

Mariana Lyra Silveira

**Plataforma Interativa Multimodal para
Reabilitação de Déficit Motor em Crianças com
Deficiências do Desenvolvimento**

Vitória - ES

2019

Mariana Lyra Silveira

Plataforma Interativa Multimodal para Reabilitação de Déficit Motor em Crianças com Deficiências do Desenvolvimento

Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Dr. Anselmo Frizera Neto

Coorientador: Dr. Teodiano Bastos Filho

Vitória - ES

2019

Ficha catalográfica disponibilizada pelo Sistema Integrado de
Bibliotecas - SIBI/UFES e elaborada pelo autor

S587p Silveira, Mariana, 1994-
 Plataforma Interativa Multimodal para Reabilitação de Déficit
 Motor em Crianças com Deficiências do Desenvolvimento /
 Mariana Silveira. - 2019.
 72 f. : il.

 Orientador: Anselmo Frizera Neto.
 Coorientador: Teodiano Bastos Filho.
 Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Universidade
 Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

 1. Engenharia biomédica. 2. Tecnologia de reabilitação. 3.
 Crianças com deficiências do desenvolvimento. I. Frizera Neto,
 Anselmo. II. Bastos Filho, Teodiano. III. Universidade Federal
 do Espírito Santo. Centro Tecnológico. IV. Título.

CDU: 621.3

Mariana Lyra Silveira

Plataforma Interativa Multimodal para Reabilitação de Déficit Motor em Crianças com Deficiências do Desenvolvimento

Dissertação submetida ao programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Trabalho aprovado. Vitória - ES, 2 de abril de 2019:



Dr. Anselmo Frizera Neto
Orientador



Dr. Teodiano Bastos Filho
Coorientador



Dr. Glaucio Augusto de Paula Caurin
Membro da Banca Avaliadora



Dr. André Ferreira
Membro da Banca Avaliadora

Vitória - ES

2019

Agradecimentos

Agradeço a Deus por me prover forças quando as minhas faltaram.

Aos meus pais, Ana e Rivail, por me ensinarem, desde muito nova, que a realização de um objetivo "depende somente de mim"; por abrirem mão de seus sonhos para que eu pudesse sonhar os meus; por me mostrarem, com muito amor e paciência, que sempre terei muito a aprender. Mãe, você dá sentido à minha vida!

À minha irmã, por ser meu maior exemplo de dedicação e amor ao ofício.

Ao meu orientador e coorientador, Dr. Anselmo Frizera Neto e Dr. Teodiano Bastos Filho, pela atenção e pelos conhecimentos compartilhados comigo.

Ao meu colega de trabalho e amigo, Andrés, pela ajuda enorme e fundamental para a conclusão desta pesquisa.

Aos meus avós pelo amor incondicional, carinho e melhores almoços do mundo.

Ao Caio e às amigas Velha Guarda por todos os momentos incríveis que vivemos.

Agradeço ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal do Espírito Santo e à CAPES pelo apoio e financiamento.

Resumo

Crianças com Transtorno do Espectro Autista, Síndrome de Down, Paralisia Cerebral e Desordem Coordenativa Desenvolvimental tendem a possuir desordens motoras crônicas associadas à marcha e ao alcance e manipulação de objetos. Déficits no controle do equilíbrio corporal contribuem diretamente com essas debilidades, sendo um dos principais focos dos programas de fisioterapia voltados ao público infantil acometido por deficiências do desenvolvimento. Apesar das técnicas convencionais de terapia apresentarem resultados consistentes e significativos, elas oferecem tarefas físicas repetitivas que podem se tornar monótonas e desmotivadoras ao longo do tempo. Uma forma alternativa de despertar alta motivação e criar experiências emocionais positivas consiste em utilizar jogos durante as sessões terapêuticas. Este trabalho apresenta a proposta e o desenvolvimento de uma plataforma multimodal de jogos interativos cujo objetivo é assistir à reabilitação do equilíbrio corporal. Testes para validar a ferramenta desenvolvida foram aplicados a um grupo de 9 crianças com desenvolvimento típico. Os resultados demonstram que a plataforma foi capaz de promover a realização de exercícios de deslocamento latero lateral e antero posterior. Dentre as crianças que realizaram os testes experimentais, até as mais novas foram capazes de compreender o propósito dos jogos e realizar todo o protocolo experimental, indicando que a ferramenta desenvolvida pode ser aplicada a um público com faixa etária de três anos ou mais. Foi constatado que um dos jogos apresentou uma taxa média de sucesso de 95.7%, o que caracteriza uma excelente taxa de acertos. Além disso, foi possível constatar que os índices para avaliação do equilíbrio propostos neste trabalho caracterizaram bem o comportamento dos participantes, sendo possível quantificar sua energia cinética e seu deslocamento dentro do ambiente de realização dos experimentos. Quanto aos aspectos motivacionais, acredita-se a tecnologia desenvolvida criou experiências emocionais positivas, uma vez que 78% dos participante expressaram o desejo de continuar jogando mesmo após o término do protocolo experimental.

Palavras-chave: Tecnologia Assistiva, Sensor RGB-D, Rastreamento de Esqueleto, Terapia com Jogos

Abstract

Children with Autism Spectrum Disorder, Down Syndrome, Cerebral Palsy, and Developmental Coordination Disorder tend to have chronic motor disabilities associated with gait and manipulation. One of the factors that contribute to these deficits is a poor balance control, which is one of the main concerns of programs for balance rehabilitation focused on developmental disabilities. Although conventional therapy techniques present consistent and significant results, they offer repetitive physical tasks that can become monotonous and demotivating over time. An alternative way to foster high motivation and create positive emotional experiences is to use games developed for clinical purposes. This work presents the proposal and development of a multimodal platform of interactive games, which aims to assist balance rehabilitation. The results show that the proposed platform was able to promote the performance of lateral and posterior gait. Among the children who performed the experimental tests, even the youngest were able to understand the purpose of both games and complete the entire experimental protocol, indicating that the tool here described can be applied to an audience with an age group of three years old or more. It was found that one of the games had an average success rate of 95.7%, which is an excellent result. In addition, through the experimental tests, it was possible to verify that the proposed metrics for balance evaluation characterized the behavior of the participants, being possible to quantify their kinetic energy and their displacement within the room in which the experiments occurred. As for the motivational aspects, it is believed that the developed technology created positive emotional experiences, since 78% of the participants expressed the desire to continue playing even after the experimental protocol had ended.

Keywords: Assistive Technology, RGB-D Sensor, Skeleton Tracking, Game Therapy

Lista de ilustrações

Figura 1 – Deslocamento do CoG pré (esquerda) e após (direita) a participação do paciente em programa de reabilitação do equilíbrio (Fonte: Adaptado de Noveletto, 2018).	27
Figura 2 – Topologia do Sistema Proposto.	33
Figura 3 – Panorama geral sobre o funcionamento do sistema.	34
Figura 4 – Esqueleto com 15 juntas corporais disponibilizado pelo <i>OpenPTrack</i> . . .	36
Figura 5 – Interface inicial da plataforma proposta.	39
Figura 6 – Diferentes funcionalidades da plataforma proposta: (a) interface para cadastramento de um paciente e (b) interface para seleção de um perfil cadastrado (nomes fictícios foram utilizados com finalidade de exemplificar).	39
Figura 7 – Interface na qual o terapeuta escolhe o jogo a ser inicializado: (a) Jogo <i>De Volta para Toca!</i> (b) Jogo <i>O Apanhador</i>	39
Figura 8 – Organização do ambiente de terapia.	40
Figura 9 – Jogo <i>De Volta para a Toca!</i>	41
Figura 10 – Interface para seleção dos parâmetros referentes ao jogo <i>De Volta para a Toca!</i>	41
Figura 11 – Funcionamento geral do jogo <i>De Volta para a Toca!</i>	42
Figura 12 – Demonstração do ponto central da projeção da toupeira e exemplificação da medição da distância entre esse ponto e a origem do Sistema de Coordenadas Global.	44
Figura 13 – Interfaces de calibração do jogo <i>De Volta para a Toca!</i> : (a) Posições digitadas manualmente e (b) Posições obtidas mediante procedimento com participação do terapeuta e do operador.	44
Figura 14 – Jogo <i>O Apanhador</i>	45
Figura 15 – Interface para seleção dos parâmetros referentes ao jogo <i>O Apanhador</i>	46
Figura 16 – Eventos síncronos e assíncronos do jogo <i>O Apanhador</i>	47
Figura 17 – Interfaces de calibração do jogo <i>O Apanhador</i> : (a) Posições digitadas manualmente e (b) Posições obtidas mediante procedimento com participação do terapeuta e do operador.	49
Figura 18 – Parâmetros utilizados para estimar o centro de massa dos principais segmentos do corpo humano.	51
Figura 19 – Esqueleto com 15 juntas estimado por meio do <i>OpenPTrack</i> : (a) RVIZ e (b) Unity.	55
Figura 20 – Organização do espaço de terapia para a realização dos testes experimentais: (a) esquemático e (b) real.	56

Figura 21 – Validação experimental do jogo <i>De Volta para a Toca</i> : participante pisando nas toupeiras com o corpo orientado (a) de frente para as câmeras e (b) de lado para as câmeras.	57
Figura 22 – Pontuação média dos participantes em cada nível de dificuldade	59
Figura 23 – Avaliação do CoG do participante M_4 : deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).	59
Figura 24 – Avaliação do CoG dos participantes M_2 , M_4 , M_4 e M_4 durante o segundo nível do jogo: deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).	60
Figura 25 – Energia cinética média dos participantes em cada nível de dificuldade. .	61
Figura 26 – Participante realizando atividade de marcha lateral durante o jogo <i>O Apanhador</i>	63
Figura 27 – Pontuação média dos participantes para cada nível de dificuldade. . . .	64
Figura 28 – Avaliação do CoG do participante M_4 : deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).	65
Figura 29 – Avaliação do CoG dos participantes M_1 , M_4 , M_2 e M_8 durante o segundo nível do jogo: deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).	66
Figura 30 – Energia cinética média dos participantes para diferentes níveis de dificuldade.	68

Lista de abreviaturas e siglas

DD	Deficiência do Desenvolvimento
TEA	Transtorno do Espectro Autista
SD	Síndrome de Down
PC	Paralisia Cerebral
TDAH	Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade
IMU	<i>Inertial Measurement Unit</i>
CoG	Centro de Gravidade
CoP	Centro de Pressão
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
EOG	Eletrooculografia
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
API	<i>Application Programming Interface</i>
SDK	<i>Software Development Kit</i>
JSON	<i>JavaScript Object Notation</i>
NTP	<i>Time Network Protocol</i>
UDP	<i>User Datagram Protocol</i>
GUI	<i>Graphical User Interface</i>

Lista de símbolos

k	Seguimento corporal
m_k	Massa do seguimento corporal
v_k	Velocidade translacional do seguimento corporal
w_k	Velocidade rotacional do seguimento corporal
I_k	Inércia do seguimento corporal
CoM_k	Vetor posição (x,y,z) do centro de massa do seguimento corporal
jp_k	Vetor posição (x,y,x) da junta proximal do seguimento corporal
jd_k	Vetor posição (x,y,x) da junta distal do seguimento corporal
d_k	Distância entre o centro de massa do seguimento e sua junta proximal
$(x_{u_r}, y_{u_r}, z_{u_r})$	Coordenadas do limite à direita em metros
$(x_{u_l}, y_{u_l}, z_{u_l})$	Coordenadas do limite à esquerda em metros
$(x_{u_n}, y_{u_n}, z_{u_n})$	Coordenadas do limite ao norte em metros
$(x_{u_s}, y_{u_s}, z_{u_s})$	Coordenadas do limite ao sul em metros
(x_u, y_u, z_u)	Coordenadas do usuário em metros
(x_s, y_s)	Coordenadas do personagem do jogo em pixels
x_{s_r}	Coordenada x do ponto localizado na extrema direita da tela em pixels
x_{s_l}	Coordenada x do ponto localizado na extrema esquerda da tela em pixels
y_c	Coordenada y do ponto central do personagem do jogo em pixels

Sumário

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	Motivação	19
1.2	Objetivos	21
1.3	Justificativa	21
1.4	Organização da Dissertação	23
2	EMBASAMENTO TEÓRICO	25
2.1	Treinamento Convencional do Equilíbrio	25
2.2	Índices para Avaliação do Equilíbrio	26
2.2.1	Centro de Gravidade e Centro de Pressão	26
2.2.2	Energia Cinética	27
2.3	Sistemas Multimodais para Aplicações Clínicas	28
2.4	Sistemas Multimodais para Reabilitação do Equilíbrio	29
2.5	Sistemas baseados em Imagem para Rastreamento do Esqueleto Humano	30
3	MÉTODOS E MATERIAIS	33
3.1	Materiais e Arquitetura do Sistema	33
3.2	Sistema baseado em Imagem para Rastreamento do Esqueleto Humano	35
3.2.1	<i>OpenPTrack</i>	35
3.2.2	Robot Operating System	35
3.2.3	<i>Descrição do Fluxo de Dados</i>	35
3.3	Interface de comunicação entre o <i>OpenPTrack</i> e o Programa do Jogo	37
3.4	Plataforma Multimodal de Jogos Interativos para Treinamento do Equilíbrio	38
3.4.1	Organização do Ambiente de Terapia	40
3.4.2	De Volta para a Toca!	40
3.4.2.1	Descrição Geral	40
3.4.2.2	Contribuição para o Treinamento do Equilíbrio	41
3.4.2.3	Desenvolvimento	42
3.4.2.4	Calibração	43
3.4.3	O Apanhador	45
3.4.3.1	Descrição Geral	45
3.4.3.2	Contribuição para o Treinamento do Equilíbrio	46

3.4.3.3	Desenvolvimento	46
3.4.3.4	Calibração	48
3.5	Análise de Dados	50
3.5.1	Centro de Gravidade	50
3.5.2	Energia Cinética	51
3.6	Validação Experimental	51
3.6.1	Participantes	52
3.6.2	Procedimentos	52
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	55
4.1	Características do Sistema baseado em Imagens	55
4.2	Organização do Espaço de Terapia	55
4.3	Validação experimental	56
4.3.1	<i>De Volta para Toca!</i>	56
4.3.2	Funcionamento do Sistema baseado em Imagens para Rastreamento do Esqueleto	56
4.3.2.1	Centro de Gravidade	57
4.3.2.2	Energia Cinética	61
4.3.3	<i>O Apanhador</i>	62
4.3.4	Funcionamento do Sistema baseado em Imagens para Rastreamento do Esqueleto	62
4.3.4.1	Centro de Gravidade	63
4.3.4.2	Energia Cinética	66
5	CONCLUSÕES E TRABALHO FUTUROS	69
5.1	Publicações	70
	REFERÊNCIAS	71

1 Introdução

Esta Dissertação de Mestrado descreve a concepção e o desenvolvimento de uma plataforma interativa multimodal para reabilitação de déficit motor em crianças com deficiências do desenvolvimento. Neste capítulo são descritos os fatores que motivam e justificam a realização desta pesquisa, assim como os objetivos gerais e específicos que nortearam este trabalho. Ao final do capítulo será apresentada a informação de como esta Dissertação está organizada.

1.1 Motivação

Deficiências do desenvolvimento (DD) são condições crônicas originadas antes dos 18 anos que resultam em um prejuízo motor e/ou cognitivo substancial (SHAHROKH; HALES, 2003). Alguns exemplos de DD incluem: Transtorno do Espectro Autista (TEA), Síndrome de Down (SD), Paralisia Cerebral (PC), Desordem Coordenativa Desenvolvidamental (DCD) e Transtorno do Déficit de Atenção e Hiperatividade (TDAH). Estima-se que 52,9 milhões de crianças com idades entre 0 e 5 anos foram diagnosticadas com alguma DD no ano de 2016 (OLUSANYA et al., 2018). A maioria dessas deficiências afeta mais de uma área do desenvolvimento infantil, causando disfunções motoras, cognitivas, comportamentais, de linguagem e comunicação, emocionais e de aprendizado (IOANNIDI et al., 2017).

Entre as funções corporais que podem ser afetadas, a capacidade de controlar os movimentos voluntariamente é uma das mais importantes, uma vez que ela está diretamente associada à realização das atividades da vida diária e ao grau de independência de um indivíduo (MERCIER et al., 2001). Além disso, o desempenho motor pode afetar a forma com que um indivíduo se relaciona com outros e interage com o meio. Estudos apontam que adultos com DD podem apresentar melhorias em seu comportamento sociocomunicativo, caso possuam suas funções motoras aprimoradas durante a infância (HOCKING et al., 2018; HARLEY; HILL, 2014).

O treinamento do equilíbrio é crucial para a aquisição e o controle das funções motoras, sendo a base para o desenvolvimento das habilidades de sentar, ficar de pé, caminhar e manipular objetos (LEE; LEE; SONG, 2016). Sendo assim, problemas no equilíbrio e no controle postural afetam a capacidade de locomoção e a habilidade de realizar movimentos grossos (OKUDA et al., 2018). Além disso, déficits no equilíbrio podem levar ao aumento do risco de morbidade relacionado à falta de atividade física (i.e., problemas relacionados a obesidade, diabetes).

Crianças típicas aprimoram seu equilíbrio de forma natural e progressiva, alcançando

uma estabilidade similar a de indivíduos adultos aos 10 anos (SÁ et al., 2018). Por outro lado, crianças com TEA, SD, CP e DCD tendem a ter desordens motoras crônicas associadas à marcha e ao alcance de objetos devido à própria natureza de sua condição (BEERSE et al., 2019; PAVÃO et al., 2018; EGGLESTON et al., 2017; WILMUT; GENTLE; BARNETT, 2017). Essas habilidades possuem duração indefinida, podendo persistir durante toda a vida (IOANNIDI et al., 2017). Dessa forma, um dos principais focos da fisioterapia voltada ao tratamento de DD é o treinamento do equilíbrio, o qual visa maximizar as habilidades de manipulação e locomoção, além de reduzir os riscos de queda e sedentarismo (OKUDA et al., 2019).

Nesse contexto, as técnicas convencionais para reabilitação do equilíbrio contém exercícios posturais e atividades voltadas para o fortalecimento funcional, a fim de melhorar o tônus muscular e a orientação espacial (habilidade também conhecida como sentido proprioceptivo) (LEDEBT et al., 2005). Uma abordagem comum da terapia tradicional consiste em desestabilizar o paciente de forma que ele próprio realize os ajustes posturais necessários para retornar ao estado de equilíbrio (MARIA et al., 2007). Outras técnicas comumente empregadas consistem em assistir ao paciente durante a execução de posições específicas (i.e. levantar somente um dos pés, deslocar o peso para frente ou para trás) e exercícios de deslocamento (i.e. latero lateral, antero posterior) (LEE; LEE; SONG, 2016). Independente da técnica empregada, é necessário que o treinamento seja repetitivo, uma vez que os ajustes posturais são aprendidos por meio da maturação e experiência motora (MARIA et al., 2007).

No entanto, as tarefas físicas repetitivas oferecidas pela terapia tradicional podem ser monótonas e se tornar desmotivadoras ao longo do tempo (WUANG et al., 2011). A falta de variabilidade no contexto da terapia pode fazer com que o paciente perca o interesse e a reabilitação tenha sua eficácia reduzida. Esse fator é agravado quando os pacientes são crianças com DD, uma vez que elas possuem dificuldades na realização de exercícios funcionais devido à própria natureza da sua condição (i.e. déficit de atenção, déficit cognitivo). Uma forma de aumentar o comprometimento das crianças ante a terapia é tornar a reabilitação mais divertida e motivacional, o que pode ser alcançado por meio do uso de jogos (KWON; LEE, 2016).

Os jogos estimulam o interesse, iniciativa, descoberta e imaginação das crianças (IOANNIDI et al., 2017). Quando utilizados como ferramenta terapêutica, eles despertam alta motivação e criam uma experiência emocional positiva, encorajando os pacientes a realizar movimentos mais energéticos com um número maior de repetições (BRYANTON, 2006). No contexto da terapia infantil para tratamento de DD, estudos apontam que o uso de jogos produz efeitos significativos no treinamento do equilíbrio, motricidade grossa e mobilidade funcional (HOCKING et al., 2018).

Quando os jogos têm como objetivo assistir à reabilitação motora, comumente

seus desenvolvedores optam por utilizar os movimentos corporais como principal forma de interação humano-computador (NOH; LEE; BANG, 2019; NOVELETTO et al., 2018; GATICA-ROJAS et al., 2017; VERMA et al., 2017). Como resultado, o paciente necessita utilizar, além dos sentidos visual e auditivo, os movimentos corporais e o sentido proprioceptivo para interagir com o jogo. O uso de múltiplas modalidades de interação é uma característica dos sistemas multimodais, os quais apresentam a vantagem de proporcionam ao usuário uma aprendizagem mais rápida e efetiva (TURK, 2014).

Diante o exposto, este trabalho apresenta a proposta de uma plataforma multimodal desenvolvida para assistir à reabilitação do equilíbrio em crianças acometidas por DD mediante o uso de jogos.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta pesquisa é a concepção e o desenvolvimento de uma plataforma multimodal de jogos interativos para assistir ao treinamento do equilíbrio em crianças com DD.

Pode-se enumerar como objetivos específicos pertinentes ao trabalho:

1. Estudar as estratégias terapêuticas utilizadas pelos programas convencionais de reabilitação do equilíbrio.
2. Estudar os softwares e APIs desenvolvidos para rastrear o esqueleto humano por meio de múltiplos sensores RGB-D.
3. Desenvolver uma plataforma multimodal de jogos interativos com a finalidade de assistir à reabilitação do equilíbrio.
4. Desenvolver uma interface de comunicação para a transmissão de dados entre a rede de sensores RGB-D e a plataforma multimodal.
5. Desenvolver um algoritmo para calcular os índices de avaliação do equilíbrio.

1.3 Justificativa

Os programas convencionais de reabilitação do equilíbrio proporcionam melhorias substanciais no controle postural (LEE; LEE; SONG, 2016). No entanto, um problema relacionado a essa abordagem é a falta de motivação e interesse por parte dos pacientes causada pela repetitividade das atividades motoras. Outro fator que contribui com o decréscimo motivacional é a falta de *biofeedback* (KAO et al., 2010), o qual consiste na transmissão de informações retroativas ao paciente via estímulos visuais, auditivos e/ou

táticos (HUANG; WOLF; HE, 2006). O uso de jogos como ferramenta terapêutica é um método inovador de aplicação do *biofeedback* (BETKER et al., 2007). Além disso, eles entretêm e motivam os pacientes, aumentando sua complacência ante a terapia.

Um típico sistema desenvolvido para reabilitar o equilíbrio por meio de jogos interativos contém um sensor de movimento (i.e., unidade de medida inercial, célula de carga), que detecta as alterações posturais do usuário. Essas informações são processadas e transmitidas ao jogo, o qual responde conforme a intensidade e/ou direção do movimento, gerando os estímulos de *biofeedback* apropriados. Diversos sensores de detecção de movimento são utilizados para essa finalidade, contudo há dois que possuem maior enfoque na literatura: a plataforma de força e a Unidade de Medida Inercial (IMU, do inglês *Inertial Measurement Unit*).

Os programas de treinamento do equilíbrio baseados em jogos comumente utilizam as plataformas de força para viabilizar a interação do paciente (NOH; LEE; BANG, 2019; NOVELETTO et al., 2018; GATICA-ROJAS et al., 2017; JELSMA et al., 2016). Em geral, durante a terapia assistida por essa tecnologia, o paciente se posiciona de pé sobre a plataforma e realiza exercícios de deslocamento de peso, inclinando o corpo em diferentes direções a fim de aprimorar sua estabilidade postural. Uma grande diversidade de plataformas de força é descrita na literatura, sendo encontrados desde dispositivos comerciais desenvolvidos para fins de entretenimento (GATICA-ROJAS et al., 2017) até protótipos não comerciais criados em ambientes acadêmicos (NOVELETTO et al., 2018). No geral, ambas as abordagens possuem vantagens em relação à portabilidade e ao custo (TARAKCI et al., 2016). No entanto, esses dispositivos geralmente abrangem uma área pequena (a dimensão da plataforma comercial *Wii Fit Balance Board*, por exemplo, é de 51,1cm x 31,6cm), restringindo o paciente à realizar movimentos que não exigem um deslocamento significativo dos pés. Devido a esse fato, muitas vezes a terapia é limitada ao treinamento exclusivo de posições estacionárias. Além disso, muitos desses sistemas não são recomendados para uso sem supervisão, uma vez que a plataforma é instável e há risco de queda (NOVELETTO et al., 2018).

Outra ferramenta utilizada em sistemas de análise de movimento desenvolvidos para aplicações clínicas é a IMU (BELLUSCIO et al., 2019; FUNG; LAI; LEE, 2018; VERMA et al., 2017). Diversos trabalhos que adotam essa tecnologia para assistir ao treinamento do equilíbrio propõem a realização de atividades de deslocamento de peso e inclinação do corpo (FUNG; LAI; LEE, 2018). As IMUs são dispositivos vestíveis e portáteis, que não possuem limitação quanto à área de detecção de movimento, como no caso das plataformas de força. No entanto, esses dispositivos exigem acompanhamento de profissionais qualificados, os quais podem ser necessários para posicionar corretamente os sensores no corpo do paciente (OLIVER et al., 2016). Além disso, devido a erros intrínsecos ao *hardware* e à presença de perturbações eletromagnéticas no meio, esses dispositivos

necessitam de calibração constante (SUKKARIEH; NEBOT; DURRANT-WHYTE, 1999).

Embora as câmeras sejam ferramentas comumente utilizadas para analisar o movimento humano (OLIVER et al., 2016), não foram encontrados trabalhos na literatura recente que utilizassem essa tecnologia em aplicações focadas no treinamento do equilíbrio. Contudo, os sistemas não intrusivos (que dispensam o uso de sensores vestíveis) possuem grande aceitação no contexto clínico, especialmente em aplicações destinadas ao público acometido por DD (CAMEIRAO et al., 2010). Sistemas de câmeras sem marcadores são práticos para uso domiciliar devido ao seu tamanho, peso e custo (Muro-de-la Herran; GARCÍA-ZAPIRAIN; MÉNDEZ-ZORRILLA, 2014). Apesar da área de detecção ser limitada pelo campo de visão da câmera, é possível utilizar uma configuração com múltiplos sensores e aumentar a área de trabalho do sistema (BÜNGER, 2013). Vale destacar que o uso de uma configuração multi-câmeras exige a realização de procedimentos de calibração. Porém, uma vez que o sistema for calibrado, a realização de um novo procedimento só será necessária caso haja mudanças no posicionamento dos sensores.

Em comparação aos sistemas baseados em plataforma de força, o uso de câmeras é vantajoso pois permite a realização de tarefas dinâmicas (i.e, caminhar ao redor de um cômodo). Os sensores vestíveis, apesar de também permitirem a prática de tarefas dessa natureza, exigem a fixação de um ou mais dispositivos no corpo. Contudo, crianças com DD muitas vezes não admitem o uso de aparatos vestíveis (CAMEIRAO et al., 2010), o que inviabiliza a aplicação dessa técnica ao público alvo desejado.

Diante o exposto, esta Dissertação de Mestrado propõe a concepção e o desenvolvimento de uma plataforma multimodal de jogos interativos baseada em múltiplas câmeras RGB-D para assistir à reabilitação do equilíbrio. Para contornar os problemas e limitações associados aos sensores vestíveis e às plataformas de força, é proposto o uso de uma configuração multi-câmeras, a qual viabiliza a interação do usuário via movimentos corporais de forma não intrusiva.

1.4 Organização da Dissertação

Este documento está organizado da seguinte forma.

O Capítulo 2 apresenta os principais conceitos associados às técnicas tradicionais de reabilitação do equilíbrio e aos sistemas desenvolvidos com esse propósito. Também são descritos alguns índices utilizados na literatura para avaliar a estabilidade postural do paciente em etapas de pré e pós tratamento.

O Capítulo 3 descreve a plataforma multimodal de jogos interativos proposta neste trabalho. Também são apresentados os materiais e métodos utilizados para o desenvolvimento do sistema proposto, além do protocolo experimental adotado.

No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos após a aplicação da ferramenta desenvolvida a um grupo de participantes com idades entre 3 e 7 anos ($n = 9$) e desenvolvimento típico.

Finalmente, o Capítulo 5 apresenta as conclusões deste trabalho e as recomendações de trabalhos futuros.

2 Embasamento Teórico

Este Capítulo apresenta os principais conceitos associados ao treinamento do equilíbrio e aos sistemas desenvolvidos com esse propósito. Também são descritas algumas das principais técnicas utilizadas em programas convencionais de reabilitação, incluindo aquelas destinadas ao público infantil com DD. Além disso, são apresentados alguns índices utilizados na literatura para avaliar a estabilidade postural. Por fim, a autora propõe o desenvolvimento de um sistema para assistir à reabilitação do equilíbrio baseada em câmeras, fazendo uma breve discussão sobre as técnicas de rastreamento do esqueleto humano.

2.1 Treinamento Convencional do Equilíbrio

De acordo com Okuda et al. (2018), o equilíbrio é uma habilidade motora que pode ser definida de forma dinâmica e estática. Dinamicamente, o equilíbrio é a habilidade de sustentar uma posição enquanto o corpo se move pelo espaço. Estaticamente, é a capacidade de manter uma posição estacionária por um período determinado de tempo. Ambos os equilíbrios são cruciais para a realização das atividades da vida diária, para a predição das funções cognitivas de uma criança (i.e., habilidade de propriocepção e pensamento matemático) e para o desenvolvimento motor durante a infância (OKUDA et al., 2018).

O equilíbrio é influenciado por estímulos visuais, tácticos, cinéticos e vestibulares e é necessário para a aquisição de funções corporais normais em todas as idades (CONDON; CREMIN, 2014). Déficits no controle postural podem afetar diversos aspectos do desenvolvimento motor e cognitivo de um indivíduo, podendo, inclusive, limitar a participação em atividades físicas e aumentar o fator de risco de doenças associadas ao sedentarismo (IWAKURA et al., 2016; HAYASHI et al., 2012).

A fisioterapia convencional para reabilitação do equilíbrio abrange exercícios de diferentes naturezas, contendo desde atividades de orientação postural até atividades de alta intensidade para o fortalecimento da musculatura (JAUME-I-CAPÓ et al., 2014; LEDEBT et al., 2005). Os exercícios de orientação postural consistem em movimentos que forcem o paciente a projetar seu corpo em direção às fronteiras da base de apoio (área de contato entre o corpo e a superfície de apoio). Por outro lado, as atividades de alta intensidade englobam exercícios físicos que visam fortalecer as musculaturas do pescoço, das costas e dos membros superiores. O aumento da força muscular resulta em melhorias na marcha independente, na manutenção do alinhamento do corpo e na capacidade de subir e descer escadas. Outra abordagem convencional muito utilizada

consiste em desestabilizar o paciente de forma que ele próprio realize os ajustes posturais necessários para retornar ao estado de estabilidade (MARIA et al., 2007). Quando o centro de gravidade do corpo excede as fronteiras da base de apoio, uma mudança postural ou uma passada são necessárias para evitar a queda (MURRAY; SEIREG; SCHOLZ, 1967). Dessa forma, treinar o ato de posicionar o corpo dentro dos limites dessa fronteira melhora a habilidade do paciente em evitar perturbações cotidianas que possam resultar em queda.

Estudos precedentes indicaram que a instabilidade postural de indivíduos com DD é maior do que a de indivíduos com o desenvolvimento típico (BEERSE et al., 2019; DELLAVIA et al., 2009). Dessa forma, Lee et al. (2016) criou um programa para reabilitação do equilíbrio voltado ao público infantil com DD, propondo a realização de exercícios de orientação postural, por meio das seguintes atividades físicas : deslocamento de peso para frente, trás, direita, esquerda e diagonalmente; deslocamento latero lateral em antero posterior na ponta dos pés e sob espumas de diferentes espessuras; levantamento de um dos pés; arremesso de bolas; rolagem e chute de bolas.

2.2 Índices para Avaliação do Equilíbrio

2.2.1 Centro de Gravidade e Centro de Pressão

A manutenção de uma posição estacionária produz movimentos corporais espontâneos involuntários, denominados de oscilação postural, causados pelos mecanismos neuromusculares do corpo, que agem para preservar a estabilidade postural (GAUSE-NILSSON et al., 2011).

A avaliação do equilíbrio é baseada no pressuposto de que a oscilação postural é diretamente proporcional ao esforço exercido para manter o corpo em estado de equilíbrio (HASAN; ROBIN; SHIAVI, 1992). O aumento dessa oscilação se manifesta por meio do aumento no deslocamento do centro de gravidade (CoG) ou do centro de pressão (CoP). Para justificar o emprego do CoG ou CoP, o conceito de estabilidade deve ser explicado. Um corpo maciço permanece estaticamente estável desde que seu CoG esteja posicionado dentro dos limites da base de suporte. Dessa forma, a manutenção de uma postura estável requer que o CoG seja controlado de forma a permanecer dentro dessa região, que consiste na área delimitada pelo perímetro de ambos os pés quando um indivíduo se posiciona de pé (MURRAY; SEIREG; SCHOLZ, 1967; NASHNER, 1989). A realização de movimentos amortecidos em torno de um ponto central de equilíbrio com o intuito de posicionar o CoG dentro da base de apoio indica que o indivíduo está se mantendo dinamicamente estável por meio de um sistema de controle postural bem ajustado (JOHANSSON; MAGNUSSON, 1991). Por outro lado, quando o indivíduo possui déficits no controle postural, ele realiza movimentos oscilatórios e pouco amortecidos, que resultam em um maior deslocamento do CoG (GAUSE-NILSSON et al., 2011). A Figura 1 exhibe o deslocamento do CoG ao longo

dos eixos (x,y) da superfície planar de uma plataforma de força antes e após a reabilitação do equilíbrio, sendo claramente observado que houve uma redução do deslocamento total após o fim do tratamento (NOVELETTO et al., 2018).

O CoG é expresso em função das posições dos centros de massa dos seguimentos corporais, enquanto o CoP é o centróide das forças aplicadas na superfície de suporte sobre a qual está o corpo apoiado. Alguns estudiosos argumentam que a oscilação postural deveria ser quantificada apenas por meio do CoG (WINTER; PATIA; FRANK, 1990), uma vez que esse índice está mais relacionado à noção mecânica de estabilidade. No entanto, o CoG não pode ser diretamente mensurado e, por consequência, possui menor acurácia em comparação ao CoP, o qual é quantificado diretamente (HASAN; ROBIN; SHIAVI, 1992).

De forma geral, a escolha do índice é determinada pela tecnologia empregada durante a terapia. Sistemas baseados em imagem são capazes de estimar as posições das principais juntas corporais com acurácia significativa por meio de algoritmos de rastreamento de esqueleto (CAO et al., 2018). A partir dessas informações, é possível estimar o centro de massa referente aos principais segmentos do corpo e obter o valor do CoG (LEVA, 1996). O CoP, por outro lado, pode ser diretamente medido, tornando-se o índice de maior confiabilidade. No entanto, essa técnica exige o uso de uma plataforma de força, a qual consiste de uma superfície lisa com transdutores piezoelétricos ou *strain-gages* responsáveis por quantificar as forças corporais aplicadas sobre a superfície. Como este trabalho explora as vantagens associados aos sistemas de imagens, o CoG será utilizado como índice de avaliação do equilíbrio.

2.2.2 Energia Cinética

Ioannidi et al. (2017) apresentaram a energia cinética (somatório das energias translacional e rotacional) como uma métrica comportamental, aplicando-a para quantificar

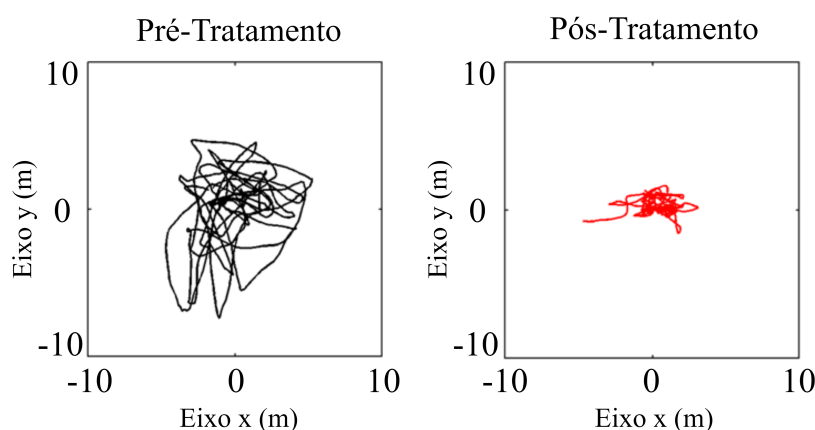


Figura 1 – Deslocamento do CoG pré (esquerda) e após (direita) a participação do paciente em programa de reabilitação do equilíbrio (Fonte: Adaptado de Noveletto, 2018).

a quantidade de movimento do corpo e de suas juntas. Segundo os autores, esse índice pode ser interpretado como a medida da estabilidade corporal, de forma que quanto maior for o valor da energia menor será a estabilidade dos movimentos. Os testes realizados por Ioannidi et al. (2017) indicaram que, de fato, crianças com DD empregam maior quantidade de energia do que crianças com desenvolvimento típico, uma vez que estas são menos estáveis em seus movimentos .

2.3 Sistemas Multimodais para Aplicações Clínicas

A interação humana com o mundo é inerentemente multimodal (BUNT; BEUN; BORGHUIS, 1998). Estímulos externos são vivenciados por meio da visão, audição, tato e paladar, enquanto o estado cinestésico é sentido por meio da propriocepção. Alguns termos relevantes para o estudo da multimodalidade (i.e., modos/modalidades, canais, dispositivos) possuem significados consideravelmente distintos em comunidades diferentes. De acordo com Turk (2014), modo ou modalidade se refere à um estímulo proveniente de um sentido do corpo específico. Já o canal de comunicação é o caminho por meio do qual a informação é transmitida. Em uma aplicação típica de interface humano-computador, um canal de comunicação descreve a técnica de interação que combina a habilidade do usuário e a capacidade do dispositivo (i.e., teclado para a digitação de texto, mouse para apontar ou selecionar, sensor RGB para reconhecimento de gestos). Dessa forma, interação multimodal pode se referir ao emprego de múltiplas modalidades ou múltiplos canais de comunicação .

Sistemas multimodais se diferem em relação à diversas características, incluindo o número de modalidades utilizadas como entrada e saída; o número e o tipo de canais de comunicação; o número de modalidades empregadas pelo usuário; o método do sensor e o canal de integração; entre outras características. Diversos sistemas multimodais estão sendo desenvolvido com finalidades clínicas. Muitos trabalhos combinam as técnicas de eletroencefalografia (EEG), eletromiografia (EMG) ou eletrooculografia (EOG) com demais transdutores, utilizando múltiplos canais de comunicação com o objetivo de promover melhorias em processos clínicos (CHOWDHURY; RAZAB; Kumar Meena, 2019; TREJO; WHEELER; JORGENSEN, 2003). Além disso, pesquisas voltadas para a área de *Home Care* muitas vezes apostam no desenvolvimento de ambientes inteligentes, criando sistemas interativos que interpretam as habilidades humanas naturais de comunicação, como gesto, fala, toque, expressão facial, entre outras modalidades (LIU; MENG; LIU, 2016; JOST; PÉVÉDIC; DUHAUT, 2012).

Há também os sistemas que utilizam sensores de captura de movimento para viabilizar a interação do usuário com jogos diversos por meio da movimentação do corpo. Esses sistemas exigem que o usuário empregue múltiplas modalidades de interação, como

por exemplo, a gesticulação, a realização de movimentos corporais, a visão, a audição e a propriocepção. Por esse motivo, esses sistemas são inerentemente multimodais (ARDUINI, 2018). Este trabalho, em especial, estimula o deslocamento corporal e os sentidos visual, auditivo e proprioceptivo do usuário.

2.4 Sistemas Multimodais para Reabilitação do Equilíbrio

Diversos sistemas multimodais estão sendo desenvolvidos com a finalidade de assistir à reabilitação e à avaliação do equilíbrio. Verma et al. (2018) utilizaram a plataforma de força comercial *Wii Fit Balance* e a integraram a uma plataforma de jogos, a fim de reabilitar o equilíbrio por meio de exercícios de deslocamento de peso em sobreviventes de Acidente Vascular Cerebral (AVC). Durante a terapia proposta, o paciente deveria se posicionar de pé sobre a plataforma e realizar exercícios de contração do músculo do tornozelo sem retirar os calcanhares do chão, inclinando o corpo nas direções norte, sul, leste, oeste, norte-leste e norte-oeste. Uma prova de conceito foi realizada mediante a aplicação da tecnologia proposta à um grupo de 7 pacientes pós-AVC em uma única sessão de 40 minutos. Os autores verificaram que muitos participantes só conseguiram atingir pontuação satisfatória nos níveis considerados difíceis após treinar as atividade de deslocamento de peso em níveis de menor dificuldade (VERMA et al., 2017).

A plataforma comercial *Wii Fit Balance* também foi adotada por Gatica et al. (2017) e Jelsma et al. (2017) com a finalidade de assistir ao treinamento do equilíbrio em crianças com DD. Ambos os trabalhos utilizaram jogos comerciais para estimular a realização de exercícios de deslocamento de peso durante sessões terapêuticas ao longo de 6 semanas. Gatica et al. (2017) apontaram que a utilização de jogos gerou mais melhorias para o controle postural do que as técnicas convencionais de tratamento (GATICA-ROJAS et al., 2017). Já Jelsma et al. (2017), que utilizaram somente as técnicas terapêuticas baseadas em jogos, não identificaram mudanças substanciais nas características posturais após o término do tratamento (JELSMA et al., 2016).

Noveletto et al. (2018) também focaram no público pós-AVC ao desenvolver um sistema para assistir à reabilitação do equilíbrio. Os autores desenvolveram uma plataforma de força e a integraram a um jogo, cujo nível de dificuldade foi ajustado por meio da Teoria de Fluxo (CSIKSZENTMIHALYI, 1991), a fim de manter um patamar de dificuldade intermediário, evitando possíveis sentimentos de tédio e frustração por parte dos pacientes. Assim como no trabalho apresentado por Verma et al. (2017), os pacientes deveriam se posicionar de pé sobre a plataforma e realizar exercícios de deslocamento de peso. Após aplicar a ferramenta desenvolvida à um grupo de pacientes pós-AVC ($n = 6$), os autores avaliaram os índices que quantificam o deslocamento do CoG e a pontuação do jogo e descobriram uma diferença estatística significativa entre etapas de pré e pós tratamento

(NOVELETTO et al., 2018).

Já Fung, Lai e Lee (2018) utilizaram sensores inerciais e hápticos e desenvolveram um sistema de uso domiciliar para assistir ao treinamento do equilíbrio em pacientes com SD. Os sensores foram posicionados juntos ao corpo do paciente por meio de um cinto, enquanto o mesmo realizava exercícios de deslocamento de peso, sendo assistido por um terapeuta e pelo aplicativo de celular criado pelos autores. O aplicativo era responsável por proporcionar o *biofeedback*, mediante a exibição de um alvo que se movimentava na tela conforme a inclinação corporal do paciente (FUNG; LAI; LEE, 2018). Os resultados obtidos pelos autores indicaram que o uso da ferramenta proposta proporcionou melhorias no intervalo de movimento do CoG dos pacientes.

2.5 Sistemas baseados em Imagem para Rastreamento do Esqueleto Humano

Durante os últimos anos, a representação humana baseada em esqueletos tridimensionais têm ganhado crescente atenção. O conceito de representação baseada em esqueleto foi apresentado por Johansson (1975), o qual demonstrou que um pequeno número de juntas corporais pode representar o comportamento humano de forma efetiva (JOHANSSON, 1973). Desde então, o esqueleto 3D codifica dados do corpo humano como um sistema articulado de segmentos rígidos conectados por juntas.

De acordo com Han et al. (2017), representações humanas baseadas em esqueletos são capazes de modelar a relação das principais juntas corporais e descrever o comportamento de todo o corpo. Elas também são robustas às mudanças de escala e de iluminação, e podem ser invariantes ao ângulo de visão de câmera, assim como às velocidades de rotação e translação do corpo humano (AGGARWAL; XIA, 2014). Além disso, muitas representações baseadas em esqueleto podem ser processadas com elevadas taxas de quadro, o que facilita significativamente a aplicação em processos online e em tempo real (HAN et al., 2017).

Diversas abordagens têm sido desenvolvidas para construir automaticamente o modelo do esqueleto humano por meio de dados provenientes de sistemas baseados em imagem. Algumas técnicas se baseiam em imagens RGB (CAO et al., 2018; FAN et al., 2016; ELHAYEK et al., 2015), enquanto outras se beneficiam de informações extras disponíveis em imagens de profundidade ou RGB-D (SHOTTON et al., 2011; GIRSHICK et al., 2011).

Algoritmos de aprendizado de máquina são métodos amplamente utilizados para rastrear o esqueleto humano por meio de imagens RGB-D, sendo empregados em tarefas de classificação por pixel. Pixels classificados em uma mesma categoria formam uma

parte comum do corpo e as juntas são estimadas por meio de *clusters* aplicados às partes corporais adjacentes (SHOTTON et al., 2011). Os dados de profundidade são utilizados no processo de *clusterização*. Outra técnica amplamente adotada para construir o modelo 3D do esqueleto humano a partir de imagens RGB-D se baseia em correspondência de vizinhos próximos. Essa metodologia utiliza nuvens de pontos de poses corporais conhecidas como modelo, identificando a pose não conhecida de um usuário por meio da translação e rotação dos modelos, a fim de encaixar as partes corporais no padrão conhecido (ZHU; DARIUSH; FUJIMURA, 2009; GREEST; WOETZEL; KOCH, 2006).

Abordagens promissoras e diversos métodos inovadores utilizam o *deep learning* para rastrear o esqueleto 3D a partir de imagens RGB tradicionais, tipicamente identificando as partes do corpo humano por meio de características visuais (i.e., gradiente de imagem, características identificadas no processo de aprendizado profundo) (CAO et al., 2018). Quando múltiplas imagens RGB de uma ou mais pessoas são adquiridas de diferentes perspectivas em uma configuração multi-câmera, técnicas tradicionais de visão stereo podem ser aplicadas para estimar o mapa de profundidade (BROOKS; CZAROWICZ, 2012). Em seguida, o modelo gráfico do esqueleto humano pode ser construído usando métodos baseados em dados de profundidade, como por exemplo a classificação por pixels, ou métodos de *deep learning*. Embora existam soluções comerciais que usam sistemas multi-câmeras sem marcadores com elevada precisão e taxa de quadros, processar o mapa de profundidade é geralmente demorado e suscetível a problemas, tais quais ruído e falhas na busca por correspondência (HAN et al., 2017). Para contornar esses problemas, foram desenvolvidos algoritmos capazes de construir o modelo do esqueleto humano diretamente de múltiplas imagens RGB sem o cálculo do mapa de profundidade (ELHAYEK et al., 2015; GALL et al., 2009).

O uso de múltiplas câmeras não traz vantagens somente para o processo de estimação do esqueleto humano. Essa configuração também é utilizada para minimizar problemas relacionados à oclusão e à área de trabalho do sistema (BÜNGER, 2013). Problemas de oclusão podem ocorrer devido ao próprio corpo do usuário ou até mesmo devido aos objetos e pessoas presentes na área de detecção. Além disso, o campo de visão da câmera pode ser pequeno para a aplicação desejada. Esses problemas podem ser solucionados ou minimizados por meio de uma configuração multi-câmeras.

Apesar das técnicas mais modernas de reconstrução 3D do esqueleto humano dispensarem o uso de informação de profundidade, este trabalho propõe a utilização de sensores RGB-D, utilizando abordagens inovadoras de *deep learning* para estimar a posição das principais juntas corporais (KAO et al., 2010). Devido aos motivos supracitados, optou-se pela utilização de uma configuração com múltiplas câmeras. Os dados do esqueleto são utilizados para viabilizar a interação entre um usuário e uma plataforma de jogos durante procedimentos de reabilitação do equilíbrio.

3 Métodos e Materiais

Este Capítulo apresenta o sistema desenvolvido, o qual é composto por uma rede de sensores RGB-D e uma plataforma multimodal de jogos interativos. As próximas sessões deste Capítulo descrevem os detalhes relacionados à rede de sensores, ao processo de rastreamento do esqueleto, à programação e concepção da plataforma de jogos e à interface de comunicação entre as tecnologias supracitadas. Além disso, também são descritos os métodos utilizados para calcular os parâmetros de avaliação do equilíbrio e o procedimento de validação experimental do sistema proposto.

3.1 Materiais e Arquitetura do Sistema

O sistema proposto é formado por dois dispositivos *Microsoft Kinect V2* conectados a uma rede local de computadores. Apesar do *Kinect V2* integrar diversos sensores, são utilizados apenas os dados provenientes das câmeras de profundidade (512 x 424 pixels) e RGB (1920 x 1080 pixels), as quais possuem uma taxa de quadros de 30 fps. A topologia geral do sistema é apresentada na Figura 2.

A arquitetura proposta é escalável e suporta a conexão de n-dispositivos. Como o *Kinect V2* utiliza o padrão USB 3.0 como interface de comunicação, a conexão de múltiplos sensores em um único computador só é possível mediante o uso de diferentes barramentos USB 3.0 e de uma placa de vídeo com capacidade de processamento adequada. Caso o computador não possua essas características, é necessário que os sensores sejam conectados a diferentes Unidades Centrais de Processamento (CPU, do inglês *Central Process Unit*) e

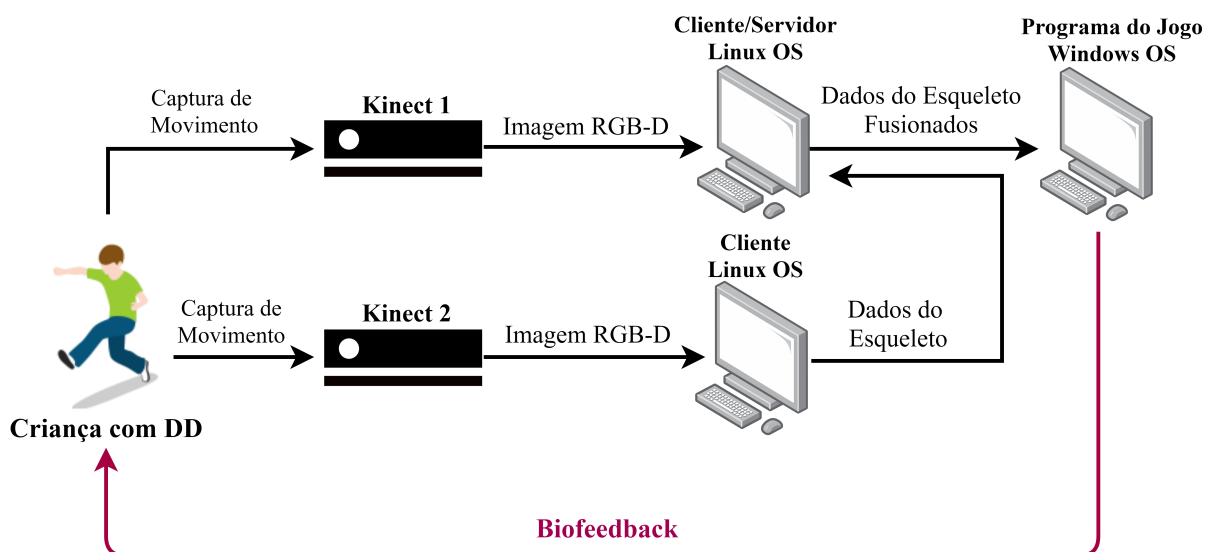


Figura 2 – Topologia do Sistema Proposto.

placas de vídeo.

Cada *Kinect V2* é conectado a um computador cliente, o qual é responsável por estimar os esqueletos dos usuários presentes na cena. Uma vez finalizado o processo de estimação, o cliente envia os dados dos esqueletos ao servidor, cuja função consiste em realizar a filtragem e fusão dessas informações e prover, como resultado, dados referentes a um esqueleto por usuário. Esses dados são enviados ao programa executável do jogo, o qual foi desenvolvido em um Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE, do inglês *Integrated Development Environment*) denominado *Game Engine*. O jogo, por sua vez, gera os estímulos visuais e auditivos e proporciona o *biofeedback*. Sua interface gráfica é exibida ao paciente por meio de um projetor e os sons são reproduzidos mediante um dispositivo auto-falante acoplado ao mesmo.

Um panorama geral sobre o funcionamento do sistema é apresentado na Figura 3. As principais etapas do processamento de dados são descritas nas próximas sessões deste capítulo: a seção 3.2 discute os detalhes relacionados à rede de sensores e ao procedimento de rastreamento do esqueleto; a seção 3.4 descreve os detalhes associados à programação e concepção dos jogos; a seção 3.3 apresenta a interface de comunicação entre os sistemas supracitados.

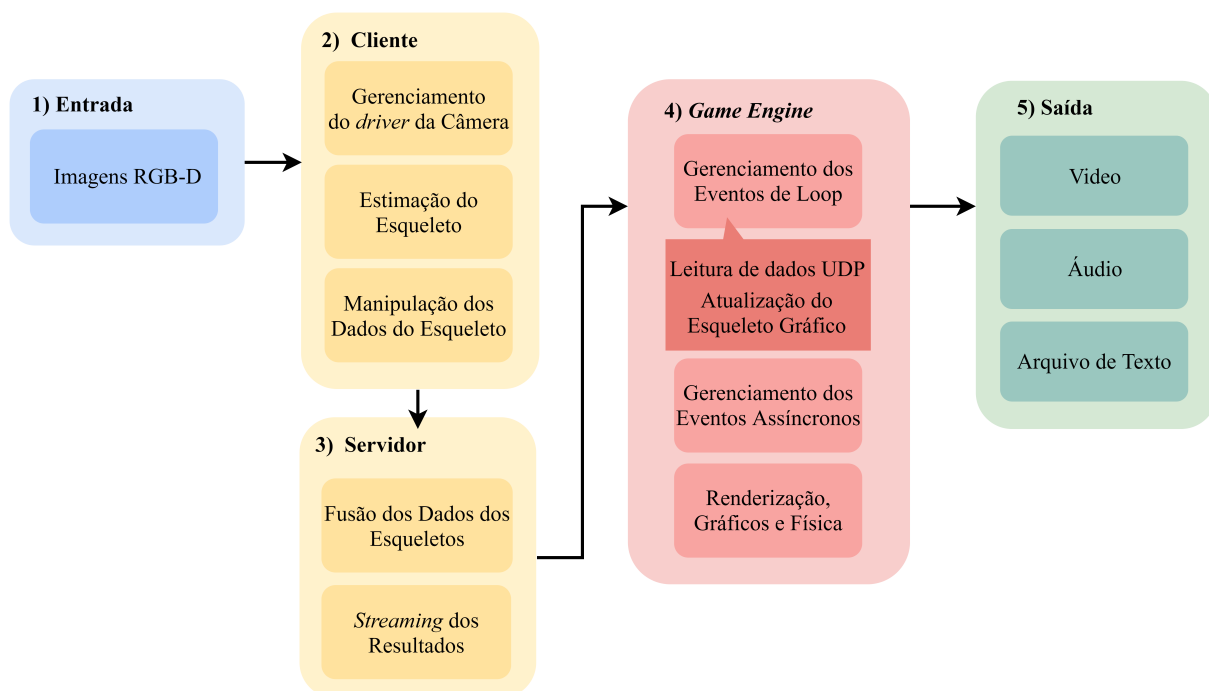


Figura 3 – Panorama geral sobre o funcionamento do sistema.

3.2 Sistema baseado em Imagem para Rastreamento do Esqueleto Humano

3.2.1 *OpenPTrack*

O *OpenPTrack* é uma Interface de Programação de Aplicação (API, do inglês *Application Programming Interface*) *open source* desenvolvida para rastrear o esqueleto humano por meio de múltiplos sensores RGB ou RGB-D (MUNARO et al., 2014). A API é compatível com diversos dispositivos, incluindo o *Kinect V2*. Seu funcionamento se baseia no *OpenPose* (CAO et al., 2018), o qual é um sistema inovador criado para estimar o esqueleto humano por meio de algoritmos de *deep learning*.

O *Software Development Kit* (SDK) do *Kinect* é uma ferramenta criada pela *Microsoft* para identificar e rastrear o esqueleto humano, sendo amplamente utilizada no desenvolvimento de aplicações do *Kinect V2*. Contudo, o SDK se tornou obsoleto após o surgimento de soluções sofisticadas baseadas em métodos de aprendizado de máquina (CLARK et al., 2019).

Diante o exposto, optou-se pela utilização da API *OpenPTrack* nesta pesquisa. Ambos os processos de calibração das câmeras e de rastreamento dos esqueletos foram realizados por meio de pacotes disponibilizados por essa API.

3.2.2 Robot Operating System

O *OpenPTrack* foi desenvolvido dentro do ambiente do Robot Operating System (QUIGLEY et al., 2009) (ROS), o qual consiste em um *framework open source* criado para simplificar o desenvolvimento de sistemas robóticos. Entre os serviços oferecidos por esse framework estão (Codd-Downey et al., 2014): gerenciamento dos *drivers* de dispositivos e demais componentes para a abstração do *hardware*; fornecimento de ferramentas de visualização e simulação; gerenciamento dos protocolos de comunicação em arquiteturas cliente-servidor; simplificação da troca de mensagens entre diferentes processos. Portanto, apesar do ROS ter sido desenvolvido para aplicações robóticas, ele é utilizado neste trabalho devido à sua vantagem de prover um *middleware* para o desenvolvimento da rede local apresentada na Figura 2.

3.2.3 Descrição do Fluxo de Dados

O ROS é responsável pelo gerenciamento do *driver* do *Kinect v2*. Uma vez que esse *software* for habilitado, os dados RGB-D estarão disponíveis para serem utilizados pelos algoritmos de rastreamento de esqueleto. A partir da matriz RGB, os clientes estimam a localização 2D em pixels das juntas corporais de cada usuário (CAO et al., 2018). Em seguida, por meio da matriz de profundidade e dos parâmetros intrínsecos e

extrínsecos obtidos no processo de calibração, os dados 2D dos esqueletos são manipulados e transformados em 3D, sendo representados em metros e relacionados ao Sistema de Coordenadas Global. Apesar do *OpenPTrack* ser capaz de prover esqueletos com até 25 pontos anatômicos por usuário (i.e., colotovelos, olhos, pés) (MUNARO et al., 2014), utilizou-se uma estrutura com 15 juntas corporais (Figura 4), uma vez que essa configuração é suficiente para a proposta desta pesquisa, já que fornece as informações dos segmentos corporais necessários no cálculo do CoG (ver seção 2.2).

Os clientes enviam os parâmetros espaço-temporais das 15 juntas corporais dos usuários ao servidor utilizando o *User Datagram Protocol* (UDP). Esse protocolo também é utilizado como interface de comunicação entre o servidor e o programa executável do jogo, sendo assim, todos os computadores utilizados no sistema proposto neste trabalho devem estar conectados a um mesmo *switch* ou roteador.

A filtragem e fusão dos esqueletos é feita por meio do Filtro de Kalman e do método de otimização combinatória Kuhn–Munkres, cujos algoritmos são disponibilizados pela API *OpenPTrack*. Os resultados do processo de filtragem e fusão são salvos em um arquivo de texto no formato *JavaScript Object Notation* (JSON). Vale destacar que o *Time Network Protocol* (NTP) é utilizado para sincronizar os relógios dos computadores clientes e servidor.

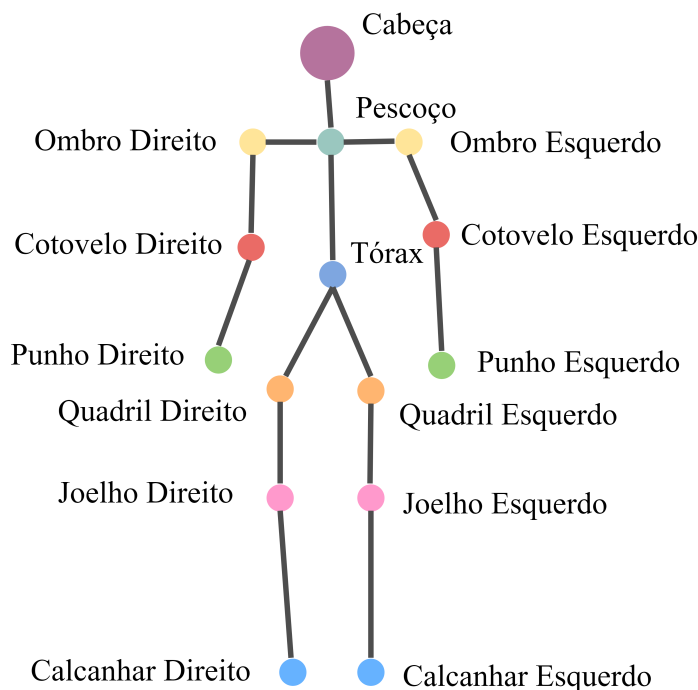


Figura 4 – Esqueleto com 15 juntas corporais disponibilizado pelo *OpenPTrack*.

3.3 Interface de comunicação entre o *OpenPTrack* e o Programa do Jogo

Além de ser responsável pela fusão e filtragem dos dados provenientes dos clientes, o servidor é encarregado de enviar os resultados desse processo ao programa executável do jogo via protocolo UDP, utilizando uma taxa de 30 Hz. É enviada uma *string* no formato JSON contendo as informações dos esqueletos dos usuários presentes na cena, conforme demonstrado no exemplo abaixo.

```
{
  "header":{
    "frame_id":"world"
    "stamp":{
      "sec":1543600015,
      "nsec":143185704
    },
  },
  "pose_tracks":[{
    "id":2,
    "joints":{
      "HEAD":{
        "x":2.14195,
        "y":0.122218,
        "z":0.26442,
        "confidence":1
      },
      "NECK":{
        "x":2.20957,
        "y":0.116313,
        "z":0.0636222,
        "confidence":1
      }
    }
  }
}]
}
```

Dado o exemplo apresentado, as informações contidas em *header* caracterizam o cabeçalho dos dados: *frame_id* é o nome do referencial de coordenadas adotado, o qual é determinado na etapa de calibração; *sec* são os segundos transcorridos desde a Era Unix (1 de Janeiro de 1970); *nsec* são os nanosegundos transcorridos desde a inicialização da comunicação UDP. A estrutura *pose_tracks* contém as informações dos esqueletos dos usuários identificados pelo *OpenPTrack*. Cada usuário é reconhecido por meio de

um número, o qual consta em *id*. As informações associadas às juntas corporais são armazenadas em *joints*. Cada junta é caracterizada pela sua posição tridimensional (x,y,z) e pela confiança com a qual foi estimada, sendo que o valor "1" corresponde à confiança máxima. No exemplo apresentado são demonstrados os dados correspondentes às juntas da cabeça (*HEAD*) e pescoço (*NECK*).

Dessa forma, o servidor realiza o *Multicast* via protocolo UDP de um dado do tipo *string* similar ao apresentado no exemplo anterior. O programa do jogo executa um *tread* responsável por verificar constantemente se foram recebidas novas informações por meio do protocolo UDP. De posse de um novo dado, o programa do jogo realiza a leitura do arquivo JSON e armazena suas informações na instância de uma classe denominada *Esqueleto*, atualizando as posições tridimensionais das juntas desejadas.

3.4 Plataforma Multimodal de Jogos Interativos para Treinamento do Equilíbrio

Esta seção descreve a concepção e o desenvolvimento de uma plataforma constituída por dois jogos denominados "De Volta para Toca!" e "O Apanhador", os quais foram desenvolvidos com o propósito de assistir ao treinamento do equilíbrio. Vale destacar que algumas desvantagens associadas ao uso de jogos no contexto clínico são: não geram dados para a avaliação do paciente; não possuem ajustes para pacientes com diferentes graus de comprometimento; não são adaptáveis às limitações do paciente (NOVELETTO et al., 2018). Sendo assim, as próximas sessões e sub-sessões deste Capítulo detalham como esses problemas foram contornados durante a concepção da ferramenta proposta.

A Figura 5 demonstra a interface inicial da plataforma, denominada Fisio Brincar, exibida imediatamente após a inicialização de seu programa. Além dos jogos, a plataforma contém uma interface onde o terapeuta pode registrar cada paciente especificando dados como nome, idade, sexo, data de início do tratamento, etc (Figura 6a). Após finalizar o cadastramento, o terapeuta pode selecionar um perfil e ler ou editar as informações referentes ao paciente do perfil selecionado. Além disso, ao iniciar uma sessão de terapia, o terapeuta deve selecionar o perfil do paciente correspondente, permitindo que a plataforma salve as pontuações alcançadas nos jogos (Figura 6b). A Figura 7 exhibe a interface que possibilita a escolha do jogo a ser inicializado, sendo possível notar que o nome do paciente que realiza a sessão terapêutica é exibido no canto inferior direito.

A plataforma apresentada neste trabalho foi desenvolvida utilizando o *software* Unity, que consiste em um *Game Engine* bem estabelecido. Em comparação aos demais *softwares* que visam simplificar o processo de desenvolvimento de jogos, o Unity possui as vantagens de prover diferentes linguagens e opções de programação e oferecer uma vasta documentação devido à ampla comunidade de desenvolvedores. A linguagem de

programação utilizada foi o c# (*C Sharp*).

As próximas subseções descrevem a forma adotada para organizar o ambiente de terapia, afim de torna-lo mais adequado para a utilização da ferramenta proposta, e detalham o funcionamento de cada jogo desenvolvido.



Figura 5 – Interface inicial da plataforma proposta.

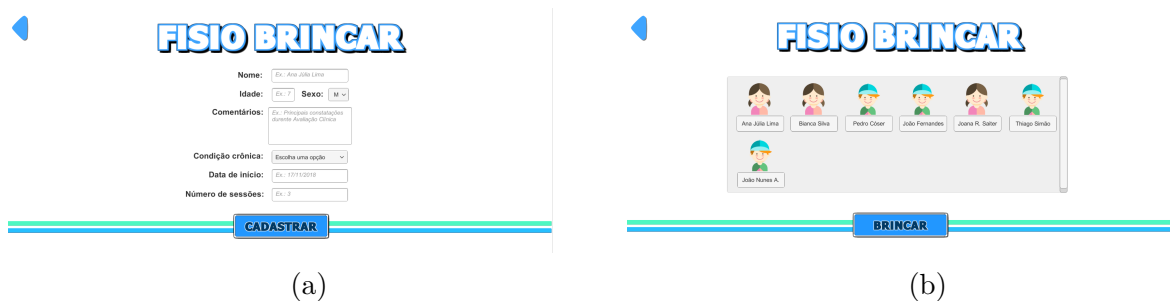


Figura 6 – Diferentes funcionalidades da plataforma proposta: (a) interface para cadastramento de um paciente e (b) interface para seleção de um perfil cadastrado (nomes fictícios foram utilizados com finalidade de exemplificar).

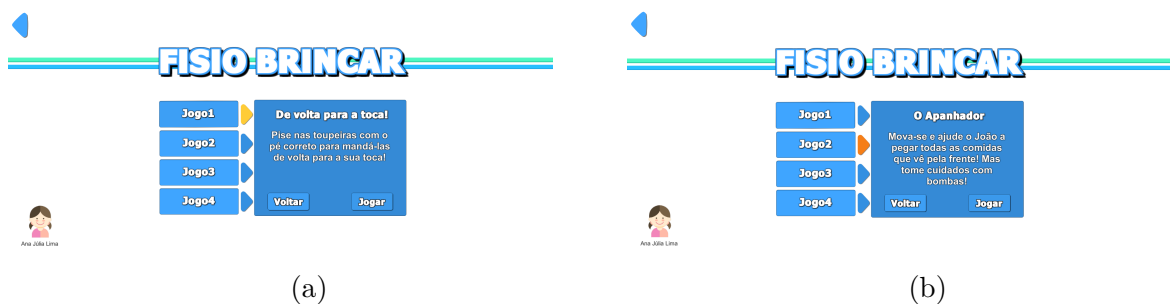


Figura 7 – Interface na qual o terapeuta escolhe o jogo a ser inicializado: (a) Jogo *De Volta para Toca!* (b) Jogo *O Apanhador*.

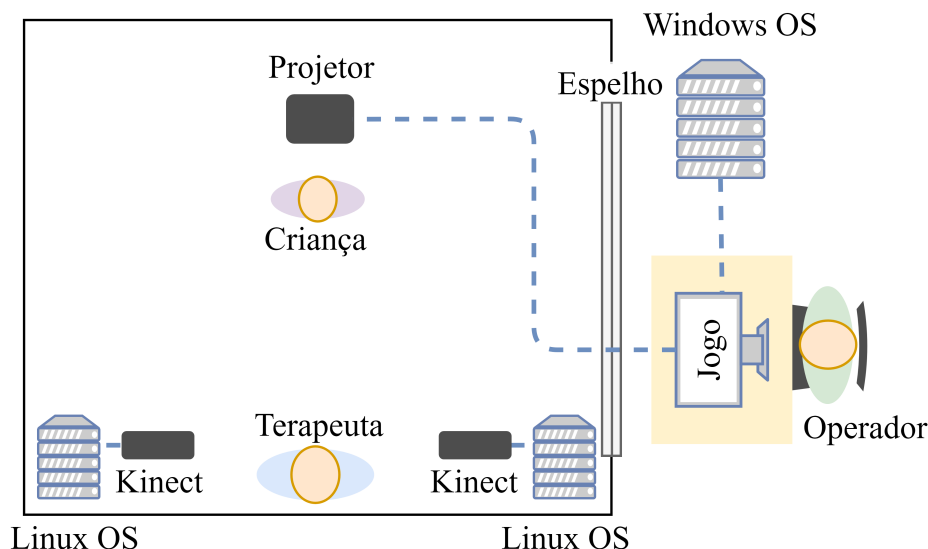


Figura 8 – Organização do ambiente de terapia.

3.4.1 Organização do Ambiente de Terapia

O time de terapeutas e engenheiros envolvidos nesta pesquisa propôs a organização de um cômodo equipado com um espelho unidirecional. Os jogos são exibidos mediante um projetor suspenso no teto do cômodo, cuja orientação pode ser modificada para apontar em direção ao chão ou à parede frontal. A criança com DD interage com o jogo via movimentos corporais, sendo identificada por meio do sistema descrito na seção 3.2. A representação do ambiente proposto é exibida da Figura 8.

Na configuração proposta, o terapeuta é responsável por assistir ao paciente, realizar sua avaliação clínica, dar instruções e intervir quando necessário. O operador controla a plataforma de jogos, sendo responsável por pausar e dar continuidade ao jogo conforme solicitado pelo terapeuta. Essa tarefa poderia ser realizada pelo próprio terapeuta, contudo, optou-se por deixar esse profissional completamente dedicado ao paciente.

3.4.2 De Volta para a Toca!

3.4.2.1 Descrição Geral

De Volta para a Toca! é um jogo interativo, no qual o projetor é orientado em direção ao chão. Na interface gráfica do jogo são exibidas seis tocas e uma toupeira que emerge de uma toca específica (Figura 9). Quando o usuário pisa na projeção da toupeira, ela retorna para sua toca e reaparece em uma nova posição. Caso não haja interação por parte do usuário, a toupeira permanece em uma mesma toca por um determinado intervalo de tempo, mudando de localização quando esse tempo é transcorrido.

A dificuldade do jogo é codificada por meio de três parâmetros: (1) o pé utilizado pelo usuário para pisar na projeção das toupeiras, o qual pode ser definido como direito,

Figura 9 – Jogo *De Volta para a Toca!*.Figura 10 – Interface para seleção dos parâmetros referentes ao jogo *De Volta para a Toca!*.

esquerdo ou ambos; (2) o número de toupeiras que aparecem simultaneamente; (3) o tempo de aparição da toupeira até que ela retorne para a toca e ressurgja em uma nova posição. Todos esses parâmetros podem ser definidos pelo fisioterapeuta por meio da interface exibida na Figura 10. Além disso, também é possível determinar quantos níveis consecutivos serão jogados durante a sessão de terapia, e alterar os parâmetros referentes a cada nível. Dessa forma, o fisioterapeuta pode aumentar a dificuldades dos níveis com base no seu discernimento e avaliação sobre o paciente. Cada nível do jogo dura 60 segundos.

3.4.2.2 Contribuição para o Treinamento do Equilíbrio

O jogo exige que o paciente realize exercícios de deslocamento latero lateral e antero posterior, afim de atingir os alvos (toupeiras). Dessa forma, ao interagir com o jogo, o paciente exerce reajustes posturais constantes para garantir a manutenção de seu equilíbrio corporal.

Além disso, a posição dos pés do paciente é exibida em tempo real (canto superior esquerdo da Figura 9), auxiliando o mesmo a se orientar espacialmente e a adquirir possíveis

melhorias em seu sentido proprioceptivo, conforme especificado pela técnica de Terapia do Espelho (MEDEIROS, 2014).

3.4.2.3 Desenvolvimento

Os eventos síncronos (eventos *Loop*) e assíncronos que caracterizam o funcionamento do jogo são apresentados na Figura 11. Os processos síncronos são listados e detalhadas a seguir.

- Leitura de dados: *tread* responsável por verificar se foram recebidos novos dados referentes ao esqueleto do usuário por meio do protocolo UDP. Em caso afirmativo, é atualizada a variável que contém a posição tridimensional dos pés.
- Atualização da Interface Gráfica do Usuário (GUI, do inglês *Graphical User Interface*) que exibe a posição dos pés (canto superior esquerdo da Figura 9) em tempo real.
- Verificação da posição dos pés: verifica-se se os pés do usuário (direito, esquerdo ou ambos) estão sobre a projeção de uma toupeira.
- Aparição da toupeira: No início do jogo ou imediatamente após uma toupeira retornar à sua toca, é executado um método responsável por exibir uma toupeira em uma toca desocupada escolhida de forma aleatória.
- Decréscimo do tempo de vida: as toupeiras exibidas no jogo são instâncias da classe *Toupeira* que possui um atributo denominado *tempo_de_vida*, o qual consiste em um contador decrescente que determina quanto tempo a toupeira permanecerá fora da toca. Esse atributo é inicializado no instante em que a toupeira aparece, sendo decrementado à medida que o tempo transcorre. O tempo de aparição da toupeira é um parâmetro determinado pelo terapeuta conforme descrito na seção 3.4.2.1.

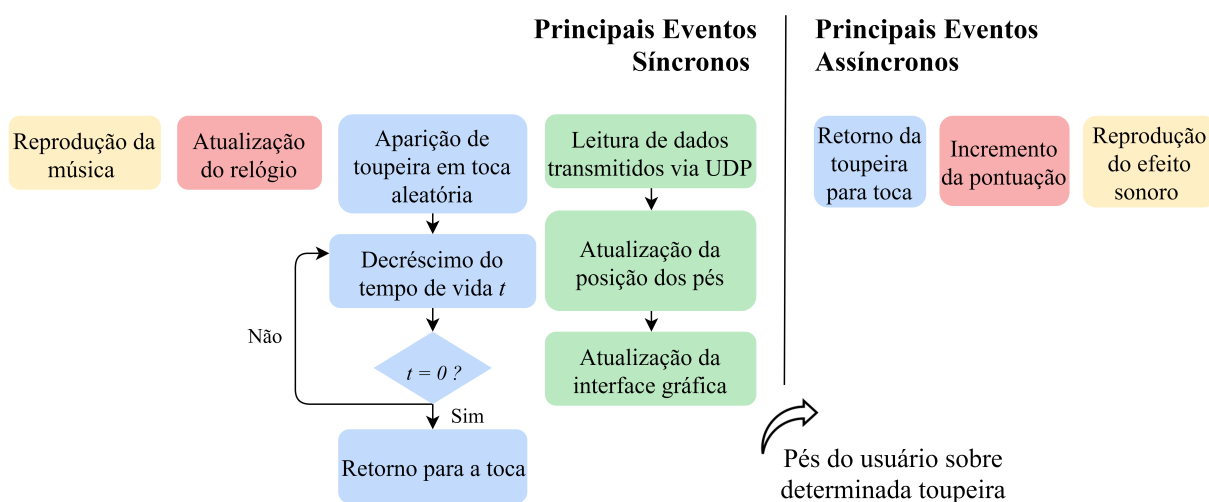


Figura 11 – Funcionamento geral do jogo *De Volta para a Toca!*.

- Retorno para a toca: Quando o contador *tempo_de_vida* atinge o valor zero, a toupeira retorna para a toca.
- Reprodução do arquivo de áudio correspondente à música do jogo.
- Atualização do relógio: decremento dos segundos (canto inferior esquerdo na Figura 9) que informam o tempo restante para o fim do nível.

Caso seja detectado que o pé do usuário está sobre uma toupeira, os seguintes eventos assíncronos serão desencadeados:

- Decremento da saúde da toupeira: a classe *Toupeira* possui um atributo denominado *saude*, o qual é igualado a "0" caso o sistema detecte que o usuário está com o pé sobre ela. Caso contrário, o valor do atributo permanece igual a "1".
- Retorno para a toca: imediatamente após o atributo *saude* se igualar a zero, a toupeira retorna para a sua toca.
- Incremento da pontuação total: cada toupeira atingida resulta em um incremento de 10 pontos.
- Reprodução do arquivo de áudio correspondente ao efeito sonoro de toupeira atingida.

3.4.2.4 Calibração

A calibração é realizada com o objetivo de identificar a posição do ponto central de cada toupeira (ponto abaixo da cabeça) em relação ao Sistema de Coordenadas Global (Figura 12). Essa etapa pode ser realizada de duas maneiras. Uma delas consiste na adição manual (via digitação) das posições (x,y,z) em metros associadas às seis toupeiras, sendo preenchidos os campos presentes na interface exibida na Figura 13a ($z = 0$ uma vez que as toupeiras estão situadas no chão). Esses valores são obtidos com o auxílio de um instrumento de medida e caracterizam a distancia entre o ponto central da projeção da toupeira e a origem do Sistema de Coordenadas Global, o qual é demarcado no ambiente durante a etapa de calibração das câmeras.

O segundo procedimento de calibração é considerado mais confiável, pois não está sujeito aos possíveis erros de medição do procedimento citado anteriormente. Contudo, ele exige a participação simultânea do fisioterapeuta e do operador, ocorrendo da seguinte forma: (1) o fisioterapeuta posiciona o pé direito sobre a projeção de uma toupeira; (2) em seguida, o operador clica no botão (Figura 13b) referente à toupeira correspondente. Durante o clique do botão, o programa do jogo iguala a posição central da toupeira à posição do pé direito do terapeuta. Esse procedimento é repetido para cada toupeira.

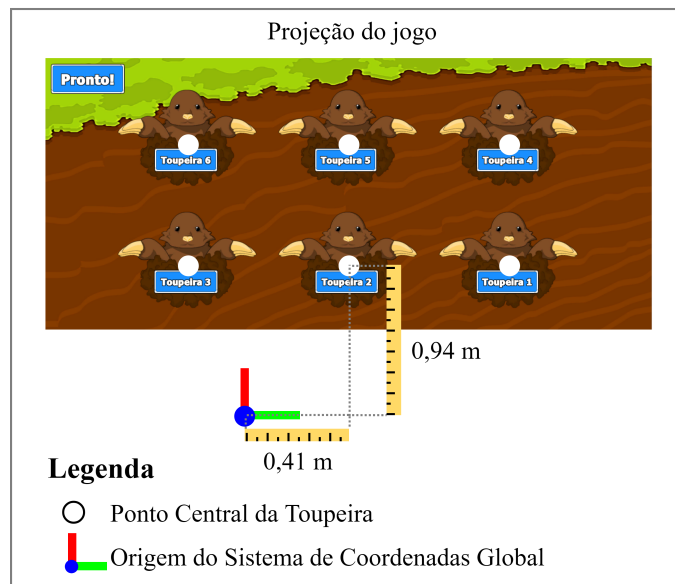


Figura 12 – Demonstração do ponto central da projeção da toupeira e exemplificação da medição da distância entre esse ponto e a origem do Sistema de Coordenadas Global.

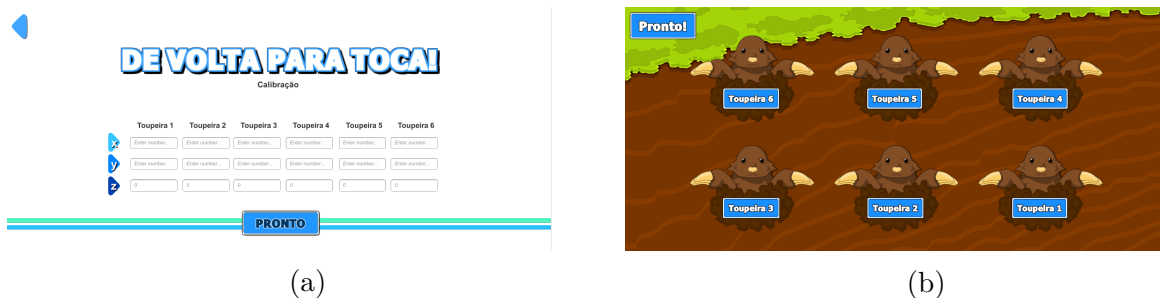


Figura 13 – Interfaces de calibração do jogo *De Volta para a Toca!*: (a) Posições digitadas manualmente e (b) Posições obtidas mediante procedimento com participação do terapeuta e do operador.

Em ambos os processos de calibração, o resultado final é salvo em um vetor tridimensional V , sendo que $V[0]$ corresponde à posição (x,y,z) da Toupeira 1, $V[1]$ corresponde à posição da Toupeira 2, e assim sucessivamente. Durante o jogo, a área correspondente à uma determinada toca l é definida por meio de um círculo com o raio de 15 cm centrado na posição $V[l]$. Caso o pé do usuário esteja posicionado na fronteira ou no interior de um círculo, considera-se que ele está pisando na toupeira associada ao mesmo. O comprimento do raio foi determinado de forma empírica, medindo-se a largura e o comprimento da projeção das toupeiras no chão, as quais possuem aproximadamente 30 cm em ambas as dimensões. As tocas são dispostas de tal forma que não há sobreposição dos círculos associados à duas tocas distintas.

Vale ressaltar que, uma vez que os jogos forem calibrados, só haverá a necessidade de realizar um novo procedimento de calibração caso a posição da origem do Sistema de

Coordenadas Global seja modificada ou a posição do projetor seja alterada.

3.4.3 O Apanhador

3.4.3.1 Descrição Geral

Em *O Apanhador*, o personagem do jogo é responsável por apanhar as frutas, doces e outros tipos de comida que caem randomicamente do topo da tela (Figura 14). Dessa forma, o usuário precisa se mover para a direita ou para a esquerda a fim de controlar o personagem e apanhar o maior número de comidas possível. Além das comidas, bombas podem aparecer aleatoriamente e, caso sejam apanhadas, causar a perda de uma vida do personagem, o qual possui o total de três vidas. Nesse jogo, a orientação do projetor pode ser direcionada para o chão ou para a parede frontal.

A dificuldade do jogo é codificada por meio de três parâmetros: (1) a quantidade de bombas que aparecerão entre as comidas; (2) a quantidade de comidas; (3) a velocidade com que esses itens caem do topo da tela. Todos esses parâmetros podem ser definidos pelo fisioterapeuta por meio da interface exibida na Figura 15. Além disso, também é possível determinar quantos níveis consecutivos serão jogados durante a sessão de terapia e alterar os parâmetros referentes a cada nível. Vale destacar também que esse jogo possui duas formas de identificar a movimentação do paciente, sendo elas: movimentos no plano anatômico sagital e no plano anatômico coronal. Caso o plano coronal seja selecionado, o usuário deve controlar o personagem por meio de movimentos no eixo latero lateral, se movendo para a direita ou para a esquerda; caso o plano sagital seja escolhido, o usuário deve se movimentar para frente ou para trás, a fim de controlar o personagem.

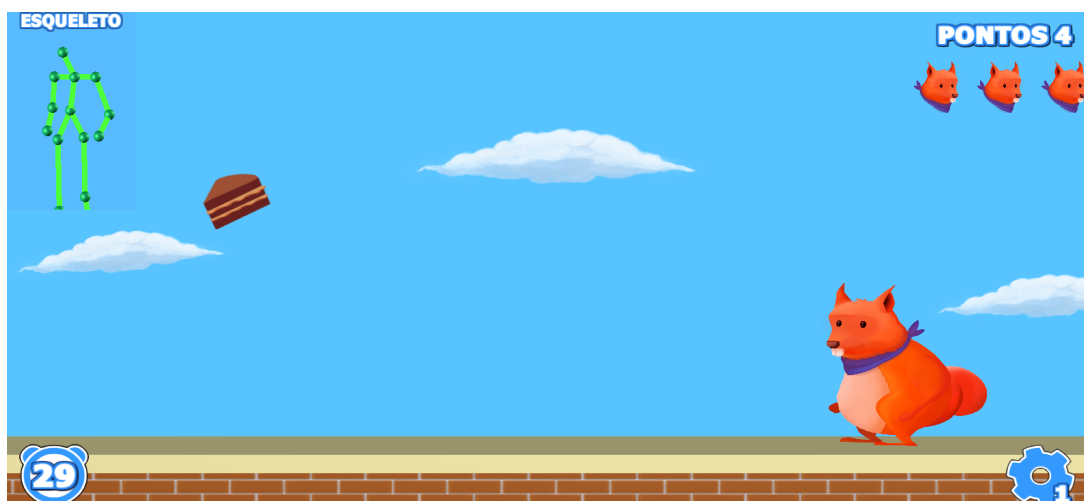


Figura 14 – Jogo *O Apanhador*.

3.4.3.2 Contribuição para o Treinamento do Equilíbrio

Em *O Apanhador*, o usuário controla o personagem do jogo com seu próprio corpo. Contudo, a razão entre a distância caminhada pelo usuário e a distância caminhada pelo personagem pode ser ajustada. Durante a etapa de calibração, é possível configurar o jogo de tal forma que o usuário necessite dar vários passos para mover o personagem de uma extremidade da tela à outra (vale destacar que todo o percurso do usuário deve ser monitorado pelas câmeras do sistema). Por outro lado, também é possível configurar o jogo de tal forma que o usuário consiga controlar o personagem com movimentos de inclinação de tronco, deslocando seu centro de massa ao permanecer com os pés parados. Dessa forma, o terapeuta pode adaptar o jogo para pacientes com diferentes níveis de comprometimento da função motora. Sugerimos que, em casos de comprometimento mais severo, o terapeuta configure a plataforma para atividades de inclinação de tronco e posicione um andador ou alguma outra estrutura à frente do paciente para apoio.

Dessa forma, o jogo contempla exercícios de deslocamento latero latero e antero posterior, abrangendo as atividades de caminhada; flexão e extensão de tronco; e desvio/flexão lateral à esquerda e direita do tronco.

Além disso, o esqueleto do usuário é exibido em tempo real (canto superior esquerdo da Figura 14), auxiliando o mesmo a se orientar espacialmente e a adquirir possíveis melhorias em seu sentido proprioceptivo, conforme especificado pela Terapia do Espelho (MEDEIROS, 2014).

3.4.3.3 Desenvolvimento

Os principais eventos síncronos e assíncronos que caracterizam o funcionamento do jogo *O Apanhador* são apresentados na Figura 16. A seguir são detalhados os processos síncronos que ocorrem durante a execução do jogo.

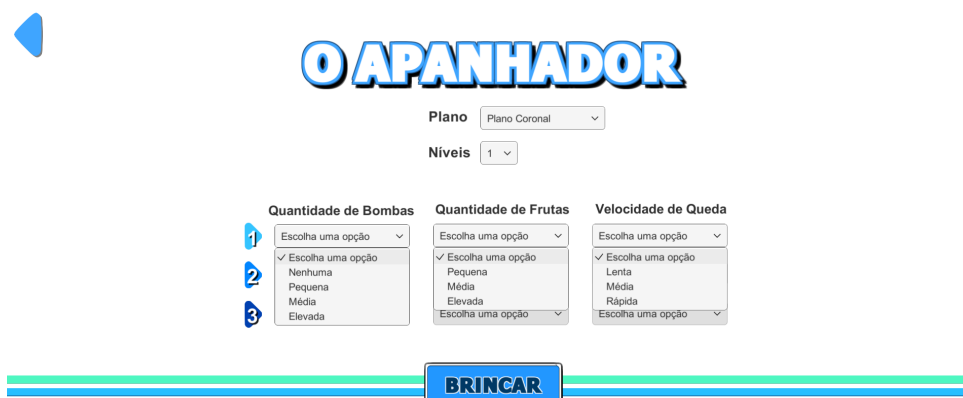


Figura 15 – Interface para seleção dos parâmetros referentes ao jogo *O Apanhador*.

- Leitura de dados: *tread* responsável por verificar se foram recebidas informações referentes ao esqueleto do usuário por meio do protocolo UDP.
- Atualização do esqueleto do usuário exibido na GUI (canto superior esquerdo da Figura 14) em tempo real.
- Atualização da posição 3D dos ombros e transformação para posição 2D em pixels: o ponto médio entre os ombros é utilizado como referência para identificar o movimento translacional do usuário. A posição do usuário em relação ao Sistema de Coordenadas Global é multiplicada por uma matriz de transformação (descrita na seção 3.4.3.4), resultando na posição 2D correspondente em pixels.
- Deslocamento do personagem: o personagem se move até o ponto em pixels calculado no item anterior.
- Criação de uma instância de um item: O item (comida ou bomba) é sorteado de forma aleatória, sendo que a probabilidade da bomba ser selecionada é determinada pelo parâmetro "Quantidade de bombas" exibido na interface da Figura 15. Outro parâmetro configurado nessa interface é "Velocidade de Queda", que determina o quão rápido os itens irão cair do topo até o fim da tela.
- Decréscimo do tempo de espera: Após um novo item ser instanciado, o programa do jogo aguarda um tempo até a criação da próxima instância. Esse tempo é determinado

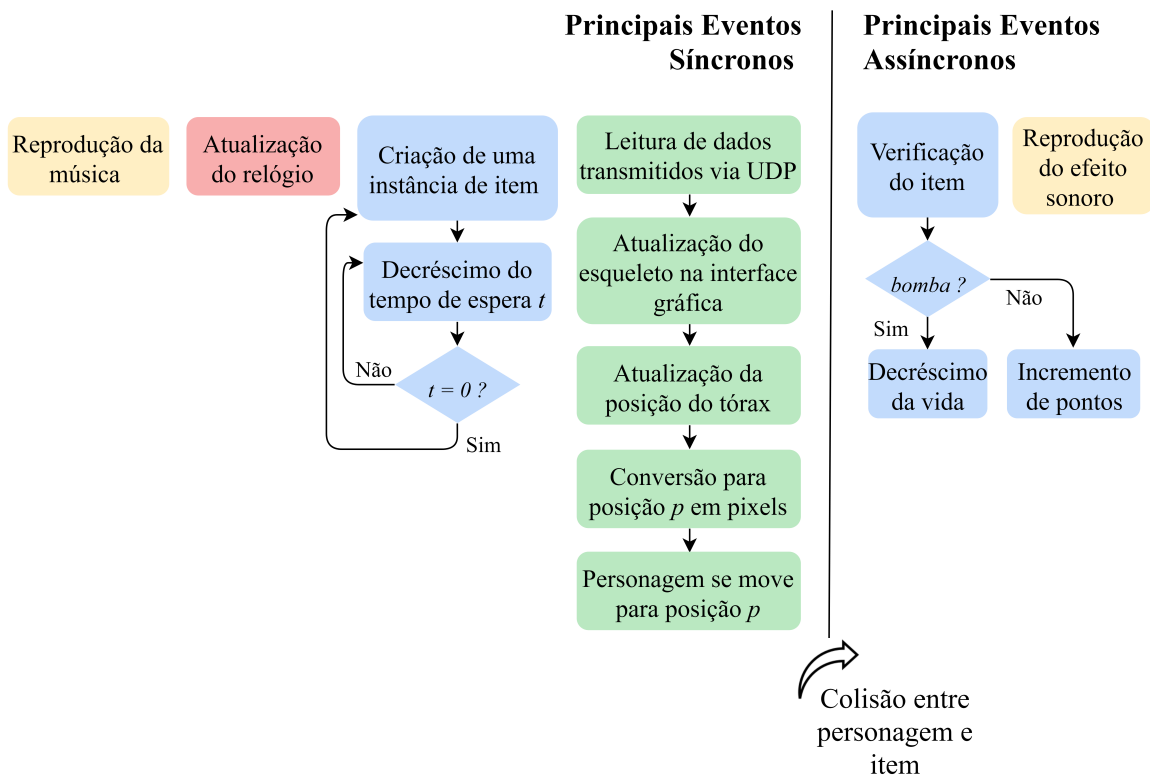


Figura 16 – Eventos síncronos e assíncronos do jogo *O Apanhador*.

durante a configuração do parâmetro "Quantidade de Frutas" na interface exibida na Figura 15.

- Reprodução do arquivo de áudio correspondente à música do jogo.
- Atualização do relógio: decremento dos segundos (canto inferior esquerdo na Figura 14) que informam o tempo restante para o fim do nível.

Quando há uma colisão entre um item e o personagem, os eventos assíncronos listados abaixo ocorrem.

- Verificação do item colidido: caso o item seja uma bomba, o personagem perderá uma vida; caso contrário, haverá o incremento da pontuação.
- Reprodução do arquivo de áudio correspondente ao efeito sonoro de item apanhado.

3.4.3.4 Calibração

O processo de calibração possibilita a conversão da posição espacial do usuário em relação ao Sistema de Coordenadas Global para uma posição 2D em relação ao sistema de coordenadas da tela. Como o jogo é capaz de trabalhar movimentos nos eixos sagital e coronal, quatro limites físicos são delimitados no ambiente de terapia: extrema direita e extrema esquerda referentes ao plano coronal; extremidades norte e sul referentes ao plano sagital. Esses limites delimitam o espaço físico disponível para o usuário se movimentar e controlar o personagem do jogo coerentemente. A partir do momento em que o usuário ultrapassa algum limite, o personagem permanece parado em alguma extremidade da tela. Quando o jogo é configurado para o eixo sagital, movimentos na direção norte deslocam o personagem para a direita e movimentos na direção sul o deslocam para a esquerda.

Assim como no caso do jogo *De Volta para a Toca!*, a calibração pode ser realizada de forma manual, digitando os valores referentes a cada limite, os quais são medidos em relação à origem do Sistema de Coordenadas Global. Contudo, há um outro processo mais confiável realizado com a participação simultânea do terapeuta e do operador: o terapeuta se posiciona no local correspondente ao limite desejado e, em seguida, o operador clica no botão referente a tal limite. No momento em que o operador clica no botão, a posição (x,y,z) do ponto médio dos ombros do terapeuta é salva no sistema e associada ao limite correspondente. As interfaces de ambos os processos de calibração são exibidas na Figura 17.

Seja (x_{ur}, y_{ur}, z_{ur}) as coordenadas do limite da extrema direita e (x_{ul}, y_{ul}, z_{ul}) as coordenadas do limite da extrema esquerda, a posição do personagem em relação ao sistema

de coordenadas da tela (x_s, y_s) para movimentos em torno do eixo coronal é calculada conforme as equação

$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{(x_{sr}-x_{sl})}{(x_{ur}-x_{ul})} & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_u \\ y_u \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{sl} \\ y_c \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

onde (x_u, y_u, z_u) corresponde às coordenadas do usuário em relação ao Sistema de Coordenadas Global; x_{sr} corresponde à coordenada x em pixels do ponto localizado na extrema direita da tela; x_{sl} corresponde ao valor da coordenada x em pixels do ponto localizado na extrema esquerda da tela; y_c corresponde a uma constante em pixels que determina a posição do ponto central do personagem em relação eixo y da tela (como o personagem se movimenta somente ao longo do eixo x , y_c é definido por uma constante).

Por outro lado, quando o terapeuta tem como objetivo reabilitar movimentos em torno do eixo sagital, a posição do personagem é calculada segundo a equação

$$\begin{bmatrix} x_s \\ y_s \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & \frac{(x_{sr}-x_{sl})}{(y_{un}-y_{us})} \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_u \\ y_u \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} x_{sl} \\ y_c \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

onde (x_{un}, y_{un}, z_{un}) são as coordenadas referentes ao limite da extremidade norte e (x_{us}, y_{us}, z_{us}) são as coordenadas referentes ao limite da extremidade sul.

Vale destacar que somente os movimentos translacionais são levados em conta, não havendo a consideração dos movimentos angulares. Contudo, são propostas atividades de flexão e extensão de tronco e desvio/flexão lateral à esquerda e à direita do tronco, uma vez que o sistema do *OpenPTrack* fornece informações do esqueleto com precisão elevada, sendo possível detectar até variações translacionais pequenas. Por exemplo, no caso da atividade de flexão lateral, é possível utilizar a diferença translacional do ponto médio dos ombros durante as atividades de flexão lateral à esquerda e à direita para controlar o personagem de forma satisfatória. Dessa forma, o terapeuta pode calibrar o sistema para pacientes com diferentes níveis de comprometimento das funções motoras.

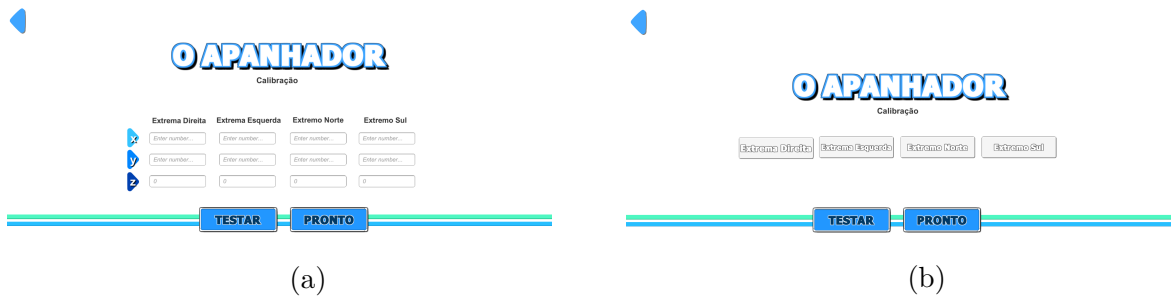


Figura 17 – Interfaces de calibração do jogo *O Apanhador*: (a) Posições digitadas manualmente e (b) Posições obtidas mediante procedimento com participação do terapeuta e do operador.

3.5 Análise de Dados

Após a filtragem e fusão dos dados, o servidor salva as informações dos esqueletos dos usuários em um arquivo de texto no formato JSON. Posteriormente, os dados salvos são processados no *software MATLAB* e os índices para avaliação do equilíbrio são calculados conforme descrito a seguir.

3.5.1 Centro de Gravidade

A posição do CoG do corpo humano, o qual é adotado como índice para avaliação do equilíbrio, é calculada como (HASAN; ROBIN; SHIAVI, 1992):

$$CoG(t) = \frac{\sum_k^N m_k \times CoM_k(t)}{\sum_k^N m_k} \quad (3.3)$$

onde N é o número de segmentos corporais, m_k é a massa do k -ésimo segmento corporal e $CoM_k(t)$ é o vetor posição do centro de massa (CoM, do inglês *Center of Mass*) desse segmento. O esqueleto humano pode ser dividido em 9 segmentos principais (LEVA, 1996): tronco; braço esquerdo; braço direito; antebraço e mão esquerda; antebraço e mão direita; coxa esquerda; coxa direita; canela e pé esquerdo; canela e pé direito. Contudo, os segmentos das mãos e dos pés geralmente são desconsiderados por possuírem um valor percentual de massa pequeno em relação aos demais membros.

O *OpenPTrack* provê a posição tridimensional das principais juntas do corpo humano. Essas informações podem ser utilizadas para calcular o CoM dos segmentos corporais, uma vez que cada segmento é delimitado por duas juntas. A Figura 18 apresenta a relação entre os principais segmentos e as juntas proximal e distal que o delimitam. Além disso, é apresentado o percentual de massa referente ao segmento e a distância entre o seu CoM e a junta proximal que o demarca.

Dessa forma, os CoMs dos segmentos do corpo são calculados conforme a seguinte equação:

$$CoM_k(t) = jp_k(t) + (jd_k(t) - jp_k(t)) \times d_k \quad (3.4)$$

onde k é o segmento monitorado, $jp_k(t)$ é o vetor posição da junta proximal associada a esse segmento, jd_k é o vetor posição da junta distal e d_k corresponde à distância entre o CoM do segmento e a junta proximal.

Por fim, a posição do CoG do corpo humano pode ser calculado por meio da equação 3.3, utilizando os valores percentuais de massa descritos na Figura 18.

3.5.2 Energia Cinética

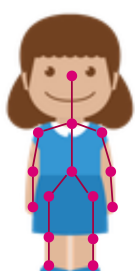
Conforme descrito na seção 2.2, o índice utilizado neste trabalho para quantificar a estabilidade corporal é expresso em termos da energia cinética (soma das energias translacional e angular), como é demonstrado na Equação 3.5 (IOANNIDI et al., 2017):

$$E(t) = \sum_k^N \left(\frac{1}{2} m_k v_k^2(t) + \frac{1}{2} I_k w_k^2(t) \right) \quad (3.5)$$

onde k é o identificador do segmento corporal, m_k corresponde à massa do segmento k , $v_k(t)$ é a velocidade translacional do seu CoM, I_k é a sua inércia e $w_k(t)$ é a velocidade angular do seu CoM. Como o *OpenPTrack* não provê a orientação 3D das juntas corporais, somente a energia translacional de cada segmento foi calculada. As massas de cada segmento do corpo foram calculadas conforme apresentado na Figura 18.

3.6 Validação Experimental

Testes foram realizados com crianças de desenvolvimento típico a fim de verificar se (1) o sistema de imagens seria capaz de identificar coerentemente o esqueleto de crianças de diferentes estaturas e se (2) esse sistema forneceria informações precisas o suficiente para viabilizar o funcionamento dos jogos, uma vez que crianças são mais energéticas e realizarem movimentos mais rápidos do que indivíduos adultos. Além disso, os testes também tiveram como objetivo analisar a reação das crianças perante os jogos, buscando verificar se elas seriam capazes de compreender seu funcionamento e mostrar interesse em brincar com a ferramenta proposta.



Segmento do corpo	Ponto Proximal	Ponto Distal	Massa do Corpo Percentual	Distância do CoM do Ponto Proximal
Canela	Joelho	Tonozelo	0.044	0.433
Coxa	Quadril	Joelho	0.115	0.433
Mão e Antebraço	Cotovelo	Pulso	0.025	0.682
Braço	Ombro	Cotovelo	0.031	0.436
Tronco	Ponto Médio dos Quadris	Ponto Médio dos Ombros	0.532	0.54

Figura 18 – Parâmetros utilizados para estimar o centro de massa dos principais segmentos do corpo humano.

3.6.1 Participantes

Testes para validar a ferramenta desenvolvida foram aplicados a um grupo de 9 crianças com desenvolvimento típico sob autorização do comitê de ética número CAAE: 64797816.7.0000.5542. Esse grupo consiste de 6 meninas e 3 meninos com idades entre 3 e 7 anos (4.56 ± 1.51) e massa corporal média de 19.22 ± 4.18 kg, conforme apresentado na Tabela 1. Vale destacar que os participantes foram acompanhados por um fisioterapeuta durante todo o experimento e seus responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE).

Tabela 1 – Participantes dos testes de validação experimental.

Participantes	Sexo	Idade	Massa Corporal (<i>kg</i>)
M_1	Feminino	7	24
M_2	Feminino	6	23
M_3	Feminino	6	22
M_4	Masculino	5	20
M_5	Masculino	4	19
M_6	Masculino	4	19
M_7	Feminino	3	21
M_8	Feminino	3	13
M_9	Feminino	3	12

3.6.2 Procedimentos

Ambos os jogos foram configurados para possuir 3 níveis de dificuldade. Contudo, os participantes foram deixados à vontade para parar de brincar no momento em que se sentissem cansados. O nível de dificuldade foi aumentado de forma gradual, conforme apresentado na Tabela 2.

Tabela 2 – Configuração dos parâmetros que determinam os níveis de dificuldade dos jogos.

Jogo	Parâmetros	Nível 1	Nível 2	Nível 3
<i>De Volta para a Toca!</i>	Membro Inferior	Ambos	Ambos	Ambos
	Número de Toupeiras	1	2	3
	Tempo de Aparição	7,5	4,5	3
<i>O Apanhador</i>	Quantidade de Bombas	Nunhuma	Pouca	Média
	Quantidade de Comidas	Pequena	Média	Elevada
	Velocidade de Queda	Lenta	Média	Rápida
	Plano Anatômico	Coronal	Coronal	Coronal

Apesar do jogo *O Apanhador* possuir duas configurações de "Plano Anatômico", optou-se pela utilização exclusiva do Plano Coronal, uma vez que essa modalidade é mais intuitiva (movimentos corporais para a direita geram descolamento do personagem para a direita e, analogamente, movimentos para a esquerda deslocam o personagem para a esquerda) e a população considerada possui três crianças com 3 anos de idade. Dessa forma, a fim de facilitar o entendimento do jogo e garantir que todos os participantes fossem capazes de realizar os testes experimentais, o Plano Sagital não foi analisado neste trabalho. Os limites referentes ao Plano Coronal foram configurados de tal forma que se obteve a maior área de trabalho possível: primeiramente foi identificado o espaço no qual o usuário era reconhecido pelas câmeras e, em seguida, os limites foram demarcados na extrema direita e extrema esquerda dessa região.

4 Resultados e Discussões

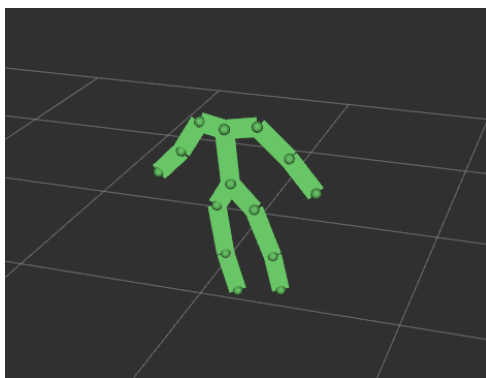
Este Capítulo discute os resultados obtidos após a aplicação da ferramenta desenvolvida a um grupo de participantes com idades entre 3 e 7 anos ($n = 9$) e desenvolvimento típico. Também é apresentada a configuração do espaço físico utilizado para a realização dos experimentos.

4.1 Características do Sistema baseado em Imagens

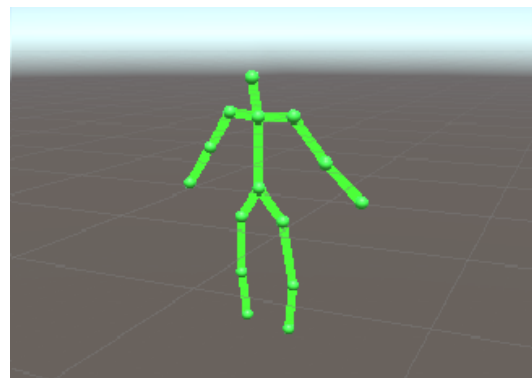
O sistema baseado em imagens apresenta uma taxa de quadros de 30 *fps* e é capaz de identificar até seis usuários por cena. O *OpenPTrack* foi configurado para prover a posição de 15 juntas do corpo humano. A Figura 19a exibe o esqueleto fornecido pelo *OpenPTrack* no RVIZ (ferramenta de visualização do ROS). Já a Figura 19b demonstra os dados referentes ao mesmo esqueleto no Unity, sendo utilizada a interface de comunicação apresentada na seção 3.3.

4.2 Organização do Espaço de Terapia

Os dois sensores *Kinect V2* foram dispostos no ambiente conforme apresentado na Figura 20, sendo espaçados por uma distância de 2,5 *m* e sutilmente rotacionados a fim de apontar para o centro do cômodo. Uma câmera *Webcam* foi utilizada para gravar os experimentos. Demarcou-se um retângulo no chão, a fim de delimitar a área na qual as câmeras identificam todas as 15 juntas de um usuário com estatura de 1,60 *m*. Dessa forma, os participantes foram solicitados para permanecer dentro do retângulo demarcado com o intuito de garantir que o sistema seja capaz de identificar todo o seu esqueleto.



(a)



(b)

Figura 19 – Esqueleto com 15 juntas estimado por meio do *OpenPTrack*: (a) RVIZ e (b) Unity.

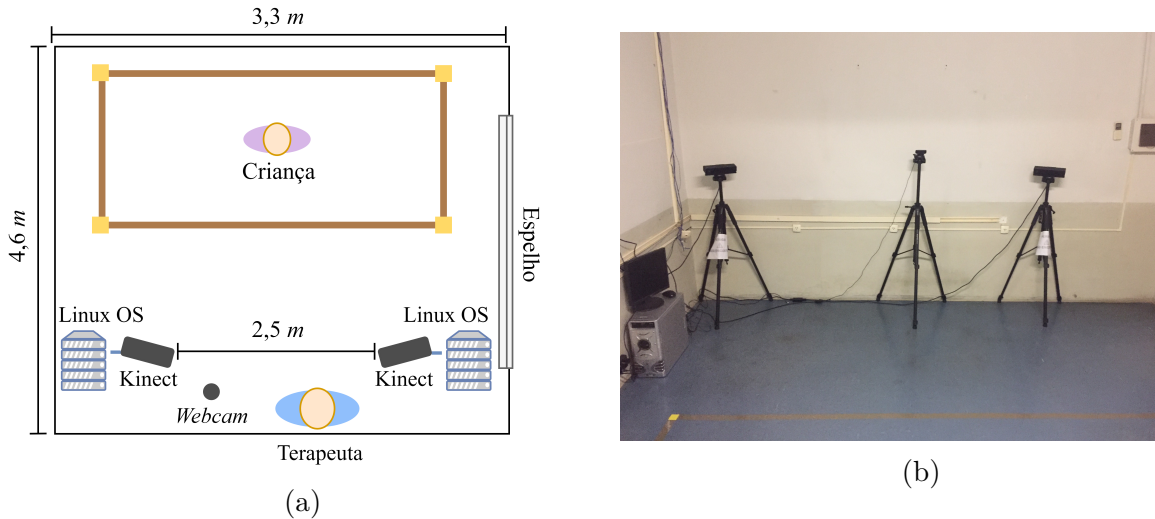


Figura 20 – Organização do espaço de terapia para a realização dos testes experimentais: (a) esquemático e (b) real.

4.3 Validação experimental

Embora o *OpenPTrack* seja capaz de identificar até 6 usuários, os jogos foram desenvolvidos para um único jogador. Dessa forma, durante a condução dos experimentos, solicitou-se que o terapeuta permanecesse fora do campo de visão das câmeras, a fim de evitar possíveis interferências indesejadas.

Antes do início dos testes, algumas instruções foram dadas às crianças, a fim de ensiná-las a interagir coerentemente com os jogos. Além disso, os participantes foram solicitados para permanecer com o corpo orientado de frente para as câmeras. Os resultados obtidos durante os experimentos são descritos nas próximas subseções deste Capítulo.

4.3.1 De Volta para Toca!

4.3.2 Funcionamento do Sistema baseado em Imagens para Rastreamento do Esqueleto

O *OpenPTrack* foi capaz de reconhecer o esqueleto de todos os participantes, incluindo as crianças de menor estatura. Verificou-se que, quando os participantes se posicionavam de frente para as câmeras, o sistema era capaz de identificar suas 15 juntas corporais de forma coerente. Contudo, no momento em que as crianças se posicionavam de lado ou de costas para os sensores, a acurácia das estimativas era comprometida devido à oclusão de parte do corpo, resultando em taxas de erro maiores. A Figura 21a demonstra o momento em que um participante pisa e atinge uma toupeira com o corpo orientado de frente para as câmeras (ao ser atingida, a toupeira se torna verde). Já a Figura 21b ilustra o momento em que um participante pisa em duas toupeiras com o corpo orientado de lado para os sensores, sendo possível notar que o pé direito não atingiu a toupeira, uma vez

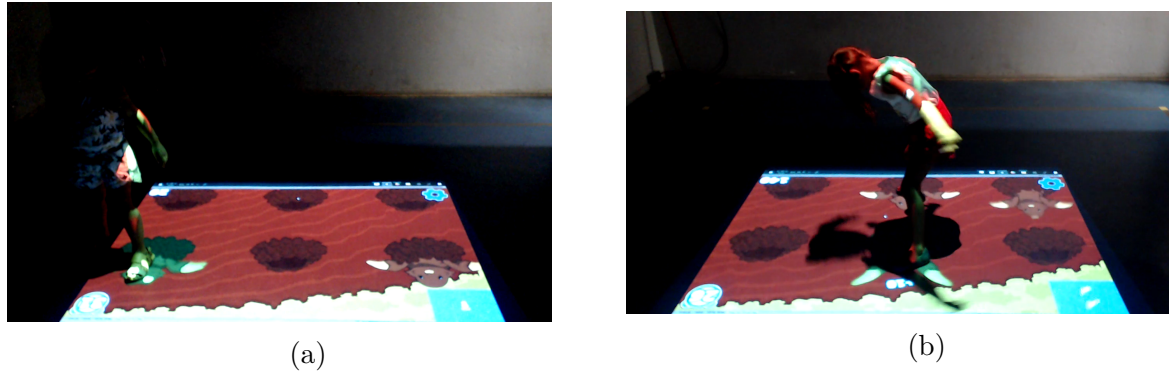


Figura 21 – Validação experimental do jogo *De Volta para a Toca*: participante pisando nas toupeiras com o corpo orientado (a) de frente para as câmeras e (b) de lado para as câmeras.

que foi ocluído pelo esquerdo.

A Tabela 3 demonstra a pontuação dos participantes (percentual de número de alvos atingidos em relação ao total de alvos exibidos) e os valores percentuais de verdadeiros positivos (VP) e falsos negativos (FN). Os índices VP e FN foram determinados por meio da análise posterior dos vídeos gravados durante os experimentos. Foram contabilizadas todas as vezes em que o participante pisou em uma toupeira, sendo que: nos casos em que a toupeira foi atingida, contabilizou-se um VP; no contrário, contabilizou-se um FN. Durante a análise dos vídeos não foram encontrados casos de falsos positivos (FP), os quais consistem na situação de uma toupeira ser atingida quando o usuário não estava com os pés posicionados sobre ela, o que geraria um incremento inconsistente da pontuação. O valor médio de FN foi 4.3% com desvio padrão de 4.5%.

Como é possível observar na Tabela 3, de modo geral, os participantes mais novos (M_6 , M_7 , M_8 e M_9) pontuaram menos do que os participantes mais velhos. Contudo, as crianças mais velhas apresentaram um comportamento mais energético (ver seção 4.3.2.2), realizando movimentos mais rápidos e se posicionando de forma mais propícia à oclusão, fato que resultou em maiores índices de erro.

A pontuação média dos participantes para cada nível de dificuldade é apresentada na Figura 22. Como é possível observar, o valor percentual médio da pontuação diminuiu à medida que o nível de dificuldade aumenta. A análise sistemática dos vídeos gravados durante os experimentos revelou que, de fato, à medida que mais alvos são exibidos aos participantes, maior é a quantidade de alvos perdidos (não atingidos). Devido a esse motivo, a pontuação percentual dos participantes decaiu.

4.3.2.1 Centro de Gravidade

A dinâmica do jogo é acelerada à medida que o participante avança para níveis mais elevados, o que exige movimentos mais ágeis e, por consequência, maior velocidade do

Tabela 3 – Índices obtidos para cada participante: pontuação contabilizada pelo sistema, pontuação real, verdadeiros positivos (VP) e falsos negativos (FN).

Participantes	Níveis	Pontuação Contabilizada (%)	Pontuação Real (%)	VP (%)	FN (%)
M_1	Nível 1	90	90	100	-
	Nível 2	57.5	63	92	8
	Nível 3	56	58	97	3
M_2	Nível 1	100	100	100	-
	Nível 2	95	100	95	5
	Nível 3	62	66	94	6
M_3	Nível 1	70	70	100	-
	Nível 2	40	45	89	11
	Nível 3	44	50	88	12
M_4	Nível 1	100	100	100	-
	Nível 2	72.5	78	93	7
	Nível 3	58	60	97	3
M_5	Nível 1	95	100	95	5
	Nível 2	60	68	89	11
	Nível 3	52	56	93	7
M_6	Nível 1	70	70	100	-
	Nível 2	43	45	94	6
	Nível 3	42	42	100	-
M_7	Nível 1	20	20	100	-
	Nível 2	22.5	25	90	10
	Nível 3	16	16	100	-
M_8	Nível 1	25	25	100	-
	Nível 2	20	20	100	-
	Nível 3	16	20	80	20
M_9	Nível 1	40	40	100	-
	Nível 2	27.5	30	92	8
	Nível 3	28	28	100	-
Média Total		52.7 ± 27.0	55.0 ± 27.5	95.7 ± 4.5	4.3 ± 4.5

CoG. A Figura 23 demonstra o deslocamento (coluna da esquerda) e a velocidade (coluna da direita) do CoG do participante M_4 durante todos os três níveis do jogo. Como pode ser observado, a velocidade média do CoG aumenta até o terceiro nível, assim como a incidência de picos de velocidade. Quanto ao deslocamento do CoG, é possível observar que o participante se manteve restrito à uma área aproximadamente retangular, a qual caracteriza a área da projeção do jogo no ambiente.

O CoG é um índice para avaliação do equilíbrio e seu deslocamento total é reduzido

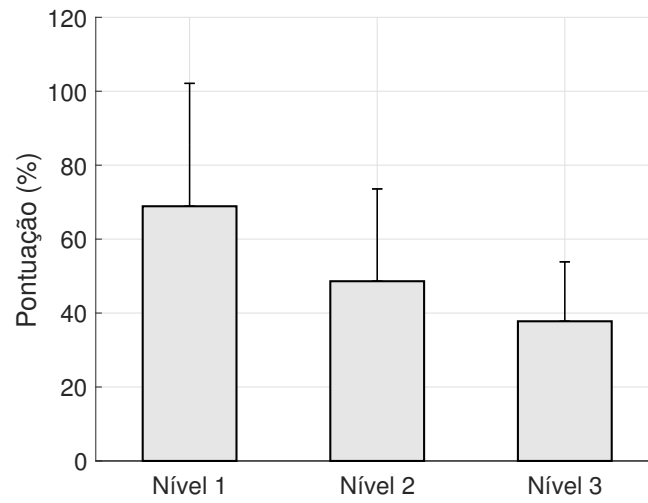


Figura 22 – Pontuação média dos participantes em cada nível de dificuldade

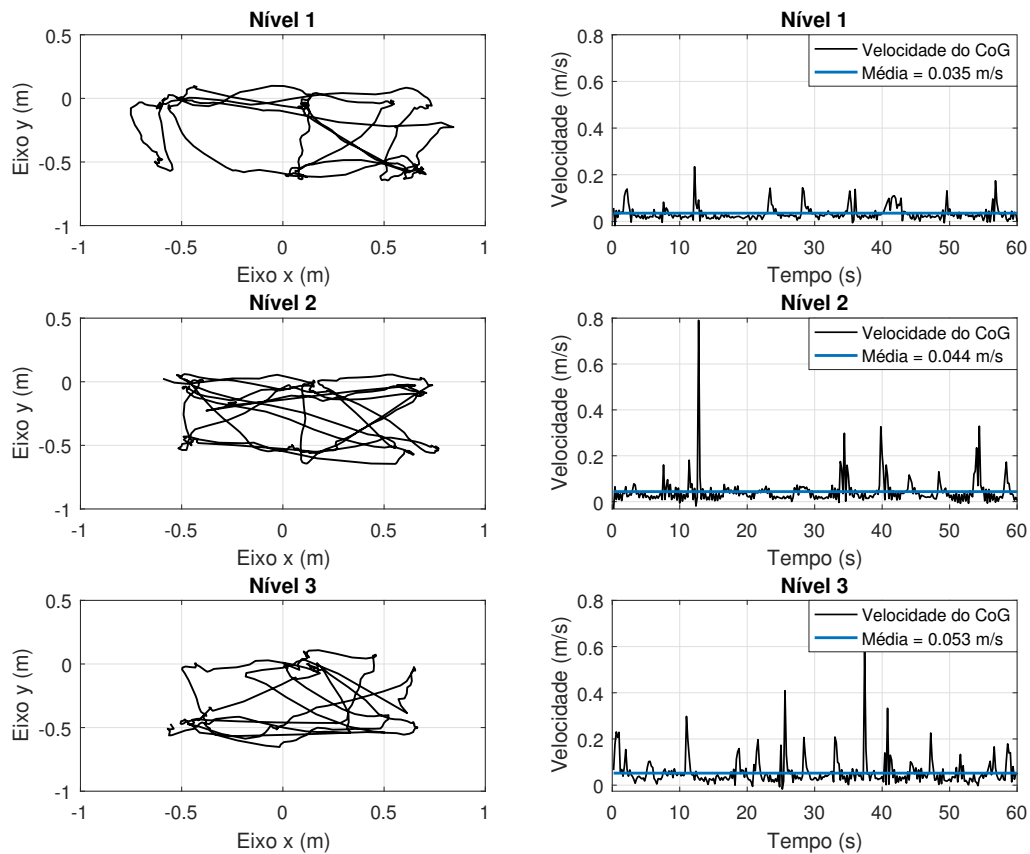


Figura 23 – Avaliação do CoG do participante M_4 : deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).

à medida que o paciente progride no processo de reabilitação (NOVELETTO et al., 2018), conforme demonstrado na Figura 1. Apesar de seu uso ser mais frequente em atividades que não exigem movimentos translacionais, a fim de obter a oscilação corporal somente em

relação ao tronco, a autora deste trabalho acredita que esse índice pode produzir resultados interessantes se for utilizado para comparar diferentes etapas de um tratamento conduzido com este jogo. Como os objetivos dos testes não consistem em realizar o treinamento do equilíbrio nos participante, futuras investigações serão necessárias para confirmar essa característica. Outro fator interessante relacionado a esse índice é que as análises de seu deslocamento e velocidade demonstram características comportamentais distintas em diferentes participantes (Figura 24). Os participantes M_2 e M_4 , os quais possuem 6 e 5 anos respectivamente, se mantiveram próximos à região da projeção, caminhando de uma toca para a outra por trechos mais curtos. Já os participantes M_7 e M_9 , que possuem 3 anos, se deslocam mais no ambiente e permanecem parados (velocidade próxima a zero) por maior quantidade de tempo. Esses dois participantes, por serem motora e cognitivamente menos desenvolvidos, apresentaram mais dificuldade para entender a dinâmica do jogo e a forma de interação.

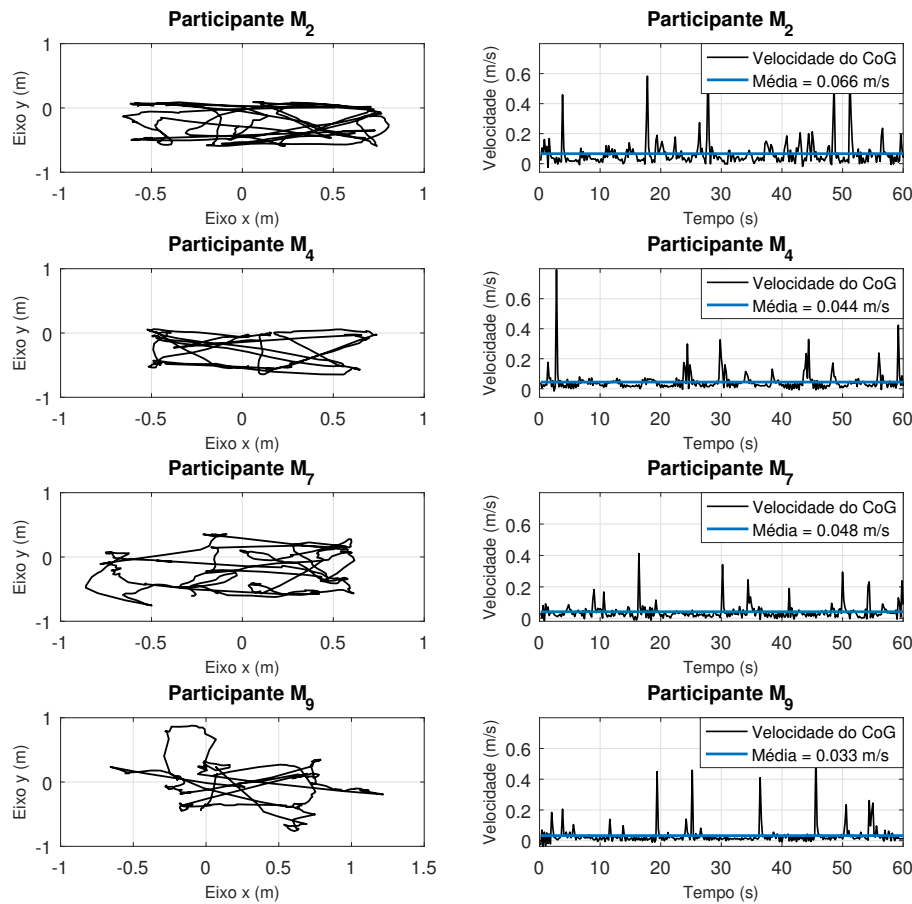


Figura 24 – Avaliação do CoG dos participantes M_2 , M_4 , M_4 e M_4 durante o segundo nível do jogo: deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).

4.3.2.2 Energia Cinética

A energia translacional foi calculada conforme descrito na seção 3.5.2. Os valores médios obtidos para cada participante são apresentadas na Tabela 4. Como é possível observar, os participantes M_7 , M_8 e M_9 , que possuem 3 anos de idade e correspondem às crianças mais jovens do grupo, apresentaram menores médias de energia em comparação às demais crianças. De fato, conforme concluído após a análise dos vídeos gravados durante os experimentos, esses participantes realizaram movimentos menos energéticos, permanecendo mais tempo parados e movimentando menos as juntas corporais. Outro aspecto que pode ser observado, é o fato da energia exercida por um mesmo participante possuir tendência a aumentar à medida que o nível de dificuldade cresce (Figura 25). Dessa forma, pode ser concluído que os parâmetros do jogo alteram sua dinâmica, podendo demandar menor ou maior energia do jogador de acordo com a sua configuração.

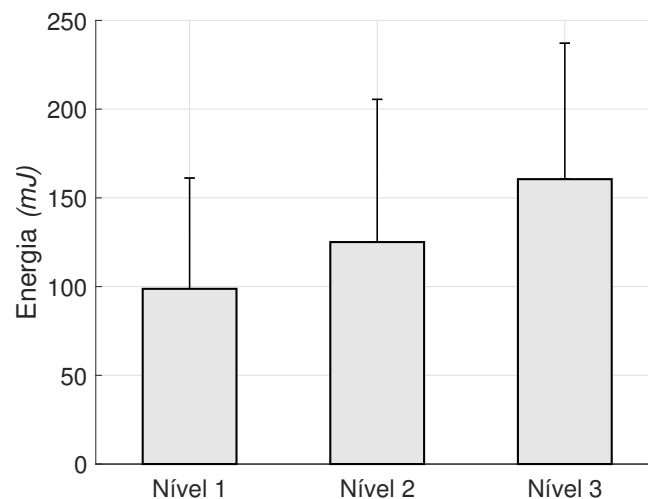


Figura 25 – Energia cinética média dos participantes em cada nível de dificuldade.

Tabela 4 – Energia cinética por participante.

Participantes	Idade	Níveis	Energia média (mJ)	Energia média por Quilograma (mJ/kg)
M_1	7	Nível 1	128.9	5.4
		Nível 2	142.1	5.9
		Nível 3	192.7	8.0
M_2	6	Nível 1	139.9	6.1
		Nível 2	206.9	9.0
		Nível 3	271.5	11.8
M_3	6	Nível 1	96.1	4.4
		Nível 2	174.5	7.9
		Nível 3	221.6	10.0
M_4	5	Nível 1	89.4	4.5
		Nível 2	103.5	5.2
		Nível 3	127.6	6.4
M_5	4	Nível 1	231.7	12.2
		Nível 2	264.1	13.9
		Nível 3	239.1	12.6
M_6	4	Nível 1	76.8	4.0
		Nível 2	118.2	6.2
		Nível 3	154.8	8.1
M_7	3	Nível 1	60.7	2.9
		Nível 2	47.8	2.3
		Nível 3	127.3	6.1
M_8	3	Nível 1	40.2	3.1
		Nível 2	30.5	2.3
		Nível 3	55.2	4.2
M_9	3	Nível 1	25.0	2.1
		Nível 2	38.2	2.9
		Nível 3	57.2	4.7

4.3.3 O Apanhador

4.3.4 Funcionamento do Sistema baseado em Imagens para Rastreamento do Esqueleto

No jogo *O Apanhador*, o projetor foi orientado para apontar em direção à parede frontal. Como os usuários permanecem com o corpo orientado em direção às câmeras, a fim de observar a projeção na parede, não foram constados casos de oclusão. Contudo,

observou-se que muitos participantes, entretidos pelo jogo, se aproximaram da projeção com o transcorrer do tempo, ultrapassando os limites da região retangular delimitada no chão (Figura 20a). Dessa forma, houveram situações em que as câmeras não foram capazes de identificar todas as juntas do esqueleto, incluindo o ponto médio da região dos ombros, e por consequência, o funcionamento do jogo foi comprometido. Nesses casos, os dados referentes à partida não eram salvos e o participante era solicitado para repetir o nível correspondente. A Figura 26 demonstra um participante posicionado dentro da região retangular demarcada no chão realizando exercício de marcha lateral para interagir com o jogo, o qual era exibido à sua frente.

A Tabela 5 demonstra a pontuação obtida por cada participante em todos os níveis de dificuldade. Vale destacar que os participantes M_2 e M_9 não realizaram testes para este jogo, alegando motivos de cansaço. Diferentemente do jogo *De Volta Para a Toca!*, não há diferença significativa de pontuação entre participantes de diferentes idades, sendo possível levantar a hipótese de que o jogo *O Apanhador* exige a realização de atividades motoras menos complexas e/ou apresenta uma forma de interação mais intuitiva para o público infantil.

A pontuação média obtida por cada participante em diferentes níveis de dificuldade é apresentada na Figura 27. Assim como descrito anteriormente, a pontuação dos jogos tende a diminuir à medida que o nível de dificuldade aumenta.

4.3.4.1 Centro de Gravidade

A Figura 28 demonstra o deslocamento (coluna da esquerda) e a velocidade (coluna da direita) do CoG do participante M_4 durante todos os três níveis de dificuldade do jogo. Como pode ser observado, a velocidade média aumenta até o terceiro nível. Quanto ao deslocamento do CoG, é possível notar que o participante se desloca repetitivamente no sentido do eixo x, permanecendo dentro de uma região com o comprimento de aproximadamente 2 m. Essa região corresponde à área ativa entre os limites da extrema direita ($x_{ur} = -1m$) e extrema esquerda ($x_{ul} = 1m$) do plano coronal configurados durante o

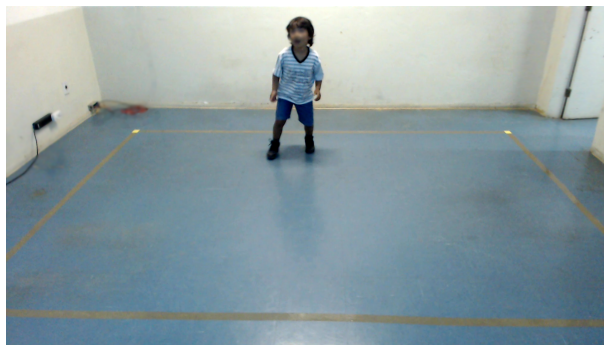


Figura 26 – Participante realizando atividade de marcha lateral durante o jogo *O Apanhador*.

Tabela 5 – Pontuação por participante.

Participantes	Níveis	Pontuação (%)
M_1	Nível 1	95
	Nível 2	93.3
	Nível 3	75
M_3	Nível 1	80
	Nível 2	73.3
	Nível 3	65
M_4	Nível 1	90
	Nível 2	86.6
	Nível 3	72.5
M_5	Nível 1	95
	Nível 2	86.6
	Nível 3	70
M_6	Nível 1	85
	Nível 2	80
	Nível 3	67.5
M_7	Nível 1	90
	Nível 2	73.3
	Nível 3	62.5
M_8	Nível 1	60
	Nível 2	76.6
	Nível 3	65
Média Total		61.4 ± 20.1

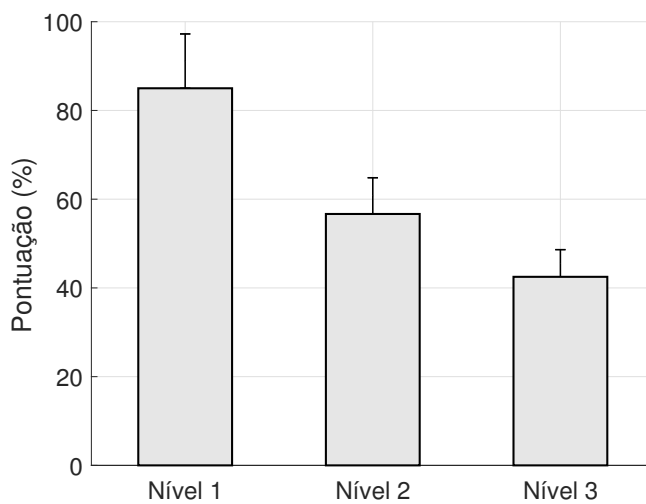


Figura 27 – Pontuação média dos participantes para cada nível de dificuldade.

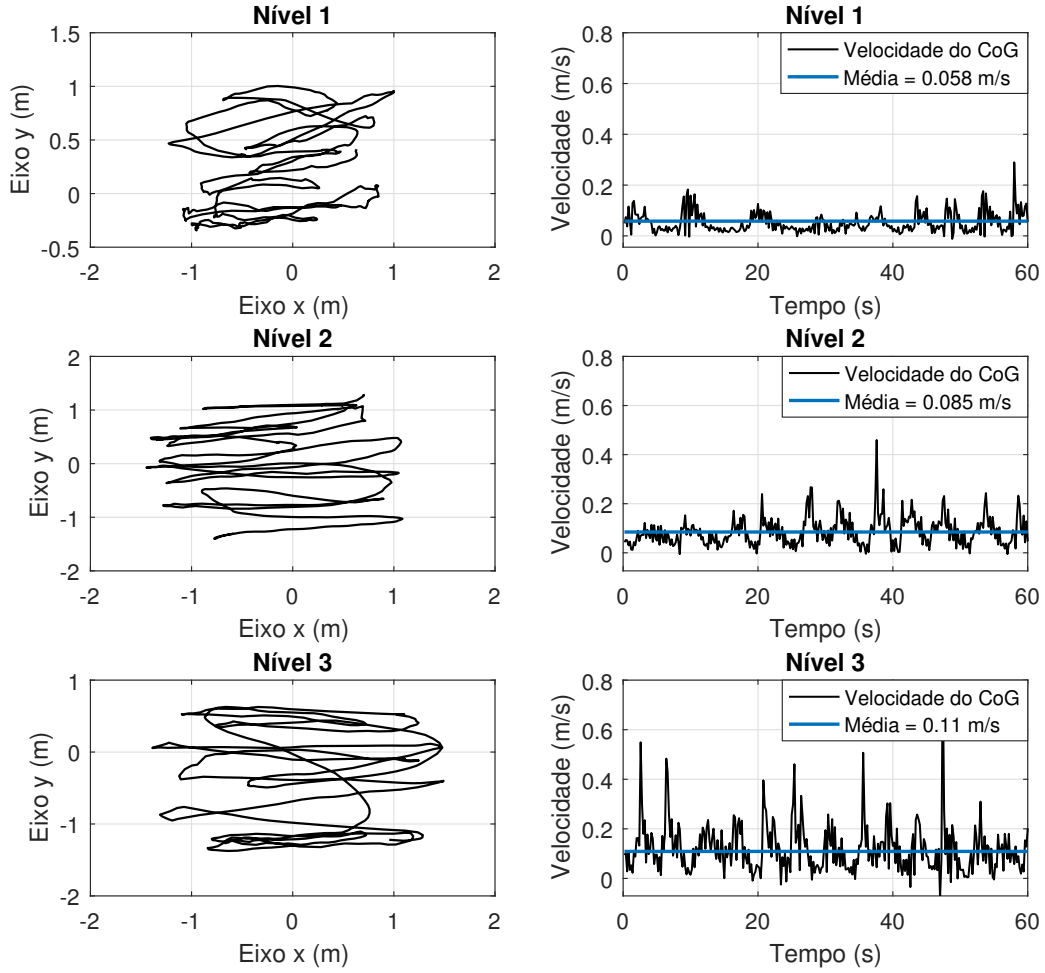


Figura 28 – Avaliação do CoG do participante M_4 : deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).

processo de calibração. O participante permaneceu dentro da área ativa, a fim de controlar o personagem do jogo via movimentos corporais. Caso os limites fossem ultrapassados, o personagem permaneceria parado em uma extremidade da tela, deixando de responder aos movimentos do jogador.

A Figura 29 demonstra o deslocamento e a velocidade do CoG de diferentes participantes durante o segundo nível de dificuldade. Como é possível notar, os participantes permaneceram a maior parte do tempo dentro dos limites $x_{ur} = -1m$ e $x_{ul} = 1m$. O participante M_1 , que corresponde à criança mais velha do grupo, apresentou menor deslocamento e velocidade do CoG em comparação aos participantes M_4 , M_5 e M_8 . Contudo, conforme demonstrado na Tabela 5, sua pontuação neste nível foi superior à pontuação dos demais. Sendo assim, é possível concluir que o jogo não demanda que o usuário se movimente com velocidade elevada e realize movimentos muito amplos.

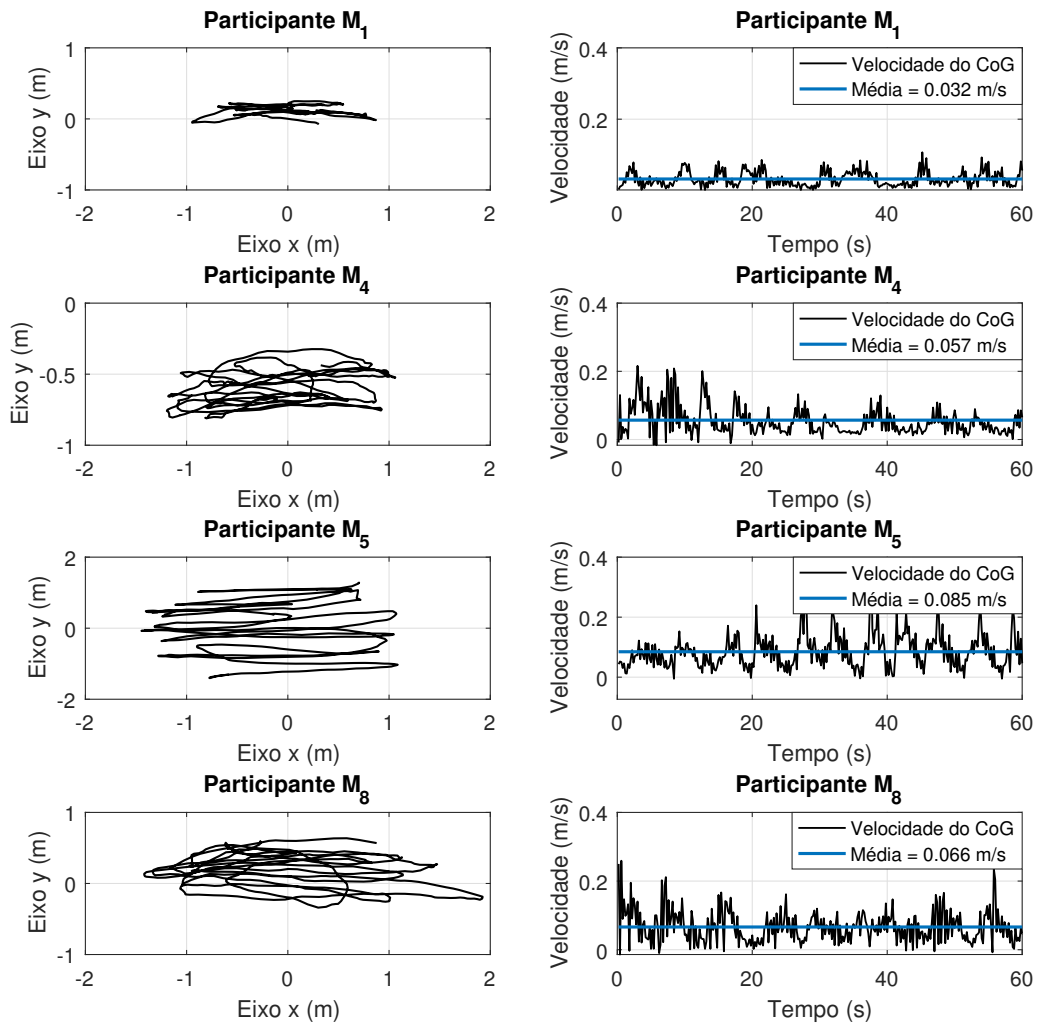


Figura 29 – Avaliação do CoG dos participantes M_1 , M_4 , M_2 e M_8 durante o segundo nível do jogo: deslocamento (coluna à esquerda) e velocidade (coluna à direita).

4.3.4.2 Energia Cinética

Os valores médios da energia translacional exercida por cada participante durante o jogo são apresentados na Tabela 6. De forma análoga ao jogo *De Volta para a Toca!*, é possível verificar que a energia exercida por um mesmo participante se torna mais elevada à medida que o nível de dificuldade aumenta(30). Sendo assim, conclui-se que os parâmetros do jogo alteram sua dinâmica, podendo demandar menor ou maior energia do jogador de acordo com a sua configuração.

Outro aspecto que pode ser observado é o fato do participante M_1 , que corresponde ao mais velho do grupo, apresentar menores índices de energia, apesar de sua pontuação ser superior a de outros participantes (participante M_6 , por exemplo). Após a análise dos vídeos gravados durante os experimentos, foi possível notar que o participante M_1

compreendeu que o jogo não exige a realização de movimentos velozes. Por exemplo, para movimentar o personagem do jogo por distancias curtas, o jogador pode realizar movimentos de desvio lateral de tronco, não necessitando mover os pés.

Tabela 6 – Energia cinética por participante.

Participantes	Idade	Níveis	Energia média (mJ)	Energia média por Quilograma (mJ/kg)
M_1	7	Nível 1	21.36	0.9
		Nível 2	31.2	1.3
		Nível 3	39.0	1.6
M_3	6	Nível 1	23.7	1.1
		Nível 2	48.7	2.2
		Nível 3	75.9	3.5
M_4	5	Nível 1	29.8	1.5
		Nível 2	72.3	3.6
		Nível 3	86.6	4.3
M_5	4	Nível 1	85.6	4.5
		Nível 2	199.5	10.5
		Nível 3	240.4	12.7
M_6	4	Nível 1	27.1	1.4
		Nível 2	31,2	1.6
		Nível 3	82.7	4.35
M_7	3	Nível 1	52.9	2.5
		Nível 2	25.1	1.3
		Nível 3	69.1	3.3
M_8	3	Nível 1	34.8	2.7
		Nível 2	47.5	3.7
		Nível 3	59.8	4.6

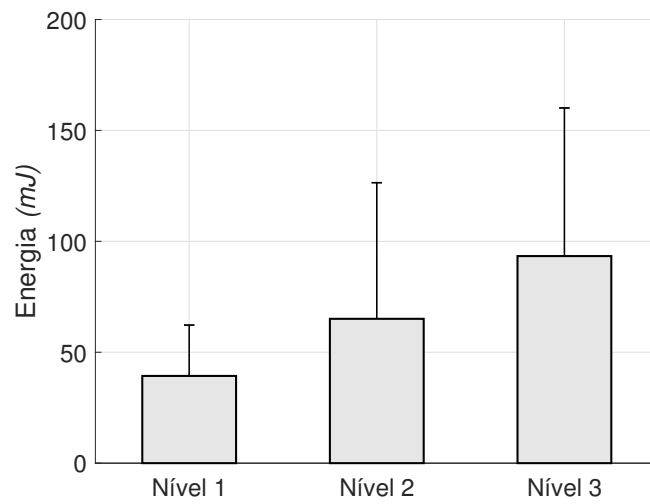


Figura 30 – Energia cinética média dos participantes para diferentes níveis de dificuldade.

5 Conclusões e Trabalho Futuros

Esta Dissertação de Mestrado apresenta o desenvolvimento e a concepção de uma plataforma multimodal cujo objetivo é assistir à reabilitação e avaliação do equilíbrio. A ferramenta desenvolvida é construída por dois sistemas principais, sendo eles: sistema de rastreamento de esqueleto baseado em imagens; e plataforma de jogos interativos com finalidades clínicas. O sistema baseado em imagens é composto por dois sensores RGB-D (*Kinect V2*) conectados a uma rede heterogênea de computadores, na qual está instalada a API responsável pela identificação das principais juntas corporais do esqueleto humano. Já a plataforma é constituída por dois jogos com os quais os pacientes interagem via movimentos corporais. Além dos jogos, a plataforma contém uma interface onde o terapeuta pode registrar cada paciente e acessar ou editar informações referentes aos perfis cadastrados.

O funcionamento do sistema proposto foi avaliado por meio de testes experimentais aplicados a um grupo de 9 participantes com desenvolvimento típico e idades entre 3 e 7 anos. Durante os testes, os participantes realizaram movimentos de marcha lateral e marcha combinada com atividades de levantamento dos pés, a fim de interagir coerentemente com os jogos propostos. Vale destacar que todas essas atividades constam em programas convencionais de reabilitação do equilíbrio (LEE; LEE; SONG, 2016). Até os participante mais novos (com três anos de idade) foram capazes de compreender os propósitos dos jogos e executar os movimentos corporais necessários para interagir com os mesmos, indicando que a ferramenta desenvolvida pode ser aplicada a um público com faixa etária de três anos ou mais. Quanto à jogabilidade, foi constatado que o jogo *De Volta para Toca!* apresentou uma taxa média de acertos de 95.7% ao identificar os alvos (toupeiras) atingidos pelos participantes. A fim de reduzir a taxa de erros e minimizar os casos de oclusão, propõe-se a utilização de um terceiro sensor RGB-D posicionado na extremidade do cômodo oposta à posição das demais câmeras.

Por meio dos testes experimentais, foi possível constatar que os índices de avaliação do equilíbrio descreveram bem o comportamento dos participantes, sendo possível quantificar sua energia cinética e seu deslocamento dentro do cômodo. Futuras investigações são necessárias para verificar se essas métricas apresentarão diferença significativa quando aplicadas às etapas de pré e pós tratamento. Quanto à motivação dos participantes, acredita-se que a ferramenta desenvolvida gerou experiências emocionais positivas, uma vez que 7 participantes expressaram o desejo de continuar utilizando a plataforma mesmo após o fim do protocolo experimental. Diante o exposto, conclui-se que o sistema desenvolvido nesta Dissertação de Mestrado possui potencial para ser utilizado em situações clínicas.

A continuação direta deste trabalho consiste na aplicação e avaliação da ferramenta desenvolvida em sessões terapêuticas que objetivam reabilitar o equilíbrio em crianças com DDs. Além disso, sugere-se a futura inclusão dos índices de avaliação do equilíbrio na plataforma proposta, a fim de tornar a ferramenta mais funcional e facilitar a análise, por parte do profissional da área da saúde, dos resultados obtidos em diferentes etapas do tratamento. Outra atividade futura consiste no estudo e validação das técnicas utilizadas para estimar os ângulos articulares por meio dos dados do esqueleto. Caso seja constatado que os ângulos possuem acurácia significativa, propõe-se a sua inclusão aos índices de avaliação do equilíbrio.

5.1 Publicações

SILVEIRA M.; CARVALHO T.; FRIZERA A.; BASTOS, T. *A Multi-Kinect System for Game Development Using ROS and Unity*. In: XXVI Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p. . Rio de Janeiro, 2018.

SILVEIRA M.; RAMÍREZ A.; FRIZERA A.; BASTOS, T. *Development of a Game Platform for Motor Rehabilitation of Children with Poor Balance Control and Proprioception Skills*. In: 2nd International Workshop on Assistive Technology, p .Vitória, 2019.

SCHREIDER S.; SILVEIRA M.; VALENCIA N.; BASTOS, T.; FRIZERA A. *Proposta de Ambientes Virtuais para a Intervenção na Propriocepção de Crianças com Síndrome de Down: Protocolo de Aplicação*. In: 2nd International Workshop on Assistive Technology, p .Vitória, 2019.

VALENCIA N.; LEAL A.; AVELLAR L.; VALENCIA L.; CAICEDO P.; RAMÍREZ A.; SILVEIRA M.; MARQUES C.; BASTOS, T.; FRIZERA A. *A comparative study of markerless system based on RGB-D cameras, polymer optical fiber curvature sensor and IMUs: towards increasing the accuracy in joint angles estimation*. Eletronics. (Aceito).

Referências

- AGGARWAL, J.; XIA, L. Human activity recognition from 3D data: a review. *Pattern. Recognit. Lett.*, v. 48, p. 70–80, 2014. Citado na página 30.
- ARDUINI, T. Cyborg Gamers: Exploring the Effects of Digital Gaming on Multimodal Composition. *Computers and Composition*, Elsevier Inc., v. 48, p. 89–102, 2018. ISSN 87554615. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.compcom.2018.03.006>>. Citado na página 29.
- BEERSE, M. et al. Variability of spatiotemporal gait parameters in children with and without Down syndrome during treadmill walking. *Gait and Posture*, Elsevier, v. 68, n. November 2018, p. 207–212, 2019. ISSN 18792219. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.032>>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 26.
- BELLUSCIO, V. et al. Human Movement Science Dynamic balance assessment during gait in children with Down and Prader-Willi syndromes using inertial sensors. *Human Movement Science*, Elsevier, v. 63, n. November 2018, p. 53–61, 2019. ISSN 0167-9457. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.11.010>>. Citado na página 22.
- BETKER, A. L. et al. Game-based Exercises for Dynamic Short-Sitting Balance Rehabilitation of People With Chronic Spinal Cord and Traumatic Brain Injuries. *Physical Therapy*, v. 87, n. 10, p. 1389–1398, 2007. ISSN 0031-9023. Disponível em: <<https://academic.oup.com/ptj/article-lookup/doi/10.2522/ptj.20060229>>. Citado na página 22.
- BROOKS, A.; CZAROWICZ, A. MS Kinect & Organic Motion OpenStage®. In: *International Conference on Disability, Virtual Reality and Associated Technologies*. [S.l.: s.n.], 2012. Citado na página 31.
- BRYANTON, C. Feasibility, Motivation, and Selective Motor Control: Virtual Reality Compared to Conventional Home Exercise in Children with Cerebral Palsy. *CyberPsychology & Behavior*, v. 9(2), p. 123–128, 2006. Citado na página 20.
- BÜNGER, M. *Evaluation of Skeleton Trackers and Gesture Recognition for Interaction*. 2013. Master thesis. Aalborg University, Department of A p. Citado 2 vezes nas páginas 23 e 31.
- BUNT, H.; BEUN, R.; BORGHUIS, T. Multimodal human–computer communication systems, techniques, and experiments. *Lect. Notes Comput.*, p. 1374., 1998. Citado na página 28.
- CAMEIRAO, M. et al. Neurorehabilitation using the virtual reality based Rehabilitation Gaming System: methodology, design, psychometrics, usability and validation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, v. 7, 2010. Citado na página 23.
- CAO, Z. et al. OpenPose : Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields. p. 1–14, 2018. ISSN 0587-4246. Citado 4 vezes nas páginas 27, 30, 31 e 35.

- CHOWDHURYA, A.; RAZAB, H.; Kumar Meena, Y. An EEG-EMG correlation-based brain-computer interface for hand orthosis supported neuro-rehabilitation. *Journal of Neuroscience Methods*, v. 312, p. 1–11, 2019. Citado na página 28.
- CLARK, R. A. et al. Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives. *Gait and Posture*, Elsevier, v. 68, p. 193–200, 2019. ISSN 18792219. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.029>>. Citado na página 35.
- CODD-DOWNEY, R. et al. From ROS to unity: Leveraging robot and virtual environment middleware for immersive teleoperation. *2014 IEEE International Conference on Information and Automation, ICIA 2014*, n. July, p. 932–936, 2014. Citado na página 35.
- CONDON, C.; CREMIN, K. Static balance norms in children. *Physiother Res Int*, v. 19, 2014. Citado na página 25.
- CSIKSZENTMIHALYI, M. *Flow: The Psychology of Optimal Experience*. New York, USA: [s.n.], 1991. Citado na página 29.
- DELLAVIA, C. et al. Postural stability of athletes in special Olympics. *Percept Mot Skills*, v. 108, p. 608–622., 2009. Citado na página 26.
- EGGLESTON, J. D. et al. Analysis of gait symmetry during over-ground walking in children with autism spectrum disorder. *Gait and Posture*, v. 55, n. August 2016, p. 162–166, 2017. ISSN 18792219. Citado na página 20.
- ELHAYEK, A. et al. Efficient ConvNet-based marker-less motion capture in general scenes with a low number of cameras. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.: s.n.], 2015. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- FAN, X. et al. Combining local appearance and holistic view: dual-source deep neural networks for human pose estimation. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.: s.n.], 2016. Citado na página 30.
- FUNG, A.; LAI, E. C.; LEE, B.-c. Usability and Validation of the Smarter Balance System : An Unsupervised Dynamic Balance Exercises System for Individuals With Parkinson ' s Disease. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 26, n. 4, p. 798–806, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 30.
- GALL, J. et al. Motion capture using joint skeleton tracking and surface estimation. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.: s.n.], 2009. Citado na página 31.
- GATICA-ROJAS, V. et al. Does Nintendo Wii Balance Board improve standing balance? A randomised controlled trial in children with cerebral palsy. n. January, 2017. Disponível em: <<https://www.minervamedica.it/en/journals/europa-medicophysica/article.php?cod=R33Y2017N04A0535>>. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 29.
- GAUSE-NILSSON, I. et al. Postural Balance and Its Sensory-Motor Correlates in 75-Year-Old Men and Women: A Cross-National Comparative Study. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, v. 51A, n. 2, p. M53–M63, 2011. ISSN 1079-5006. Citado na página 26.

- GIRSHICK, R. et al. Efficient regression of general activity human poses from depth images. In: *EEE International Conference on Computer Vision*. [S.l.]: IEEE, 2011. Citado na página 30.
- GREST, D.; WOETZEL, J.; KOCH, R. Nonlinear body pose estimation from depth images. *Pattern Recognition*, p. 285–292, 2006. Citado na página 31.
- HAN, F. et al. Space-time representation of people based on 3D skeletal data: A review. *Computer Vision and Image Understanding*, Elsevier Inc., v. 158, p. 85–105, 2017. ISSN 1090235X. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.cviu.2017.01.011>>. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- HARLEY, L.; HILL, E. The impact of motor development on typical and atypical social cognition and language: a systematic review. *Child Adolesc Ment Health*, v. 19, p. 163–70, 2014. Citado na página 19.
- HASAN, S. S.; ROBIN, D. W.; SHIAVI, R. G. Drugs and Postural Sway. *Engineering in Medicine*, n. December, p. 35–41, 1992. Citado 3 vezes nas páginas 26, 27 e 50.
- HAYASHI, D. et al. Postural balance and physical activity in daily life (PADL) in physically independent older adults with different levels of aerobic exercise capacity. *Arch Gerontol Geriatr*, v. 55, 2012. Citado na página 25.
- HOCKING, D. R. et al. Do active video games improve motor function in people with developmental disabilities? A meta-analysis of randomized-controlled trials. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, The American Congress of Rehabilitation Medicine, v. 0, n. 0, 2018. ISSN 1532-821X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/30508504>>. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 20.
- HUANG, H.; WOLF, S. L.; HE, J. Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. *Neuroeng. Rehabil.*, v. 3(1), p. 11, 2006. Citado na página 22.
- IOANNIDI, D. et al. Designing Games for Children with developmental disabilities in Ambient Intelligence Environments. *International Journal of Child-Computer Interaction*, Elsevier B.V., v. 11, p. 40–49, 2017. ISSN 22128689. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ijcci.2016.10.008>>. Citado 3 vezes nas páginas 19, 20 e 51.
- IWAKURA, M. et al. Relationship between balance and physical activity measured by an activity monitor in elderly COPD patients. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis*, p. 1505, 2016. Citado na página 25.
- JAUME-I-CAPÓ, A. et al. Interactive rehabilitation system for improvement of balance therapies in people with cerebral palsy. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 22, n. 2, p. 419–427, 2014. ISSN 15344320. Citado na página 25.
- JELSMA, L. D. et al. Human Movement Science Changes in dynamic balance control over time in children with and without Developmental Coordination Disorder. *Human Movement Science*, Elsevier B.V., v. 49, p. 148–159, 2016. ISSN 0167-9457. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.humov.2016.07.003>>. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 29.
- JOHANSSON, G. Visual perception of biological motion and a model for its analysis. *Perception Psychophysics*, v. 14, n. 2, p. 201–211., 1973. Citado na página 30.

JOHANSSON, R.; MAGNUSSON, M. Human postural dynamics. *CRC Crit Rev Biomed Engng.*, v. 18, p. 413–437, 1991. Citado na página 26.

JOST, C.; PÉVÉDIC, B. L.; DUHAUT, D. Study of the Importance of Adequacy to Robot Verbal and Non Verbal Communication in Human-Robot Interaction. 2012. Citado na página 28.

KAO, C. L. et al. Rehabilitation outcome in home-based versus supervised exercise programs for chronically dizzy patients. *Arch. Gerontol. Geriatrics*, v. 5(3), p. 264–267, 2010. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 31.

KWON, J.; LEE, Y. Serious games for the job training of persons with developmental disabilities. *Computers and Education*, Elsevier Ltd, v. 95, p. 328–339, 2016. ISSN 03601315. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.compedu.2016.02.001>>. Citado na página 20.

LEDEBT, A. et al. Balance Training with Visual Feedback in Children with Hemiplegic Cerebral Palsy: Effect on Stance and Gait. *Motor Control*, v. 9, n. 4, p. 459–468, 2005. ISSN 1087-1640. Disponível em: <<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/mcj.9.4.459>>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 25.

LEE, K.; LEE, M.; SONG, C. Balance training improves postural balance, gait, and functional strength in adolescents with intellectual disabilities: Single-blinded, randomized clinical trial. *Disability and Health Journal*, Elsevier Inc, v. 9, n. 3, p. 416–422, 2016. ISSN 18767583. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.dhjo.2016.01.010>>. Citado 4 vezes nas páginas 19, 20, 21 e 69.

LEVA, P. ADJUSTMENTS TO ZATSIORSKY-SELUYANOV'S SEGMENT INERTIA PARAMETERS. *J Biomechanics*, v. 29, n. 9, p. 1223–1230, 1996. ISSN 08999457. Citado 2 vezes nas páginas 27 e 50.

LIU, P.; MENG, M.; LIU, P. An Internet-based Tele-homecare System with Trinomial Protocol. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*. Shanghai, China: IEEE, 2016. Citado na página 28.

MARIA, K. et al. Os efeitos do treino de equilíbrio em crianças com paralisia cerebral diparética espástica. p. 108–113, 2007. Disponível em: <<http://www.bpb.de/internationales/weltweit/innerstaatliche-konflikte/54644/libanon>>. Citado 2 vezes nas páginas 20 e 26.

MEDEIROS, C. Effects of mirror therapy through functional activities and motor standards in motor function of the upper limb after stroke. *Physical Therapy & Research*, v. 21, p. 264–270, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 42 e 46.

MERCIER, L. et al. Impact of motor, cognitive, and perceptual disorders on ability to perform activities of daily living after stroke. *Stroke*, v. 32, n. 11, p. 2602–2608, 2001. Citado na página 19.

MUNARO, M. et al. OpenPTrack: People Tracking for Heterogeneous Networks of Color-Depth Cameras. *IAS-13 Workshop Proceedings: 1st Intl. Workshop on 3D Robot Perception with Point Cloud Library*, p. 1–13, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 35 e 36.

Muro-de-la Herran, A.; GARCÍA-ZAPIRAIN, B.; MÉNDEZ-ZORRILLA, A. Gait analysis methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors*, v. 14(2), p. 3362–3394, 2014. Citado na página 23.

MURRAY, M.; SEIREG, A.; SCHOLZ, R. Center of gravity, center of pressure, and supportive forces during human activities. *Appl Physiol*, v. 23, p. 831–838, 1967. Citado na página 26.

NASHNER, L. Sensory, neuromuscular, and biomechanical contributions to human balance. *Proc APTA Symposium on Balance*, p. 5–12, 1989. Citado na página 26.

NOH, H. J.; LEE, S. H.; BANG, D. H. Three-Dimensional Balance Training Using Visual Feedback on Balance and Walking Ability in Subacute Stroke Patients: A Single-Blinded Randomized Controlled Pilot Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, Elsevier Inc., p. 1–7, 2019. ISSN 15328511. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2018.12.016>>. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.

NOVELETTO, F. et al. Biomedical serious game system for balance rehabilitation of hemiparetic stroke patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 26, n. 11, p. 2179–2188, 2018. ISSN 15344320. Citado 6 vezes nas páginas 21, 22, 27, 30, 38 e 59.

OKUDA, P. M. M. et al. The trajectory of balance skill development from childhood to adolescence was influenced by birthweight: a latent transition analysis in a British birth cohort. *Journal of Clinical Epidemiology*, v. 109, n. 669, p. 12–19, 2019. ISSN 18785921. Citado na página 20.

OKUDA, P. M. M. et al. Influence of birthweight on childhood balance: Evidence from two British birth cohorts. *Early Human Development*, n. September 2017, 2018. ISSN 18726232. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 25.

OLIVER, M. et al. Multi-camera systems for rehabilitation therapies : a study of the precision of Microsoft Kinect sensors. v. 17, n. 4, p. 348–364, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

OLUSANYA, B. O. et al. Developmental disabilities among children younger than 5 years in 195 countries and territories, 1990–2016: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *The Lancet Global Health*, v. 6, n. 10, p. e1100–e1121, 2018. ISSN 2214109X. Citado na página 19.

PAVÃO, S. L. et al. Effect of the severity of manual impairment and hand dominance on anticipatory and compensatory postural adjustments during manual reaching in children with cerebral palsy. *Research in Developmental Disabilities*, Elsevier, v. 83, n. June, p. 47–56, 2018. ISSN 18733379. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.ridd.2018.08.007>>. Citado na página 20.

QIAO, S.; WANG, Y.; LI, J. Real-time human gesture grading based on OpenPose. *Proceedings - 2017 10th International Congress on Image and Signal Processing, BioMedical Engineering and Informatics, CISP-BMEI 2017*, v. 2018-Janua, p. 1–6, 2018. Nenhuma citação no texto.

- QUIGLEY, M. et al. ROS: an open-source robot operating system. In: *Open-Source Software workshop at the International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*. [S.l.: s.n.], 2009. Citado na página 35.
- SÁ, C. d. S. C. de et al. Development of postural control and maturation of sensory systems in children of different ages a cross-sectional study. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, Associação Brasileira de Pesquisa e Pós-Graduação em Fisioterapia, v. 22, n. 1, p. 70–76, 2018. ISSN 18099246. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.bjpt.2017.10.006>>. Citado na página 20.
- SHAHROKH, N. C.; HALES, R. E. *American Psychiatric Glossary*. [S.l.]: Amer Psychiatric Pub Inc; 8 edition, 2003. ISBN 978-1585621460. Citado na página 19.
- SHOTTON, J. et al. Real-time human pose recognition in parts from single depth images. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.: s.n.], 2011. Citado 2 vezes nas páginas 30 e 31.
- SUKKARIEH, S.; NEBOT, E.; DURRANT-WHYTE, H. A high integrity IMU/GPS navigation loop for autonomous land vehicle applications. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, v. 15, n. 3, p. 572 – 578, 1999. Citado na página 23.
- TARAKCI, D. et al. The Effects of Nintendo Wii-Fit Video Games on Balance in Children with Mild Cerebral Palsy. *Pediatr Int.*, v. 58(10), p. 1042–1050, 2016. Citado na página 22.
- TREJO, L.; WHEELER, K.; JORGENSEN, C. Multimodal neuroelectric interface development. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 11, n. 2, p. 199 – 203, 2003. Citado na página 28.
- TURK, M. Review Article: Multimodal Interaction: A Review. *Pattern Recogn. Lett.*, v. 36, p. 189–195, 2014. ISSN 0167-8655. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.patrec.2013.07.003>>. Citado na página 21.
- VERMA, S. et al. A Low-Cost Adaptive Balance Training Platform for Stroke Patients: A Usability Study. *IEEE TRANSACTIONS ON NEURAL SYSTEMS AND REHABILITATION ENGINEERING*, v. 25, n. 7, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 21, 22 e 29.
- WILMUT, K.; GENTLE, J.; BARNETT, A. L. Gait symmetry in individuals with and without Developmental Coordination Disorder. *Research in Developmental Disabilities*, Elsevier Ltd, v. 60, p. 107–114, 2017. ISSN 18733379. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.ridd.2016.11.016>>. Citado na página 20.
- WINTER, D.; PATIA, A.; FRANK, J. Assessment of balance control in humans. *Med Prug*, v. 16, p. 31–51, 1990. Citado na página 27.
- WUANG, Y. P. et al. Effectiveness of virtual reality using Wii gaming technology in children with Down syndrome. *Research in Developmental Disabilities*, v. 32, n. 1, p. 312–321, 2011. ISSN 08914222. Citado na página 20.
- ZHU, Y.; DARIUSH, B.; FUJIMURA, K. Controlled human pose estimation from depth image streams. In: *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. [S.l.: s.n.], 2009. Citado na página 31.