

**AUGUSTO TAKASHI FUJIMAKI
VINÍCIUS KEN SASSAKI**

**OTIMIZAÇÃO DE SISTEMA PARA ANÁLISE DE
MARCHA PARA CRIANÇAS COM PARALISIA
CEREBRAL**

São Paulo
2021

**AUGUSTO TAKASHI FUJIMAKI
VINÍCIUS KEN SASSAKI**

**OTIMIZAÇÃO DE SISTEMA PARA ANÁLISE DE
MARCHA PARA CRIANÇAS COM PARALISIA
CEREBRAL**

Trabalho apresentado à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para obtenção
do Título de Engenheiro Mecatrônico.

Orientador:

Prof. Dr. Rafael Traldi Moura

São Paulo
2021

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Catálogo-na-publicação

Fujimaki, Augusto Takashi

Otimização de sistema para análise de marcha para crianças com paralisia cerebral / A. T. Fujimaki, V. K. Sasaki -- São Paulo, 2021.
80 p.

Trabalho de Formatura - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos.

1.MARCHA(LOCOMOÇÃO) 2.PARALISIA CEREBRAL 3.REABILITAÇÃO
4.DOENÇAS CEREBRAIS 5.SENSORES BIOMÉDICOS I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecatrônica e de Sistemas Mecânicos II.t. III.Sasaki, Vinicius Ken

AGRADECIMENTOS

Agradecemos a nossos pais Mareo, Erika, Ricardo e Cristie pelo carinho e apoio em toda nossa jornada, em especial, durante nossa graduação.

Ao nosso orientador, Prof. Dr. Rafael Traldi Moura, pela paciência, conselhos, compreensão e amizade fruto de nossos anos como alunos e da orientação acadêmica.

À Profa. Dra. Larissa Driemeier, pelo empréstimo do sensor Intel RealSense, essencial para este trabalho, mas também pela dedicação para com o ensino da Engenharia Mecatrônica.

Ao engenheiro Cauê Conterno Barreira, por permitir que déssemos continuidade para seu brilhante trabalho e garantir que o fizéssemos da melhor forma possível.

A Ângelo, Erick, Felipe, Haul e Rodrigo pela amizade e companheirismo durante estes anos de graduação e pelos que ainda virão.

RESUMO

Existe uma expressiva parcela da população mundial que possui algum tipo de deficiência que afeta o sistema locomotor, desta, destacam-se as crianças com paralisia cerebral. Neste sentido, a análise de marcha, que é o estudo sistemático do andar do ser humano, procura fornecer uma avaliação precisa do paciente para que sejam dados os tratamentos adequados à essas deficiências. Porém, estas avaliações muitas vezes estão vinculadas a parâmetros visuais e subjetivos, podendo acarretar erros na avaliação e no posterior tratamento do paciente. O desenvolvimento de novas tecnologias permitiu que análises quantitativas fossem realizadas, mas estas novas soluções têm se mostrado muito caras e pouco práticas, sendo principalmente destinadas a ambientes laboratoriais. Assim, este trabalho tem como objetivo a obtenção de um sistema de análise de marcha de baixo custo, portátil, modular e que seja capaz de capturar com boa acurácia os parâmetros espaciais e temporais de marcha. Isto será feito dando continuidade ao trabalho de Barreira[1], o qual conseguiu desenvolver um sistema de análise com parâmetros espaciais satisfatórios, mas com parâmetros temporais insatisfatórios. A solução proposta é um sistema multimodal utilizando o sensor RGB-D Intel Realsense D435 e sensores resistivos FSR402 fixados em uma palmilha. Os resultados obtidos mostram uma melhora significativa dos parâmetros temporais da análise de marcha e a manutenção da qualidade dos parâmetros espaciais em relação ao trabalho de Barreira[1].

Palavras-Chave – Análise de marcha, Paralisia Cerebral, Intel Realsense, FSR402, Palmilha instrumentada.

ABSTRACT

There is a significant portion of the world population that has some kind of disability that affects the locomotor system, from which children with cerebral palsy stand out. Gait analysis, which is the systematic study of the human being's gait, seeks to provide a precise evaluation of the patient so that appropriate treatments for these deficiencies are given. However, these evaluations are often linked to visual and subjective parameters, which can lead to errors in the evaluation and treatment of the patient. The development of new technologies allowed quantitative analyzes to be carried out, but these new solutions are often very expensive and impractical, limited to laboratory environments. Thus, this study aims to obtain a low-cost, portable, modular gait analysis system capable of accurately capturing the spatial and temporal gait parameters. This will be done by continuing the study of Barreira[1], which managed to develop an analysis system with satisfactory spatial parameters but unsatisfactory temporal parameters. The proposed solution is a multimodal system using the RGB-D sensor Intel Realsense D435 and resistive sensors FSR402 fixed in an insole. The results obtained show a significant improvement in the temporal parameters of the gait analysis and the maintenance of the quality of the spatial parameters in relation to the study of Barreira[1].

Keywords – Gait analysis, Cerebral Palsy, Intel Realsense, FSR402, Sensor insole.

LISTA DE FIGURAS

1	Classificação dos pacientes com PC em 5 níveis motores de acordo com o GMFCS.	19
2	Representação dos períodos (apoio e balanço), dos três intervalos do período de apoio (apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final) e das fases (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio final, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio, e balanço final) do andar.	20
3	Ilustração referente ao passo (contato de um pé seguido de contato do pé contralateral na superfície) e da passada (dois contatos sucessivos do mesmo pé na superfície).	22
4	Calçado instrumentado Smartxa Project	27
5	Sensor resistivo FlexiForce	27
6	Goniômetro flexível	27
7	. Exemplo de um sistema NWS: (1) câmeras infravermelhas; (2) sensor inercial; (3) sensor FS de força; (4) sensor eletromiográfico wireless; (5) estação de trabalho; (6) sistema de gravação de vídeo; (7) TV; (8) estação de controle.	29
8	(a) Módulo Physilog®; (b) Criança com PC utilizando o sensor anexo ao sapato.	29
9	Análise mecatrônica do sistema de análise de marcha	32
10	Módulo de captação detalhado	33
11	Módulo de análise detalhado	35
12	Exemplo de sensor inercial	36
13	Protótipo de plataforma de força	38
14	Sensor Microsoft Kinect V2	38
15	Sensor Intel RealSense D435	39
16	Sensor FSR 402 (esquerda) e Microcontrolador ESP32 (direita)	40

17	Seleção da janela temporal da amostra para avaliação da marcha	43
18	Cálculo do comprimento de passo e passada	44
19	Elementos do CM no gráfico gerado pelo módulo de análise	45
20	Configuração física do Kinect e esteira do trabalho de Barreira[1]	45
21	Configuração física do Intel RealSense	46
22	Resultados obtidos com sensor em diferentes alturas	47
23	Diagrama geral dos componentes do módulo	48
24	Gráfico de variação de resistência conforme peso aplicado	49
25	Circuito elétrico da palmilha	49
26	Rotina do microcontrolador servo	50
27	Output dos sensores antes do Schmitt Trigger	51
28	Exemplo de output e gráfico	52
29	Disposição dos sensores na palmilha recortável	53
30	Conjunto (palmilha e sensores) acomodado dentro de meia	54
31	Microcontrolador e bateria	54
32	Rotina do microcontrolador mestre	55
33	Exemplo de arquivo de saída	55
34	Disposição espacial dos equipamentos: (a) Intel RealSense; distâncias mínima (b) e máxima (c); (d) câmera para filmagem.	56
35	Configuração de teste: marcações no solo.	57
36	Instante do heel strike	58
37	Instante do toe off	59
38	Elementos do CM nos gráficos obtidos pelos <i>outputs</i> do módulo de captação	61
39	Gráfico de correlação do comprimento de passo	63
40	Gráfico de Bland-Altman o comprimento de passo	64
41	Gráfico de correlação do período de apoio	65
42	Gráfico de Bland-Altman do período de apoio	66

43	Gráfico de correlação do período de balanço	67
44	Gráfico de Bland-Altman do período de balanço	67
45	Gráfico de correlação do apoio duplo	68
46	Gráfico de Bland-Altman do apoio duplo	69
47	Gráfico de correlação da duração do CM	70
48	Gráfico de Bland-Altman da duração do CM	70

LISTA DE TABELAS

1	Tabela comparativa de sensores IP.	25
2	Tabela comparativa de sensores IP Intel Realsense.	26
3	Especificações técnicas do Sensor resistivo FlexiForce	28
4	Especificações técnicas do Sensor resistivo flexível (Goniômetro flexível) . . .	28
5	Comparativo Microsoft Kinect V2 X Intel RealSense D435	39
6	Especificações técnicas do sensor resistivo FSR402	40
7	Especificações técnicas do Microcontrolador ESP32-WROOM-32D	41
8	Classificação dos valores de correlação (r)	60
9	Valores médios de comprimento de passo (m) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e o Intel RealSense, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	63
10	Valores médios de período de apoio (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	65
11	Valores médios de período de balanço (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	66
12	Valores médios de apoio duplo(ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	68
13	Valores médios de duração do CM (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	69
14	Comparação entre os valores de correlação (r) e viés ($\bar{d}$) obtidos com os testes e os obtidos por Barreira [1]	73

SUMÁRIO

1	Introdução	13
1.1	Contextualização	13
1.2	Objetivos	15
1.3	Estrutura da monografia	15
2	Revisão bibliográfica	17
2.1	Embasamento teórico	17
2.1.1	Paralisia Cerebral	17
2.1.2	Marcha humana	19
2.1.3	Parâmetros de marcha	22
2.2	Estado da Arte	23
2.2.1	Dos sensores:	24
2.2.2	Da obtenção de parâmetros temporais:	28
3	Projeto básico	31
3.1	Descrição e premissas do projeto	31
3.2	Análise mecatrônica	32
3.3	Requisitos	32
3.4	Módulo de Captação	33
3.5	Módulo de Análise	34
3.6	Soluções propostas	35
3.6.1	Sensores vestíveis (WS)	35
3.6.2	Sensores de chão (FS)	37
3.6.3	Sensores/processadores de imagem (IP)	37

3.7	Escolha da solução	39
4	Implementação	42
4.1	Intel RealSense	42
4.1.1	Interpretação gráfica dos resultados	42
4.1.2	Posicionamento do sensor Intel RealSense	44
4.2	Palmilha	48
4.2.1	Microcontrolador	48
4.2.2	Sensor resistivo de força (FSR)	48
4.2.3	Programa embarcado	50
4.2.3.1	Servo	50
4.2.3.2	Mestre	54
4.3	Sistema completo	56
4.3.1	Configuração de teste	56
5	Resultados	60
5.1	Aplicação da metodologia de Bland-Altman	62
5.1.1	Comprimento de passo	63
5.1.2	Período de apoio	65
5.1.3	Período de balanço	66
5.1.4	Apoio duplo	68
5.1.5	Duração do CM	69
6	Discussão	71
6.1	Comprimento de passo	71
6.2	Período de apoio	71
6.3	Período de balanço	72
6.4	Apoio duplo	72

6.5	Duração do CM	72
6.6	Análise comparativa	73
7	Conclusão	74
	Referências	76

1 INTRODUÇÃO

1.1 Contextualização

De acordo com postagem oficial da Organização Mundial da Saúde (OMS) de dezembro de 2020 [2], mais de 1 bilhão de pessoas são portadoras de algum tipo de deficiência, o que representa 15% da população mundial, contudo, em geral, não são oferecidos serviços de qualidade adequados às deficiências dessas pessoas. Segundo o Censo Demográfico de 2010 [3], feito pelo IBGE, no Brasil, há mais de 12,5 milhões de pessoas com deficiência, o que corresponde a 6,7% da população.

Neste contexto, destacam-se as crianças com deficiência. Estima-se que uma em cada vinte crianças, com 14 anos ou menos, vivem com deficiência moderada ou severa de algum tipo [4]. Destas, nesta fase, a Paralisia Cerebral (PC) é o tipo mais comum [5] e pode englobar mais de um tipo de restrição. Uma em cada quatro crianças com PC não consegue falar, uma em cada quatro não consegue andar, uma em cada duas possuem deficiência intelectual e uma em cada quatro ainda possuem epilepsia.

Estudos [6][7] feitos com crianças mostraram que aquelas com PC eram significativamente menos ativas se comparadas com um grupo controle de crianças sem deficiências (porcentagem de tempo ativo de 40,2% e 49,6%, respectivamente), influenciando diretamente em sua qualidade de vida, reduzindo suas atividades cotidianas e suas mobilidades independentes. Essa diferença entre níveis de atividade pode estar relacionada ao desempenho da marcha, tendo em vista a importância deste fator na execução de ações cotidianas.

Define-se marcha como o meio natural do corpo humano se mover de um local ao outro, pelo qual o indivíduo consegue atravessar, por exemplo, escadas, obstáculos e mudanças de superfícies.[8] A análise de marcha é o estudo sistemático do andar do ser humano. É útil no tratamento médico de doenças que afetam o sistema locomotor, pois permite determinar as deficiências e as limitações funcionais que provavelmente estejam dificultando o andar do indivíduo.[9]

Um estudo feito por Gage [10] demonstrou que a análise da marcha mudou radicalmente o tratamento da paralisia cerebral. No pré-operatório, permitiu uma avaliação crítica das patologias específicas do paciente. No pós-operatório, ela fornece uma avaliação precisa do resultado. Essa avaliação do resultado, por sua vez, permitiu a crítica precisa das cirurgias e tornou possível descartar tratamentos que não eram úteis ou até mesmo prejudiciais.

Contudo, apesar dos benefícios trazidos, essas avaliações de marcha ainda possuem pontos de melhora. Segundo Bourgeois *et al.*[11] devido à maior praticidade, essa análise normalmente é feita por meio de escalas e testes padronizados, o que implica que ela está vinculada a observações visuais subjetivas e na experiência médica do profissional que atende o paciente. Este fato pode acarretar erros na avaliação e, conseqüentemente, no tratamento da criança.

O desenvolvimento de novas tecnologias permitiu que análises quantitativas fossem realizadas, tornando o processo menos subjetivo e com parâmetros mais controlados. Destacam-se entre os métodos quantitativos de análise, aqueles que utilizam dispositivos ópticos infra-vermelhos e marcadores presos no corpo, visto que são sistemas precisos. No entanto, tais soluções geralmente são muito caras e/ou não são práticos para locomover, bem como necessitam que os marcadores sejam corretamente alocados no corpo para iniciar a sessão de análise. Desta forma, tais sistemas são somente adequados a ambientes laboratoriais. [12]

Em seu trabalho, Barreira [1] desenvolveu um sistema de captação e análise de marcha, de baixo custo, não restritivo (não impede que o paciente execute seu modo natural de caminhar), portátil e de simples operação e instalação baseado no sensor Microsoft Kinect v2, o que superou os problemas de custo e infraestrutura complexa das soluções consolidadas no mercado. Apesar de ter obtido bons resultados nos parâmetros espaciais, os parâmetros temporais não foram satisfatoriamente mensurados, segundo o próprio autor. Ademais, a fabricação do sensor utilizado foi descontinuada.

Desta forma, este trabalho objetiva desenvolver um sistema de análise de marcha para crianças com PC, sendo este barato, portátil, não restritivo, com um sensor diferente do Microsoft Kinect v2 e que possua boa acurácia na medida dos parâmetros espaciais e temporais de marcha, aprimorando o trabalho de Barreira [1].

1.2 Objetivos

O objetivo desse projeto é desenvolver um sistema de análise de marcha barato, portátil, não restritivo, com sensores disponíveis no mercado, e que possua boa acurácia na medida dos parâmetros espaciais e temporais de marcha.

Em seu trabalho, Barreira [1] desenvolveu um sistema de análise de marcha com objetivos similares, contudo, utilizou o sensor Kinect v2, cuja produção foi interrompida, e não obteve parâmetros temporais de forma satisfatória. Sendo assim, nosso objetivo será aprimorar seu trabalho, tornando a detecção de eventos de contato com o solo mais precisa, obtendo parâmetros temporais de forma a integrar com os demais dados gerados e fazendo as adaptações cabíveis.

1.3 Estrutura da monografia

Este trabalho será dividido em sete seções: O capítulo 1 contextualiza e justifica a importância de um sistema de análise de marcha barato e acessível, como também descreve os objetivos do trabalho.

O capítulo 2 apresenta os conceitos fundamentais sobre a marcha humano e o estado da arte acerca dos sistemas de análise de marcha, de forma a contemplar nossos objetivos definidos anteriormente.

O capítulo 3 conterá o projeto básico, onde haverá a descrição e premissas do projeto, a análise mecatrônica do sistema, os principais requisitos, bem como a descrição dos módulos de captação e análise. Por fim, serão listadas e comparadas algumas possíveis soluções para que seja escolhida a melhor.

Escolhida a melhor solução com base nos requisitos, o capítulo 4 vai ser destinado a implementação dos sensores em seus respectivos subsistemas. A descrição passará pela montagem física, adaptação de código de programação, diagramas elétricos, entre outros. No final deste capítulo será mostrado a metodologia dos testes realizados com o sistema completo.

O capítulo 5 apresentará os resultados obtidos pelos testes e as informações acerca da metodologia da análise comparativa dos resultados.

A avaliação e discussão dos resultados será realizada no capítulo 6.

O capítulo 7 será composto pelas conclusões do trabalho desenvolvido e a listagem de

pontos a serem melhorados para trabalhos futuros.

2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Neste capítulo, serão apresentados os conceitos fundamentais sobre a marcha humana e o estado da arte acerca dos sistemas de análise de marcha, dando ênfase a ferramentas alternativas ao Microsoft Kinect v2 e a obtenção de parâmetros temporais.

2.1 Embasamento teórico

2.1.1 Paralisia Cerebral

Segundo o Ministério da Saúde [13], a Paralisia Cerebral é caracterizada por alterações neurológicas permanentes que afetam o desenvolvimento motor e cognitivo. Estas alterações ocorrem devido a uma lesão do cérebro em desenvolvimento e podem ocorrer durante a gestação, no nascimento ou no período neonatal. Embora seja uma condição irreversível, crianças com paralisia cerebral podem ter uma vida produtiva, desde que recebam o adequado tratamento clínico e, se necessário, cirúrgico.

Os distúrbios motores de indivíduos com PC são complexos. Estão relacionados a déficits primários, como espasticidade muscular, fraqueza muscular e perda do controle motor seletivo, e déficits secundários, como contraturas musculares e deformidades ósseas. As principais disfunções estão relacionadas a distúrbios motores na postura e no movimento, causando limitação nas atividades, como por exemplo na caminhada [14].

Os pacientes com PC podem ser classificados de acordo com o padrão topográfico ou tipo clínico, sendo os mais comuns a hemiplegia, a diplegia e a tetraplegia [15]. A hemiplegia afeta apenas um dos lados do corpo. É a forma mais frequente de PC e suas causas mais frequentes são: alguns tipos de malformação cerebral, acidentes vasculares ocorridos ainda na vida intrauterina e traumatismos crânioencefálicos. As crianças apresentam bom prognóstico motor e adquirem marcha independente.

A diplegia afeta mais os membros inferiores que os membros superiores. Esta forma de PC geralmente ocorre nos bebês imaturos e geralmente conseguem ter uma marcha

independente antes dos oito anos de idade.

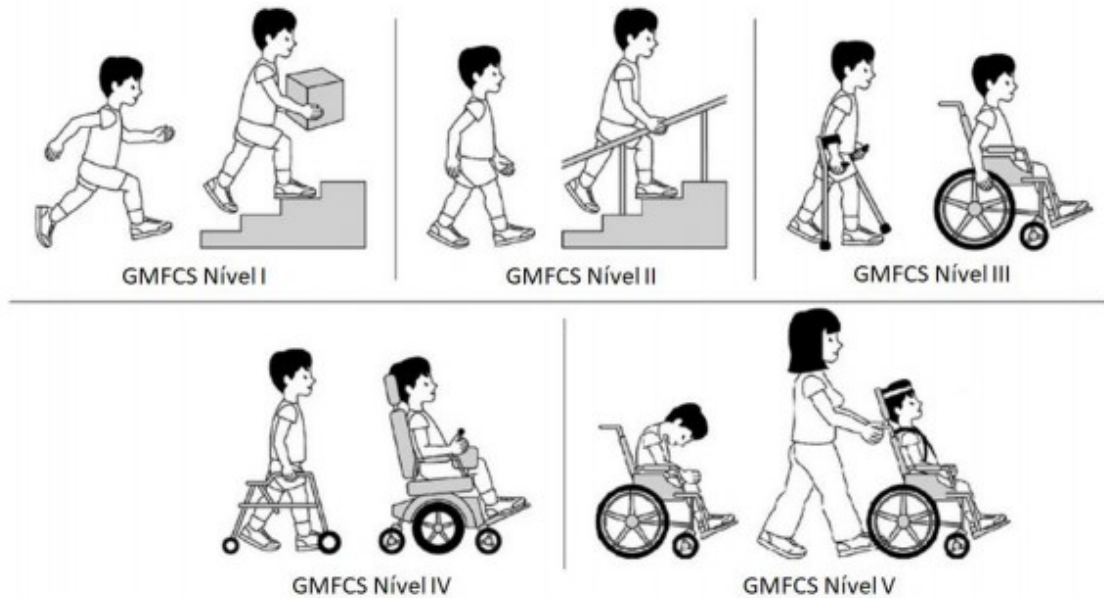
A tetraplegia afeta os quatro membros. Esta forma de paralisia geralmente está associada com problemas que determinam sofrimento cerebral difuso grave ou malformações cerebrais graves.

As classificações clínicas distinguem a topografia de deficiências (hemiplegia, diplegia, tetraplegia), distúrbios motores e capacidades funcionais com o Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS), que é dividido em cinco níveis [14][16]:

- GMFCS Nível I - As crianças caminham em casa, em espaços externos e na comunidade. São capazes de subir e descer escadas sem assistência e sem o uso de corrimão. Conseguem correr e saltar, mas a velocidade, equilíbrio e coordenação são limitados;
- GMFCS Nível II - As crianças caminham na maioria dos ambientes e conseguem subir escadas com auxílio do corrimão. Podem ter dificuldade de equilíbrio em terrenos irregulares. Podem precisar de assistência física em ambiente externo, um dispositivo manual de mobilidade, ou utilizar locomoção sobre rodas ao percorrer longas distâncias. Habilidade mínima para correr e pular;
- GMFCS Nível III - As crianças andam utilizando um dispositivo manual de mobilidade na maioria dos espaços internos. Podem subir ou descer escadas segurando em um corrimão com assistência. Utilizam cadeiras de rodas para deslocamentos de longas distâncias e podem fazer a autopropulsão da cadeira por curtas distâncias.
- GMFCS Nível IV - As crianças utilizam métodos de locomoção que requerem assistência física ou mobilidade motorizada na maioria dos ambientes. Em casa, as crianças andam curtas distâncias com assistência física ou utilizam mobilidade motorizada. Na escola, em espaços externos e na comunidade, as crianças são transportadas em cadeiras de rodas manual ou utilizam mobilidade motorizada;
- GMFCS Nível V - As crianças são transportadas em uma cadeira de rodas manual em todos os ambientes. As crianças são limitadas em sua habilidade de manter as posturas antigravitacionais da cabeça e tronco e de controlar os movimentos dos braços e pernas.

Limitaremos-nos à análise de pacientes saudáveis, tendo em vista que a necessidade de distanciamento social provocada pela pandemia, em especial em relação à indivíduos que apresentassem algum tipo de vulnerabilidade, era recomendada e necessária.

Figura 1: Classificação dos pacientes com PC em 5 níveis motores de acordo com o GMFCS.



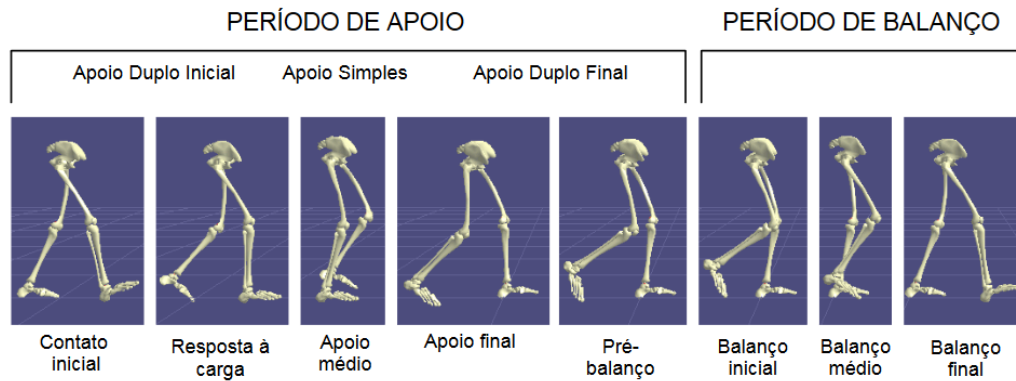
Fonte: Traduzido de Bayón (2018) [17]

2.1.2 Marcha humana

Os conceitos desta seção foram retirados do livro *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. [8]

O andar faz uso de um ciclo de movimento dos membros para mover o corpo adiante, denominado Ciclo de Marcha (CM), enquanto simultaneamente mantêm o equilíbrio. Uma vez que cada ciclo envolve uma série de interações entre os dois membros inferiores e a massa total corporal, para identificar os numerosos eventos que ocorrem, necessita-se observar a marcha por diferentes aspectos. Destes aspectos, o mais simples envolve subdividir o ciclo de acordo com as variações de contatos dos dois pés ao solo. O segundo método utiliza as características de tempo e distância da passada. O terceiro método identifica as funcionalidades dos eventos dentro do ciclo de marcha e atribui a estes intervalos como sendo as fases funcionais da marcha. A seguir estão os detalhes de cada método em ordem crescente de complexidade e a Figura 2 faz a representação dos períodos:

Figura 2: Representação dos períodos (apoio e balanço), dos três intervalos do período de apoio (apoio duplo inicial, apoio simples e apoio duplo final) e das fases (contato inicial, resposta à carga, apoio médio, apoio final, pré-balanço, balanço inicial, balanço médio, e balanço final) do andar.



Fonte: Barela(2005) [18]

- **Apoio e balanço:** Cada ciclo de marcha é dividido em dois períodos, apoio e balanço.

Apoio é o termo utilizado para designar todo o período ao qual o pé está sobre o solo. Equivale a aproximadamente 60% do Ciclo de Marcha (CM)

Balanço é o termo que se aplica para todo o tempo que o pé está suspenso no ar para o avanço do membro. ($\pm 40\%$ CM)

- **Subdivisões do período de apoio:**

Apoio duplo inicial($\pm 10\%$ CM): inicia o ciclo de marcha. Refere-se ao período em que ambos os pés estão sob o solo depois do contato inicial.

Apoio simples($\pm 40\%$ CM): inicia no momento em que o pé oposto é levantado para o balanço.

Apoio duplo final($\pm 10\%$ CM): inicia com o contato do outro pé (contralateral ao do contato inicial) que estava em balanço ao solo e continua até que o pé (que iniciou o contato inicial) perca contato para dar início ao período de balanço.

- **Fases:** é por meio das fases da marcha que é possível identificar os efeitos dos diferentes movimentos sobre as juntas individualmente. O CM pode ser dividido em oito fases e agrupadas em três tarefas básicas: Aceitação de carga, apoio simples e avanço do membro em balanço.

- **Aceitação de carga:** é a tarefa com mais demanda do ciclo. Tem como função a absorção do choque de contato, estabilidade inicial do membro em

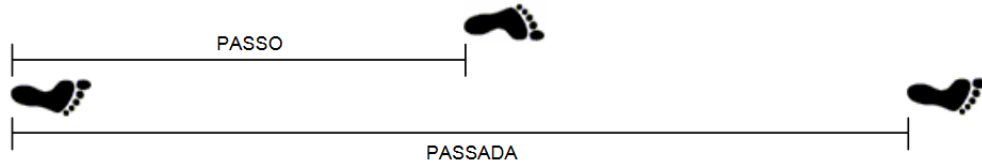
apoio e preservação da progressão do membro em balanço:

- * **Fase 1** - Contato inicial (0-2%CM): nesta fase está inclusa o momento em que o pé toca o chão;
- * **Fase 2** - Resposta à carga (0-10%CM): inicia com o primeiro contato ao chão e continua até que o outro pé é levantado para o balanço;
- **Apoio simples**: período em que o membro suporta todo o peso do corpo enquanto o outro está em período de balanço.
 - * **Fase 3** - Apoio médio (10-30%CM): inicia com o pé oposto em balanço e termina quando o pé ultrapassa o pé de apoio;
 - * **Fase 4** - Apoio terminal (30-50%CM): inicia com a elevação do tornozelo e continua até que o pé em balanço atinja o solo. Durante esta fase o peso do corpo à frente do antepé;
- **Avanço do membro em balanço**: finaliza o período de apoio e inicia o período de balanço, completando o CM.
 - * **Fase 5** - Pré-balanço (50-60%CM): inicia com o contato do pé contralateral e termina com desprendimento do outro pé do chão. É nesta fase que ocorre a transferência de peso entre os membros;
 - * **Fase 6** - Balanço inicial (60-73%CM): esta fase é aproximadamente um terço do período de balanço. Inicia com o levantamento do pé do solo e termina quando o pé em balanço alcança o pé de apoio;
 - * **Fase 7** - Balanço médio (73-87%CM): inicia com os dois pés alinhados e termina quando o membro está à frente com a tíbia na vertical;
 - * **Fase 8** - Balanço final (87-100%CM): última fase do balanço, inicia com a tíbia na vertical e termina quando o pé atinge o solo.

Outro conceito básico importante está na diferenciação entre **passo** e **passada**:

- **Passada**: equivale ao Ciclo de Marcha. É baseada nas ações de um membro. A duração da passada é o intervalo entre dois contatos consecutivos ao solo pelo mesmo membro.
- **Passo**: existem dois passos em uma passada. No meio-tempo de uma passada o pé contralateral faz contato com o chão para iniciar seu próximo posicionamento. O intervalo entre os contatos iniciais de cada pé é um passo.

Figura 3: Ilustração referente ao passo (contato de um pé seguido de contato do pé contralateral na superfície) e da passada (dois contatos sucessivos do mesmo pé na superfície).



Fonte: Barela(2005) [18]

2.1.3 Parâmetros de marcha

Muro-de-la-Herran [19] *et al.* relacionaram os parâmetros mais precisos utilizados por especialistas para a análise de marcha:

Parâmetros espaciais:

- Comprimento de passo;
- Comprimento de passada;
- Largura de passo;
- Ângulo de passo (entre o plano que contém a sola do pé e o plano do solo);
- Distância percorrida;
- Altitude acumulada (soma das diferentes cotas percorridas em um terreno com variações de altura);
- Rota percorrida;
- Orientação de segmentação corporal;
- Ângulos das articulações;
- Postura corporal (inclinação, simetria).

Parâmetros temporais:

- Cadência ou ritmo;
- Duração de passo;

- Duração do período de balanço;
- Duração do período de apoio;
- Autonomia de marcha (tempo máximo em que o paciente consegue caminhar, considerando a quantidade e a duração de cada parada);
- Duração de parada;
- Frequência de queda;
- Duração e ocorrências dos eventos da marcha.

Outros parâmetros:

- Velocidade da passada;
- Existência de tremores;
- Forças de reação ao solo;
- Força muscular (eletromiografia);
- Momento;
- Capacidade de manter uma caminhada por longos períodos.

Os parâmetros supracitados podem ser obtidos por meio de dois métodos: o semi-subjetivo e o objetivo, que vão ser discutidos em seguida.

2.2 Estado da Arte

As tradicionais escalas utilizadas para analisar parâmetros associados à marcha são métodos semi-subjetivos, realizados por especialistas que observam a qualidade da marcha do paciente fazendo-o caminhar [19], o que normalmente é seguido de avaliações subjetivas feitas pelo próprio paciente referentes a qualidade de sua marcha. O problema destes métodos é justamente seu caráter subjetivo, particularmente no que diz respeito a precisão e acurácia, que podem ter efeitos negativos no diagnóstico, acompanhamento e tratamento das deficiências.

Ainda de acordo com Muro-de-la-Herran *et al.*, os avanços tecnológicos permitiram o surgimento de dispositivos e técnicas que permitem a análise de marcha por métodos

objetivos, avaliando-a utilizando diferentes parâmetros mensuráveis. Isso resultou em uma maior confiabilidade nas análises e em redução de erros.

Estes dispositivos tecnológicos podem ser classificados em *wearable sensors* (WS), *non-wearable sensors* (NWS) ou podem ser uma mistura de ambos.

Os sistemas WS são localizados em diversas partes do corpo e incluem diversos tipos de sensores como acelerômetros, sensores giroscópicos, sensores de força, extensômetros etc. e devem ser integrados para uma análise coerente da marcha. Além disso, podem ser utilizados fora do ambiente clínico, o que permite a avaliação do paciente em suas atividades cotidianas.

Os sistemas NWS, por outro lado, precisam ser realizados em um espaço em que seja possível a instalação dos sensores nos locais corretos para a captura. Estes ainda são subdivididos em sensores baseados em processamento de imagem e aqueles baseados em sensores posicionados no chão.

Em uma proposta de realizar um sistema de captação e análise de marcha, de baixo custo, não invasivo, não restritivo, e de simples operação, Barreira [1] utilizou o sensor Microsoft Kinect v2 para alcançar os requisitos de custos e dispensar o uso de infraestruturas complexas das soluções consolidadas no mercado. Seu trabalho, apesar de ter obtidos bons parâmetros espaciais, não conseguiu atingir parâmetros temporais satisfatórios. A diferença de viés calculado em seu trabalho para o parâmetro de apoio duplo foi de $-149ms$, equivalentes a cerca de 4 frames da captura da câmera (30Hz) com os dados adquiridos pelo Kinect V2, em cerca de 50% dos valores médios de apoio duplo obtidos pelos métodos de mediação. Este valor, segundo o método de análise de concordância utilizado [20], tornava a medição não concordante. Além disso, a fabricação do sensor utilizado foi descontinuada, inviabilizando a construção de novas cópias do projeto.

2.2.1 Dos sensores:

Os dispositivos de captura utilizam dividem-se em três principais métodos: aqueles baseados em processamento de imagem (*image processing* ou IP), os sensores de chão (*floor sensor* ou FS) e os sensores localizados no corpo do paciente (*wearable sensors* ou WS).

Dentro dos sensores IP, Pterneas [21] traz como alternativas ao Kinect v2 outros sensores de rastreamento de profundidade corporal, na Tabela 1 é possível observar um comparativo das alternativas.

Tabela 1: Tabela comparativa de sensores IP.

	VicoVR	Orbecc Astra Pro	Orbbec Persee	Setereolabs ZED 2
Preço	\$499.00	\$149.00	\$239.99	\$499.00
Campo de visão	60°x49.5°x73°	60°x49.5°x73°	60°x49°x73°	110°x70°x120°
Alcance	0.5 - 4.5m	0.6 - 8m	0.6 - 8m	0.2 - 20 m
Resolução	até 640x480	até 640x480	até 640x480	até 4416x1242
Taxa de quadros	até 30fps	até 30fps	até 30fps	até 100fps
Compatibilidade	iOS/Android	Android/Linux/ Windows	Android/Ubuntu	Windows/Ubuntu/ CentOS/Jetson L4T

Fontes: 3DiVi Inc., Orbbec 3D, Stereolabs Inc.

Com o sensor VicoVR é possível transmitir dados de profundidade e de corpo do dispositivo para um smartphone Android ou iOS, contudo, a transmissão de dados é feita via Bluetooth, o que pode ser lento para alguns tipos de tarefas. A Orbbec possui dois modelos de sensores e o autor diz ser o "sucessor natural" do Kinect, visto que possui software e hardware para o substituírem. Cita também o sensor Stereolabs ZED que, ao contrário dos modelos citados, não utiliza sensores infravermelhos para medir profundidade, mas imita a vista humana estimando a percepção de profundidade com dois sensores de alta resolução. Ao final, o autor opina pela preferência dos modelos da Orbbec devido a sua maior confiabilidade.

Kidziński [22] propôs um sistema que dispensa o uso de equipamentos específicos para a análise de movimento, através da captura de imagens fazendo uso de uma única câmera. Os vídeos são posteriormente submetidos a um modelo baseado em redes neurais convolucionais, o qual foi previamente treinado com dados providos de um sistema comercial, o VICON (Vicon Motion Systems Ltd, Reino Unido). O estudo consegue eliminar quase totalmente a necessidade de equipamentos muito sofisticados, no entanto, limitou-se a análise de três parâmetros: velocidade média de marcha, cadência e ângulo de flexão do joelho.

Siena *et al.* [23] explora o uso de sensores IP para medir resultados ligados à saúde em pesquisa clínica e cita como soluções notáveis o Microsoft Kinect 1 Sensor V1/1.0 (360), o Microsoft Kinect Sensor V2/2.0 (One), o Intel RealSense 3D Camera range, o Intel Euclid, o Creative Senz3D, o Asus Xtion Pro Live, o OptiTrack MoCap, o Vicon Infineon 3D Image Sensor e o ZED Stereo Camera. Contudo, o autor também ressalta a descontinuação do Kinect V2 e que sensores como o Vicon e o GAITRide, sistema de plataforma de pressão do tipo FS, são muito caros e podem ser limitados a centros de avaliação especializados, limitando seu uso em ensaios clínicos de grande escala. Siena *et al.* [23] afirma que a

Tabela 2: Tabela comparativa de sensores IP Intel Realsense.

IntelRealSense	SR300	ZR300	D415	D435
Preço	\$110.00	\$289.00	\$149.00	\$179.00
Campo de visão	$55^\circ \times 71.5^\circ \times 88^\circ$	$70^\circ \times 46^\circ \times 59^\circ$	$69.4^\circ \times 42.5^\circ \times 77^\circ$	$91.2^\circ \times 65.5^\circ \times 100.6^\circ$
Alcance	0.2 m – 1.2m	0.5 – 3.5m	0.3 – 10m	0.2 – 10m
Resolução	até 640×480	até 628×468	até 1280×720	até 1280×720
Taxa de quadros	até 60 fps	até 60 fps	até 90 fps	até 90fps

Fonte: Siena *et al.* [23]

tecnologia de sensores 3D confiáveis e de baixo custo podem fornecer um meio de coletar dados objetivos em centros não especializados em grandes ensaios clínicos e ainda destaca o Intel RealSense como uma das mais proeminentes soluções disponíveis no mercado. Na Tabela 2 encontra-se um comparativo dos modelos de sensores IP Intel RealSense.

Dentro dos sensores FS, Muro-de-la-Herran [19] distingue-os em: plataformas de medição de pressão e sistemas de medição de força. A primeira é útil para quantificar os padrões de pressão sob o pé durante um determinado tempo, no entanto não é possível distinguir as componentes das forças aplicadas. Já a segunda mede diretamente força do vetor aplicado sobre ela, permitindo a análise horizontal e outras direções das forças aplicadas. Ambos possuem boa resposta temporal e já são utilizados para o diagnóstico de pacientes com problemas de marcha, porém necessitam de instalação prévia dos tapetes instrumentados, tornando-as restritivas a determinados ambientes.

Os sensores vestíveis WS são uma alternativa intermediária entre sensores que necessitam de um complexo aparato laboratorial (sensores *in-lab*) e os sensores que dispensam tais estruturas (sensores *out-of-lab*). Podem ser posicionados em diversas partes do corpo e baseiam-se em sensores de diferentes naturezas, alguns deles são:

- Sensores de pressão e força:

Geralmente são posicionados em um calçado instrumentado (Figura 4) e a escolha do sensor depende de sua sensibilidade, linearidade e da pressão que irá ser submetida. Dentre os sensores estão os resistivos (Figura 5), piezoelétricos e capacitivos.

- Sensores inerciais:

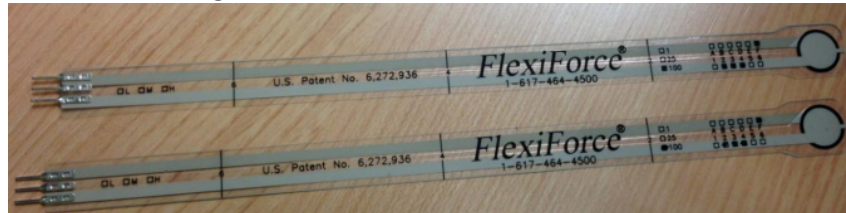
São dispositivos que fazem uso de uma combinação de acelerômetros, giroscópios e as vezes magnetômetros. Por meio de algoritmos de filtragem e classificação, estudos [24][25] vem conseguindo extrair com bom grau de precisão informações espaciais e temporais.

Figura 4: Calçado instrumentado Smartxa Project



Fonte: Muro-de-la-Herran (2014) [19]

Figura 5: Sensor resistivo FlexiForce

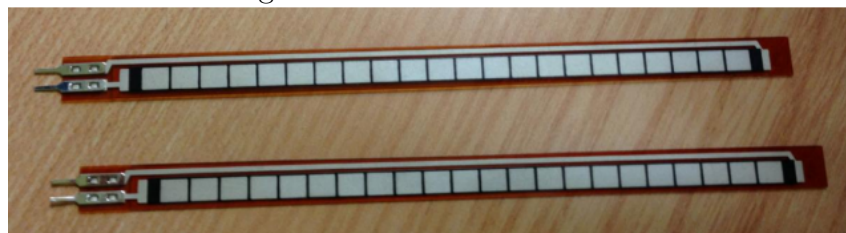


Fonte: Muro-de-la-Herran (2014) [19]

- Goniômetros (Figura 6):

São sensores usados no estudo de ângulos dos tornozelos, joelhos, quadris e metatarsos. Baseiam-se na variação tensão proporcional gerada pelo quão flexionado está o sensor. Normalmente são instalados em calçados instrumentados para mensurar o ângulo do tornozelo ao pé. [26]

Figura 6: Goniômetro flexível



Fonte: Muro-de-la-Herran (2014) [19]

Na Tabela 3 e Tabela 4 estão as especificações dos sensores supracitados:

Sistemas comerciais e laboratórios de análise de marcha: Existem diversos sistemas WS e NWS comerciais que utilizam diferentes combinações dos sensores citados acima. Alguns exemplos de sistemas NWS são situados em laboratórios ou em ambientes clínicos, tal como o laboratório BTS GaitLab [27] (Figura 7) e o GRAIL: Gait Real-time Analysis Interactive Lab da empresa Motek Medical [28].

Tabela 3: Especificações técnicas do Sensor resistivo FlexiForce

Amplitude de força	0 - 445N
Área de sensibilidade	9.7mm de diâmetro
Temperatura de trabalho	-40°C à 60°C
Tempo de resposta	$< 5\mu s$
Linearidade (erro)	$< \pm 3\%$
Repetibilidade	$< \pm 2.5\%$
Histerese	$< 4.5\%$
Drift	$< 5\%$
Durabilidade	$\geq 3.0 \text{ Milhões}$
Preço	\$22.35

Fonte: Tekscan, Inc.

Tabela 4: Especificações técnicas do Sensor resistivo flexível (Goniômetro flexível)

Ciclo de vida	$> 1M$
Altura	$\leq 0.43mm$
Temperatura de trabalho	-35°C à 80°C
Resistência flat	20K $\Omega \pm 30\%$
Resistência bend	2x Resistência flat em 180°
Preço	\$15.12

Fonte: Spectra Symbol Corp.

2.2.2 Da obtenção de parâmetros temporais:

A análise da marcha depende da medição precisa dos tempos de contato inicial e final do pé. Estes tempos atuam como um ponto de referência para correlacionar todos os outros dados de marcha e como um meio de distinguir a marcha patológica da marcha normal [29].

No início da década, sistemas do tipo WS baseados em sensores inerciais e algoritmos dedicados para avaliação precisa e exata dos parâmetros espaço-temporais da marcha foram desenvolvidos. Estes foram descritos e validados para a análise em idosos [30] e pacientes com doença de Parkinson [31]. Os sistemas são baseados na medição de sinais inerciais e o algoritmo desenvolvido permite a detecção de parâmetros temporais e avaliação de características da marcha, com base na trajetória 3D do pé, podendo ser feita fora de um ambiente de laboratório. Além disso, a extração e a análise de dados podem ser convenientemente realizadas com a ajuda de algoritmos dedicados, com uma saída rápida e facilmente interpretável que não envolva a configuração pesada e de conhecimentos avançados exigidos por um laboratório de marcha 3D completo.

Bourgeois *et al.* [11] utilizaram o Physilog[®], um sensor inercial utilizado nos pés,

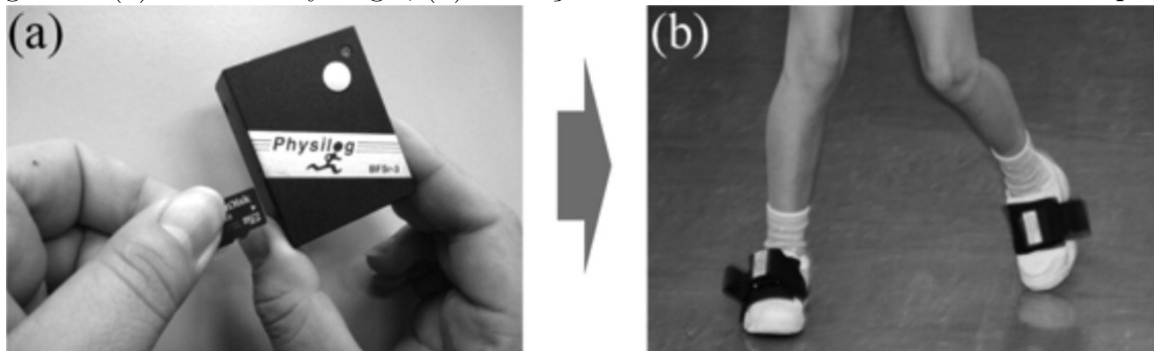
Figura 7: . Exemplo de um sistema NWS: (1) câmeras infravermelhas; (2) sensor inercial; (3) sensor FS de força; (4) sensor eletromiográfico wireless; (5) estação de trabalho; (6) sistema de gravação de vídeo; (7) TV; (8) estação de controle.



Fonte: BTS GaitLab [27]

para a obtenção de parâmetros espaço-temporais de marcha em crianças com PC. Com ele, conseguiram analisar parâmetros temporais e espaciais da marcha fora de um ambiente de laboratório com boa acurácia e precisão em crianças. A comparação com o grupo controle produziu resultados congruentes com o que se sabe sobre a marcha durante trajetórias retas em crianças com paralisia cerebral que caminham independentemente. Além disso, os participantes acharam o sistema leve e fácil de vestir e usar.

Figura 8: (a) Módulo Physilog®; (b) Criança com PC utilizando o sensor anexo ao sapato.



Fonte: Bourgeois *et al.* (2014) [11]

Dini PD e David AC [32] realizaram uma comparação entre a marcha de crianças normais e com PC do tipo hemiplegia espática (paralisia de metade do corpo em que os

músculos se tornam rígidos e fracos e o indivíduo tem dificuldade de falar e locomover-se) utilizando o sistema Peak Motus Motion Measurement System, com duas câmeras de vídeo SVHS com taxa de aquisição de 60 Hz. Com este sistema, estudaram a repetibilidade dos parâmetros espaço-temporais de marcha e ambos os grupos apresentaram bons resultados.

Partindo para algoritmos para a obtenção destes parâmetros temporais, é possível notar que os algoritmos de detecção de eventos (descritos na Figura 2) automatizados publicados tiveram testes limitados em populações patológicas, particularmente aquelas onde as medições de força não estão disponíveis ou não são confiáveis, uma vez que o paciente nessa condição pode deslizar ou arrastar o pé na fase de balanço, criando falsas entradas de força. Baseado nisso, foram classificados diferentes padrões de marcha patológica e elencados os algoritmos mais eficientes para a medição em cada caso[33][34]. Gonçalves *et al.*[34] conclui que o melhor algoritmo para a detecção de eventos entre os analisados foi o descrito por Ghousayni *et al.* [35]. Este algoritmo determina eventos com base na velocidade de marcadores no plano sagital.

3 PROJETO BÁSICO

3.1 Descrição e premissas do projeto

O projeto consiste no aprimoramento dos parâmetros temporais de um sistema de captura de marcha pré-existente [1], bem como a atualização dos sensores deste último para opções disponíveis no mercado. O projeto será dividido em 4 partes: escolha e adequação dos sensores atualizados, sincronização dos *outputs* dos sensores, realização de testes e análise dos parâmetros espaciais e temporais.

A primeira parte consiste na substituição do sensor RGB-D Microsoft Kinect V2, dado que sua produção foi descontinuada pela empresa, por outro sensor com disponibilidade no mercado. Ainda nesta parte, serão feitas as devidas adequações relacionadas ao *Middleware* compatível com o novo sensor, com a finalidade de manter as principais funcionalidades presentes no sistema utilizado como base. Ainda nesta parte, será determinada o uso de um novo sensor WS para garantir a melhora dos parâmetros temporais do sistema.

Na segunda parte haverá a sincronização temporal dos dados obtidos pelos sensores.

Na terceira parte o sistema será testado em pessoas localizados em ambientes não laboratoriais e executando a marcha com o menor número de sensores WS possível, evitando que a presença de sensores junto ao corpo prejudique as características da marcha real do paciente.

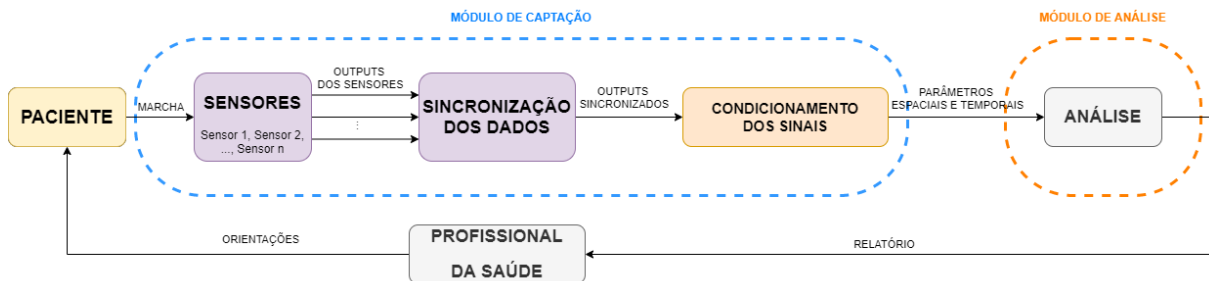
Por fim, na quarta parte será feita uma análise comparativa dos parâmetros obtidos pelo sistema utilizado como base e o novo sistema. Esta parte focará principalmente nos parâmetros temporais, pois era o principal ponto a ser melhorado do sistema base, segundo o próprio autor.

Considerando uma grande base de dados de Ciclos de Marcha realizada sobre uma ampla população [36] [37], assume-se neste trabalho que o período de marcha está compreendido entre $T_{min} = 700ms$ e $T_{máx} = 1600ms$.

3.2 Análise mecatrônica

O sistema de análise de marcha incluirá dois módulos, que utilizarão da marcha do paciente a ser estudado. O primeiro será responsável pela captação dos movimentos do paciente através de múltiplos sensores, em seguida os *outputs* serão devidamente sincronizados, para que então sejam condicionados e tratados para a aquisição de parâmetros espaciais e temporais. O segundo módulo será responsável por gerar um relatório contendo os principais parâmetros utilizados na análise de marcha. Por fim, espera-se que o relatório seja analisado por um profissional da saúde e este transmita as devidas orientações ao paciente.

Figura 9: Análise mecatrônica do sistema de análise de marcha



Fonte: Adaptado de Barreira [1], 2020.

3.3 Requisitos

Para a definição dos requisitos será utilizada como base o trabalho de Barreira [1], o qual realizou uma análise em conjunto com médicos e fisioterapeutas do Instituto Remo Meu Rumo (organização civil de interesse público que, em parceria com o Centro de Práticas Esportivas da Universidade de São Paulo (CEPEUSP), tem a missão de propiciar o acesso à prática esportiva de remo e canoagem para crianças com deficiência física, gerando ganhos físicos, psíquicos e sociais) acerca da escolha dos parâmetros de marcha a serem calculados. A solução deve contemplar os seguintes requisitos:

- Ser de baixo custo, isto é, pelo menos 20 vezes mais barato do que um sistema de análise de marcha padrão do mercado. O padrão ouro utilizado para fazer a comparação entre sistemas de captura é do sistema de captura de movimento da Vicon [38], que possui custo aproximado de 1,05 milhão de reais[39].;
- Não-restritiva (não impedir o paciente de exercer seu modo natural de caminhar);

- Portátil (ser de fácil montagem e transporte e ser utilizável em ambientes não laboratoriais);
- Algoritmo de processamento de dados modular, isto é, não ser vinculada a um sistema de sensoriamento específico, de forma que esta etapa possa ser aproveitada de Barreira[1], mesmo utilizando outro sistema de sensoriamento.

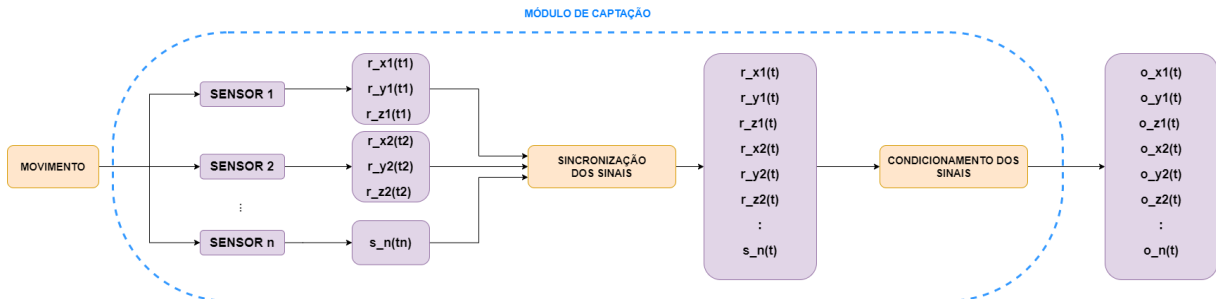
Para atingir os objetivos do projeto, em especial a melhora na aquisição dos parâmetros temporais, será necessário acrescentar novos requisitos:

- Utilizar um sensores disponíveis no mercado;
- A frequência de aquisição do sensor de processamento de imagem deve ser maior ou igual a $30Hz$, a fim de manter os níveis de concordância dos parâmetros espaciais.
- A taxa de aquisição de dados da palmilha deve ser menor que $14ms$. Já que o menor evento da marcha corresponde a Fase 1 (Contato Inicial) com 2% do Ciclo de Marcha e considerando o menor período de marcha $T_{min} = 700ms$, temos que o período deste evento se dá em $14ms$.

3.4 Módulo de Captação

O módulo de captação é composto pelos sensores, a sincronização dos dados obtidos pelos sensores e o condicionamento destes (Fig.10), sendo também responsável por alimentar os dados de entrada do Módulo de Análise.

Figura 10: Módulo de captação detalhado



Fonte: Adaptado de Barreira [1], 2020.

O sensor responsável pela aquisição das posições das articulações fornecerá os dados brutos de cada articulação provenientes do movimento do usuário na forma $[r_{xi}, r_{yi}, r_{zi}]_{(i=1,2,\dots,n)}$, tal que i representa a i -ésima articulação e n o número total de articulações. Haverá

também sensores responsáveis por captar o momento de contato de cada pé ao solo, os quais não necessariamente estarão sincronizados com os dados de posição das articulações, denotados na Fig.10 como $[s_i(t)]_{(i=1,2,\dots,n)}$. Para isso, posteriormente, é feito a sincronização dos sinais para que seja possível a realização do condicionamento dos sinais. O condicionamento fará as manipulações adequadas dos dados (já sincronizados), para que sejam devidamente aceitos pela entrada do módulo seguinte, o Módulo de Análise, no formato $[o_{xi}(t), o_{yi}(t), o_{zi}(t)]_{(i=1,2,\dots,n)}$ ou $[o_i(t)]_{(i=1,2,\dots,n)}$.

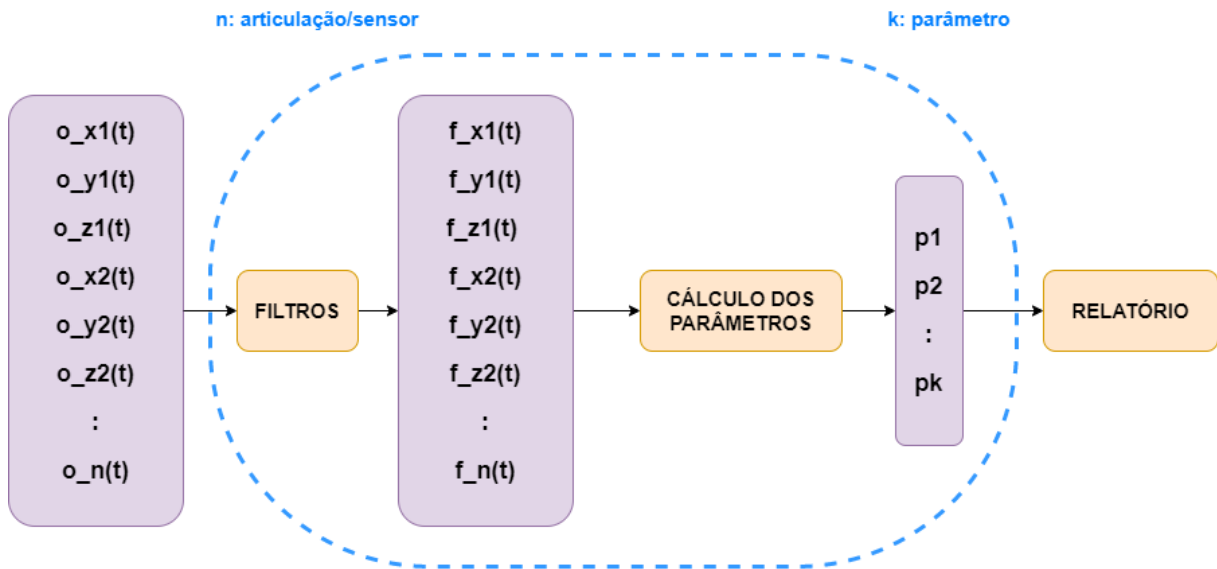
3.5 Módulo de Análise

O Módulo de Análise será responsável por filtrar os dados de entrada, realizar os cálculos dos parâmetros espaço-temporais, para que no final os resultados sejam sintetizados em um relatório (Fig. 11). Os cálculos dos parâmetros considerados serão adaptados do trabalho de Barreira [1], onde a definição utilizada de parâmetros primários são aqueles associados com maior frequência nos estudos de marcha e como parâmetros secundários aqueles associados diretamente à análise de marcha de indivíduos com PC. O Módulo de Análise deverá ser capaz de:

- Fornecer os parâmetros espaço-temporais primários:
 - velocidade média [m/s];
 - comprimento de passo [cm];
 - comprimento de passada [cm];
 - cadência [passos/min];
 - duração de passo [s];
 - duração do período de balanço [% CM];
 - duração do período de apoio [% CM];
 - duração do intervalo de apoio duplo [% CM];
 - distância percorrida [m]
- Fornecer os parâmetros associados à PC (secundários):
 - largura de passo [cm];
 - distância entre os centros das articulações dos joelhos esquerdo e direito [cm];

- distância entre os centros das articulações dos tornozelos esquerdo e direito [cm];
- ângulo da articulação do quadril [°];
- ângulo da articulação do joelho [°];
- ângulo da articulação do tornozelo [°];

Figura 11: Módulo de análise detalhado



Fonte: Adaptado de Barreira [1], 2020.

A fim de adequar os dados de entrada para o cálculo de parâmetros, são aplicados filtros que resultam num conjunto de coordenadas no formato $[f_{xi}, f_{yi}, f_{zi}]_{i=1,2,\dots,n}$. Após as realizações dos cálculos, obtêm-se um conjunto de parâmetros $[p_j]_{j=1,2,\dots,k}$ tal que j é o j -ésimo parâmetro e k o número total de parâmetros calculados.

3.6 Soluções propostas

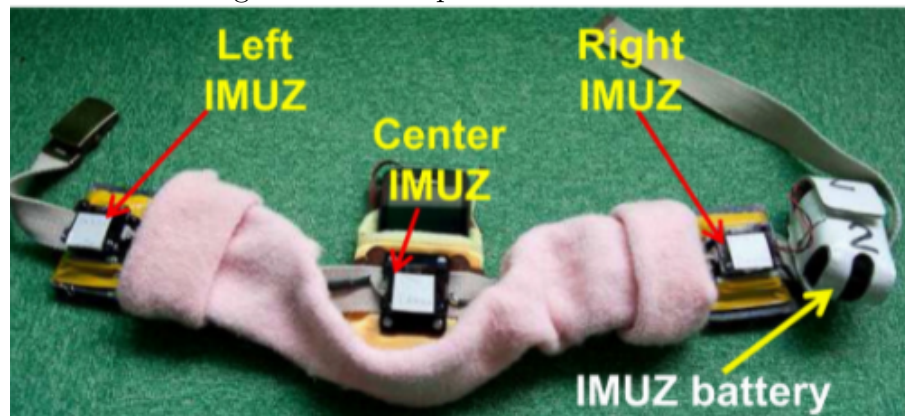
São apresentadas aqui algumas alternativas de métodos de sensoriamento da marcha.

3.6.1 Sensores vestíveis (WS)

Sensores inerciais, segundo a revisão de Spranger, S. et. al.[40] têm sido amplamente utilizados na pesquisa de sensores vestíveis (WS) para análise de marcha por diversos fatores, por exemplo, por serem de fácil uso e de baixo custo. Eles podem medir a trajetória de um único ponto do corpo, ou vários pontos se houverem múltiplos pontos

de captura [41]. No entanto, os padrões de marcha podem ser facilmente perturbados por fatores psicológicos e ambientais. A adição de múltiplos ou pesados sensores podem levar a alterações conscientes ou inconscientes do modo de caminhar do indivíduo e estas alterações podem ter graus diferentes, por exemplo, a fixação de um sensor no pé afetará mais o andar natural do que quando fixado em uma parte mais rígida do corpo (no centro das costas).

Figura 12: Exemplo de sensor inercial



Uncovered 3 IMU sensors on a belt

Fonte: NGO, T.T. et al. [41].

Os primeiros estudos usando este tipo de sensor, utilizaram sensores dedicados com taxas de aquisição de dados relativamente altas, ao redor de 250Hz [42][43][44][45]. Nos anos seguintes, os estudos usando os sensores dedicados passaram a utilizar taxas de atualização entre 50 e 100 Hz [46][47][48][49]. A possibilidade de utilizar os acelerômetros dos *smartphones*, os quais oferecem uma boa taxa de aquisição abaixo de 100Hz, tornaram os estudos ainda mais acessíveis. Dentre os estudos mais eficientes, já existem abordagens que utilizam sensores com taxas de 25Hz.[50][51][52]. Um dos principais desafios relacionados aos sensores WS refere-se ao local em que os dispositivos são presos e como isso é feito, pois além de trazer possíveis alterações na marcha, para múltiplos sensores é possível que haja deslocamento do dispositivo e posteriormente na análise dos dados sejam feitas suposições equivocadas. A localização do sensor pode trazer informações errôneas sobre a marcha natural do indivíduo, pois um sensor localizado no centro das costas detectará uma amplitude menor de movimento quando comparada a outro sensor preso a um dos membros, podendo levar a padrões de marcha muito distintos para pequenas variações no movimento.

3.6.2 Sensores de chão (FS)

O uso de sensores FS para o estudo da maneira que caminhamos é comumente empregado por fisiologistas[53]. Em sistemas como esse, sensores são posicionados ao longo do piso na chamada 'Plataforma de Força' ou passarela instrumentada onde a marcha é medida por transdutores e sensores de força ou pressão quando o indivíduo caminha sobre ela. Estes dispositivos são os mais básicos para se obter uma ideia geral dos problemas de marcha que os pacientes possam ter. Uma vez que a força de reação é exatamente oposta à força inicial (3ª Lei de Newton), especialistas conseguem perceber a evolução da pressão do pé no piso em tempo real. Esta pressão é dada como uma porcentagem do peso da pessoa para que os dados sejam comparáveis entre pacientes[19].

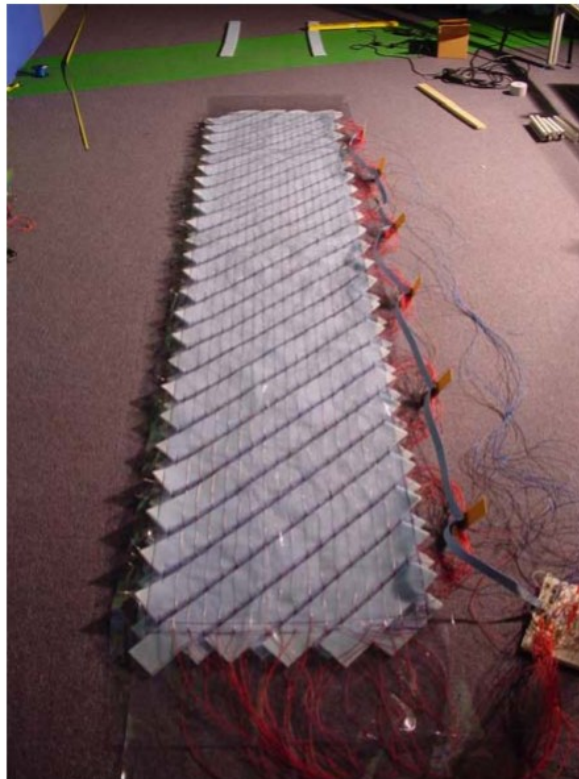
Muitas companhias como a Tekscan (www.tekscan.com) fabricam sistemas customizados para aplicações médicas. Contudo, estes sistemas possuem um alto custo para cobrir grandes áreas [53] o que os tornam inviáveis tendo em vista nossos requisitos. Middleton *et al.*[53] afirmam que há uma escassez de sistemas utilizando FS que são projetados com o reconhecimento de marcha em mente. Além disso, ou possuem resolução insuficiente, frequência de aquisição de dados muito baixa ou são muito caros. Os autores procuraram em seu trabalho prototipar um design de plataforma com sensores FS simples e barato, apresentado na Figura 13. O protótipo custou menos de \$100 e possui frequência de aquisição de dados de até 22Hz

Apesar dos autores terem desenvolvido um sistema barato, ele não atende aos demais requisitos estabelecidos, pois são difíceis de montar e transportar, o que impede que ele seja portátil.

3.6.3 Sensores/processadores de imagem (IP)

Os sensores ópticos são convenientes pois não requerem, necessariamente, que os indivíduos fixem objetos ao seu corpo e podem realizar o teste distantes da câmera. No entanto algumas soluções, como o sistema de análise Vicon 3D (Vicon Motion Systems Ltd., Oxford, UK), são extremamente caros e limitados a centros de especializados, restringindo o uso em larga escala. Câmeras 3D de baixo custo estão sendo usadas para diversas aplicações: scan 3D, captura de movimento, jogos, em aplicações do domésticas, entre outros. Suprindo tal demanda, o mercado oferece diversas opções, porém nem todas satisfazem os requisitos para estudos clínicos. Estudos utilizando exclusivamente o sensor KinectV2 (Fig. 14) [1][54] vem mostrando que os parâmetros espaciais são medidos satisfa-

Figura 13: Protótipo de plataforma de força



Fonte: Middleton et al.[53].

toriamente, ainda que não seja possível medir os parâmetros temporais consistentemente.

Figura 14: Sensor Microsoft Kinect V2



Outro ponto fraco destes sensores de baixo custo está na baixa frequência de aquisição de dados. No KinectV2, por exemplo, o *framerate* gira em torno de 30Hz, enquanto em soluções mais robustas (Vicon 3D) esta aquisição de dados é da ordem de 200Hz.

Tabela 5: Comparativo Microsoft Kinect V2 X Intel RealSense D435

	Microsoft Kinect V2	Intel RealSense D435
Preço	\$199.00 (Indisponível)	\$179.00
Campo de visão	70°H x 60°V	91.2°H×65.5°V×100.6°D
Alcance	0.5 - 4.5m	0.2 – 10m
Resolução	512×424	até 1280×720
Taxa de quadros	30 fps	até 90fps

Fonte: Microsoft & Siena *et al.* [23]

3.7 Escolha da solução

A alternativa escolhida será um sistema multimodal: manter-se-á o sensor de imagem e será adicionado sensores vestíveis ao sistema previamente proposto por Barreira [1]. O sensor de imagem utilizado anteriormente trazia parâmetros espaciais satisfatórios, por isso, será escolhido um sensor similar em termos de taxa de aquisição de dados (*framerate*) e resolução da câmera (Tabela 5). A câmera escolhida foi o modelo Intel RealSense D435 (Fig.15), na medida em que satisfazem os requisitos de preço e suas especificações técnicas são em geral melhores que a versão utilizada anteriormente. O uso do sensor implicará em custo zero aos envolvidos neste trabalho, visto que será de uso compartilhado com a Prof. Dr. Larissa Driemeier, que já tinha a posse do aparelho.

Figura 15: Sensor Intel RealSense D435



Para aprimorar os parâmetros temporais, serão utilizados sensores resistivos FSR402 conectados a microcontroladores ESP32 (Figura 16) fixados em uma palmilha que será desenvolvida pela dupla envolvida no trabalho. Esta abordagem foi escolhida, pois não altera o modo natural de marcha do paciente, o que pode não ocorrer ao fixar sensores nas pernas e no corpo, por exemplo, e trata-se de uma solução portátil e barata. Espera-se uma taxa de atualização de dados superior a pelo menos 1 *frame* de uma câmera de 30 *fps* (equivale a aproximadamente 33ms), dadas as especificações técnicas contidas na Tabela 6 e Tabela 7. Para que assim, seja possível adquirir dados temporais mais acurados para

posteriormente serem combinados com os dados espaciais.

Figura 16: Sensor FSR 402 (esquerda) e Microcontrolador ESP32 (direita)

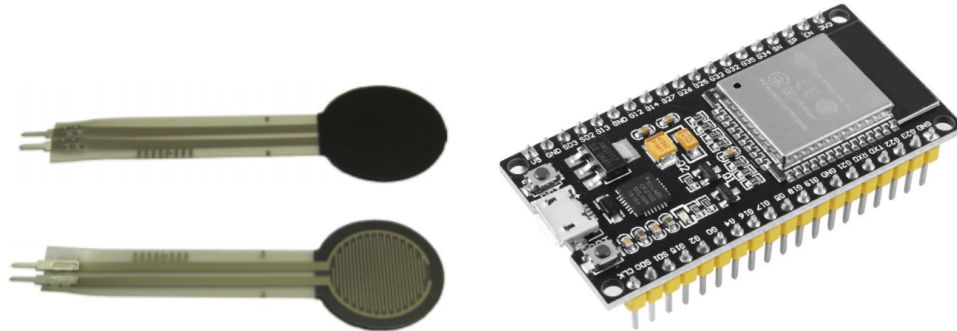


Tabela 6: Especificações técnicas do sensor resistivo FSR402

Amplitude de força	0.1 - 10N
Área de sensibilidade	18.28mm de diâmetro
Temperatura de trabalho	-30°C à 70°C
Tempo de resposta	$< 3\mu s$
Linearidade (erro)	$< \pm 2\%$
Repetibilidade	$< \pm 6\%$
Histerese	$< 10\%$
Drift	$< 5\%$
Durabilidade	≥ 10 <i>Ativações</i>
Preço	R\$18.99

Fonte: Interlink Electronics - Sensor Technologies

Tabela 7: Especificações técnicas do Microcontrolador ESP32-WROOM-32D

CPU	Xtensa dual-core 32-bit LX6 microprocessor
Wi-Fi	802.11 b/g/n
	0.4 μ s guard interval support
Bluetooth	v4.2 BR/EDR and BLE (shares the radio with Wi-Fi)
	Class-1, class-2 and class-3 transmitter
Flash memory	4MB
Temperatura de trabalho	-40°C à 85°C
Preço	R\$20.34

Fonte: Espressif Systems (Shanghai) Co., Ltd.

4 IMPLEMENTAÇÃO

4.1 Intel RealSense

O subsistema de captação foi implementado utilizando a linguagem de programação Python 3.7, no ambiente SDK (Software Development Kit) Intel RealSense SDK 2.0. Por meio deste foi feita a captura bruta dos dados dos sensores de vídeo estéreo e infravermelho, exportando-os em formato compatível ao SDK (.bag). Posteriormente, com o auxílio do ambiente Skeleton Tracking SDK by Cubemos são capturadas as coordenadas espaciais das juntas do tornozelo e do joelho no decorrer do tempo. Por fim, as informações processadas foram salvas em arquivo de texto (.txt) para posterior processamento no módulo de análise.

4.1.1 Interpretação gráfica dos resultados

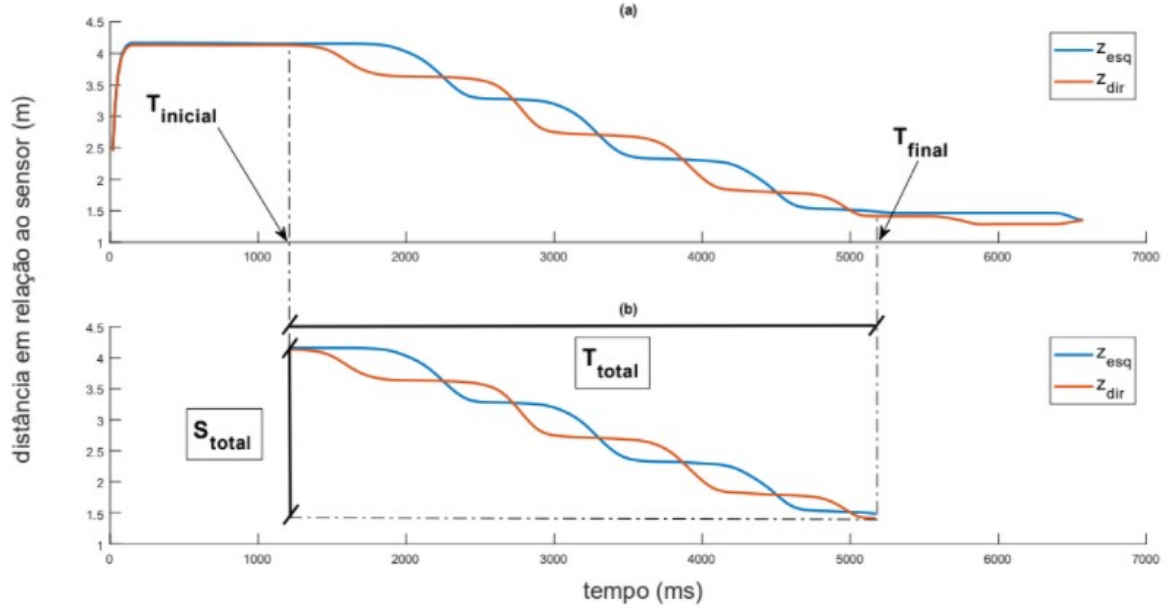
A fim de avaliarmos a implementação coerente do sensor Intel RealSense, bem como as saídas produzidas por ele, explicaremos detalhadamente como interpretar os gráficos gerados e sua relação com o mundo físico.

O módulo de análise foi adaptado de Barreira [1] e desenvolvido em MATLAB (MathWorks, EUA) para interpretar os arquivos gerados pelo módulo de captação em formato .txt, que possuem as informações referentes às posições das juntas ao longo do tempo.

O gráfico gerado inicialmente (Figura 17-a) mostra as coordenadas z das articulações do tornozelo ao longo do tempo, isto é, a distância do paciente em relação ao sensor.

Por meio da observação do gráfico gerado inicialmente, o usuário deve informar os tempos inicial ($T_{inicial}$) e final (T_{final}) de análise da coleta para que se descarte os dados correspondentes aos instantes em que o paciente esteve fora da área útil de coleta. A Figura 17-b exemplifica o trecho da coleta que servirá de base para o cálculo dos parâmetros de marcha.

Figura 17: Seleção da janela temporal da amostra para avaliação da marcha



Fonte: Barreira [1], 2020.

A **distância percorrida** (S_{total}), **duração total** (T_{total}) e **velocidade média** (V_{media}) são calculados, respectivamente, pelas equações 4.1, 4.2 e 4.3, tal que $Z(t)$ indica a coordenada Z do tornozelo no tempo t .

$$S_{total} = Z(T_{final}) - Z(T_{inicial}) \quad (4.1)$$

$$T_{total} = T_{final} - T_{inicial} \quad (4.2)$$

$$V_{media} = S_{total}/T_{total} \quad (4.3)$$

O cálculo do **comprimento do passo** é dado pelas equações 4.4 e 4.5 e representadas na Fig. 18.

$$t_{zero} = t(Z_{dir} \cong Z_{esq}) \quad (4.4)$$

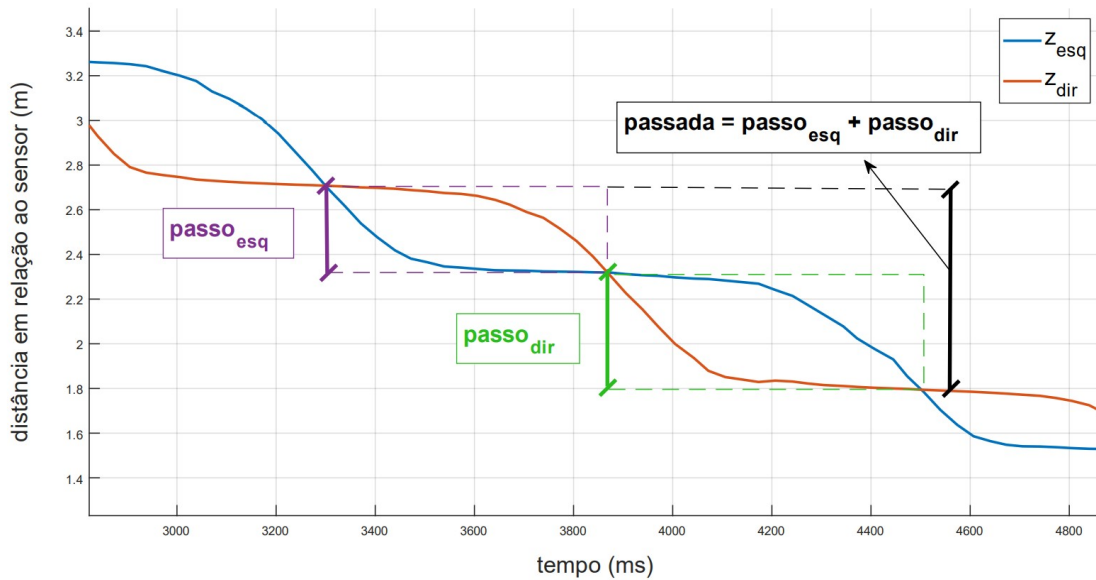
$$passo = Z(t_{zero_i}) - Z(t_{zero_{i+1}}) \quad (4.5)$$

O **comprimento da passada**, por consequência, é dado pela soma de dois passos

consecutivos (Eq. 4.6).

$$passada = passo_{esq} + passo_{dir} \quad (4.6)$$

Figura 18: Cálculo do comprimento de passo e passada



Fonte: Barreira [1], 2020.

Na Figura 19 estão representados os elementos de um ciclo de marcha (CM). O ciclo inicia-se com o contato do pé direito (PD) no solo, iniciando o período de apoio do PD. Durante este período de apoio do PD o pé esquerdo (PE) também está em apoio simultâneo em dois intervalos de tempo dentro do mesmo CM. Os intervalos de tempo em que ocorrem tais apoios simultâneos são caracterizados como **apoio duplo** de um CM.

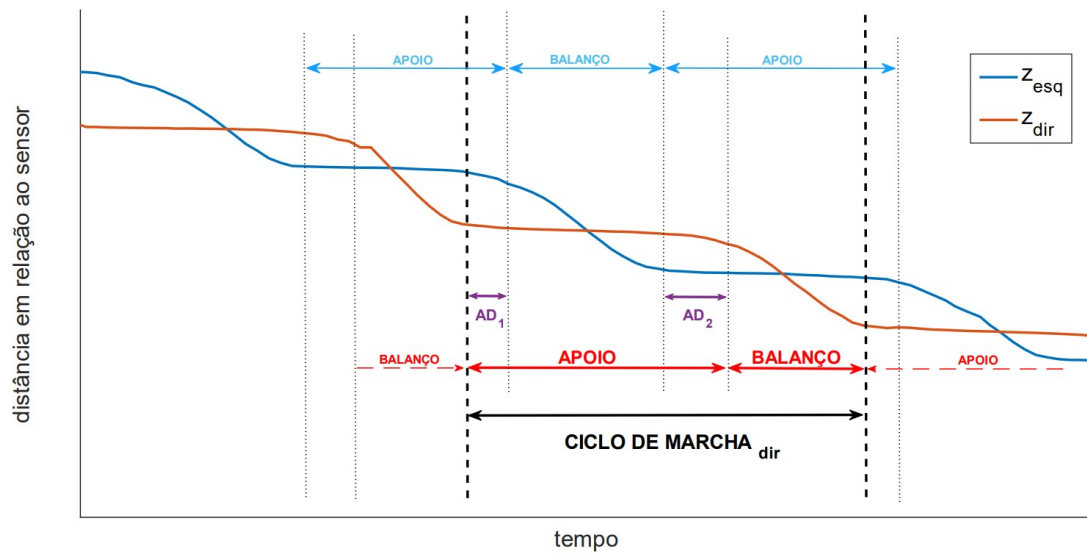
4.1.2 Posicionamento do sensor Intel RealSense

No trabalho de Barreira [1], foi utilizado o sensor Kinect V2 a uma altura de 0,245m do chão e o paciente caminhava sobre uma esteira com 0,095m de altura:

Contudo, ao testarmos em altura equivalente, considerando que o paciente caminha sobre o chão, não obtivemos resultados satisfatórios de leitura.

Sendo assim, decidimos testar diferentes alturas para que pudéssemos verificar aquela cuja saída fosse ótima. Observando o comportamento de nosso algoritmo de detecção das juntas do corpo humano, verificamos que obtínhamos uma boa leitura das juntas individualmente quando o corpo inteiro era detectado, ou seja, quando todas apareciam para a câmera. Portanto, nossa hipótese inicial, considerando um ângulo de detecção do

Figura 19: Elementos do CM no gráfico gerado pelo módulo de análise

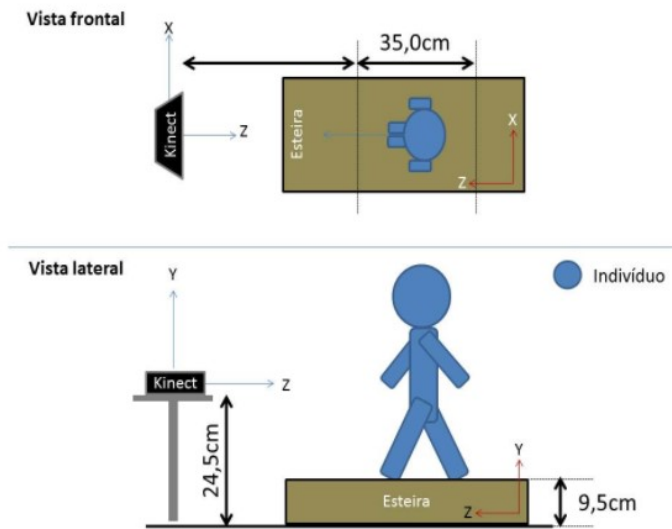


Fonte: Barreira [1], 2020.

Figura 20: Configuração física do Kinect e esteira do trabalho de Barreira[1]

Configuração Física

ESTEIRA +
KINECT



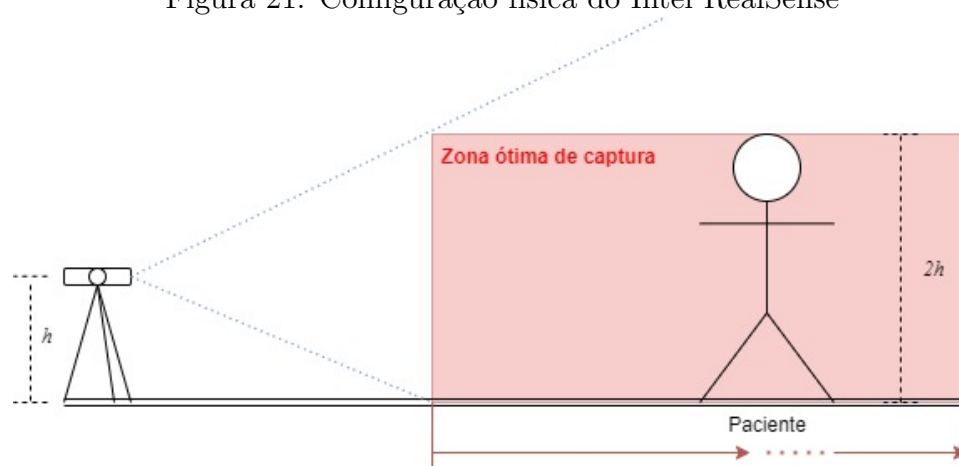
Fonte: Barreira [1]

sensor simétrico em relação ao eixo horizontal do sensor, foi de que a altura ideal deste seria na altura média do paciente, conforme Figura 21.

Foram feitos testes nas alturas $h = 7, 30, 60, 90$ e 100 cm e a altura do paciente saudável testado era de $1,80$ m. Os resultados são mostrados na Figura 22.

Os resultados gerados nesta etapa ainda são preliminares e necessitam melhor desen-

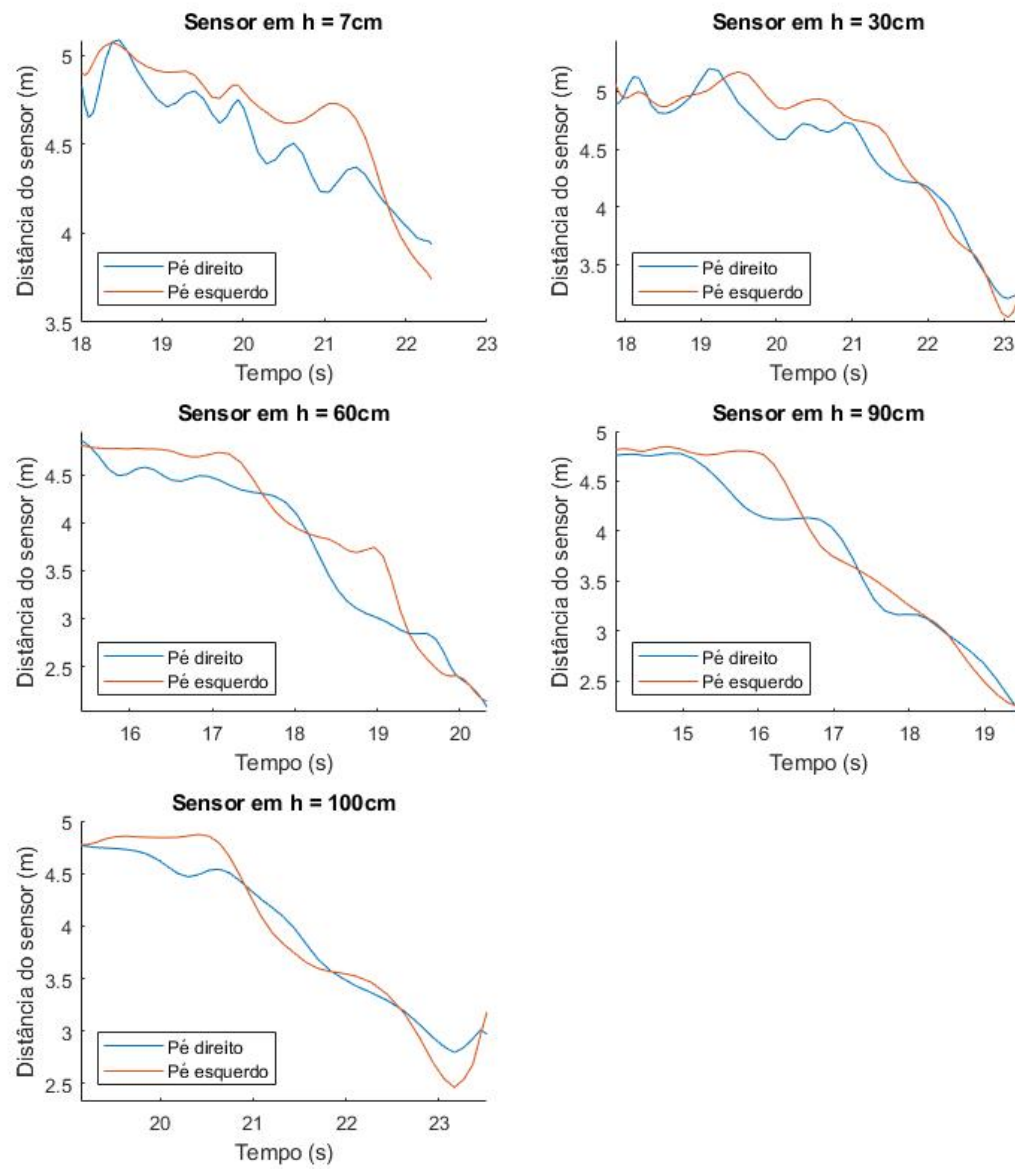
Figura 21: Configuração física do Intel RealSense



Fonte: Autoria própria.

volvimento do *middleware* e tratamentos que serão feitos posteriormente. Contudo, uma análise qualitativa inicial permite concluir que, de fato, a altura média do paciente é a melhor posição para o sensor.

Figura 22: Resultados obtidos com sensor em diferentes alturas

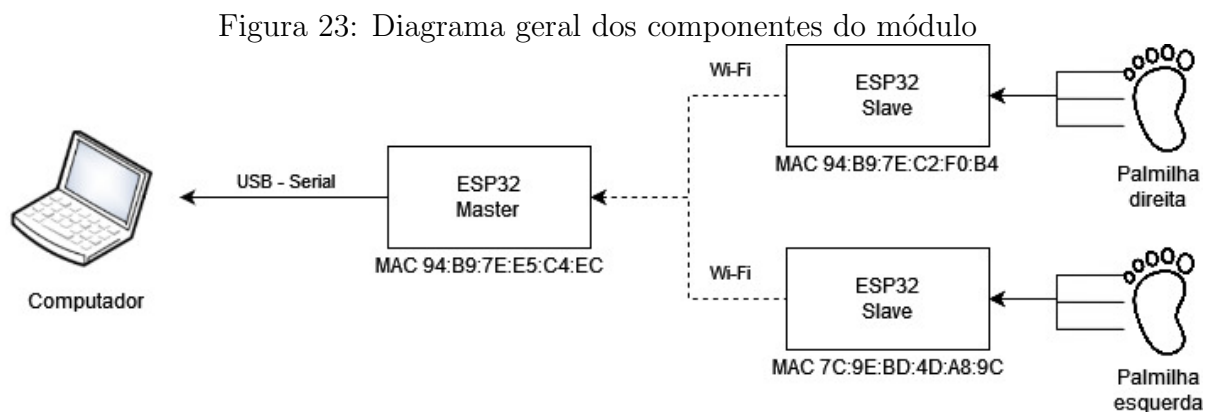


Fonte: Autoria própria.

4.2 Palmilha

4.2.1 Microcontrolador

Para a leitura e envio dos valores de tensão dos sensores resistivos foi escolhido o microcontrolador ESP32-WROOM-32D. O microcontrolador possui módulo Wi-Fi integrado, o qual será utilizado para evitar a necessidade do uso de cabos externos que possam impedir o andar natural do paciente. O módulo também atende a especificação de frequência de envio de dados com até 2.4GHz, por meio de biblioteca disponibilizada pela fabricante. Serão utilizados 3 microcontroladores para a construção do módulo completo (Fig. 23). Dois deles (servos) são responsáveis pela aquisição e processamento das tensões dos sensores e posterior envio via Wi-Fi dos dados já formatados, serão alimentados por uma fonte externa móvel de 5 volts. O terceiro (mestre) tem como tarefa a captura dos dados de ambos os microcontroladores, realizar a devida formatação dos mesmos e realizar o despacho por meio de Serial. O mestre irá ser conectado via USB em um computador, que fará a aquisição dos dados impressos via Serial.

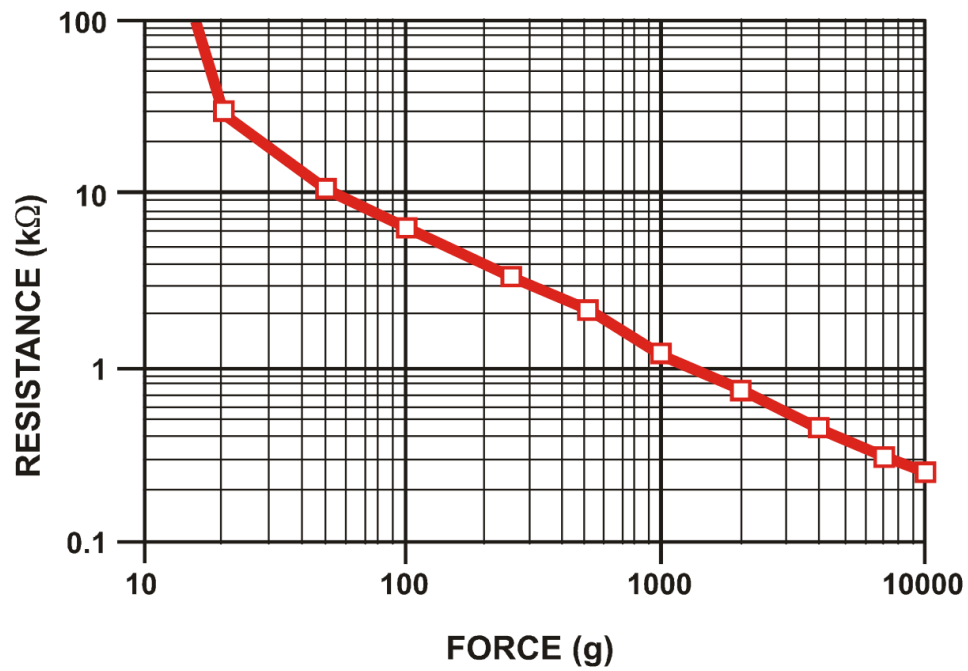


Fonte: Autoria própria.

4.2.2 Sensor resistivo de força (FSR)

Para a detecção do contato do pé com o chão foram utilizados 3 sensores FSR402 em cada palmilha, aliados com resistores pull-up (10K) para a devida leitura das tensões pelo microcontrolador. Os sensores são ligados a uma tensão 5V fornecida pelo microcontrolador e tem sua resistência variável até 10kg de força (Fig. 24), segundo o fabricante, quando o sensor atinge o ponto de saturação.

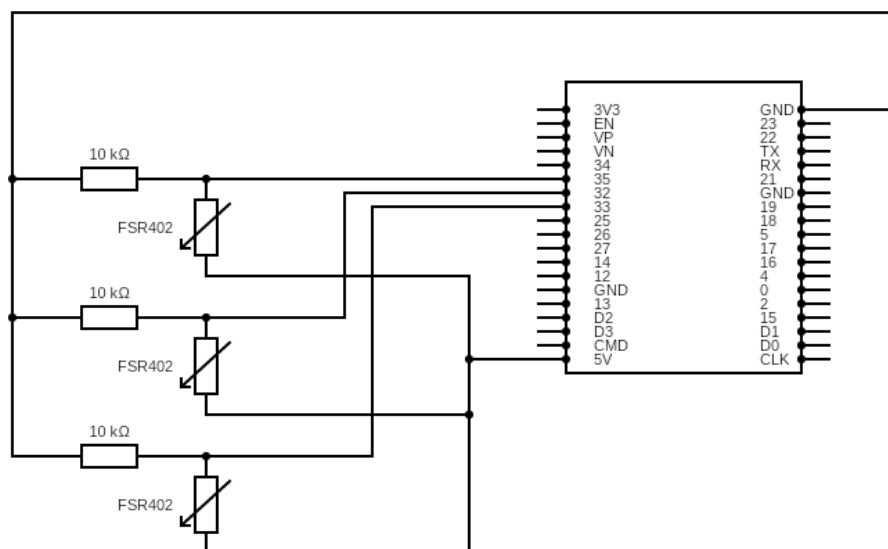
Figura 24: Gráfico de variação de resistência conforme peso aplicado



Fonte: Interlink Electronics - Sensor Technologies.

Na Fig. 25 uma representação da disposição dos sensores e resistores, bem como as portas utilizadas.

Figura 25: Circuito elétrico da palmilha



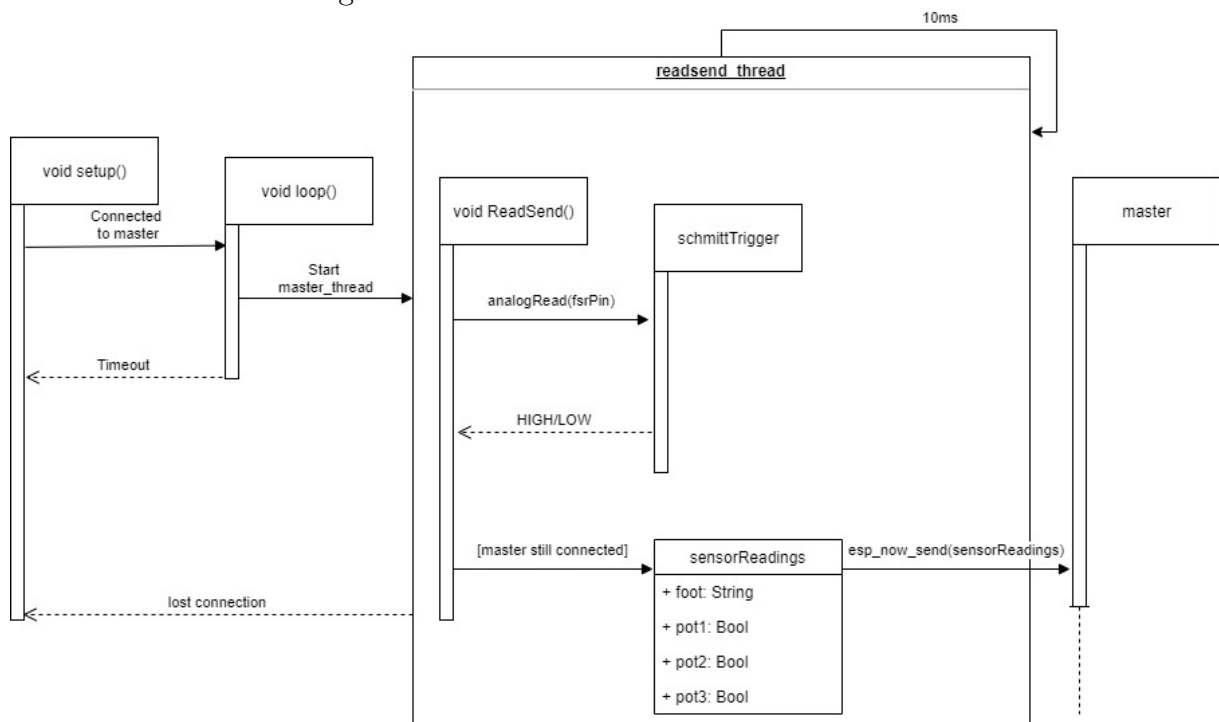
Fonte: Autoria própria.

4.2.3 Programa embarcado

4.2.3.1 Servo

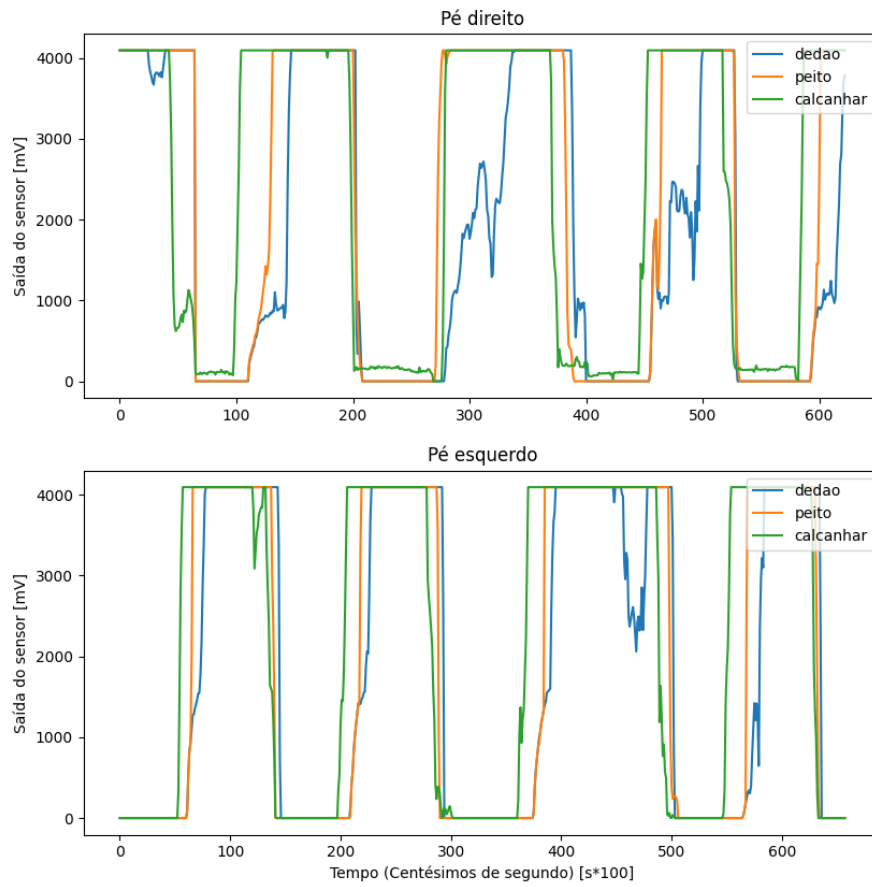
O programa utilizado nos microcontroladores servos segue uma rotina, ilustrada na Fig. 26 de forma simplificada e explicada a seguir. Ao ligar o microcontrolador da palmilha, a máquina entrará no estado de conexão com o microcontrolador mestre (master) via Wi-Fi. A conexão é endereçada através do endereço MAC de cada microcontrolador. Em caso de falha, a máquina permanece no estado atual. Realizada a conexão é iniciada a leitura de tensão dos 3 sensores FSR através das portas ADC (35,32,33) do microcontrolador (Fig. 27), com valores que variam de 0 a 4095 mV. Após a leitura, os dados passam por uma implementação em software do Disparador Schmitt (Schmitt Trigger), que retorna os valores 0 ou 1 (Fig. 28) de acordo com os limiares de tensões determinados (limiar HIGH = 3V e limiar LOW = 2.5V). O intervalo de leitura foi determinado em 10ms e foi implementado utilizando um controlador de Threads. Para cada leitura, os 3 resultados e a indicação do pé (“right” ou “left”) são armazenados em uma variável e são enviados ao microcontrolador mestre. Na próxima leitura, os novos resultados sobrescrevem os anteriores.

Figura 26: Rotina do microcontrolador servo



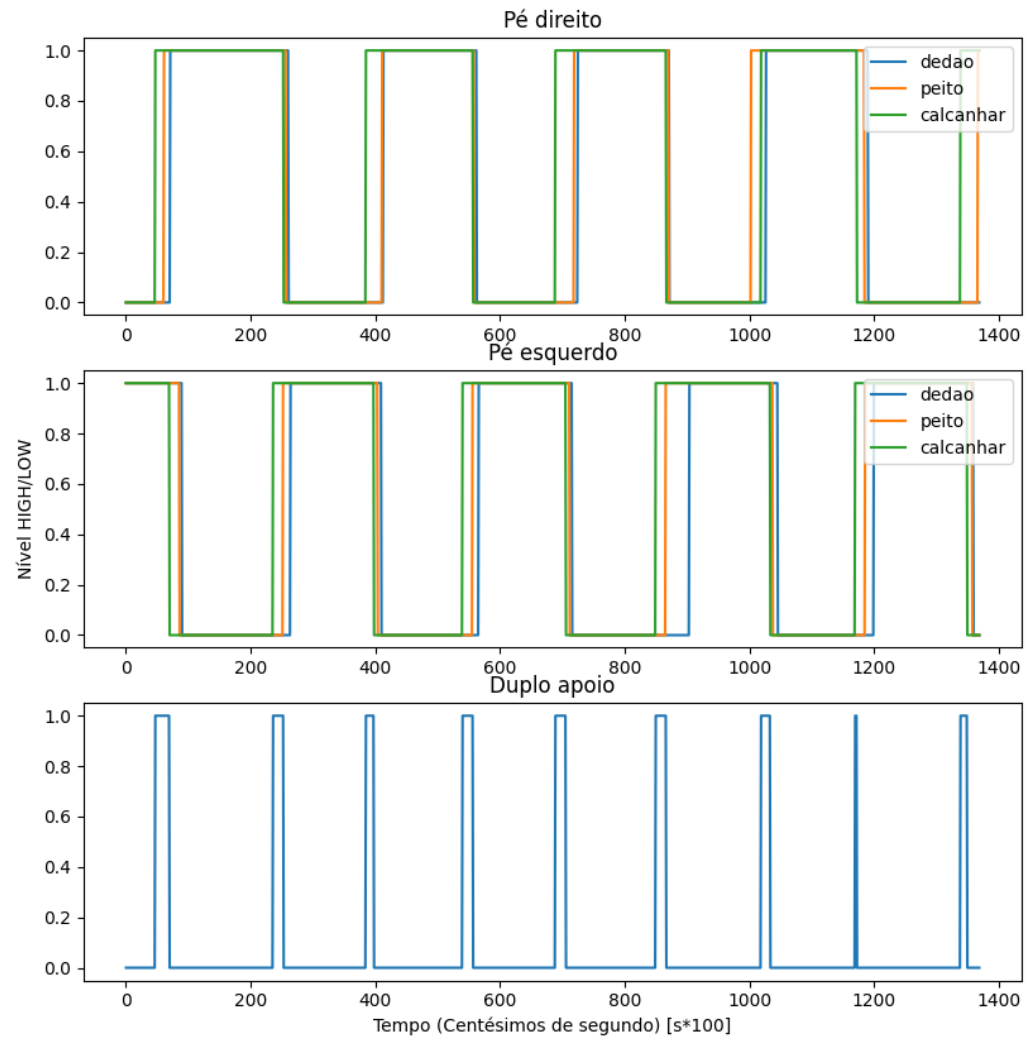
Fonte: Autoria própria.

Figura 27: Output dos sensores antes do Schmitt Trigger



Fonte: Autoria própria.

Figura 28: Exemplo de output e gráfico



Fonte: Autoria própria.

Os sensores FSR402 foram alocados em palmilhas recortáveis (Fig. 29) em três pontos: dedão, calcanhar e peito do pé. O conjunto todo foi inserido dentro de uma meia (Fig. 30) e após ser calçada, seu uso será feito diretamente no chão, sem o uso de qualquer outro calçado. Os demais componentes eletrônicos (microcontrolador e resistores) foram devidamente soldados em placa de fenolite ilhada. A bateria e a placa (Fig. 31) serão fixadas na perna do paciente por meio de fita de velcro.

Figura 29: Disposição dos sensores na palmilha recortável



Fonte: Autoria própria.

Figura 30: Conjunto (palmilha e sensores) acomodado dentro de meia



Fonte: Autoria própria.

Figura 31: Microcontrolador e bateria



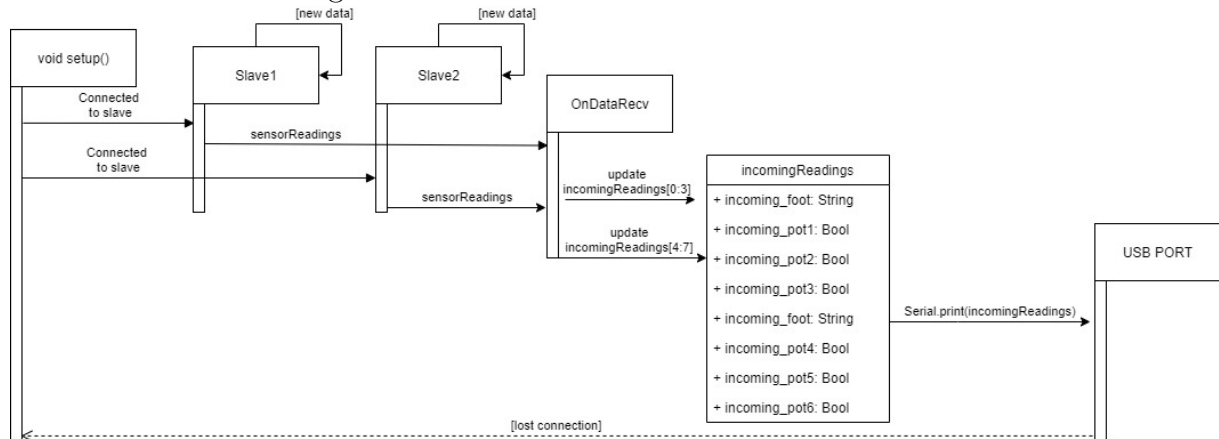
Fonte: Autoria própria.

4.2.3.2 Mestre

O programa usado no microcontrolador mestre tem uma rotina que está ilustrado na Fig. 32 de forma simplificada. O mestre aguarda até que seja estabelecida pelo menos

uma das conexões com os servos (sabido os endereços MAC de cada servo). Após isso a função `OnDataRecv()` é chamada a cada instante que a mensagem de um dos servos é recebida, atualizando as respectivas variáveis de `incomingReadings` e imprimindo todas as leituras via `Serial`.

Figura 32: Rotina do microcontrolador mestre



Fonte: Autoria própria.

Os arquivos de saída deste módulo adotam a formatação ilustrada na Fig. 33.

Figura 33: Exemplo de arquivo de saída

```

≡ 20210921_104842.txt
1  right;0;1;0;left;1;1;0;
2
3  right;0;1;0;left;1;1;0;
4
5  right;0;1;0;left;1;1;0;
6
7  right;0;1;0;left;1;1;0;
8
9  right;1;1;0;left;1;1;0;
10
11 right;1;1;0;left;1;1;1;

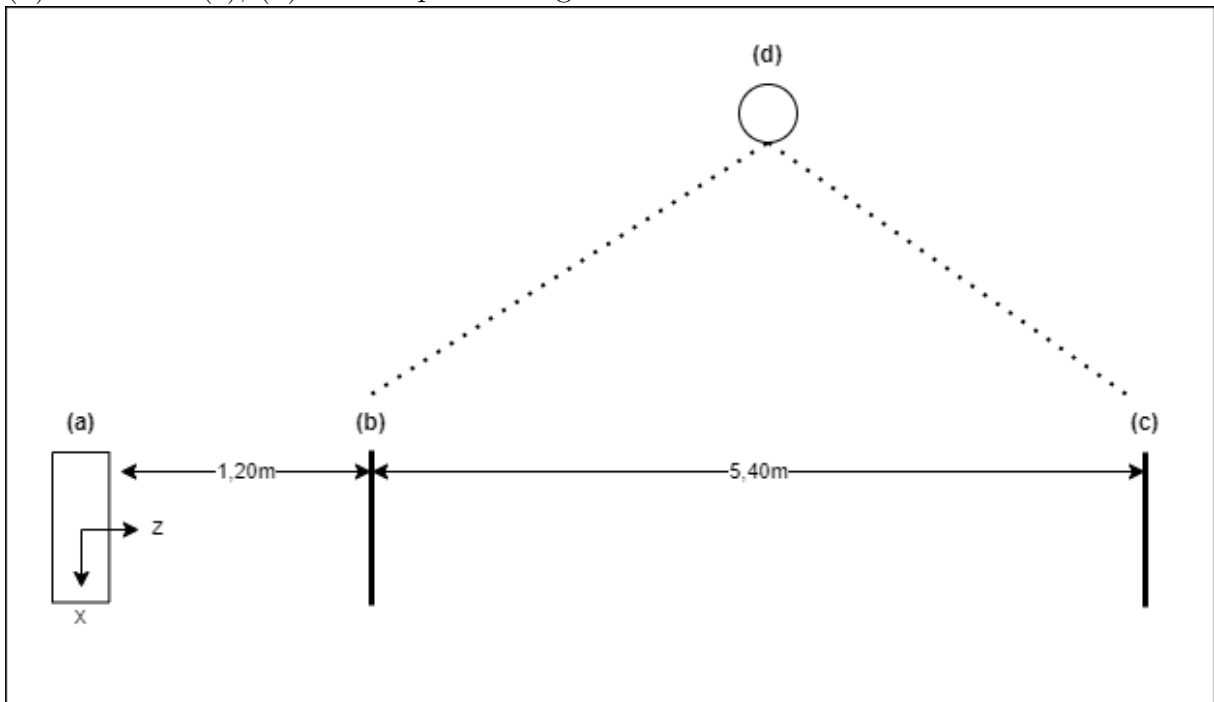
```

Fonte: Autoria própria.

4.3 Sistema completo

O sistema completo exige também o posicionamento de uma câmera de filmagem exclusiva para o registro dos instantes de ocorrência dos eventos de marcha, conforme Figura 34. O posicionamento da câmera pode variar de acordo com o modelo utilizado e a disponibilidade de espaço, a única exigência é que seja capaz de capturar toda a extensão da região da caminhada.

Figura 34: Disposição espacial dos equipamentos: (a) Intel RealSense; distâncias mínima (b) e máxima (c); (d) câmera para filmagem.



Fonte: Autoria própria.

4.3.1 Configuração de teste

A configuração de teste seguiu a estrutura apresentada na seção 4.1.2, ou seja, acomodando o sensor Intel RealSense em uma altura igual a metade da altura do paciente testado. Com a finalidade de obter uma validação dos parâmetros relacionados ao comprimento do passo e a distância percorrida, para cada teste foram feitas marcações no solo com fitas adesivas em intervalos de distâncias pré-determinadas de 60, 70 e 80cm (Fig. 35).

Figura 35: Configuração de teste: marcações no solo.



Fonte: Autoria própria.

Antes de iniciar o teste o paciente deve calçar a palmilha instrumentada acomodada dentro de uma meia e fixar uma bateria móvel no tornozelo com a ajuda de um velcro. Em seguida, o paciente é orientado a ficar de pé na marcação do início da pista, na posição mais distante do sensor. O início do teste acontece por comando remoto no computador. Orienta-se ao paciente para ficar poucos instantes apoiado sobre um pé antes de iniciar a marcha. Uma vez iniciada, o paciente deve caminhar pisando sobre as fitas adesivas

coladas no chão até o fim do percurso.

Para comparação dos parâmetros temporais realizou-se a filmagem da marcha com uma câmera a uma taxa de 60Hz. Através deste vídeo foram obtidos os instantes de início de contato do calcanhar com o solo (HS:*heel strike*, Fig.36) e da perda de contato da ponta do pé com o solo (TO:*toe off*, Fig.37) por meio da navegação frame a frame.

Figura 36: Instante do heel strike



Fonte: Autoria própria.

Figura 37: Instante do toe off



Fonte: Autoria própria.

5 RESULTADOS

Para obtenção dos resultados aqui apresentados, para cada amostra, foram coletados dados temporais e espaciais por meio do sensor Intel RealSense e dos sensores resistivos das palmilhas, com a qual conseguimos calcular os elementos do CM desejados, conforme exemplo na figura 38.

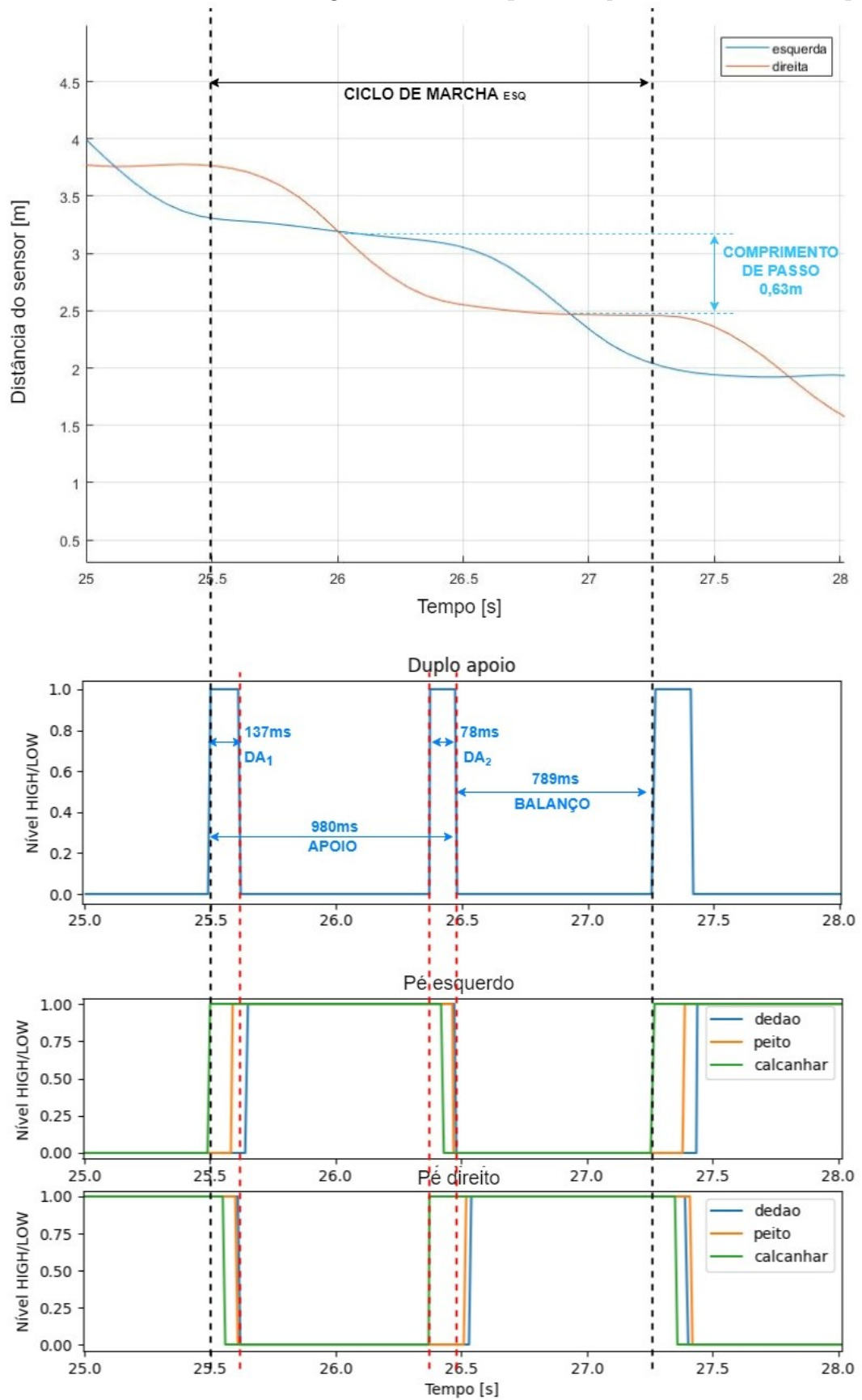
Em seguida, para os dados obtidos pelo Intel RealSense, para cada amostra, foi calculada a média dos comprimentos de passo e comparada com as marcações feitas no chão e, para os sensores resistivos, foi calculada a média temporal de cada parâmetro para cada amostra e comparada com os intervalos obtidos por uma câmera de 60Hz, por meio da metodologia de Bland-Altman, desenvolvida na próxima seção.

Para cada uma destas também calculamos os valores de correlação (r) entre os diferentes métodos de medição e a média das diferenças. Estes valores de correlação (r) foram interpretados conforme proposto em Devore [55] e são apresentados na tabela abaixo.

Tabela 8: Classificação dos valores de correlação (r)

Valor de r	Definição
0,00 a 0,19	Correlação muito fraca
0,20 a 0,39	Correlação fraca
0,40 a 0,69	Correlação moderada
0,70 a 0,89	Correlação forte
0,90 a 1,00	Correlação muito forte
Fonte: Adaptado de Devore [55]	

Figura 38: Elementos do CM nos gráficos obtidos pelos *outputs* do módulo de captação



Fonte: Autoria própria.

Apresentaremos os resultados obtidos e, posteriormente, uma análise crítica de cada parâmetro medido.

5.1 Aplicação da metodologia de Bland-Altman

A fim de avaliar a concordância entre os métodos de medição quantitativos utilizados, adotaremos a metodologia de Bland-Altman[56]. Esta metodologia é comumente utilizada em estudos clínicos para esta finalidade e serve de complemento à verificação do valor de correlação, uma vez que duas variáveis quantitativas podem apresentar alta correlação, porém serem pouco concordantes.

A metodologia de Bland-Altman é um método gráfico que relaciona os valores da diferença entre dois métodos de medição com seus respectivos valores médios para cada amostra. São tomados os parâmetros de viés (média das diferenças, $\bar{d}$), desvio padrão das diferenças (s_d) e os limites inferior e superior de concordância (LIC e LSC, respectivamente), sendo $LIC = \bar{d} - 1,96 * s_d$ e $LSC = \bar{d} + 1,96 * s_d$.

Sendo assim, para a verificação da concordância, compararemos os valores de viés com o parâmetro cabível (marcações no solo ou intervalo de tempo entre frames da câmera) e as distâncias das diferenças de cada amostra em relação à média das diferenças, ou seja, se os valores obtidos estão dentro dos limites de concordância (entre LSC e LIC).

Para que se possa comparar os resultados obtidos com o trabalho de Barreira [1], utilizamos os mesmos parâmetros de marcha estudados:

- comprimento de passo em m ;
- período de apoio em ms ;
- período de balanço em ms ;
- apoio duplo em ms ;
- duração do CM em ms .

As amostras foram obtidas de pacientes saudáveis e os eixos vertical e horizontal dos gráficos de Bland-Altman desse estudo possuem a mesma unidade de medida que o parâmetro em análise. Foram posicionadas no chão marcações com distâncias pré-definidas (0,6; 0,7 e 0,8m) em que o paciente deveria obrigatoriamente pisar com o calcanhar, a fim de comparar os resultados obtidos com as distâncias reais.

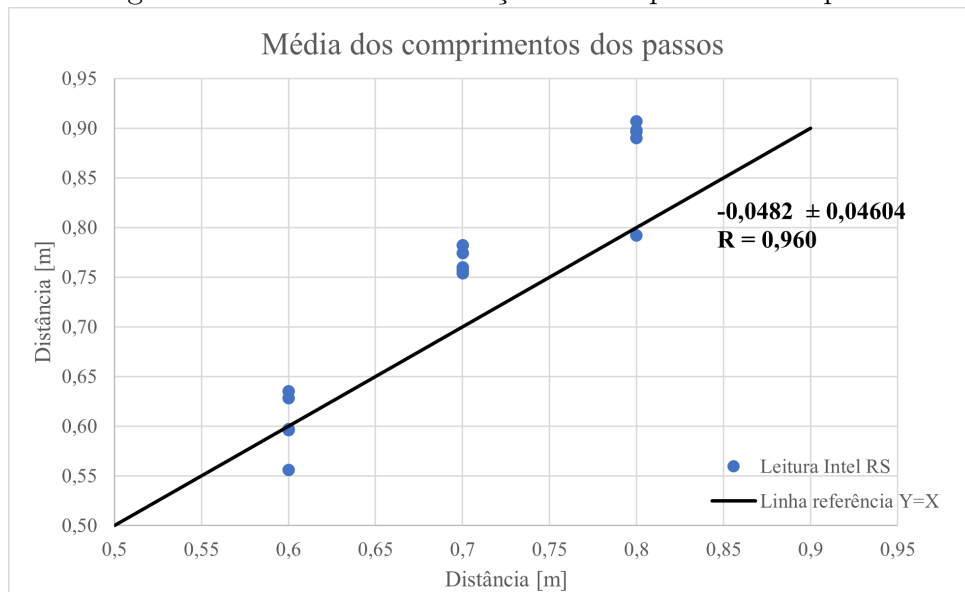
5.1.1 Comprimento de passo

Tabela 9: Valores médios de comprimento de passo (m) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e o Intel RealSense, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Marcação no solo [m]	Intel RS [m]	Média	Diferença
D60T1	0,60	0,60	0,60	0,00
D60T2	0,60	0,56	0,58	0,04
D60T3	0,60	0,60	0,60	0,00
D60T4	0,60	0,63	0,61	-0,03
D60T5	0,60	0,64	0,62	-0,04
D70T1	0,70	0,76	0,73	-0,06
D70T2	0,70	0,75	0,73	-0,05
D70T3	0,70	0,77	0,74	-0,07
D70T4	0,70	0,78	0,74	-0,08
D70T5	0,70	0,76	0,73	-0,06
D80T1	0,80	0,90	0,85	-0,10
D80T2	0,80	0,90	0,85	-0,10
D80T3	0,80	0,91	0,85	-0,11
D80T4	0,80	0,79	0,80	0,01
D80T5	0,80	0,89	0,85	-0,09
$r=0,96$				$-0,048 \pm 0,05$

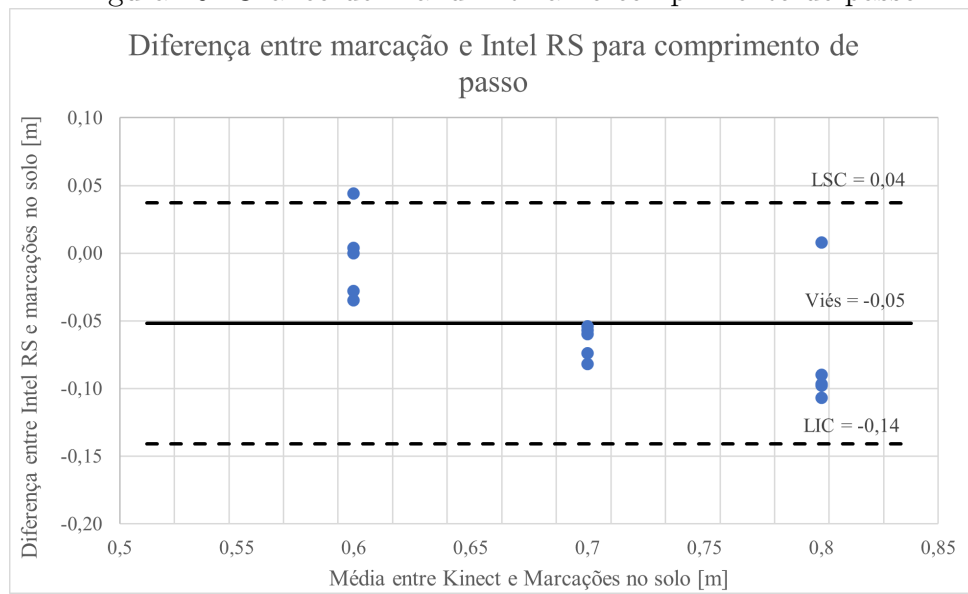
Fonte: Autoria própria

Figura 39: Gráfico de correlação do comprimento de passo



Fonte: Autoria própria.

Figura 40: Gráfico de Bland-Altman o comprimento de passo



Fonte: Autoria própria.

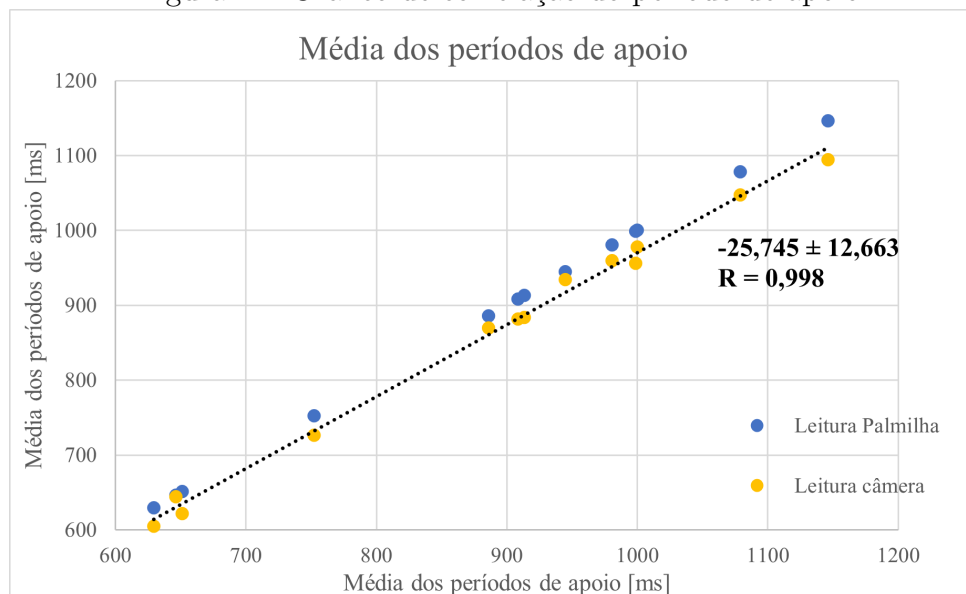
5.1.2 Período de apoio

Tabela 10: Valores médios de período de apoio (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera [ms]	Palmilha [ms]	Média	Diferença
D60T1	886,11	869,33	877,72	-16,78
D60T2	1000,00	978,11	989,06	-21,89
D60T3	1146,11	1094,33	1120,22	-51,78
D60T4	1078,63	1047,63	1063,13	-31,00
D70T1	980,63	959,50	970,07	-21,13
D70T2	998,57	956,00	977,29	-42,57
D70T3	944,83	934,00	939,42	-10,83
D70T4	908,38	881,38	894,88	-27,00
D70T5	913,38	883,75	898,57	-29,63
D80T1	752,29	726,29	739,29	-26,00
D80T2	651,00	621,43	636,22	-29,57
D80T3	629,50	605,00	617,25	-24,50
D80T4	646,29	644,29	645,29	-2,00
$r=0,998$				$-25,74 \pm 12,66$

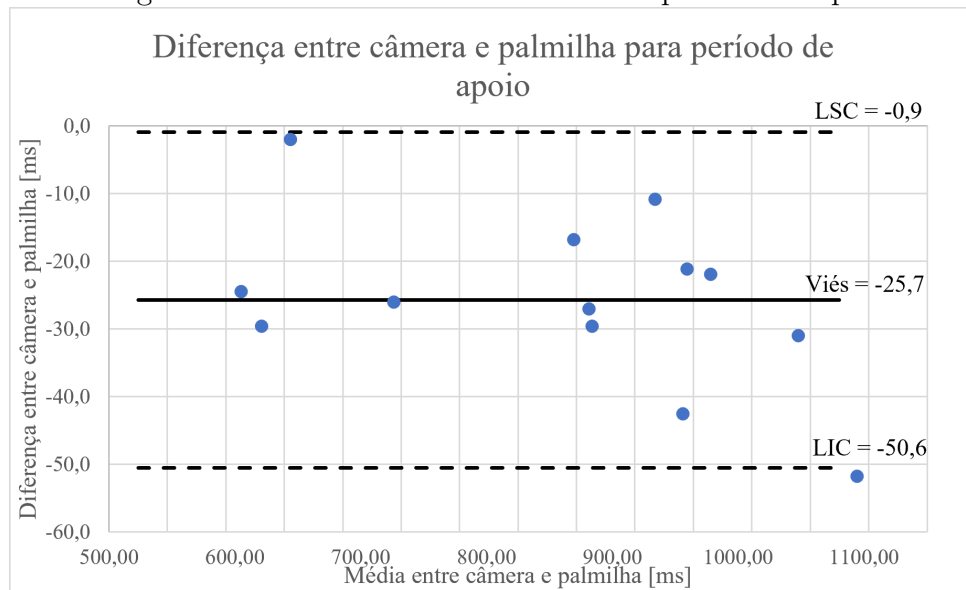
Fonte: Autoria própria

Figura 41: Gráfico de correlação do período de apoio



Fonte: Autoria própria.

Figura 42: Gráfico de Bland-Altman do período de apoio



Fonte: Autoria própria.

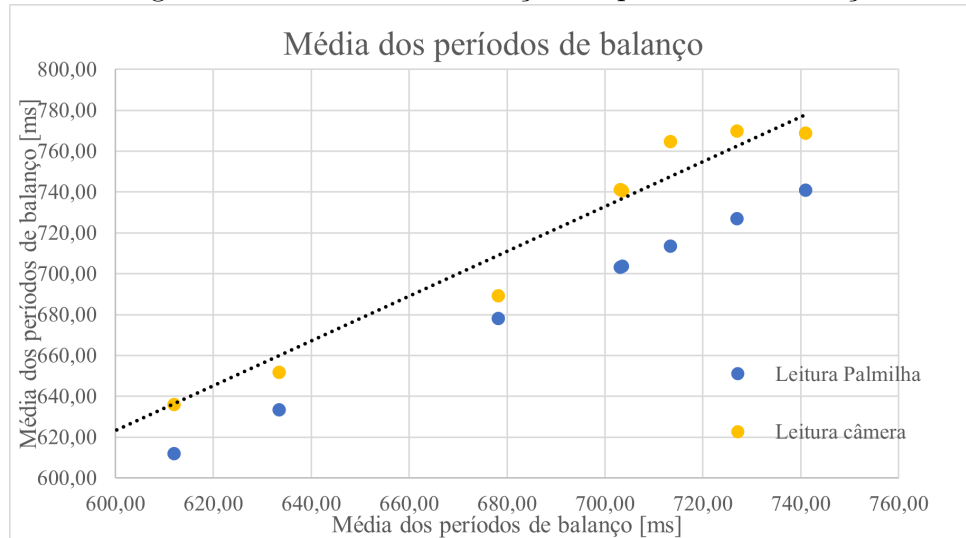
5.1.3 Período de balanço

Tabela 11: Valores médios de período de balanço (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera [ms]	Palmilha [ms]	Média	Diferença
D60T1	585,89	608,78	597,34	22,89
D60T2	703,56	740,56	722,06	37,00
D60T3	713,38	764,63	739,01	51,25
D60T4	703,11	741,22	722,17	38,11
D70T1	741,00	768,80	754,90	27,80
D70T2	727,00	769,80	748,40	42,80
D70T3	678,20	689,20	683,70	11,00
D70T4	633,40	651,80	642,60	18,40
D70T5	612,00	636,00	624,00	24,00
D80T1	484,00	496,20	490,10	12,20
D80T2	446,40	468,60	457,50	22,20
D80T3	469,00	468,60	468,80	-0,40
D80T4	475,40	475,00	475,20	-0,40
$r=0,996$			$-23,60 \pm 15,84$	

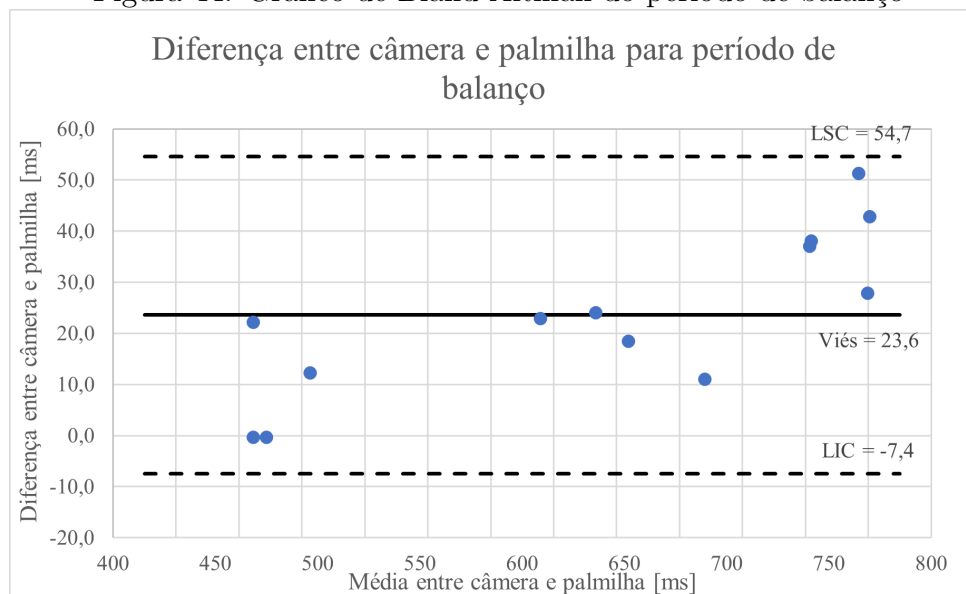
Fonte: Autoria própria

Figura 43: Gráfico de correlação do período de balanço



Fonte: Autoria própria.

Figura 44: Gráfico de Bland-Altman do período de balanço



Fonte: Autoria própria.

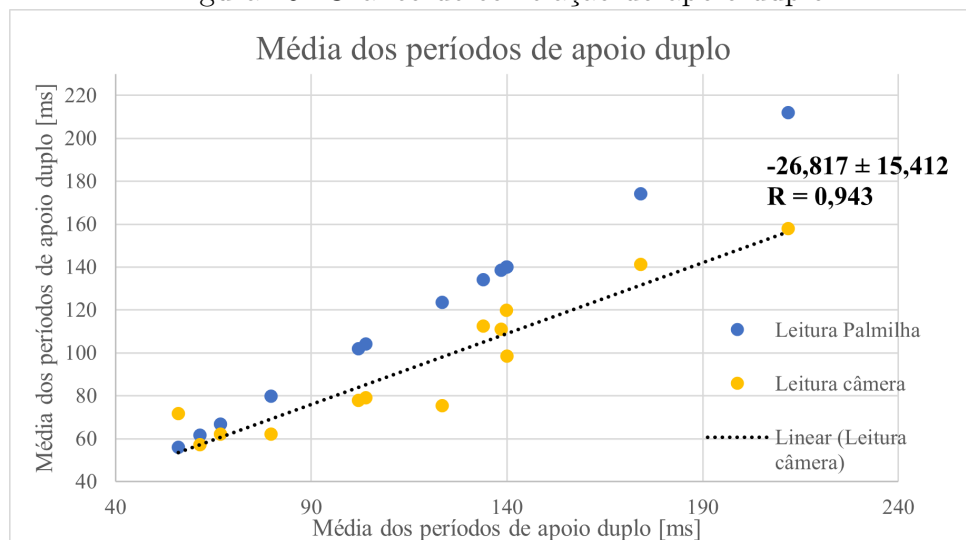
5.1.4 Apoio duplo

Tabela 12: Valores médios de apoio duplo(ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera [ms]	Palmilha [ms]	Média	Diferença
D60T1	139,89	119,78	129,84	-20,11
D60T2	138,56	111,00	124,78	-27,56
D60T3	211,88	157,88	184,88	-54,00
D60T4	174,13	141,25	157,69	-32,88
D70T1	104,00	79,00	91,50	-25,00
D70T2	123,50	75,25	99,38	-48,25
D70T3	140,00	98,50	119,25	-41,50
D70T4	102,00	77,75	89,88	-24,25
D70T5	134,00	112,50	123,25	-21,50
D80T1	61,50	57,25	59,38	-4,25
D80T2	79,75	62,00	70,88	-17,75
D80T3	66,75	62,00	64,38	-4,75
D80T4	56,00	71,75	63,88	15,75
r=0,943				-26,82 $\pm$ 15,41

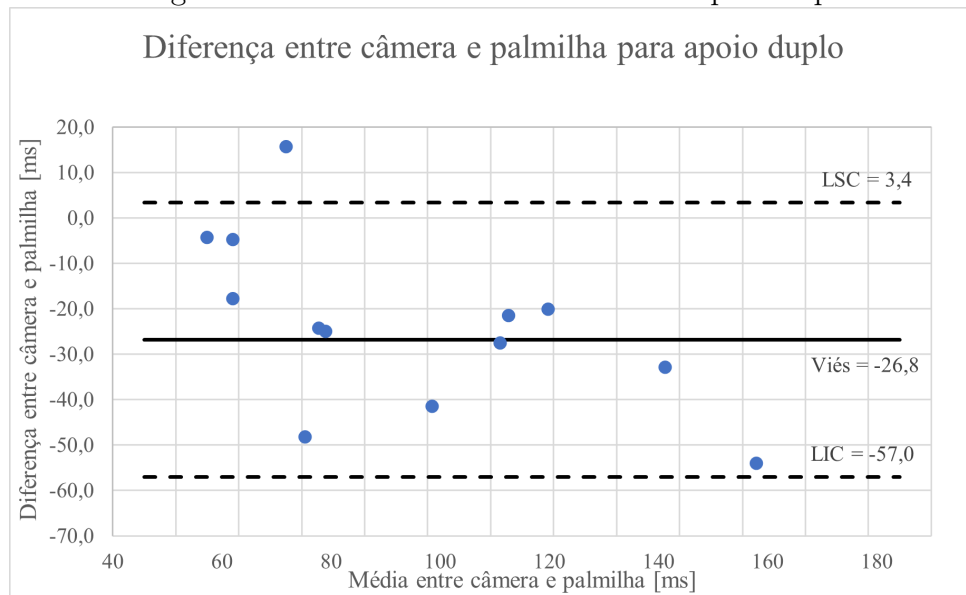
Fonte: Autoria própria

Figura 45: Gráfico de correlação do apoio duplo



Fonte: Autoria própria.

Figura 46: Gráfico de Bland-Altman do apoio duplo



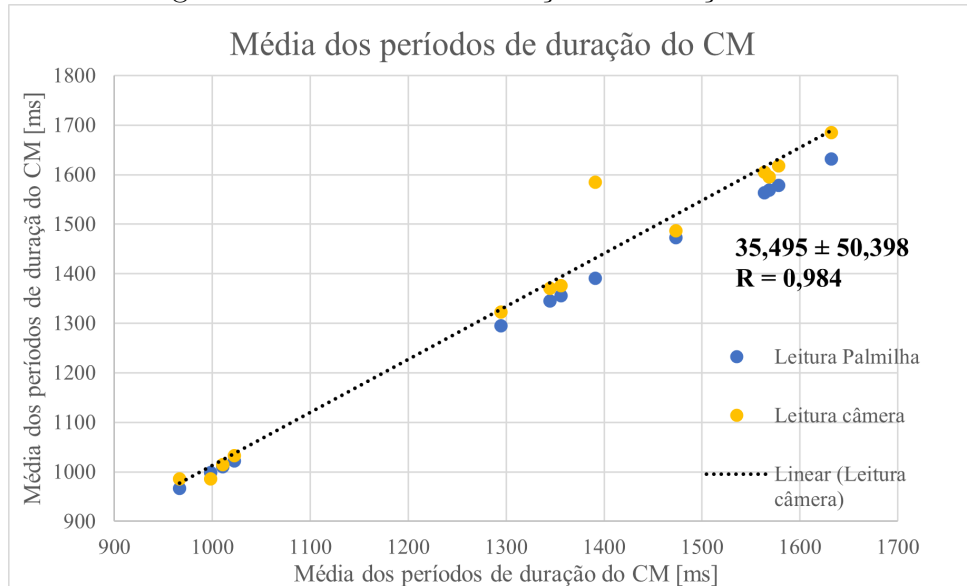
5.1.5 Duração do CM

Tabela 13: Valores médios de duração do CM (ms) para paciente saudável, com o valor de correlação (r) entre a câmera e a palmilha instrumentada, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera [ms]	Palmilha [ms]	Média	Diferença
D60T1	1294,75	1322,38	1308,57	27,63
D60T2	1391,00	1584,38	1487,69	193,38
D60T3	1632,00	1685,29	1658,65	53,29
D60T4	1578,50	1617,63	1598,07	39,13
D70T1	1568,50	1595,75	1582,13	27,25
D70T2	1563,50	1604,75	1584,13	41,25
D70T3	1473,25	1486,50	1479,88	13,25
D70T4	1356,00	1376,00	1366,00	20,00
D70T5	1344,50	1370,00	1357,25	25,50
D80T1	1022,25	1032,75	1027,50	10,50
D80T2	966,50	985,75	976,13	19,25
D80T3	998,50	985,75	992,13	-12,75
D80T4	1010,50	1014,25	1012,38	3,75
$r=0,984$				$35,50 \pm 50,40$

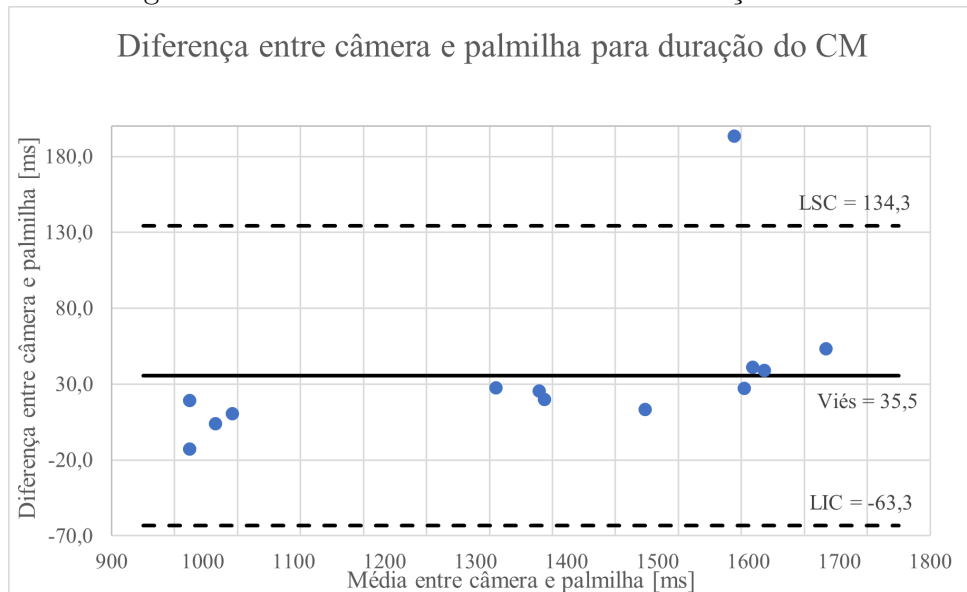
Fonte: Autoria própria

Figura 47: Gráfico de correlação da duração do CM



Fonte: Autoria própria.

Figura 48: Gráfico de Bland-Altman da duração do CM



Fonte: Autoria própria.

6 DISCUSSÃO

Nesta seção será feita a análise dos gráficos e valores apresentados no capítulo anterior e, posteriormente, serão comparados com os valores obtidos por Barreira [1] a fim de avaliar se os parâmetros temporais e espaciais obtidos foram satisfatórios tendo em vista o aprimoramento do sistema de análise.

6.1 Comprimento de passo

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pelo Intel RealSense para paciente saudável ($r=0,960$). No gráfico de Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = -0,05\text{m}$, valor próximo de zero. Apenas um valor encontra-se fora dos limites de concordância (LIC e LSC), portanto podem ser considerados métodos **concordantes** para *comprimento de passo*. Vale ressaltar que a diferença foi menor para comprimentos de passo menores e, à medida que o comprimento de passo testado foi aumentado, o viés também aumentou.

6.2 Período de apoio

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pela palmilha para paciente saudável ($r=0,998$). No gráfico de Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = -25,7\text{ms}$. Considerando a taxa de amostragem da câmera (60Hz), o viés está entre o tempo associado a 1 e 2 *frames* ($1 \text{ frame} = 1/60 \approx 16,7\text{ms}$) e a maioria das amostras ficou dentro do intervalo de 1 *frame* em relação à média das diferenças. Além disso, apenas um valor encontra-se fora dos limites de concordância (LIC=-50,6ms e LSC=-0,9ms), portanto podem ser considerados métodos **concordantes** para *período de apoio*. Todos os valores obtidos foram abaixo de zero, portanto, percebe-se um pequeno viés.

6.3 Período de balanço

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pela palmilha para paciente saudável ($r=0,996$). No gráfico de Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = 23,6\text{ms}$. Considerando a taxa de amostragem da câmera, o viés está entre o tempo associado a 1 e 2 *frames* e a maioria das amostras ficou dentro do intervalo de 1 *frame* em relação à média das diferenças. Além disso, nenhum valor encontra-se fora dos limites de concordância ($\text{LIC}=-7,4\text{ms}$ e $\text{LSC}=54,7\text{ms}$), portanto podem ser considerados métodos **concordantes** para *período de balanço*. A maioria dos valores obtidos foram acima ou muito próximos de zero, portanto, percebe-se um pequeno viés.

6.4 Apoio duplo

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pela palmilha para paciente saudável ($r=0,943$). No gráfico de Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = -26,8\text{ms}$. Considerando a taxa de amostragem da câmera, o viés está entre o tempo associado a 1 e 2 *frames* e a maioria das amostras ficou dentro do intervalo de 1 *frame* em relação à média das diferenças. Além disso, apenas um valor encontra-se fora dos limites de concordância ($\text{LIC}=3,4\text{ms}$ e $\text{LSC}=-57,0\text{ms}$), portanto podem ser considerados métodos **concordantes** para *período de balanço*. A maioria dos valores obtidos foram abaixo ou muito próximos de zero, portanto, percebe-se um pequeno viés.

6.5 Duração do CM

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pela palmilha para paciente saudável ($r=0,984$). No gráfico de Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = 35,5\text{ms}$. Considerando a taxa de amostragem da câmera, o viés está entre o tempo associado a 2 e 3 *frames* e a maioria das amostras ficou dentro do intervalo de 1 *frame* em relação à média das diferenças. Além disso, apenas um valor encontra-se fora dos limites de concordância ($\text{LIC}=35,5\text{ms}$ e $\text{LSC}=-63,3\text{ms}$), o que ocasionou alteração significativa na média das diferenças, podendo ser considerado um *outlier*. Portanto podem ser considerados métodos **concordantes** para *Duração do CM*, visto que os valores estão bem distribuídos e próximos da média das diferenças.

6.6 Análise comparativa

Tabela 14: Comparação entre os valores de correlação (r) e viés ($\bar{d}$) obtidos com os testes e os obtidos por Barreira [1]

Parâmetro	r [Barreira]*	r obtido	viés $\bar{d}$ [Barreira]*	viés $\bar{d}$ obtido
Comprimento de passo	0,998/0,99	0,960	-0,03/-0,01	-0,05
Período de apoio	0,89/0,82	0,998	-28/-152	-25,7
Período de balanço	0,62/0,12	0,996	-10/NC**	23,6
Apoio duplo	0,66/0,82	0,943	-16/-149	-26,8
Duração do CM	0,96/0,994	0,984	-35/-11	35,5

* para os grupos GMFCS II e III, respectivamente

** NC: Não concordante

Fonte: Autoria própria

Todos índices de correlação obtidos apresentaram correlação muito forte, o que demonstra sucesso na melhora da obtenção especialmente dos parâmetros temporais, aspecto que estava por ser desenvolvido no trabalho de Barreira [1].

Quanto ao viés, os resultados obtidos foram melhores ou muito próximos, além de consistentes entre si. Vale ressaltar que utilizamos uma câmera com o dobro de taxa de amostragem e para todos os parâmetros obtivemos métodos que podem ser considerados concordantes segundo os critérios utilizados por Barreira[1], visto que se utilizássemos a mesma taxa de amostragem (30Hz) os vieses obtidos seriam menores ou muito próximos de 1 *frame*.

O índice de correlação para comprimento de passo obteve correlação muito forte, contudo, mais baixo que o obtido por Barreira[1]. Ao analisarmos a tabela 5, é possível observar que o Intel RealSense possui atributos superiores ao Kinect V2 em todos os aspectos de *hardware* analisados (Campo de visão, alcance, resolução e taxa de quadros), apesar disso, os resultados obtidos foram inferiores, o que pode estar relacionado ao *middleware*, no que diz respeito ao algoritmo de identificação das juntas do paciente.

Estes resultados, à princípio, levam-nos a inferir que o sistema desenvolvido foi superior, visto que obtivemos significativa melhora especialmente na obtenção de parâmetros temporais. Contudo, deve ser levado em consideração que, devido à pandemia da Covid-19, não foram feitos testes em um grande número de pacientes distintos e que apresentassem paralisia cerebral com níveis motores GMFCS II e III, conforme planejado inicialmente.

7 CONCLUSÃO

A avaliação da marcha é uma importante ferramenta no processo de reabilitação de pacientes com limitações no sistema locomotor, fornecendo informações patológicas críticas específicas de cada indivíduo. Estas avaliações, no entanto, muitas vezes são realizadas por métodos qualitativos e por meio de observação subjetiva ou necessitam de uma infraestrutura muito custosa para a realização de exames mais robustos com parâmetros quantitativos. Dado este cenário, torna-se relevante o desenvolvimento de sistemas de análise de marcha com parâmetros quantitativos e de baixo custo, dando maior acesso aos pacientes e qualidade aos exames.

O objetivo deste trabalho é aprimorar um sistema de análise de marcha pré-existente de Barreira [1] que já buscava atender uma demanda identificada em tratamentos de reabilitação: permitir a avaliação de marcha no dia a dia dos ambientes clínicos não-controlados. O aprimoramento teve como enfoque os parâmetros temporais que não foram satisfatórios no trabalho base e a atualização do sensor Microsoft Kinect V2 por outro disponível no mercado.

Isto posto, foi desenvolvido um novo subsistema de sensoriamento alocado em uma palmilha para a detecção de eventos no contato com o solo e também a substituição do sensor Kinect V2 pelo sensor Intel RealSense D435 e seus respectivos *middlewares*. Para verificar a robustez do sistema completo foram realizados testes em pessoas saudáveis, por meio de marcações no solo com distâncias pré-definidas, filmagem com câmera externa e posterior comparação de dados.

Os requisitos do projeto definidos na seção 3.3 foram atendidas na medida em que o sistema é de baixo custo (comparada a sistemas comerciais), não-restritiva, portátil, modular (o sistema não depende de uma única tecnologia de sensoriamento), utiliza sensores disponíveis no mercado, a taxa de *frames* da câmera de filmagem é maior que 30Hz e a taxa de aquisição de dados da palmilha é menor que 14ms.

Os métodos de análise de marcha foram mantidos em relação ao trabalho original,

ou seja, foram baseados em parâmetros espaço-temporais. O sistema aprimorado teve desempenho similar para parâmetros espaciais (comprimento de passo, passada e distância total percorrida) e manteve-se concordante com o método de referência de medição. Em relação aos parâmetros temporais (período de apoio, período de balanço e duplo apoio), houve melhora significativa no nível de concordância com a referência.

Os resultados deste trabalho, no entanto, devem ser interpretados com cautela em função de algumas limitações: o número de amostras de testes experimentais é pequeno; o comprimento de captura é curto (6.60m) para a análise de marcha contínua; foi utilizado um único modelo de sensor RGB-D; devido à situação de pandemia, não foi possível realizar o experimento em um número amplo de pacientes e não-saudáveis.

Dadas as devidas considerações, o sistema atendeu aos objetivos propostos e pode servir como referência pra trabalhos futuros na área de análise de marcha para tratamentos de reabilitação. Segue abaixo alguns tópicos a serem aprimorados em trabalhos futuros:

- Aprimoramento na detecção do esqueleto pelo sensor RGB-D no *middleware*, seja por alteração de parâmetros ou uso adicional de outras tecnologias, como inteligência artificial (IA);
- Uso de sensores RGB-D de melhores especificações, a fim de melhorar os parâmetros espaciais;
- Melhorar a adaptabilidade da palmilha a tamanhos de pés diferentes;
- Testes em pacientes com nível motor GMFCS II e III.

REFERÊNCIAS

- 1 BARREIRA, C. C. Sistema portátil de análise de marcha para avaliação de tratamento de reabilitação. *Universidade de São Paulo*, 2020.
- 2 ORGANIZATION, W. H. *Disability and health*. 2020. (Acesso em: 05/12/2020). Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/disability-and-health>.
- 3 INSTITUTO BRASILEIRO DE GEOGRAFIA E ESTATÍSTICA - IBGE. *Censo demográfico : 2010 : características gerais da população, religião e pessoas com deficiência*. [S.l.]. (Acesso em: 04/11/2020). Disponível em: <https://biblioteca.ibge.gov.br/index.php/biblioteca-catalogo?view=detalhes&id=794>.
- 4 WORLD HEALTH ORGANIZATION. *The State of the World's Children - Children with Disabilities*. 2013. (Acesso em: 05/12/2020). Disponível em: https://www.unicef.org/sowc2013/files/SWCR2013_ENG_Lo_res_24_Apr_2013.pdf.
- 5 NOVAK, I. et al. Clinical prognostic messages from a systematic review on cerebral palsy. *Pediatrics*, v. 130, n. 5, 2012. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23045562/>.
- 6 BJORNSEN, K. et al. Ambulatory physical activity performance in youth with cerebral palsy and youth who are developing typically. *Physical Therapy*, v. 87, n. 3, p. 248–257, 2007. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/6557953_Ambulatory_Physical_Activity_Performance_in_Youth_With_Cerebral_Palsy_and_Youth_Who_Are_Developing_Typically.
- 7 KIM, C. J.; SON, S. M. Comparison of spatiotemporal gait parameters between children with normal development and children with diplegic cerebral palsy. *Journal of Physical Therapy Science*, Society of Physical Therapy Science, v. 26, n. 9, p. 1317–1319, 2014. Disponível em: <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1317>.
- 8 PERRY, J. *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK, 2010. ISBN 978-1556427664.
- 9 GAIT Analysis. Elsevier, 1991. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/c2013-0-06498-5>.
- 10 GAGE, J. R. Gait analysis. an essential tool in the treatment of cerebral palsy. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, v. 288, p. 126–134, 1993. Disponível em: <https://europepmc.org/article/med/8458125>.
- 11 BOURGEOIS, A. B. et al. Spatio-temporal gait analysis in children with cerebral palsy using, foot-worn inertial sensors. *Gait Posture*, v. 39, n. 1, p. 436 – 442, 2014. ISSN 0966-6362. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636213005870>.

- 12 GABEL, M. et al. Full body gait analysis with kinect. In: *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/embc.2012.6346340>.
- 13 SAÚDE, M. da. *Paralisia Cerebral*. Disponível em: <https://bvsmms.saude.gov.br/dicas-em-saude/3122-paralisia-cerebral>.
- 14 ARMAND, S.; DECOULON, G.; BONNEFOY-MAZURE, A. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Reviews*, v. 1, n. 12, p. 448–460, dez. 2016. ISSN 2058-5241. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5489760/>.
- 15 SOUZA, A. M. C. de; FERRARETTO, I. Paralisia cerebral: Aspectos práticos. *Associação Brasileira de Paralisia Cerebral*, 1998.
- 16 PAULSON, A.; VARGUS-ADAMS, J. Overview of four functional classification systems commonly used in cerebral palsy. *Children*, v. 4, 04 2017.
- 17 BAYÓN, C. *Design, Development and Evaluation of a Robotic Platform for Gait Rehabilitation and Training in Patients with Cerebral Palsy*. Tese (Doutorado), 06 2018.
- 18 BARELA, A. M. F. Análise biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquáticos e terrestres. *Universidade de Sao Paulo*, 2005.
- 19 HERRAN, A. M. de-la; GARCIA-ZAPIRAIN, B.; MENDEZ-ZORRILLA, A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (basel)*, v. 14, n. 2, p. 3362–3394, 2014. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3958266/>.
- 20 BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, v. 8, n. 2, p. 135–160, jun. 1999. ISSN 0962-2802.
- 21 PTERNEAS, V. The best body tracking depth sensors (2017). In: . [s.n.], 2017. (Acesso em: 04/11/2020). Disponível em: <https://lightbuzz.com/body-tracking-sensors-2017/#:~:text=Orbbec\\%20Persee&text=Orbbec\\%20Astra\\%20is\\%20a\\%20Kinect,with\\%20an\\%20integrated\\%20Operating\\%20System>.
- 22 KIDZIŃSKI, et al. Deep neural networks enable quantitative movement analysis using single-camera videos. *Nature Communications*, v. 11, n. 1, 2020. Cited By :1. Disponível em: www.scopus.com.
- 23 SIENA, F. L. et al. Utilising the Intel RealSense Camera for Measuring Health Outcomes in Clinical Research. *Journal of Medical Systems*, v. 42, n. 3, 2018. ISSN 0148-5598. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5799357/>.
- 24 ANNA, A. S. et al. *Assessment of Gait Symmetry and Gait Normality Using Inertial Sensors: In-Lab and In-Situ Evaluation*. Berlin New York: Springer, 2013. ISBN 978-3-642-38256-7.
- 25 FERRARI, A. et al. Toward the use of wearable inertial sensors to train gait in subjects with movement disorders. In: *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*. Springer Berlin Heidelberg, 2013. p. 937–940. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-3-642-34546-3_152.

- 26 Bamberg, S. J. M. et al. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, v. 12, n. 4, p. 413–423, 2008.
- 27 BTS BIOENGINEERING. 2020. (Acesso em: 05/12/2020). Disponível em: <http://www.btsbioengineering.com/products/integrated-solutions/bts-gaitlab/>.
- 28 MOTTEK MEDICAL - GRAIL: GAIT REAL-TIME ANALYSIS INTERACTIVE LAB. 2020. (Acesso em: 05/12/2020). Disponível em: <https://www.motekmedical.com/solution/grail/>.
- 29 HAUSDORFF, J. M.; LADIN, Z.; WE, J. Y. Footswitch system for measurement of the temporal parameters of gait. *Journal of Biomechanics*, v. 28, n. 3, p. 347–351, 1995. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002192909400074E>.
- 30 MARIANI, B. et al. 3d gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, v. 43, n. 15, p. 2999–3006, 2010. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929010003684>.
- 31 MARIANI, B. et al. On-shoe wearable sensors for gait and turning assessment of patients with parkinson's disease. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 60, n. 1, p. 155–158, 2013. Disponível em: <https://www.scopus.com/record/display.uri?eid=2-s2.0-84871804768&origin=inward&txGid=0ad043d2aeaadb298fc3fed75b6027d60>.
- 32 DINI, P.; DAVID, A. Repetibilidade dos parâmetros espaço-temporais da marcha: comparação entre crianças normais e com paralisia cerebral do tipo hemiplegia espástica. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 13, n. 3, p. 215–222, 2009. Disponível em: https://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552009005000031&script=sci_abstract&tlng=pt.
- 33 BRUENING, D. A.; RIDGE, S. T. Automated event detection algorithms in pathological gait. *Gait Posture*, v. 39, n. 1, p. 472–477, 2014. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S096663621300581X?via=ihub>.
- 34 GONÇALVES, R. V. et al. Identification of gait events in children with spastic cerebral palsy: comparison between the force plate and algorithms. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 24, n. 5, p. 392–398, 2020. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1413355519300760>.
- 35 GHOUSSAYNI, S. et al. Assessment and validation of a simple automated method for the detection of gait events and intervals. *Gait & Posture*, v. 20, n. 3, p. 266–272, dez. 2004. ISSN 0966-6362.
- 36 OKUMURA, M. et al. Performance evaluation of vision-based gait recognition using a very large-scale gait database. In: *2010 Fourth IEEE International Conference on Biometrics: Theory, Applications and Systems (BTAS)*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 1–6.
- 37 OBERG, T.; KARSZNIA, A.; OBERG, K. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 30, n. 2, p. 210–223, 1993. ISSN 0748-7711.

- 38 MA, Y. et al. The validity of a dual azure kinect-based motion capture system for gait analysis: a preliminary study. *2020 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA ASC)*, 2020. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9306232>.
- 39 THEWLIS, D. et al. Next-generation low-cost motion capture systems can provide comparable spatial accuracy to high-end systems. *Journal of Applied Biomechanics*, v. 1, p. 112–117, 2020. Disponível em: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22813783/>.
- 40 SPRAGER, S.; JURIC, M. B. Inertial Sensor-Based Gait Recognition: A Review. *Sensors*, v. 15, n. 9, p. 22089–22127, set. 2015. Number: 9 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/15/9/22089>.
- 41 NGO, T. T. et al. Similar gait action recognition using an inertial sensor. v. 48, n. 4, p. 1289–1301. ISSN 0031-3203. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0031320314004294>.
- 42 AILISTO, H. J. et al. Identifying people from gait pattern with accelerometers. In: *Biometric Technology for Human Identification II*. International Society for Optics and Photonics, 2005. v. 5779, p. 7–14. Disponível em: <https://www.spiedigitallibrary.org/conference-proceedings-of-spie/5779/0000/Identifying-people-from-gait-pattern-with-accelerometers/10.1117/12.603331.short>.
- 43 MANTYJARVI, J. et al. Identifying users of portable devices from gait pattern with accelerometers. In: *Proceedings. (ICASSP '05). IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2005*. [S.l.: s.n.], 2005. v. 2, p. ii/973–ii/976 Vol. 2. ISSN: 2379-190X.
- 44 RONG, L.; ZHIGUO, D.; JIANZHONG, Z. Identification of Individual Walking Patterns Using Gait Acceleration. In: . [S.l.: s.n.], 2007. p. 543–546. ISBN 978-1-4244-1120-7.
- 45 RONG, L.; JIANZHONG, Z.; XIANGFENG, H. A Wearable Acceleration Sensor System for Gait Recognition. In: . [S.l.: s.n.], 2007. p. 2654–2659.
- 46 NGO, T. T. et al. The largest inertial sensor-based gait database and performance evaluation of gait-based personal authentication. *Pattern Recognition*, v. 47, n. 1, p. 228–237, jan. 2014. ISSN 0031-3203. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S003132031300280X>.
- 47 ZHANG, Y. et al. Accelerometer-Based Gait Recognition by Sparse Representation of Signature Points With Clusters. *IEEE Transactions on Cybernetics*, v. 45, n. 9, p. 1864–1875, set. 2015. ISSN 2168-2275. Conference Name: IEEE Transactions on Cybernetics.
- 48 TRUNG, N. T. et al. Phase registration in a gallery improving gait authentication. In: *2011 International Joint Conference on Biometrics (IJCB)*. [S.l.: s.n.], 2011. p. 1–7.
- 49 SUN, H.; YUAO, T. Curve aligning approach for gait authentication based on a wearable accelerometer. *Physiological Measurement*, v. 33, n. 6, p. 1111–1120, maio 2012. ISSN 0967-3334. Publisher: IOP Publishing. Disponível em: <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/6/1111>.

- 50 SPRAGER, S.; JURIC, M. B. An Efficient HOS-Based Gait Authentication of Accelerometer Data. *IEEE Transactions on Information Forensics and Security*, v. 10, n. 7, p. 1486–1498, jul. 2015. ISSN 1556-6021. Conference Name: IEEE Transactions on Information Forensics and Security.
- 51 FRANK, J. et al. Time Series Analysis Using Geometric Template Matching. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, v. 35, n. 3, p. 740–754, mar. 2013. ISSN 1939-3539. Conference Name: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence.
- 52 ZHONG, Y.; DENG, Y. Sensor orientation invariant mobile gait biometrics. In: *IEEE International Joint Conference on Biometrics*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 1–8.
- 53 MIDDLETON, L. et al. A floor sensor system for gait recognition. In: . [S.l.: s.n.], 2005. p. 171–176.
- 54 VILAS-BOAS, M. d. C. et al. Validation of a Single RGB-D Camera for Gait Assessment of Polyneuropathy Patients. *Sensors*, v. 19, n. 22, p. 4929, jan. 2019. Number: 22 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/22/4929>.
- 55 DEVORE, J. L. *Probability and Statistics for Engineering and the Sciences*. [S.l.], 2011. ISBN 9781133169345.
- 56 BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical Methods in Medical Research*, v. 8, n. 2, p. 135–160, 1999. ISSN 0962-2802.