

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



MATHEUS PENIDO LOUREIRO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE  
*FEEDBACK* VISUAL BASEADO EM JOGO SÉRIO  
DE REALIDADE VIRTUAL PARA O TREINAMENTO  
DE USUÁRIOS DE ANDADORES ROBÓTICOS

VITÓRIA-ES

JUNHO/2023

Matheus Penido Loureiro

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE  
*FEEDBACK* VISUAL BASEADO EM JOGO SÉRIO  
DE REALIDADE VIRTUAL PARA O TREINAMENTO  
DE USUÁRIOS DE ANDADORES ROBÓTICOS

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

Vitória-ES

Junho/2023

Matheus Penido Loureiro

# DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE FEEDBACK VISUAL BASEADO EM JOGO SÉRIO DE REALIDADE VIRTUAL PARA O TREINAMENTO DE USUÁRIOS DE ANDADORES ROBÓTICOS

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

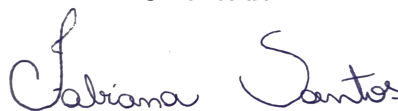
Aprovado em 27 de junho de 2023.

## COMISSÃO EXAMINADORA:



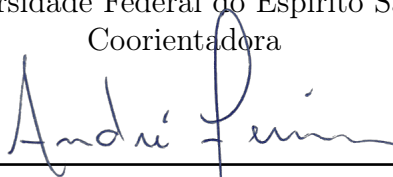
---

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



---

**Ma. Fabiana Santos Vieira Machado**  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Coorientadora



---

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



---

**Prof. Dr. Ricardo Carminati de Mello**  
Universidade Federal do Espírito Santo  
Examinador

Vitória-ES

Junho/2023

## AGRADECIMENTOS

Agradeço a todos os meus familiares pelo apoio.

Agradeço a todos os meus amigos de curso. Em especial, Amanda Schneider Bassani, Igor Batista Vieira e Felipe Antonio Moreira Silva, que estiveram sempre presentes ao longo dos diversos momentos que esse curso ofereceu.

Agradeço a todos os professores e funcionários do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES. Principalmente ao meu orientador, Anselmo Frizera Neto, que despertou meu interesse pela Pesquisa, sempre esteve disponível para me orientar e por ter me dado diversas oportunidades ao longo do curso. Agradeço especialmente minha coorientadora, Fabiana Santos Vieira Machado, que além de sempre estar disponível para me ajudar, ensinar e orientar, também estava sempre lá para ser minha amiga.

Agradeço a Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Espírito Santos (FAPES) (2021-V4J3L, 2022-D48XB & 2022-C5K3H) e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) (304049/2019-0 & 403753/2021-0) por financiar os Projetos de Pesquisa associados a esse trabalho.

## RESUMO

Com o aumento da população idosa previsto ao longo dos próximos anos, existe uma preocupação nos setores de saúde dos países em relação à acessibilidade e assistência dos idosos. O envelhecimento causa o declínio de diversas habilidades, sendo a locomoção uma delas. Existem alguns dispositivos que oferecem auxílio para compensar a limitação de mobilidade. Um deles são os Andadores Robóticos. Esses dispositivos são integrados com diversos sensores que oferecem segurança e auxílio para pessoas com problemas de marcha. Contudo, essa adição de sensores e funcionalidades pode gerar uma sobrecarga cognitiva nos usuários, dificultando e desmotivando o uso do dispositivo. Neste contexto, esse Projeto de Graduação apresentou o desenvolvimento e a validação experimental de um sistema de *feedback* visual baseado em um jogo sério de realidade virtual para criar uma interface de treinamento dos usuários do andador robótico, UFES vWalker. Foram recrutados 10 voluntários para realizarem os experimentos com o sistema. Os primeiros 5 voluntários (Grupo de Intervenção) realizaram 3 repetições: a primeira de andar no mundo virtual do Caminho Reta, Caminho Lemniscata e Caminho Z sem a interface visual, a segunda foi andar pelos mesmo caminhos com a interface visual ativada e a terceira foi refazer a Repetição 1. Para o Caminho Reta, os usuários foram capazes de reduzir o tempo de execução do caminho em 41,1% da Repetição 1 para Repetição 2, e em 49,1% da Repetição 1 para 3. No caminho Lemniscata, a redução foi de 17,7% da Repetição 1 para 2, e de 29,6% da Repetição 1 e 3. Por fim, no Caminho Z, a diminuição de tempo foi de 3,7% da Repetição 1 para 2, e da Repetição 1 para 3 foi de 17,4%. Os outros 5 voluntários (Grupo Controle) realizaram também 3 repetições nos mesmo caminhos, porém em nenhuma dessas repetições foi fornecido *feedback* visual. Esse grupo obteve uma redução percentual de tempo inferior ao Grupo de Intervenção ao longo das repetições. Com isso, pode se concluir que a interface auxiliou o usuário no entendimento do dispositivo, sendo capazes de reduzir seu tempo de execução nas repetições durante e após receber o *feedback* visual. Além do tempo de execução, também foram analisadas as métricas de descarga parcial de peso correta no sensor do vWalker e distâncias do usuário para o dispositivo. Para trabalhos futuros, pretende-se fazer testes com voluntários que apresentam problemas cognitivos, de marcha e de visão, visto que esse é o grupo de pessoas que necessitam de dispositivos de assistência, para avaliar a eficiência do sistema e o nível de aceitação da ferramenta desenvolvida.

**Palavras-chave:** Andador Robótico; *Feedback* Visual; Jogos Sérios; Realidade Virtual.

## ABSTRACT

With the increase in the elderly population expected over the next few years, there is a concern in the health sectors of countries regarding accessibility and care for the elderly. Aging causes the decline of several skills, locomotion is one of them. There are some devices that help to compensate for limited mobility. One of them are the Smart Walkers. These devices are integrated with various sensors that offer safety and assistance for people with gait problems. However, this addition of sensors can generate a cognitive overload on users, making it difficult and discouraging to use the device. In this context, this Graduation Project presented the development and experimental validation of a visual *feedback* system based on a virtual reality serious game to create a user training interface for the smart walker, UFES vWalker. The first 5 volunteers (Intervention Group) performed 3 repetitions: the first was to walk in the virtual world of Path Straight Line, Path Lemniscate and Path Z without the visual interface, the second was to walk the same paths with the visual interface activated and the third was to redo Repetition 1. For the Path Straight Line, users were able to reduce the execution time of the path by 41.1% from Repetition 1 to Repetition 2, and by 49.1% from Repetition 1 to 3. Path Lemniscate, the reduction was 17.7% from Repetition 1 to 2, and 29.6% from Repetition 1 and 3. Finally, on Path Z, the time decrease was 3.7% from Repetition 1 to 2. Repetition 1 to 2, and Repetition 1 to 3 was 17.4%. The other 5 volunteers (Control Group) also performed 3 repetitions in the same ways, however in none of these repetitions visual feedback was provided. This group achieved a lower percentage time reduction than the Intervention Group over the repetitions. It can be concluded that the interface aided the user to understand the device, being able to reduce their repetition execution time during and after receiving the visual feedback. In addition to the execution time, the metrics of correct deposits of forces on the vWalker sensor and distances from the user to the device were also analyzed. For future work, it is intended to test with volunteers who have cognitive, gait and vision problems, as this is the group of people who use vWalker, to assess the efficiency of the system and the level of acceptance of the developed tool.

**Keywords:** Feedback; Serious Games; Virtual Reality; Smart Walkers.

## LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 – vWalker, andador robótico inteligente desenvolvido na UFES pelo NTA, e seu gêmeo digital. . . . . 21
- Figura 2 – UFES vWalker e os sensores utilizados nesta pesquisa. . . . . 25
- Figura 3 – Decomposição dos eixos coordenados, onde o usuário aplica as forças, no MTA400 FUTEK. . . . . 27
- Figura 4 – Em (a), tem-se a visão de um voluntário usando o Oculus Quest e olhando para baixo para ver a estrutura do vWalker digital. Em (b), mostra-se a visão do usuário com a cabeça levantada, vendo a disposição das esferas para coletar. Nesse exemplo, a interface de *feedback* visual está desativada. . . . . 29
- Figura 5 – Exposição dos caminhos propostos para os experimentos. Em (a), mostra-se a linha reta (Caminho Reta), as esferas verdes são os itens coletáveis e sua coloração vai se intensificando à medida que o usuário vai coletando. Em (b), mostra-se a lemniscata de Bernoulli (Caminho Lemniscata), com as esferas azuis indicando o caminho. Em (c), tem-se o Caminho Z, com as esferas vermelhas indicando a trajetória. O retângulo amarelo em (c), indica a área onde o valor de  $m_v$  da Equação 3.3 é alterado. . . 30
- Figura 6 – A interface de *feedback* visual para treinamento e onde as informações são dispostas para o usuário. As barras nas extremidades indicam os valores de forças depositadas no eixo Z do sensor de forças para cada braço. O retângulo no centro indica a posição média das pernas do usuário em relação ao vWalker, as linhas pontilhadas delimitam a posição que o usuário deve ficar. O avatar 3D, no centro, indica a inclinação atual do tronco do usuário. . . . . 31

Figura 7 – Uma demonstração do funcionamento da interface durante a realização do Caminho Reta. Inicialmente em (a), o usuário está depositando forças acima do LF em ambos os braços, isso é representado pela cor verde de ambas as barras, sua posição em relação ao vWalker e sua inclinação de tronco também estão corretas. Em (b), o usuário avança no caminho, subindo seu score de 5 para 7, contudo, sua força em Z no braço de direito fica inferior ao LF, sendo representado pela cor vermelha, ele também se distancia do andador, sendo representado pela linha pontilhada vermelha e inclina demais seu tronco, como mostra o avatar amarelo. Em (c), ao tentar corrigir a força depositada no braço direito, o usuário acaba excedendo sua força, tornando as forças entre os dois braços desbalanceadas, isso é representado pelas barras amarelas. Em (d), o usuário coleta o retângulo final, e recebe a mensagem que acabou o jogo. . . . .	32
Figura 8 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Reta. . . . .	35
Figura 9 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Reta. . . . .	36
Figura 10 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 2 do Grupo de Intervenção no Caminho Reta durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.	38
Figura 11 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 9 do Grupo Controle no Caminho Reta durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.	39
Figura 12 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Lemniscata. . . . .	40
Figura 13 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Lemniscata. . . . .	40
Figura 14 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 4 do Grupo de Intervenção no Caminho Lemniscata durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada. . . . .	42
Figura 15 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 7 do Grupo Controle no Caminho Lemniscata durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada. . . . .	42
Figura 16 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Z. . . . .	43



Figura 17 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Z. . . . .	43
Figura 18 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 5 do Grupo de Intervenção no Caminho Z durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.	45
Figura 19 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 10 do Grupo Controle no Caminho Z durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.	46

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Repetições propostas para o Grupo de Intervenção e Grupo Controle . . . . .	34
Tabela 2 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Reta para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	37
Tabela 3 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Reta para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	37
Tabela 4 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Lemniscata para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	41
Tabela 5 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Lemniscata para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	41
Tabela 6 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Z para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	44
Tabela 7 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Z para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente. . . . .	44

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AVC	Acidente Vascular Cerebral
LD	Limiar de Distância
LF	Limiar de Força
LM	Lesão Medular
NTA	Núcleo de Tecnologia Assistiva
PC	Paralisia Cerebral
RV	Realidade Virtual
SW	<i>Smart Walker</i>
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo

# SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO . . . . .	12
1.1	Motivação . . . . .	12
1.2	Objetivos . . . . .	14
1.3	Justificativa . . . . .	15
1.4	Organização do Projeto de Graduação . . . . .	16
2	REFERENCIAL TEÓRICO . . . . .	18
2.1	Problemas de Mobilidade Humana . . . . .	18
2.2	Andadores Robóticos . . . . .	19
2.3	Antecedentes e UFES vWalker . . . . .	21
2.4	Sistemas de <i>Feedback</i> Visual, Jogos Sérios e Realidade Virtual para Reabilitação e Treinamento de Marcha . . . . .	22
3	METODOLOGIA . . . . .	25
3.1	UFES vWalker . . . . .	25
3.2	Controlador de Admitância do UFES vWalker . . . . .	26
3.3	Condições de Segurança do UFES vWalker . . . . .	26
3.4	Jogo Sérico e Realidade Virtual . . . . .	28
3.5	Interface de <i>Feedback</i> Visual para Treinamento . . . . .	29
3.6	Validação Experimental . . . . .	33
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES . . . . .	35
4.1	Caminho Reta . . . . .	35
4.2	Caminho Lemniscata . . . . .	39
4.3	Caminho Z . . . . .	43
5	CONCLUSÃO . . . . .	47
	REFERÊNCIAS . . . . .	49

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 Motivação

De acordo com a Organização Mundial da Saúde (2022), no ano de 2050 estima-se que a população acima de 60 anos será de 2,1 bilhões de pessoas, o equivalente a 22% da população mundial. O envelhecimento de uma população acarreta um aumento de gastos dos países nos seus setores de saúde para manter o bem-estar dos habitantes. Além disso, gera uma sobrecarga na jornada de trabalho de profissionais da área da saúde, visto que a população mais idosa necessita de um maior acompanhamento, sobre tudo aqueles que além da idade, apresentam também algum declínio de qualquer capacidade (RAVANKAR et al., 2022).

Uma das desabilidades que surge à medida que a população envelhece é a de locomoção dos indivíduos gerada devido às limitações visuais e de mobilidade (BETTELLI, 2017). A locomoção está diretamente ligada à independência no dia a dia, o que afeta o bem-estar e a qualidade de vida da pessoa (DAVIS et al., 2015). Dificuldades na locomoção podem representar um risco de vida, sendo quedas, causadas por problemas de equilíbrio e marcha, responsáveis por 55,8% das mortes acidentais na população idosa (Centers for Disease Control and Prevention, 2016). Entretanto, esses problemas não se limitam a população idosa, doenças como acidente vascular cerebral (AVC), lesão medular (LM), paralisia cerebral (PC) e Parkinson também são causas para distúrbios de mobilidade (FRIZERA-NETO et al., 2011; OSOBA et al., 2019).

Existe uma gama de dispositivos de assistência que oferecem auxílio para compensar a limitação de mobilidade. Para usuários com total incapacidade de mobilidade, são utilizados dispositivos alternativos: cadeiras de roda ou *scooters*. Para usuários com capacidades residuais de locomoção, o recomendado é a utilização de dispositivos aumentativos, que potencializam a capacidade residual de movimento, como bengalas, muletas e andadores (FRIZERA-NETO et al., 2011; CIFUENTES; FRIZERA, 2016).

Os andadores destacam-se entre os dispositivos aumentativos desde os dispositivos convencionais, que apresentam uma estrutura simples e de baixo custo, que fornece um suporte de peso parcial e auxilia na estabilidade estática e dinâmica do usuário, contudo, podem ser difíceis de manusear, tornando a locomoção complicada (BATENI; MAKI, 2005). Para facilitar a navegação com esses dispositivos, pode-se ter versões mais tecnológicas do mesmo, os *Smart Walkers* (SW), andadores robóticos em português.

A integração de conceitos de robótica aos andadores gerou o surgimento dos SW, que

potencializam as capacidades residuais dos usuários com a utilização de interfaces humano-máquina (IHM) e estratégias de controle (FRIZERA-NETO et al., 2011). A possibilidade de adição de sensores e câmeras ao SW pode oferecer maior segurança e auxílio a indivíduos com dificuldade de marcha (CIFUENTES; FRIZERA, 2016; SCHEIDEGGER et al., 2019). Por exemplo, em Scheidegger et al. (2019), a inclusão de um sensor infravermelho, para identificação da distância das pernas do usuário para o SW, auxiliou o desenvolvimento de estratégias de controle conforme a distância entre robô e usuário. Essa adição de funcionalidades ao longo dos anos, permitiu a utilização dos SW em cenários de reabilitação (POSTOLACHE et al., 2015).

A robótica é utilizada na reabilitação para automatizar o treinamento motor e neurológico (KAHN et al., 2014), ajudando terapeutas a fornecerem exercícios consistentes e adaptados aos pacientes. Sendo assim, é possível obter métricas quantitativas do desempenho do usuário, permitindo melhor acompanhamento de sua evolução (WU et al., 2017). Isso torna a reabilitação tradicional combinada com dispositivos robóticos mais efetiva, podendo acelerar a recuperação da marcha (SCHWARTZ; MEINER, 2015). Além disso, dispositivos como SW, podem ser equipados com sensores que os tornem mais autônomos, permitindo que pacientes com problemas de cognição, visão ou mobilidade tenham mais recursos para sua utilização de forma independente, podendo aliviar a sobrecarga de enfermeiros em ambientes de reabilitação (MARTINS et al., 2015).

Contudo, a inclusão de sensores e funcionalidades em SW pode dificultar o entendimento e treinamento do dispositivo (CARDOSO et al., 2022), além de que a complexidade de treinamento de certas tarefas ou a cansativa repetição de exercícios simples, torna o processo de reabilitação exaustivo (PAPEGAALJ; MORANG; STEENBRINK, 2017; PENALVER-ANDRES et al., 2019). Esses fatores podem causar nas pessoas um desinteresse na utilização do andador e impactar no resultados da reabilitação de marcha (HOWARD, 2017).

Uma forma de ajudar o usuário a entender o dispositivo e seu processo de marcha é através do *feedback* visual, que consiste em dar orientações e informações atualizadas aos indivíduos, ajudando a corrigir seus movimentos (SEKHAVAT; NAMANI, 2018; GIBBS; GILLIES; PAN, 2022). Essas orientações, por meio de dados visuais, podem simplificar o entendimento do dispositivo para o paciente mais do que outros tipos de instrução, como, por exemplo, uma explicação verbal (SEKHAVAT; NAMANI, 2018).

Além disso, sistemas de *feedback* visual podem ser integrados com outras tecnologias, como sistemas de realidade virtual (RV) e jogos sérios, que auxiliam a combater o desinteresse e desmotivação dos indivíduos (KEARNEY et al., 2019). Sistemas de RV oferecem um ambiente interativo encorajando as pessoas a se manterem ativas durante a reabilitação

(BOONE; FOREMAN; ENGSBERG, 2017). Com a RV, é possível estimular o usuário a explorar diferentes cenários como terrenos inclinados ou com diferentes resistências de movimento, que incentivam os indivíduos a alterarem seus padrões de caminhada inconscientemente, promovendo diferentes estímulos durante o processo de reabilitação.

Os jogos sérios e/ou ‘gamificação’ podem ser utilizados para intensificar o engajamento e motivação dos pacientes (KERN et al., 2019; BOONE; FOREMAN; ENGSBERG, 2017; PAPEGAALJ; MORANG; STEENBRINK, 2017). Por exemplo, em Kern et al. (2019), os pacientes ficaram imersos em um jogo de RV para trabalhar a reabilitação de marcha. Nesse jogo, eles caminhavam em uma esteira ao lado de um cachorro de RV, no qual eles tinham que andar pelo ambiente para ajudar o animal a reconstruir sua casa. Esse envolvimento com a história aumentou a motivação, reduziu a carga de esforço físico, a ansiedade e frustração enquanto caminhavam pela esteira.

Desta forma, para oferecer um ambiente interativo e empoderar o uso de dispositivos de assistência, este Projeto de Graduação visa desenvolver um sistema de *feedback* visual baseado em um jogo sério de realidade virtual para criar uma interface de treinamento para usuários do vWalker, andador robótico desenvolvido na UFES pelo Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA).

## 1.2 Objetivos

O objetivo geral deste Projeto é desenvolver uma interface de *feedback* visual para treinar usuários de SW e facilitar o entendimento da utilização deste dispositivo de assistência. Para alcançar o objetivo geral, os seguintes objetivos específicos são sugeridos:

- estudar as formas de interação mais relevantes para a utilização correta do vWalker;
- desenvolver cenários de RV para utilização do vWalker;
- desenvolver uma interface em RV para auxiliar a utilização do vWalker;
- validar o sistema com experimentos práticos.

### 1.3 Justificativa

Dispositivos robóticos de assistência tem grande potencial para serem utilizados por idosos e pessoas com problemas cognitivos e/ou de mobilidade, pois promovem uma redução do esforço físico dos usuários tanto no processo de reabilitação da marcha quanto no dia-a-dia (ROBINSON; MACDONALD; BROADBENT, 2014). Estes dispositivos possibilitam um treino de recuperação de marcha eficiente e intensivo, sendo altamente recomendados por clínicas ao redor do mundo (MIKOLAJCZYK et al., 2018). Contudo, os exercícios de reabilitação ainda podem ser repetitivos, gerando um desinteresse dos pacientes (PAPEGAALIJ; MORANG; STEENBRINK, 2017).

Além disso, a adição de diversos sensores nos robôs de assistência para promover segurança e auxiliar na locomoção, especialmente pacientes com problemas cognitivos, visuais e de mobilidade, podem tornar o uso desses dispositivos complexos (MARTINS et al., 2015; CARDOSO et al., 2022). Existem diversos estudos que unem tecnologias como RV, jogos sérios e *feedback* visual para cenários de reabilitação visando reduzir a complexidade e desinteresse no treino e reabilitação da marcha.

A RV possibilita a criação de cenários interativos para evitar ambientes repetitivos, aumentando a recuperação cognitiva e física dos usuários (MANULI et al., 2020). Para aumentar o engajamento e influenciar positivamente a atenção dos usuários, são utilizados jogos sérios com RV para promover auxílio na reabilitação, podendo ser adaptados para pacientes com problema de marcha (VIEIRA et al., 2021). Essas ferramentas oferecem *feedback* visual ao usuário, o qual pode incrementar o aprendizado do usuário em relação ao *feedback* auditivo, como o comando verbal/oral (SEKHAVAT; NAMANI, 2018).

Em Semblantes et al. (2018), um jogo sério em um cenário de RV com *feedback* visual foi desenvolvido para recuperação de movimentos dos membros inferiores e superiores de pacientes com AVC. Nesse jogo, o paciente controlava seu avatar 3D para realizar diferentes tarefas, como colher maçãs em uma árvore ou chutar uma bola de futebol para fazer um gol. Durante essas atividades, o usuário visualizava a movimento que precisava realizar para completar o exercício.

A junção de jogos sérios com treinamento de marcha apresenta resultados que indicam os aspectos positivos da ferramenta, para motivação, repetição e orientação em tarefas de treino. Em Noveletto et al. (2020) foi criado um jogo semelhante a um *ping pong* no qual o paciente, sentado, movimentava os membros inferiores para controlar a raquete e trabalhar na reabilitação motora dos membros inferiores. A utilização de jogos sérios com RV para



treinamento de marcha é uma vantagem por permitir a inclusão de objetos dinâmicos, capazes de simular colisões, podendo ajustar o nível de dificuldade das tarefas respeitando as limitações dos usuários (MA; ZHENG, 2011).

Contudo, para pessoas com menor função residual dos membros inferiores, é necessário a inclusão de dispositivos que forneçam suporte de peso junto a esses jogos e cenários de RV. Com isso, esteiras combinadas com sensores e ferramentas para suporte de peso são as interfaces mais utilizadas para criação de cenários de RV para reabilitação de marcha (CORBETTA; IMERI; GATTI, 2015; BERRA et al., 2019). Indo dos sistemas mais simples, que envolvem apenas a esteira ergométrica e óculos de realidade virtual, até sistemas capazes de simular tropeços durante a caminhada na esteira (ROOIJ et al., 2019).

Em Rooij et al. (2019), foi feito comparativo entre o treinamento com RV contra treinamento sem RV para pacientes com AVC. Nos resultados, conclui-se que o treinamento com RV pode ser um complemento ao treinamento convencional por promover um treinamento intensivo, variável e interativo para os usuários. Além disso, esse treinamento pode ser ajustado de acordo com o nível de habilidade do paciente criando tarefas inesperadas como desvio de obstáculos ou tropeços, que podem ser incrementadas com sistemas de pontuação para gerar o engajamento do usuário.

Problemas de marcha limitam a participação das pessoas em atividades diárias, para isso o treinamento dessa função é uma importante ferramenta para recuperação do paciente (ROOIJ et al., 2019). Esteiras são amplamente utilizadas para esse treinamento, contudo, não são uma alternativa para realização de tarefas do dia-a-dia. Para atividades deste tipo, SW é um dispositivo mais adequado, pois pode ser usado para ações cotidianas, como: ir até o banheiro ou até o elevador (MARTINS et al., 2012).

Por isso, a justificativa deste trabalho é desenvolver uma interface de *feedback* visual para treinamento com jogo sério em RV que utiliza SW, um dispositivo de assistência para tarefas diárias, para promover a reabilitação de pacientes com problemas de marcha. Nesse jogo, o usuário irá fazer caminhadas reais para coletar objetos e terá auxílio de um *feedback* visual para utilizar o dispositivo.

#### 1.4 Organização do Projeto de Graduação

Esse documento é dividido em 5 capítulos. O Capítulo 1 apresenta a motivação, os objetivos e a justificativa do Projeto de Graduação. O Capítulo 2 apresenta o referencial teórico sobre mobilidade, andores robóticos, *feedback* visual, jogos sérios e realidade virtual. O

Capítulo 3 apresenta metodologia adotada para o desenvolvimento do Projeto. O Capítulo 4 os resultados e discussões obtidos com os experimentos e o Capítulo 5 a conclusão e trabalhos futuros da pesquisa.

## 2 REFERENCIAL TEÓRICO

### 2.1 Problemas de Mobilidade Humana

A mobilidade humana, a qual é a capacidade do indivíduo se locomover livremente entre ambientes e realizar tarefas do dia-a-dia, é uma habilidade que vai se degradando conforme o tempo (WINTER, 2009). Isso acontece, pois umas das formas mais naturais de locomoção do ser humano, a marcha, depende de uma complexa interação de 3 sistemas do corpo: nervoso, músculo-esquelético e cardiorrespiratório (PIRKER; KATZENSCHLAGER, 2017). Contudo, a deterioração neurológica, muscular e osteoarticular enfrentada com o avanço da idade afetam essa interação e debilita a marcha (GHIRONZI et al., 2018).

Além da idade, existem diversas doenças que afetam a mobilidade humana. Um exemplo delas, é o AVC, uma das enfermidades mais comuns, que limitam mobilidade do indivíduo. 60% das pessoas que sofrem com essa doença apresentam problemas para caminhar como diminuição na velocidade de caminhada, redução do comprimento do passo e assimetria espacial (KAMMEN et al., 2017). Além do AVC, o Alzheimer também podem afetar a mobilidade do indivíduo, podendo causar problemas na marcha, porque na medida em que as habilidades cognitivas são reduzidas, os parâmetros cinemáticos da marcha são afetados, aumentando em até 3 vezes os riscos de queda ao andar (COELHO et al., 2012). A Paralisia Cerebral (PC), que afeta o cérebro do indivíduo antes mesmo do nascimento, também afeta a marcha devido aos distúrbios causado no cérebro do bebê (POOLE et al., 2018), fazendo com que os jovens precisem realizar um maior esforço para manter sua coordenação motora (BOLSTER et al., 2017). Aproximadamente 11% das crianças com PC já recorrem a dispositivos de assistência para manter sua postura e estabilidade (POOLE et al., 2018).

Além de doenças, acidentes, especialmente aqueles que causam algum tipo de lesão na medula espinhal, causam complicações na marcha humana, afetando o equilíbrio e a coordenação motora do ser (PIRKER; KATZENSCHLAGER, 2017). Esses são alguns dos fatores que trazem problemas para a mobilidade humana, é por causa deles e de outros motivos, que o desenvolvimento de dispositivos que auxiliam a marcha são de interesse para a sociedade, em especial idosos (BOLSTER et al., 2017).

## 2.2 Andadores Robóticos

Existem diversos fatores que podem afetar a marcha humana, como mencionado na sessão anterior. Para superar esses problemas existem dispositivos para assistir à locomoção humana, como: bengalas, muletas, andadores, cadeiras de roda, *scooters*, órteses e próteses para membros inferiores.

Dentre esses dispositivos, os andadores são uma importante opção para auxiliar na mobilidade devido sua simplicidade estrutural, baixo custo, suporte parcial de peso e potencial para reabilitação (CIFUENTES; FRIZERA, 2016). Sua estrutura padrão é composta de quatro pernas de metal rígidas, podendo variar para andadores equipados com duas rodas na parte frontal ou com rodas nas 4 pernas. Todos os tipos permitem o suporte de peso do usuário gerando uma melhora em seu equilíbrio e estabilidade lateral (FRIZERA-NETO et al., 2011). Ademais, a evolução tecnológica possibilitou integrar sensores e interfaces aos andadores, criando os *Smart Walkers*.

Os SW são dispositivos equipados com sensores e atuadores que auxiliam usuários a realizar tarefas de marcha e navegação de forma segura, evitando colisão com obstáculos e prevenindo quedas (WERNER et al., 2018). Esses dispositivos são desenvolvidos para potencializar as capacidades residuais dos usuários por meio de interface humano-máquina e estratégias de controle (FRIZERA-NETO et al., 2011), sendo uma boa ferramenta para cenários de reabilitação.

Na reabilitação, SW podem fornecer importantes contribuições para melhora desse processo, pois têm uma estrutura capaz de fornecer suporte parcial de peso, que auxilia na maior eficiência do treinamento de marcha de pacientes com músculos dos membros inferiores mais fracos (CIFUENTES; FRIZERA, 2016). O armazenamento de informações de medidas de forças, aceleração do dispositivo e parâmetros de marcha auxiliam no monitoramento de condições de desbalanço e instabilidade, que podem resultar em quedas ou lesões graves (POSTOLACHE et al., 2015). Aliás, suas funcionalidades para auxiliar a marcha e navegar autonomamente, tornam os pacientes mais independentes, aliviando carga de trabalho sobre os fisioterapeutas (MARTINS et al., 2015).

Além disso, a integração de câmeras, sensores distâncias, ultrassônicos e de força deixam a navegação dos SW mais robusta, permitindo desde o desenvolvimento de estratégias que auxiliam na navegação social em espaços confinados (JIMENEZ et al., 2022) até estratégias que permitem pessoas com limitação da visão (JIMÉNEZ et al., 2020).

Os SW vêm sendo desenvolvidos há anos com os mais diversos sensores e propostas. O i-Walker, por exemplo, foi projetado para assistir à marcha de pacientes com AVC leve, realizando o monitoramento biomecânico dos parâmetros da marcha para gerar o movimento do dispositivo junto ao sensor de forças equipado no SW (MORONE et al., 2016). O MOBOT é utilizado com idosos que têm leves dificuldades cognitivas e de caminhada. Esse SW é equipado com sensores para reconhecimento de gestos e voz, além de monitorar parâmetros fisiológicos, como batimentos cardíacos e padrões de marcha do usuário (EFTHIMIOU et al., 2016).

Os SW também podem ser integrados com outros dispositivos de assistência, como CPWalker, uma plataforma robótica que une um SW com um exoesqueleto controlado por uma interface multimodal. Esse dispositivo foi desenvolvido para reabilitação de marcha de crianças com paralisia cerebral (BAYON et al., 2017). O CPWalker fornece diferentes estratégias de controle, que variam conforme o grau de independência do usuário. Por exemplo, uma estratégia de seguimento de trajetória, onde o paciente segue um caminho fixo ou uma estratégia de um controlador de impedância, que permite aumentar o grau de participação do paciente no controle. Nesse dispositivo, o usuário é fisicamente conectado com o SW no tronco, mas de forma que não limite a movimentação das pernas com o exoesqueleto, visto que a intenção de movimento do paciente é estimada pela localização de seus membros inferiores (BAYON et al., 2017). SW também auxiliam pessoas com deficiências visuais, como o Wachaja et al. (2017), desenvolvido com o foco de auxiliar a locomoção de pessoas que apresentam problemas de visão, além dos problemas de marcha. Esse dispositivo é equipado com motores de vibração que alertam o usuário sobre a presença de obstáculos.

O JARoW-II é um SW para idosos, que considera os movimentos da pélvis do usuário para identificação da intenção de movimento do usuário (OHNUMA; LEE; CHONG, 2017). O ASBGo (*Adaptive System Behavior Group*) desenvolveu um SW para ser utilizado em exercícios de adaptação durante a terapia de pacientes com problema de marcha, capaz de detectar e prever quedas, planejar rotas evitando obstáculos e detectar a intenção de movimento do usuário (PEREIRA; RIBEIRO; SANTOS, 2019).

Os andores robóticos citados apresentam diferenças entre si, seja na parte estrutural ou na parte de sensoriamento. Contudo, a montagem desses dispositivos têm o objetivo de auxiliar na marcha de indivíduos com algum problema de locomoção. A próxima seção será destinada a apresentar o UFES vWalker, o SW desenvolvido pelo NTA e que será utilizado neste trabalho.

### 2.3 Antecedentes e UFES vWalker

O NTA trabalha com SW há mais de 10 anos. Na sua primeira versão, o UFES Smart Walker possuía um sistema de computação embarcado, atuadores de corrente contínua instalados nas rodas traseiras e um conjunto de sensores para realizar diferentes estratégias de controle, como no intercâmbio de forças entre os membros superiores e o dispositivo (CIFUENTES; FRIZERA, 2016).

Posteriormente foi dada atenção para o desenvolvimento de estratégias de interação do usuário com o andador e com o ambiente, por meio de controladores que permitiam uma navegação segura em ambientes confinados (JIMENEZ et al., 2022) ou para guiar deficientes visuais em caminhos predeterminados (JIMÉNEZ et al., 2020).

A segunda versão do andador, o UFES CloudWalker, incorporou tecnologias de rede de computação remota, permitindo a execução de processos de alto poder computacional em nuvem (MELLO; RIBEIRO; FRIZERA-NETO, 2022). Assim, aumentou-se a capacidade computacional do sistema, abrindo espaço para implementação de estratégias de controle e mapeamento mais sofisticadas.

A atual versão do SW, o UFES vWalker, está mostrado na Figura 1. No lado esquerdo, encontra-se a versão física do dispositivo, no lado direito o seu gêmeo digital. Com a utilização do Oculus Quest 2 HMD (Meta Quest, EUA), é realizado a conexão entre o mundo físico e a RV através do *software* Unity, sendo possível desenvolver estratégias onde o usuário está imerso em cenários de RV.

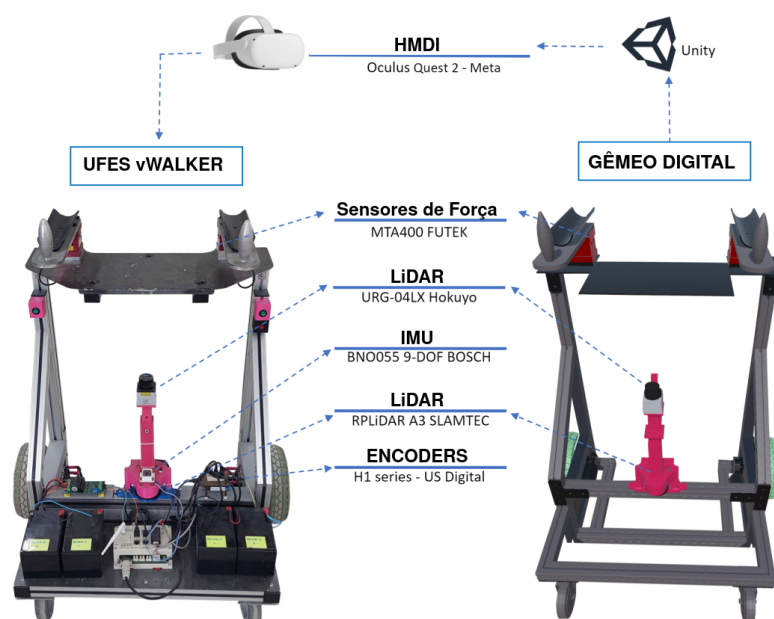


Figura 1 – vWalker, andador robótico inteligente desenvolvido na UFES pelo NTA, e seu gêmeo digital.

## 2.4 Sistemas de *Feedback* Visual, Jogos Sérios e Realidade Virtual para Reabilitação e Treinamento de Marcha

A retroalimentação, *feedback* em inglês, consiste no ato de fornecer informações para o usuário por um meio, que pode ser um especialista ou um dispositivo. Essa tarefa, especialmente quando feita de forma visual, pode promover um ganho no aprendizado de atividades motoras, seja para recuperação da tarefa de marcha ou para melhorar desempenho de atletas, por exemplo (KEARNEY et al., 2019; GEISEN et al., 2021). O *feedback* visual pode ser usado no formato de vídeos, ou então, através do *feedback* em tempo real das atividades, que possibilita um aprendizado acelerado (GEISEN et al., 2021).

O *feedback* visual pode ser usado para estimular o treinamento de tarefas de marchas, que vão sendo degradadas ao longo do envelhecimento ou com o surgimento de doenças. Por exemplo, em Pignolo et al. (2020), um sistema de *feedback* visual, que fornecia em tempo real a descarga de peso em cada pé de pacientes com AVC, ajudou na recuperação de marcha de forma mais efetivada do que de pacientes que fizeram um tratamento tradicional.

Contudo, informações de *feedback* podem acabar gerando um sobrecarga cognitiva sem experiência, e até mesmo atrapalhar seu engajamento. Para contornar essa situação, é possível integrar esses sistemas com jogos (KEARNEY et al., 2019). O conceito de jogos não se limita apenas ao entretenimento de seus jogadores. Com essa ferramenta é possível apresentar novas situações, construir conhecimento e treinar habilidades específicas dos usuários, denominado de jogos sérios (MACHADO et al., 2011). Jogos sérios são desenvolvidos com intuito de preservar o entretenimento, porém adicionando ao menos um objetivo de motivação, conhecimento ou saúde para o jogador (MACHADO et al., 2019).

*America's Army* foi um dos primeiros jogos sérios bem sucedidos. Criado em 2002 pelo exército dos EUA, esse videogame tinha como objetivo incentivar jovens americanos a se alistarem (NIEBORG, 2004). Contudo, existem estudos que indicam que desde os primeiros jogos de videogame já era possível captar esses propósitos mais sérios (DJAOUTI et al., 2011).

Os principais elementos de um jogo sério são: roteiro, *design*, jogabilidade e interface (DIAS et al., 2016). No roteiro são citados os elementos responsáveis pelo entretenimento, os desafios, formas de interação e visão, gênero do jogo e outros elementos. No design, são as formas dos cenários, trilha e efeitos sonoros. Na jogabilidade estão as regras do jogo com seu nível de dificuldade e, por fim, a interface representa a forma de interação entre o

usuário e o jogo (DIAS et al., 2016).

A vantagem de se desenvolver um jogo sério é a capacidade de se promover diversão enquanto se oferece um tipo de ajuda (MACHADO et al., 2019). A utilização desses jogos para tratamento médico, educacional ou psicológico pode apresentar resultados melhores que os tratamentos tradicionais. Isso acontece pelo melhor engajamento dos usuários (SUDARMILAH et al., 2018) e maior adaptabilidade, pois o jogo pode ser alterado ficando mais fácil ou difícil, gerando uma experiência sem causar estresse ou vergonha (DÖRNER et al., 2016).

No âmbito de jogos e *feedback* visual para treinamento de marcha, tem-se como exemplo o trabalho de Noveletto et al. (2020), no qual foi desenvolvido um jogo semelhante a um *ping pong* para reabilitação dos membros inferiores de pacientes que sofreram AVC. Nesse jogo, o usuário movimenta o joelho sentado em uma cadeira, para movimentar a raquete e acertar a bola de *ping pong*. Além da motivação do usuário, o jogo também serviu como índice de avaliação de progresso para os terapeutas.

Já em Yuan et al. (2020) foi desenvolvido um jogo com diversas interações para exercitar o equilíbrio de paciente com Parkinson. Em Geman, Chiuchisan e Vicoveanu (2021), um jogo sério conseguiu melhorar substancialmente problemas na articulação de pacientes com degeneração osteoarticular. Além disso, é possível oferecer ainda mais imersão do paciente no jogo sério adicionando cenários de RV.

Em sistemas de RV, o usuário é envolvido em simulações interativas (BOONE; FOREMAN; ENGSBERG, 2017), que podem ser usadas em jogos sérios para fornecer análises detalhadas e precisas da cinemática do usuário durante a reabilitação de marcha (GONÇALVES; POSTOLACHE; PEREIRA, 2022). Além disso, com RV é possível transmitir um *feedback* mais realísticos do que um *feedback* fornecido em um monitor, devido à possibilidade de imersão (SEKHAVAT; NAMANI, 2018).

Um exemplo de trabalho que houve a integração de RV, jogos e *feedback* visual foi em Semblantes et al. (2018). Esse trabalho desenvolveu 4 diferentes tipos de jogos em RV para reabilitação de membros superiores e inferiores de pacientes que sofreram AVC. O primeiro jogo consistia na tarefa de colher maçãs em uma árvore, o segundo era uma estimulação de flexão dos braços, o terceiro era para marcar gols chutando uma bola de futebol. Em todos esses 3 jogos, o paciente usa um óculos de RV para poder ver seu avatar 3D e recebia por meio de vídeo os movimentos que deveria fazer para realizar suas tarefas. O quarto jogo era um mundo livre, onde o paciente andava para ser feito uma captura de dados de seus movimentos. No fim, o uso dessa tecnologia motivou os pacientes na repetição de



exercícios e o *feedback* visual gerou uma imersão que atraiu a atenção dos usuários para a execução das tarefas.

Os principais sistemas de reabilitação de marcha com RV são utilizando esteiras, principalmente as que são equipadas com um suporte para peso do corpo, que aumenta a segurança dos usuários (CORBETTA; IMERI; GATTI, 2015; SOLANKI et al., 2019). Por exemplo, em Rooij et al. (2019), foi feito um treinamento de marcha na esteira com RV para usuários que sofreram AVC. Nesse treinamento, os cenários RV eram adaptados conforme o nível de habilidade do paciente, que tinha que lidar com situação inesperadas, como o surgimento de obstáculos. Esse treinamento obteve métricas melhores de intensidade, variabilidade e satisfação do usuário quando comparado ao treino com a mesma esteira, mas sem o RV.

Em Kern et al. (2019), para instigar a motivação do usuário no processo de reabilitação da marcha, foi desenvolvido um jogo em RV, onde o usuário anda ao lado de um cachorro coletando itens em um mundo aberto, no qual ele se movimenta através da esteira, para ajudar o animal a construir uma moradia para ele. Ao fim, foi constatado que o envolvimento na história motivou o paciente a caminhar pelo mundo.

### 3 METODOLOGIA

Esse Capítulo mostra os materiais e métodos usados nesse Projeto de Graduação. São apresentados o UFES vWalker, o jogo sério e a interface de *feedback* visual.

#### 3.1 UFES vWalker

Para validar o trabalho proposto, foram utilizados os seguintes equipamentos: o UFES vWalker, o SW desenvolvido por nosso grupo de pesquisa apresentado na Figura 1, uma Unidade de Medida Inercial (IMU) (BNO055 9-DOF BOSCH, Alemanha), o Oculus Quest 2 e um notebook (AMD Ryzen 7, 16 GB de RAM, NVIDIA GeForce RTX 3060) (DELL, EUA). Todo o hardware é mostrado na Figura 2.

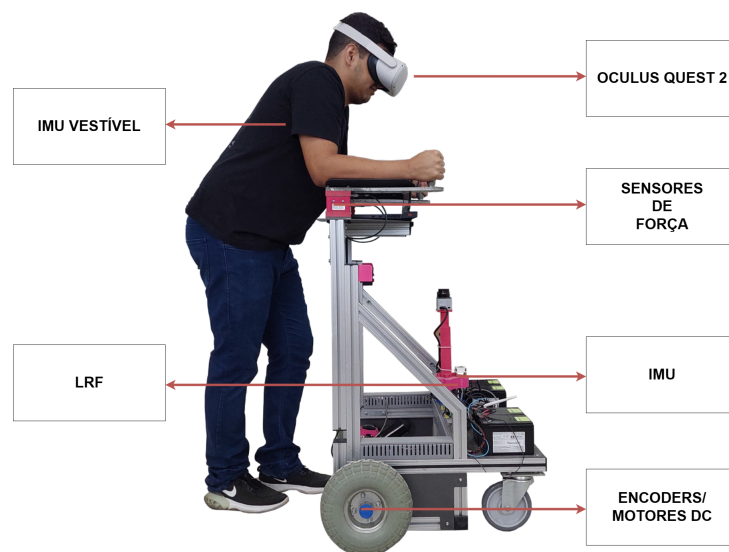


Figura 2 – UFES vWalker e os sensores utilizados nesta pesquisa.

O UFES vWalker é equipado com dois sensores de força triaxiais (MTA400 FUTEK, EUA) para capturar a intenção de movimento do usuário, dois *Light Detection and Ranging* (LiDAR), um para identificação de obstáculos (URG-04LX Hokuyo, Japão) e outro para detectar a distância entre o usuário e o dispositivo (RPLIDAR A3 SLAMTEC, China), uma Inertial Measurement Unit (IMU) (BNO055 9-DOF BOSCH, Alemanha), dois encoders (H1 series - US Digital, EUA) para localização e deslocamento, duas rodas motorizadas e duas rodas castoras para propulsão e estabilidade. A informação dos sensores é capturada por um módulo computacional da Raspberry Pi 3 responsável pelo controle de baixo nível. Além disso, a comunicação entre os sensores e computadores é feita pelo *Robot Operating System* (ROS), um *framework* amplamente utilizado para aplicações robóticas.

### 3.2 Controlador de Admitância do UFES vWalker

A intenção de movimento do usuário, capturada através da interação física entre o sensor de forças e o dispositivo, são convertidas em comandos de velocidade linear  $\nu(t)$  e velocidade angular  $\omega(t)$ , utilizando um controlador de admitância. Esse tipo de controlador consegue reduzir o sistema de inércia do robô, promovendo uma interação mais natural entre o usuário e o robô (KEEMINK; KOUIJ; STIENEN, 2018). As equações do controlador utilizado no UFES vWalker são apresentadas a seguir proposto em (CIFUENTES; FRIZERA, 2016):

$$F(t) = -\left(\frac{F_{EY}(t) + F_{DY}(t)}{2}\right), \quad (3.1)$$

$$\tau(t) = -\left(\frac{F_{EY}(t) - F_{DY}(t)}{2}\right)d, \quad (3.2)$$

$$\nu(t) = \frac{F(t) - m_\nu \dot{\nu}(t)}{d_\nu}, \quad (3.3)$$

$$w(t) = \frac{\tau(t) - m_\omega \dot{\omega}(t)}{d_\omega}, \quad (3.4)$$

onde  $F(t)$  e  $\tau(t)$  são os valores de força e torque resultantes da interação física com o UFES vWalker,  $F_{EY}$  e  $F_{DY}$  são as forças aplicadas no eixo Y do sensor de forças pelo braço esquerdo e direito, respectivamente. Na Figura 3, é apresentada a decomposição dos eixos do sensor de força. A constante  $d$  representa a distância entre os sensores de força,  $d_\nu$  e  $d_\omega$  são constantes de amortecimento relativas às velocidades linear e angular. Por fim,  $m_\nu$  e  $m_\omega$  são constantes de massa. Nesse trabalho, o valor usado para  $d$  foi de 0.464 m,  $d_\nu$  e  $d_\omega$  de 10 e 4, respectivamente,  $m_\nu$  e  $m_\omega$  com o valor de 3 kgs.

### 3.3 Condições de Segurança do UFES vWalker

Para se deslocar com o SW, ir para frente ou para rotacionar, são aplicadas forças no eixo Y do sensor. Além disso, é necessário também depositar uma força superior a um limiar de força (LF) do eixo Z, para permitir seu deslocamento. Isso acontece, pois uma descarga de força muito baixa em Z pode significar que o usuário está mal posicionado ou caindo do UFES vWalker, quando isso ocorre o robô não recebe comandos de velocidade,

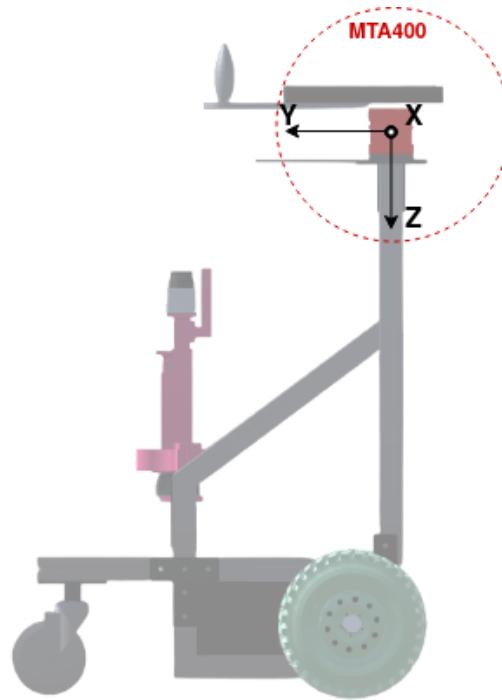


Figura 3 – Decomposição dos eixos coordenados, onde o usuário aplica as forças, no MTA400 FUTEK.

para garantir a integridade física do usuário. Na Figura 3, são indicadas as direções dos eixos Y e Z do vWalker. Para esse trabalho, o valor de LF é referente a 10% do peso do usuário. Esse valor foi definido utilizando o estudo realizado em Ishikura (2001). Neste, a inclinação do tronco está ligada à descarga parcial de peso no andador. Desta forma, a altura do andador foi modificada para manter o padrão de 10% de descarga de peso. A força em Z, também monitora o desbalanço de força entre os braços do usuário, que por vezes pode representar uma marcha desbalanceada com riscos de queda, contudo, esse desbalanço não é um critério de parada para esse estudo (PAGE et al., 2016).

Outra condição de segurança do UFES vWalker, é a distância do usuário para o dispositivo. O usuário precisa se manter entre dois limiares de distância (LD) para permitir o deslocamento do SW. Nesse trabalho, o valor do LD inferior é de 0,25 m e o LD superior é de 0,75 m, valores fora desse limiar podem representar que o usuário está em queda tanto para frente quanto para trás, por isso o dispositivo entra em um critério de parada. Para o monitoramento da distância, é utilizado o LRF RPLIDAR A3 com a clusterização de pernas, proposta em (SCHEIDEGGER et al., 2019), que utiliza o algoritmo do DBSCAN (*Density-Based Spatial Clustering of Applications with noise*). Esse algoritmo de agrupamento recebe os dados do LRF, que está posicionado de frente para as pernas do usuário, e realiza a clusterização das pernas baseado em dois parâmetros de entrada: (i) distância mínima para agrupar dois pontos e (ii) número mínimo de pontos para formar um cluster. Depois disso, é estimado à distância média de cada perna para o dispositivo e é retornado uma posição, que é a média entre as duas pernas.

### 3.4 Jogo Sérió e Realidade Virtual

As condições de seguranças do andador, por vezes, pode acabar dificultando o entendimento do funcionamento do dispositivo para o usuário, visto que quando não atendidas, o dispositivo se mantém parado. Para isso, nesse trabalho foi desenvolvido um jogo sério e uma interface de treinamento para facilitar a utilização do UFES vWalker.

O jogo sério foi desenvolvido no software Unity, uma ferramenta que permite a criação de jogos para plataformas e aplicações diversas. Nesse jogo foi criado um mundo virtual, que respeitava as limitações de espaço do ambiente físico (paredes e objetos que não podiam ser movidos), então foi inserido nesse mundo o gêmeo digital do UFES vWalker, mostrado na Figura 4a. Todo deslocamento do UFES vWalker no espaço físico era reproduzido no seu gêmeo digital, com isso, os voluntários, utilizando o SW e o Oculus Quest, ficaram imersos no mundo virtual.

No ambiente virtual foram criados três caminhos diferentes para explorar diferentes habilidades no uso do andador (Caminho Reta, Caminho Lemniscata e Caminho Z). Para os voluntários seguirem os caminhos propostos foram distribuídas esferas, que eram coletados ao serem atingidas. A distribuição foi feita com objetivo de que ao final da coleta das esferas na sequência correta, o usuário realizasse uma rota pré-determinada. Para cada esfera recolhida era feita uma sinalização para o voluntário, por meio de um efeito sonoro e um *score* no canto superior esquerdo do Oculus, e para finalizar a trajetória, o usuário precisava coletar um cubo localizado depois da última esfera. Na Figura 4b, é possível observar uma trajetória formada pelas esferas, cubo utilizado para finalizar o caminho e o *score* no canto superior esquerdo.

Os três caminhos criados para realizar os experimentos estão apresentados na Figura 5. O Caminho Reta, na Figura 5a, é uma reta de 6,75 m, criado para explorar a capacidade do voluntário de apenas seguir em frente com o SW. No Caminho Lemniscata, mostrado na Figura 5b, é uma lemniscata de Bernoulli com  $\alpha = 2,2$  m, nessa trajetória foram adicionadas curvas para esquerda e direita, dividindo a rota em 3 fases: inicialmente é um semi-círculo para esquerda, a segunda, um círculo para direita, e a terceira, um semi-círculo para esquerda novamente. Por fim, na Figura 5c, o Caminho Z inicia com uma reta de 1,6 m, depois uma curva para a direita, que leva para uma reta de 4,1 m, seguido de uma curva para esquerda, finalizando a trajetória novamente com uma reta de 1,6 m. Vale destacar, que na reta de 4,1 m, existe uma mudança no valor de  $d_v$  da Equação 3.3, indo de 10 para 25, para simular uma mudança na modulação do terreno, reduzindo a velocidade do SW. Essa modulação, aumentava o valor do divisor da Equação 3.3, e por consequência

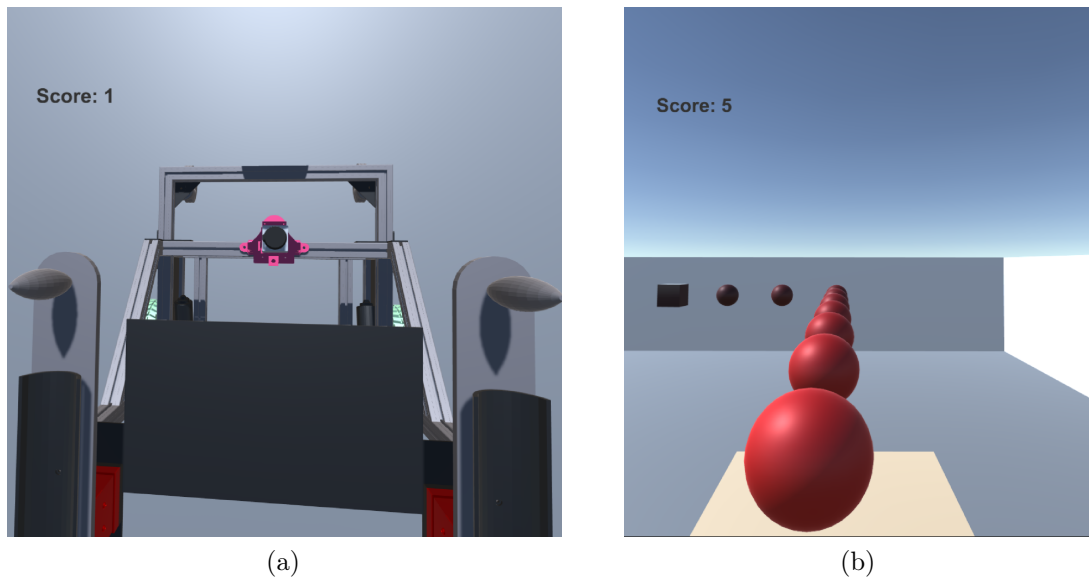


Figura 4 – Em (a), tem-se a visão de um voluntário usando o Oculus Quest e olhando para baixo para ver a estrutura do vWalker digital. Em (b), mostra-se a visão do usuário com a cabeça levantada, vendo a disposição das esferas para coletar. Nesse exemplo, a interface de *feedback* visual está desativada.

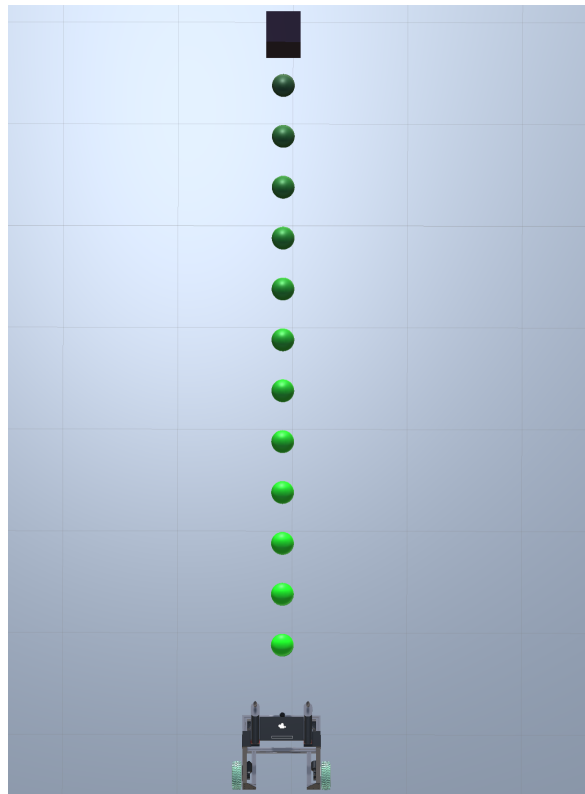
diminuíam o valor de  $\nu(t)$ , com isso, um mesmo valor de  $F(t)$  tem uma saída de  $\nu(t)$  menor dentro da área de modulação de terreno, mudando a interação háptica com o usuário.

### 3.5 Interface de *Feedback* Visual para Treinamento

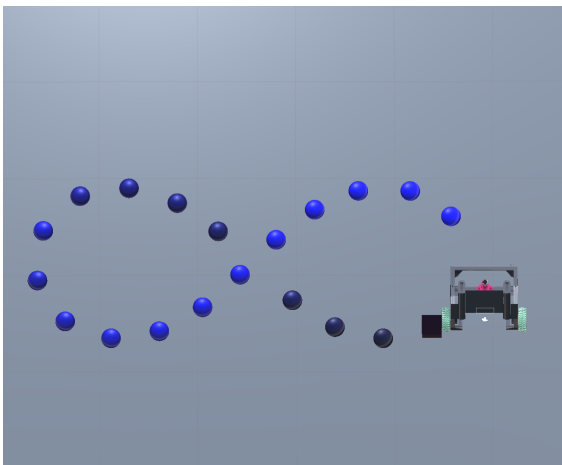
Para auxiliar os usuários a manterem uma navegação segura com o UFES vWalker e auxiliá-los no entendimento das condições de segurança do dispositivo, foi criada uma interface de treinamento. Esta, projetada no ambiente virtual, fornece aos usuários um *feedback* de suas ações, auxiliando-os a corrigir seus movimentos.

A interface, mostrada na Figura 6, informa nas barras laterais a força depositada no eixo Z do sensor de força para cada braço. Quando o valor dessa força é superior ao LF, a barra fica verde, indicando uma força correta. Para valores inferiores ao LF, a barra fica vermelha, indicando uma força insuficiente. Quando ambas ficam amarelas, significa que as forças depositadas em Z estão desbalanceadas entre os braços. O valor de LF nesse trabalho corresponde a 10% do peso do usuário, e o desbalanço de força acontece quando a diferença entre os valores é de 25%.

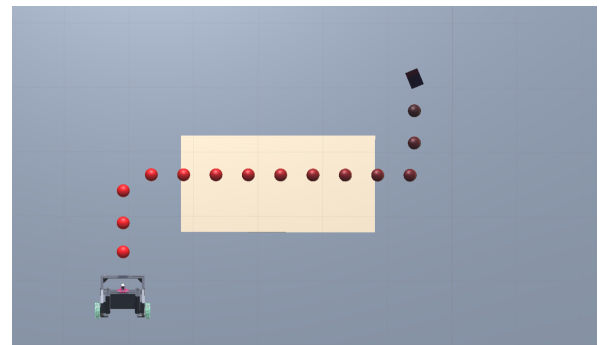
Além da força em Z, a interface também informa a distância do usuário para o dispositivo. O quadrado preto, na Figura 6, indica a posição média entre as pernas do usuário. Quando essa distância extrapola o LD, representado pelas linhas pontilhadas pretas, a linha fica



(a)



(b)



(c)

Figura 5 – Exposição dos caminhos propostos para os experimentos. Em (a), mostra-se a linha reta (Caminho Reta), as esferas verdes são os itens coletáveis e sua coloração vai se intensificando à medida que o usuário vai coletando. Em (b), mostra-se a lemniscata de Bernoulli (Caminho Lemniscata), com as esferas azuis indicando o caminho. Em (c), tem-se o Caminho Z, com as esferas vermelhas indicando a trajetória. O retângulo amarelo em (c), indica a área onde o valor de  $m_v$  da Equação 3.3 é alterado.

vermelha, indicando que o usuário está muito longe ou muito perto do andador. O valor de LD utilizado foi de 0,25 m até 0,75 m.

O avatar 3D da Figura 6, representa a inclinação do tronco do usuário. Quando o avatar está branco, a inclinação do usuário está adequada, mas com a coloração amarela, indica

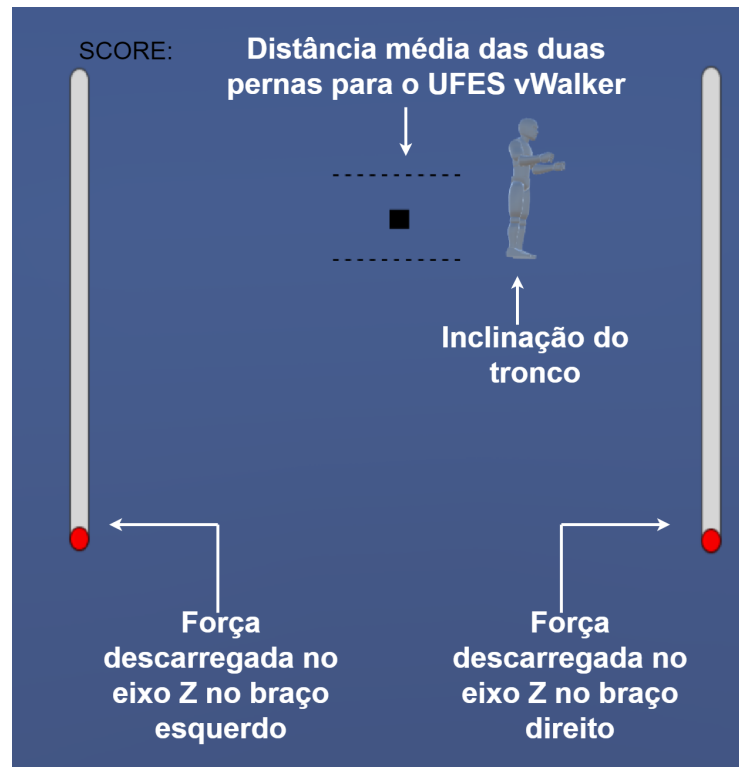


Figura 6 – A interface de *feedback* visual para treinamento e onde as informações são dispostas para o usuário. As barras nas extremidades indicam os valores de forças depositadas no eixo Z do sensor de forças para cada braço. O retângulo no centro indica a posição média das pernas do usuário em relação ao vWalker, as linhas pontilhadas delimitam a posição que o usuário deve ficar. O avatar 3D, no centro, indica a inclinação atual do tronco do usuário.

que a inclinação ficou inadequada. Considerando a altura do andador ajustada para o usuário, a inclinação de tronco utilizada nesse trabalho foi de  $20 \pm 10^\circ$ .

Vale ressaltar, que, desses critérios, apenas o de forças inferiores ao LF e distância fora de LD superior e inferior, param o deslocamento do andador. Forças desbalanceadas e inclinações indesejadas de tronco alertam o usuário de uma movimentação não ideal, mas o andador continua recebendo comandos de velocidade.

Na Figura 7, apresenta-se um exemplo do funcionamento da interface durante um experimento. Inicialmente, o usuário, na Figura 7a, está seguindo todos os parâmetros corretamente. Porém, na Figura 7b, o depósito de força em Z no braço direito fica abaixo do LF, fazendo a barra ficar vermelha e o andador parar. Além disso, o voluntário se distancia do andador para uma distância superior ao LD, conforme mostra a linha pontilhada vermelha no centro da imagem, e aumenta a inclinação de seu tronco. Na Figura 7c, o usuário se reposiciona para conseguir fazer um depósito parcial de peso em Z no braço direito, mas acaba descarregando muito força, tornando-as desbalanceadas, como indica as barras amarelas. Por fim, na Figura 7d, o usuário chega ao fim da tarefa e recebe uma mensagem para indicar o fim de jogo.



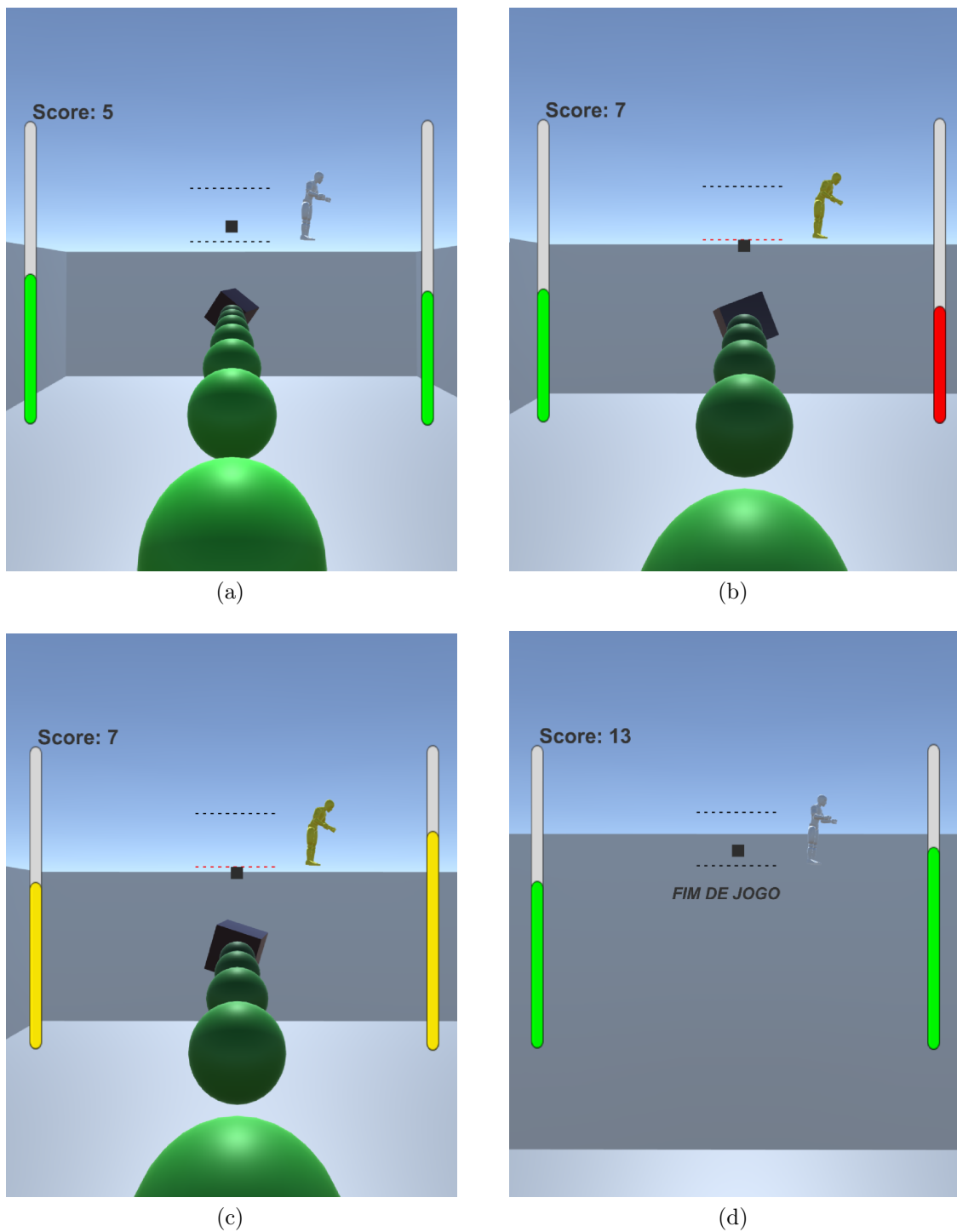


Figura 7 – Uma demonstração do funcionamento da interface durante a realização do Caminho Reta. Inicialmente em (a), o usuário está depositando forças acima do LF em ambos os braços, isso é representado pela cor verde de ambas as barras, sua posição em relação ao vWalker e sua inclinação de tronco também estão corretas. Em (b), o usuário avança no caminho, subindo seu score de 5 para 7, contudo, sua força em Z no braço de direito fica inferior ao LF, sendo representado pela cor vermelha, ele também se distancia do andador, sendo representado pela linha pontilhada vermelha e inclina demais seu tronco, como mostra o avatar amarelo. Em (c), ao tentar corrigir a força depositada no braço direito, o usuário acaba excedendo sua força, tornando as forças entre os dois braços desbalanceadas, isso é representado pelas barras amarelas. Em (d), o usuário coleta o retângulo final, e recebe a mensagem que acabou o jogo.

### 3.6 Validação Experimental

Para avaliar o jogo sério e a interface de *feedback* desenvolvida, 10 voluntários ( $25 \pm 4,3$  anos, 9 homens e 1 mulher) foram escolhidos. O foco de projeto é validar e avaliar a interface e a interação humano-robô desde o primeiro contato com o andador robótico, por isso foram selecionados voluntários sem nenhuma experiência com o UFES vWalker e sem problemas de marcha. Esses voluntários foram divididos em dois grupos. O primeiro composto pelos Voluntários 1, 2, 3, 4 e 5 ( $24,8 \pm 2,9$  anos, 5 homens) (Grupo de Intervenção) e o segundo composto pelos Voluntários 6, 7, 8, 9 e 10 ( $25,2 \pm 5,7$  anos, 4 homens e 1 mulher) (Grupo Controle). Antes de iniciar os experimentos, todos os voluntários participaram de uma etapa de familiarização com o controle do vWalker.

Ambos os grupos realizaram três repetições, mas de formas diferentes. Na Tabela 1, tem-se um resumo das repetições de cada grupo. O Grupo de Intervenção realizou 3 repetições na mesma ordem. Na Repetição 1 os voluntários navegaram pelo Caminho Reta, depois pelo Caminho Lemniscata, e por fim, pelo Caminho Z, contudo, a interface de *feedback* visual estava desativada. Na Repetição 2, os voluntários realizaram a mesma sequência de caminho, mas nessa repetição, a interface de treinamento foi ativada e seu funcionamento explicado para o usuário. Para a Repetição 3, a interface foi desativada novamente e os voluntários fizeram a mesma sequência de caminhos. O propósito dessa distribuição de repetições foi para analisar a evolução da interação do usuário com o dispositivo antes, durante e após ver a interface de *feedback* visual para treinamento.

Para analisar essa interação entre o voluntário e o UFES vWalker, foram considerados o tempo de execução para cada repetição, a porcentagem de amostras desbalanceadas e abaixo do LF capturadas pelo sensor de forças, a quantidade de vezes que o usuário excedeu os limites do LD e a inclinação do tronco do usuário ao longo da repetição.

O Grupo Controle também realizou 3 repetições na mesma ordem. A Repetição 1, 2 e 3 para esse grupo era igual, consistia em navegar pelo Caminho Reta, depois pelo Caminho Lemniscata, e por fim, pelo Caminho Z sem a interface visual. Na Repetição 2, foi explicado de forma verbal como os critérios de parada do andador, mostrados pela interface, funcionavam, mas sem deixar a interface ativa para o usuário vê-lá. Ou seja, esses voluntários realizaram a tarefa de coletar as esferas no mundo virtual, mas em nenhum momento tiveram contato com o sistema de *feedback* visual para auxiliar o uso do dispositivo. O intuito de fazer esses experimentos com esse grupo foi para analisar a evolução entre o usuário e o dispositivo apenas pela repetição das tarefas, e com isso, comparar com o primeiro grupo e avaliar a influência do *feedback* visual.

Por fim, foi feita uma análise entre os voluntários, do Grupo de Intervenção, e o UFES vWalker, considerados o tempo de execução para cada repetição, a porcentagem de amostras desbalanceadas e abaixo do LF capturadas pelo sensor de forças, a quantidade de vezes que o usuário excedeu os limites do LD e a inclinação do tronco do usuário ao longo da repetição. Para o Grupo Controle foi feita uma comparação com o outro grupo para avaliar a influência do uso da interface. Essa análise foi feita comparando os caminhos de cada repetição separadamente.

Tabela 1 – Repetições propostas para o Grupo de Intervenção e Grupo Controle

<b>Grupo de Intervenção</b>	
<b>Repetição 1</b>	Navegam pelo Caminho Reta, Leminiscata e Z <b>sem</b> a interface de <i>feedback</i>
<b>Repetição 2</b>	Navegam pelo Caminho Reta, Leminiscata e Z <b>com</b> a interface de <i>feedback</i>
<b>Repetição 3</b>	Navegam pelo Caminho Reta, Leminiscata e Z <b>sem</b> a interface de <i>feedback</i>
<b>Grupo Controle</b>	
<b>Repetição 1, 2 e 3</b>	Navegam pelo Caminho Reta, Leminiscata e Z <b>sem</b> a interface de <i>feedback</i>

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

O Capítulo de Resultados e Discussões foi dividido em três partes: A primeira apresenta o desempenho dos voluntários no Caminho Reta ao longo da Repetição 1, 2 e 3. A segunda apresenta o Caminho Lemniscata na Repetição 1, 2 e 3. Por fim, a terceira apresenta e discute os resultados do Caminho Z na Repetição 1, 2 e 3.

### 4.1 Caminho Reta

O tempo de execução do Grupo de Intervenção no Caminho Reta está apresentado na Figura 8. Pode-se notar que todos os voluntários reduziram seu tempo da Repetição 1 para Repetição 2, posteriormente para Repetição 3. O tempo médio de execução dos 5 voluntários na Repetição 1 foi de 66,3 s, na Repetição 2 houve uma redução de 41,1% para realizar o caminho, e para Repetição 3, essa redução foi de 49,1%, em relação à Repetição 1. Para o Grupo Controle, os valores de tempo de execução para esse caminho estão mostrados na Figura 9. Ao contrário do primeiro grupo, apenas os Voluntários 7 e 10 reduziram seu tempo de execução do caminho da Repetição 1 para Repetição 2, mas todos reduziram da Repetição 1 para 3. Nesse grupo, para Repetição 1, o tempo médio foi de 78,7 s, que se reduziu em 36% para a Repetição 2, por fim, na Repetição 3, o tempo médio, comparado a Repetição 1, reduziu 55,7%.

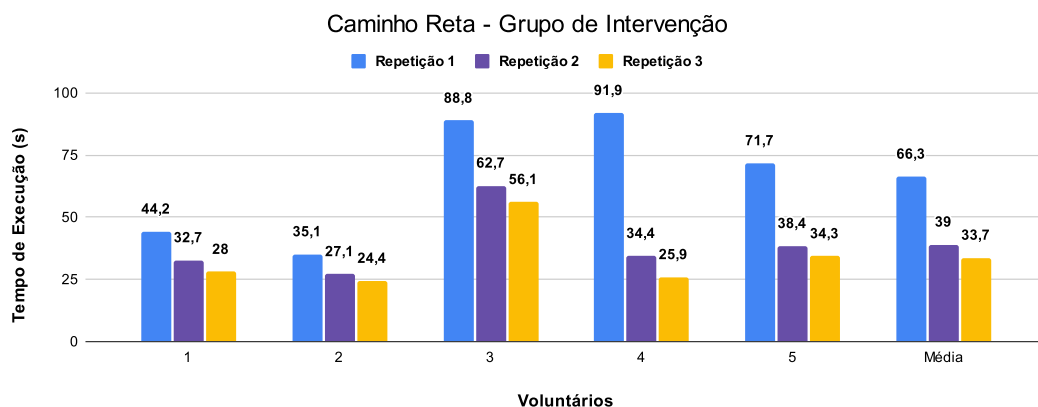


Figura 8 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Reta.

Os voluntários que não tiveram contato com a interface visual tiveram um tempo médio de execução de 0,1 s menor, na Repetição 3, do que voluntários que tiveram contato, e uma redução de percentual de tempo maior da Repetição 1 para 3, do que os que tiveram a interface disponível. Vale ressaltar que nenhum voluntário tinha utilizado o

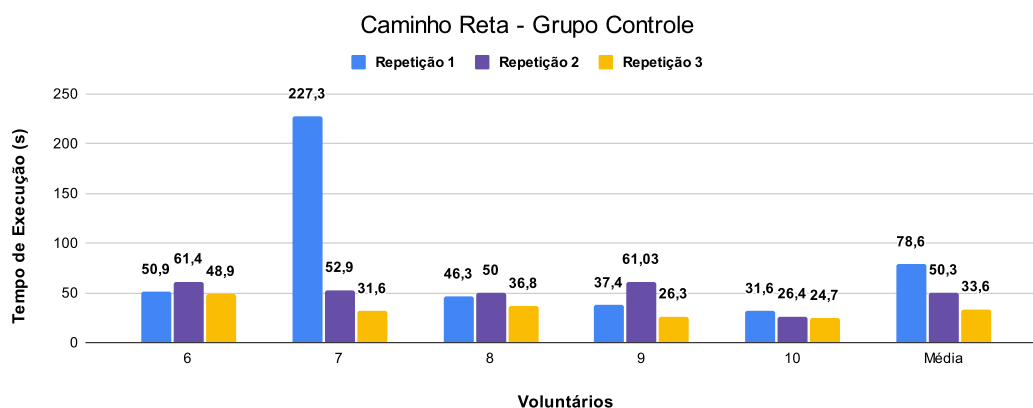


Figura 9 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Reto.

vWalker anteriormente. Então, alguns voluntários podem ter a habilidade de assimilar novas tecnologias, no caso o andador robótico, de forma mais prática do que outros, podendo realizar as repetições mais rápido. Além disso, a maior redução percentual de tempo da Repetição 1 para 3 no Grupo Controle comparado ao Grupo de Intervenção ocorreu, pois o Voluntário 7 acabou gastando o maior tempo de execução entre todos os voluntários da Repetição 1. Esse valor acabou sendo um *outlier* comparado a todos os outros tempos e acabou afetando as médias.

Realizando uma análise sem o *outlier* (Voluntário 7) no cálculo da média do Grupo Controle, o tempo de execução desse grupo fica em 41,5 s para a Repetição 1, 49,7 s para a Repetição 2 e 34,1 s para a Repetição 3. Com isso, da Repetição 1 para a Repetição 2, o tempo médio de execução dos Voluntários aumenta em 19,7% e reduz em 17,8% da Repetição 1 para Repetição 3. Ou seja, sem a interface de treinamento, o Grupo Controle, não conseguiu reduzir o tempo de execução da Repetição 1 para Repetição 2, e teve uma redução de percentual de tempo inferior ao Grupo de Intervenção da Repetição 1 para Repetição 3.

Um dos motivos para todos os voluntários do Grupo de Intervenção terem evoluído no quesito tempo foi devido a melhor descarga de peso no eixo Z do sensor de força. Na Tabela 2, tem-se a porcentagem de amostras, coletadas com uma frequência de amostragem de 10 Hz, de forças desbalanceadas e abaixo do LF desejado do Grupo de Intervenção. Na Repetição 1, a média de amostra abaixo do Limiar de Força (LF) era de 44,5%, na Repetição 2 foi para 8,5%, e na Repetição 3, com o valor de 4,3%. Na Repetição 1, nenhum voluntário do Grupo de Intervenção estava descarregando suas forças abaixo do LF com uma porcentagem inferior a 20%, contudo, na Repetição 3, é possível notar a evolução, visto que nenhum voluntário desse grupo teve uma porcentagem superior a 10%.

A Tabela 3, apresenta as porcentagens de amostras do Grupo Controle. Nela é possível

observar que esse progresso não ocorreu. Na Repetição 1, 3 Voluntários do Grupo Controle apresentaram uma porcentagem de amostras abaixo de LF com valor inferior a 20%, mas na Repetição 3, nenhum deles conseguiu ter um valor inferior a 10%. Isso mostra que, ao ter a interface de *feedback* visual, os voluntários conseguiram assimilar melhor seus erros e foram capazes de corrigi-los. Entretanto, esse comportamento não foi notado no Grupo Controle, isto é, grupo que não utilizou a interface de treinamento.

Tabela 2 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Reta para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Reta					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
1	37	28,75	8,38	30,35	3,02	16,44
2	34,7	13,11	10,71	15,71	4,28	5,84
3	54,01	28,85	3,34	38,75	3,32	16,11
4	73,2	5,36	7,82	17,04	7,6	41,83
5	23,36	74,09	12,28	52,38	3,35	6,42

Tabela 3 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Reta para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Reta					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
6	5,93	23,15	19,42	17,28	16,5	12,97
7	90,28	7,73	51,18	48,1	7,23	62,35
8	19,55	27,78	2,64	15,47	3,13	30,55
9	28,28	26,52	21,69	61,03	12,41	25,72
10	6,4	25,91	4,73	36,36	3,82	38,17

Para comparar a descarga de forças entre um voluntário do Grupo de Intervenção e Grupo Controle, foram escolhidos dois voluntários que tiveram um tempo semelhante na Repetição 1. Na Figura 10, tem-se a distribuição de forças entre o braço direito e esquerdo do Voluntário 2 e na Figura 11, mostra-se a mesma distribuição para o Voluntário 9. O Voluntário 2, na Repetição 1, gastou 35,1 s para percorrer o Caminho Reta, nesse tempo, 34,7% das suas forças estavam abaixo do LF e 13,11% estavam desbalanceadas. Indo para a Repetição 2, o voluntário gastou 8 s a menos na repetição e ainda reduziu a porcentagem de forças abaixo de LF para 10,71% e manteve a porcentagem de força desbalanceadas similar. Essa redução é vista na Figura 10, onde a concentração de círculos vermelhos cai consideravelmente comparando a Repetição 1 para 2. Para a Repetição 3, o voluntário reduziu o tempo em mais 2,7 s e suas forças abaixo de LF atingiram 4,28% e suas forças desbalanceadas chegam em 5,84%. Ou seja, ao ter o contato com a interface, o voluntário conseguiu entender a postura correta necessária para uma melhor interação com o UFES vWalker e, conseqüentemente, um melhor desempenho no experimento.

O Voluntário 9 gastou 37,4 s para realizar o Caminho Reta na Repetição 1, descarregando 28,28% das suas forças abaixo do LF e 26,52% de forças desbalanceadas. Na Repetição 2,

seu tempo de execução aumentou 23,6 s, sua força abaixo de LF caiu 6,5% e suas forças desbalanceadas subiram em 34,5%. Para a Repetição 3, seu tempo caiu 11,1 s em relação à Repetição 1, suas forças abaixo de LF ficaram em 12,4% e suas forças desbalanceadas ficaram em 25,72%. Ou seja, quando se compara a Repetição 1 com a Repetição 3 para ambos os grupos, nota-se a evolução com o uso do dispositivo, o que é natural devido à repetição de exercícios. Entretanto, é possível perceber, olhando a Repetição 3 da Figura 10 com a Repetição 3 da Figura 11, que comparando duas pessoas que tiveram um uso inicial semelhante, a que viu interface de *feedback* visual acabou descarregando as forças em uma porcentagem correta mais elevada na repetição final.

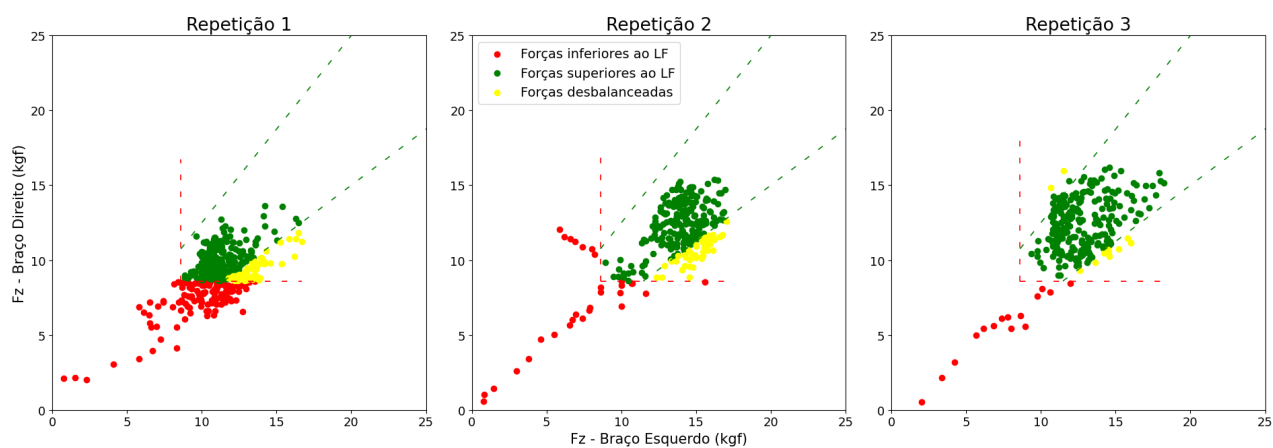


Figura 10 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 2 do Grupo de Intervenção no Caminho Reto durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

Analisando a distância do voluntário para o vWalker em relação aos valores de Limiar de Distância (LD) superior e inferior, pode-se concluir que foi uma condição simples de se entender visto que, poucos voluntários ultrapassaram seu limite. Além disso, há uma restrição biomecânica no movimento de se distanciar ou afastar demais do andador, dificultando extrapolar os limites do LD. Do Grupo de Intervenção, o Voluntário 4 excedeu o limite superior duas vezes na Repetição 1 e na Repetição 3 e uma vez na Repetição 2. No Grupo de Intervenção, o Voluntário 9 excedeu o limite superior uma vez na Repetição 2. Quanto ao ângulo de inclinação do tronco, não se pôde tirar conclusões, pois ao longo dos experimentos o equipamento acabou escorregando no tronco de alguns voluntários, o que acabou gerando muito ruído na aquisição de dados, impossibilitando a análise em determinados casos.

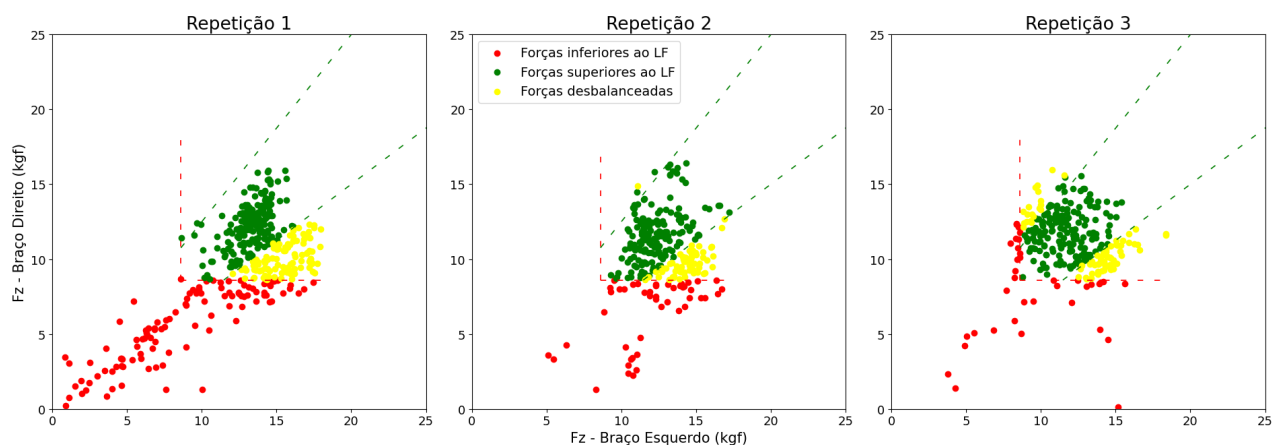


Figura 11 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 9 do Grupo Controle no Caminho Reta durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

## 4.2 Caminho Lemniscata

Na Lemniscata, o tempo de execução em cada repetição para o Grupo de Intervenção está mostrado na Figura 12. Para esse grupo, o tempo médio de execução na Repetição 1 foi de 81,6 s, para a Repetição 2, esse tempo se reduziu em 17,7%, e na última repetição, a redução de tempo foi de 29,6%, quando comparado para a Repetição 1. Para o Grupo Controle, os dados de tempo estão apresentados na Figura 13. A média desse grupo na Repetição 1 foi de 94,3 s, para a Repetição 2, houve uma redução de 23,3% no tempo, por fim, na Repetição 3 a redução percentual para Repetição 1 foi semelhante a da Repetição 1 para 2: 23,5%.

Nesse caminho, o tempo de execução do voluntário 4 foi considerado um *outlier* na Repetição 1. Analisando o tempo médio do Grupo de Intervenção sem esse voluntário, o tempo é de 70,1 s na Repetição 1, 66,1 s na Repetição 2 e 58,9 s na Repetição 3. Com isso, a redução percentual de tempo da Repetição 1 para 2 foi de 5,7% e de 15,9% da Repetição 1 para 3. Ou seja, mesmo sem o *outlier*, o Grupo de Intervenção teve um progresso contínuo nas repetições, enquanto o Grupo de Controle não teve progresso da Repetição 2 para 3.

Comparando o Caminho Lemniscata com o Caminho Reta. Na Reta, em ambos os grupos, o tempo médio de execução da repetição se reduziu quando comparado Repetição 2 com Repetição 3. Porém, no Caminho Lemniscata, essa redução só ocorreu para o Grupo de



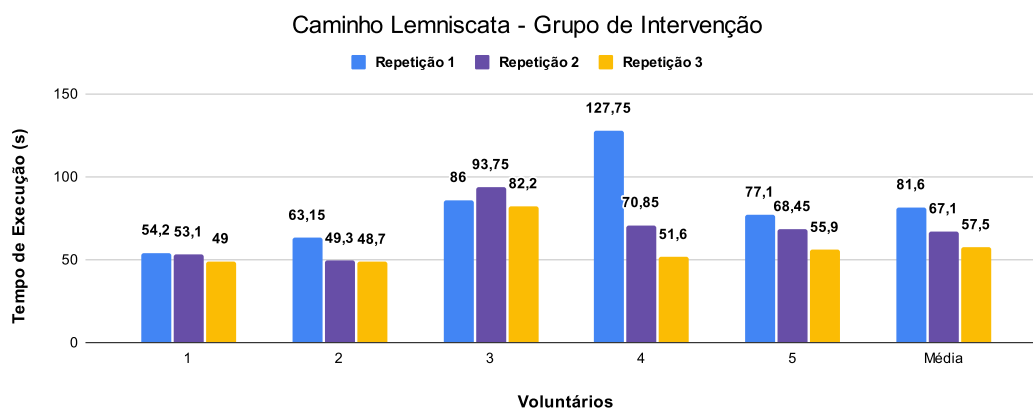


Figura 12 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Lemniscata.

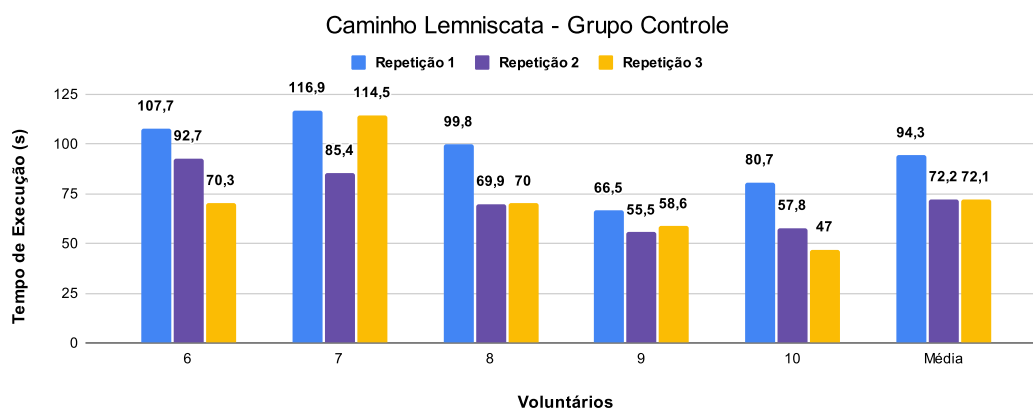


Figura 13 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Lemniscata.

Intervenção, no Grupo Controle o tempo médio se manteve. Um dos motivos para isso acontecer foi de que no Caminho Reta o voluntário podia manter o mesmo movimento para levar o vWalker, já o Caminho Lemniscata tinha a adição de curvas, então o voluntário constantemente tinha que variar a força em Y no sensor de forças para curvar o andador, o que influenciava a descarga em Z. Então, ter o auxílio da interface de treinamento, permitiu que os voluntários entendessem melhor as mudanças de forças durante as curvas e conseguissem realizar o caminho com maior fluidez.

Isso é constatado observando as Tabelas 4 e 5, que apresentam a porcentagem de forças desbalanceadas e abaixo do LF para o Grupo de Intervenção e Grupo Controle, respectivamente. Na primeira repetição, os voluntários do Grupo de Intervenção e Grupo Controle tem uma porcentagem média de força abaixo de LF semelhantes, 24% para o voluntário do Grupo de Intervenção e 23,3% para o do Grupo Controle, respectivamente. Na Repetição 2, o Grupo de Intervenção tem aproximadamente a metade da porcentagem do Grupo Controle, 8,6% e 15,1%, respectivamente. Por fim, na Repetição 3, o Grupo de Intervenção reduziu para 6,9% e o Grupo Controle manteve os 15,1%. Isso mostra, que mesmo tendo

o início semelhante, o Grupo de Intervenção conseguiu melhorar mais quando tiveram a interface disponível.

Tabela 4 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Lemniscata para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Lemniscata					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
1	21,63	48,44	19,6	35,97	17,03	31,51
2	27,49	20,54	1,55	16,63	8,14	32,17
3	1,88	16,81	0,6	22,58	2,21	23,86
4	65,3	9,02	18,19	20,22	2,91	18,94
5	4,09	21,46	3,3	24,48	4,42	43,37

Tabela 5 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Lemniscata para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Lemniscata					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
6	1,78	6,32	6,13	27,37	2,54	16,18
7	41,42	38,81	31,78	28,11	54,37	28,89
8	21,46	23,91	3,69	32,79	3,96	36,15
9	28,28	25,32	21,69	36,19	12,41	33,06
10	23,52	26,83	12,42	30,3	2,43	43,12

Na Figura 14, tem-se a descarga de força em Z para o Voluntário 4 do Grupo de Intervenção. Na Repetição 1, esse voluntário gastou 127,7 s para completar o caminho, descarregando 65,3% de suas forças em Z abaixo do LF e 9% desbalanceada. Indo para Repetição 2, o voluntário conseguiu fazer um tempo 70,8 s, reduzindo suas forças abaixo de LF para 18,19%, mas aumentando sua força desbalanceada para 20,22%. Por fim, na Repetição 3, o voluntário obteve seu menor tempo, sua menor porcentagem de forças abaixo de LF, mas uma porcentagem de força desbalanceada maior do que na Repetição 1. Ou seja, no primeiro momento o voluntário teve dificuldade para performar o caminho, depois nas Repetições 2 e 3, o mesmo conseguiu navegar mantendo as forças acima do LF mesmo que de forma desbalanceada. Esse desbalanço acabou ocorrendo, pois ao contrário da reta, o Caminho Lemniscata teve a adição de curvas.

Comparando a análise feita da Figura 14 com a Figura 15, que mostra as forças do Voluntário 7 do Grupo Controle, é possível ver a influência do *feedback* visual. O Voluntário 7 teve um tempo na Repetição 1 de 116,9 s, semelhante ao Voluntário 4, sua força abaixo de LF foi de 41,42%, menor que a do Voluntário 4, e sua força desbalanceada foi de 38,81%. Na Repetição 2, seu tempo caiu para 85,4 s e sua porcentagem de força abaixo de LF foi de 31,78%, maior que a do Voluntário 4. Por fim, na Repetição 3 seu tempo sobe para 114,5 s e sua porcentagem de força acima de LF tem seu maior valor entre as repetições: 54,37%. Ou seja, o Voluntário 7 obteve resultados melhores que o Voluntário 4 no início,

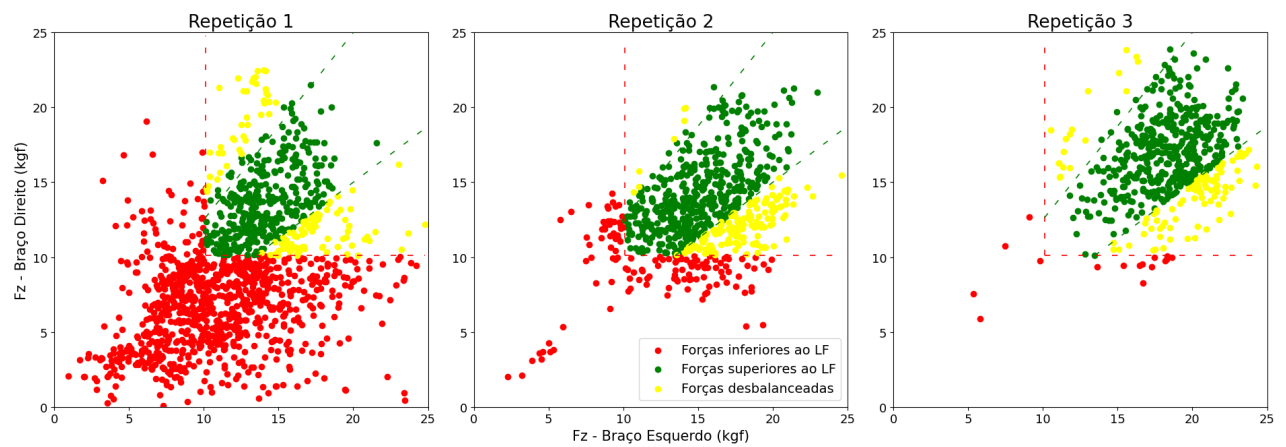


Figura 14 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 4 do Grupo de Intervenção no Caminho Lemniscata durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

mas a partir do momento que o Voluntário 4 teve contato com a interface visual, seu desempenho foi melhor que a do Voluntário 7, que se manteve repetindo as repetições sem *feedback* visual.

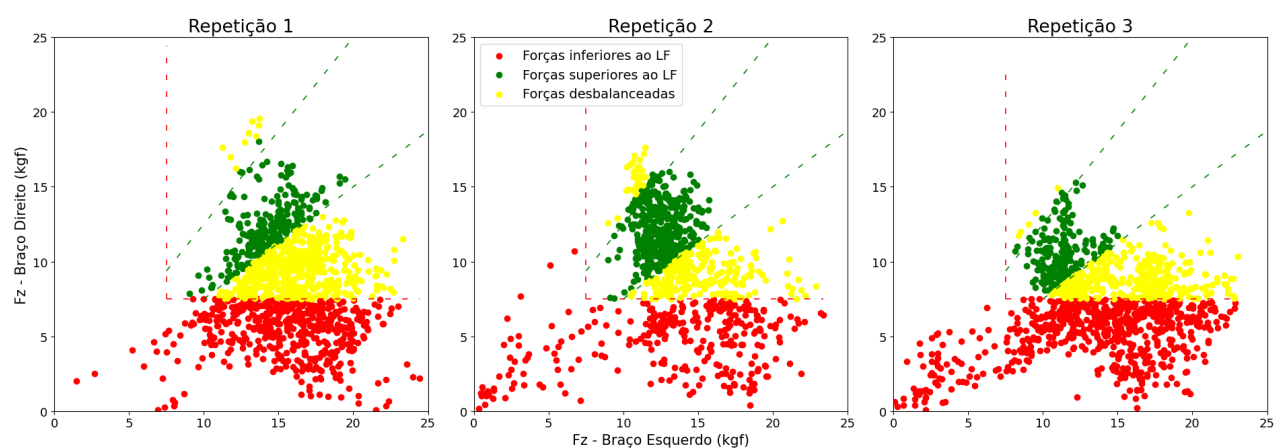


Figura 15 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 7 do Grupo Controle no Caminho Lemniscata durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

Em relação à distância do voluntário para o andador, assim como no Caminho Reta,

poucos voluntários excederam os valores de LD. No Grupo de Intervenção, o Voluntário 4 passou uma vez na Repetição 1 do LD superior, e no Grupo Controle, o Voluntário 9, passou uma vez na Repetição 1 e uma na Repetição 2, ambas no LD superior.

### 4.3 Caminho Z

No Caminho Z, o tempo de execução para cada voluntário do Grupo de Intervenção está mostrado na Figura 16. Nesse caminho, os voluntários gastaram em média 53,9 s para completar o caminho na Repetição 1. Na Repetição 2, esse tempo foi reduzido em apenas 3,7% e na Repetição 3, o tempo reduziu 17,4%, em relação à Repetição 1. Para o Grupo Controle, o tempo de execução nas repetições está apresentado na Figura 17. Na Repetição 1, o tempo médio gasto foi de 71,1 s, esse tempo aumentou em 19,4% para a Repetição 2, por fim, na Repetição 3 o tempo médio se reduziu em 9,7%, em relação à Repetição 1.

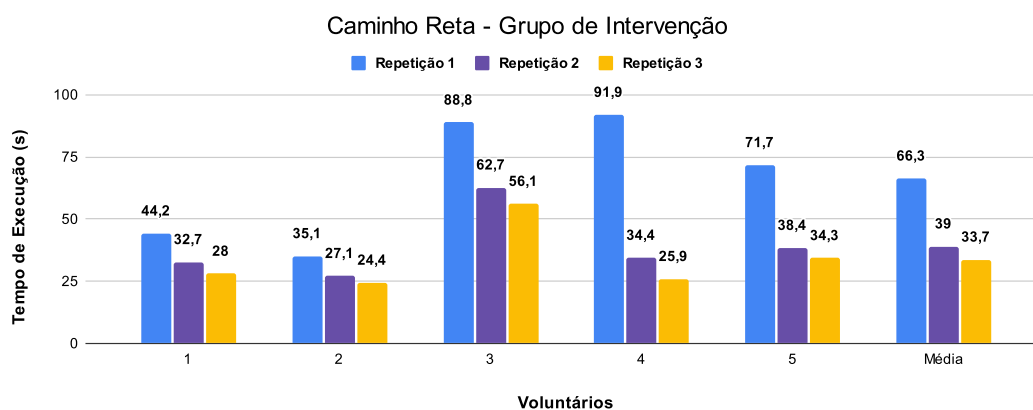


Figura 16 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo de Intervenção nas repetições do Caminho Z.

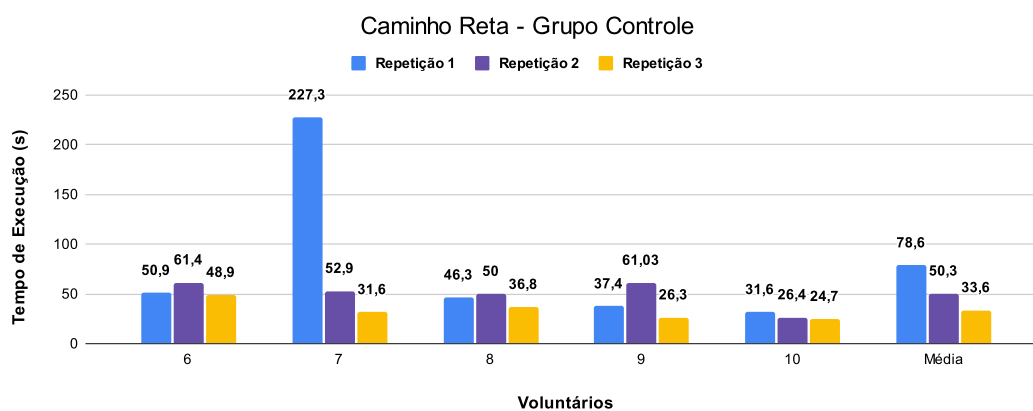


Figura 17 – Tempo gasto por cada voluntário do Grupo Controle nas repetições do Caminho Z.

Tanto para o Grupo de Intervenção quanto para o Grupo Controle, esse caminho foi o que menos teve redução percentual de tempo médio, tanto quanto da Repetição 1 para

Repetição 2, quanto da Repetição 1 para Repetição 3. Sendo que no Grupo Controle, houve um aumento, ao invés de redução, do tempo da Repetição 1 para 2. Um dos motivos para esse fator, foi a adição de uma região no cenário virtual, que alterava o valor de  $d_v$  do controlador de admitância, tornando a velocidade linear do andador menor para uma mesma força aplicada no eixo Y do sensor de força. Essa mudança simulava uma mudança de terreno para o andador ficar mais ‘pesado’ para ser deslocado. Isso pode ter causado uma confusão nos voluntários, que ao sentir a velocidade do andador reduzindo, aplicavam mais força no eixo Y, e acabavam esquecendo das forças no eixo Z.

Na Tabela 6, que apresenta a porcentagem de forças desbalanceadas e abaixo de LF para o Grupo de Intervenção no Caminho Z, é possível notar, que não houve redução na média percentual de forças abaixo de LF da Repetição 1 para 2, pois ambas médias são de 14%, a queda só ocorre na Repetição 3, que reduziu para 9,5%. No Grupo Controle, que tem essas porcentagens apresentadas na Tabela 7, a média do percentual de forças sobe de 15,1% na Repetição 1 para 25,6% na Repetição 2, já na Repetição 3 vale 15,7%. Isso demonstra que os voluntários não se atentaram tanto na força descarregada em Z, pois a queda na porcentagem de forças abaixo de LF não aconteceu, e priorizaram a força Y para tirar o vWalker do terreno diferente. Contudo, mesmo assim, a interface de treinamento ajudou os voluntários a manterem a porcentagem de força abaixo de LF próximas ou menores na medida que avançaram nas repetições, já para os voluntários que não tiveram a interface isso não ocorreu.

Tabela 6 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo de Intervenção no Caminho Z para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Z					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
1	34,33	46,64	36,05	36,81	22,34	35,97
2	4,2	15,97	10,04	24,67	13,51	17,86
3	5,11	36,83	0,93	14,75	3,17	35,14
4	23,36	37,12	8,38	18,96	4,01	25,94
5	2,33	18,63	14,59	24,43	4,5	20,04

Tabela 7 – A porcentagem de forças descarregadas no eixo Z do sensor de forças pelo Grupo Controle no Caminho Z para todas as repetições. A taxa de amostragem foi de 10 Hz. As Repetições 1, 2 e 3 são representadas pelas abreviações R1, R2 e R3, respectivamente.

Voluntário	Caminho Z					
	R1		R2		R3	
	Fz (%)		Fz (%)		Fz (%)	
	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado	Abaixo do LF	Desbalanceado
6	33,08	37,22	5	14,34	16,79	21,35
7	2,41	56,86	43,7	40,39	7,14	48,26
8	11,22	25,3	39,04	21,42	3,86	23,65
9	16,99	35,95	34,42	30,65	24,83	25,91
10	11,76	34,05	11,13	48,63	26,11	32,83

Comparando o progresso de voluntários dos dois grupos ao longo das 3 repetições, pode-se mostrar o Voluntário 5 do Grupo de Intervenção, com sua distribuição de forças em Z

apresentada na Figura 18, e o Voluntário 10, que tem a mesma distribuição de forças mostrada na Figura 19. Ambos voluntários tiveram um tempo inicial semelhante na Repetição 1. O Voluntário 1 inicia tendo um valor de 2,83% para porcentagem de forças abaixo de LF e 18,63% para desbalanço. Já com a interface na Repetição 2, esses valores acabam aumentando, provavelmente devido à inclusão da modulação de terreno no ambiente virtual. Na Repetição 3, o voluntário retorna a ter porcentagens semelhantes com a Repetição 1, 4,5% de amostras para LF e 20,04% de amostras para forças desbalanceadas, mas com um tempo de execução de 13 s menor. Já o Voluntário 7, quando se compara os percentuais de amostras acima de LF da Repetição 1 para a Repetição 3, observa-se um aumento de 14,41%, em também, um aumento de tempo de execução de 12,5 s. Ou seja, mesmo com começos semelhantes, apenas o voluntário com *feedback* visual conseguiu atender melhor as condições de uso do andador.

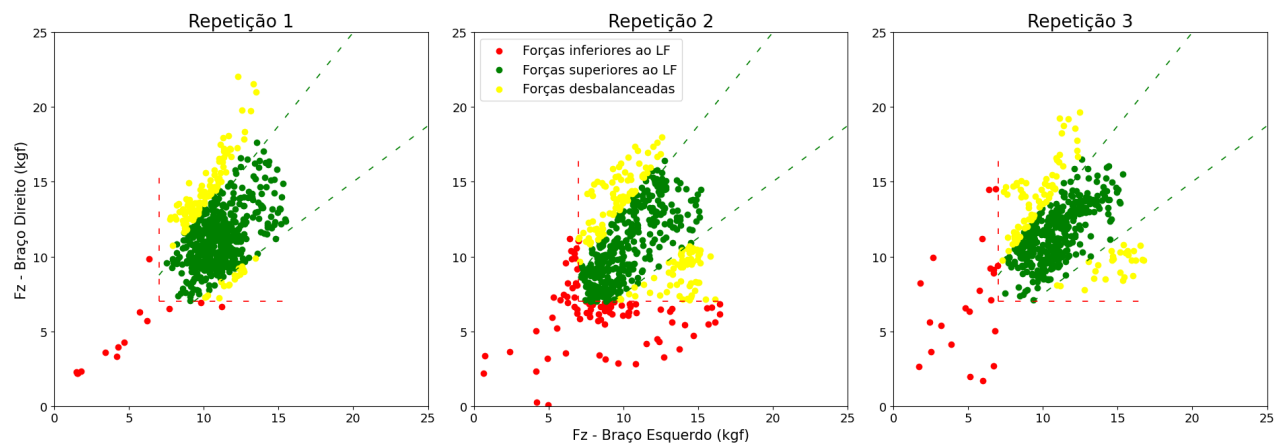


Figura 18 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 5 do Grupo de Intervenção no Caminho Z durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

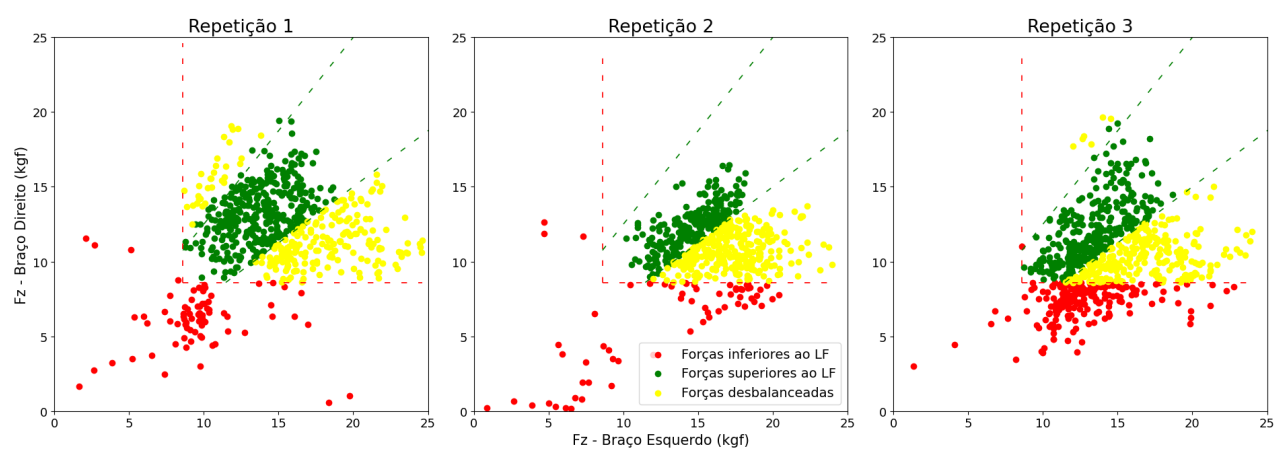


Figura 19 – A força em Z descarregada pelo Voluntário 10 do Grupo Controle no Caminho Z durante as 3 repetições. As linhas vermelhas delimitam o LF. As linhas verdes representam os limites para uma força balanceada.

## 5 CONCLUSÃO

A previsão de crescimento da população acima de 60 anos ao longo dos próximos anos pode acarretar aumento de gastos destinados a políticas de saúde e gerar uma sobrecarga nos profissionais dessa área, visto que a população idosa requer mais atenção e cuidado desses trabalhadores. Uma das principais dificuldades surgidas com envelhecimento é a degradação da marcha, que também afeta outras pessoas que sofrem com doenças como AVC, lesões medulares, paralisia cerebral e Alzheimer.

Para lidar com esse problema, existem dispositivos de assistência, que auxiliam usuários durante as tarefas de marcha. Um desses dispositivos são os SW, *Smart Walker*, andadores robóticos inteligentes, equipados com diversos sensores, que facilitam as pessoas a realizarem atividades cotidianas, enquanto promovem navegação segura e atendem a diferentes funções residuais do usuário.

Contudo, esses sensores podem tornar os SW complexos e difíceis de entender, desmotivando o seu uso. Para isso, foi desenvolvido para este trabalho de conclusão de curso uma interface de *feedback* visual para treinamento de usuários de SW. Essa interface foi desenvolvida, utilizando conceitos de jogos sérios e cenários de realidade virtual, que são ferramentas muito usadas na literatura para um desenvolvimento interativo de ferramentas de reabilitação.

Para validar essa interface, foi utilizado o UFES vWalker e o óculos de realidade virtual Oculus Quest 2. Foram recrutados dois grupos de 5 voluntários, sem experiência com o vWalker e sem problemas de marcha. O primeiro grupo de 5 pessoas (Grupo de Intervenção), realizou três repetições, em todas usando o vWalker e o Oculus. Na Repetição 1, os voluntários foram orientados a navegar pelo mundo virtual com o andador por uma reta de 6,75 m (Caminho Reta), depois por uma lemniscata de Bernoulli com  $\alpha = 2,2$  m (Caminho Lemniscata) e, por fim, andando por uma trajetória que se iniciava com uma reta de 1,6 m, depois uma curva para a direita, que levava para uma reta de 4,1 m e uma alteração de impedância no caminho, seguido de uma curva para esquerda, finalizando a trajetória novamente com uma reta de 1,6 m (Caminho Z). Nessa Repetição 1, a interface de treinamento estava desligada, então o voluntário navegou sem este *feedback*. Na Repetição 2, a interface foi ativada e os voluntários refizeram os mesmos caminhos. Para a Repetição 3, foram feitos os mesmos caminhos, mas com a interface desativada novamente.

Para o caminho Reta, os voluntários foram capazes de reduzir o tempo de execução do caminho em 41,1% da Repetição 1 para Repetição 2, e em 49,1% da Repetição 1 para 3.



No caminho Lemniscata, a redução foi de 17,7% da Repetição 1 para 2, e de 29,6% da Repetição 1 e 3. Por fim, no Caminho Z, a diminuição de tempo foi de 3,7% da Repetição 1 para 2, e da Repetição 1 para 3 foi de 17,4%.

Com isso, pode se concluir que a interface ajudou o voluntário a entender o dispositivo, sendo capazes de reduzir seu tempo de execução de tarefas durante e após receber o *feedback* visual. Também pode-se notar, que a modulação do controlador implementado no Caminho Z, tornou a rota mais difícil, sendo esse o caminho com menor redução percentual de tempo tanto da Repetição 1 para 2, quanto da Repetição 1 para 3.

Os outros 5 voluntários (Grupo Controle), realizaram também 3 repetições nos mesmo caminhos, porém em nenhuma dessas repetições foi fornecido *feedback* visual para os voluntários. Isso foi feito com intuito de observar o impacto da interface, comparando voluntários que tiveram *feedback* com os que não tiveram. E foi constatado, que o trabalho desenvolvido, auxiliou no treinamento do uso do vWalker, visto que quando comparado, voluntários de grupos diferentes que tiveram tempos de execução semelhantes da Repetição 1, os voluntários com *feedback* visual sempre obtiveram resultados de tempo de execução e forças acima do LF melhores do que os que não tiveram.

Como trabalhos futuros, pretende-se fazer teste com voluntários que apresentam problemas cognitivos, de marcha e de visão, visto que esse é o grupo de pessoas que utilizam SW, para avaliar a eficiência do sistema e o nível de aceitação da ferramenta desenvolvida. Além disso, pretende-se utilizar as Xsens, sensores vestíveis de captura de movimento 3D, recentemente adquiridos pelo laboratório de pesquisa, para substituir a IMU anexada no tronco. Esses sensores também podem ser anexados em outras partes do corpo, possibilitando fazer uma captura completa de dados biomecânicos dos voluntários durante a utilização do vWalker.

## REFERÊNCIAS

- BATENI, H.; MAKI, B. E. Assistive devices for balance and mobility: benefits, demands, and adverse consequences. Archives of physical medicine and rehabilitation, Elsevier, v. 86, n. 1, p. 134–145, 2005. Citado na página 12.
- BAYON, C.; RAMÍREZ, O.; SERRANO, J. I.; CASTILLO, M. D.; PÉREZ-SOMARRIBA, A.; BELDA-LOIS, J. M.; MARTÍNEZ-CABALLERO, I.; LERMA-LARA, S.; CIFUENTES, C.; FRIZERA, A. et al. Development and evaluation of a novel robotic platform for gait rehabilitation in patients with cerebral palsy: Cpwalker. Robotics and autonomous systems, Elsevier, v. 91, p. 101–114, 2017. Citado na página 20.
- BERRA, E.; ICCO, R. D.; AVENALI, M.; DAGNA, C.; CRISTINA, S.; PACCHETTI, C.; FRESIA, M.; SANDRINI, G.; TASSORELLI, C. Body weight support combined with treadmill in the rehabilitation of parkinsonian gait: a review of literature and new data from a controlled study. Frontiers in neurology, Frontiers Media SA, v. 9, p. 1066, 2019. Citado na página 16.
- BETTELLI, G. Perioperative care of the elderly: clinical and organizational aspects. [S.l.]: Cambridge University Press, 2017. Citado na página 12.
- BOLSTER, E. A.; BALEMANS, A. C.; BREHM, M.-A.; BUIZER, A. I.; DALLMEIJER, A. J. Energy cost during walking in association with age and body height in children and young adults with cerebral palsy. Gait & posture, Elsevier, v. 54, p. 119–126, 2017. Citado na página 18.
- BOONE, A. E.; FOREMAN, M. H.; ENGSBERG, J. R. Development of a novel virtual reality gait intervention. Gait & posture, Elsevier, v. 52, p. 202–204, 2017. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 23.
- CARDOSO, P.; MACHADO, F.; PEREIRA, R.; MELLO, R.; OGREN, P.; FRIZERA-NETO, A. Ai-driven human-robot interaction: Introducing behaviour trees into smart walkers. 2022. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 15.
- Centers for Disease Control and Prevention. National Center for Injury Prevention and Control. 2016. <https://www.cdc.gov/injury/wisqars/>. Citado na página 12.
- CIFUENTES, C. A.; FRIZERA, A. Human-robot interaction strategies for walker-assisted locomotion. [S.l.]: Springer, 2016. v. 115. Citado 5 vezes nas páginas 12, 13, 19, 21 e 26.
- COELHO, F. G. de M.; STELLA, F.; ANDRADE, L. P. de; BARBIERI, F. A.; SANTOS-GALDURÓZ, R. F.; GOBBI, S.; COSTA, J. L. R.; GOBBI, L. T. B. Gait and risk of falls associated with frontal cognitive functions at different stages of alzheimer's disease. Aging, Neuropsychology, and Cognition, Taylor & Francis, v. 19, n. 5, p. 644–656, 2012. Citado na página 18.
- CORBETTA, D.; IMERI, F.; GATTI, R. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. Journal of physiotherapy, Elsevier, v. 61, n. 3, p. 117–124, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 24.

- DAVIS, J. C.; BRYAN, S.; LI, L. C.; BEST, J. R.; HSU, C. L.; GOMEZ, C.; VERTES, K. A.; LIU-AMBROSE, T. Mobility and cognition are associated with wellbeing and health related quality of life among older adults: a cross-sectional analysis of the vancouver falls prevention cohort. BMC geriatrics, BioMed Central, v. 15, n. 1, p. 1–7, 2015. Citado na página 12.
- DIAS, J. D.; MEKARO, M. S.; LU, J. K. C.; OTSUKA, J. L.; FONSECA, L. M. M.; ZEM-MASCARENHAS, S. H. Serious game development as a strategy for health promotion and tackling childhood obesity. Revista latino-americana de enfermagem, SciELO Brasil, v. 24, 2016. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.
- DJAOUTI, D.; ALVAREZ, J.; JESSEL, J.-P.; RAMPNOUX, O. Origins of serious games. In: Serious games and edutainment applications. [S.l.]: Springer, 2011. p. 25–43. Citado na página 22.
- DÖRNER, R.; GÖBEL, S.; EFFELSBERG, W.; WIEMEYER, J. Serious games. [S.l.]: Springer, 2016. Citado na página 23.
- EFTHIMIOU, E.; FOTINEA, S.-E.; GOULAS, T.; DIMOU, A.-L.; KOUTSOMBOGERA, M.; PITSIKALIS, V.; MARAGOS, P.; TZAFESTAS, C. The mobot platform—showcasing multimodality in human-assistive robot interaction. In: SPRINGER. Universal Access in Human-Computer Interaction. Interaction Techniques and Environments: 10th International Conference, UAHCI 2016, Held as Part of HCI International 2016, Toronto, ON, Canada, July 17-22, 2016, Proceedings, Part II 10. [S.l.], 2016. p. 382–391. Citado na página 20.
- FRIZERA-NETO, A.; CERES, R.; ROCON, E.; PONS, J. L. Empowering and assisting natural human mobility: The symbiosis walker. International Journal of Advanced Robotic Systems, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 8, n. 3, p. 29, 2011. Citado 3 vezes nas páginas 12, 13 e 19.
- GEISEN, M.; BAUMGARTNER, T.; RIEDL, N.; KLATT, S. Real-time visual feedback on sports performance in an immersive training environment: Presentation of a study concept. 2021. Citado na página 22.
- GEMAN, O.; CHIUCHISAN, I.; VICOVEANU, D. Serious games used in rehabilitation of patients with osteoarthritis. In: IEEE. 2021 International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB). [S.l.], 2021. p. 1–5. Citado na página 23.
- GHIRONZI, G.; CAPETA, J.; CORTES, F.; BETTELLI, G. Aging and age-related functional changes. Perioperative Care of the Elderly. Cambridge Medicine, 2018. Citado na página 18.
- GIBBS, J. K.; GILLIES, M.; PAN, X. A comparison of the effects of haptic and visual feedback on presence in virtual reality. International Journal of Human-Computer Studies, Elsevier, v. 157, p. 102717, 2022. Citado na página 13.
- GONÇALVES, B. D. S.; POSTOLACHE, O.; PEREIRA, J. M. D. Gait rehabilitation in virtual reality serious game interactive scenarios. In: IEEE. 2022 International Conference and Exposition on Electrical And Power Engineering (EPE). [S.l.], 2022. p. 672–676. Citado na página 23.

- HOWARD, M. C. A meta-analysis and systematic literature review of virtual reality rehabilitation programs. Computers in Human Behavior, Elsevier, v. 70, p. 317–327, 2017. Citado na página 13.
- ISHIKURA, T. Biomechanical analysis of weight bearing force and muscle activation levels in the lower extremities during gait with a walker. Acta Medica Okayama, v. 55, n. 2, p. 73–82, 2001. Citado na página 27.
- JIMÉNEZ, M. F.; MELLO, R. C.; BASTOS, T.; FRIZERA, A. Assistive locomotion device with haptic feedback for guiding visually impaired people. Medical Engineering & Physics, Elsevier, v. 80, p. 18–25, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.
- JIMENEZ, M. F.; SCHEIDEGGER, W.; MELLO, R. C.; BASTOS, T.; FRIZERA, A. Bringing proxemics to walker-assisted gait: using admittance control with spatial modulation to navigate in confined spaces. Personal and Ubiquitous Computing, Springer, v. 26, n. 6, p. 1491–1509, 2022. Citado 2 vezes nas páginas 19 e 21.
- KAHN, L. E.; LUM, P. S.; RYMER, W. Z.; REINKENSMEYER, D. J. Robot-assisted movement training for the stroke-impaired arm: Does it matter what the robot does? Journal of rehabilitation research and development, v. 43, n. 5, p. 619–630, 2014. Citado na página 13.
- KAMMEN, K. van; BOONSTRA, A. M.; WOUDE, L. H. van der; REINDERS-MESSELINK, H. A.; OTTER, R. den. Differences in muscle activity and temporal step parameters between lokomat guided walking and treadmill walking in post-stroke hemiparetic patients and healthy walkers. Journal of neuroengineering and rehabilitation, BioMed Central, v. 14, n. 1, p. 1–11, 2017. Citado na página 18.
- KEARNEY, E.; SHELLIKERI, S.; MARTINO, R.; YUNUSOVA, Y. Augmented visual feedback-aided interventions for motor rehabilitation in parkinson’s disease: a systematic review. Disability and rehabilitation, Taylor & Francis, v. 41, n. 9, p. 995–1011, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 22.
- KEEMINK, A. Q.; KOOIJ, H. van der; STIENEN, A. H. Admittance control for physical human–robot interaction. The International Journal of Robotics Research, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 37, n. 11, p. 1421–1444, 2018. Citado na página 26.
- KERN, F.; WINTER, C.; GALL, D.; KÄTHNER, I.; PAULI, P.; LATOSCHIK, M. E. Immersive virtual reality and gamification within procedurally generated environments to increase motivation during gait rehabilitation. In: IEEE. 2019 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces (VR). [S.l.], 2019. p. 500–509. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 24.
- MA, M.; ZHENG, H. Virtual reality and serious games in healthcare. Advanced computational intelligence paradigms in healthcare 6. Virtual reality in psychotherapy, rehabilitation, and assessment, Springer, p. 169–192, 2011. Citado na página 16.
- MACHADO, F. S.; CASAGRANDE, W. D.; FRIZERA, A.; ROCHA, F. E. da. Development of serious games for neurorehabilitation of children with attention-deficit/hyperactivity disorder through neurofeedback. In: IEEE. 2019 18th Brazilian Symposium on Computer Games and Digital Entertainment (SBGames). [S.l.], 2019. p. 91–97. Citado 2 vezes nas páginas 22 e 23.

MACHADO, L. d. S.; MORAES, R. M. d.; NUNES, F. d. L. d. S.; COSTA, R. M. E. M. d. Serious games baseados em realidade virtual para educação médica. Revista brasileira de educação médica, SciELO Brasil, v. 35, p. 254–262, 2011. Citado na página 22.

MANULI, A.; MAGGIO, M. G.; LATELLA, D.; CANNAVÒ, A.; BALLETTA, T.; LUCA, R. D.; NARO, A.; CALABRÒ, R. S. Can robotic gait rehabilitation plus virtual reality affect cognitive and behavioural outcomes in patients with chronic stroke? a randomized controlled trial involving three different protocols. Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases, Elsevier, v. 29, n. 8, p. 104994, 2020. Citado na página 15.

MARTINS, M.; SANTOS, C.; FRIZERA, A.; CERES, R. A review of the functionalities of smart walkers. Medical engineering & physics, Elsevier, v. 37, n. 10, p. 917–928, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 13, 15 e 19.

MARTINS, M. M.; SANTOS, C. P.; FRIZERA-NETO, A.; CERES, R. Assistive mobility devices focusing on smart walkers: Classification and review. Robotics and Autonomous Systems, Elsevier, v. 60, n. 4, p. 548–562, 2012. Citado na página 16.

MELLO, R. C.; RIBEIRO, M. R.; FRIZERA-NETO, A. Implementing Cloud Robotics for Practical Applications: From Human-Robot Interaction to Autonomous Navigation. [S.l.]: Springer Nature, 2022. v. 152. Citado na página 21.

MIKOLAJCZYK, T.; CIOBANU, I.; BADEA, D. I.; ILIESCU, A.; PIZZAMIGLIO, S.; SCHAUER, T.; SEEL, T.; SEICIU, P. L.; TURNER, D. L.; BERTEANU, M. Advanced technology for gait rehabilitation: An overview. Advances in Mechanical Engineering, SAGE Publications Sage UK: London, England, v. 10, n. 7, p. 1687814018783627, 2018. Citado na página 15.

MORONE, G.; ANNICCHIARICO, R.; IOSA, M.; FEDERICI, A.; PAOLUCCI, S.; CORTÉS, U.; CALTAGIRONE, C. Overground walking training with the i-walker, a robotic servo-assistive device, enhances balance in patients with subacute stroke: a randomized controlled trial. Journal of neuroengineering and rehabilitation, Springer, v. 13, p. 1–10, 2016. Citado na página 20.

NIEBORG, D. America s Army: More than a game. 2004. Citado na página 22.

NOVELETTO, F.; SOARES, A.; EICHINGER, F.; DOMENECH, S.; HOUNSELL, M. d. S.; FILHO, P. B. Biomedical serious game system for lower limb motor rehabilitation of hemiparetic stroke patients. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE, v. 28, n. 6, p. 1481–1487, 2020. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 23.

OHNUMA, T.; LEE, G.; CHONG, N. Y. Development of jarow-ii active robotic walker reflecting pelvic movements while walking. Intelligent Service Robotics, Springer, v. 10, p. 95–107, 2017. Citado na página 20.

Organização Mundial da Saúde. Ageing and Health. 2022. <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/ageing-and-health>. Citado na página 12.

OSOBA, M. Y.; RAO, A. K.; AGRAWAL, S. K.; LALWANI, A. K. Balance and gait in the elderly: A contemporary review. Laryngoscope investigative otolaryngology, Wiley Online Library, v. 4, n. 1, p. 143–153, 2019. Citado na página 12.

- PAGE, S.; MUN, K.-R.; GUO, Z.; REYES, F. A.; YU, H.; PASQUI, V. Unbalance detection to avoid falls with the use of a smart walker. In: IEEE. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). [S.l.], 2016. p. 1000–1005. Citado na página 27.
- PAPEGAAIJ, S.; MORANG, F.; STEENBRINK, F. Virtual and augmented reality based balance and gait training. White Paper, Motek Amsterdam, 2017. Citado 3 vezes nas páginas 13, 14 e 15.
- PENALVER-ANDRES, J.; DUARTE, J.; VALLERY, H.; KLAMROTH-MARGANSKA, V.; RIENER, R.; MARCHAL-CRESPO, L.; RAUTER, G. Do we need complex rehabilitation robots for training complex tasks? In: IEEE. 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). [S.l.], 2019. p. 1085–1090. Citado na página 13.
- PEREIRA, A.; RIBEIRO, N. F.; SANTOS, C. P. A preliminary strategy for fall prevention in the asbgo smart walker. In: IEEE. 2019 IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG). [S.l.], 2019. p. 1–4. Citado na página 20.
- PIGNOLO, L.; BASTA, G.; CAROZZO, S.; BILOTTA, M.; TODARO, M. R.; SERRA, S.; CIANCARELLI, I.; TONIN, P.; CERASA, A. A body-weight-supported visual feedback system for gait recovering in stroke patients: A randomized controlled study. Gait & Posture, Elsevier, v. 82, p. 287–293, 2020. Citado na página 22.
- PIRKER, W.; KATZENSCHLAGER, R. Gait disorders in adults and the elderly. Wiener Klinische Wochenschrift, Springer, v. 129, n. 3, p. 81–95, 2017. Citado na página 18.
- POOLE, M.; SIMKISS, D.; ROSE, A.; LI, F.-X. Anterior or posterior walkers for children with cerebral palsy? a systematic review. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, Taylor & Francis, v. 13, n. 4, p. 422–433, 2018. Citado na página 18.
- POSTOLACHE, O.; PEREIRA, J. M. D.; VIEGAS, V.; PEDRO, L.; GIRÃO, P. S.; OLIVEIRA, R.; POSTOLACHE, G. Smart walker solutions for physical rehabilitation. IEEE Instrumentation & Measurement Magazine, IEEE, v. 18, n. 5, p. 21–30, 2015. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 19.
- RAVANKAR, A. A.; TAFRISHI, S. A.; LUCES, J. V. S.; SETO, F.; HIRATA, Y. Care: Cooperation of ai robot enablers to create a vibrant society. IEEE Robotics & Automation Magazine, IEEE, 2022. Citado na página 12.
- ROBINSON, H.; MACDONALD, B.; BROADBENT, E. The role of healthcare robots for older people at home: A review. International Journal of Social Robotics, Springer, v. 6, n. 4, p. 575–591, 2014. Citado na página 15.
- ROOIJ, I. J. de; PORT, I. G. van de; VISSER-MEILY, J.; MEIJER, J.-W. G. Virtual reality gait training versus non-virtual reality gait training for improving participation in subacute stroke survivors: study protocol of the virtas randomized controlled trial. Trials, BioMed Central, v. 20, n. 1, p. 1–10, 2019. Citado 2 vezes nas páginas 16 e 24.
- SCHEIDEGGER, W. M.; MELLO, R. C. D.; JIMENEZ, M. F.; MÚNERA, M. C.; CIFUENTES, C. A.; FRIZERA-NETO, A. et al. A novel multimodal cognitive interaction for walker-assisted rehabilitation therapies. In: IEEE. 2019 IEEE 16th international

conference on rehabilitation robotics (ICORR). [S.l.], 2019. p. 905–910. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 27.

SCHWARTZ, I.; MEINER, Z. Robotic-assisted gait training in neurological patients: who may benefit? Annals of biomedical engineering, Springer, v. 43, p. 1260–1269, 2015. Citado na página 13.

SEKHAVAT, Y. A.; NAMANI, M. S. Projection-based ar: Effective visual feedback in gait rehabilitation. IEEE Transactions on Human-Machine Systems, IEEE, v. 48, n. 6, p. 626–636, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 13, 15 e 23.

SEMBLANTES, P. A.; ANDALUZ, V. H.; LAGLA, J.; CHICAIZA, F. A.; ACURIO, A. Visual feedback framework for rehabilitation of stroke patients. Informatics in Medicine Unlocked, Elsevier, v. 13, p. 41–50, 2018. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 23.

SOLANKI, D.; KUMAR, S.; RAJ, P.; LAHIRI, U. Body weight support assisted virtual reality based treadmill walk with gait characterization. In: IEEE. 2019 10th International Conference on Computing, Communication and Networking Technologies (ICCCNT). [S.l.], 2019. p. 1–7. Citado na página 24.

SUDARMILAH, E.; FADLILAH, U.; SUPRIYONO, H.; IRSYADI, F. Y. A.; NUGROHO, Y. S.; FATMAWATI, A. A review: Is there any benefit in serious games? In: AIP PUBLISHING LLC. AIP Conference Proceedings. [S.l.], 2018. v. 1977, n. 1, p. 020059. Citado na página 23.

VIEIRA, C.; PAIS-VIEIRA, C. F. da S.; NOVAIS, J.; PERROTTA, A. et al. Serious game design and clinical improvement in physical rehabilitation: systematic review. JMIR Serious Games, JMIR Publications Inc., Toronto, Canada, v. 9, n. 3, p. e20066, 2021. Citado na página 15.

WACHAJA, A.; AGARWAL, P.; ZINK, M.; ADAME, M. R.; MÖLLER, K.; BURGARD, W. Navigating blind people with walking impairments using a smart walker. Autonomous Robots, Springer, v. 41, p. 555–573, 2017. Citado na página 20.

WERNER, C.; ULLRICH, P.; GERAVAND, M.; PEER, A.; BAUER, J. M.; HAUER, K. A systematic review of study results reported for the evaluation of robotic rollators from the perspective of users. Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, Taylor & Francis, v. 13, n. 1, p. 31–39, 2018. Citado na página 19.

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2009. Citado na página 18.

WU, Q.; WANG, X.; CHEN, B.; WU, H. Development of a minimal-intervention-based admittance control strategy for upper extremity rehabilitation exoskeleton. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics: Systems, IEEE, v. 48, n. 6, p. 1005–1016, 2017. Citado na página 13.

YUAN, R.-Y.; CHEN, S.-C.; PENG, C.-W.; LIN, Y.-N.; CHANG, Y.-T.; LAI, C.-H. Effects of interactive video-game-based exercise on balance in older adults with mild-to-moderate parkinson's disease. Journal of neuroengineering and rehabilitation, BioMed Central, v. 17, n. 1, p. 1–10, 2020. Citado na página 23.