS, H. L. P. et al. Techniques for measuring weight bearing during standing and walking. **Clinical Biomechanics**, v. 18, n. 7, p. 576-589, 2003.

IWABE, Cristina; DIZ, Maria Angélica da Rocha; BARUDY, Daniela Pinho. Análise cinemática da marcha em indivíduos com Acidente Vascular Encefálico. **Revista Neurociências**, p. 292-296, 2008.

JERÔNIMO, B. P. et al. Variáveis espaço-temporais da marcha de crianças com paralisia cerebral submetidas a eletroestimulação no músculo tibial anterior. 2007.

LEITE, J. C. S. P. Gerenciando a qualidade de *software* com base em requisitos. **Qualidade de software: teoria e prática**. São Paulo: Prentice Hall, p. 238-246, 2001.

MALISZ, T. SANTOS, G. ÁVILA, A. O. Análise do comportamento cinemático da marcha de um paciente portador de diplegia espástica submetido a tratamento fisioterápico. Anais do VII Congresso Brasileira de Biomecânica; 2000.p.203-208.

MCDONOUGH, Andrew L. et al. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 3, p. 419-425, 2001.

MCDONOUGH, A. L.; NELSON, A. J. New methods for determining temporal and linear parameters of gait using the functional ambulation profile. In: **Proceedings of the annual meeting of the New York Physical Therapy Association**. 1994.

MELNICK, M. et al. The effect of unilateral deep brain stimulation on gait in patients with Parkinson's disease. **Mov Disord**, v. 15, n. 3, 2000.

MENZ, Hylton B. et al. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. **Gait & posture**, v. 20, n. 1, p. 20-25, 2004.

MOREIRA, Demóstenes; RUSSO, André Faria. Cinesiologia clínica e funcional. **São Paulo: Atheneu**, 2005.

NASCIMENTO. L. R; RESENDE. R. A. Marcha Humana Normal. Dissertação de mestrado apresentada na Universidade Federal de Minas Gerais. Programa de Pós-graduação em Ciências da Reabilitação; Departamento de Fisioterapia, 2010.

NELSON, Arthur J. Functional ambulation profile. *Phys Ther*, 1974: 54:10-59.

NELSON, Arthur J. et al. The validity of the GaitRite and the Functional Ambulation Performance scoring system in the analysis of Parkinson gait. **NeuroRehabilitation**, v. 17, n. 3, p. 255-262, 2002.

NEUMANN, Donald A. Cinesiologia do aparelho musculoesquelético: fundamentos para reabilitação. 2. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011. xxii, 743 p.

NOVAES, Rômulo Dias; MIRANDA, Aline Silva de; DOURADO, Victor Zuniga. Velocidade usual da marcha em brasileiros de meia idade e idosos. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, 2011.

ORTOPEDIA, S. J. Análise do movimento humano, sua história e aplicações, 2011. Disponível em: <http://ortopediasaojose.com.br/ANALISE-DO-MOVIMENTO-HUMANO-SUA-HISTORIA-E-APLICACOES/>. Acessado em: 20/08/2016.

O'SULLIVAN, Susan B.; SCHMITZ, Thomas J. **Fisioterapia: avaliação e tratamento**. Manole, 2004.

O'SULLIVAN, Susan B.; SCHMITZ, Thomas J. eds. Physical rehabilitation: assessment and treatment. Philadelphia: F.A. Davis, 1994: 327–360.

PARADISO, Joseph et al. The magic carpet: physical sensing for immersive environments. In: **CHI'97 Extended Abstracts on Human Factors in Computing Systems**. ACM, 1997. p. 277-278.

PERRY, Jacquelin. Análise de marcha. Vol. 3. 2005.

PERRY, Jacquelin et al. Gait analysis: normal and pathological function. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 12, n. 6, p. 815, 1992.

PERRY, Joe N. Measures of spatial pattern for counts. **Ecology**, v. 79, n. 3, p. 1008-1017, 1998.

QUEVEDO, Antônio Augusto Fasolo. Avaliação cinesiológica de baixo custo aplicada à reabilitação da locomoção. **Motriz**, v. 5, n. 1, 1999.

RAMALHO, A. J. Mecânica da Marcha. In: LEITÃO, A.; LEITÃO, V. A. Clínica de Reabilitação. São Paulo: Atheneu, p.43-67, 1995.

RAYMUNDO Ramalho Jr. A in Rose J, Gamble JG. Marcha Humana. 2ºed. Ed. Premier. Sao Paulo. 1993;

RODACKI, André LF et al. Transient effects of stretching exercises on gait parameters of elderly women. **Manual therapy**, v. 14, n. 2, p. 167-172, 2009.

ROSE, J.; GAMBLE, J.G. Human walking. 3. ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006.

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. Marcha Humana. 2 ed. São Paulo: Premier, p.147-239, 1998.

SACCO, Isabel de Camargo Neves et al. Estudo comparativo da força reação do solo, parâmetros temporais e espaciais do andar em esteira rolante entre sujeitos saudáveis e diabéticos neuropatas. **Rev. bras. biomec**, v. 2, n. 3, p. 23-30, 2001.

SAVIO, Domic; LUDWIG, Thomas. Smart carpet: A footstep tracking interface. In: Advanced Information Networking and Applications Workshops, 2007, AINAW'07. 21st International Conference on. IEEE, 2007. p. 754-760.

SCHRODT, Lori A. et al. Characteristics of stepping over an obstacle in community dwelling older adults under dual-task conditions. **Gait & posture**, v. 19, n. 3, p. 279-287, 2004.

SHEN, Yu-Lin; SHIN, Chow-Shing. Distributed sensing floor for an intelligent environment. **IEEE Sensors Journal**, v. 9, n. 12, p. 1673-1678, 2009.

SHUMWAY-COOK, Anne; BRAUER, Sandy; WOOLLACOTT, Marjorie. Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the Timed Up & Go Test. **Physical therapy**, v. 80, n. 9, p. 896, 2000.

SUTHERLAND, D. H.; KAUFMAN, K. R.; MOITOZA, J. R. Cinemática da marcha humana normal. **Marcha humana. 2ª ed. São Paulo: Premier**, p. 23-45, 1998.

SMIDT, G. L. et al. An automated accelerometry system for gait analysis. **Journal of biomechanics**, v. 10, n. 5-6, p. 367-375, 1977.

SMITH, Laura K. Cinesiologia clínica de Brunnstrom. Manole, 1997.

SOUSA, Andreia SP; TAVARES, João Manuel. A marcha humana: uma abordagem biomecânica. 2010.

STEINDLER, Arthur. A historical review of the studies and investigations made in relation to human gait. **JBJS**, v. 35, n. 3, p. 540-728, 1953.

STOVER, Amy M. Reliability of the GAITRite (R) Walking System for the assessment of gait in individuals with Parkinson's disease. 2005.

TERRIER, Philippe; REYNARD, Fabienne. Effect of age on the variability and stability of gait: a cross-sectional treadmill study in healthy individuals between 20 and 69 years of age. **Gait & posture**, v. 41, n. 1, p. 170-174, 2015.

THOMAS, J. R., J. K. NELSON, e S. J. SILVERMAN. “*Research methods in physical activity*. 6th Edition. Porto Alegre.” Artmed, 2012.

VANSWEARINGEN, Jessie M. et al. The modified Gait Abnormality Rating Scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. **Physical Therapy**, v. 76, n. 9, p. 994-1002, 1996.

RODRÍGUEZ, Rubén Vera et al. Footstep recognition for a smart home environment. **International Journal of Smart Home**, v. 2, n. 2, p. 95-110, 2008.

VIEIRA, Marcus Fraga et al. Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects. **Journal of electromyography and kinesiology**, v. 30, p. 161-167, 2016.

VUOLO, José Henrique. **Fundamentos da teoria dos erros**. E. Blucher, 1996.

WHITTLE, Michael W. Clinical gait analysis: A review. **Human Movement Science**, v. 15, n. 3, p. 369-387, 1996.

WHITTLE, Michael W. - **Gait analysis - an introduction**. ButterworthHeinemann Ltd, Oxford, Great Britain, 1991.

WHITTLE, Michael W. - **Gait analysis - an introduction**. s. l.: Elsevier Health Sciences, Vol. 1. 2002.

WILKEN, JASON M.; MARIN, Raul. Gait analysis and training of people with limb loss. **Care o the Combat Amputee**, p. 535-52, 2009.

WINTER, David A. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological. 1991.

## 10 ANEXO A

### 10.1 Informações acerca das especificações técnicas da chave tátil



**FIG 10.1 – Momentâneo, Interruptor Tátil SMD, 3x6x2.5 mm.**

**FONTE - <http://www.sunrom.com/p/smd-tactile-switch-3x6x2-5mm>, 2017.**

Possui contato momentâneo, 2 pinos, tipo de montagem SMD, tamanho 3 x 6 x 2,5 mm, etc. O design do mecanismo de alta precisão oferece operação precisa e longa vida útil. Ideal para usar em espaço que restringe o design.

#### **Especificações**

Nome do produto: Interruptor Tátil

Tipo de contato: contato momentâneo

Tipo de montagem: SMD

Dimensão: 3 x 6 x 2,5 mm (L \* W \* H)

Material: plástico, metal, peças elétricas

Cor: Preto, Branco

Peso líquido: 1 g

Classificação actual: 12V/50 mA

#### **Especificações Elétricas**

Elétrica: 50.000 ciclos para 160 gf

Classificação: 50 mA / 12VDC

Resistência de contato: 100 mΩ máx

Resistência de isolamento: 100 MΩ min, 500 VDC

Força dielétrica: 250 VCA / 1 minuto

### Especificações mecânicas

Força de operação: 160 ± 50 gf Brown (N)

Curso: 0,25 + 0,2 / -0,1 mm

Faixa de temperatura operacional: -25 ° C a + 70 ° C

Faixa de temperatura de armazenamento: -30 ° C a + 80 ° C

Arranjo de contato: 1 lance 1 lance

### Materiais

Capa: níquel prata

Disco de contato: inoxidável com revestimento de prata

Terminal: latão com revestimento de prata

Base: termoplástico de alta temperatura de nylon, preto

Haste: termoplástico de alta temperatura de nylon, branco

Fita adesiva: Teflon

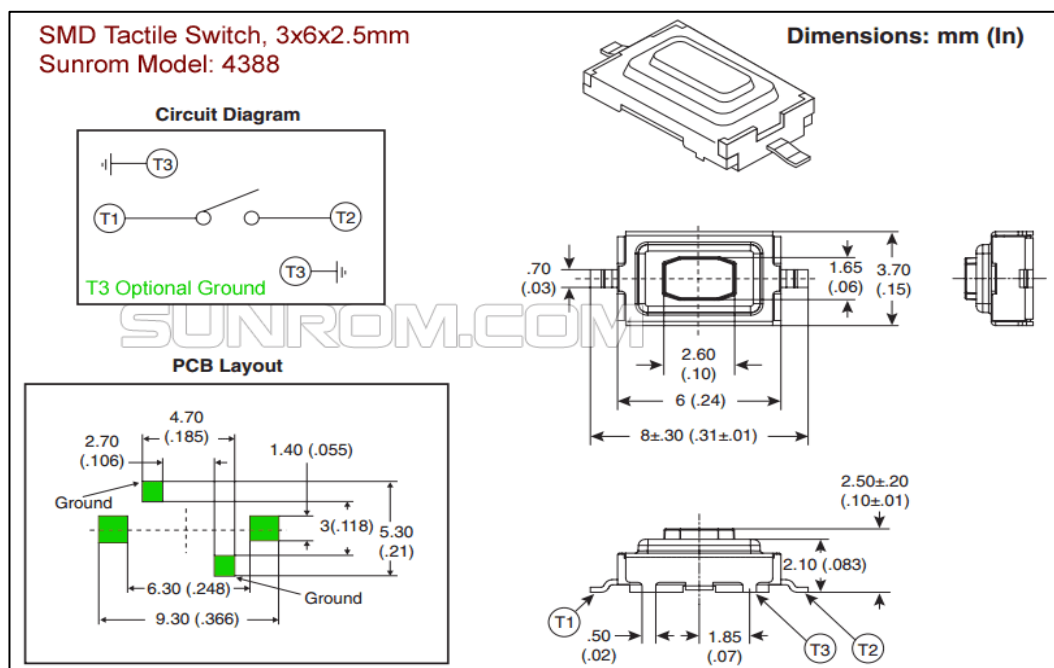


FIG 10.2 – Características técnicas: SMD Tactile Switch, 3x6x2.5 mm.

FONTE - [http://www.sunrom.com/p/smd-tactile-switch-3x6x2-5 mm](http://www.sunrom.com/p/smd-tactile-switch-3x6x2-5-mm), 2017.

## 10.2 Informações acerca das especificações técnicas do Diodo Retificador 1N4148



FIG 10.3 – Diodo retificador 1N4148

FONTE - <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/ideias-dicas-e-informacoes-uteis/47-diodos/6174-ip807>, 2017.

O diodo retificador é um semicondutor mais simples e muito usual, principalmente em fonte de alimentação que convertem corrente alternada (AC) em corrente contínua (CC). A função é deixar fluir elétrons num sentido só.

O modo de construção é bem simples é um material tipo P e um tipo N unidos, onde cada material recebe um contato elétrico que são chamados de ânodo e cátodo. O material tipo P recebe o nome de ânodo e o tipo N é chamado de cátodo. Na junção, os elétrons livres do semicondutor do tipo N são atraídos pelas lacunas (buracos) do semicondutor do tipo P, criando a barreira de potencial.

- Polarização reversa é quando: as lacunas do semicondutor tipo P e os elétrons livre do semicondutor tipo N são atraídos para os respectivos eletrodos, a barreira de potencial aumenta dificultando a passagem de elétrons.

- Polarização direta é quando: os elétrons livres do material tipo N são empurrados pelos elétrons que saltaram do polo negativo da fonte de alimentação, superando a barreira potencial e transferindo para o ânodo. E as lacunas do material P são empurradas para em direção ao polo negativo e passando para o material N.

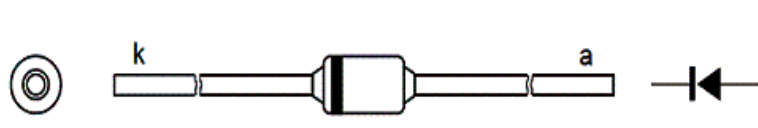


FIG 10.4 – Polarização: Diodo retificador 1N4148.

FONTE - <http://www.newtoncbraga.com.br/index.php/ideias-dicas-e-informacoes-uteis/47-diodos/6174-ip807>, 2017.

### Principais características

Inverter tensão máxima repetitivo: 100 V (VRM).

Saída retificada atual: 200 mA ( $I_o$ ).

Dissipação de energia: 500 mW ( $P_{tot}$ ).

Tempo de recuperação reversa:  $< 4$  nseg (TRR).

### Aplicações

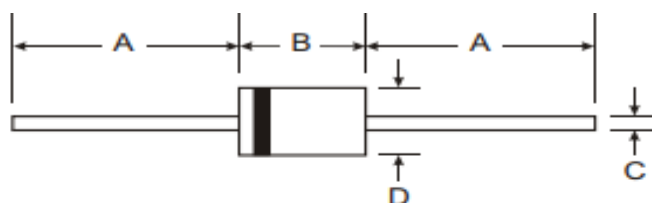
Detectar sinais de RF.

### Recursos

Velocidade de comutação rápida

Retificação General Purpose

Silicon Epitaxial Planar Construção



DO-35		
Dim	Min	Max
A	25.40	—
B	—	4.00
C	—	0.60
D	—	2.00
All Dimensions in mm		

FIG 10.5 - Características mecânicas: Diodo retificador 1N4148.

FONTE - <http://www.shoptronica.com/images/1N4148.pdf>, 2017



## 11 ANEXO B

### 11.1 Fase de Desenvolvimento do software<sup>1</sup>

A fase de desenvolvimento ou de produção do *software* inclui todas as atividades que tem por objetivo a construção do produto. Ela inclui principalmente o design, a implementação e a verificação e validação do *software*.

#### 11.1.1 Design

A atividade de design compreende todo o esforço de concepção e modelagem que têm por objetivo descrever como o *software* será implementado. O design inclui:

- Design conceitual
- Design da interface de usuário
- Design da arquitetura do *software*
- Design dos algoritmos e estruturas de dados

O design conceitual envolve a elaboração das ideias e conceitos básicos que determinam os elementos fundamentais do *software* em questão. Por exemplo, um *software* de correio eletrônico tradicional inclui os conceitos: mensagem, caixa de entrada, caixa de saída, etc. A mensagem, por sua vez, inclui os conceitos de para, cc, bcc, assunto, corpo, etc. Embora seja um design adotado pela maioria dos *softwares*, novos modelos conceituais podem vir a ser adotados. O conceito de conversação do Gmail é um exemplo.

O design conceitual exerce influência na interface de usuário e na arquitetura do *software*.

O design da interface de usuário envolve a elaboração da maneira como o usuário pode interagir para realizar suas tarefas, a escolha dos objetos de interfaces (botões, menus, caixas de texto, etc.), o layout de janelas e telas, etc. A interface deve garantir a boa usabilidade do *software* e é um fundamental fator de sucesso do *software*.

O design de arquitetura de *software* deve elaborar uma visão macroscópica do *software* em termos de componentes que interagem entre si. O conceito de componente em arquitetura varia de acordo com a visão arquitetônica adotada. São exemplos de visões arquitetônicas, a visão conceitual, visão de módulos, visão de código e visão de execução.

---

<sup>1</sup> -LEITE, 2001.

Na visão conceitual, os componentes de *software* são derivados do design conceitual. Estes componentes são abstrações que devem definir outros elementos menos abstratos. Exemplos são arquiteturas cliente-servidor e arquitetura em camadas. Na visão de código, deve-se determinar como as classes e/ou funções estão organizadas e interagindo entre si. Estas classes implementam os componentes abstratos ou conceituais. Na visão de módulos, deve-se determinar quais são os módulos que serão utilizados na implementação e como eles organizam as classes e/ou funções. Na visão de execução, a arquitetura deve descrever os diferentes processos que são ativados durante a execução do *software* e como eles interagem entre si. Enquanto as anteriores oferecem uma visão estática, esta é uma visão dinâmica do *software*.

O design de algoritmos e estrutura de dados, também conhecido como design detalhado, visa determinar, de maneira independente da linguagem de programação adotada, as soluções algorítmicas e as estruturas de dados associados. Deve-se decidir, por exemplo, como as informações podem ser ordenadas (algoritmo de bolha ou quicksort) e em qual tipo de estrutura de dados (array, lista encadeada) elas vão ser armazenadas.

### 11.1.2 Implementação

A implementação envolve as atividades de codificação, compilação, integração e testes. A codificação visa traduzir o design num programa, utilizando linguagens e ferramentas adequadas. A codificação deve refletir a estrutura e o comportamento descrito no design. Os componentes arquiteturais devem ser codificados de forma independente e depois integrados. Os testes podem ser iniciados durante a fase de implementação. A depuração de erros ocorre durante a programação utilizando algumas técnicas e ferramentas. É fundamental um controle e gerenciamento de versões para que se tenha um controle correto de tudo o que está sendo codificado.

### 11.1.3 Verificação e validação

Verificação e validação destinam-se a mostrar que o sistema está de acordo com a especificação e que ele atende às expectativas de clientes e usuários. A validação visa assegurar se o programa está fazendo aquilo que foi definido na sua especificação (fazendo a coisa certa). A verificação visa verificar se o programa está correto, isto é, não possui erros de execução (fazendo certo a coisa). Existem diferentes formas de verificação e validação. Inspeção analítica e revisão de modelos, documentos e código fonte são formas que podem ser usadas antes mesmo que o programa seja completamente codificado. Os testes de correção, desempenho, confiabilidade, robustez,

usabilidade, dentre outros, visam avaliar diversos fatores de qualidade a partir da execução do *software*.

## 12 ANEXO C

### 12.1 Cálculo de incertezas<sup>2</sup>

#### 12.1.1 Análise de experimentos

A análise de um experimento de física exige a avaliação da confiabilidade dos valores medidos por meio dos instrumentos. Não é possível encontrar o valor exato de uma grandeza, uma vez que ele só pode ser medido com um instrumento, que sempre tem limitações. No entanto, muitas grandezas, tais como a carga do elétron e a constante universal dos gases, têm um valor bem determinado, que chamaremos aqui de valor verdadeiro. Assim, numa medida, obtemos um valor próximo ao valor verdadeiro. Embora seja impossível determinar a diferença entre o valor medido e o valor verdadeiro, uma vez que este último é desconhecido, podemos definir grandezas que reflitam esta diferença de alguma forma, as chamadas incertezas, relacionadas diretamente com o conceito de precisão, que é tanto maior na medida quanto menor for a incerteza a ela associada. Infelizmente, não podemos quantificar a incerteza simplesmente pela média da diferença entre o valor medido e o verdadeiro, porque a diferença, que pode ser tanto positiva quanto negativa, tem valor médio nulo, nada informativo. Isso nos obriga a recorrer a elaborações matemáticas mais complexas. A física faz uso das teorias da probabilidade e estatística na representação de suas medidas. Para a grande maioria dos experimentos, a forma de expressão do valor de uma grandeza  $x$  se fará por meio da média dos valores mensurados num conjunto de  $N$  medidas dela, isto é,  $\{x_i \mid i = 1, 2, \dots, N\}$ . O valor médio da grandeza  $x$  é dado por:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{C.1})$$

O valor da incerteza associada às medições da grandeza  $x$ , por sua vez, pode ser tomado a partir da variância amostral ( $\sigma^2$ ) do conjunto das  $N$  medidas:

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (\text{C.2})$$

---

<sup>2</sup> HELENE, 1991; VANIN, 1996; BIPM, 2006.

Note que a variância não tem a mesma dimensão física que a grandeza ( $[s^2 x] = [x]^2 \neq [x]$ ), de modo que a incerteza associada à medida da grandeza  $x$  é definida pelo desvio-padrão do conjunto das  $N$  medidas:

$$\sigma = \sqrt{\sigma_x^2} \quad (\text{C.3})$$

O desvio-padrão  $s$  é uma incerteza padrão  $u$  (68% de abrangência), portanto, uma grandeza definida positiva por consequência da operação de radiciação, e representa a incerteza relacionada a cada um dos dados, ou seja, avalia a distância entre cada medida e o valor verdadeiro. Considerando que a média foi calculada sobre  $N$  medições, a representação padrão da grandeza  $x$  é dada por:

$$x = \bar{x} \pm \sigma_x \quad (\text{C.4})$$

Onde a incerteza do valor médio é descrita pela Equação C.5, pelo chamado desvio-padrão da média  $\sigma_x$ ,

$$\sigma_x = \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \quad (\text{C.5})$$

A interpretação da Equação C.4 nos fornece a conclusão preliminar de que é mais provável que o valor verdadeiro da grandeza  $x$  esteja no intervalo que fora dele. Note que, quando efetuamos uma única medida, o desvio-padrão da média e o desvio-padrão do conjunto dos  $N$  dados da medida são idênticos (pois  $\sqrt{N}=1$ ).

### 12.1.2 Propagação de incertezas

A medida da velocidade  $v$  de um móvel é realizada indiretamente por meio de medidas de posição,  $x_2$  e  $x_1$ , e tempo,  $t_2$  e  $t_1$ , de acordo com a Equação C.6:

$$v = \frac{x_2 - x_1}{t_2 - t_1} \quad (\text{C.6})$$

A incerteza da velocidade depende das incertezas das grandezas medidas diretamente, ou seja, das incertezas das posições e de seus respectivos instantes. Essa situação, da incerteza de uma grandeza deduzida ser proveniente das incertezas das grandezas das quais ela depende, é tão comum que vamos escrever a fórmula genérica que estabelece essa relação, para facilitar a adaptação a outros casos. Seja  $f$  uma grandeza dependente de outras grandezas  $a, b, \dots, z$ , independentes entre si. Assim,  $f$  pode ser representada como sendo uma função de várias variáveis:  $f = f(a, b, \dots, z)$ . Em nosso exemplo,  $f$  é a velocidade, enquanto que  $a, b, c$  e  $d$  são  $x_2, x_1, t_2$  e  $t_1$ , respectivamente. A incerteza em  $f$  é dada pela fórmula de propagação de incertezas, enunciada da seguinte maneira: o desvio-padrão de  $f$ ,  $\sigma_f$ , é a raiz quadrada da variância de  $f$ , calculada conforme ISO GUM (2012) como:

$$\sigma_f^2 = \left(\frac{\partial f}{\partial a}\right)^2 \sigma_a^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial b}\right)^2 \sigma_b^2 + \dots + \left(\frac{\partial f}{\partial z}\right)^2 \sigma_z^2 \quad (\text{C.7})$$

Onde,

$$\frac{\partial f}{\partial a} = \left. \frac{\partial f}{\partial a} \right|_{\substack{a=\bar{a} \\ b=\bar{b} \\ \dots}} \quad (\text{C.8})$$

(C.8), é a derivada parcial de  $f$  com respeito a  $a$  calculada no ponto, analogamente para

$$\frac{\partial f}{\partial a} = \left. \frac{\partial f}{\partial a} \right|_{\substack{a=\bar{a} \\ b=\bar{b} \\ \dots}} \quad (\text{C.9})$$

O símbolo  $\frac{\partial f}{\partial b}$  representa a derivada parcial de  $f$  em relação a  $a$ , ou seja, a derivada da função  $f$  quando apenas  $a$  é tomada como variável, e  $b, c, \dots, z$  são consideradas constantes. Por exemplo, consideremos uma função  $f = f(a, b)$  definida por:

$$f(a, b) = a^3 b^2 + 5a + 7b \quad (\text{C.10})$$

As derivadas parciais da função  $f$  são então:

$$\begin{cases} \frac{\partial f}{\partial a} = 2ab^3 + 5 \\ \frac{\partial f}{\partial b} = 3a^2 b^2 + 7 \end{cases} \quad (\text{C.11})$$

Assim, as derivadas parciais calculadas no ponto são:

$$\begin{cases} \frac{\partial f}{\partial \bar{a}} = 2\bar{a}\bar{b}^3 + 5 \\ \frac{\partial f}{\partial \bar{b}} = 3\bar{a}^2\bar{b}^2 + 7 \end{cases}$$

(C.12)

É importante lembrar que, por definição,  $\sigma_f$ ,  $\sigma_a$ ,  $\sigma_b$ , ...,  $\sigma_z$  são valores positivos, obtidos como a raiz quadrada da variância da variável correspondente. Não podemos tratar os desvios-padrão como médias, por exemplo, onde a média da soma é a soma das médias. Nunca se somam ou subtraem desvios padrões, apesar de as variâncias serem aditivas.

## 13 ANEXO D

### 13.1 Glossário

**Deambulação** é o método de locomoção que envolve o uso dos membros inferiores, de forma alternada, em apoio e propulsão, com pelo menos um pé em contato com o solo durante todo o tempo.

**Marcha** é a maneira ou padrão de locomoção que diferencia dois indivíduos.

**SMD (dispositivo de montagem em superfície)** é um dispositivo eletrônico cujos componentes são colocados ou montados na superfície da placa de circuito impresso (PCB). Este método de fabricação de placas de circuitos eletrônicos baseia-se na tecnologia de montagem em superfície (SMT), que substituiu em grande parte a tecnologia Through-hole (THT) especialmente em dispositivos que precisam ser pequenos ou planos. Comparado com este último, o SMT permite que ambos os lados de um PCB sejam usados quando necessário.

**PTH (Pin through hole)** é uma tecnologia Through-hole, também denominada "through-hole", refere-se ao esquema de montagem utilizado para componentes eletrônicos que envolve o uso de derivações nos componentes que são inseridos em furos perfurados em placas de circuito impresso (PCB) e soldadas a almofadas no lado oposto, seja por montagem manual (colocação manual) ou pelo uso de máquinas automáticas de montagem por inserção.