UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITECNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA

CAUÊ CONTERNO BARREIRA

Sistema portátil de análise de marcha para avaliação de tratamento de reabilitação

São Paulo
2020

CAUÊ CONTERNO BARREIRA

Sistema portátil de análise de marcha para avaliação de tratamento de reabilitação

Versão corrigida

(Versão original encontra-se na unidade que
aloja o Programa de Pós-graduação)

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Mestre em Ciências pelo Programa de
Pós-graduação em Engenharia Mecânica

Orientador: Prof. Dr. Rafael Traldi Moura

São Paulo
2020

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.

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 23 de junho de 2020.

Assinatura do autor: *Cauiê Conterno Barreira*

Assinatura do orientador:

Rafael Toldi Moura

Catálogo-na-publicação

BARREIRA, CAUÊ CONTERNO

Sistema portátil de análise de marcha para avaliação de tratamento de reabilitação / C. C. BARREIRA -- versão corr. -- São Paulo, 2020.
67 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia Mecânica.

1.MARCHA(LOCOMOÇÃO) 2.PARALISIA CEREBRAL 3.REABILITAÇÃO
4.DOENÇAS CEREBRAIS 5.SENSORES BIOMÉDICOS I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia Mecânica II.t.

Agradecimentos

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - Código de Financiamento 001.

Agradeço a meus pais, Mari e Celso, e a minha irmã, Raísa, por todo carinho, apoio e torcida pelo meu sucesso, fazendo de tudo para que eu nunca deixasse de seguir meus sonhos.

A minha querida companheira Amarilis, por toda a compreensão e amor ao longo desses anos, por me fazer uma pessoa melhor a cada dia e por sempre estar disposta a embarcar junto comigo em meus desafios.

Ao Prof. Arturo, por me proporcionar oportunidades de conhecer pessoas incríveis e fazer parte de projetos grandiosos.

Ao Prof. Rafael, não só pela orientação acadêmica, mas também por toda paciência, compreensão e laços criados por meio desse trabalho.

Ao Luiz, grande amigo que se faz presente mesmo estando do outro lado do mundo.

A Lucas, Carlos, Guilherme, João e demais colegas do Laboratório de Biomecatrônica da USP, por todas as contribuições dadas a esse trabalho.

E por fim, ao meu mestre da vida, o filósofo e humanista, Dr. Daisaku Ikeda, pelos constantes incentivos e esforços em prol da transformação da sociedade por meio da revolução humana de cada um.

*“É a recusa em ignorar qualquer forma de sofrimento não relacionado conosco que faz a
nossa humanidade resplandecer.” (Daisaku Ikeda)*

Resumo

BARREIRA, Cauê Conterno. **Sistema portátil de análise de marcha para avaliação de tratamento de reabilitação**. 2020. 67 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.

De acordo com o Relatório mundial sobre a deficiência (2011), mais de um 1 bilhão de pessoas no mundo vivem com alguma forma de deficiência. No Brasil, segundo o Censo 2010 do IBGE, mais de 13 milhões de pessoas possuem algum tipo de deficiência motora, e as limitações de marcha desse grupo podem afetar seu nível de atividade e participação em sociedade. Neste contexto, tratamentos de reabilitação que buscam melhorias na marcha tem cada vez mais relevância. Estima-se que cerca de 93 milhões de crianças no mundo vivam com algum tipo de deficiência moderada ou grave, e a paralisia cerebral (PC) é considerada a deficiência motora mais comum na infância. Aproximadamente dois terços das crianças com PC são capazes de andar, mas as limitações podem afetar seu nível de atividade e de participação. Estudos comprovam a importância da análise de marcha como parte de ferramentas multidisciplinares de um tratamento de reabilitação. No entanto, o custo elevado e a infraestrutura exigida para implementação de sistemas comerciais de análise de marcha tornam restrito o acesso a esse serviço. Dessa forma, essa pesquisa teve como objetivo desenvolver um sistema de captação e análise de marcha, de baixo custo, não-restritivo, portátil, de simples operação e instalação. A solução final do sistema é composta pelo módulo de captação (baseado no Kinect v2), responsável pelo sensoriamento do movimento, e o módulo de análise (desenvolvido em MATLAB), responsável pelo cálculo dos parâmetros de marcha a partir da variação das coordenadas das articulações do tornozelo e joelho ao longo do tempo. Um estudo de caso foi realizado em crianças com PC, divididos em GMFCS II e GMFCS III, para verificar a robustez do sistema para marchas patológicas. Para avaliar a concordância de métodos de medição, foi utilizada a metodologia de Bland-Altman, comparando as medidas obtidas pelo sistema com marcações no solo e filmagem. Para o grupo GMFCS II, os métodos de medições foram considerados concordantes para comprimento de passo, período de apoio e duração de CM; parcialmente concordantes para período de balanço; e não concordantes para apoio duplo. Para o grupo GMFCS III, os métodos de medições foram considerados concordantes para comprimento de passo e duração de CM; parcialmente concordantes para período de apoio; e não concordantes para período de balanço e apoio duplo. O sistema desenvolvido mostrou-se capaz de realizar uma análise de marcha baseada em parâmetros espaço-temporais, apesar de necessitar de melhorias na detecção dos eventos de contato com o solo.

Palavras-chave: MARCHA (LOCOMOÇÃO); PARALISIA CEREBRAL; REABILITAÇÃO; DOENÇAS CEREBRAIS; SENSORES BIOMÉDICOS.

Abstract

BARREIRA, C. C. **Portable system for gait assessment in rehabilitation settings**. 2020. 67 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2020.

According to World report on disability (2011), there are more than 1 billion people in the world living with some form of disability. In Brazil, as reported by Censo 2010, more than 13 million people have motor disability, and the gait limitations of this group may affect their level of activity and participation in society. In this context, rehabilitation treatments that address gait improvement have gained even greater relevance. It is estimated that around 93 million children worldwide live with some form of moderate or severe disability, and cerebral palsy (CP) is considered the most common motor disability in childhood. Approximately two thirds of children with CP are able to walk, but limitations in their gait may affect their level of activity and participation. Previous studies prove the importance of gait analysis as part of multidisciplinary tools for effective rehabilitation treatment. However, the high cost and the infrastructure required for the implementation of commercial gait analysis systems make the access to this service very limited. Thus, this study aimed to develop a low cost, non-restrictive, portable and of simple operation and installation system for capturing and analyzing gait. The final solution of the system is composed of the capture module (based on Kinect v2), responsible for motion sensing, and the analysis module (developed in MATLAB), which calculates the gait parameters from the variation of ankle and knee joints coordinates over time. A case study was performed in children with CP, divided into GMFCS II and GMFCS III, to verify the robustness of the system for pathological gait. The Bland-Altman plot was used to evaluate the agreement of measurement methods, comparing the results obtained by the system to ground marks and video. For the GMFCS II group, the measurement methods were considered concordant for step length, stance period and gait cycle duration; partial agreement for the swing period; and not in agreement for double support. For the GMFCS III group, the measurement methods were considered concordant for step length and gait cycle duration; partial agreement for the stance period; and not in agreement for swing period and double support. The developed system was able to perform a gait analysis based on spatiotemporal parameters, although it needed improvements in the detection of ground contact events.

Keywords: GAIT (LOCOMOTION); CEREBRAL PALSY; REHABILITATION; BRAIN DISEASES; BIOMEDICAL SENSORS.

Lista de figuras

Figura 1 - Ilustração dos conceitos de passo e passada.	16
Figura 2 - Períodos e fases da marcha.	17
Figura 3 - Componentes do sensor Kinect v1: (1) sensores de profundidade, (2) câmera RGB, (3) microfones, (4) base móvel.	21
Figura 4 – Componentes do sensor Kinect v2.	22
Figura 5 - Criança com PC utilizando o sistema de sensores inerciais XSens.	23
Figura 6 - Classificação dos pacientes com PC em 5 níveis motores de acordo com o GMFCS.	26
Figura 7 - Sistema global composto pelos módulos de captação e análise.	28
Figura 8 - Módulo de captação.	28
Figura 9 - Módulo de análise.	30
Figura 10 - Montagem do protocolo de uso do sistema: distância máxima (a) e mínima (b) de captura; (c) Kinect v2 e seu sistema de coordenadas.	32
Figura 11 - Módulo de captação: tela da aplicação WPF para Kinect v2.	33
Figura 12 – Seleção da janela temporal da amostra para avaliação da marcha.	35
Figura 13 - Cálculo do comprimento de passo e passada.	36
Figura 14 - Elementos do CM no gráfico gerado pelo módulo de análise.	36
Figura 15 – Relação dos eventos de HS e TO com as funções degrau representativas do CM. (a) eventos de HS e TO no gráfico gerado pelo módulo de análise; (b) gráfico de velocidade no eixo z, com os valores limites de transição entre períodos de apoio e balanço.	39
Figura 16 - Montagem do protocolo experimental: distâncias máxima (a) e mínima (b) de captura; (c) Kinect v2 e seu sistema de coordenadas; (d) câmera para filmagem.	40
Figura 17 - Teste de Bland-Altman para <i>comprimento do passo (cm)</i> do grupo GMFCS II.	45
Figura 18 - Teste de Bland-Altman para <i>período de apoio (ms)</i> do grupo GMFCS II.	46
Figura 19 - Teste de Bland-Altman para <i>período de balanço (ms)</i> do grupo GMFCS II.	47
Figura 20 - Teste de Bland-Altman para <i>apoio duplo (ms)</i> do grupo GMFCS II.	48
Figura 21 - Teste de Bland-Altman para <i>duração do CM (ms)</i> do grupo GMFCS II.	49
Figura 22 - Teste de Bland-Altman para <i>comprimento do passo (cm)</i> do grupo GMFCS III.	50
Figura 23 - Teste de Bland-Altman para <i>período de apoio (ms)</i> do grupo GMFCS III.	51
Figura 24 - Teste de Bland-Altman para <i>período de balanço (ms)</i> do grupo GMFCS III.	52
Figura 25 - Teste de Bland-Altman para <i>apoio duplo (ms)</i> do grupo GMFCS III.	53

Figura 26 - Teste de Bland-Altman para <i>duração do CM (ms)</i> do grupo GMFCS III.....	54
Figura 27 - Aspectos qualitativos da marcha: baixa capacidade de controle motor seletivo. ..	58
Figura 28 - Aspectos qualitativos da marcha: período de apoio irregular.....	58

Lista de tabelas

Tabela 1 - Análise de requisitos de projeto: soluções para o módulo de captação.....	31
Tabela 2 - Comparação das principais especificações técnicas entre Kinect v1 e Kinect v2...	32
Tabela 3 - Classificação das amostras de acordo com o grupo GMFCS e o uso de auxílio para marcha.	43
Tabela 4 – Classificação dos valores de correlação (r).	44
Tabela 5 – Valores médios de <i>comprimento de passo (cm)</i> para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).....	45
Tabela 6 – Valores médios de <i>período de apoio (ms)</i> para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).46	
Tabela 7 – Valores médios de <i>período de balanço (ms)</i> para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).47	
Tabela 8 – Valores médios de <i>apoio duplo (ms)</i> para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($d \pm Sd$).	48
Tabela 9 – Valores médios de <i>duração do CM (ms)</i> para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).49	
Tabela 10 – Valores médios de <i>comprimento de passo (cm)</i> para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).50	
Tabela 11 – Valores médios de <i>período de apoio (ms)</i> para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).....	51
Tabela 12 – Valores médios de <i>período de balanço (ms)</i> para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).52	
Tabela 13 – Valores médios de <i>apoio duplo (ms)</i> para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).	53
Tabela 14 – Valores médios de <i>duração de CM (ms)</i> para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).54	
Tabela 15 – Análise de concordância entre o sistema desenvolvido e os métodos de medição para comparação.	57

Lista de abreviaturas e siglas

AD	Apoio Duplo
CEPEUSP	Centro de Práticas Esportivas da Universidade de São Paulo
CM	Ciclo da Marcha
GMFCS	Gross Motor Function Classification System
HS	Heel strike
IMU	Inercial Measurement Unit
IR	Infrared
IRMR	Instituto Remo Meu Rumo
LIC	Limite inferior de concordância
LSC	Limite superior de concordância
NWS	Non-wearable sensors
PC	Paralisia cerebral
PD	Pé direito
PE	Pé esquerdo
RGB	Red Green Blue
SDK	Software Development Kit
TO	Toe off
ToF	Time of Flight
USP	Universidade de São Paulo
WPB	Windows Presentation Foundation
WS	Wearable sensors

Sumário

1	Introdução.....	13
1.1	<i>Objetivo</i>	<i>15</i>
1.2	<i>Estrutura do trabalho.....</i>	<i>15</i>
2	Revisão Bibliográfica	16
2.1	<i>Embasamento Teórico.....</i>	<i>16</i>
2.1.1	Marcha humana	16
2.1.2	Parâmetros de marcha.....	18
2.2	<i>Métodos de análise de marcha.....</i>	<i>19</i>
3	Metodologia	24
3.1	<i>Estudo de caso: Paralisia cerebral.....</i>	<i>24</i>
3.1.1	Instituto Remo Meu Rumo	26
3.2	<i>Projeto Básico.....</i>	<i>27</i>
3.2.1	Requisitos de projeto	27
3.2.2	Módulo de Captação	28
3.2.3	Módulo de Análise	29
3.2.4	Escolha da solução final	30
3.2.5	Protocolo de uso do sistema	32
3.3	<i>Projeto detalhado.....</i>	<i>33</i>
3.3.1	Módulo de captação.....	33
3.3.2	Módulo de análise.....	34
3.4	<i>Protocolo experimental.....</i>	<i>40</i>
3.4.1	Montagem do sistema.....	40
3.4.2	Configuração do teste	41
3.4.3	Critérios de inclusão e exclusão	42
3.4.4	Estatística descritiva	42
4	Resultados	43
4.1	<i>Aplicação da metodologia de Bland-Altman</i>	<i>44</i>
4.1.1	Comprimento de passo – GMFCS II	45
4.1.2	Período de apoio – GMFCS II.....	46

4.1.3	Período de balanço – GMFCS II	47
4.1.4	Apoio duplo – GMFCS II.....	48
4.1.5	Duração do CM – GMFCS II	49
4.1.6	Comprimento de passo – GMFCS III.....	50
4.1.7	Período de apoio – GMFCS III.....	51
4.1.8	Período de balanço – GMFCS III.....	52
4.1.9	Apoio duplo – GMFCS III	53
4.1.10	Duração de CM – GMFCS III	54
4.2	<i>Análise estatística</i>	54
4.2.1	Comprimento de passo	54
4.2.2	Período de apoio	55
4.2.3	Período de balanço.....	55
4.2.4	Apoio duplo	56
4.2.5	Duração do CM	56
4.2.6	Resumo dos resultados	57
4.3	<i>Aspectos qualitativos</i>	57
5	Discussão	59
6	Conclusões.....	61
	Referências	62

1 Introdução

Segundo a Organização Mundial de Saúde, em seu último Relatório mundial sobre a deficiência de 2011¹, baseado na estimativa populacional de 2010 mais de um 1 bilhão de pessoas no mundo vivem com alguma forma de deficiência, representando 15% da população mundial. Ainda de acordo com o relatório, pessoas com deficiência possuem piores índices de saúde, educação e participação econômica do que a população sem deficiência.

Isso se dá, parcialmente, pelas barreiras impostas a esse grupo populacional em relação ao acesso a serviços sociais básicos, cenário que se intensifica em países não desenvolvidos. No Brasil, mais de 13 milhões de pessoas vivem com algum grau de deficiência motora².

Estima-se que cerca de 93 milhões de crianças (até 14 anos) no mundo vivam com algum tipo de deficiência moderada ou grave³. Dentro dessa população, destacam-se os indivíduos com PC, considerada a deficiência motora mais comum na infância⁴.

Estudos com crianças em idade escolar concluíram que aquelas com PC são fisicamente menos ativas que o grupo em desenvolvimento normal, e que isso pode estar relacionado ao desempenho da marcha^{5; 6}. Padrões anormais de marcha são um problema comumente observado em crianças com PC, sobretudo pela fraqueza muscular e baixa capacidade de controle motor⁷. Bell et al.⁸ e Johnson et al.⁹ estudaram a progressão natural da marcha em crianças com PC e demonstraram uma redução da funcionalidade da marcha durante a adolescência e idade adulta.

Em “*Gait Analysis – Normal and Pathological Function*”¹⁰, a autora define a marcha como o meio natural de locomoção do corpo humano. Sua versatilidade funcional permite ao indivíduo executar as mais diversas tarefas, como subir escadas, ultrapassar obstáculos ou se adaptar a mudanças de terreno. Sendo assim, identificar comprometimentos de funcionalidade da marcha se torna uma importante prática para a reabilitação motora.

Em ambientes clínicos, as avaliações de marcha são frequentemente realizadas por meio de escalas e testes padronizados, pois são de simples e rápida aplicação, e não necessitam de uma infraestrutura complexa disponível. Entretanto, esse tipo de avaliação está fundamentado em observações visuais subjetivas e na dependência da experiência do médico/terapeuta que as realiza¹¹.

Graças ao desenvolvimento tecnológico, novas técnicas surgiram com o propósito de avaliar objetivamente a marcha humana. Os métodos objetivos têm impacto no campo clínico, uma vez que disfunções da marcha afetam uma alta parcela da população mundial, podendo ser utilizada para medir o grau de funcionalidade da marcha de um indivíduo. Dentre os métodos

objetivos, destacam-se os sistemas de análise de marcha baseados na captura de movimento por dispositivos ópticos, representando uma alternativa relevante para uma investigação dos parâmetros da marcha¹².

Diversos sistemas comerciais de análise de marcha já estão estabelecidos no ambiente clínico, como VICON (Vicon Motion Systems Ltd, Reino Unido), LOKOMAT (Hocoma, Suíça) e CAREN (Motekforce, Países Baixos). No entanto, além do custo elevado, tais sistemas possuem baixa portabilidade, uma vez que dependem de infraestrutura complexa e conhecimento especializado para sua operação. Dessa forma, o acesso a esse tipo de avaliação se torna restrito a laboratórios de pesquisa e grandes centros de reabilitação, e suas características restritivas (ex: uso de marcadores, exoesqueletos, suporte corporal) podem diminuir o nível de adesão dos pacientes ao tratamento de reabilitação.

Sendo assim, o desenvolvimento de novas tecnologias acessíveis de análise de marcha tem importante impacto para pacientes e profissionais ligados a tratamentos de reabilitação.

1.1 Objetivo

Hipótese: É possível realizar avaliações objetivas de marcha patológica, a partir de parâmetros quantitativos, em ambientes não-controlados e sem necessidade de infraestrutura complexa.

Objetivo geral: desenvolver um sistema de captação e análise de marcha, de baixo custo, não-restritivo, portátil e de simples operação e instalação.

Objetivo específico: realizar um estudo de caso em crianças e adolescentes com PC como sujeitos de teste para verificar a robustez do sistema para análise de marcha patológica.

1.2 Estrutura do trabalho

Este trabalho está dividido em seis capítulos: o capítulo 2 apresenta uma revisão bibliográfica acerca dos sistemas de análise da marcha humana e seus conceitos básicos; em seguida, a metodologia do trabalho é descrita no capítulo 3, com os requisitos do projeto, escolha da solução final e protocolo experimental; o capítulo 4 apresenta os resultados obtidos no testes experimentais e sua validação estatística; a discussão a respeito dos resultados é feita no capítulo 5; e por fim, o capítulo 6 é composto pelas conclusões do estudo e sugestões de trabalhos futuros.

2 Revisão Bibliográfica

Neste capítulo, serão apresentados conceitos básicos sobre a marcha humana e uma revisão da literatura científica acerca dos sistemas de análise de marcha.

2.1 Embasamento Teórico

2.1.1 Marcha humana

O conteúdo dessa seção foi baseado no livro *Gait Analysis – Normal and Phatological Function*¹⁰.

A marcha humana tem como funções básicas de locomoção: propulsão; estabilidade postural; absorção de choque; e conservação de energia.

Pode ser caracterizada por ciclos repetitivos, com os membros inferiores alternando fases de apoio e propulsão. A seguir, alguns conceitos serão definimos para melhor entendimento do assunto.

A partir Figura 1, pode-se definir:

- **Passo:** distância entre o contato inicial de um dos pés com o solo e o mesmo evento seguinte do pé contralateral.
- **Passada:** distância entre o contato inicial de um dos pés com o solo e o mesmo evento seguinte do mesmo pé. Também representa a distância percorrida dentro de um ciclo de marcha (CM).

Figura 1 - Ilustração dos conceitos de passo e passada.

Fonte: Barela (2005)¹³

O ciclo de marcha pode ser dividido em dois períodos (Figura 2):

- **Período de apoio** (~60% CM): período compreendido entre o contato inicial de um dos pés com o solo, até a elevação desse mesmo pé, perdendo contato com o solo.

- **Período de balanço** (~40% CM): inicia-se com perda de contato de um dos pés com o solo, finalizando com o mesmo pé tocando o solo novamente.

Figura 2 - Períodos e fases da marcha.

Fonte: Barela (2005)¹³

O período de apoio também pode ser subdividido em três intervalos:

- **Apoio duplo inicial** (~10% CM): imediatamente após o contato inicial, com ambos os pés em contato com o solo.
- **Apoio simples** (~40% CM): um pé se encontra em contato com o solo, enquanto o outro está em balanço.
- **Apoio duplo final** (~10% CM): inicia-se com o retorno do pé que estava em balanço ao solo, até que o outro pé (que estava em intervalo de apoio simples) perca o contato com o solo.

As fases da marcha fornecem um meio de correlacionar as ações simultâneas de cada articulação com o comportamento funcional do membro como um todo. O ciclo de marcha pode ser dividido em oito fases, cada qual com seu objetivo funcional. Neste trabalho, adotaremos a terminologia proposta por Perry¹⁰, capaz de descrever tanto o padrão normal de marcha como também o andar patológico. As oito fases podem ser agrupadas em três tarefas básicas:

A) Aceitação da carga

Inicia o ciclo da marcha. Tem como funções: 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): primeiro contato do pé com o solo.
- Fase 2 - Resposta à carga (0-10% CM): superfície plantar toca o solo, e o pé contralateral eleva-se para iniciar período de balanço.

B) Apoio simples

Um membro tem total responsabilidade pela sustentação do peso corporal durante a progressão:

- Fase 3 - Apoio médio (10-30% CM): o pé contralateral inicia o balanço e ultrapassa o pé em apoio (no sentido da progressão).
- Fase 4 - Apoio terminal (30-50% CM): o calcanhar do pé em apoio inicia sua elevação, e o pé em balanço entra em contato com o solo.

C) Avanço do membro em balanço

Finaliza o período de apoio e executa o período de balanço, completando o ciclo da marcha:

- Fase 5 - Pré-balanço (50-60% CM): finaliza o período de apoio com o desprendimento do pé do solo. Ocorre a transferência de peso entre os membros e tem como objetivo o controle do tronco.
- Fase 6 - Balanço inicial (60%-73% CM): inicia imediatamente após a perda de contato com o solo, com o membro sendo projetado na direção da progressão.
- Fase 7 - Balanço médio (73%-87% CM): o pé em balanço ultrapassa o pé em apoio. Coincide com a fase de apoio médio do pé contralateral.
- Fase 8 - Balanço final (87-100% CM): última fase de balanço, correspondendo ao instante imediatamente antes do novo contato com o solo.

2.1.2 Parâmetros de marcha

Muro-de-la-Herran et al. listaram os principais parâmetros escolhidos por especialistas para avaliar a marcha de um indivíduo¹⁴:

- velocidade de passada;
- comprimento de passo;
- comprimento de passada;
- cadência;
- largura de passo;
- ângulo de passo (entre o plano que contém a sola do pé e o plano do solo);
- duração de passo;
- duração do período de balanço;
- duração do período de apoio;

- distância percorrida;
- autonomia de marcha (tempo máximo em que o indivíduo consegue caminhar, considerando a quantidade e a duração de cada parada);
- duração de parada;
- existência de tremores;
- frequência de queda;
- altitude acumulada (soma das diferentes cotas percorridas em um terreno com variações de altura);
- rota percorrida;
- duração e ocorrências dos eventos da marcha;
- orientação de segmentação corporal;
- força de reação ao solo;
- ângulos de articulação;
- força muscular (eletromiografia);
- momento;
- postura corporal (inclinação, simetria);
- capacidade de manter uma caminhada por longos períodos.

Os parâmetros listados acima podem ser obtidos por meio de dois métodos: semi-subjetivo e objetivo.

2.2 Métodos de análise de marcha

Os métodos semi-subjetivos se utilizam de escalas para avaliar parâmetros da marcha do paciente. A qualidade da marcha é resultado de uma observação médica de um especialista enquanto o paciente caminha. Muitas vezes, tais métodos também contêm um questionário de auto-avaliação pelo paciente. Dentre as mais tradicionais, podemos citar *Timed 25-Foot Walk*¹⁵, para pacientes com esclerose múltipla; *Time Get up and Go*, que relaciona os movimentos do levantar de uma posição sentada e o caminhar¹⁶; e *Tinetti Performance-Oriented Mobility Assessment*, utilizada também para avaliar o risco de queda de idosos¹⁷. A principal desvantagem desses métodos é o viés de subjetividade agregado aos resultados.

Em contrapartida, o desenvolvimento tecnológico propiciou o surgimento de novas técnicas e dispositivos que permitem realizar uma avaliação objetiva dos diferentes parâmetros

relacionados à marcha. Naturalmente, as medições se tornam mais eficientes e confiáveis, dado seu caráter objetivo.

Nesta seção, os sistemas comerciais de análise tridimensional de marcha não serão detalhados, uma vez que o objetivo do trabalho é buscar alternativas a esse tipo de sistema.

De acordo com o estudo realizado por Muro-de-la-Herran et al.¹⁴, esses dispositivos podem ser classificados em dois principais grupos, em função do tipo de sensores que os compõem: *non-wearable sensors* (NWS) e *wearable sensors* (WS).

Os sistemas baseados em NWS, normalmente necessitam de ambientes controlados e de infraestrutura complexa. Dentro desse grupo, existem os sistemas baseados em técnicas de processamento de imagem. As câmeras analógicas e digitais são os dispositivos mais utilizados. Também podem ser divididos de acordo com a utilização ou não de marcadores.

Uma das técnicas é o processamento de imagem por medidas de profundidade. Representa um conjunto de técnicas utilizadas para calcular um mapa de distâncias a partir de um ponto¹⁸. Esse método possibilita o processamento em tempo real de maneira mais acurada e rápida.

Há diversas tecnologias que podem ser aplicadas para esse fim. Na visão estereoscópica, o modelo da câmera é obtido a partir da localização de um ponto no espaço tridimensional por meio das projeções desse mesmo ponto em duas imagens, e na intersecção das retas associadas a essas duas projeções. Para criar esse modelo, requer-se aquisição de múltiplas imagens por meio de calibração em diferentes planos. Essa técnica é amplamente utilizada em análise de marcha^{19; 20}.

Outras aplicações se utilizam do método de luz estruturada. Consiste na projeção de um padrão determinado de luz sobre os objetos a serem reconstruídos pela imagem. As informações tridimensionais dos objetos são obtidas por meio da análise da deformação do padrão de luz projetado em relação a sua configuração original²¹.

Um dos dispositivos mais comuns que se utilizam dessa tecnologia é o sensor Microsoft Kinect (Microsoft, EUA), com uma câmera RGB (do inglês, *Red Green Blue*), sensores infravermelhos (IR, do inglês, *infrared*) e de profundidade (Figura 3). Stone e Skubic²² utilizaram a primeira geração do sensor (Kinect v1) para desenvolver um sistema para obter parâmetros espaço-temporais de marcha, obtendo resultados comparáveis ao sistema Vicon®. Gabel et al.²³ apresentaram um método de obtenção dos parâmetros de marcha por meio de uma análise de juntas do corpo inteiro (e não somente dos membros inferiores). No estudo realizado por Zeni et al.²⁴, foram desenvolvidos dois algoritmos para identificar os instantes de ocorrência

dos eventos de marcha baseados em apenas dados cinemáticos oriundos de caminhada em esteira.

Figura 3 - Componentes do sensor Kinect v1: (1) sensores de profundidade, (2) câmera RGB, (3) microfones, (4) base móvel.

Fonte: Microsoft (2010)²⁵

Já a segunda geração do sensor da Microsoft, Kinect v2 (Figura 4) se utiliza das técnicas de câmeras ToF (do inglês, *Time-of-Flight*), que calculam as distâncias baseando-se no “tempo de voo” do sinal luminoso entre a câmera e o objeto para cada ponto da imagem²⁶; Cunha *et al.*²⁷ desenvolveram um sistema de análise de movimento baseado no sensor Kinect, aplicando-o em ambientes clínicos para avaliação de marcha de pacientes com doença de Parkinson e análise de crises de epilepsia.

Figura 4 – Componentes do sensor Kinect v2.

Fonte: Adaptado de Brancati *et al.* (2019)²⁸.

Sistemas NWS também podem ser baseados em transdutores eletromecânicos, como as plataformas de força e sensores de pressão. As chamadas pistas instrumentadas são um exemplo desse tipo de sistema. As informações da marcha são obtidas por meio da força de reação ao solo captados pelo sistema durante o exercício de marcha do sujeito (no caso das plataformas de força), ou pela quantificação dos padrões de pressão sob o pé durante a marcha^{29;30}. Sistemas desse tipo podem fornecer informações da evolução da pressão plantar ao longa da caminhada, auxiliando no diagnóstico de alguma disfunção relacionada à marcha.

Já os sistemas WS possibilitam que a análise de marcha seja realizada fora de um ambiente de laboratório, capturando informações da marcha do sujeito durante até mesmo atividades diárias.

Os sensores dos sistemas WS são posicionados em partes do corpo do sujeito, dependendo dos parâmetros de interesse. Esses sistemas podem ser constituídos por sensores de pressão, acelerômetros, giroscópios, entre outros.

Os sensores de pressão dos sistemas WS funcionam da mesma forma que nos sistemas NWS, porém utilizados em solas ou calçados instrumentados^{31;32}. Howell *et al.* demonstraram que as medidas realizadas com esse método mostraram uma alta correlação com os resultados obtidos em análises clínicas em ambiente de laboratório³³.

Já os sensores inerciais utilizam uma combinação de acelerômetros, giroscópios e, algumas vezes, magnetômetros para medir velocidade, aceleração, orientação e resultante das forças gravitacionais de um objeto. Dispositivos de medição que utilizam esse conjunto de sensores são chamadas de IMU (do inglês, *Inertial Measurement Unit*).

IMUs são um dos tipos de sensores mais utilizados para sistemas de análise de marcha. No estudo realizado por van den Noort *et al.*³⁴, o sistema comercial de sensores inerciais Xsens (Xsens Technologies B.V., Países Baixos) foram utilizados para avaliar os desvios dos padrões de marcha de crianças com PC (Figura 5). Já o sistema GaitUp (GaitUp, Suíça) foi utilizado para obter parâmetros espaço-temporais desse mesmo grupo alvo¹¹. Cancela *et al.* avaliaram a marcha de pacientes com Parkinson em situações não-supervisionadas por meio de sensores inerciais³⁵. Tay *et al.* desenvolveram um sistema com IMUs em cada um dos tornozelos para rastrear seus movimentos, e um terceiro sensor posicionado próximo à vértebra cervical para monitorar postura corporal³⁶. Em todos os casos citados acima, esse tipo de sensor apresentou resultados comparáveis aos sistemas óptico-eletrônicos de análise de movimento.

Figura 5 - Criança com PC utilizando o sistema de sensores inerciais XSens.

Fonte: van den Noort *et al.* (2013)³⁴.

A análise da marcha humana tem caráter multidimensional. Dessa forma, considerando os métodos objetivos de análise, não é possível afirmar que um grupo de sensores (NWS, WS) é melhor que o outro em absoluto, uma vez que cada um tem diferentes características e

necessidades que o faz mais apropriado para determinado tipo de estudo ou avaliação. Além disso, o grupo alvo do estudo deve ser um fator a ser considerado como parâmetro para escolha do sistema, visto que as características particulares de movimento do grupo podem exigir requisitos específicos para que a análise de marcha seja realizada de maneira adequada. Por essas razões, o desenvolvimento de sistemas orientados a determinada doença pode ser considerado um indicativo para pesquisas futuras.

3 Metodologia

A metodologia do projeto foi estruturada em três etapas principais: Projeto básico, com a definição dos requisitos de projeto e estrutura global da solução; Projeto detalhado, com a definição da solução final e seu detalhamento; e Teste de validação, a fim de fornecer condições para que o sistema seja operado em condições próximas àquelas encontradas no ambiente clínico de reabilitação.

3.1 Estudo de caso: Paralisia cerebral

O acometimento da PC pode ser definido como "um grupo de distúrbios permanentes do desenvolvimento do movimento e da postura, atribuídos a alterações não progressivas que ocorrem no desenvolvimento do cérebro fetal ou infantil. Os problemas motores oriundos da PC frequentemente são acompanhados por distúrbios de sensibilidade, percepção, cognição, comunicação e comportamento, por epilepsia e por problemas musculoesqueléticos secundários"³⁷.

PC é a causa mais prevalente de deficiência motora crônica na infância e os seus distúrbios musculoesqueléticos são derivados da combinação de espasticidade, fraqueza muscular, perda de controle motor seletivo e excesso de contração muscular, levando a distúrbios ósseos e padrões de marcha anormais^{38; 39; 40}.

Os pacientes com PC podem ser classificados de acordo com o padrão topográfico ou tipos clínicos. Na classificação topográfica⁴¹, os tipos mais frequentemente observados são:

- diparesia (comprometimento predominante dos membros inferiores e geralmente simétrico),
- hemiparesia (comprometimento de um hemicorpo, sendo a assimetria uma importante característica),

- tetraparesia ou envolvimento global (paciente com grave comprometimento, geralmente sem prognóstico para a marcha e os quatro membros são comprometidos, assim como o tronco).

A classificação de acordo com o tipo clínico tem como base a alteração do movimento que o paciente apresenta e os tipos mais frequentes são: espástico, distônico, atáxico ou misto. Os pacientes com PC podem ainda ser classificados de acordo com o desempenho motor habitual praticado no domicílio, na escola e na comunidade⁴¹. Para tal é empregado o sistema GMFCS (do inglês, *Gross Motor Function Classification System*) proposto por Palisano *et al.*⁴² (Figura 6). Os pacientes são divididos em 5 níveis, conforme a função na comunidade, domicílio e escola:

- Nível I: marcha comunitária sem restrições e sem uso de órteses. As dificuldades aparecem em atividades motoras mais elaboradas e amplas, como a prática esportiva, subir escadas e rampas, e andar em terrenos irregulares;
- Nível II: marcha sem meios auxiliares, no entanto tem limitação para andar na comunidade e fora de casa. Para subir escadas e rampas geralmente necessita de auxílio. O uso das órteses suro-podálicas é mais frequente neste grupo;
- Nível III: marcha com assistência de meios auxiliares (muletas ou andador). Apresenta limitação para andar na comunidade e fora de casa. Pode necessitar de cadeira de rodas para longas distâncias, no entanto a marcha ainda é o meio preferencial de locomoção;
- Nível IV: uso de cadeira de rodas para o deslocamento na comunidade e fora de casa. Ortostatismo e marcha geralmente restritos ao domicílio e ambientes fechados, com limitações. Apresenta controle cervical e de tronco;
- Nível V: grave acometimento motor. Controle cervical e de tronco comprometidos. Deslocamento na comunidade com uso de cadeiras de rodas adaptadas.

Figura 6 - Classificação dos pacientes com PC em 5 níveis motores de acordo com o GMFCS.

Fonte: Traduzido de Palisano *et al.* (1997)⁴².

Aproximadamente dois terços das crianças com PC são capazes de andar, mas as limitações da marcha podem afetar seu nível de atividade e de participação. Ao longo da vida, crianças e adolescentes são submetidos a intervenções com o intuito de modificar a história natural e melhorar a função motora incluindo aplicação de toxina botulínica, fisioterapia, cirurgia ortopédica e procedimentos neurocirúrgicos⁸.

3.1.1 Instituto Remo Meu Rumo

Dentro da área de tratamentos de reabilitação, destaca-se o Instituto Remo Meu Rumo, uma 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. Atualmente, o IRMR atende por volta de 100 jovens de seis a 22 anos com deficiência física. Por meio da Lei de Incentivo ao Esporte do Ministério do Esporte, são oferecidas atividades esportivas para estes jovens cinco dias por semana, no período matutino e vespertino. O núcleo de atuação multidisciplinar, composto por profissionais da educação física, psicólogos, fisioterapeutas e assistente social, busca intervir e melhorar os aspectos biológicos, psíquicos e sociais, fornecendo aos participantes e familiares novas

perspectivas sobre processos de reabilitação e oportunidades de incremento da qualidade de vida e das condições bio-psicossociais, individuais e familiares. O IRMR tem atuação na Raia Olímpica da Universidade de São Paulo (USP), gerenciada pelo CEPEUSP, e colocou suas instalações e equipe à disposição para a realização dos testes in loco com o grupo alvo do estudo de caso.

3.2 *Projeto Básico*

Para a elaboração do Projeto Básico do sistema, foram estabelecidas três etapas: definir parâmetros e requisitos de projeto; estruturar a solução em subsistemas (módulos); e definir o funcionamento dos subsistemas. Os detalhes de cada uma dessas etapas serão apresentados a seguir.

3.2.1 Requisitos de projeto

Para definir os requisitos do projeto, realizou-se uma análise em conjunto com médicos e fisioterapeutas do IRMR acerca da escolha e grau de prioridade (primária e secundária) dos parâmetros de marcha a serem calculados. A decisão levou em consideração quais parâmetros seriam os mais representativos de uma avaliação de marcha em ambiente clínico (ou seja, fora do laboratório). Dessa forma, foram estabelecidos os seguintes requisitos primários de projeto:

- Implementar uma solução:
 - de baixo custo;
 - não-restritiva (não impedir que o sujeito execute seu modo natural de caminhar);
 - portátil (capacidade de ser utilizada em ambientes fora do laboratório);
 - modular (não vinculada a um sistema de sensoriamento específico).

O sistema a ser desenvolvido será composto por dois módulos e seu protocolo de uso, conforme a Figura 7:

Figura 7 - Sistema global composto pelos módulos de captação e análise.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Como requisitos secundários, o sistema deve ser capaz de analisar uma marcha patológica de indivíduos com PC diparética espástica, classificados como GMFCS II ou III.

3.2.2 Módulo de Captação

O módulo de captação é composto pelo sensor e seu sistema de condicionamento de sinal (Figura 8); responsável por fornecer os dados de entrada para o módulo seguinte.

Figura 8 - Módulo de captação.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

O sensor fornece dados brutos da posição de determinada articulação no espaço, na forma $[r_{xi}, r_{yi}, r_{zi}]_{i=1 \rightarrow n}$, onde i representa a i -ésima articulação, e n representa o número total de articulações sob análise. Após o condicionamento do sinal, o módulo de captação gera como saída o conjunto de coordenadas $[o_{xi}, o_{yi}, o_{zi}]_{i=1 \rightarrow n}$, já no formato exigido para dados de entrada do módulo de análise.

3.2.3 Módulo de Análise

A análise junto a especialistas da área de reabilitação motora citada na seção 3.2.1 também teve como resultado a definição dos parâmetros de marcha que o sistema deveria ser capaz de calcular a partir da captura da marcha humana. Foram considerados como parâmetros primários aqueles utilizados com maior frequência nos estudos de marcha; e como secundários, os parâmetros de marcha associados diretamente à análise de marcha de indivíduos com PC. Sendo assim, o módulo de análise deve ser capaz de:

- Fornecer os seguintes 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 seguintes 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 [°];

A estrutura do módulo de análise, responsável pela interface do usuário (terapeuta) com o sistema e pela análise dos dados de saída do módulo de captação, é apresentada na Figura 9.

Figura 9 - Módulo de análise.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Para melhor adequação dos dados aos algoritmos de cálculo de parâmetros, filtros podem ser aplicados aos dados de entrada, resultando no conjunto de coordenadas $[f_{xi}, f_{yi}, f_{zi}]_{i=1 \rightarrow n}$. Após os cálculos, o módulo gera o conjunto de parâmetros $[p_j]_{j=1 \rightarrow k}$ onde j representa o j -ésimo parâmetro, e k representa o número total de parâmetros calculados.

3.2.4 Escolha da solução final

Nas seções a seguir, serão apresentados: prós e contras dos sensores tipo WS e NWS; uma análise dos requisitos definidos no projeto básico; e a escolha da solução final.

Dentre os mais de 3400 artigos revisados em¹⁴, 40% são relacionados a sistemas NWS; 37.5% apresentaram o uso de sistemas baseados em sensores inerciais; e os demais 22.5% correspondem a outros sistemas WS. Esse artigo de revisão ainda cita que um número crescente de artigos avaliando parâmetros como acurácia, usabilidade e portabilidade, demonstram que sistemas portáteis são promissores como método de avaliação de marcha.

Sistemas NWS normalmente possuem um custo elevado, devido à necessidade de configurar um ambiente de laboratório para as medições. No entanto, novos sistemas de baixo-custo, portáteis e sem a necessidade de fixar sensores e/ou marcadores ao corpo humano tem sido amplamente desenvolvidos, como os sistemas baseados no sensor Microsoft Kinect. Estudos tem validado o uso desse dispositivo para análise de marcha ao longo dos últimos anos^{43; 44; 45; 46}.

Há também os sistemas NWS baseados nos transdutores eletromecânicos, representados pelas pistas instrumentadas, que permitem que o indivíduo caminhe sob a pista da maneira que usualmente ele o faz (calçando sapatos, descalços ou utilizando uma bengala). Uma

desvantagem desses sistemas é um possível maior grau de dependência do espaço físico disponibilizado para análise e infraestrutura fixa, reduzindo seu caráter portátil.

Uma das principais desvantagens da maioria dos sistemas NWS é a inviabilidade de se avaliar a marcha do indivíduo durante suas atividades diárias. Dessa forma, os resultados obtidos durante os testes podem não refletir a real condição do sujeito.

Diferentemente do que foi citado acima, os sistemas WS, por serem baseados em sensores de tamanho reduzido, fixados no próprio corpo do indivíduo, permitem obter medidas relacionadas à marcha durante suas atividades diárias, fora do ambiente de um laboratório. Dessa forma, é possível estender os benefícios de um tratamento de reabilitação de marcha a uma parcela maior da população⁴⁷. Também possuem a vantagem de ter um custo reduzido, quando comparado à maioria dos sistemas NWS.

Como desvantagens dos sistemas baseados em sensores inerciais, pode-se destacar: amplificação dos erros de medida, oriunda do processo de integração; processamento do sinal computacionalmente custoso; necessidade de se fixar sensores no corpo do indivíduo, podendo inibir a execução do modo natural do caminhar; e o consumo de energia dependente de baterias.

A Tabela 1 resume a análise dos diferentes tipos de sistemas em relação aos requisitos do projeto. Considerando os requisitos de baixo-custo e portabilidade, sensores como o Microsoft Kinect e IMUs apresentam vantagens em relação aos demais sistemas. Analisando os parâmetros associados à PC, é possível observar que seria necessário um par de sensores inerciais para cada articulação analisada, podendo adicionar desconforto e um caráter restritivo à marcha natural do indivíduo. Dessa forma, a solução final não-restritiva do sistema será baseada no sensor Microsoft Kinect.

Tabela 1 - Análise de requisitos de projeto: soluções para o módulo de captação.

Sistema	Baixo-custo	Portátil	Não-restritivo
Sistemas ópticos 3D com marcadores			
Pista instrumentada	X		X
Conjunto de IMUs	X	X	
Microsoft Kinect	X	X	X

O dispositivo escolhido para compor o **módulo de captação** foi o sensor Microsoft Kinect de segunda geração (Kinect v2). A escolha em detrimento da primeira geração do sensor se deu pelas melhores especificações técnicas (Tabela 2). O erro característico para medições de distância pode ser estimado por uma relação linear em função da distância para o sensor, e

apresenta valores de 0.01 a 0.02m para uma área de captura entre 0 e 4m⁴⁸. A interface da aplicação foi desenvolvida em linguagem C#.

Tabela 2 - Comparação das principais especificações técnicas entre Kinect v1 e Kinect v2.

Item	Kinect v1	Kinect v2
Método	Luz estruturada	ToF
Distância mín./máx. de captura (m)	0,8 / 4,0	0,5 / 4,5
Campo de visão horizontal/vertical (°)	57 / 43	70 / 60
Total de articulações detectadas	20	25
Taxa de amostragem (Hz)	30	30

Fonte: Adaptado de Pagliari *et al.* (2015)⁴⁸

Para o **módulo de análise**, foi desenvolvida uma aplicação em MATLAB (MathWorks, EUA), versão 2019b.

3.2.5 Protocolo de uso do sistema

Como parte da solução do projeto, foi desenvolvido um protocolo de uso do sistema a fim de garantir condições para a execução de um protocolo experimental.

A montagem do sistema está ilustrada na Figura 10. Seguindo as especificações contidas no manual do Kinect v2 para faixas-ótimas de captura, o sensor foi posicionado a 80cm de altura em relação ao solo, e as distâncias mínimas e máximas estabelecidas para captura foram 1,40m e 4,55m, respectivamente. Sendo assim, a região útil de caminhada tinha 3,15m de comprimento.

Figura 10 - Montagem do protocolo de uso do sistema: distância máxima (a) e mínima (b) de captura; (c) Kinect v2 e seu sistema de coordenadas.

Em relação a configuração do teste, cada sessão de teste pode ser composta por duas fases:

1. Análise estática: o sujeito se mantém em posição anatômica diante do sistema sensorial para que os parâmetros estáticos sejam capturados.
2. Caminhada: o sujeito caminha por uma pista no sentido único indicado.

3.3 Projeto detalhado

3.3.1 Módulo de captação

O subsistema de captação foi implementado como uma WPF (do inglês, *Windows Presentation Foundation*) desenvolvida em linguagem C#, no ambiente SDK (do inglês, *Software Development Kit*) 1.8 do Kinect v2. Esta interface foi utilizada para coletar as posições das juntas do tornozelo e joelho ao longo do tempo. Também apresentava uma imagem em tempo real da representação das juntas do corpo humano, para verificação visual do sistema de rastreamento do Kinect (Figura 11). As informações de cada coleta foram salvas em um arquivo de formato texto (.txt) para posterior processamento no módulo de análise.

Figura 11 - Módulo de captação: tela da aplicação WPF para Kinect v2.

Vale ressaltar que o conceito do módulo de captação foi projetado de tal forma que não seja dependente de determinada tecnologia. O Kinect v2 pode ser substituído por qualquer outro sistema de sensoramento que atenda aos requisitos do projeto, adequando os dados de saída ao formato exigido pelo módulo de análise (Figura 9), e fazendo as transformações necessárias para obedecer o sistema de coordenadas indicado na montagem do experimento (Figura 10).

3.3.2 Módulo de análise

Uma rotina foi escrita em MATLAB (MathWorks, EUA) para ler as posições das juntas do Kinect a partir dos arquivos exportados pelo módulo de captação. A descrição de cada parâmetro calculado será detalhada a seguir.

Após a importação do arquivo .txt da coleta escolhida, é apresentado um gráfico inicial com as coordenadas z das articulações do tornozelo ao longo do tempo (Figura 12-a). Por meio da observação do gráfico inicial, o usuário deve informar os tempos inicial ($T_{inicial}$) e final (T_{final}) de análise da coleta. Dessa forma, pode-se descartar os dados correspondentes aos instantes em que o sujeito esteve fora da área útil de coleta. A Figura 12-b exemplifica o trecho da coleta que servirá de base para o cálculo dos parâmetros de marcha. A **distância percorrida** (S_{total}) e **duração total** (T_{total}) e a **velocidade média** são calculados, respectivamente pelas equações 1, 2 e 3, onde $Z(t)$ representa a coordenada no eixo z das articulações do tornozelo em função do tempo.

$$S_{total} = Z(T_{final}) - Z(T_{inicial}) \quad (1)$$

$$T_{total} = T_{final} - T_{inicial} \quad (2)$$

$$V_{média} = S_{total} / T_{total} \quad (3)$$

Figura 12 – Seleção da janela temporal da amostra para avaliação da marcha.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

No capítulo 2, passo foi definido como a “distância entre o contato inicial de um dos pés com o solo e o mesmo evento seguinte do pé contralateral”. Essa distância representa o avanço (eixo z) de um pé, que entra em contato com o solo, em relação ao outro, que já se encontrava no solo (Figura 13). Dessa forma, as equações 4 e 5 representam o cálculo do **comprimento do passo** como a distância (eixo z) percorrida por um pé entre dois instantes consecutivos em que $Z_{dir}(t) = Z_{esq}(t)$:

$$t_{zero} = t(Z_{dir} \cong Z_{esq}) \quad (4)$$

$$passo = Z(t_{zero\ i}) - Z(t_{zero\ i+1}) \quad (5)$$

Por sua vez, o **comprimento da passada** representa a soma do comprimento de dois passos consecutivos (um passo esquerdo e um passo direito, ou vice-versa) (Equação 6).

$$passada = passo_{esq} + passo_{direito} \quad (6)$$

Figura 13 - Cálculo do comprimento de passo e passada.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

A Figura 14 apresenta os elementos de um CM no gráfico gerado pelo módulo de análise, adotando o pé direito (PD) como referência. O ciclo se inicia com o contato do PD com o solo, iniciando o período de apoio. É possível notar que, durante o período de apoio do PD, o pé esquerdo (PE) também se encontra em período de apoio em dois intervalos de tempo dentro do mesmo CM. Esses intervalos caracterizam os dois períodos de apoio duplo (AD) de um CM.

Figura 14 - Elementos do CM no gráfico gerado pelo módulo de análise.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

A classificação dos elementos acima citados depende da detecção dos eventos de contato com o solo (HS e TO). Inicialmente, observou-se o comportamento das coordenadas no eixo y (eixo vertical em relação ao solo) para a detecção dos eventos. No entanto, as variações em Y se apresentaram com magnitude próxima ao sinal de ruído do Kinect ($\approx 5\text{cm}$), dificultando a diferenciação entre as duas fontes de informação. Essa proximidade de magnitude dos sinais é diretamente proporcional ao grau de alteração da marcha do sujeito em relação aos padrões ditos normais. Mesmo com a aplicação de algumas técnicas de condicionamento de sinal, ainda não se tornava possível identificar com clareza os pontos relacionados aos eventos de HS e TO. Dessa forma, optou-se por buscar uma aproximação por meio dos elementos relacionados a trajetória dos pés no eixo z.

A solução proposta foi baseada na análise dos valores de velocidade dos pés no eixo z. Quando o sujeito se encontra no período de apoio, podemos afirmar que a velocidade do seu pé se aproxima de zero. Em contrapartida, durante o período de balanço, essa velocidade atinge seu valor máximo dentro do período do CM. Sendo assim, torna-se necessário identificar o valor limite de velocidade que represente a transição entre os períodos de apoio e balanço.

Com o objetivo de encontrar padrões de comportamento dessas variáveis durante a caminhada, foram analisadas as curvas no eixo z, juntamente com os respectivos arquivos de filmagem. Analisando os padrões de “platô” (período de apoio) e “queda” (período de balanço), buscava-se encontrar uma fração da velocidade máxima em período de balanço para determinar a velocidade limite de transição. Diferentes valores dessa fração foram aplicados sistematicamente a um mesmo grupo de amostras de diferentes pacientes, e foi analisada a correspondência dos valores limites de transição com os trechos do gráfico correspondentes aos períodos de apoio e balanço. Os melhores resultado de correspondência foram encontrados quando a fração da velocidade máxima em balanço utilizada era próxima de 37%. Sendo assim, o valor limite de velocidade para um dado lado foi definido pela equação 7:

$$\lim_{lado} = 0,37 * \max \left| \frac{dZ(t)_{lado}}{dt} \right| \quad (7)$$

Estabelecido o valor limite de aceleração para cada um dos pés, determina-se, então, os instantes de ocorrência dos eventos de contato com o solo, sendo **TO** o ponto de transição para o período de balanço, e **HS**, o ponto correspondente à transição para o período de apoio.

Em seguida, é definida a seguinte função degrau representativa (Equação 8):

$$degrau_{lado} = \begin{cases} 1, & \left| \frac{dZ(t)_{esq}}{dt} \right| < \lim_{lado} \\ 0, & \left| \frac{dZ(t)_{esq}}{dt} \right| \geq \lim_{lado} \end{cases} \quad (8)$$

O **período de balanço** corresponde aos intervalos de tempo em que $degrau_{lado} = 0$, e o **período de apoio**, aos intervalos de tempo em que $degrau_{lado} = 1$. Os **períodos de apoio duplo** se dão nos instantes em que ambos os pés se encontram em contato o solo. Ou seja, $degrau_{esq} = degrau_{dir} = 1$. Logo, a função degrau representativa para apoio duplo é definida pela equação 9:

$$degrau_{AD} = degrau_{esq} * degrau_{dir} \quad (9)$$

Para expressar os períodos de balanço, apoio e apoio duplo em função valores de % de CM, é realizada uma aproximação dada pelo quociente entre o número de pontos da respectiva função degrau com valores iguais a 1 e seu número total de pontos.

A **duração de passo** é definida pelo intervalo de tempo entre eventos TO e HS consecutivos para o mesmo pé. O **número de passos** corresponde ao número de eventos HS ao longo de toda a coleta. Sendo assim, a **cadência** é definida pelo quociente entre número de passos e duração total.

A Figura 15 representa a relação dos eventos de HS e TO, detectados a partir dos valores da velocidade no eixo z, com as funções degrau representativas do CM. Também estão indicados exemplos de duração de um passo esquerdo (Tp_{esq}) e um passo direito (Tp_{dir}). A Figura 15-a é um exemplo do gráfico gerado após a execução da funcionalidade “cálculos de parâmetros” do módulo de análise. Para melhor visualização, as funções degrau para o lado direito, lado esquerdo e apoio duplo foram deslocadas verticalmente no gráfico e seus valores absolutos no eixo y não possuem significado de distância para o sensor.

Figura 15 – Relação dos eventos de HS e TO com as funções degrau representativas do CM. (a) eventos de HS e TO no gráfico gerado pelo módulo de análise; (b) gráfico de velocidade no eixo z, com os valores limites de transição entre períodos de apoio e balanço.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Além dos gráficos apresentados, o módulo de análise gera um relatório com o resumo de todos os parâmetros calculados, em que também são incluídos os parâmetros sem representação gráfica: valor médio da largura do passo (Equação 9), distância médio-lateral entre as articulações do joelho (Equação 10) e distância médio-lateral entre as articulações do tornozelo (Equação 11).

$$w_{passo} = \frac{\sum_{i=1}^n |X(t_{HSi})_{tornozelo_esq} - X(t_{HSi})_{tornozelo_dir}|}{n} \quad (9)$$

$$d_{joelho} = X(t_0)_{joelho_esq} - X(t_0)_{joelho_dir} \quad (10)$$

$$d_{tornozelo} = X(t_0)_{tornozelo_esq} - X(t_0)_{tornozelo_dir} \quad (11)$$

$X(t)$: coordenada da articulação no eixo X

t_{HS} : instante de ocorrência de um evento HS

n : número total de ocorrências de eventos HS

t_0 : instante da análise estática, com $t_0 < T_{inicial}$

3.4 *Protocolo experimental*

Para avaliar os resultados obtidos pelo sistema em um cenário de reabilitação clínica, fez-se necessária a definição de um protocolo experimental em conjunto com a equipe multidisciplinar do IRMR.

Seguindo as recomendações para pesquisas acadêmicas com participação de seres humanos como sujeitos de teste, foi submetido um projeto na Plataforma Brasil, com as bases da pesquisa, a definição do protocolo experimental e os formulários de consentimento e assentimento. A aprovação do projeto foi realizada pelo Comitê de Ética do Instituto de Ciências Biomédicas da USP (CAAE: 19418219.0.0000.5467).

O protocolo experimental foi realizado nas dependências do IRMR, localizado na Raia Olímpica da USP.

3.4.1 Montagem do sistema

Além das especificações apresentadas na seção 0, a montagem do sistema para o protocolo experimental exige o posicionamento de uma câmera de filmagem exclusivamente utilizada para o registro dos instantes de ocorrência dos eventos de marcha, conforme Figura 16. A distância e o ângulo da câmera em relação ao plano da região da caminhada não estão indicados na figura por poderem variar de acordo com as características da câmera utilizada e com a disponibilidade do espaço. A única exigência é que seja capaz de capturar toda a extensão da região da caminhada.

Figura 16 - Montagem do protocolo experimental: distâncias máxima (a) e mínima (b) de captura; (c) Kinect v2 e seu sistema de coordenadas; (d) câmera para filmagem.

3.4.2 Configuração do teste

A configuração do teste seguiu a mesma estrutura apresentada na seção 0, e cada participante realizou três sessões de teste. Primeiramente, o participante era orientado a ficar de pé diante da marcação do início da pista, em sua posição mais distante do sensor. A análise estática era realizada durante cerca de 10 segundos, e então era dado o sinal para o participante iniciar sua caminhada até o final da pista, completando a sessão. O intervalo entre cada sessão de um participante era de 1 minuto.

Os participantes que necessitavam do auxílio de órtese e/ou andador puderam usá-los durante o teste, sem interferência na captura dos movimentos.

Para validação dos parâmetros relacionados ao comprimento do passo e distância percorrida, uma pequena camada de cal foi aplicada no solado dos calçados de cada participante. Ao final de cada sessão, cada passo realizado era medido com fita métrica e registrado, tendo como base as marcações de cal no solo. Após o registro, a pista era limpa para que ficasse disponível para novas marcações. O fato do piso do local ser de borracha facilitou a identificação das marcações e sua posterior limpeza.

Para comparação dos parâmetros temporais, foi realizada a filmagem da marcha utilizando uma câmera a uma taxa de 30hz. A filmagem foi utilizada apenas para obter informações sobre os instantes de início de contato do calcanhar com o solo (HS, do inglês *heel strike*) e da perda de contato da ponta do pé com o solo (TO, do inglês *toe off*), importantes para determinação do ciclo da marcha.

Esses métodos de validação foram escolhidos em detrimento de marcadores reflexivos ou *wearable sensors* pelo caráter não restritivo e pela ausência da necessidade de infraestrutura adicional com operação mais complexa.

3.4.3 Critérios de inclusão e exclusão

Para participar do experimento, os indivíduos deveriam atender aos seguintes critérios de inclusão: 9 a 18 anos de idade, com diagnóstico de PC diparética espástica, cooperativos, e GMFCS II e III.

Seriam excluídos do experimento indivíduos que tivessem passado por procedimento cirúrgico ou aplicação de toxina botulínica nos 6 meses anteriores ao teste.

Inicialmente, foram selecionados 11 indivíduos (média de $12,9 \pm 3,4$ anos), com adesão integral aos critérios de inclusão. Para fins de análise de resultados, os participantes foram divididos em dois grupos, **GMFCS II e GMFCS III**, de acordo com sua classificação GMFCS.

Todos os participantes pertenciam ao grupo de alunos do IRMR. Os responsáveis legais pelos participantes com idade menor a 18 anos preencheram o formulário de consentimento informado, autorizando a participação no estudo. Os participantes entre 12 e 17 anos também preencheram um formulário de assentimento.

3.4.4 Estatística descritiva

O experimento teve a participação de 11 indivíduos distribuídos em dois grupos de acordo com sua classificação GMFCS: GMFCS II ($n = 6$, idade = $13,8 \pm 3,7$) e GMFCS III ($n = 5$, idade = $11,8 \pm 3,2$).

Cada sessão realizada por um indivíduo foi considerada como uma amostra, cuja identificação se dá pelo formato *pAsB*, sendo *A* = *número do indivíduo (1 a 11)*, e *B* = *número da sessão daquele indivíduo (1 a 3)*.

Os sujeitos 1 e 8, ambos pertencentes ao grupo GMFCS III, apresentaram alto grau de comprometimento da marcha e o sistema não teve sucesso em identificar os elementos básicos necessários para análise em nenhuma das amostras coletadas. Sendo assim, todas amostras dos dois sujeitos foram descartadas.

As amostras p2s1 e p7s3, ambas pertencentes a indivíduos do grupo GMFCS II, também foram descartadas por problemas na aquisição e geração de arquivos corrompidos.

A Tabela 3 apresenta o total de 25 amostras consideradas aptas para análise, classificadas de acordo com o grupo GMFCS e o uso de auxílio para marcha.

Tabela 3 - Classificação das amostras de acordo com o grupo GMFCS e o uso de auxílio para marcha.

Amostra	GMFCS	Auxílio
p2s2	II	-
p2s3	II	-
p4s1	II	-
p4s2	II	-
p4s3	II	-
p6s1	II	Órtese
p6s2	II	Órtese
p6s3	II	Órtese
p7s1	II	-
p7s2	II	-
p9s1	II	-
p9s2	II	-
p9s3	II	-
p10s1	II	-
p10s2	II	-
p10s3	II	-
p3s1	III	Órtese e andador
p3s2	III	Órtese e andador
p3s3	III	Órtese e andador
p5s1	III	Órtese e andador
p5s2	III	Órtese e andador
p5s3	III	Órtese e andador
p11s1	III	Órtese e andador
p11s2	III	Órtese e andador
p11s3	III	Órtese e andador

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4 Resultados

Inicialmente, para cada amostra, foram calculados os valores médios de cada parâmetro obtidos pelos dois métodos de medição. Em seguida, calculou-se a média e a diferença entre os valores médios de cada amostra. As tabelas 5 a 9 apresentam os dados relativos a cada parâmetro para o grupo GMFCS II, e as tabelas de 10 a 14, para o grupo GMFCS III. Além disso, apresentam também os valores de correlação (r) entre os métodos de medição, e a média

das diferenças. Os valores de correlação (r) foram interpretados a partir da classificação proposta por Devore⁴⁹ (Tabela 4).

Tabela 4 – Classificação dos valores de correlação (r).

Valor de r	Definição
0,00 a 0,19	Correlação bem 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 (2011)⁴⁹.

Neste capítulo, serão apresentados os principais resultados obtidos no protocolo experimental.

4.1 Aplicação da metodologia de Bland-Altman

A metodologia adotada para avaliar a correlação e a concordância do Kinect com as medidas de comparação foi a de Bland-Altman⁵⁰. Esta metodologia é utilizada em estudos da área clínica para comparar dois métodos quantitativos de medição.

Os autores propuseram um método gráfico que relaciona os valores da diferença entre dois métodos de medição com seus respectivos valores médio para cada amostra. Para construção do gráfico de Bland-Altman, são utilizados 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 $LSC = \bar{d} + 1,96 * S_d$.

Serão avaliados os seguintes parâmetros de marcha:

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

Seguindo a mesma sequência de parâmetros, as figuras de 16 a 20 representam os gráficos de correlação (a) e de concordância de Bland-Altman (b) para o grupo GMFCS II, e as figuras de 21 a 25, para o grupo GMFCS III. Os eixos vertical e horizontal dos gráficos de Bland-Altman desse estudo possuem a mesma unidade de medida que o parâmetro em análise.

4.1.1 Comprimento de passo – GMFCS II

Tabela 5 – Valores médios de *comprimento de passo (cm)* para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Marcação no solo	Kinect	Média	Diferença
p2s2	59,0	58,5	58,8	0,5
p2s3	59,8	60,5	60,1	-0,7
p4s1	43,0	42,9	43,0	0,1
p4s2	42,0	44,0	43,0	-2,0
p4s3	44,8	44,9	44,8	0,0
p6s1	31,6	31,4	31,5	0,2
p6s2	27,1	27,5	27,3	-0,4
p6s3	25,2	26,1	25,6	-0,9
p7s1	38,1	39,7	38,9	-1,5
p7s2	35,9	35,4	35,7	0,4
p9s1	68,3	69,8	69,0	-1,6
p9s2	70,0	70,5	70,3	-0,5
p9s3	74,3	74,7	74,5	-0,4
p10s1	60,8	60,1	60,5	0,7
p10s2	56,6	56,3	56,4	0,3
p10s3	56,2	55,7	55,9	0,5
$r = 0,998$				$-0,3 \pm 0,8$

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 17 - Teste de Bland-Altman para *comprimento do passo (cm)* do grupo GMFCS II.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.2 Período de apoio – GMFCS II

Tabela 6 – Valores médios de *período de apoio (ms)* para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p2s2	718	732	725	-15
p2s3	801	801	801	-1
p4s1	726	761	743	-35
p4s2	742	784	763	-42
p4s3	767	835	801	-68
p6s1	807	776	791	31
p6s2	845	878	862	-33
p6s3	1001	977	989	24
p7s1	694	708	701	-14
p7s2	700	738	719	-37
p9s1	784	916	850	-132
p9s2	785	836	810	-52
p9s3	784	853	819	-69
p10s1	690	689	690	1
p10s2	678	677	678	1
p10s3	645	657	651	-11
			$r = 0,89$	-28 ± 40

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 18 - Teste de Bland-Altman para *período de apoio (ms)* do grupo GMFCS II.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.3 Período de balanço – GMFCS II

Tabela 7 – Valores médios de *período de balanço (ms)* para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p2s2	401	418	409	-18
p2s3	418	450	434	-33
p4s1	400	400	400	1
p4s2	409	375	392	35
p4s3	442	400	421	43
p6s1	445	484	464	-39
p6s2	415	458	437	-43
p6s3	444	472	458	-29
p7s1	407	407	407	1
p7s2	367	369	368	-2
p9s1	384	334	359	50
p9s2	384	432	408	-48
p9s3	401	383	392	18
p10s1	411	445	428	-34
p10s2	400	435	418	-34
p10s3	400	433	417	-33
$r = 0,62$			-10 ± 32	

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 19 - Teste de Bland-Altman para *período de balanço (ms)* do grupo GMFCS II.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.4 Apoio duplo – GMFCS II

Tabela 8 – Valores médios de *apoio duplo (ms)* para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\bar{d} \pm S_d$).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p2s2	167	182	174	-15
p2s3	167	159	163	8
p4s1	167	193	180	-27
p4s2	167	207	187	-40
p4s3	200	254	227	-54
p6s1	176	145	161	31
p6s2	211	182	196	30
p6s3	270	252	261	18
p7s1	150	162	156	-12
p7s2	162	199	180	-37
p9s1	211	311	261	-99
p9s2	194	173	183	21
p9s3	178	269	223	-91
p10s1	142	142	142	0
p10s2	150	133	141	17
p10s3	126	125	125	0
$r = 0,66$			-16 ± 40	

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 20 - Teste de Bland-Altman para *apoio duplo (ms)* do grupo GMFCS II.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.5 Duração do CM – GMFCS II

Tabela 9 – Valores médios de *duração do CM (ms)* para GMFCS II, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p2s2	1118	1150	1134	-32
p2s3	1218	1251	1235	-33
p4s1	1126	1160	1143	-34
p4s2	1151	1159	1155	-8
p4s3	1209	1235	1222	-25
p6s1	1251	1260	1255	-8
p6s2	1261	1284	1272	-24
p6s3	1445	1449	1447	-4
p7s1	1101	1114	1108	-13
p7s2	1068	1107	1087	-39
p9s1	1168	1250	1209	-82
p9s2	1169	1268	1218	-99
p9s3	1185	1236	1211	-51
p10s1	1101	1134	1118	-33
p10s2	1079	1112	1095	-33
p10s3	1045	1090	1068	-45
$r = 0,96$				-35 ± 26

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 21 - Teste de Bland-Altman para *duração do CM (ms)* do grupo GMFCS II.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.6 Comprimento de passo – GMFCS III

Tabela 10 – Valores médios de *comprimento de passo (cm)* para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Marcação no solo	Kinect	Média	Diferença
p3s1	24,1	25,5	24,8	-1,4
p3s2	25,5	26,1	25,8	-0,6
p3s3	26,8	27,0	26,9	-0,2
p5s1	32,0	30,6	31,3	1,4
p5s2	33,9	32,2	33,0	1,7
p5s3	34,7	34,4	34,5	0,4
p11s1	40,8	41,7	41,2	-0,8
p11s2	43,6	42,9	43,2	0,7
p11s3	50,3	50,8	50,5	-0,6
$r = 0,99$			$0,1 \pm 1,0$	

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 22 - Teste de Bland-Altman para *comprimento do passo (cm)* do grupo GMFCS III.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.7 Período de apoio – GMFCS III

Tabela 11 – Valores médios de *período de apoio (ms)* para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre as marcações no solo e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p3s1	1153	1382	1268	-228
p3s2	1323	1677	1500	-354
p3s3	1042	1237	1139	-195
p5s1	1682	1801	1741	-119
p5s2	1308	1441	1374	-133
p5s3	1054	1141	1097	-86
p11s1	1093	1218	1155	-125
p11s2	1014	1075	1045	-61
p11s3	901	965	933	-64
$r = 0,87$				-152 ± 94

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 23 - Teste de Bland-Altman para *período de apoio (ms)* do grupo GMFCS III.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.8 Período de balanço – GMFCS III

Tabela 12 – Valores médios de *período de balanço (ms)* para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p3s1	492	291	392	201
p3s2	696	377	536	320
p3s3	556	364	460	193
p5s1	434	320	377	113
p5s2	481	327	404	154
p5s3	447	407	427	40
p11s1	434	359	396	75
p11s2	447	392	420	55
p11s3	501	368	434	133
$r = 0,12$				-143 ± 87

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 24 - Teste de Bland-Altman para *período de balanço (ms)* do grupo GMFCS III.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.9 Apoio duplo – GMFCS III

Tabela 13 – Valores médios de *apoio duplo (ms)* para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p3s1	180	374	277	-194
p3s2	324	667	496	-343
p3s3	263	456	360	-193
p5s1	556	690	623	-134
p5s2	506	651	578	-145
p5s3	272	306	289	-34
p11s1	300	420	360	-120
p11s2	345	435	390	-90
p11s3	211	299	255	-88
$r = 0,82$				-149 ± 89

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 25 - Teste de Bland-Altman para *apoio duplo (ms)* do grupo GMFCS III.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.1.10 Duração de CM – GMFCS III

Tabela 14 – Valores médios de *duração de CM (ms)* para GMFCS III, com o valor de correlação (r) entre câmera e Kinect, e a média das diferenças ($\pm$ desvio padrão).

Amostra	Câmera	Kinect	Média	Diferença
p3s1	1663	1683	1673	-20
p3s2	2097	2106	2101	-9
p3s3	1613	1626	1620	-13
p5s1	2142	2175	2158	-33
p5s2	1768	1754	1761	14
p5s3	1388	1394	1391	-6
p11s1	1493	1551	1522	-58
p11s2	1562	1588	1575	-26
p11s3	1402	1350	1376	52
$r = 0,994$				-11 ± 31

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Figura 26 - Teste de Bland-Altman para *duração do CM (ms)* do grupo GMFCS III.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

4.2 Análise estatística

4.2.1 Comprimento de passo

Apresentou **correlação muito forte** entre as marcações no solo e as medidas obtidas pelo Kinect para **ambos os grupos** (GMFCS II: $r = 0,998$; GMFCS III: $r = 0,99$). No gráfico de

Bland-Altman, o viés calculado foi de $\bar{d} = -0,3\text{cm}$ para GMFCS II, e $\bar{d} = -0,1\text{cm}$, valores muito próximos de zero e menores que a unidade de medida proposta (cm). Apenas um valor se encontra fora dos limites de concordância (LIC e LSC) para GMFCS II, e nenhum para GMFCS III. Além disso, os valores de LIC e LSC, para ambos os grupos, são pelo menos dez vezes menores do que os valores médios de comprimento de passo obtidos pelos métodos de medição. Portanto, podem ser considerados métodos **concordantes** para *comprimento de passo* em **ambos os grupos**.

4.2.2 Período de apoio

Apresentou **correlação forte** entre câmera e Kinect para **ambos os grupos** (GMFCS II: $r = 0,89$; GMFCS III: $r = 0,82$).

Para o grupo GMFCS II, o viés calculado foi de $\bar{d} = -28\text{ms}$. Considerando a taxa de amostragem do Kinect e da câmera (30Hz), o viés é menor que o tempo associado a 1 *frame* (1 *frame* = $1/30\text{Hz} \cong 33\text{ms}$). Por outro lado, a diferença do viés para os valores de LIC (-107ms) e LSC (51ms) se mostrou moderada (79ms), representando cerca de 15% dos valores médios para período de apoio obtidos pelos métodos de medição. A maioria dos pontos se encontra a uma distância máxima do viés equivalente a 1 *frame*, e apenas um ponto se encontra fora dos limites de concordância. Assim, podemos considerar que os métodos de medição são **concordantes** para *período de apoio* no grupo **GMFCS II**.

O grupo GMFCS III apresentou um viés de $\bar{d} = -152\text{ms}$, equivalente a mais de 4 *frames*. Porém, a diferença do viés para os valores de LIC (-336) e LSC (33) foi de 185ms, equivalente a cerca de 15% dos valores médios desse parâmetro obtidos pelos métodos de medição. Portanto, os métodos podem ser considerados como **parcialmente concordantes** para *período de apoio* no grupo **GMFCS III**.

4.2.3 Período de balanço

Para o grupo **GMFCS II**, as medições de câmera e Kinect apresentaram **correlação moderada** ($r = 0,62$). O viés calculado foi de $\bar{d} = -10\text{ms}$, valor abaixo do equivalente a 1 *frame*. Por outro lado, a diferença do viés para os valores de LIC (-73ms) e LSC (52) se mostrou moderada (~62ms), sendo próxima de 2 *frames* (~20% dos valores médios de período de balanço obtidos pelos métodos de medição). Todos os pontos se encontram dentro dos limites

de concordância. Logo, os métodos de medição podem ser considerados **parcialmente concordantes** para *período de balanço* no grupo **GMFCS II**.

Já no grupo **GMFCS III**, os métodos de medição apresentaram **correlação bem fraca** ($r = 0,12$) e, portanto, podemos considerar que são **não concordantes** para *período de balanço* no grupo **GMFCS III**.

4.2.4 Apoio duplo

O grupo **GMFCS II** apresentou **correlação moderada** para as medições de câmera e Kinect ($r = 0,66$). O viés calculado foi de $\bar{d} = -16\text{ms}$, valor abaixo do equivalente a 1 *frame*. Por outro lado, a diferença do viés para os valores de LIC (-94ms) e LSC (63ms) se mostrou moderada (79ms), próxima ao valor equivalente a 2 *frames*, e representando cerca de 40% dos valores médios para apoio duplo obtidos pelos métodos de medição. Todos os pontos se encontram dentro dos limites de concordância. Sendo assim, pode-se considerar que os métodos de medição estão no limiar entre serem **não concordantes** e **parcialmente concordantes** para *período de balanço* no grupo **GMFCS II**, a depender do significado e importância clínica dos valores citados.

O grupo **GMFCS III** apresentou **correlação forte** para as medições de câmera e Kinect ($r = 0,82$). No entanto, viés calculado foi de $\bar{d} = -149\text{ms}$, equivalente a mais de 4 *frames*. Além disso, a diferença do viés para os valores de LIC (-323ms) e LSC (25ms) se mostrou elevada (~175ms), sendo cerca de 50% dos valores médios de apoio duplo obtidos pelos métodos de medição. Portanto, os métodos são **não concordantes** para *período de apoio* no grupo **GMFCS III**.

4.2.5 Duração do CM

Ambos os grupos apresentaram **correlação muito forte** entre as medidas da câmera e do Kinect (GMFCS II: $r = 0,96$; GMFCS III: $r = 0,994$). O viés calculado foi de $\bar{d} = -35\text{ms}$ para GMFCS II, e $\bar{d} = -11$ para GMFCS III, valores próximos do equivalente a 1 *frame*. Os limites de concordância estão a uma distância menor que 2 *frames* do viés e apenas um ponto em cada grupo se encontra fora desses limites. Ademais, os valores de LIC e LSC, para ambos os grupos, são pelo menos dez vezes menores do que os valores médios de duração de CM obtidos pelos métodos de medição. Portanto, os métodos de medição podem ser considerados **concordantes** para *duração de CM* em **ambos os grupos**.

4.2.6 Resumo dos resultados

A Tabela 15 traz o resumo da análise de concordância entre o sistema desenvolvido e os métodos de medição para comparação (marcações no solo, para parâmetros espaciais; e dados da câmera de filmagem, para parâmetros temporais), resultantes da aplicação da metodologia de Bland-Altman.

A metodologia adotada para avaliar a correlação e a concordância do Kinect com as medidas de comparação foi a de Bland-Altman⁵⁰. Esta metodologia é utilizada em estudos da área clínica para comparar dois métodos quantitativos de medição.

Tabela 15 – Análise de concordância entre o sistema desenvolvido e os métodos de medição para comparação.

Parâmetro	GMFCS II	GMFCS III
Comprimento de passo	Concordante	Concordante
Período de apoio	Concordante	Parcialmente concordante
Período de balanço	Parcialmente concordante	Não concordante
Apoio duplo	Não concordante	Não concordante
Duração de CM	Concordante	Concordante

4.3 Aspectos qualitativos

Por meio dos gráficos gerados pelo módulo de análise, é possível analisar de maneira qualitativa alguns aspectos da marcha que não foram contemplados pelos parâmetros quantitativos.

A Figura 27 apresenta o gráfico da amostra p3s2, correspondente a um sujeito do grupo GMFCS III, com uso de órtese e andador. Analisando a filmagem correspondente a amostras com as mesmas características, observa-se um comportamento de “vai-e-vem” dos membros inferiores na fase de balanço. Isso pode ocorrer, entre outras razões, pela baixa capacidade de controle motor seletivo, fazendo com que o gráfico apresente uma espécie de “sobressinal” na fase de balanço.

Figura 27 - Aspectos qualitativos da marcha: baixa capacidade de controle motor seletivo.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

Já na Figura 28 (amostra p5s3), observa-se que um dos períodos de apoio da amostra é substancialmente maior do que os demais. Essa característica pode indicar aspectos como perda momentânea de estabilidade (e, por consequência, necessidade de um tempo maior para realizar o próximo período de balanço), algum tipo de desconforto muscular ou perda de concentração durante a atividade proposta.

Figura 28 - Aspectos qualitativos da marcha: período de apoio irregular.

Fonte: Cauê Conterno Barreira, 2020.

5 Discussão

A solução de projeto proposta por esse estudo consiste na análise de marcha baseada em parâmetros espaço-temporais. Em uma revisão sistemática acerca dos efeitos da fisioterapia nos parâmetros espaço-temporais em crianças com PC, Corsi *et al.*⁵¹ classifica tal grupo de parâmetros como variáveis seguras, confiáveis e que também são facilmente reproduzíveis no ambiente clínico, o que contribui para a validação de um tratamento fisioterápico. Ofran *et al.*⁵² apresentou resultados que correlacionam os parâmetros espaço-temporais com avaliações clínicas que medem o grau de funcionalidade da marcha. Milne *et al.*⁵³ apontam que as medidas espaço-temporais em doenças neurológicas de padrão degenerativo teriam a capacidade de estratificar o grau de severidade da doença conforme a piora desses parâmetros.

No capítulo 4, foram escolhidos cinco parâmetros para analisar a concordância entre as medidas apresentadas pelo sistema desenvolvido e seus valores de referência (câmera e marcações no solo) por meio da metodologia de Bland-Altman⁵⁰.

Para o grupo **GMFCS II**, os métodos de medições foram considerados **concordantes** para *comprimento de passo*, *período de apoio* e *duração de CM*; **parcialmente concordantes** para *período de balanço*; e **não concordantes** para *apoio duplo*. Assim como mencionado na Seção 4.3, a definição da concordância dos métodos de medição para o parâmetro de apoio duplo fica sujeita a uma validação do ponto de vista clínico em relação aos valores da análise estatística.

Para o grupo **GMFCS III**, os métodos de medições foram considerados **concordantes** para *comprimento de passo* e *duração de CM*; **parcialmente concordantes** para *período de apoio*; e **não concordantes** para *período de balanço* e *apoio duplo*.

A partir dessa análise dos resultados, podemos observar um melhor desempenho do sistema desenvolvido para o grupo GMFCS II em detrimento do GMFCS III. Esse resultado era esperado, uma vez que os algoritmos desenvolvidos para o cálculo dos parâmetros foram baseados em um padrão de marcha próximo ao dito “normal”. Indivíduos com classificação GMFCS nível II tem padrões de marcha próximos a indivíduos sem limitações de mobilidade.

Indivíduos com classificação GMFCS nível III tendem a ter maiores alterações na marcha, e não necessariamente similares entre si, tornando complexa a previsão de tais variações. Passos de comprimento menores, uso de andador e o ato de arrastar o pé no período teórico de balanço são exemplos de característica da marcha desse grupo pelos quais se faz necessária uma abordagem diferente para construção dos algoritmos de cálculo.

Houve um baixo nível de concordância entre os métodos de medição para alguns parâmetros temporais, calculados a partir da detecção de eventos de contato com o solo (HS e TO). Em primeiro lugar, indica a necessidade de melhorias no algoritmo de detecção desses eventos. Em segundo lugar, o erro de medição associado à análise *frame-a-frame* das filmagens para determinar os instantes de ocorrência dos eventos podem ser uma das causas para esse comportamento, uma vez que o intervalo de tempo correspondente a 1 *frame* pode representar uma parcela significativa da duração de determinado período (apoio, balanço, apoio duplo).

Stone e Kubic²² utilizaram um algoritmo de detecção de passo baseado na projeção de pontos capturados pelo Kinect com altura inferior a 50cm, e seus respectivos coeficientes de correlação com os pontos classificados como pertencentes ao solo. A partir da identificação dos passos, estimaram os parâmetros temporais da marcha.

A utilização de forças de reação ao solo é bastante comum na identificação dos eventos de HS e TO. No trabalho realizado por Bae *et al.*³¹, foi utilizado um calçado com medidores de pressão no solado. Para a determinação dos períodos da marcha, foi acoplado um sensor IMU à parte frontal do calçado. Gabel *et al.*²³ também utilizaram medições de força de reação ao solo combinados ao Kinect para alimentar uma máquina de estados composta pelos estados de HS, TO e período de balanço.

Outro possível fator de contribuição para a baixa concordância dos parâmetros citados é o baixo número de amostras coletadas no protocolo experimental. Soma-se a isso o fato de terem ocorrido perdas de amostras não previstas, citadas na seção 3.4.4, por falhas técnicas ou por dificuldade de reconhecimento dos padrões de marcha de alguns indivíduos GMFCS III por parte do sistema.

Sendo assim, o presente estudo apresenta potencial de impactar positivamente no desenvolvimento de tecnologias acessíveis de análise objetiva de marcha. Do ponto de vista do profissional de reabilitação, o sistema apresenta aspectos vantajosos como simplicidade de operação e implementação, sem a necessidade de infraestrutura complexa e altos investimentos. Além disso, a preparação do sistema para a realização dos testes é simples e rápida, o que possibilita atender um maior número de pacientes para um dado período de trabalho, quando comparado a sistemas comerciais de análise de marcha tridimensional. Referente a utilidade do sistema no dia-a-dia clínico, pode-se destacar o rápido fornecimento de parâmetros objetivos da marcha, que podem ser utilizados como avaliação única ou comparativa entre e intra-sujeitos.

Em relação aos benefícios para o paciente, além de oferecer uma análise objetiva da marcha de maneira acessível, o teste dura poucos minutos e é totalmente não invasivo, contribuindo também para uma maior adesão dos pacientes ao tratamento.

6 Conclusões

A avaliação da marcha é uma ferramenta importante nos tratamentos de reabilitação e fornecer informações precisas pode ser um aspecto essencial para obter melhores resultados. No entanto, as avaliações são realizadas principalmente com métodos qualitativos e por meio de observação subjetiva¹¹. Portanto, torna-se relevante o desenvolvimento de sistemas de análise de marcha baseados em sensores de baixo custo e sem necessidade de infraestrutura complexa. Esse tipo de sistema pode proporcionar aos pacientes um acesso mais amplo e maior adesão aos tratamentos de reabilitação.

A pesquisa apresentada ao longo desse trabalho tinha como objetivo atender a uma demanda identificada em tratamentos de reabilitação: a possibilidade de realizar avaliações de marcha no dia a dia dos ambientes clínicos não-controlados.

Para tanto, foi desenvolvido um sistema de análise de marcha baseado no sensor Kinect v2 como uma alternativa de baixo custo, não intrusiva e portátil para a análise da marcha. Para verificar a robustez do sistema para marchas patológicas, foi realizado um estudo de caso com crianças com PC (classificação GMFCS níveis II e III).

A análise de marcha proposta nesse estudo foi baseada em parâmetros espaço-temporais. O sistema desenvolvido teve bom desempenho para parâmetros espaciais, como comprimento do passo e seus parâmetros relativos (comprimento de passada e distância total percorrida), e o sistema foi considerado concordante com o método referência de medição.

Para a detecção de eventos, devido à proximidade dos valores de variação vertical dos pés e o ruído apresentado pelo sensor, foi desenvolvido um algoritmo baseado na velocidade no eixo de deslocamento frontal em relação ao sensor (mesmo sentido do comprimento do passo). Os parâmetros temporais (período de apoio, período de balanço, duplo apoio), em geral, apresentaram concordância moderada para indivíduos GMFCS II e baixa concordância para indivíduos GMFCS III.

Em relação às características do projeto definidas na seção 3.2, a solução se mostrou de baixo custo (comparada com os sistemas comerciais), não-restritiva, portátil e modular (sistema não ser dependente de uma única tecnologia de sensoriamento). O módulo de análise contemplou integralmente o cálculo dos parâmetros primários, e parcialmente o dos secundários

(as distâncias entre as articulações foram calculadas, mas não tiveram medidas de comparação; e o cálculo dos ângulos do quadril, joelho e tornozelo não foram implementados).

Algumas limitações dessa pesquisa devem ser consideradas ao interpretar seus resultados. Pode-se destacar: o baixo número de amostras para o teste experimental; área de captura com comprimento relativamente curto (~4m) para análise de marcha contínua; apesar do caráter modular para o sistema de captação, a coleta foi realizada com apenas um tipo de sensor (Kinect); e detecção de eventos *frame-by-frame* utilizando uma câmera de baixa frequência de aquisição (30Hz).

Feita as devidas considerações, acreditamos que a pesquisa tenha obtido êxito em seus objetivos e poderá servir como referência para aqueles que desejarem produzir estudos na área de análise de marcha para tratamentos de reabilitação.

Como trabalhos futuros, recomenda-se:

- Utilizar dos dados coletados para estudar mais a fundo as possíveis variações de marcha em crianças com PC, e aprimorar os algoritmos de detecção de eventos e de cálculo de parâmetros.
- Realizar um novo protocolo experimental, com maior número de participantes e maior número de sessões, utilizando mais de um tipo de sensor para o módulo de captação.
- Aplicar outras técnicas de condicionamento de sinal para avaliar a utilização da coordenada Y das articulações em algoritmos de detecção de eventos de contato com o solo.
- Desenvolver algoritmos para cálculo de ângulo das articulações.
- Geração completa do relatório de avaliação, com a possibilidade de comparar avaliações do mesmo indivíduo;
- Integração do vídeo filmado da sessão com os gráficos apresentados.

Referências*

- ¹ ORGANIZATION, W. H.; BANK, T. W. **Relatório mundial sobre a deficiência**. World Health Organization, 2011 334 ISBN 978-85-64047-02-0.
- ² **Cartilha do Censo 2010 - Pessoas com deficiência**. Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República(SDH/PR) Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência(SNPD) Coordenação-Geral do Sistema de Informações sobre a Pessoa com Deficiência. 2010
- ³ UNICEF. The State of the World's Children 2013: Children with Disabilities. 2013. Disponível em: < <https://www.unicef.org/sowc2013/> >.

- 4 VAN DER KROGT, M. M. et al. Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy. **Journal of Neuroengineering and Rehabilitation**, v. 13, p. 11, Jul 2016. ISSN 1743-0003. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000380093700001 >.
- 5 BJORNSON, K. F. 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, Mar 2007. ISSN 0031-9023. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000244568600001 >.
- 6 VANDENBERGEMONS, H. J. G. et al. DAILY PHYSICAL-ACTIVITY OF SCHOOLCHILDREN WITH SPASTIC DIPLEGIA AND OF HEALTHY CONTROL SUBJECTS. **Journal of Pediatrics**, v. 127, n. 4, p. 578-584, Oct 1995. ISSN 0022-3476. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1995RZ08400011 >.
- 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**, v. 26, n. 9, p. 1317-1319, Sep 2014. ISSN 0915-5287. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000347471500001 >.
- 8 BELL, K. J. et al. Natural progression of gait in children with cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 22, n. 5, p. 677-682, Sep-Oct 2002. ISSN 0271-6798. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000177845800020 >.
- 9 JOHNSON, D. C.; DAMIANO, D. L.; ABEL, M. F. The evolution of gait in childhood and adolescent cerebral palsy. **Journal of Pediatric Orthopaedics**, v. 17, n. 3, p. 392-396, May-Jun 1997. ISSN 0271-6798. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1997WX68400022 >.
- 10 PERRY, J. **Gait Analysis: Normal and Pathological Function**. 1992. 353 ISBN 1303-2968 (Electronic).
- 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, Jan 2014. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000327542000074 >.
- 12 ALI, A. et al. Gait disorder rehabilitation using vision and non-vision based sensors: A systematic review. **Bosnian Journal of Basic Medical Sciences**, v. 12, n. 3, p. 193-202, Aug 2012. ISSN 1512-8601. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000312411800010 >.
- 13 BARELA, A. M. F. **Análise Biomecânica do andar de adultos e idosos nos ambientes aquáticos e terrestres**. 2005. Universidade de São Paulo
- 14 MURO-DE-LA-HERRAN, A.; GARCIA-ZAPIRAIN, B.; MENDEZ-ZORRILLA, A. Gait Analysis Methods: An Overview of Wearable and Non-Wearable Systems, Highlighting Clinical Applications. **Sensors**, v. 14, n. 2, p. 3362-3394, Feb 2014. ISSN 1424-8220. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000335887900072 >.
- 15 CUTTER, G. R. et al. Development of a multiple sclerosis functional composite as a clinical trial outcome measure. **Brain**, v. 122, p. 871-882, May 1999. ISSN 0006-8950. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000080528000008 >.
- 16 MATHIAS, S.; NAYAK, U. S. L.; ISAACS, B. BALANCE IN ELDERLY PATIENTS - THE GET-UP AND GO TEST. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 67, n. 6, p. 387-389, Jun 1986. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1986C820500006 >.
- 17 TINETTI, M. E. PERFORMANCE-ORIENTED ASSESSMENT OF MOBILITY PROBLEMS IN ELDERLY PATIENTS. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 34, n. 2, p. 119-126, Feb 1986. ISSN 0002-8614. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:A1986A039900008 >.
- 18 JAIN, R.; KASTURI, R.; SCHUNCK, B. G. **Vision Machine**. 1995.

- 19 GOMATAM, A. N. M.; SASI, S. Multimodal gait recognition based on stereo vision and 3D template matching. **Cisst '04: Proceedings of the International Conference on Imaging Science, Systems, and Technology**, p. 405-410, 2004. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000226026200069 >.
- 20 LIU, H. T. et al. **Automatic Gait Recognition From a Distance**. 22nd Chinese Control and Decision Conference. Xuzhou, PEOPLES R CHINA. May 26-Aug 28, 2010. 2777-2782 p.
- 21 KERRIGAN, D. C. et al. Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 79, n. 3, p. 317-322, Mar 1998. ISSN 0003-9993. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000072495900014 >.
- 22 STONE, E. E.; SKUBIC, M. Evaluation of an inexpensive depth camera for passive in-home fall risk assessment - IEEE Conference Publication. 2011. ISSN Information:. Disponível em: < <https://ieeexplore.ieee.org/document/6038771/> >.
- 23 GABEL, M. et al. **Full Body Gait Analysis with Kinect**. 34th Annual International Conference of the IEEE Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society (EMBS). San Diego, CA. Aug 28-Sep 01, 2012. 1960-1967 p.
- 24 ZENI, J. A.; RICHARDS, J. G.; HIGGINSON, J. S. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. **Gait & Posture**, v. 27, n. 4, p. 710-714, May 2008. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000255732700027 >.
- 25 MICROSOFT. Kinect sensor for Xbox 360 components. Disponível em: < <https://support.xbox.com/en-US/xbox-360/accessories/kinect-sensor-components> >. Acesso em: 11th November.
- 26 JENSEN, R. R.; PAULSEN, R. R.; LARSEN, R. Analyzing Gait Using a Time-of-Flight Camera. **Image Analysis, Proceedings**, v. 5575, p. 21-30, 2009. ISSN 0302-9743. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000268661000003 >.
- 27 SILVA CUNHA, J. P. et al. A novel portable, low-cost kinect-based system for motion analysis in neurological diseases. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 2016, p. 2339-2342, Aug 2016. ISSN 1557-170X (Print)1557-170x. Disponível em: < <http://dx.doi.org/10.1109/embs.2016.7591199> >.
- 28 BRANCATI, R. et al. Experimental Measurement of Underactuated Robotic Finger Configurations via RGB-D Sensor. **Advances in Service and Industrial Robotics, Raad 2018**, v. 67, p. 531-537, 2019. ISSN 2211-0984. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000465020800056 >.
- 29 MIDDLETON, L. et al. A floor sensor system for gait recognition. **Fourth IEEE Workshop on Automatic Identification Advanced Technologies, Proceedings**, p. 171-176, 2005. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000234337500030 >.
- 30 VERA-RODRIGUEZ, R. et al. Comparative Analysis and Fusion of Spatiotemporal Information for Footstep Recognition. **Ieee Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, v. 35, n. 4, p. 823-834, Apr 2013. ISSN 0162-8828. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000314931000005 >.
- 31 BAE, J.; TOMIZUKA, M. A tele-monitoring system for gait rehabilitation with an inertial measurement unit and a shoe-type ground reaction force sensor. **Mechatronics**, v. 23, n. 6, p. 646-651, Sep 2013. ISSN 0957-4158. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000324719800010 >.
- 32 SAVELBERG, H.; DE LANGE, A. L. H. Assessment of the horizontal, fore-aft component of the ground reaction force from insole pressure patterns by using artificial neural networks. **Clinical Biomechanics**, v. 14, n. 8, p. 585-592, Oct 1999. ISSN 0268-0033. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000082077700011 >.
- 33 HOWELL, A. M. et al. Kinetic Gait Analysis Using a Low-Cost Insole. **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, v. 60, n. 12, p. 3284-3290, Dec 2013. ISSN 0018-9294. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000327554000004 >.

- 34 VAN DEN NOORT, J. C. et al. Gait analysis in children with cerebral palsy via inertial and magnetic sensors. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 51, n. 4, p. 377-386, Apr 2013. ISSN 0140-0118. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000316118900002 >.
- 35 CANCELA, J. et al. **Gait assessment in Parkinson's disease patients through a network of wearable accelerometers in unsupervised environments**. 33rd Annual International Conference of the IEEE Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society (EMBS). Boston, MA. Aug 30-Sep 03, 2011. 2233-2236 p.
- 36 TAY, A. et al. **Real-time Gait Monitoring for Parkinson Disease**. 10th IEEE International Conference on Control and Automation (IEEE ICCA). Hangzhou, PEOPLES R CHINA. Jun 12-14, 2013. 1796-1801 p.
- 37 ROSENBAUM, P. et al. A report: the definition and classification of cerebral palsy - April 2006. **Developmental Medicine and Child Neurology**, v. 49, p. 8-14, Feb 2007. ISSN 0012-1622. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000244152800003 >.
- 38 GAGE, J.; SCHWARTZ, M. Pathologic gait and lever arm dysfunction. In: GAGE, J. (Ed.). **The treatment of gait problems in cerebral palsy**. London: Mac Keith Press, 2004. p.180-204.
- 39 NARAYANAN, U. G. The role of gait analysis in the orthopaedic management of ambulatory cerebral palsy. **Current Opinion in Pediatrics**, v. 19, n. 1, p. 38-43, Feb 2007. ISSN 1040-8703. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000243870800006 >.
- 40 GRAHAM, H. K. et al. Cerebral palsy. **Nature Reviews Disease Primers**, v. 2, Jan 2016. ISSN 2056-676X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000381358000001 >.
- 41 MORAIS FILHO, M. C. et al. Paralisia cerebral - manejo dos membros inferiores. In: GUARNIERO, R.; MONTENEGRO, N. B., et al (Ed.). **SOS Residência em Ortopedia Pediátrica**. 1. Barueri: Manole, 2018. p.369-417.
- 42 PALISANO, R. et al. Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. **Dev Med Child Neurol**, v. 39, n. 4, p. 214-23, Apr 1997. ISSN 0012-1622. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9183258> >.
- 43 CLARK, R. A. et al. Validity of the Microsoft Kinect for providing lateral trunk lean feedback during gait retraining. **Gait & Posture**, v. 38, n. 4, p. 1064-1066, Sep 2013. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000325421900091 >.
- 44 SUN, B. et al. Human gait modeling and gait analysis based on Kinect - IEEE Conference Publication. of Conference: 31 May-7 June 2014 Date Added to IEEE Xplore: 29 September 2014 ISBN Information: Electronic ISBN: 978-1-4799-3685-4 Print on Demand(PoD) ISBN: 978-1-4799-3686-1 USB ISBN: 978-1-4799-3684-7 ISSN Information: Print ISSN: 1050-4729 INSPEC Accession Number: 14616703 DOI: 10.1109/ICRA.2014.6907315 Publisher: IEEE Conference Location: Hong Kong, China. ISSN Information:. Disponível em: < <https://ieeexplore.ieee.org/document/6907315/> >.
- 45 GALNA, B. et al. Accuracy of the Microsoft Kinect sensor for measuring movement in people with Parkinson's disease. **Gait & Posture**, v. 39, n. 4, p. 1062-1068, Apr 2014. ISSN 0966-6362. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000333801400011 >.
- 46 BAHADORI, S. et al. Validation of joint angle measurements: comparison of a novel low-cost marker-less system with an industry standard marker-based system. **J Med Eng Technol**, v. 43, n. 1, p. 19-24, Jan 2019. ISSN 1464-522X. Disponível em: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/31033375> >.
- 47 SHULL P.B., J. W., ZHU X. An Overview of Wearable Sensing and Wearable Feedback for Gait Retraining. **Intelligent Robotics and Applications. ICIRA 2013.**, 2013. Disponível em: < https://link.springer.com/chapter/10.1007%2F978-3-642-40852-6_44#citeas >.

- 48 PAGLIARI, D.; PINTO, L. Calibration of Kinect for Xbox One and Comparison between the Two Generations of Microsoft Sensors. **Sensors**, v. 15, n. 11, p. 27569-27589, Nov 2015. ISSN 1424-8220. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000365686400008 >.
- 49 DEVORE, J. L. **Probability and Statistics for Engineering and the Sciences**. Cengage Learning, 2011. ISBN 9781133169345.
- 50 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. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000083700100004 >.
- 51 CORSI, C. et al. Effect of physical therapy interventions on spatiotemporal gait parameters in children with cerebral palsy: a systematic review. **Disability and Rehabilitation**, 2019. ISSN 0963-8288. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000489504800001 >.
- 52 OFRAN, Y. et al. Functional Gait Measures Prediction by Spatiotemporal and Gait Symmetry in Individuals Post Stroke. **Journal of Developmental and Physical Disabilities**, v. 31, n. 5, p. 611-622, Oct 2019. ISSN 1056-263X. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000484898900003 >.
- 53 MILNE, S. C. et al. Sensitivity of Spatiotemporal Gait Parameters in Measuring Disease Severity in Friedreich Ataxia. **Cerebellum**, v. 13, n. 6, p. 677-688, Dec 2014. ISSN 1473-4222. Disponível em: < <Go to ISI>://WOS:000345284700004 >.

* De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT NBR 6023)