

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

REIDNER SANTOS CAVALCANTE



**Jogo Sériu Baseado em Realidade Virtual Associado ao Processamento de Sinal
EMG e Feedback Sensorial para Treinamento de Prótese de Membro Superior**

Uberlândia

2024

REIDNER SANTOS CAVALCANTE

Jogo S3rio Baseado em Realidade Virtual Associado ao Processamento de Sinal EMG e Feedback Sensorial para Treinamento de Pr3tese de Membro Superior

Tese apresentado à Faculdade de Engenharia El3trica da Universidade Federal de Uberl3ndia como requisito parcial para obtenç3o do t3tulo de Doutor em Ci3ncias.

Orientador: Edgard Afonso Lamounier Jr, PhD

Coorientador: Alcimar Barbosa Soares, PhD

Uberl3ndia - MG

2024

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

C376
2024

Cavalcante, Reidner Santos, 1993-
Jogo sério baseado em realidade virtual associado ao processamento de sinal EMG e feedback sensorial para treinamento de prótese de membro superior [recurso eletrônico] / Reidner Santos Cavalcante. - 2024.

Orientador: Edgard Afonso Lamounier Junior.

Coorientador: Alcimar Barbosa Soares.

Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Pós-graduação em Engenharia Elétrica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2024.345>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia elétrica. I. Lamounier Junior, Edgard Afonso, 1964-, (Orient.). II. Soares, Alcimar Barbosa, 1965-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

REIDNER SANTOS CAVALCANTE

**Jogo Sériu Baseado em Realidade Virtual Associado ao
Processamento de Sinal EMG e Feedback Sensorial para Treinamento de
Prótese de Membro Superior**

Tese apresentado à Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de Doutor em Ciências.

Uberlândia, 28 de Maio de 2024

Banca Examinadora:

Prof. Edgard Afonso Lamounier Jr, PhD – Orientador (UFU)

Prof. Marcio Sarroglia Pinho, Dr (PUC RS)

Prof. Teodiano Freire Bastos Filho, Dr (UFES)

Prof. Renato de Aquino Lopes, Dr (UFU)

Prof. Luciano Coutinho Gomes, Dr (UFU)



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia
 Elétrica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP
 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4707 - www.posgrad.feelt.ufu.br - copel@ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Tese de Doutorado, 338, PPGEELT				
Data:	Vinte e oito de maio de dois mil e vinte e quatro	Hora de início:	8h30	Hora de encerramento:	11h00
Matrícula do Discente:	11813EEL015				
Nome do Discente:	Reidner Santos Cavalcante				
Título do Trabalho:	Jogo sério baseado em realidade virtual associado ao processamento de sinal EMG e feedback sensorial para treinamento de prótese de membro superior				
Área de concentração:	Processamento da Informação				
Linha de pesquisa:	Metodologia e Técnicas da Computação				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Coordenador do projeto: Alcimar Barbosa Soares. Título do projeto: A comprehensive system for clinical rehabilitation of upper-limb amputees in virtual reality. Agência financiadora: IRCC International Research Co-fund Collaboration Program - Qatar University. Vigência do projeto: 2021 a 2023.				

Reuniu-se por meio de videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta:

Professores Doutores: Renato de Aquino Lopes (UFU), Luciano Coutinho Gomes (UFU), Teodiano Freire Bastos Filho (UFES), Márcio Sarroglia Pinho (PUC-RS), e Edgard Afonso Lamounier Júnior, orientador do discente.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Edgard Afonso Lamounier Júnior, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato, agradeceu a presença do público, e concedeu ao discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir o candidato. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o candidato:

APROVADO.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor. O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme, foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Luciano Coutinho Gomes, Professor(a) do Magistério Superior**, em 15/07/2024, às 15:21, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO, Usuário Externo**, em 15/07/2024, às 15:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Márcio Sarroglia Pinho, Usuário Externo**, em 15/07/2024, às 16:01, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Renato de Aquino Lopes, Professor(a) do Magistério Superior**, em 15/07/2024, às 16:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Edgard Afonso Lamounier Junior, Professor(a) do Magistério Superior**, em 15/07/2024, às 16:15, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **5533477** e o código CRC **E0FFF81A**.

Referência: Processo nº 23117.033134/2024-81

SEI nº 5533477

Dedico este trabalho aos meus pais,
que incentivaram e apoiaram em todas as
etapas da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Ao meu pai Nilson, minha mãe Damiana e meu irmão Reismar pelo apoio concedido.

A minha namorada Lorrana pelo apoio, companheirismo e compreensão.

Meus sinceros agradecimentos ao Professor Edgard A. Lamounier, cuja orientação foi essencial para a realização deste trabalho, sendo um grande instrutor, companheiro e amigo.

Aos Professores Alcimar Barbosa e Alexandre Cardoso, pela confiança, apoio e conselhos.

Agradeço aos amigos do Grupo de Realidade Virtual e Aumentada (GRVA) que me apoiaram e aos colegas do Laboratório de Engenharia Biomédica.

Agradeço a todos que, de alguma forma, contribuíram para a conclusão deste trabalho.

“Tempos difíceis geram homens fortes,
homens fortes criam tempos fáceis, tempos
fáceis geram homens fracos, homens fracos
criam tempos difíceis.”

Provérbio oriental

RESUMO

A amputação é uma experiência de vida duradoura e, geralmente, o ajuste e treinamento de próteses para o amputado, são experiências longas e, às vezes, até frustrantes. Poucas abordagens exploram o problema do treinamento para controle de próteses mioelétricas, por meio de técnicas de Realidade Virtual, pois não se trata de uma questão trivial. Além disso, a falta de feedback sensorial adequado, quando o sistema avisa ao amputado que houve contato com objetos durante o treinamento, geralmente, leva a uma experiência muito “artificial” para a maioria dos usuários. Neste trabalho, propõe-se um sistema que utiliza técnicas de Realidade Virtual Imersiva e processamento de sinais EMG (sinais que medem a atividade muscular), para proporcionar um ambiente de treinamento para amputados que deverão utilizar próteses mioelétricas. Igualmente, a eficiência de aprender a controlar uma prótese virtual com e sem feedback sensorial é investigada. O sistema é executado em um equipamento Vive Pro utilizando um Vive Tracker para rastrear a posição e orientação do braço do voluntário e espelhar os movimentos em uma prótese virtual. Os sinais EMG controlam a abertura e o fechamento da prótese virtual e motores vibracionais colocados no antebraço do voluntário fornecem feedback sensorial. Os resultados mostram que o treinamento virtual pode ser significativamente melhorado quando o feedback tátil adequado é fornecido, especialmente para o sistema de controle mioelétrico. O uso de elementos de Jogos sérios proporcionaram um ambiente interativo e específico para o treinamento dos voluntários. Esse controle mioelétrico e o feedback tátil proporcionaram uma malha de controle eficaz permitindo uma melhor sensação de realismo para o protocolo de treinamento do voluntário.

Palavras-chave: Treinamento Protético; Realidade Virtual Imersiva; Feedback Sensorial; Jogos Sérios; Processamento de Sinal EMG.

ABSTRACT

Amputation is a lasting life experience. Furthermore, prosthesis fitting and training are usually long and sometimes frustrating experiences. Few approaches explore the problem of controlling virtual myoelectric prostheses, using Virtual Reality techniques, as it is not a trivial issue. Besides, the lack of proper sensory feedback, when the system warns the amputee that there has been contact with objects during training, generally leads to a very “artificial” experience for most users. In this work, we propose a system that uses Immersive Virtual Reality (IVR) and EMG (signals that measure muscle activity) signal processing to provide a training environment for amputees who are supposed to use myoelectric prostheses. Here, we also investigate the efficiency of learning how to control a virtual prosthesis with and without sensory feedback. The system runs on a Vive Pro equipment using a Vive Tracker to track the user's arm position and orientation, and mirror the movements into a virtual prosthesis. EMG signals control the opening and closing of the virtual prosthesis, vibration motors placed on the user's forearm provide sensory feedback. The results show that virtual training can be significantly improved when proper tactile feedback is provided, especially for the myoelectric control system. The use of elements from serious Games provided an interactive and specific environment for training volunteers. Both EMG control and tactile feedback have provided an effective control loop allowing for a better sense of realism for the user's training protocol.

Keywords: Prosthetic Training; Immersive Virtual Reality; Sensory Feedback; Serious Games; EMG signal processing.

Publicações

Publicações resultantes desta pesquisa:

1. Cavalcante, R. S., Lamounier, E.; Soares, A.; Gaballa, A.; Cabibihan, JJ. **Uso de Feedback Sensorial em um Ambiente baseado em Jogos Sérios e Realidade Virtual Imersiva para Treinamento de Amputados de Membros Superiores**. RISTI - Revista Ibérica de Sistemas e Tecnologias de Informação, ed E66, p. 64-77, 2024.
2. Gaballa, Aya ; Cavalcante, Reidner Santos ; Lamounier, Edgard ; Soares, Alcimar ; Cabibihan, John-John. **Extended Reality -X-Reality- for Prosthesis Training of Upper-Limb Amputees: A Review on Current and Future Clinical Potential**. IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering, v. 30, p. 1652-1663, 2022.
3. Cavalcante R., Gaballa A., Cabibihan JJ., Soares A., Lamounier E. (2021). **A VR-Based Serious Game Associated to EMG Signal Processing and Sensory Feedback for Upper Limb Prosthesis Training**. In: Baalsrud Hauge J., C. S. Cardoso J., Roque L., Gonzalez-Calero P.A. (eds) Entertainment Computing – ICEC 2021. ICEC 2021. Lecture Notes in Computer Science, vol 13056. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-89394-1_36.
4. Cavalcante, Reidner; Gaballa, Aya ; Cabibihan, John-Jonh ; Soares, Alcimar ; Lamounier, Edgard . **The Importance of Sensory Feedback to Enhance Embodiment During Virtual Training of Myoelectric Prostheses Users**. In: 2021 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW), 2021, Lisbon. 2021 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW), 2021. p. 770-771. <https://doi.org/10.1109/VRW52623.2021.00270>
5. Cavalcante, Reidner; Soares, Alcimar; Lamounier, Edgard. **Virtual Reality Training of Myoelectric Prosthesis with the Use of Sensory Feedback and Serious Game Techniques**. In: Anais Estendidos do XXIII Simpósio de Realidade Virtual e Aumentada. SBC, 2021. p. 9-10.
6. Cavalcante, Reidner; Gaballa, Aya ; Cabibihan, John-Jonh ; Soares, Alcimar ; Lamounier, Edgard. **The importance of sensory feedback to enhance embodiment during virtual training of myoelectric prostheses users**. 2021 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User Interfaces Abstracts and Workshops (VRW), 2021, pp. 558-558, doi: 10.1109/VRW52623.2021.00161.
7. Sun, Yinghe ; L. Hunt, Christopher ; Niu, Wally ; Li, Ziwei ; Cyrino, Gabriel; Cavalcante, Reidner ; Lamounier, Edgard ; B. Soares, Alcimar ; V. Thakor, Nitish . **A Comparison between Virtual Reality and Augmented Reality on Upper-limb Prosthesis Control**. In: ISEEIE 2021: 2021 International Symposium on Electrical, Electronics and Information Engineering, 2021, Seoul Republic of Korea. 2021 International Symposium on Electrical, Electronics and Information Engineering. p. 521.
8. Cavalcante, R. S.; Lamounier, E. ; Soares, A. ; Cardoso, A. ; Lima, G. F. M. **Serious Game for Upper Limb Amputees Rehabilitation**. In: 22th Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR), 2020, Recife. 2020 22th Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR), 2020.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Estrutura proposta de um Jogo Sério	21
Figura 2 - Diagrama de blocos simplificado da aquisição do eletromiograma de superfície...22	22
Figura 3 - Colocando o equipamento de RV HTC Vive Pro.....	27
Figura 4 - Configuração da área de jogo.	28
Figura 5 - Funcionamento do Vive Tracker.	28
Figura 6 - Graus de liberdade.	29
Figura 7 - Sistema proposto.....	32
Figura 8 - Ambiente de treinamento virtual	33
Figura 9 - O teste Box e Blocks no ambiente virtual.....	34
Figura 10 - Teste BBT em método convencional (esquerda) e virtual (direita).....	35
Figura 11 - Configuração experimental.....	36
Figura 12 - Ambiente virtual (esquerda) e configuração do hardware (direita).	36
Figura 13 - Ambiente virtual (esquerda) e configuração do hardware (direita).	37
Figura 14 - Uma visão geral da configuração das modalidades experimentais.....	38
Figura 15 - Interface virtual.....	39
Figura 16 - Diagrama de Caso de Uso.....	44
Figura 17 - Arquitetura do Sistema.	47
Figura 18 - Esquema DER do Sistema.	48
Figura 19 - Diagrama de Sequência.	50
Figura 20 - Esquema de funcionamento do módulo EMG/Arduino.	51
Figura 21 - Posicionamento dos sensores EMG.....	52
Figura 22 - Motor vibracional.	52
Figura 23 - Tela inicial.	53
Figura 24 - Tela de registro do terapeuta.....	54
Figura 25 - Tela de registro do paciente.....	55
Figura 26 - Tela de pesquisa do paciente.	55
Figura 27 - Tela de registro da sessão.	56
Figura 28 - Modo power grasp.	57
Figura 29 - Modo pinch.....	57
Figura 30 – Versão de madeira do BBT.....	59
Figura 31 – Ambiente Box & Blocks.....	60
Figura 32 - Preparação do voluntário.....	62

Figura 33 - Voluntário amputado durante ensaio.	63
Figura 34 - Voluntário amputado imerso no ambiente virtual	63
Figura 35 - Definições de escala de classificação e extremidades do NASA-TLX	66
Figura 36 - Voluntários que possuem experiência prévia com RV	69
Figura 37 - Tempo médio (por ensaio) para conclusão das tarefas, separado por nível de experiência prévia em RV.	69
Figura 38 - Tempo de conclusão médio por Ensaio do grupo G1	70
Figura 39 - Tempo de conclusão médio por Ensaio do grupo G2.	71
Figura 40 - Comparativo entre G1 e G2.	71
Figura 41 - Média de objetos movidos com sucesso por ensaio	73
Figura 42 - Sinal EMG (voluntário 1) durante o primeiro ensaio de Box & Blocks sem feedback tátil e com feedback tátil, respectivamente.	74
Figura 43 - Sinal EMG (voluntário 1) durante o último ensaio de Box & Blocks sem feedback tátil e com feedback tátil, respectivamente.	75
Figura 44 - Média e desvio padrão das pontuações para cada fator de carga de trabalho obtidas por meio do questionário NASA-TLX	76
Figura 45 - Carga de trabalho ajustada, por voluntário.	77
Figura 46 - Carga de trabalho NASA-TLX geral.	77
Figura 47 - Representação dos níveis de amputação no membro superior.	88
Figura 48 - Principais causas de amputações.	90
Figura 49 - Exemplos de próteses endosqueléticas e exoesqueléticas transumeral.	92
Figura 50 - Próteses de braço passivo.	95
Figura 51 - Nova classificação das próteses passivas para substituição da mão, juntamente com seus múltiplos nomes diferentes utilizadas na literatura atual.	95
Figura 52 - Diagrama demonstrando a estrutura de controle de um membro protético ativo.	97
Figura 53 - Componentes típicos de uma prótese mioelétrica transradial.	100
Figura 54 - Modelos de próteses mioelétricas.	100
Figura 55 - Tabuleiro de madeira original (esquerda) e a versão de plástico, mais comumente utilizada (direita) do NHPT.	105
Figura 56 - Ambiente Nine Hole Peg.	106
Figura 57 - Avaliação ascendente (esquerda) e avaliação descendente (direita).	106
Figura 58 - Ambiente Clothespin Relocation.	107

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Vantagens de Realidade Virtual em aplicações de reabilitação	19
Tabela 2 - Quantidade de artigos por biblioteca e filtro.	31
Tabela 3 - Comparação entre os trabalhos relacionados.	40
Tabela 4 - Requisitos Funcionais.....	43
Tabela 5 - Requisitos Não-Funcionais.....	43
Tabela 6 - Atores do sistema.	44
Tabela 7 - Descrição do Caso de Uso “Gerenciar usuários”.	45
Tabela 8 - - Descrição do Caso de Uso “Definir as configurações das sessões”.	45
Tabela 9 - Descrição do Caso de Uso “Acompanhar a situação do jogo”.....	45
Tabela 10 - Descrição do Caso de Uso “Encerrar a sessão”.	46
Tabela 11 - Descrição do Caso de Uso “Acompanhar resultados”.	46
Tabela 12 - Descrição do Caso de Uso “Executar tarefas”.	46
Tabela 13 - System Usability Scale (SUS).....	65
Tabela 14 - Tempo (em segundos) para conclusão das tarefas do G1 - feedback visual e vibracional.	68
Tabela 15 - Tempo (em segundos) para conclusão das tarefas do G2 - feedback visual.	68
Tabela 16 - Respostas ao questionário de avaliação do sistema.....	72
Tabela 17 - Quantidade de objetos movidos com sucesso por voluntário amputado (VA)	74
Tabela 18 - Resumo da análise sobre a Usabilidade	75
Tabela 19 - Pontuação atribuída a cada fator do NASA-TLX por voluntário.....	75
Tabela 20 - Procedimentos de Amputação / Desarticulação de Membros Superiores.....	89
Tabela 21 - O design protético varia de acordo com o nível de amputação.....	93
Tabela 22 - Prós e contras das próteses de membro superior.....	96
Tabela 23 - Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis.....	99

SUMÁRIO

Sumário

Capítulo 1. INTRODUÇÃO.....	14
1.1 Motivação	14
1.2 HIPÓTESE E OBJETIVOS	16
1.3 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO	17
Capítulo 2. FUNDAMENTOS.....	18
2.1 Introdução.....	18
2.2 Realidade Virtual Aplicada ao Processo de Reabilitação	18
2.3 Jogos Sérios.....	19
2.4 Eletromiografia.....	22
2.5 Processo de Treinamento Padrão	23
2.6 Dispositivo de Realidade Virtual	27
2.7 Considerações Finais.....	29
Capítulo 3. TRABALHOS RELACIONADOS.....	30
3.1 Introdução.....	30
3.2 Metodologia de Busca.....	30
3.3 Virtual Integration Environment as an Advanced Prosthetic Limb Training Platform.....	32
3.4 A Virtual Myoelectric Prosthesis Training System Capable of Providing Instructions on Hand Operations	33
3.5 VITA—An Everyday Virtual Reality Setup for Prosthetics and Upper-Limb Rehabilitation.....	34
3.6 Comparison of Conventional and Virtual Reality Box and Blocks Tests in Upper Limb Amputees: A Case-Control Study	34
3.7 Increasing Motivation, Effort and Performance through Game-Based Rehabilitation for Upper Limb Myoelectric Prosthesis Control.....	35
3.8 Prosthetic Rehabilitation Training in Virtual Reality	36
3.9 Development of a Serious Game for Rehabilitation of Upper Limb Amputees	

3.10 A Comparison Between Virtual Reality and Augmented Reality on Upper-limb Prosthesis Control	37
3.11 Electrotactile Feedback in a Virtual Hand Rehabilitation Platform: Evaluation and Implementation	38
3.12 Estudo Comparativo dos Trabalhos Relacionados.....	39
3.13 Considerações Finais.....	40
Capítulo 4. ARQUITETURA E DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	42
4.1 Introdução.....	42
4.2 Requisitos do Sistema	42
4.2.1 Requisitos Funcionais.....	42
4.2.2 Requisitos Não Funcionais	43
4.2.3 Casos de Uso do Sistema.....	43
4.2.4 Descrição dos Atores	44
4.2.5 Descrição dos Casos de Uso.....	45
4.3 Arquitetura do Sistema.....	47
4.3.1 Esquema da Base de Dados	48
4.3.2 Diagrama de Sequência	49
4.4 Desenvolvimento do Sistema	50
4.4.1 Captura dos Sinais EMG e Feedback Tátil.....	51
4.4.2 Painel de Controle	53
4.4.4 Prótese Virtual	56
4.5 Design do Jogo.....	57
4.6 Ambiente Virtual.....	58
4.7 Considerações Finais.....	60
Capítulo 5. METODOLOGIA.....	61
5.1 Introdução.....	61
5.2 Metodologia dos testes	61
5.3 Questionários.....	64
5.3.1 Questionário de Avaliação do Sistema.....	64
5.3.2 Questionário SUS.....	65
5.3.4 Questionário NASA-TLX	65

5.4	Considerações Finais.....	67
Capítulo 6. RESULTADOS		68
6.1	Introdução.....	68
6.2	Análise dos Testes.....	68
6.3	Considerações Finais.....	78
Capítulo 7. CONCLUSÕES.....		79
REFERÊNCIAS.....		81
APÊNDICE A – NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO EM MEMBROS SUPERIORES..		88
APÊNDICE B – CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES.....		91
APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO.....		101
APÊNDICE D –Ambientes Virtuais		105
ANEXO A – Requisitos de Sistema Mínimos para executar o Vive Pro		108
ANEXO B – Formulário NASA-TLX.....		109

Capítulo 1. INTRODUÇÃO

1.1 Motivação

A amputação de um membro é um evento traumático, capaz de promover grandes mudanças em todas as áreas da vida de um indivíduo (Glaván & Amiralian, 2009). Normalmente, após a amputação, um procedimento cirúrgico é realizado a fim de criar perspectivas de função para a parte remanescente do membro amputado (referido como coto) (Unwin, 2000). Geralmente, o processo de reabilitação é realizado com auxílio de um dispositivo protético, projetado para restaurar algumas das funcionalidades motoras perdidas.

Por exemplo, um amputado transradial pode receber uma prótese de mão presa a um encaixe (*socket*) que, por sua vez, é controlada pela atividade elétrica dos músculos remanescentes no coto (referenciados como sinais EMG – sinais mioelétricos). Estas próteses são chamadas de próteses mioelétricas (Ribeiro et. al, 2019). No entanto, a adaptação final à prótese, juntamente com as etapas terapêuticas e de treinamento exigidas, podem levar muitos meses para serem concluídas, exigindo um esforço significativo por parte do amputado (Atkins, 2004; Darkp e Heger, 1997; Johnson e Mansfield, 2014). Este processo pode também se tornar uma experiência frustrante, especialmente, nos primeiros dias ou semanas após a adaptação (Atkins, 2004).

Sem nenhum treinamento prévio, o tempo para se adaptar e aprender como controlar a prótese pode levar de três a doze meses (Dakpa e Heger, 1997; Johnson e Mansfield, 2014). Estudos têm demonstrado que um processo tão demorado e cansativo contribui para o abandono da prótese (Mattioli et. al, 2011).

O principal objetivo dos programas de treinamento e reabilitação é fornecer aos amputados habilidades necessárias para controlar adequadamente a prótese, de modo que sejam capazes de retomar a maioria das atividades da vida diária (Putrino et. al, 2015). Sendo que, quanto mais cedo o processo de reabilitação começar, maior será o potencial de sucesso (Li et. al, 2019). Entretanto, como mencionado, em vários casos, a adaptação à prótese será mental e fisicamente cansativa, demandando um tempo considerável ao longo de várias sessões semanais (Sharma et. al, 2018).

Nos últimos anos, a Realidade Virtual (RV) tem sido considerada uma abordagem aderente ao treinamento protético (Churko et. al, 2009; Nissler et. al, 2019; Sun et. al, 2021). RV é uma interface de usuário avançada que permite a visualização e movimentação de objetos

tridimensionais em tempo real, por meio de dispositivos diversos e estratégias sensoriais (Vera et al, 2007). A Realidade Virtual permite ainda interações intuitivas, respostas realistas às ações do usuário e a possibilidade de imersão, dependendo do equipamento utilizado (Kuttuva et. al, 2005). No entanto, a maioria dos sistemas de RV relatados na literatura para treinamento de próteses de membros superiores são baseados em ambientes não imersivos, sendo que, tal fato pode influenciar negativamente na naturalidade do treinamento. Com efeito, em alguns sistemas relatados, os usuários visualizam as próteses virtuais à distância em uma tela plana (Putrino et. al, 2015; Cavalcante et. al, 2018), sem proporcionar-lhes o sentimento real de ter a prótese acoplada ao seu coto.

Outro fator importante e não abordado com profundidade na literatura é a falta de feedback sensorial. Esta característica pode ser importante para conduzir melhor o usuário na percepção e controle dos diferentes mecanismos associados, por exemplo, manipulação de objetos com a prótese (Mattioli et. al, 2011; Putrino et. al, 2015; Li et. al, 2019; Melero et. al, 2019). Pode-se ainda ponderar que mecanismos de feedback baseados apenas em feedback visual limitem a experiência imersiva para fins de treinamento da prótese, pois exige um grande esforço de visão espacial para que os usuários alcancem e manipulem vários objetos durante o treinamento auxiliado por computador. Assim, acreditamos que seja importante fornecer também aos usuários a sensação do toque durante o treinamento, a fim de aprimorar a experiência e, potencialmente, proporcionar sensações presentes em dispositivos reais sofisticados. Esse tipo de feedback é especialmente importante para o treinamento de próteses mioelétricas.

O feedback tátil é capaz de aumentar a sensação de presença (García-Valle et al, 2017; Witmer & Singer, 1998), incorporação do usuário (Frohner et al, 2018) e demonstrou ser capaz de afetar o estado emocional do participante (valência, excitação e dominância) (Tsalamlal et al, 2015).

Finalmente, é importante destacar que os dispositivos mioelétricos atuais exigem que os usuários gerem co-contrações não óbvias dos músculos remanescentes do coto, para controle dos vários graus de liberdade da prótese (Mattioli et. al, 2011). Assim, a motivação central desta pesquisa fundamenta-se na busca de uma solução que possa auxiliar o treinamento de usuários de próteses de membros superiores, a partir do desenvolvimento de um ambiente virtual imersivo que utilize de elementos de Jogos Sérios, equipado com feedback sensorial visual e tátil, com o intuito de diminuir as limitações acima mencionadas.

1.2 HIPÓTESE E OBJETIVOS

Perante as potencialidades da área de Realidade Virtual, aplicadas ao treinamento de usuários de próteses mioelétricas, esta pesquisa orienta-se com base na seguinte hipótese: “A integração da Realidade Virtual Imersiva e Jogos Sérios com uso de feedback tátil-visual propicia um ambiente mais natural e interativo durante o processo de treinamento de usuários de próteses mioelétricas de membro superior. Tal ambiente contribui para uma maior motivação e aderência do usuário ao treinamento, contribuindo para maior eficiência do mesmo”.

Portanto, este trabalho tem como objetivo central investigar técnicas computacionais que proporcionem um melhor ambiente de treinamento para usuários de próteses de membros superiores mioelétricas.

Os seguintes objetivos específicos foram identificados para consecução desta proposta:

1. Identificar os protocolos de treinamento utilizados durante o treinamento com uso de prótese para usuários de próteses de membros superiores;
2. Propor uma arquitetura de integração entre software e hardware que suporte a interação entre o usuário e a aplicação, permitindo a realização dos protocolos identificados no item anterior;
3. Implementar esta arquitetura, baseada em técnicas de Realidade Virtual Imersiva e elementos de Jogos Sérios para treinamento de manuseio de objetos virtuais com feedback tátil-visual;
4. Avaliar o sistema proposto com sujeitos não amputados e amputados.

Igualmente, são consideradas as seguintes etapas metodológicas para esta pesquisa:

1. Pesquisa bibliográfica - a investigação do estado da arte sobre as principais pesquisas envolvendo o desenvolvimento de aplicações voltadas para o treinamento de usuários de próteses de membros superiores. Este levantamento foi realizado de forma contínua, durante todo o período de execução desta pesquisa;
2. Definição e refinamento do protocolo experimental para coletas de dados. Esta atividade consiste na definição dos elementos relevantes para as coletas de dados, como por exemplo: voluntários, critérios de inclusão e exclusão, posicionamento de sensores, identificação e definição das tarefas a serem executadas no ambiente virtual;
3. Estudo e implementação das ferramentas para o processamento de sinais EMG e controle de feedback tátil.

4. Recrutamento, seleção e coleta de dados dos voluntários que se encaixem no perfil proposto neste projeto.
5. Processamento e análise de dados.

1.3 ORGANIZAÇÃO DO DOCUMENTO

Esta tese está estruturada em sete capítulos distribuídos da seguinte forma:

O primeiro capítulo apresenta a introdução à tese, apontando a hipótese e objetivos a serem alcançados.

O segundo capítulo apresenta conceitos de Realidade Virtual aplicada ao processo de reabilitação, Jogos Sérios, Eletromiografia, e como é o processo de treinamento padrão para amputados.

O terceiro capítulo apresenta os trabalhos relacionados ao tema proposto, demonstrando a relevância desta pesquisa.

O quarto capítulo relata a arquitetura utilizada para a implementação do ambiente de realidade virtual e elementos de Jogos Sérios.

O quinto capítulo apresenta a metodologia utilizada para seleção dos voluntários e avaliação do sistema.

O sexto capítulo refere-se à análise dos testes, abordando as avaliações dos voluntários.

Finalmente, são apresentadas as conclusões e trabalhos futuros para o encerramento da tese.

Capítulo 2. FUNDAMENTOS

2.1 Introdução

Neste capítulo, são abordados tópicos que fundamentam a presente pesquisa, especificamente, Realidade Virtual aplicada ao processo de reabilitação, Jogos Sérios, além de situar o leitor em relação à eletromiografia. Ao final do capítulo, também são apresentados fundamentos relacionados ao treinamento de usuários de próteses de membros superiores.

2.2 Realidade Virtual Aplicada ao Processo de Reabilitação

A definição para Realidade Virtual (RV) sofre modificações à medida que a tecnologia e os equipamentos que a suportam evoluem. Sendo assim, a RV combina programas computacionais, computadores de alto desempenho e periféricos específicos que permitem a navegação, imersão e manipulação em um ambiente tridimensional de aparência realística (Cardoso & Lamounier, 2006).

Kirner & Siscoutto (2007) indicam que a Realidade Virtual é uma interface avançada do usuário para acessar aplicações executadas no computador, propiciando a visualização, movimentação e interação do usuário, em tempo real, em ambientes tridimensionais por computador. Outras definições de RV podem ser encontradas em Jerald (2015) e Kirner & Siscoutto (2007).

Vera et al (2007) indica que as principais características dos sistemas de RV são um alto nível de interação, uma resposta realística às ações do usuário, o envolvimento e a possibilidade de imersão, dependendo do equipamento utilizado. A interação do usuário com o ambiente virtual é um dos aspectos importantes da interface, e está relacionada com a capacidade do computador em detectar e reagir às ações do usuário, promovendo alterações na aplicação (Bowman, 2005).

Schultheis & Rizzo (2001) elaboraram uma tabela que apresenta um resumo das vantagens do uso da RV em aplicações de reabilitação, com base em informações obtidas em outros trabalhos (veja a Tabela 1).

São diversas as vantagens do uso da Realidade Virtual em processos de reabilitação. Dentre elas, uma das características que mais auxilia na motivação no indivíduo é a capacidade de distraí-lo, enquanto ele executa uma tarefa, permitindo que ele aprenda e se desenvolva enquanto se diverte (Schultheis & Rizzo, 2001).

Tabela 1 - Vantagens de Realidade Virtual em aplicações de reabilitação

Vantagem	Detalhamento
Ambiente mais naturalistas ou próximos da vida real	<ul style="list-style-type: none"> • Pode permitir que os usuários “esqueçam” que estão em situação de teste. • Permite a apresentação de cenários de testes e treinamentos ecologicamente válidos com desafios cognitivos.
Controle da apresentação de estímulo e medição de resposta	<ul style="list-style-type: none"> • Controle total e consistência da entrega do estímulo. • Permite a apresentação de desafios hierárquicos e repetitivos de estímulo que podem variar do simples ao complexo, contingente no sucesso. • Entrega imediata do feedback de desempenho de diversas formas. • Capacidade para gravação de todo o desempenho.
Aumento da generalização da aprendizagem	<ul style="list-style-type: none"> • Design de ambientes de treinamento “individualizados”. • Modificação da apresentação sensorial e requisitos de resposta com base nas deficiências do usuário.
Maior padronização dos protocolos de reabilitação	<ul style="list-style-type: none"> • Consistência das medidas dos resultados. • Capacidade para criar ambientes de reabilitação funcionais de baixo-custo para distribuição.
Maior participação do usuário	<ul style="list-style-type: none"> • Permite a introdução dos fatores de jogo no cenário para melhorar a motivação. • Fornecimento de estímulos de leitura ou táticas de visualização projetados para ajudar a orientar o desempenho bem-sucedido, dentro de um teste dinâmico ou paradigma de aprendizado.

Fonte: Adaptado de Schultheis & Rizzo (2001).

Nesse contexto, com base nas características da Realidade Virtual, percebe-se a sua importância em processos de reabilitação. Visto que é possível simular um ambiente e inserir o indivíduo neste ambiente sem expô-lo a qualquer risco, desenvolvendo as habilidades necessárias para aquele processo e garantindo um nível de interação condizente com as tarefas a serem realizadas.

2.3 Jogos Sérios

A expressão Jogos Sérios (do Inglês Serious Games) tem se tornado cada vez mais popular tanto no meio acadêmico quanto no comercial, podendo ser aplicado nas mais diversas

áreas, tais como: educação (Connolly, 2007; Mayo, 2007; Borna & Rad, 2018), saúde (Macedonia, 2009; Sawyer, 2008; Latif et al, 2017), corporativa e treinamento militar (Numrich, 2008; Gace et al, 2019), e treinamento cultural (Zielke, 2009; Freitas & Jarvis, 2007; Drosos et al, 2018).

Apesar de não haver uma definição precisa sobre a expressão Jogos Sérios, alguns autores buscam estabelecer um conceito. Derryberry (2008) menciona que o que separa Jogos Sérios do restante dos jogos é o seu foco em um resultado de aprendizado específico e intencional, para alcançar mudanças de performance e comportamento mensuráveis e continuadas.

De acordo com Zyda (2005), um Jogo Sérico é uma disputa mental, jogado com um computador de acordo com regras específicas, que utiliza entretenimento para promover treinamento governamental ou corporativo, de educação, de saúde, de políticas públicas e com objetivos de comunicação estratégica.

Com os conceitos propostos pelos autores mencionados anteriormente, pode-se perceber que uma das grandes características que diferem um Jogo Sérico de um Jogo digital tradicional é que o entretenimento é apenas parte de seu objetivo e que um Jogo Sérico possui um propósito de treinamento ou ensino a ser atingido.

Mitgutsch & Alvarado (2012) propõem uma estrutura que divide o Jogo Sérico em cinco elementos, sendo que todos os elementos que o compõem devem estar alinhados com o propósito do jogo (Figura 1).

O desenvolvimento do Jogo Sérico se inicia com a definição de seu Propósito (*Purpose*) para impactar seus jogadores, ou seja, com o objetivo do Jogo Sérico definido é preciso definir o público-alvo e encontrar a melhor forma de conseguir transmitir o conhecimento e/ou experiências que o jogo pretende para seus jogadores.

O elemento Conteúdo e Informação (*Content & Information*) se refere aos fatos, informação e dados oferecidos e utilizados no jogo, tais como as estatísticas fornecidas após finalizar o nível do jogo, os status do personagem, nomes dos personagens e outras informações suplementares.

A Mecânica do Jogo (*Game Mechanics*) envolve toda a definição das regras que definem a possibilidade espacial para operações no mundo do jogo, ou seja, a definição do objetivo em cada fase do jogo, os sistemas de recompensas existentes, a definição dos objetos que possuem interação, balanceamento dos níveis de dificuldade, e a condição de vitória, entre outros.

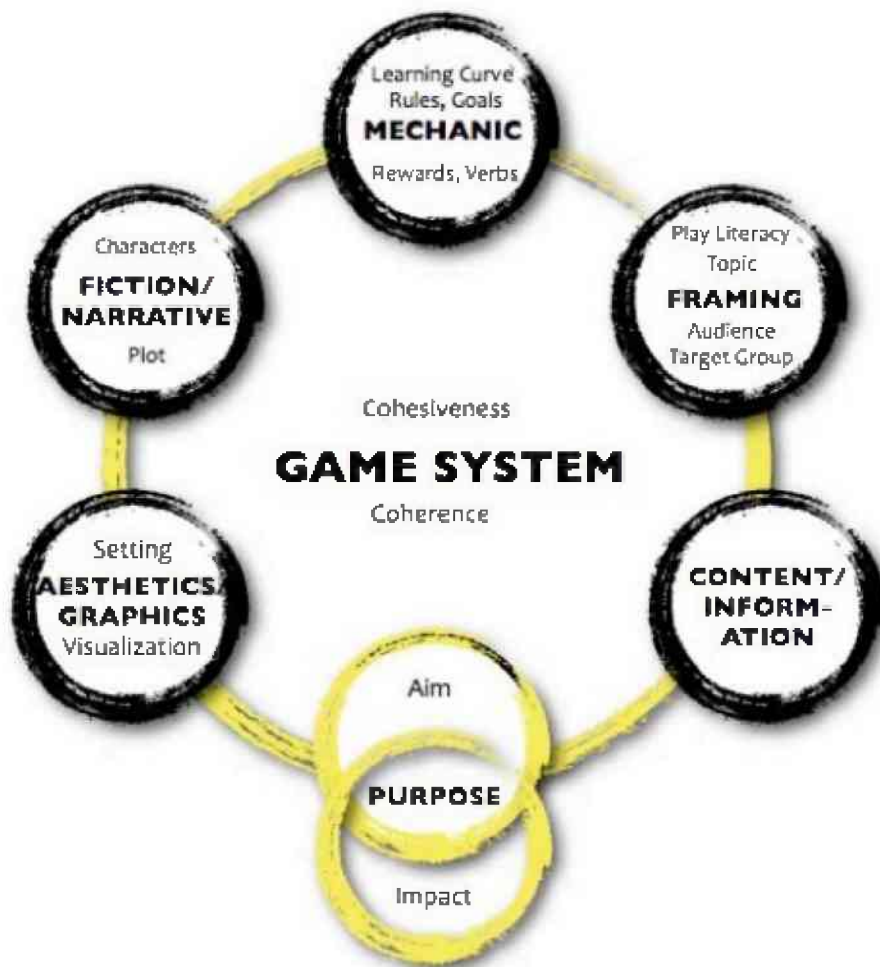


Figura 1 - Estrutura proposta de um Jogo S\u00e9rio

Fonte: Mitgutsch & Alvarado (2012)

A Fic\u00e7\u00e3o e Narrativa (*Fiction & Narrative*) se refere ao contexto fict\u00edcio apresentado ao jogador, ou seja, a narrativa apresentada pelos personagens, a hist\u00f3ria, cen\u00e1rio, o problema enfrentado pelos personagens e demais itens.

A Est\u00e9tica e Gr\u00e1ficos (*Aesthesis & Graphics*) consiste em toda a linguagem audiovisual existente no jogo, como as caracter\u00edsticas est\u00e9ticas, imagens, prefer\u00eancias de estilo, m\u00eddia art\u00edstica e as t\u00e9cnicas de computa\u00e7\u00e3o gr\u00e1fica que foram escolhidas e desenvolvidas pelos designers para a visualiza\u00e7\u00e3o do jogo.

O Enquadramento (*Framing*) consiste em alinhar os elementos j\u00e1 descritos em rela\u00e7\u00e3o ao p\u00fablico-alvo e a viv\u00eancia do p\u00fablico-alvo em rela\u00e7\u00e3o a jogos, buscando garantir que o jogador tenha uma boa experi\u00eancia e o jogo esteja balanceado em n\u00edveis de dificuldade e habilidades. A jun\u00e7\u00e3o de todos esses elementos define uma estrutura que um jogo deve seguir para que seja enquadrado como um Jogo S\u00e9rio.

Neste trabalho, buscou-se desenvolver o ambiente virtual para treinamento de amputados, tendo como base os elementos descritos acima como um recurso para manter o

jogador motivado durante o processo de reabilitação. O uso desses elementos no jogo desenvolvido será abordado no item 4.5 deste trabalho.

2.4 Eletromiografia

Eletromiografia é o estudo da função muscular baseada na análise de sinais mioelétricos (EMG), que são atividades elétricas geradas por músculos durante contrações voluntária, involuntária ou estimulada (Andrade, 2005). Os sinais mioelétricos são gerados a partir de atividades eletroquímicas de determinados tipos de células (células excitáveis), as quais são componentes de tecidos nervosos, musculares e glandulares (Kitchen, 1998).

O sinal EMG consiste em dois tipos: EMG de superfície e EMG intramuscular (Farina & Negro, 2012). Para a captura de sinais EMG de superfície, utilizam-se eletrodos não invasivos, e para a captura do EMG intramuscular utilizam-se eletrodos invasivos.

A Figura 2 apresenta um diagrama de blocos mostrando cada uma das principais etapas da aquisição dos eletromiogramas de superfície: (1) a detecção de potenciais mioelétricos com eletrodos de superfície e um eletrodo de referência; (2) a amplificação de tais potenciais com amplificadores diferenciais; (3) a filtragem analógica dos potenciais amplificados para evitar aliasing (distorção do sinal) e, finalmente; (4) a amostragem do eletromiograma de superfície em valores de tensão digital a serem armazenados em um computador (5).

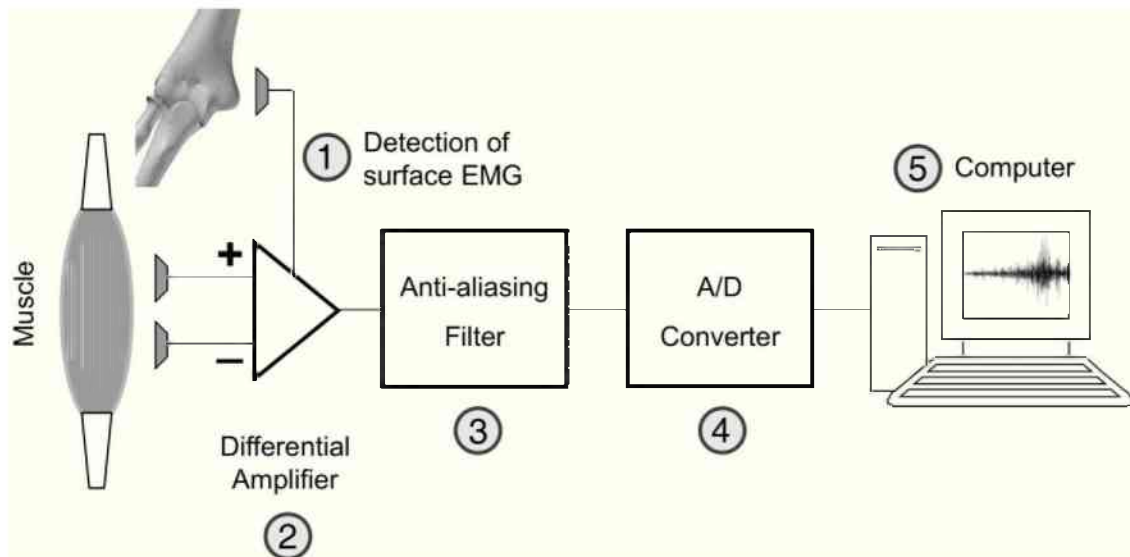


Figura 2 - Diagrama de blocos simplificado da aquisição do eletromiograma de superfície.

Fonte: Garcia & Vieira (2011).

O sinal EMG pode ser influenciado por vários fatores externos que alteram sua forma e características, que podem ser basicamente agrupados em: características do tecido; interferência cruzada – quando os eletrodos detectam sinais EMG provenientes de músculos

vizinhos; mudanças na geometria entre o músculo e o local do eletrodo; ruído externo; eletrodo e amplificadores de má qualidade (Konrad, 2005). A maioria desses fatores pode ser minimizada ou controlada por uma preparação precisa e verificação das condições do ambiente (Konrad, 2005).

2.5 Processo de Treinamento Padrão

As diretrizes de cuidados clínicos definidas para a reabilitação de amputados pela Management of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Working Group (2014) descreve quatro fases de reabilitação para amputados de membros superiores:

1. Cuidados perioperatórios;
2. Treinamento pré-protético;
3. Treinamento protético;
4. Cuidados ao longo da vida.

Embora certos objetivos e atividades sejam exclusivos de cada fase, o objetivo final é melhorar a função para que os indivíduos amputados de membros superiores possam retornar às atividades (Wise, 2007).

Atkins (2004) considera que os resultados de sucesso na reabilitação para um amputado unilateral e bilateral podem ser atribuídos às seguintes razões:

- Intervenção pós-traumática precoce;
- Abordagem com uma equipe experiente;
- Treinamento protético direcionado ao indivíduo;
- Educação do indivíduo;
- Monitoramento e acompanhamento do indivíduo.

Uma taxa de rejeição incomumente alta de próteses de membro superior pode frequentemente ser atribuída aos seguintes motivos: falta de treinamento ou habilidade suficiente no uso da prótese; pouco conforto da prótese; prótese malfeita; aparência ou perfil não natural da prótese e reações que o usuário recebe de outras pessoas (Atkins, 2004).

Assim, os objetivos iniciais da terapia devem ser modificados para serem adequados ao estado médico do indivíduo. Os objetivos da primeira fase de reabilitação incluem o seguinte (Wise, 2007):

- Realizar uma avaliação de triagem para identificar prioridades imediatas e ajudar a prever o resultado.
- Desenvolver relacionamento com a família e o indivíduo.

- Controlar a dor de forma eficaz.
- Promover a cicatrização de feridas.
- Estabelecer uma estratégia para o controle efetivo do edema.
- Preservar o máximo possível do membro residual.

Durante esta primeira fase, além da preocupação com a saúde física do indivíduo, também há uma grande preocupação com a saúde mental do mesmo e de seus familiares, tendo em vista que esta situação é algo novo em suas vidas e todos estão com diversas dúvidas quanto ao impacto no futuro. Assim, todos os membros da equipe devem respeitar a dignidade do indivíduo, apoiá-lo e a sua família durante todo o processo após a perda do membro, bem como oferecer incentivo e otimismo realista em relação ao seu futuro em geral (Atkins, 2004).

Durante os primeiros 3 a 4 dias pós-amputação, a dor incisional aguda é geralmente tratada por agentes narcóticos administrados por via intravenosa ou intramuscular. A sensação de um membro fantasma é o sentimento ou sensação de que o membro ainda está presente, sendo que a dor fantasma é diferenciada pela sensação de dor no membro fantasma (Atkins, 2004). De 5 a 7 dias após a amputação é possível iniciar os exercícios para controlar a dor de membro fantasma.

A partir do momento que se começa a discutir sobre as possibilidades protéticas para o amputado, é importante identificar e explorar o patrocínio para a compra da prótese (Atkins, 2004). Visto que a prótese pode apresentar um custo muito elevado, a escolha do modelo a ser utilizado impacta no processo de reabilitação, às vezes, é necessário ajustar o programa de reabilitação para preparar tanto o amputado quanto o membro amputado para a nova prótese.

A fase de treinamento pré-protético começa após a cicatrização aguda da ferida, mas pode começar mesmo antes da amputação, uma vez tomada a decisão de amputar (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017). Esta fase concentra-se nas habilidades necessárias para ser independente nas atividades básicas de autocuidado (sem prótese). O treinamento de habilidades com somente uma mão também inclui técnicas para minimizar lesões por uso excessivo do membro intacto e para prevenir mudanças na postura que podem ocorrer como resultado da perda do membro superior (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017).

Os objetivos do programa de reabilitação pré-protético são os seguintes (Atkins, 2004):

1. Encolhimento e modelagem do membro residual;
2. Dessensibilização do membro residual;
3. Manutenção da amplitude de movimento normal da articulação;

4. Aumento da força muscular;
5. Instruções sobre higiene adequada do membro;
6. Maximização da independência;
7. Teste do local mioelétrico (se os componentes mioelétricos forem prescritos);
8. Orientação para opções protéticas;
9. Exploração das metas do paciente em relação ao futuro.

Essa fase, geralmente, ocorre 2 a 3 semanas após a amputação e a cicatrização ocorre essencialmente no 21º dia pós-operatório, devendo então criar um programa vigoroso de preparação protética, sendo importante expressar confiança, apoio e otimismo realista a esses indivíduos durante esta fase (Atkins, 2004).

As diretrizes atuais baseadas em evidências afirmam que o treinamento protético deve incluir os seguintes componentes: educação, treinamento de controles e treinamento funcional (Management of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Working Group, 2014). A educação inclui instruções sobre como colocar e tirar a prótese, cuidar do membro residual, cuidar e compreender os componentes da prótese e utilizar o dispositivo com segurança.

Durante o primeiro encontro do terapeuta com o indivíduo amputado, as seguintes questões precisam ser discutidas e documentadas (Atkins, 2004):

- Etiologia e início;
- Idade;
- Domínio;
- Outros problemas médicos;
- Nível de independência;
- Amplitude de movimento de todas as articulações do membro residual;
- Força muscular da musculatura remanescente;
- Forma e integridade da pele do membro residual;
- Status do membro superior oposto;
- Dor fantasma ou dor em membro residual;
- Experiência anterior em reabilitação;
- Revisões;
- Locais musculares viáveis (para controle mioelétrico);
- Informações anteriores sobre próteses;
- Educação básica e metas vocacionais;
- Objetivos e expectativas em relação à prótese;

- Ambiente doméstico e apoio familiar.

As repostas para essas questões permitem que o terapeuta possa compreender com quem ele está trabalhando e como ele deve prosseguir durante o treinamento, sempre buscando garantir um nível maior de sucesso. A quantidade média de tempo necessária para treinar indivíduos amputados de membros superiores varia de acordo com o nível de amputação, tipo de dispositivo e outros fatores como a presença de comorbidades (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017).

Com base no estudo do National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al (2017), alguns autores sugerem que pessoas com amputação transradial requerem, em média, 3-5 semanas de treinamento (Dakpa e Heger, 1997); outros sugeriram que 5 horas de treinamento são suficientes para pessoas com amputação transradial, 10 horas para pessoas com amputação transumeral e 12-20 horas para pessoas com amputação bilateral (Atkins, 2004). Ainda outros sugerem que o ganho de proficiência pode exigir de alguns entre vários dias a vários meses (Johnson e Mansfield, 2014). A frequência ideal das terapias, intensidade, duração do treinamento e tempo necessário para se adaptar totalmente a uma nova prótese não foram estudados (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017).

O treinamento de controle da prótese geralmente inclui exercícios repetitivos para permitir que o usuário pratique ações específicas da prótese e movimentos comumente utilizados, tais como agarrar e soltar objetos (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017). Atkins (2014) menciona que os cinco elementos de movimento que são utilizados, principalmente na manipulação da mão, são alcançar, agarrar, mover, posicionar e soltar. Durante os treinamentos, deve-se inserir objetos com diferentes formas, pesos, densidades e tamanhos fazendo com que o amputado se adapte a diferentes cenários que ele encontrará em seu dia a dia.

Com relação ao treinamento de controle da prótese para amputados de membros superiores bilaterais, Atkins (2004) ressalta que:

- Pode-se exigir um período de tempo maior para aperfeiçoar seu uso.
- Passar um objeto para frente e para trás, como uma regra, pode ajudar a reforçar esse padrão.

O treinamento funcional, normalmente, progride do uso da prótese em atividades unilaterais para as atividades bimanuais (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017). O treinamento de uso funcional é a etapa mais difícil e prolongada do processo de treinamento protético, sendo que a experiência de treinamento é mais eficaz se o

mesmo terapeuta permanecer com o indivíduo durante todo o processo (Atkins, 2004). A aceitação individual e uso da prótese dependem dos seguintes fatores (Atkins, 2004):

1. Motivação do paciente,
2. Abrangência e qualidade das tarefas e atividades praticadas, e
3. Importância crítica, experiência e entusiasmo do terapeuta ocupacional.

Os diferentes níveis de amputação de membro superior e os tipos de próteses são abordados no Apêndice A e B, respectivamente.

2.6 Dispositivo de Realidade Virtual

O HTC Vive Pro é um equipamento de Realidade Virtual, do tipo Head-Mounted Display (HMD), e possui controle preciso de 360 graus, rastreamento de posição, rotação e gráficos realistas (HTC Corporation, 2021). A Figura 3 demonstra como deve-se vestir o equipamento HTC Vive Pro.

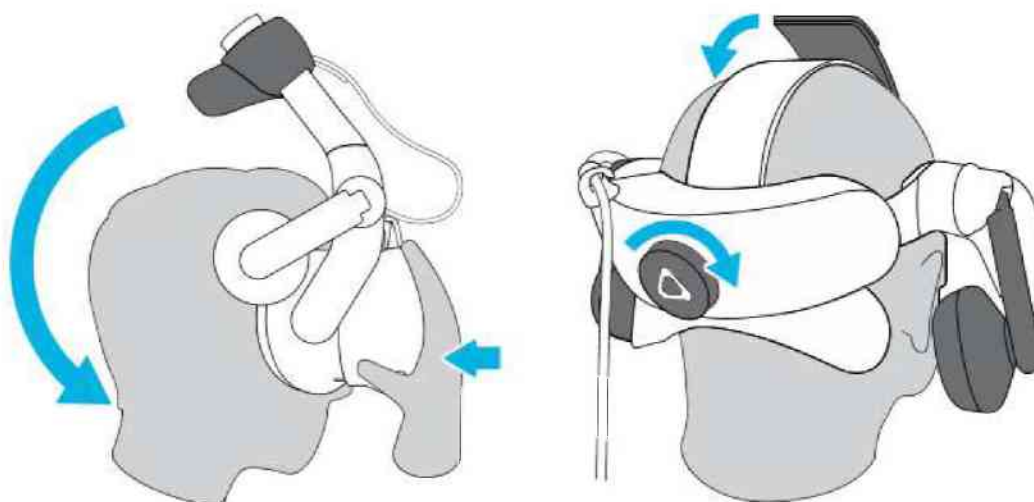


Figura 3 - Colocando o equipamento de RV HTC Vive Pro.

Fonte: HTC Corporation (2021)

Para garantir que o rastreamento do HMD e dos rastreadores Vive sejam realizados de forma precisa, é preciso que as estações de rastreamento estejam, preferencialmente, a 2 metros de altura e em pontos opostos no ambiente, mantendo o voluntário dentro da área criada pelas estações. A Figura 4, apresenta o posicionamento ideal das estações de rastreamento (base stations).



Figura 4 - Configuração da área de jogo.

Fonte: HTC Corporation (2021)

O rastreador Vive (Vive Tracker) é um acessório de rastreamento de movimento, projetado para ser conectado a acessórios físicos e controladores, para que possa ser rastreado por meio do sistema Lighthouse das Base Stations (HTC Corporation, 2021). O rastreador funciona sem a necessidade de fios, exceto quando está carregando. Ele é capaz de rastrear com precisão o movimento e rotação do objeto ao qual está anexado em tempo real, para este caso, o rastreador é colocado no coto do voluntário. Tais informações são recebidas pelo jogo, que atualiza a posição e rotação da prótese virtual na mesma proporção.

Da mesma forma que os demais equipamentos do HTC Vive, o rastreador deve permanecer visível e dentro da área rastreável do Vive. A Figura 5 demonstra o campo de visão de rastreamento (270 graus) e o sistema de coordenadas do Vive Tracker.

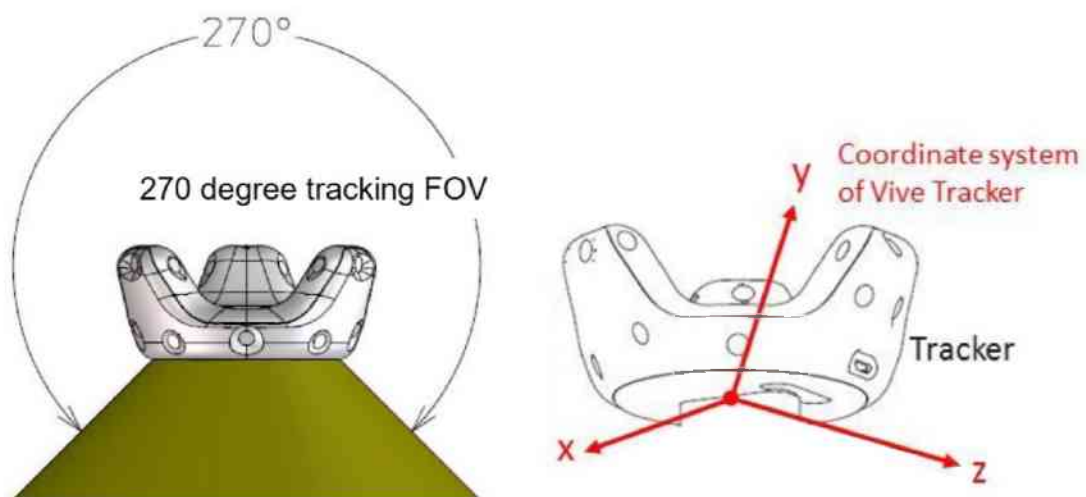


Figura 5 - Funcionamento do Vive Tracker.

Fonte: HTC Corporation (2021).

A Figura 6 demonstra os seis (6) graus de liberdade possíveis com o HMD do Vive, garantindo a rotação e movimentação nos três eixos; o mesmo acontece para o Vive Tracker presente no braço do voluntário.

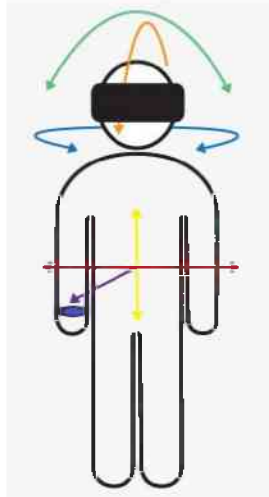


Figura 6 - Graus de liberdade.

Fonte: Virtualspeech. (2019).

Dessa forma, o módulo EMG é responsável pelo controle mioelétrico, o Vive Tracker é responsável pelo rastreamento do coto, o motor vibracional e MyoArmband são responsáveis pelo feedback tátil e o equipamento de Realidade Virtual é responsável pelo feedback visual.

2.7 Considerações Finais

Neste capítulo foi abordada a importância da Realidade Virtual aplicada ao processo de reabilitação, os conceitos de Jogos Sérios, Eletromiografia e o processo de reabilitação de um amputado. Percebe-se que o processo de reabilitação de um amputado é um processo que merece ser abordado e estudado; já que é longo e complexo, requerendo tanto do amputado quanto do terapeuta dedicação e conhecimento.

Capítulo 3. TRABALHOS RELACIONADOS

3.1 Introdução

Este capítulo apresenta uma revisão sistemática da literatura sobre o uso de Realidade Virtual no treinamento de próteses para amputados de membros superiores. O objetivo desta revisão é identificar o estado da arte sobre a área de investigação desta pesquisa com o intuito de identificar a real contribuição desta tese. Ao final do capítulo é apresentado um estudo comparativo dos trabalhos relacionados, justificando a motivação de investigação científica originada nesta pesquisa.

3.2 Metodologia de Busca

Para realização da revisão bibliográfica, as seguintes bases de bibliotecas digitais foram consultadas:

- I. IEEE Xplorer Digital Library
- II. ACM Digital Library
- III. Science Direct
- IV. Scopus
- V. Web of science

Foram selecionados trabalhos do ano de 2017 até Fevereiro de 2022, e foram utilizadas as seguintes expressões principais: virtual reality, rehabilitation, upper limbs/amputees, training. Com base nestas expressões, buscou-se outras palavras que permitissem ampliar a busca, sem perder o foco da pesquisa, gerando a seguinte string de consulta:

```
("virtual" AND ((("Upper" OR "amput*" OR "prothe*") OR ("amput*" AND ("rehabilitation" OR "training" OR "treatment" OR "therapy" ))) AND NOT ("lower" OR "stroke" )))
```

O caractere coringa asterisco (*) permite a busca sem restringir a uma palavra em específico, permitindo que palavras como em “prothe*” possam encontrar termos como “prosthesis”, “prostheses” ou “prosthetic”, incluindo todos na pesquisa. A busca se restringiu ao título, resumo e palavras-chave dos artigos.

Dentre os trabalhos encontrados, foram excluídos aqueles que são relacionados aos membros inferiores (*lower limbs*) ou Acidente Vascular Cerebral (*stroke*). Assim, foram

encontrados 1113 artigos que se encaixam nas expressões acima mencionadas, removendo-se 41 trabalhos duplicados. Em seguida, foram definidos os seguintes filtros e critérios de inclusão e exclusão:

- Filtro 01: Seleção com base no título e palavras-chave dos trabalhos.
 - Inclusão: trabalhos que abordam o uso da Realidade Virtual no processo de reabilitação para membros superiores e possuem palavras-chave relacionadas ao tema da pesquisa.
 - Exclusão: trabalhos que sejam puramente relacionados aos membros inferiores.
- Filtro 02: Leitura do resumo dos trabalhos
 - Inclusão: trabalhos que apresentem o desenvolvimento de ambientes de RV.
 - Exclusão: trabalhos que tenham foco em técnicas de Realidade Aumentada e/ou Holográfica.
- Filtro 03: Leitura na íntegra dos artigos.
 - Exclusão: trabalhos sem acesso ao texto completo, short papers ou resumo expandido.

A Tabela 2 apresenta os resultados das buscas com base na *string* de consulta criada, separados por biblioteca digital e por filtro realizado após os critérios de inclusão e exclusão.

Tabela 2 - Quantidade de artigos por biblioteca e filtro.

Base de dados	Busca	Filtro 1	Filtro 2	Filtro 3
IEEEExplore	505	49	17	5
Scopus	166	33	4	1
ACM	63	7	2	1
Science Direct	321	3	0	0
Web of Science	185	27	5	2
Total	1240	119	28	9

Fonte: O autor

Com base nesta seleção, foram encontrados 9 (nove) trabalhos para realizar uma leitura detalhada. Estes são apresentados a seguir.

3.3 Virtual Integration Environment as an Advanced Prosthetic Limb Training Platform

O trabalho de Perry et. al. (2018), avalia a aplicação do Ambiente de Integração Virtual (do inglês Virtual Integrated Environment – VIE) como ferramenta de treinamento motor para militares da ativa com perda de extremidade superior. O sistema proposto (Figura 7) é um ambiente virtual não imersivo controlado utilizando sinais mioelétricos coletados do coto do voluntário com eletrodos não invasivos. Neste ambiente, os voluntários devem replicar os movimentos apresentados em um monitor de vídeo.

Os autores relatam que os resultados oferecem evidências robustas de que uma plataforma de treinamento de Realidade Virtual pode ser usada para treinar de forma rápida e eficiente indivíduos com perda de membros superiores para operar paradigmas de controle protético avançado e que os resultados suportam a viabilidade potencial de próteses mioelétricas avançadas.

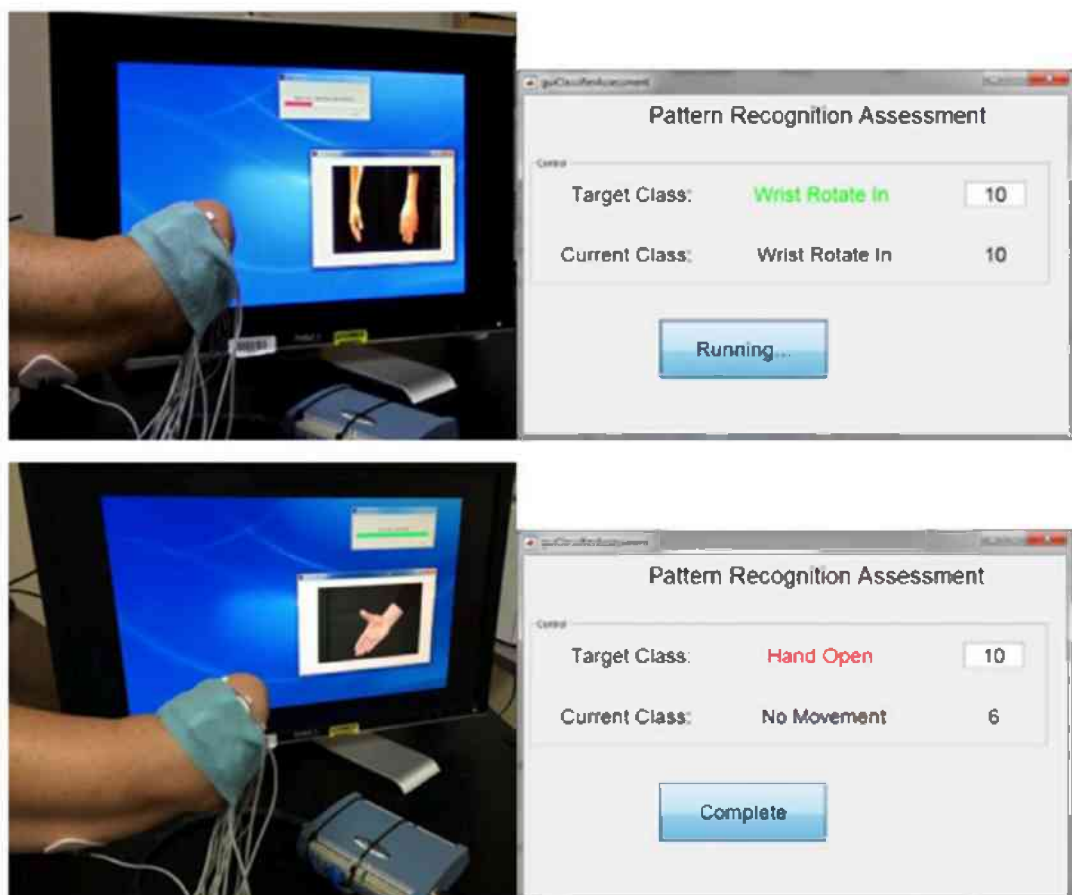


Figura 7 - Sistema proposto

Fonte: Perry et. al. (2018)

Neste trabalho, foram apresentados resultados satisfatórios. Porém é importante mencionar que o usuário não interage com o ambiente virtual, se restringindo a apenas copiar movimentos visualizados no monitor de vídeo, além de receber unicamente feedback visual.

3.4 A Virtual Myoelectric Prosthesis Training System Capable of Providing Instructions on Hand Operations

Nakamura et. al. (2017) propõem um sistema de treinamento baseado em Realidade Virtual para controle de prótese mioelétrica com o objetivo de melhorar as habilidades e movimentos de uma prótese com postura natural. Esse sistema (Figura 8) tem como foco principal a direção que blocos são movidos em um tabuleiro e o fornecimento de instruções para o uso.

Os sinais EMG são obtidos por dois eletrodos situados dentro de em um soquete, que depois é anexado ao antebraço do indivíduo. A posição e a postura da mão virtual são controladas com um sensor de posição 3-D. O usuário também possui feedback auditivo e tátil (estimuladores vibrotácteis) quando um objeto virtual é tocado ou um objetivo é concluído com sucesso.

No primeiro e último dia de testes, os usuários realizaram testes em um ambiente real similar ao ambiente virtual. Os autores concluíram que o sistema proposto melhora não só o número de tarefas concluídas com sucesso, mas também a direção da abordagem de preensão mudou de vertical para lateral conforme instruído no treinamento. Sendo promissor como um sistema de treinamento para o controle natural de próteses.

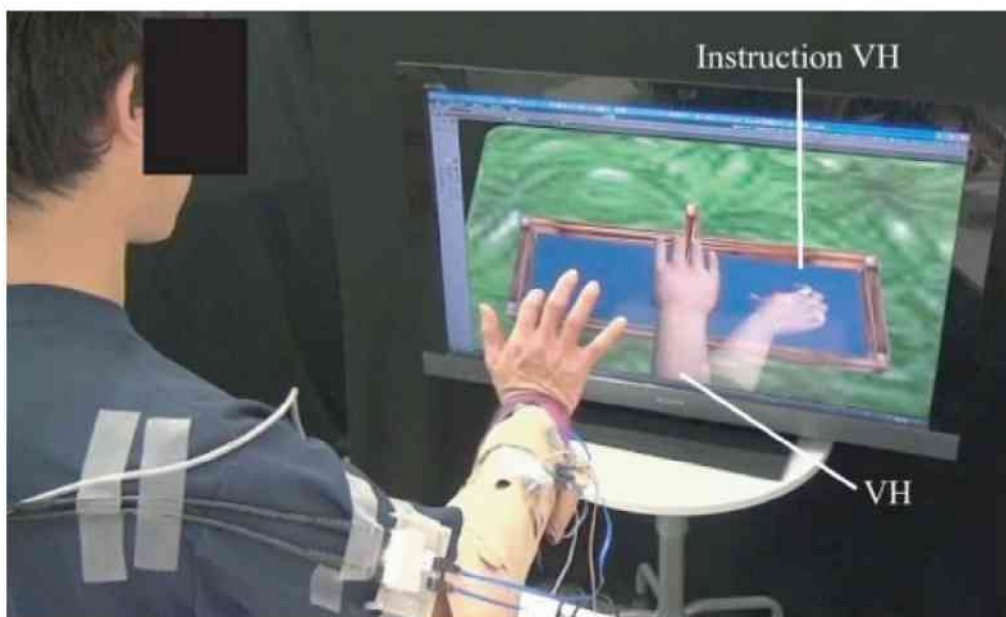


Figura 8 - Ambiente de treinamento virtual

Fonte: Nakamura et. al. (2017)

Todavia, os autores não dispõem de um ambiente imersivo que aumentaria o nível de imersão, garantindo que o usuário observe de ângulos distintos o ambiente virtual e permitindo que ele tenha uma precisão maior ao alcançar os objetos virtuais. Este sistema tem foco maior na análise dos movimentos realizados e postura dos membros superiores, diferente deste trabalho que foca em analisar o impacto da Realidade Virtual imersiva com feedback no treinamento.

3.5 VITA—An Everyday Virtual Reality Setup for Prosthetics and Upper-Limb Rehabilitation

O sistema proposto por Nissler et. al. (2019) varia desde a reabilitação de indivíduos com condições músculo degenerativas, ao tratamento de dor de membro fantasma e treinamento protético. Ele é composto por um sistema de imersão virtual (Vive), juntamente com uma braçadeira Myo da Thalmic Labs, responsável pela captura dos sinais EMG.

A Figura 9 mostra a utilização do teste “Box and Blocks Test (BBT)”, utilizado para avaliar o desempenho dos indivíduos tanto no ambiente virtual quanto no real. Antes do início dos testes no ambiente virtual, cada participante treinou por tempos distintos e não houve uma padronização ou determinação de tempo máximo, o que pode influenciar no desempenho individual dos usuários. Além disso, o sistema não conta com um feedback tátil que permita aos usuários identificar quando ele realiza as tarefas, se restringindo ao que vê, e não há a apresentação de resultados qualitativos, que trariam mais avaliações importantes sobre o sistema desenvolvido.



Figura 9 - O teste Box e Blocks no ambiente virtual

Fonte: Nissler et. al. (2019)

3.6 Comparison of Conventional and Virtual Reality Box and Blocks Tests in Upper Limb Amputees: A Case-Control Study

O trabalho apresentado por Hashim et. al. (2021) compara a pontuação da atividade de pegar e colocar (pick and place) no ambiente real e virtual utilizando a configuração de teste de caixa e blocos (BBT). O sistema utiliza um equipamento de Realidade Virtual (Oculus Rift) e

um dispositivo Myo para a captura de sinais EMG. Os participantes mostraram uma maior variação percentual da pontuação do teste na versão virtual e um melhor desempenho foi alcançado com o aumento da duração do treinamento.

Conforme apresentado pelos autores, o melhor desempenho foi observado na versão convencional do BBT para todos os participantes em comparação com a versão virtual (Figura 10). Essa diferença de desempenho pode ser devido à dificuldade no mecanismo de controle mioelétrico ou pode significar que o ambiente virtual ainda está longe da experiência do mundo real. Isso pode ser potencialmente causado pela ausência de sensação proprioceptiva e feedback háptico na configuração virtual, uma vez que, o indivíduo não é capaz de perceber o objeto ou ambiente, tornando a manipulação do objeto um desafio.



Figura 10 - Teste BBT em método convencional (esquerda) e virtual (direita).

Fonte: Hashim et. al. (2021)

3.7 Increasing Motivation, Effort and Performance through Game-Based Rehabilitation for Upper Limb Myoelectric Prosthesis Control

Prahm et. al. (2017) propõem o uso de uma intervenção de reabilitação virtual para avaliar os efeitos de curto prazo no controle mioelétrico, após um protocolo de reabilitação baseado em videogame. O trabalho pretendeu ainda avaliar o impacto e o valor desses videogames nos indivíduos em relação à motivação, desempenho e esforço. Dois eletrodos ativos de superfície foram posicionados no coto do amputado, juntamente com um soquete protético para realizar a captura dos sinais EMG.

Um jogo de corrida, um jogo de destreza e um jogo de ritmo, como ilustrado na Figura 11, foram utilizados durante o treinamento, onde para cada jogo, uma combinação distinta de contrações musculares eram necessárias para realizar os comandos. Esse estudo mostrou que o controle desenvolvido pode ser treinado de forma eficaz, integrando videogames no processo de reabilitação, sendo que os indivíduos melhoraram significativamente o controle muscular fino, resistência muscular e ativação do eletrodo oposto por co-contrações. Porém, o sistema

proposto não conta com feedback tátil e tampouco faz uso de Realidade Virtual Imersiva para o treinamento de próteses.



Figura 11 - Configuração experimental

Fonte: Prahm et. al. (2017)

3.8 Prosthetic Rehabilitation Training in Virtual Reality

Dhawan, Barlow e Lakshika (2019) apresentam um ambiente virtual imersivo com múltiplas estações de tarefas, onde o usuário deve pegar objetos e posicioná-los em pontos pré-determinados. A Figura 12 ilustra o sistema, o qual é composto por um equipamento de Realidade Virtual (HTC Vive) e um dispositivo Myo para a captura dos sinais EMG. Esse trabalho teve como objetivo a produção de um protótipo que permitisse aos usuários vivenciar o uso de uma prótese de mão.

Alguns pontos mencionados pelos autores incluem o aumento da fidelidade do ambiente virtual, uma vez que, a mão virtual não possui animações exibindo a mão abrindo ou fechando, limitando parte do conceito de imersão.

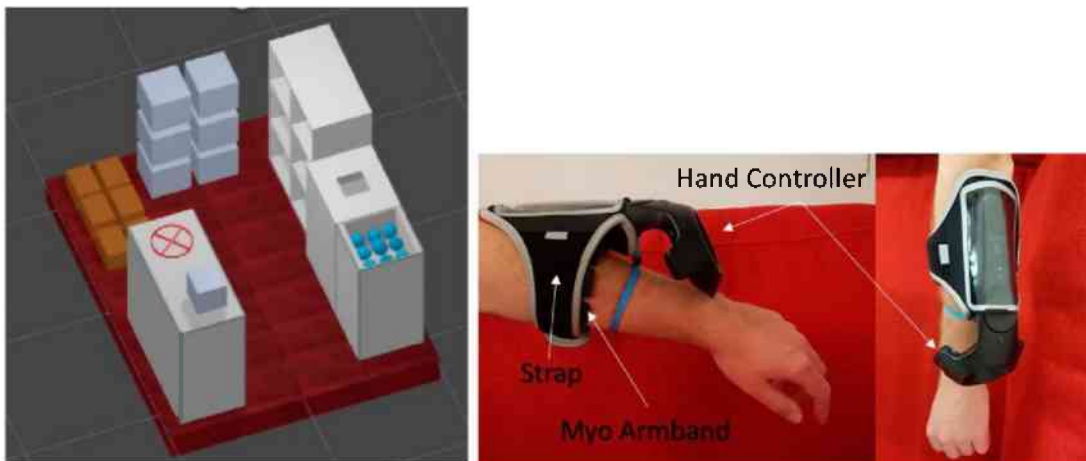


Figura 12 - Ambiente virtual (esquerda) e configuração do hardware (direita).

Fonte: Dhawan, Barlow e Lakshika (2019).

3.9 Development of a Serious Game for Rehabilitation of Upper Limb Amputees

O trabalho de Cavalcante et. al. (2018) propõe o desenvolvimento de um ambiente virtual de treinamento para amputados de forma a minimizar o tempo de adaptação a uma prótese real. O sistema possui sensores de posição, orientação e um potenciômetro acoplados a um tirante preso ao corpo do usuário. O potenciômetro consiste em um elemento resistivo, chamado de “pista”, ou “trilha”, e de um cursor móvel, que se movimenta ao longo de um eixo, rotatório ou linear. Esta configuração de hardware permite ao usuário mover a prótese virtual e realizar as ações de abertura e fechamento, utilizando o potenciômetro.

O sistema proposto (Figura 13) apresenta apenas o feedback visual, carecendo de informações sobre as interações no ambiente virtual para o usuário, além de, como mencionado pelos autores, a necessidade de melhorias na captura dos movimentos, interação entre os objetos virtuais e presença de feedback tátil.

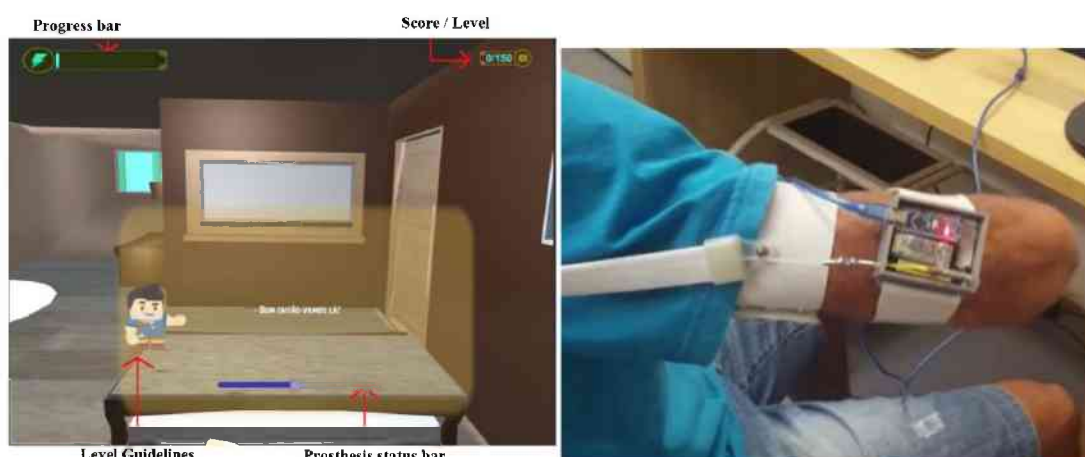


Figura 13 - Ambiente virtual (esquerda) e configuração do hardware (direita).

Fonte: Cavalcante et. al. (2018)

3.10 A Comparison Between Virtual Reality and Augmented Reality on Upper-limb Prosthesis Control

Sun et. al. (2021) propõem uma comparação entre os paradigmas de Realidade Virtual e Realidade Aumentada para identificar qual é mais adequado para a realização de tarefas de controle motor necessárias para o uso eficaz de próteses de membro superior. Foi utilizado o equipamento de realidade virtual (HTC Vive[®]Pro) para visualização dos ambientes, além dos equipamentos Vive[®]trackers e Myo[®]band para o rastreamento dos movimentos e captura do sinal EMG, respectivamente.

O mesmo ambiente foi desenvolvido em RV e RA, conforme ilustrado na Figura 14. Nesse sistema, as tarefas a serem realizadas consistiam em alcançar os objetos virtuais, pegá-

los e reposicioná-los. Os resultados mostraram uma vantagem do ambiente virtual sobre o ambiente aumentado em ajudar os indivíduos a realizar tarefas motoras com maior eficiência, rendimento e maior probabilidade de conclusão bem-sucedida, por outro lado, o ambiente aumentado supera o virtual com menos tempo consumido para a conclusão da tarefa. O trabalho apresentado tem foco na comparação entre os ambientes de RV e RA, o que difere da proposta desta tese, além de não contar com um sistema de feedback tátil.

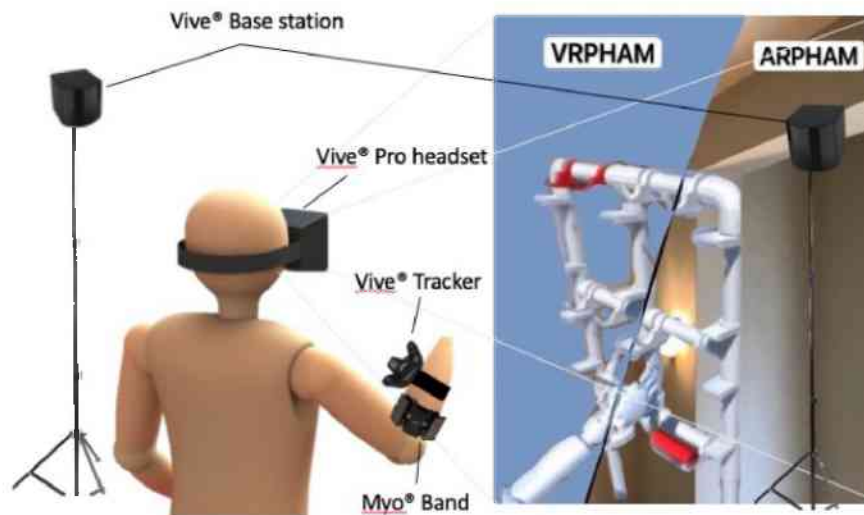


Figura 14 - Uma visão geral da configuração das modalidades experimentais.

Fonte: Sun et. al. (2021)

3.11 Electrotactile Feedback in a Virtual Hand Rehabilitation Platform: Evaluation and Implementation

O trabalho de Li et. al. (2018) se concentra na implementação e avaliação do sistema de reabilitação aprimorado por feedback eletrotátil. O sistema, Figura 15, é composto por um módulo de aquisição de eletromiografia de superfície (sEMG), um módulo de estimulação eletrotátil, um ambiente virtual não imersivo com mão humana, e feedbacks de força de preensão e deformação da ponta do dedo.

Os voluntários realizaram testes com três diferentes condições: feedback visual, feedback eletrotátil e nenhum feedback. O ambiente virtual era composto de uma mão e um objeto virtual com indicadores que mostram a força exercida e a deformação do objeto, indicando se a força exercida é suficiente para levantar ou até mesmo quebrar o objeto.

Uma vez que o usuário exerça força no ambiente real, essa força é replicada no ambiente virtual. Porém, o usuário não é capaz de interagir ou mover a mão virtual, o que pode limitar sua experiência. A condição em que o usuário que não possui feedback visual ou tátil fez com que os resultados obtidos fossem inferiores às outras condições, deixando a questão se de fato utilizar tal condição se enquadra para um sistema de Realidade Virtual.

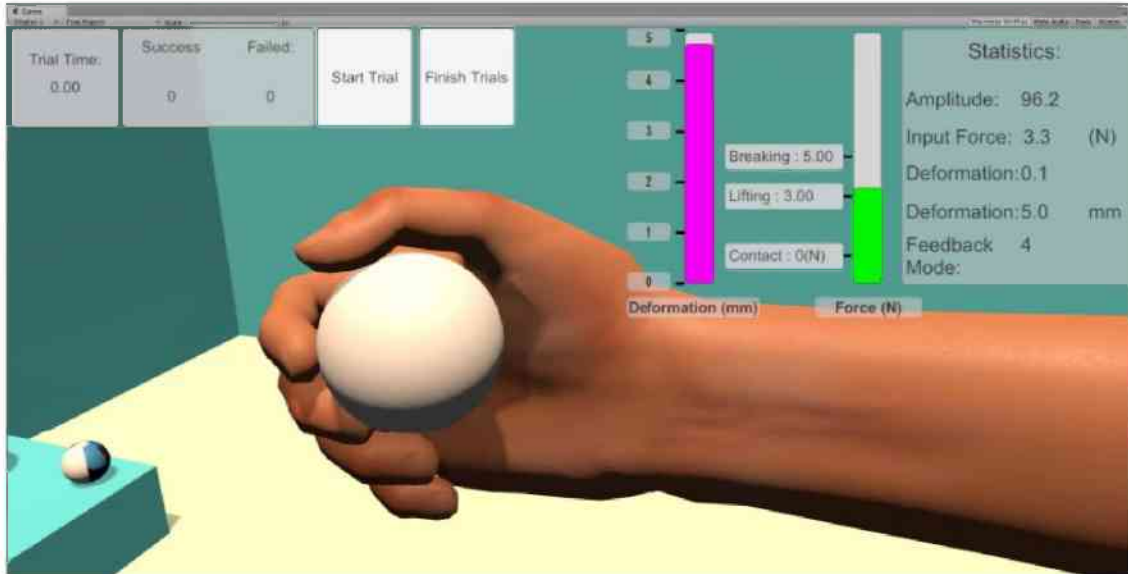


Figura 15 - Interface virtual.

Fonte: Li et. al. (2018)

3.12 Estudo Comparativo dos Trabalhos Relacionados

A leitura e identificação dos trabalhos que mais se aproximam da proposta desta tese foram realizadas com foco no uso de Realidade Virtual Imersiva com feedback tátil e a presença de elementos que caracterizem como um Jogo Sério. Considerando os trabalhos mencionados anteriormente, é possível notar a importância de se desenvolver um ambiente de Realidade Virtual com estas características. De tal forma, é possível identificar atributos que favoreçam a experiência e aprendizado durante o uso da Realidade Virtual no contexto da reabilitação para amputados, sendo eles:

- Jogo Sério: verifica se o trabalho possui elementos presentes em Jogos Sérios.
- Ambiente imersivo: que se refere ao sentimento de imersão, ou seja, o quão natural um determinado sistema fornece ao usuário a ilusão de uma realidade diferente daquela em que ele se encontra. Também é definido como o nível objetivo em que um sistema virtual envia estímulos aos receptores sensoriais do usuário (Slater et al, 1996).
- Feedback tátil, que busca identificar se o sistema possui algum outro tipo de feedback que não seja visual ou auditivo, sendo que o feedback tátil ajuda a gerar um senso de propriedade do corpo e melhorar a experiência do usuário (Mulvey, Fawkner & Johnson, 2014; Ackerley & Kavounoudias, 2015; Tan et al, 2014; Tyler, 2016).

A Tabela 3 apresenta a análise destes itens, considerando os trabalhos mencionados anteriormente.

Tabela 3 - Comparação entre os trabalhos relacionados.

	Jogo S�rio	Ambiente Imersivo	Feedback tátil
PERRY et al, 2018	✗	✗	✗
NAKAMURA et al, 2017	✗	✗	✓
NISSLER et al, 2019	✗	✓	✗
HASHIM et al, 2021	✗	✓	✗
PRAHM et al, 2017	✓	✗	✗
DHAWAN; BARLOW; LAKSHIKA, 2019	✗	✓	✗
CAVALCANTE et al, 2018	✓	✗	✗
SUN et al, 2021	✗	✓	✗
LI et al, 2018	✗	✗	✓
	✓ - SIM	✗ - NÃO	

Fonte: O autor.

3.13 Considera es Finais

Este capítulo apresentou trabalhos relacionados ao tema desta tese, os quais foram coletados a partir das principais bases de pesquisa, apresentando aqueles que mais se relacionam com a proposta desta pesquisa. Mesmo apresentando escopos similares no âmbito de treinamento de próteses para membros superiores, nota-se nos trabalhos analisados a importância de desenvolver um ambiente virtual imersivo equipado com feedback sensorial,

atributos estes que expandem a percepção do usuário quanto a seu corpo e proporcionam uma experiência mais intuitiva. Tal combinação de atributos não foi encontrada nos trabalhos descritos anteriormente.

O próximo capítulo apresenta a arquitetura do sistema proposto com base nos itens analisados na Tabela 3.

Capítulo 4. ARQUITETURA E DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

4.1 Introdução

Neste capítulo, é apresentado a arquitetura do sistema para suportar as duas principais características para o treinamento de usuários de prótese de membro superior: Realidade Virtual Imersiva e Feedback Tátil. É importante destacar que estas características foram identificadas graças à revisão sistemática da literatura apresentada no capítulo anterior. Portanto, são apresentados aqui os principais requisitos (funcionais e não funcionais) do sistema, assim como o Diagrama de Casos de Uso. Também é apresentado o Diagrama de Atividades, o qual demonstra graficamente o caminho lógico que o software pode tomar, seguido pela apresentação dos componentes utilizados para o desenvolvimento do sistema.

4.2 Requisitos do Sistema

O desenvolvimento deste sistema iniciou-se a partir do levantamento dos requisitos funcionais e não funcionais. Sommerville (2007) define os requisitos funcionais como as declarações de serviços que o sistema deve fornecer, de como o sistema deve reagir a entradas específicas e como o sistema deve se comportar em determinadas situações. Ou seja, descreve a funcionalidade ou serviço que se espera do sistema.

Os requisitos não funcionais são restrições sobre os serviços ou as funções proporcionadas pelo sistema. Incluem restrições de timing, além de restrições sobre o processo de desenvolvimento e padrões (Sommerville, 2007).

4.2.1 Requisitos Funcionais

Os requisitos funcionais se referem à requisição de uma função que um software deverá atender e/ou realizar. Tabela 4 lista os principais requisitos funcionais e suas descrições da aplicação desenvolvida.

Tabela 4 - Requisitos Funcionais.

Código	Descrição do Requisito
RF001	Cadastrar, alterar e consultar dados pessoais dos terapeutas.
RF002	Cadastrar, alterar e consultar dados pessoais e clínicos dos usuários de próteses.
RF003	Selecionar o teste a ser executado durante uma sessão.
RF004	Configurar as características para cada sessão.
RF005	Comunicar com o sistema de captura de sinais EMG e receber dados.
RF006	Comunicar e ativar/desativar a braçadeira vibracional.
RF007	Receber dados de movimentos do rastreador Vive.
RF008	Atualizar prótese virtual a partir dos dados recebidos dos dispositivos de entrada.
RF009	Exibir ambiente no equipamento de Realidade Virtual Imersiva.
RF010	Visualizar as informações de desempenho e pontuação das sessões.

Fonte: O autor.

4.2.2 Requisitos Não Funcionais

Os requisitos não funcionais se referem às restrições sobre os serviços oferecidos pelo sistema. A Tabela 5 lista os principais requisitos não funcionais e suas descrições.

Tabela 5 - Requisitos Não-Funcionais.

Código	Descrição do Requisito
RNF001	A movimentação da prótese deve ser realizada em tempo real a partir dos dados fornecidos pelo rastreador e sensor EMG.
RNF002	A interação entre a prótese virtual e os objetos deve simular a interação real entre uma prótese e objeto real.
RNF003	Os movimentos executados durante o jogo devem ser similares aos movimentos executados em um ambiente real.
RNF004	Suportar ambiente de testes <i>Box & Blocks</i>
RNF005	Apresentar elementos de Jogos Sérios.

Fonte: O autor.

4.2.3 Casos de Uso do Sistema

Para Guedes (2011), o Diagrama de Casos de Uso é o mais abstrato, flexível e informal entre todos os diagramas, e tem como objetivo apresentar uma visão geral das funcionalidades que o sistema deve oferecer aos usuários. O diagrama de Casos de Uso procura, por meio de uma linguagem simples, possibilitar a compreensão do comportamento externo do sistema (em termos de funcionalidades oferecidas por ele) por qualquer pessoa, tentando apresentar o sistema por intermédio de uma perspectiva do usuário (Guedes, 2011). A Figura 16 apresenta o modelo de Caso de Uso e as principais funcionalidades do sistema.

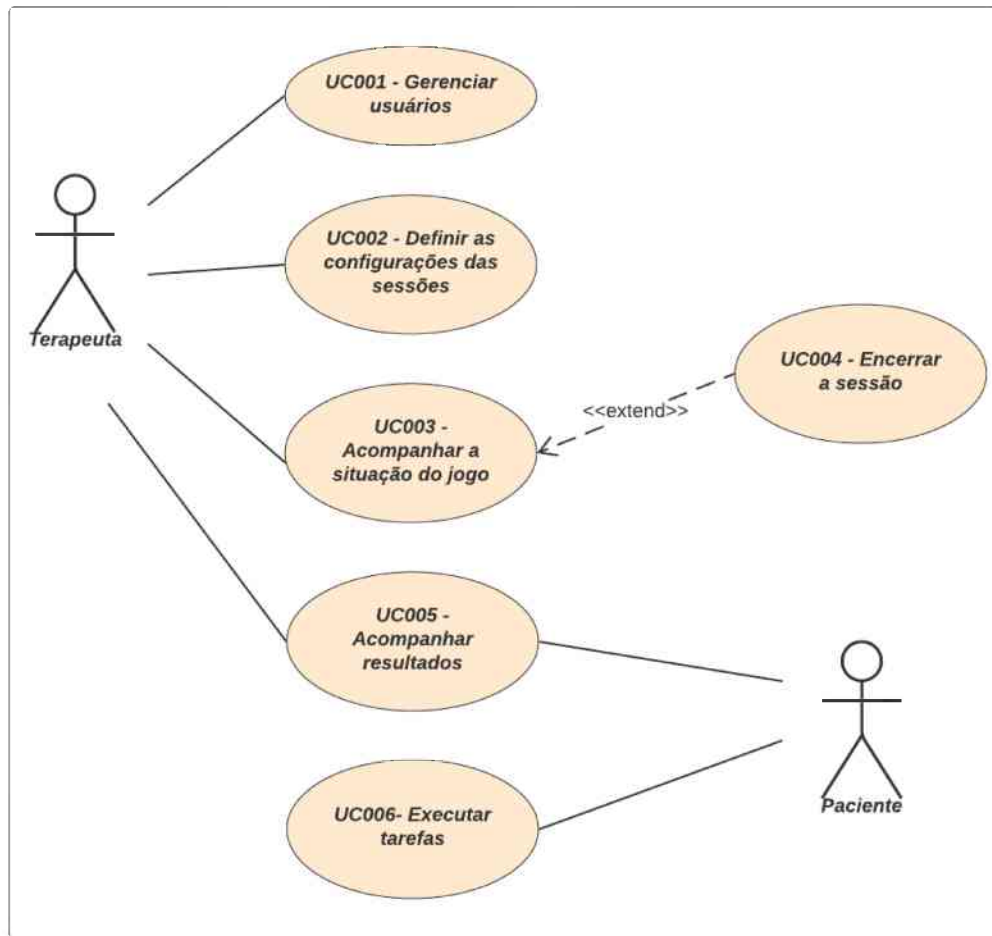


Figura 16 - Diagrama de Caso de Uso.

Fonte: O autor.

A seções 4.2.4 e 4.2.5 descrevem os atores e Casos de Uso apresentados na Figura 16, respectivamente.

4.2.4 Descrição dos Atores

Os atores do sistema e suas atribuições são descritos na Tabela 6. Visando garantir um bom andamento do treinamento do paciente, se faz necessário a presença de um terapeuta que deve orientar e definir as tarefas de cada sessão.

Tabela 6 - Atores do sistema.

Nome	Atribuições
Terapeuta	Responsável por definir as configurações de cada sessão do jogo e avaliar o desenvolvimento do paciente. Também é responsável pelo cadastro dos usuários.
Paciente	Responsável por controlar a prótese virtual e executar as tarefas propostas pelo terapeuta.

Fonte: O autor.

4.2.5 Descrição dos Casos de Uso

Os Casos de Uso apresentados na Figura 16, são descritos nas Tabela 7 a Tabela 12.

Tabela 7 - Descrição do Caso de Uso “Gerenciar usuários”.

Caso de Uso: UC001 – Gerenciar usuários	
Descrição:	Possibilita cadastrar e editar os dados pessoais e aspectos clínicos do paciente e terapeuta.
Atores Envolvidos:	Terapeuta
Pré-Condição:	-
Exceções:	-
Pós-Condição:	Atualização do banco de dados

Fonte: O autor.

Tabela 8 - - Descrição do Caso de Uso “Definir as configurações das sessões”.

Caso de Uso: UC002 - Definir as configurações das sessões	
Descrição:	O terapeuta seleciona o ambiente virtual a ser utilizado na próxima sessão, assim como define o tempo máximo, quantidade de objetos presentes, tipo de input e registra no banco de dados.
Atores Envolvidos:	Terapeuta
Pré-Condição:	Possuir ao menos um usuário do tipo terapeuta e um usuário do tipo paciente cadastrados.
Exceções:	Utiliza-se as configurações padrão para cada ambiente, caso não sejam alteradas.
Pós-Condição:	Atualização do banco de dados

Fonte: O autor.

Tabela 9 - Descrição do Caso de Uso “Acompanhar a situação do jogo”.

Caso de Uso: UC003 - Acompanhar a situação do jogo	
Descrição:	Durante o jogo, o terapeuta acompanha em um monitor o paciente e seu desempenho.
Atores Envolvidos:	Terapeuta
Pré-Condição:	1. Sessão estar registrada no banco de dados. 2. Todos os dispositivos estarem conectados e ligados.
Exceções:	-
Pós-Condição:	Visualização do ponto de vista do paciente.

Fonte: O autor.

Tabela 10 - Descrição do Caso de Uso “Encerrar a sessão”.

Caso de Uso: UC004 - Encerrar a sessão	
Descrição:	Durante o jogo, o terapeuta pode optar por encerrar a sessão de treinamento caso encontre erros no treinamento ou configuração do ambiente
Atores Envolvidos:	Terapeuta
Pré-Condição:	Identificar uma inconsistência no jogo.
Exceções:	-
Pós-Condição:	Ambiente virtual é desligado.

Fonte: O autor.

Tabela 11 - Descrição do Caso de Uso “Acompanhar resultados”.

Caso de Uso: UC005 - Acompanhar resultados	
Descrição:	Após finalizar a sessão, os dados referentes ao desempenho do paciente ficam disponíveis para consulta.
Atores Envolvidos:	Terapeuta. Paciente.
Pré-Condição:	Finalizar a sessão.
Exceções:	Caso haja problemas ao realizar o salvamento dos dados no banco de dados, eles ficam disponíveis apenas na interface do jogo.
Pós-Condição:	Visualização dos dados da sessão.

Fonte: O autor.

Tabela 12 - Descrição do Caso de Uso “Executar tarefas”.

Caso de Uso: UC006- Executar tarefas	
Descrição:	Após iniciar a sessão de treinamento, o paciente controla a prótese virtual e interage com os objetos virtuais, executando as tarefas pré-determinadas.
Atores Envolvidos:	Paciente.
Pré-Condição:	Iniciar a sessão
Exceções:	Caso a aplicação não consiga se comunicar com os dispositivos de entrada, é preciso reiniciar a aplicação.
Pós-Condição:	Visualização do ambiente virtual

Fonte: O autor.

4.3 Arquitetura do Sistema

Os principais componentes do sistema são: HTC Vive Pro, Vive Tracker, controlador EMG (aquisição de dados e reconhecimento de padrões), braçadeira vibracional, Myo Armband e um computador (Figura 17). O voluntário interage com o ambiente virtual contraindo os músculos do coto e movendo o braço. No caso de voluntários não amputados, os músculos do antebraço são usados.

O Vive Tracker, localizado no braço, fornece informações para que a prótese virtual se mova dentro do ambiente virtual conforme o voluntário movimentar o braço. O módulo EMG processa as contrações dos músculos do coto (ou antebraço) e envia valores de setpoint para o ambiente virtual para indicar quanto a prótese virtual deve abrir / fechar a mão. A braçadeira vibracional e os sensores EMG também são posicionados no antebraço ou coto do voluntário. Sempre que o voluntário agarra um objeto no ambiente virtual, o feedback de vibracional é usado para transmitir a sensação de toque.

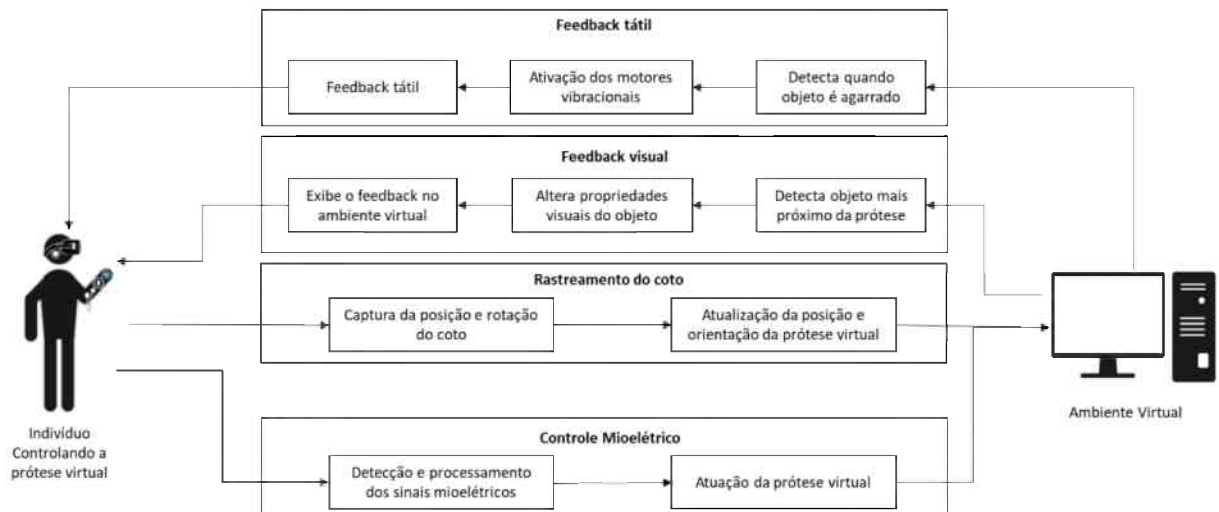


Figura 17 - Arquitetura do Sistema.

Fonte: O autor.

No Painel de Controle o terapeuta gerencia os cadastros de terapeutas, pacientes e configura as próximas sessões de jogo. O painel é um aplicativo desktop e deve ser executado no mesmo computador em que o jogo é executado.

Os dados fornecidos no Painel de Controle são armazenados em uma base de dados (SQLite) que também é acessada pelo jogo, para buscar e carregar as informações da próxima sessão. Após realizar o carregamento das configurações da sessão, o jogo estabelece a conexão com os dispositivos de entrada, realiza a calibração do EMG e, então, o indivíduo pode iniciar as tarefas. As seções a seguir descrevem de forma detalhada cada componente do sistema.

4.3.1 Esquema da Base de Dados

A base de dados foi modelada utilizando a biblioteca SQLite (SQLite, 2021), podendo ser acessada pelo Painel de Controle e pelo jogo. A Figura 18 apresenta o Diagrama de Entidade Relacionamento (DER) utilizado.

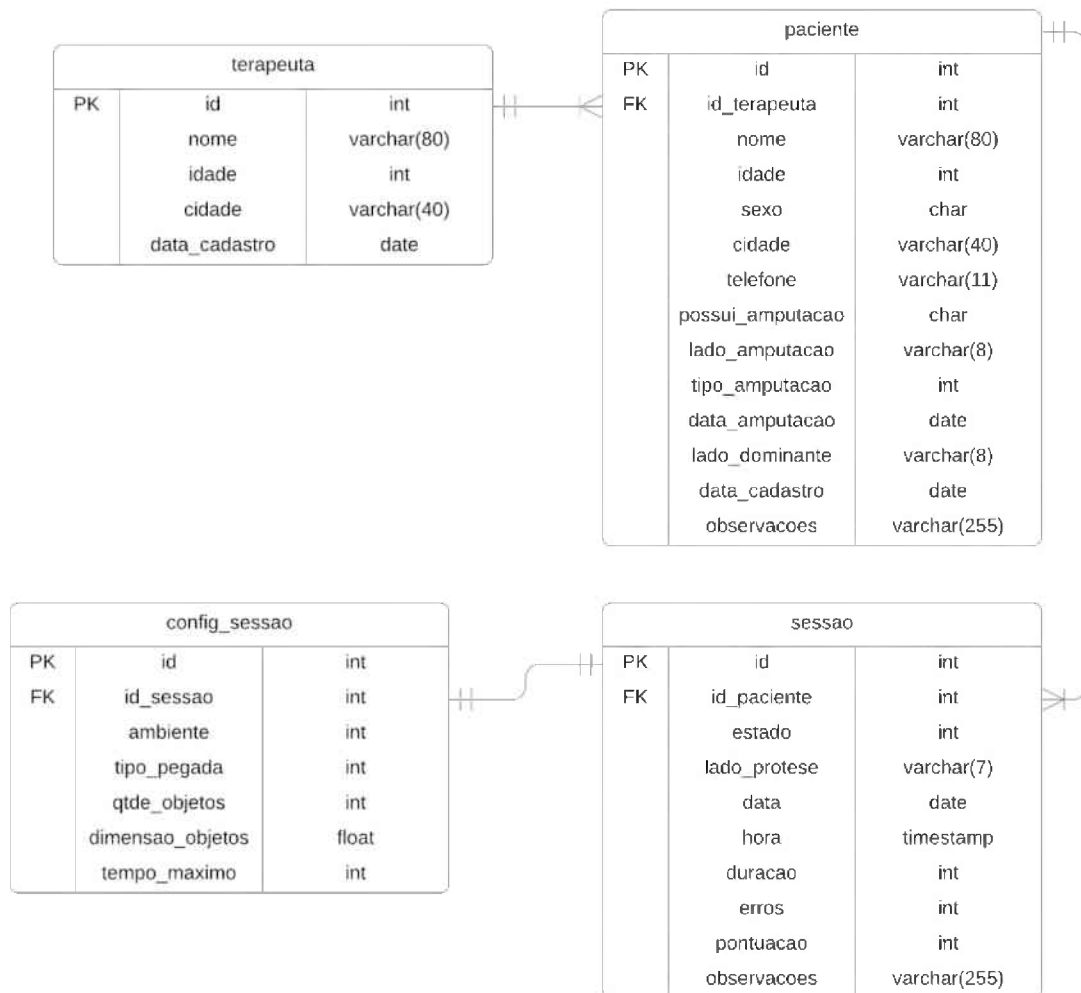


Figura 18 - Esquema DER do Sistema.

Fonte: O autor.

A tabela “terapeuta” armazena os dados dos terapeutas, sendo que um paciente precisa, obrigatoriamente, estar vinculado a um terapeuta. Na tabela “paciente”, é feito o registro dos seus dados pessoais e aspectos clínicos, identificando o tipo de amputação, lado da amputação e lado dominante. Há ainda, um campo de observações para adicionar outras informações.

A tabela “sessão” armazena os dados referente ao estado da sessão (criada, iniciada ou finalizada), qual lado a ser utilizado a prótese, data e hora da criação da sessão; além de armazenar os dados após a finalização da sessão, como a duração, pontuação e observações relevantes.

A tabela “config_sessão” armazena as configurações do teste a ser realizado, onde é determinado qual o ambiente a ser utilizado, o tipo de pegada, quantidade de objetos (quando disponível), dimensão (escala) dos objetos e o tempo máximo da sessão. Um paciente pode estar vinculado a uma ou várias sessões e uma sessão só está vinculada a um paciente. Para cada sessão há apenas um conjunto de configuração.

4.3.2 Diagrama de Sequência

Inicialmente, o terapeuta realiza o gerenciamento do paciente e o seleciona. Após selecioná-lo, o terapeuta faz a seleção do ambiente virtual e define as configurações gerais e específicas do ambiente. Ao finalizar a configuração, as informações são armazenadas na base de dados. O paciente recebe o equipamento e o terapeuta inicializa o jogo, neste momento o jogo acessa a base de dados e carrega as configurações referentes a última sessão criada e disponibiliza o ambiente virtual.

O paciente pode então realizar as tarefas no ambiente virtual e, ao finalizar as tarefas, os dados da sessão são armazenados na base de dados e o jogo encerrado. Com a sessão finalizada, o terapeuta acessa o Painel de Controle e carrega os dados referentes a sessão finalizada, podendo acompanhar os resultados pós sessão. A Figura 19 apresenta o Diagrama de Sequência.

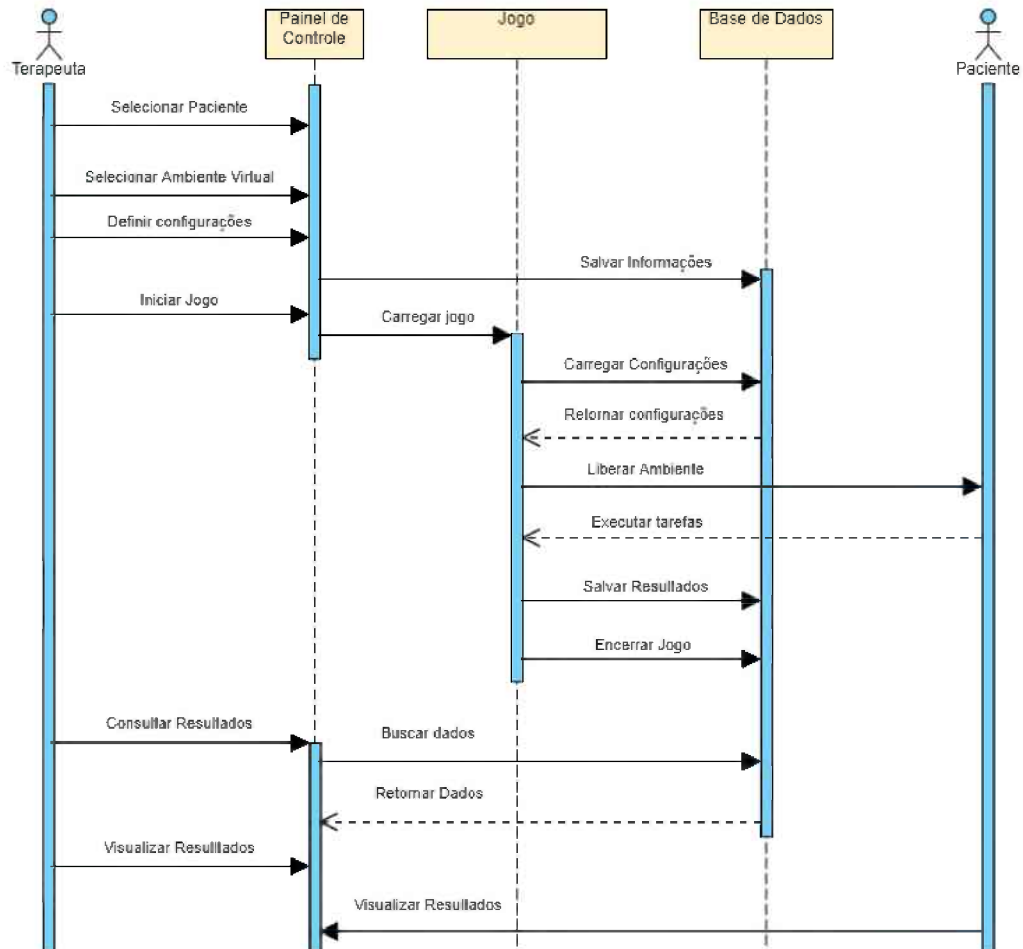


Figura 19 - Diagrama de Sequência.

Fonte: O autor.

4.4 Desenvolvimento do Sistema

A aplicação desenvolvida consiste em um sistema contendo um painel de controle utilizado pelo terapeuta para configurar o ambiente virtual e um sistema imersivo 3D, onde o voluntário controla uma prótese virtual utilizando a posição, rotação (fornecidos pelo rastreador *Vive*) e sinais EMG do seu antebraço. O ambiente se assimila a uma sala de descanso real e sobre uma mesa são posicionados diferentes objetos.

O ambiente virtual foi desenvolvido utilizando a *engine* de jogos Unity 3D versão 2019.2.17f. O Unity 3D é um motor de jogos capaz de criar jogos em 2D e 3D, amplamente utilizado para a criação de ambientes virtuais (jogos, simulação, cinema, arquitetura, entre outros) (Unity Technologies, 2021).

Para a modelagem dos objetos virtuais, utilizou-se o software Blender versão 2.81. O Blender é um pacote de criação 3D gratuito e de código aberto e suporta todo o pipeline 3D - modelagem, criação do esqueleto, animação, simulação, renderização, composição e

rastreamento de movimento, até mesmo edição de vídeo e criação de jogos (Blender Foundation, 2021).

4.4.1 Captura dos Sinais EMG e Feedback Tátil

Este estudo foi conduzido em duas fases distintas. Na primeira fase, para a captura dos sinais EMG, o Laboratório de Engenharia Biomédica da UFU disponibilizou um módulo desenvolvido no próprio laboratório. Este módulo processa as contrações dos músculos do coto (ou antebraço) e envia valores de *setpoint* para o ambiente virtual para indicar quanto a prótese virtual deve abrir/fechar a mão.

O controlador mioelétrico utiliza um conversor A/D de 12 bits e um Arduino Nano como base para o pré-processamento e comunicação. O sinal EMG é amplificado em 1000x, filtrado utilizando um filtro passa-banda de 15-500Hz e adquirido a uma taxa de 1kHz. O código embutido no microcontrolador calcula a envoltória do sinal EMG e envia os resultados para o ambiente virtual a uma taxa de 100 Hz, permitindo um controle rápido e preciso das ações da prótese virtual. A Figura 20 abaixo ilustra o esquema de funcionamento do dispositivo.

No ambiente virtual, tais dados são recebidos por uma Thread que armazena os dados em um vetor. A cada 0.02s (50 fps), atualiza o comando da prótese, fazendo uma média dos dados recebidos desde a última atualização. Os eletrodos de EMG são posicionados sobre os músculos relevantes no antebraço (Figura 21), ao longo da linha média longitudinal do músculo flexor radial do carpo, enquanto o eletrodo de referência é posicionado no punho contralateral (punho oposto).

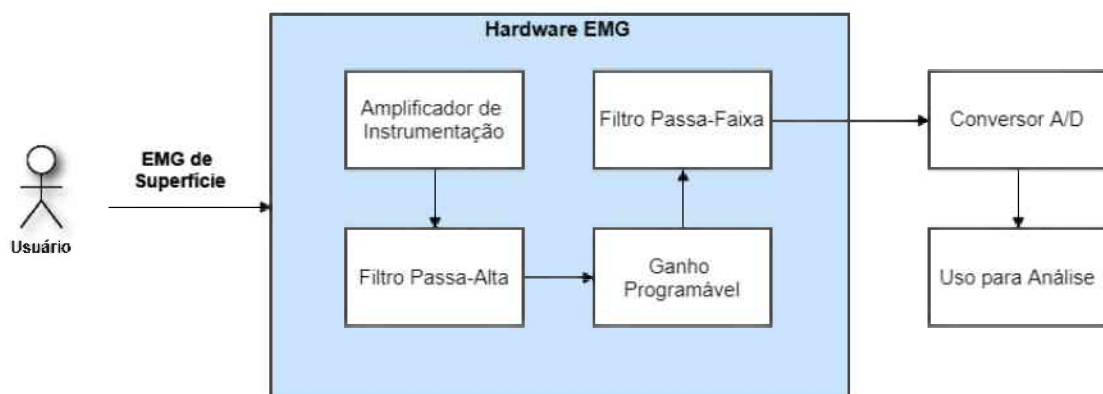


Figura 20 - Esquema de funcionamento do módulo EMG/Arduino.

Fonte: O autor.

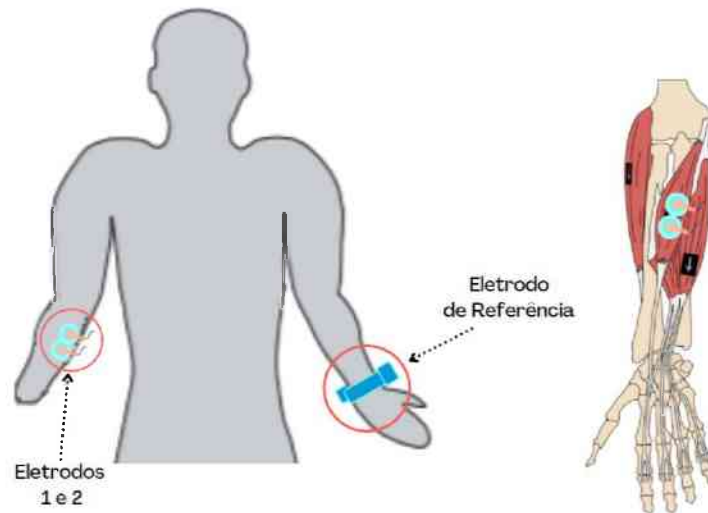


Figura 21 - Posicionamento dos sensores EMG.

Fonte: Adaptado de Delsys (2021).

Antes do uso, o sistema deve ser calibrado para definir os limites da amplitude da envoltória do sinal EMG. Essa calibração é necessária, uma vez por sessão, para definir os valores da prótese totalmente fechada e totalmente aberta. A calibração da prótese aberta/fechada é feita com base em 500 amostras e leva aproximadamente 5 segundos para ser feita (considerando o melhor cenário, ou seja, sem perda de dados).

Além de se comunicar com o sistema de captura de sinais EMG, o Arduino também se comunica com o motor vibracional Vibracall 1027 3v (Figura 22), responsável por fornecer o feedback tátil ao voluntário. Este motor fica preso no braço em que os eletrodos estão acoplados próximo ao ombro. Sempre que o voluntário estiver segurando um objetivo virtual, o motor vibracional será ativado e continuará vibrando até que o voluntário solte o objeto ou o objeto caia. Isto proporciona ao voluntário ter informação adicional, além do feedback apenas visual.



Figura 22 - Motor vibracional.

Fonte: O autor.

Na segunda fase do estudo, utilizou-se a braçadeira vibracional, Myo Armband para a captura dos sinais EMG e feedback vibracional. Os dispositivos de feedback vibro-tátil têm sido amplamente utilizados (Pabon et. al., 2007; Lee et. al., 2016), e o feedback tátil fornecido por meio desses dispositivos melhorou a sensação de realismo das interações dentro de um ambiente virtual (Tanaka et. al., 2002; Turchet et. al., 2012; Nordahl et. al., 2012; Israr et. al.,

2014), demonstrando que esses dispositivos podem desencadear sensações quando o estímulo está associado ao ambiente virtual e à tarefa (Lee et. al., 2016).

A sensação de presença (García-Valle et. al., 2017; Witmer & Singer, 1998) e incorporação do usuário (Frohner et. al., 2018) também demonstraram aumentar quando o feedback tátil é fornecido, enquanto o estado emocional do indivíduo também é afetado (valência, excitação e dominância) (Tsalamlal et. al., 2015).

4.4.2 Painel de Controle

Na tela inicial do painel de controle (Figura 23), é possível selecionar qual o idioma será utilizado (inglês ou português), com a possibilidade de adicionar outros idiomas.



Figura 23 - Tela inicial.

Fonte: O autor.

Na tela “Terapeuta” (Figura 24), é possível registrar o nome, idade e cidade do terapeuta. Para realizar o cadastro de um paciente é preciso que no mínimo um terapeuta já esteja cadastrado, por isso o cadastro de um terapeuta deve ser o primeiro a ser realizado no sistema.

Figura 24 - Tela de registro do terapeuta.

Fonte: O autor.

Na tela “Paciente”, Figura 25, é possível cadastrar seus dados pessoais assim como os dados referentes aos aspectos clínicos, tais como: terapeuta responsável, se possui amputação, lado da amputação e tipo da amputação. Demais informações podem ser inseridas no campo observações. Visto que, este trabalho tem como alvo pessoas amputadas de membro superior, apenas amputações deste tipo estão disponíveis no campo “Tipo Amputação”. Da mesma forma, o campo “Possui Amputação”, questiona se o voluntário possui amputação nos membros superiores.

Em todas as telas de cadastro, existe um campo e botão pesquisar que leva à tela onde é exibida uma tabela dos registros de acordo com o termo pesquisado. A partir dessa tela é possível carregar os dados desse registro e editá-lo. A Figura 26 apresenta a tela de pesquisa de pacientes.

The screenshot shows a web application interface for patient registration. The main title is 'Paciente'. On the left, there is a sidebar with navigation options: 'Sessão', 'Paciente', 'Terapeuta', 'Atalhos do jogo', and 'Sair'. The main content area is titled 'Gerenciar Pacientes' and contains a search bar 'Pesquisar Registro' with a 'Paciente:' label and a search icon. Below the search bar, there are two columns of form fields:

- Personal Information:**
 - Nome*: [text input]
 - Idade*: 0 [dropdown]
 - Sexo*: Masculino Feminino
 - Cidade*: [text input]
 - Telefone*: [text input]
 - Data de Cadastro*: 20/10/2021 [calendar icon]
 - Lado Dominante*: Esquerdo [dropdown]
- Aspetos Clínicos:**
 - Terapeuta*: [dropdown]
 - Possui Amputação*: Sim Não
 - Lado Amputação*: Esquerdo [dropdown]
 - Tipo Amputação*: Desarticulação do Ombro [dropdown]
 - Data Amputação*: 20/10/2021 [calendar icon]

At the bottom of the form, there is a 'Observações:' label and a large text area for notes, followed by a 'Salvar' button.

Figura 25 - Tela de registro do paciente.

Fonte: O autor.

The screenshot shows the same patient registration form as in Figure 25, but with a modal window titled 'Patient List' overlaid. The modal window contains the instruction 'Selecione o Paciente e Clique em Editar' and an 'Editar' button. Below the instruction is a table with the following data:

ID*	Nome*	Sexo*	Cidade*	Possui Amputação*	Lado Amputação*	Lado Dominante*	Observações
5	teste	M	munbere	S	Dirito	Dirito	Telefone a proe

The 'Editar' button is highlighted in red. The modal window also has a close button (X) in the top right corner.

Figura 26 - Tela de pesquisa do paciente.

Fonte: O autor.

Ao lado esquerdo da tela “Sessão”, Figura 27, é possível ver as informações sobre a criação da sessão tais como, data, hora e estado da sessão. Os dados de pontuação e erros são atualizados ao término da sessão. O campo “observações” pode ser utilizado para salvar considerações sobre a sessão e descrever o desenvolvimento do paciente.

No grupo “Configurações”, deve-se definir o ambiente virtual a ser carregado, o tipo de pegada da prótese (Pinça ou Agarrar forte, em inglês *Pinch* ou *Power Grasp*). No ambiente Box & Blocks (BBT) é possível alterar a quantidade e tamanho dos objetos. Também é possível

definir o tempo máximo para a sessão ou deixar em zero (0), permitindo que o voluntário realize as tarefas sem tempo limite.

No campo “input”, é possível selecionar o modo EMG, utilizado durante as sessões: o modo que utiliza os controles do equipamento Vive para controlar a prótese virtual (sem captura de sinais EMG) ou o modo teclado que permite apenas visualizar o ambiente. Os dois últimos modos são utilizados apenas para exibição e testes de novas funcionalidades, portanto, não são utilizados durante as sessões que moldam os resultados deste trabalho. Para utilizar a braçadeira Myo Armband, deve-se selecionar o modo EMG.

Ao criar a sessão, deve-se determinar se o feedback tátil será utilizado. Para isso basta selecionar a opção “sim” ou “não” no campo “Feedback Tátil”. Por último, os campos “Serial do Tracker” e “Porta Serial” são utilizados para salvar o número de registro do rastreador Vive e a porta USB ao qual a placa Arduino está conectada (utilizado apenas durante a fase 1 da pesquisa), respectivamente.

Figura 27 - Tela de registro da sessão.

Fonte: O autor.

4.4.4 Prótese Virtual

A prótese virtual possui duas configurações para agarrar os objetos, sendo eles o modo *power grasp* (agarrar com força) e modo *pinch* (pinça). Para o modo *power grasp*, todos os dedos fecham simultaneamente, enquanto o polegar e o dedo indicador se movimentam de forma a se encontrarem. No modo *pinch*, apenas o polegar e dedo indicador se movem, se encontrando quando a prótese estiver totalmente fechada. As Figura 28 e Figura 29 apresentam

a prótese virtual nos modos *power grasp* e *pinch*, respectivamente.



Figura 28 - Modo power grasp.
Fonte: O autor.



Figura 29 - Modo pinch.
Fonte: O autor.

4.5 Design do Jogo

Com base no descrito no capítulo de fundamentação relacionado aos Jogos Sérios, o objetivo deste jogo é auxiliar os usuários de próteses de membros superiores a se adaptarem a uma prótese mioelétrica, por meio de tarefas de jogo relacionadas a protocolos de Fisioterapia. Quanto ao Conteúdo e à Informação, existe um painel na parede à frente do jogador e um

relógio, durante a sessão, que indicam o placar e o tempo de jogo, respectivamente. Dessa forma, o jogador pode verificar essas informações sem a necessidade de perder a sensação de imersão durante o jogo. Além disso, as diretrizes para preparar e iniciar o jogo são mostradas no painel.

A Mecânica do Jogo envolve tarefas de agarrar e mover objetos, tal como o voluntário deve fazer na vida real. O jogador pode mover-se livremente no ambiente, de acordo com o espaço do mundo real disponível devido à área de rastreamento do equipamento Vive. É construída uma Narrativa onde o jogador vai a um local para aprender a controlar uma prótese virtual com objetos, que imitam fielmente os reais, tais como caixas e próteses.

O jogador ganha pontos quando realiza certas tarefas do jogo. Estudos têm mostrado que, com este sistema de recompensa por pontuação, os jogadores podem ser motivados a melhorar suas pontuações anteriores, já que este fator de competitividade estimula o progresso durante o processo de reabilitação (Burke et. al., 2009).

O feedback vibracional é enviado ao jogador quando um objeto é corretamente agarrado e irá persistir enquanto o jogador continuar a segurá-lo. Se o objeto cair ou o jogador o soltar, o feedback vibracional termina. O feedback vibracional pode ser habilitado ou desabilitado antes de cada sessão, de acordo com a condução do terapeuta.

O jogo termina ao completar todas as tarefas ou quando o tempo esgotar. O terapeuta pode optar por encerrar a sessão, caso considere necessário, antes que qualquer uma das possibilidades anteriores sejam alcançadas. Para todas as situações mencionadas, o jogo salvará a pontuação e o tempo no banco de dados, onde estarão disponíveis para análise posterior.

4.6 Ambiente Virtual

Três ambientes virtuais foram desenvolvidos, baseados em testes tradicionais: Box and Blocks (Cromwell, 1976), Nine Hole Peg (Mathiowetz et. al., 1985b) e Clothespin Relocation (Kyberd et. al., 2018). Nesta pesquisa, os voluntários foram submetidos aos testes no ambiente *Box and Blocks*. Este ambiente será apresentado a seguir enquanto que os demais ambientes constam no Apêndice D.

O design do ambiente de treinamento virtual foi criado para ser uma sala de relaxamento com um espaço limpo. O primeiro ambiente é baseado no Box and Blocks Test (BBT), Figura 30, uma das medidas mais utilizadas para avaliar a funcionalidade e o desempenho dos usuários de próteses (Johnson-Glenberg, 2018).



Figura 30 – Versão de madeira do BBT.

Fonte: Mathiowetz et. al. (1985^o).

O BBT consiste em uma caixa com uma divisória que divide a caixa em dois lados. Um dos lados contém diversos blocos do mesmo tamanho. O tamanho e o número dos blocos podem ser alterados de acordo com as instruções do terapeuta. O voluntário deve mover o máximo de blocos possível, dentro de um período de tempo designado (o tempo máximo é definido pelo terapeuta).

As instruções originais descritas em Cromwell (1976) sugerem um tempo pré-teste de 60s, sendo que essa instrução foi mantida no jogo para que o voluntário pratique e se adapte ao ambiente virtual. O paciente deve se alinhar com a caixa de modo que a caixa esteja alinhada com a linha média do paciente. A pontuação é baseada na quantidade de blocos que o voluntário consegue mover para o outro lado da caixa, e é exibida no quadro que fica na frente do jogador. É possível definir um tempo máximo, portanto, se o voluntário não conseguir completar as tarefas antes do tempo acabar, o jogo termina e os dados da sessão são salvos. A Figura 31 apresenta o ambiente virtual do teste Box and Blocks.



Figura 31 – Ambiente Box & Blocks.

Fonte: O autor.

4.7 Considerações Finais

Este capítulo apresentou as tecnologias utilizadas para o desenvolvimento dos ambientes de realidade virtual, apontando os requisitos do sistema, a arquitetura e os ambientes desenvolvidos. Foi explicado como o sistema funciona, desde a configuração de cada ambiente no Painel de Controle até a execução no dispositivo de Realidade Virtual e feedback tátil. O teste *Box & Blocks* foi implementado no ambiente virtual. O próximo capítulo apresenta a metodologia de testes.

Capítulo 5. METODOLOGIA

5.1 Introdução

Neste capítulo, apresentam-se os critérios para a realização dos testes e seleção dos voluntários, além de apresentar o questionário para avaliação do jogo. Este questionário tem como intuito analisar a experiência do voluntário quanto ao jogo.

5.2 Metodologia dos testes

Os testes de validação do sistema foram efetuados nas dependências do bloco de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia – Campus Santa Mônica. O ambiente montado consistiu em um notebook capaz de executar o software do equipamento Vive Pro (veja os requisitos mínimos no Anexo A) e todos os equipamentos descritos no capítulo de arquitetura (Capítulo 4). O espaço disponível garante que os voluntários possam realizar os movimentos necessários durante o jogo.

Este estudo foi conduzido em duas fases distintas. Na primeira fase, foram realizados testes com voluntários não amputados, com o objetivo de avaliar o funcionamento do sistema em busca de correção de erros. Esta fase é muito importante, pois pode ser frustrante para um amputado usar um sistema com muitos erros de operação. Na segunda fase, os testes foram conduzidos com voluntários amputados, visando avaliar o seu desempenho e a usabilidade do sistema.

Na primeira fase, oito voluntários do sexo masculino, não amputados, e com idades entre 20 e 40 anos foram recrutados. Para serem considerados aptos ao experimento, os voluntários precisam ter mais de 18 anos; não possuir uma condição que impeça o uso do equipamento Vive Pro (como Labirintite). No caso de amputados, os voluntários devem possuir amputação abaixo do cotovelo (transradial), com coto que permita anexar o rastreador Vive e sistema de captura de sinais EMG.

Os voluntários foram divididos em dois grupos: G1 - realizaram as tarefas do *Box & Blocks* enquanto recebiam feedback visual e vibracional e G2 - realizaram as tarefas do *Box & Blocks* recebendo apenas feedback visual, sem feedback tátil. Cada grupo realizou quatro ensaios.

Antes do experimento, os voluntários receberam instruções relacionadas às tarefas,

incluindo como deveriam utilizar as contrações musculares para controlar a prótese virtual e o tipo de feedback a ser esperado no caso do grupo G1. A tarefa consistia em escolher um dos blocos na caixa e movê-lo o mais rápido possível para o outro lado da caixa

Além disso, os participantes também receberam informações sobre os objetivos da pesquisa e como funcionam os sensores e dispositivos utilizados. Ao fim do teste, foi aplicado o questionário de avaliação do Jogo Sérioso (Apêndice C).

Nas sessões de testes, os voluntários sentaram-se confortavelmente enquanto os dispositivos foram conectados (Figura 32). Primeiramente, os eletrodos EMG foram posicionados e a qualidade dos sinais EMG foi verificada. Logo após, o equipamento Vive Tracker e a braçadeira vibracional foram posicionados no antebraço e no braço próximo ao ombro, respectivamente. Por último, o equipamento de Realidade Virtual foi adequado na cabeça do voluntário. No ambiente virtual, foi realizada a calibração do sinal EMG, e deu-se início a realização das tarefas.



Figura 32 - Preparação do voluntário.

Fonte: O autor.

Na segunda fase do estudo, os testes foram conduzidos especificamente com dois voluntários amputados. Essa abordagem permitiu avaliar a usabilidade do sistema em um contexto mais realista, considerando as necessidades e desafios específicos enfrentados por esses voluntários. Os testes incluíram a avaliação da usabilidade do sistema, a eficácia na realização de tarefas e a satisfação geral do voluntário.



Figura 33 - Voluntário amputado durante ensaio.

Fonte: O autor

Nesta etapa, foram selecionados dois voluntários, um com amputação transradial (Figura 33), de 30 anos, e outro voluntário, de 20 anos (Figura 34), com amputação congênita. Os voluntários realizaram oito ensaios no ambiente de B&B sem feedback vibracional e oito ensaios com feedback vibracional. Nesta fase, o bracelete Myo, desenvolvido pela Thalmic Labs, foi utilizado para realizar a captura dos sinais mioelétricos e fornecer o feedback vibracional. A inclusão deste equipamento foi uma melhoria no sistema, visando melhorar a usabilidade ao disponibilizar uma conexão de dispositivo sem fios e maior mobilidade, além de trabalhar com eletrodos secos, onde não há a necessidade de aplicação de gel..



Figura 34 - Voluntário amputado imerso no ambiente virtual

Fonte: O autor

Para o voluntário amputado, as instruções originais do Box & Blocks (Cromwell, 1976) foram utilizadas, sendo que o voluntário realizou uma fase pré-teste, onde ele possui sessenta (60) segundos para praticar sem que os dados da sessão sejam contabilizados. Após a fase de pré-teste, ele segue para a fase do teste, onde ele deve mover o máximo possível de blocos de um lado da caixa para o lado oposto dentro de sessenta (60) segundos. Foram aplicados o questionário SUS para avaliar a usabilidade do sistema, e o NASA-TLX para avaliar a carga de trabalho; além dos dados coletados pelo sistema. A coleta de dados foi aprovada pelo Comitê de Ética da Universidade Federal de Uberlândia por meio do número de protocolo 17164719.4.0000.5152.

5.3 Questionários

5.3.1 Questionário de Avaliação do Sistema

O desenvolvimento do questionário de avaliação se deu com base nos critérios apresentados em (ABNT, 2003) que é uma norma para qualidade de produto de software. Ainda, atentou-se às diretrizes sobre usabilidade expressas em (ABNT, 2002). A norma ISO 9126 propõe atributos de qualidade do software, que estão distribuídos em seis características principais:

- Funcionalidade: evidencia a existência de um conjunto de funções e suas propriedades especificadas;
- Confiabilidade: evidencia a capacidade do software de manter seu nível de desempenho sob condições estabelecidas durante um período estabelecido;
- Usabilidade: evidencia o esforço necessário para poder utilizar o software;
- Eficiência: evidencia os recursos gastos em relação à acurácia e abrangência com as quais voluntários atingem objetivos;
- Manutenibilidade: evidencia o esforço necessário para modificar, remover defeitos ou adaptar o software;
- Portabilidade: evidencia a capacidade do software em ser transferido de um ambiente para outro.

A norma ISO 9241-11 cita que para especificar ou medir a usabilidade é necessário identificar os objetivos e decompor eficácia, eficiência e satisfação, além dos componentes do contexto de uso subcomponentes com atributos mensuráveis e verificáveis (ABNT, 2002). No questionário, é possível avaliar as questões com base na escala Likert (Likert, 1932). A qual é

uma escala de cinco (ou sete) pontos que é utilizada para permitir que o indivíduo expresse o quanto concorda ou discorda de uma determinada afirmação (Likert, 1932). O questionário utilizado encontra-se no Apêndice C.

5.3.2 Questionário SUS

Para avaliação da usabilidade do sistema foi utilizado o método SUS (System Usability Scale), Tabela 13, que é um questionário amplamente utilizado, incluindo aspectos como facilidade de uso, capacidade de aprendizagem e satisfação (Peres et al., 2013). O SUS é uma ferramenta rápida e confiável que fornece uma medida global de usabilidade, permitindo que pesquisadores e profissionais avaliem e comparem a usabilidade de diferentes sistemas (Peres et al., 2013).

O questionário consiste em 10 afirmações. Para cada uma delas, o usuário deve responder em uma escala Likert que possui parâmetros numerados de 1 a 5 — 1 significa “Discordo Totalmente” e 5 significa “Concordo Totalmente”.

Para calcular os resultados, devemos para as perguntas de números ímpares (1, 3, 5, 7, 9) subtrair 1 da pontuação dada pelo usuário, enquanto que para as perguntas de números pares (2, 4, 6, 8, 10) subtrair 5 da pontuação dada pelo usuário ($5 - x$). Após isso, somar os valores e multiplicar por 2,5. Os resultados variam de 0 a 100, sendo que o resultado final não é uma porcentagem, mas sim um número absoluto.

Tabela 13 - System Usability Scale (SUS)

1. Eu acho que gostaria de usar essa aplicação com frequência
2. Eu acho o sistema desnecessariamente complexo
3. Eu achei o sistema fácil de usar
4. Eu acho que precisaria de ajuda de uma pessoa com conhecimentos técnicos para usar o sistema
5. Eu acho que as várias funções do sistema estão muito bem integradas
6. Eu acho que o sistema apresenta muitas inconsistências
7. Eu imagino que as pessoas aprenderão a usar esse sistema rapidamente
8. Eu achei o sistema complicado de usar
9. Eu me senti confiante ao usar o sistema
10. Eu precisei aprender várias coisas novas antes de usar o sistema

Fonte: Peres et. al., 2013.

5.3.4 Questionário NASA-TLX

Para a avaliação da carga de trabalho, foi utilizado o questionário NASA-TLX (Task Load Index) desenvolvido por Hart e Staveland (1988). O NASA TLX fornece um procedimento de classificação multidimensional que permite coletar pontuações subjetivas de

carga de trabalho com base em uma média ponderada das classificações de seis fatores. Os fatores incluem: Demanda mental (DM), Demanda física (DF), Demanda temporal (DT), Performance (PE), Esforço (EF) e Frustração (FR).

Fatores de carga de trabalho	Extremidades	Definição
Nível de demanda mental	Baixo/Alto	Quanta atividade mental e perceptiva foi necessária (por exemplo, pensar, decidir, calcular, lembrar, olhar, pesquisar etc.)? A tarefa era fácil ou exigente, simples ou complexa, perdoadora ou exigente?
Nível de demanda física	Baixo/Alto	Quanta atividade física foi necessária (por exemplo, empurrar, puxar, girar, controlar, ativar etc.)? A tarefa era fácil ou exigente, lenta ou rápida, lenta ou extenuante, repousante ou laboriosa?
Nível de demanda temporal	Baixo/Alto	Quanta pressão de tempo você sentiu devido à taxa ou ritmo em que as tarefas ou elementos da tarefa ocorreram? O ritmo era lento ou rápido e frenético?
Nível de Performance	Bom/Ruim	Quão bem-sucedido você acha que foi ao cumprir os objetivos da tarefa definidos pelo experimentador (ou por você mesmo)? Quão satisfeito você ficou com seu desempenho no cumprimento dessas metas?
Nível de Esforço	Baixo/Alto	Quão duro você teve que trabalhar (mental e fisicamente) para atingir seu nível de desempenho?
Nível de Frustração	Baixo/Alto	Quão inseguro, desanimado, irritado, estressado e aborrecido você se sentiu durante a tarefa?

Figura 35 - Definições de escala de classificação e extremidades do NASA-TLX

Fonte: Hart e Staveland (1988).

Escalas bipolares de vinte pontos são usadas para obter classificações para essas dimensões. Uma pontuação de 0 a 100 (atribuída ao ponto 5 mais próximo) é obtida em cada escala. Utiliza-se um procedimento de ponderação para combinar os seis fatores da escala individual numa pontuação global; este procedimento requer que uma tarefa de comparação pareada seja executada antes das avaliações da carga de trabalho. As comparações pareadas

exigem que o operador escolha qual dimensão é mais relevante para a carga de trabalho em todos os pares das seis dimensões.

O número de vezes que uma dimensão é escolhida como mais relevante é a ponderação dessa escala de dimensão para uma determinada tarefa desse voluntário. Uma pontuação de carga de trabalho de 0 a 100 é obtida para cada tarefa avaliada multiplicando o peso pela pontuação da escala de dimensão individual, somando as escalas e dividindo por 15 (o número total de comparações pareadas).

A Figura 35 apresenta uma definição de cada fator e o Anexo B apresenta todas as combinações em pares dos fatores e a escala que define a pontuação para cada fator.

5.4 Considerações Finais

Este capítulo apresentou o processo de preparação do sistema e orientação dos voluntários, assim como a divisão dos voluntários em grupos e a execução dos testes em duas fases, sendo a primeira com voluntários não amputados e a segunda fase com voluntários amputados. Três questionários são utilizados para avaliar o funcionamento do sistema, usabilidade do sistema e a carga de trabalho dos voluntários, além dos dados coletados pelo sistema. O próximo capítulo apresenta a análise dos resultados encontrados.

Capítulo 6. RESULTADOS

6.1 Introdução

Neste capítulo, são apresentados os resultados obtidos dos testes realizados com grupos de voluntários, analisando os dados obtidos durante as duas fases do projeto.

6.2 Análise dos Testes

Os dados apresentados a seguir referem-se à primeira fase da pesquisa. Para analisar a evolução dos voluntários quanto ao controle e usabilidade da prótese, a cada nova sessão de treinamento, era coletado o tempo para sua conclusão. A partir desses dados, a Tabela 14 e Tabela 15 foram geradas, as quais mostram o tempo de conclusão de todas as tentativas realizadas pelos voluntários nos grupos G1 e G2, respectivamente. Como mencionado, o Grupo G1 teve acesso ao feedback tátil e visual, enquanto o Grupo G2 obteve apenas o feedback visual.

Tabela 14 - Tempo (em segundos) para conclusão das tarefas do G1 - feedback visual e vibracional.

Voluntários	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4
G1-V1	17.67	39.98	38.10	30.37
G1-V2	126.17	82.32	29.57	17.59
G1-V3	209.97	42.72	17.10	6.61
G1-V4	50.14	25.39	62.22	34.25
Média	100,99	47,60	36,75	22,21

Fonte: O autor.

Tabela 15 - Tempo (em segundos) para conclusão das tarefas do G2 - feedback visual.

Voluntários	Ensaio 1	Ensaio 2	Ensaio 3	Ensaio 4
G2-V1	38.08	107.94	42.67	49.62
G2-V2	135.12	207.38	38.48	96.36
G2-V3	63.72	17.35	37.01	43.55
G2-V4	28.06	10.4	11.81	13.94
Média	66,25	85,77	32,49	50,87

Fonte: O autor.

Nas primeiras sessões, os voluntários conhecem o ambiente virtual e se familiarizam

com os equipamentos que serão utilizados. Assim, aprendem a controlar a prótese virtual por meio de sinais mioelétricos, enquanto se adaptam ao ambiente virtual. Um ponto a ser considerado é a experiência prévia do voluntário com o uso das tecnologias utilizadas neste trabalho, principalmente, a experiência em ambientes de Realidade de Virtual. Dentre os 8 voluntários que realizaram os testes, 2 (25%) disseram que não possuíam experiência prévia, enquanto 6 (75%) afirmaram que possuíam alguma experiência (Figura 36).



Figura 36 - Voluntários que possuem experiência prévia com RV.

Fonte: O autor.

Ambos os voluntários sem experiência prévia em RV faziam parte do Grupo G2, sendo eles os indivíduos G2-V2 e G2-V4. Na Figura 37 é possível observar a comparação entre o tempo médio para completar cada ensaio dos voluntários com e sem experiência prévia em RV. Nota-se que os voluntários com experiência prévia em RV tendem a reduzir o tempo médio a cada novo ensaio, enquanto o outro grupo apresenta uma oscilação entre os ensaios, aumentando o tempo médio no ensaios 2 e 4 em comparação com os ensaios 1 e 3, respectivamente.

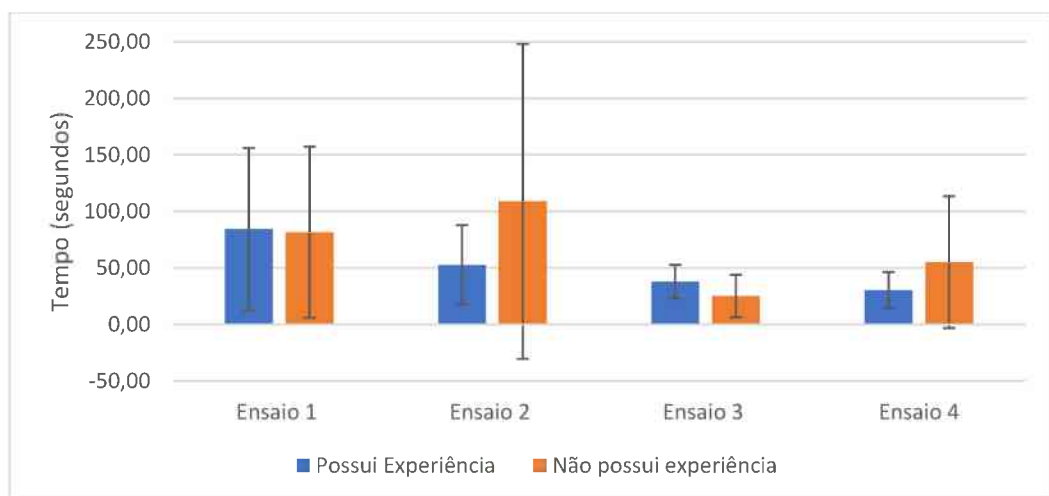


Figura 37 - Tempo médio (por ensaio) para conclusão das tarefas, separado por nível de experiência prévia em RV.

Fonte: O autor.

Conseqüentemente, os dois primeiros testes levaram mais tempo para serem concluídos. À medida que os ensaios progrediam, especialmente, para os voluntários do G1, o tempo de conclusão diminuía. O tempo de conclusão dos voluntários do G1, durante o Ensaio 1 variou de 17,67s a 209,97s (média de 100,99s); os tempos de conclusão do Ensaio 2 variaram de 25,39s a 82,32s (média de 47,6s); para o Ensaio 3 de 17,1s a 62,22s (média de 36,75s); e para o Ensaio 4 de 17,59s a 34,25s (média de 22,21s). A Figura 38, apresenta o gráfico com o desvio padrão e tempo para conclusão dos testes do Grupo 1, com feedback tátil e visual.

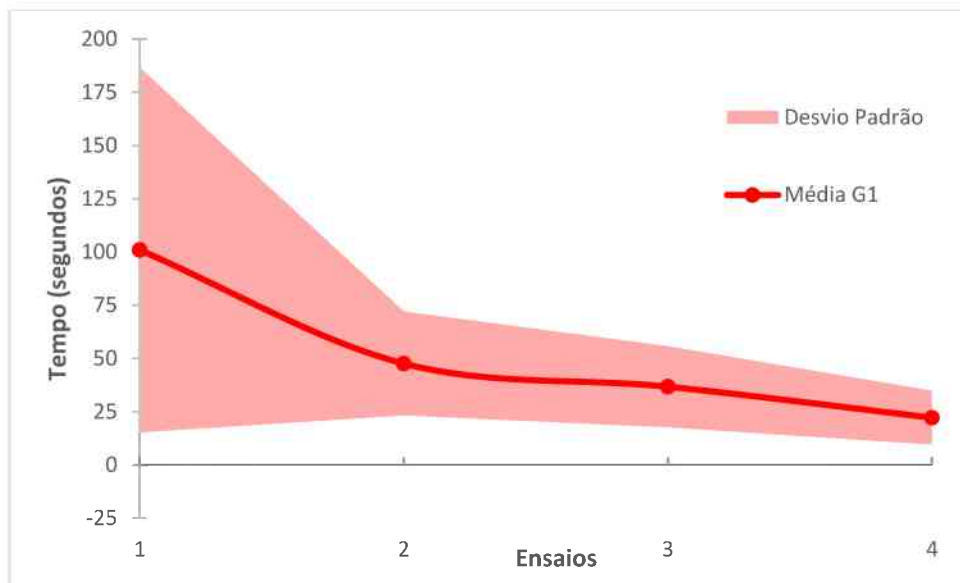


Figura 38 - Tempo de conclusão médio por Ensaio do grupo G1.

Fonte: O autor.

Em contrapartida, os tempos de conclusão para os voluntários do G2 durante o Ensaio 1 variam de 28,06s a 135,12s (média de 66,25s); os tempos de conclusão do Ensaio 2 variaram de 10,4s a 207,38s (média de 85,77s); para o Ensaio 3 de 11,81s a 42,67s (média de 32,49s); e para o Ensaio 4 de 13,94s a 96,36s (média 50,87s). A Figura 39, apresenta o gráfico com o desvio padrão e tempo para conclusão dos teste do Grupo 2, apenas feedback visual.

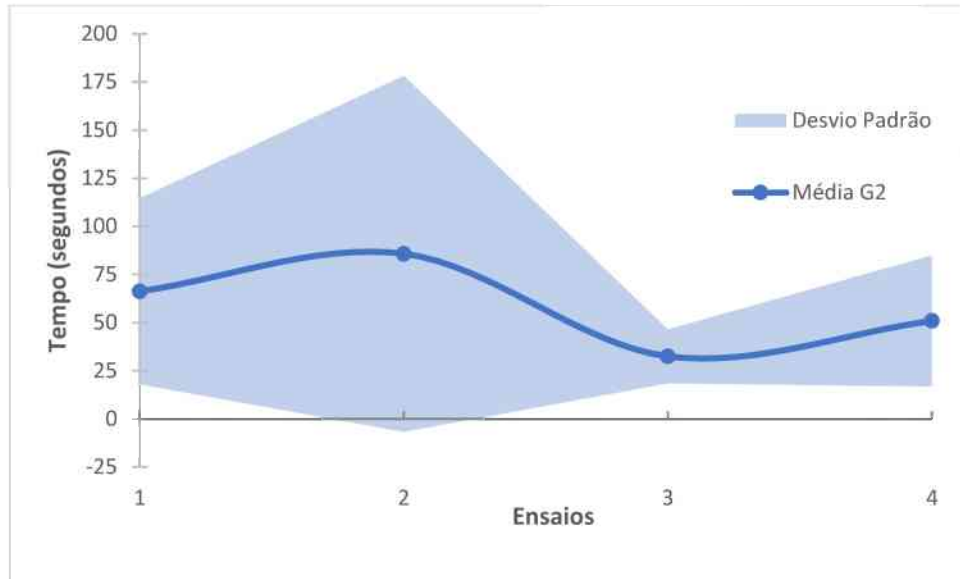


Figura 39 - Tempo de conclusão médio por Ensaio do grupo G2.

Fonte: O autor.

Conforme mostrado, embora o valor médio inicial para G1 fosse, consideravelmente, maior do que o valor médio inicial para G2 (principalmente devido ao muito tempo gasto por G1-V3 para completar a primeira tentativa), o grupo que utilizou feedback vibracional tátil apresentou, em geral, melhor desempenho. Em média, o grupo G2 demorou 2,3 vezes mais para concluir a tarefa na quarta tentativa. A Figura 40 apresenta um comparativo entre os grupos G1 e G2, mostrando que o G1 teve uma consistência maior em reduzir o tempo gasto para finalizar as novas sessões.

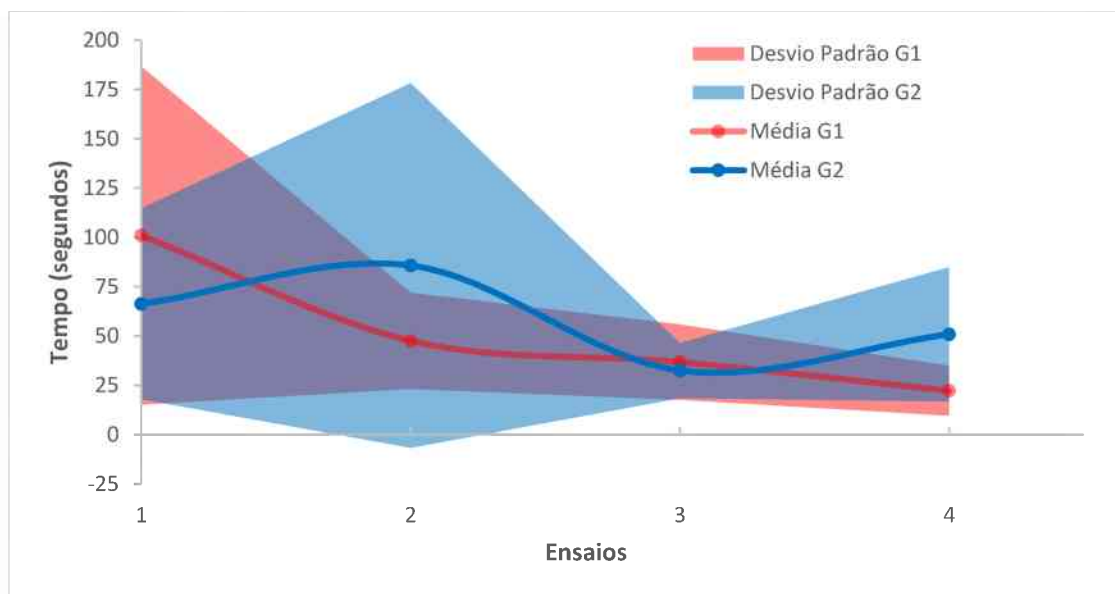


Figura 40 - Comparativo entre G1 e G2.

Fonte: O autor.

A Tabela 16 apresenta as respostas fornecidas pelos voluntários após as sessões. É possível perceber que o sistema foi avaliado positivamente, tendo média superior a 4, na maioria das avaliações.

Tabela 16 - Respostas ao questionário de avaliação do sistema.

Questões	Voluntários								Média
	G1-V1	G1-V2	G1-V3	G1-V4	G2-V1	G2-V2	G2-V3	G2-V4	
Compreensão do funcionamento do jogo	5	5	5	4	5	5	5	5	4,9
Manipulação dos objetos em cena	3	3	2	3	2	2	5	3	2,9
Legibilidade das informações presentes na tela	5	4	5	4	5	4	5	5	4,6
O jogo auxilia no processo de aprendizagem na finalidade proposta	4	4	4	4	4	4	5	4	4,1
O feedback tátil influencia na jogabilidade	3	5	5	5	-	-	-	-	4,5
De modo geral, o jogo atende a finalidade proposta.	4	4	4	4	5	4	4	4	4,1
Tempo de resposta do sistema aos movimentos	5	3	3	4	3	2	5	4	3,6
Precisão dos movimentos executados durante as atividades.	4	2	2	3	2	3	3	3	2,8
Precisão dos feedbacks táteis	4	3	3	4	-	-	-	-	3,5
Nível de dificuldade do jogo	3	4	5	4	4	4	4	3	3,9
Fidelidade dos objetos virtuais em relação aos reais	5	4	4	3	4	4	5	5	4,3
Nível de imersão do jogo	5	4	4	4	5	5	5	5	4,6
De modo geral, como foi a experiência durante o jogo.	5	5	3	5	4	4	5	4	4,4

Fonte: O autor.

Uma funcionalidade a ser melhorada é a manipulação dos objetos em cena que demonstrou ser complexa, levando o voluntário a gastar muito tempo para aprender como interagir e manipular os objetos virtuais. A precisão dos movimentos executados durante as atividades também obteve uma avaliação baixa, impactando diretamente na manipulação dos objetos. Alguns pontos observados durante os testes indicavam um pequeno ruído na captura do sinal EMG, que poderia causar divergências ao executar os comandos no ambiente virtual e impactar diretamente os itens acima mencionados. Por isso, se faz necessário melhorar o método de manipulação dos objetos para se tornar mais tolerável em casos anormais, além de uma revisão no equipamento de captura de sinais EMG.

Uma vez que as questões mencionadas anteriormente impactam na precisão dos movimentos, o feedback tátil tende a se tornar menos preciso do que desejado. Porém, ainda assim, influenciou na jogabilidade do voluntário sendo avaliado positivamente pelos voluntários.

A presença do terapeuta ainda é necessária, durante os primeiros experimentos para orientar o voluntário amputado sobre a postura correta ao realizar os testes, acompanhar sua

evolução e também devido aos custos altos dos equipamentos. No entanto, os autores acreditam que, em um futuro próximo, os indivíduos poderão realizar o treinamento sozinhos, em casa, à medida que o preço da tecnologia diminuir. Além disso, ressaltamos que a sensação de imersão com o jogo pode proporcionar uma abordagem diferente e mais agradável para o treinamento.

Na segunda fase do estudo, foram coletados dados sobre a quantidade de objetos movidos para o lado oposto da caixa com sucesso. A Figura 41, apresenta esses dados, separando os ensaios em ensaios realizados com feedback tátil e sem feedback tátil. Inicialmente, os voluntários apresentaram pontuações relativamente baixas, refletindo suas dificuldades iniciais.

Notou-se um aumento significativo na pontuação de acertos ao longo dos ensaios em ambos os casos. Entretanto, nos ensaios com feedback tátil, os voluntários obtiveram uma pontuação maior em 87,5% dos casos. Isso sugere que o feedback tátil foi capaz de auxiliar o voluntário a melhorar seu desempenho nas tarefas realizadas e a obter um controle mais eficaz da prótese virtual.

A Tabela 17 apresenta a quantidade de objetos movidos com sucesso (pontuação) em cada ensaio por voluntário amputado (VA) na segunda fase da pesquisa. Para ambos os voluntários, a média obtida em cada ensaio foi superior no ambiente com feedback tátil em relação ao ambiente sem feedback tátil.

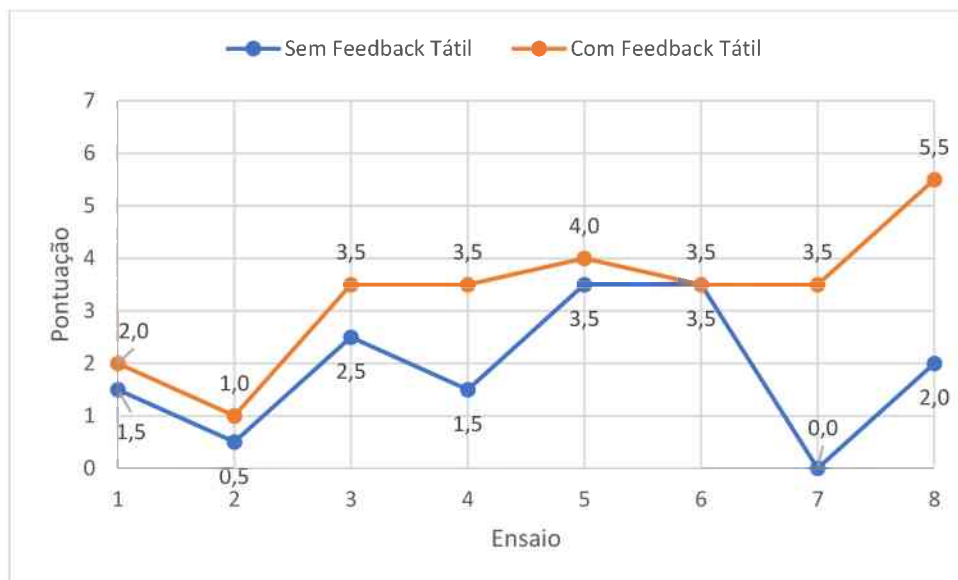


Figura 41 - Média de objetos movidos com sucesso por ensaio

Tabela 17 - Quantidade de objetos movidos com sucesso por voluntário amputado (VA)

	Sem Feedback Tátil		Com Feedback Tátil	
	VA1	VA2	VA1	VA2
Ensaio 1	1	2	2	2
Ensaio 2	1	0	0	2
Ensaio 3	3	2	4	3
Ensaio 4	2	1	3	4
Ensaio 5	5	2	5	3
Ensaio 6	6	1	4	3
Ensaio 7	0	0	2	5
Ensaio 8	2	2	6	5
Média	2,5	1,3	3,3	3,4

Fonte: O autor.

As Figura 42 e Figura 43 apresentam o sinal emg coletado durante o primeiro e último ensaio com o voluntário amputado 1 sem feedback tátil e com feedback tátil. Além do sinal emg (linha em azul), também é apresentado o limiar utilizado para determinar quando a prótese deve fechar (linha na cor laranja), uma vez que o sinal emg ultrapasse esse limiar a prótese inicia o processo para fechar até que encontre um bloco ou feche por completo. Por último, é apresentado o histórico indicando todos os momentos durante o ensaio em que o voluntário conseguiu capturar um objeto (linha em vermelho).

Nota-se no primeiro ensaio que o voluntário conseguiu capturar por algumas vezes os blocos da caixa. Comparando os dados do sinal emg do primeiro e último ensaio, percebemos que o voluntário tende a exercer uma força maior gerando um sinal emg com maior amplitude, o que permitiu com que ele mantenha o bloco preso sem que a prótese execute a tarefa de abrir e assim foi capaz de capturar mais objetos alcançando uma pontuação maior a cada novo ensaio. No total, o voluntário conseguiu capturar 20 blocos no ambiente sem feedback vibracional e 26 blocos no ambiente com feedback tátil, um aumento de 30% em relação ao ambiente sem feedback tátil.

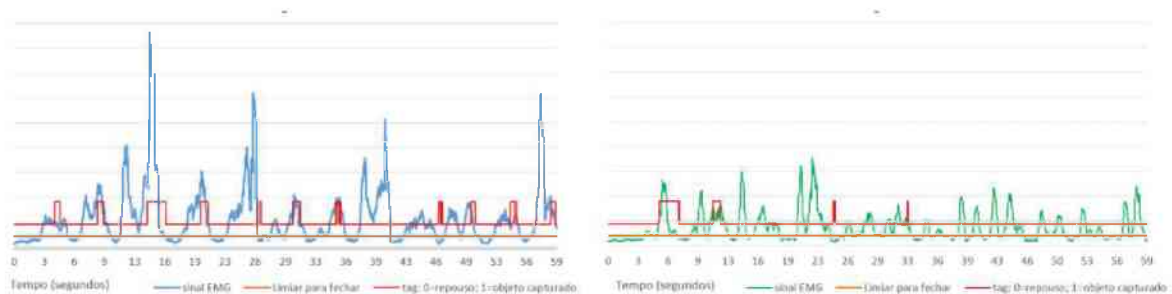


Figura 42 - Sinal EMG (voluntário 1) durante o primeiro ensaio de Box & Blocks sem feedback tátil e com feedback tátil, respectivamente.

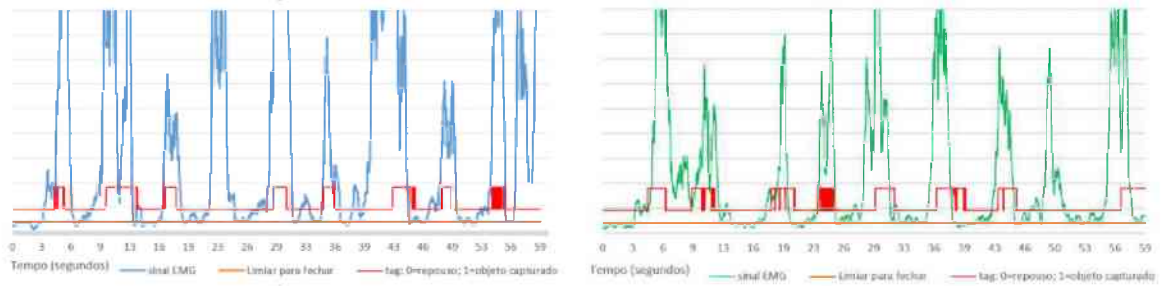


Figura 43 - Sinal EMG (voluntário 1) durante o último ensaio de Box & Blocks sem feedback tátil e com feedback tátil, respectivamente.

Fonte: O autor.

O questionário SUS, que pode variar de 0 a 100, foi administrado aos voluntários amputados após concluir todos os ensaios. Os resultados revelaram uma pontuação média de 86,25. Ao observar a classificação desse valor segundo dois estudos diferentes, o sistema alcançou altos níveis de usabilidade: nota A+, segundo Sauro e Lewis (2011) e nota B (excelente), na escala de Bangor et. al. (2009). Tal classificação indica um alto nível de usabilidade e satisfação do usuário em relação ao sistema. A Tabela 18 apresenta a pontuação obtida no questionário SUS por voluntário e a pontuação média.

Tabela 18 - Resumo da análise sobre a Usabilidade

Pontuação SUS VA1	Pontuação SUS VA2	Pontuação Média	Desvio Padrão
87,5	85	86,25	1,77

Fonte: O autor.

A análise das repostas ao questionário revelou que o uso do ambiente virtual não é complexo, porém requer o auxílio de uma pessoa com conhecimentos técnicos para posicionar os equipamentos e inicializar o ambiente.

Para a avaliação da carga de trabalho, foi utilizado o questionário NASA-TLX (Task Load Index) desenvolvido por Hart e Staveland (1988). Conforme pode ser observado na Figura 44 e Tabela 19, os fatores de demanda física e esforço apresentaram as maiores cargas de trabalho. Esses resultados podem ser justificados devido ao controle que o usuário deve ter para manter a prótese virtual fechada enquanto movimenta o bloco.

Tabela 19 - Pontuação atribuída a cada fator do NASA-TLX por voluntário

Voluntário	Demanda mental (DM)	Demanda física (DF)	Demanda temporal (DT)	Performance (PE)	Esforço (EF)	Frustração (FR)
VA1	10	40	10	15	60	5
VA2	10	75	50	15	65	15

Fonte: O autor

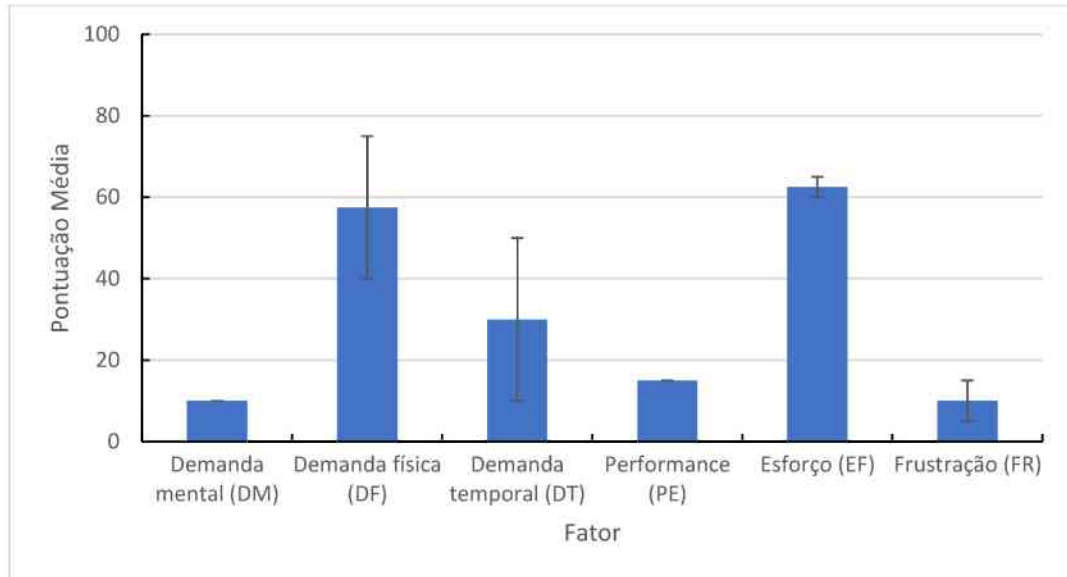


Figura 44 - Média e desvio padrão das pontuações para cada fator de carga de trabalho obtidas por meio do questionário NASA-TLX

Fonte: O autor.

Como visto na Figura 42 e Figura 43, o voluntário realizava um esforço maior sobre o músculo utilizado para a captura do sinal EMG, visando evitar que a prótese executasse a ação de abrir e derrubasse o bloco; esse comportamento foi comum aos dois voluntários.

No ensaio 7 para ambas as situações (sem e com feedback tátil), a pontuação foi menor quando comparada ao ensaio anterior e posterior, apresentando uma quebra no desempenho nas tarefas. Pode-se questionar que o foco excessivo no esforço físico pode ter impactado no desempenho durante o ensaio, e percebendo isto, o voluntário conseguiu melhorar o seu desempenho na sessão seguinte.

O baixo nível de carga associada a demanda mental apresentada corrobora com a elevada carga física que a tarefa requer, indicando que a tarefa realizada não requer um alto nível de raciocínio e concentração para ser completada.

A Figura 45 apresenta a carga de trabalho após ajustar sua pontuação com base nos pesos obtidos no questionário NASA-TLX. Após ajustar a pontuação, se torna mais evidente que os fatores demanda física e esforço são os que mais impactam na realização das tarefas. Também é possível observar que o fator demanda temporal teve um impacto maior apenas para o VA₂ e foi o fator que teve o menor impacto para o VA₁, o fato de os voluntários terem apenas 60 segundos para executar a tarefa impactou nas respostas.

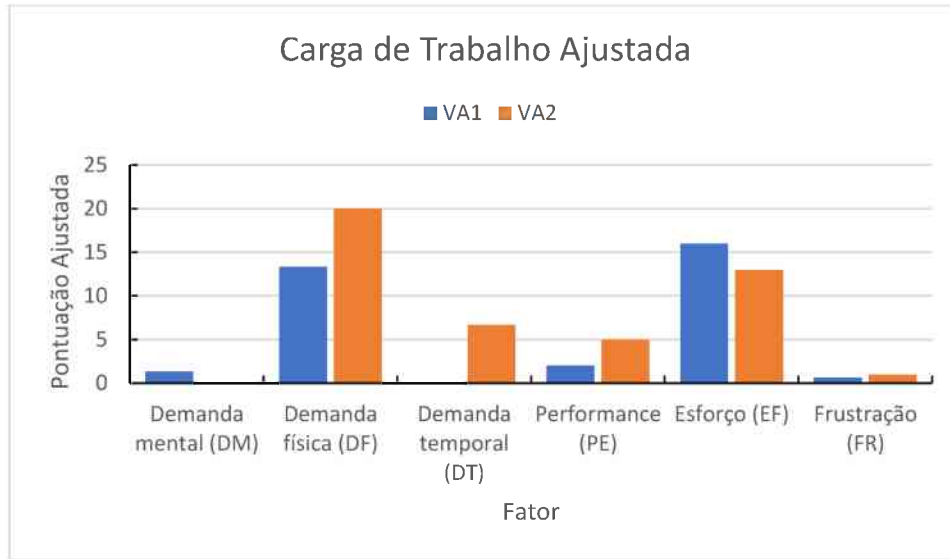


Figura 45 - Carga de trabalho ajustada, por voluntário.

Fonte: O autor

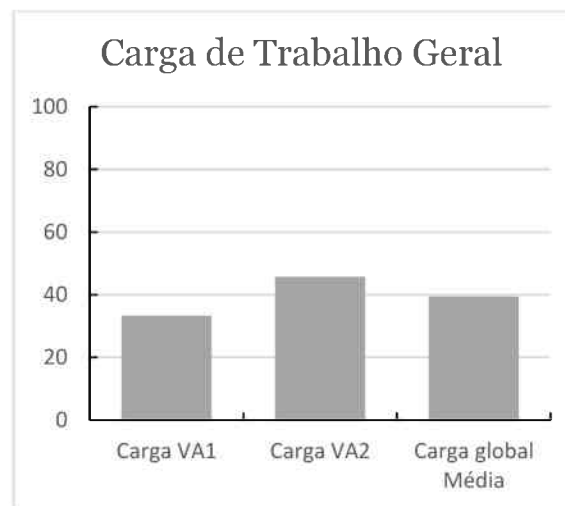


Figura 46 - Carga de trabalho NASA-TLX geral.

O fator de frustração baixo indica que os voluntários não encontraram desafios ou obstáculos durante a tarefa a ponto de gerar uma frustração intensa. O fato de não existir a cobrança de uma pontuação mínima em cada ensaio ou aplicação de penalizações também pode impactar este fator.

A baixa carga associada à performance indica que os participantes perceberam um nível moderado de desempenho durante a realização da tarefa. Isso pode sugerir que os participantes se sentiram capazes de executar a tarefa de forma adequada, mas não necessariamente com um desempenho excepcional. Por fim, a Figura 46 apresenta a carga média ponderada e a carga ponderada de cada voluntário, obtida por meio do somatório da pontuação ajustada de todas as dimensões e dividido por 15, gerando o valor final.

6.3 Considerações Finais

Este capítulo apresentou os resultados obtidos a partir dos testes realizados com voluntários, assim como as respostas aos questionários sobre a avaliação do sistema desenvolvido, usabilidade e carga de trabalho. Na primeira fase, realizada com voluntários não amputados, os resultados se mostraram positivos para ambos os grupos, que demonstraram redução no tempo médio de conclusão das tarefas, porém, o grupo com feedback tátil se sobressaiu em relação ao grupo sem feedback tátil.

Na segunda fase, realizada com voluntários amputados, os resultados demonstraram que o uso de feedback tátil permitiu aos voluntários uma pontuação maior ao transferir mais blocos para o lado oposto da caixa. Também identificou-se que o sistema possui um alto nível de usabilidade. A demanda física e o esforço foram os fatores mais impactantes durante a realização das tarefas. O próximo capítulo apresenta as conclusões desta pesquisa e propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 7. CONCLUSÕES

Neste trabalho, foi apresentado um ambiente de treinamento em Realidade Virtual Imersiva (RVI), baseado em Jogos Sérios, para amputados de membros superiores. O que motivou a criação deste sistema foi o fato de se acreditar que um ambiente de treinamento em RVI proporcionaria uma forma mais natural e intuitiva para um amputado adaptar-se a uma prótese mioelétrica. Além disso, a inserção de um feedback tátil poderia contribuir no aprimoramento e usabilidade deste ambiente de treinamento. O jogo sério envolve aspectos motivacionais ao apresentar ao voluntário a oportunidade de atingir objetivos por meio de tarefas de Fisioterapia. Acredita-se que esta funcionalidade proporciona um ambiente mais agradável de treinamento quando comparado com procedimentos tradicionais. Tal fato pode minimizar o tempo necessário para concluir as tarefas e promover a interação voluntário-jogo.

Na primeira fase da pesquisa foram realizados testes no ambiente *Box & Blocks*, com dois grupos de voluntários não-amputados. Embora ambos os grupos tenham mostrado melhora no controle da prótese mioelétrica virtual ao longo dos testes, os participantes que utilizaram feedback vibracional tátil mostraram melhor desempenho à medida que os testes progrediram, em comparação com o grupo que não usou feedback tátil. Ademais, os voluntários relataram que o jogo, com seu conteúdo e mecânica, foi muito útil para aprender a controlar uma prótese mioelétrica.

Na segunda fase dos testes, notou-se que nos ensaios utilizando o feedback tátil vibracional, os voluntários obtiveram pontuações maiores do que nos ensaios sem feedback tátil. Esses resultados indicam que o feedback sensorial (tátil) pode fornecer uma melhor experiência geral e desempenho em sessões de treinamento para amputados, durante uma experiência imersiva de Realidade Virtual, que é auxiliada por um jogo sério, além de aumentar a percepção do usuário no mundo virtual.

A partir dos dados coletados ao usar o questionário NASA-TLX, foi possível identificar que a demanda física e esforço são os fatores que mais afetam a carga de trabalho ao realizar as tarefas neste ambiente virtual, enquanto a demanda temporal e mental possuem baixa influência.

No quesito usabilidade, os resultados revelaram uma pontuação de 86.25 que classifica o sistema como A+ em uma escala de aceitabilidade e como excelente em uma escala de qualidade de sistema. Portanto, conclui-se que todo o arcabouço providenciado neste ambiente de treinamento possui potencial para auxiliar amputados em sua fase de treinamento de

próteses. O fato de suportar análise de movimentos por meio de sinais EMG, permite que o sistema seja adequado para diferentes tipos de próteses conhecidas como mioelétricas (que são controladas pela ativação muscular).

Esses resultados indicam que o feedback sensorial fornece uma melhor experiência e desempenho em sessões de treinamento para amputados. Além disso, os voluntários relataram que o ambiente de RVI associado ao jogo sério proporcionou um ambiente atrativo para o treinamento proposto. Finalmente, o uso do processamento do sinal EMG para controlar a abertura/fechamento da prótese virtual traz novos rumos para o treinamento virtual de dispositivos mioelétricos.

Sendo assim, os resultados encontrados validam a hipótese proposta, indicando que a integração da Realidade Virtual Imersiva e Jogos Sérios com uso de feedback tátil-visual propicia um ambiente mais natural e interativo durante o processo de treinamento de usuários de próteses mioelétricas de membro superior. Tal ambiente contribui para uma maior motivação e aderência do usuário ao treinamento, contribuindo para maior eficiência do mesmo.

Os trabalhos futuros consistem na integração de mais rastreadores (Vive Tracker) para atribuir maior precisão no rastreamento e maior nível de imersão, criando um avatar com maior mobilidade. A inserção de outros testes tais como Nine Hole Peg (NHP) e Clothspin Relocation (CR) ampliariam a compreensão dos benefícios do sistema proposto em diferentes contextos e habilidades motoras.

Como o estudo apresentou resultados positivos a curto prazo na execução de exercícios, propõe-se realizar testes no ambiente Box & Blocks com uma amostra maior de voluntários amputados e em um espaço de tempo mais longo. Ademais, pretende-se investigar o impacto de diferentes tipos de feedback sensorial no desempenho dos voluntários, tais como resistência física simulada e sensação de peso. Tais ações oferecem a possibilidade de comprovar os benefícios do método proposto, em longo prazo, e uma análise mais robusta.

REFERÊNCIAS

ABBR. Associação Brasileira Beneficente De Reabilitação. **Relatório Anual 2020**. Disponível em: <<https://www.abbr.org.br/abbr/institucional/relatorios/relatorio2020/>>. Acesso em: 15 de mai. 2021.

ABNT. **ISO 9241-11: Requisitos Ergonômicos para Trabalho de Escritórios com Computadores Parte 11 - Orientações sobre Usabilidade**. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Brasília. 2002.

ABNT. **NBRISO/IEC9126-1 Engenharia de software - Qualidade de produto - Parte 1: Modelo de qualidade**. Associação Brasileira de Normas Técnicas. Brasília. 2003.

ACKERLEY, R. and A. Kavounoudias. **The role of tactile afference in shaping motor behaviour and implications for prosthetic innovation**. *Neuropsychologia*, vol. 79, pp. 192–205, Dec. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2015.06.024>

ATKINS, Diane. **Adult Upper Limb Prosthetic Training**. In: MICHAEL, John W.; BOWKER, John H. (Ed.). *Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.

BANGOR, A., KORTUM, P., & MILLER, J. (2009). **Determining what individual SUS scores mean: Adding an adjective rating scale**. *Journal of usability studies*, 4(3), 114-123.

BLENDER FOUNDATION. 2021. Disponível em: <<https://www.blender.org/about/>> .Acesso em 19 Out 2021.

BROOKER, Graham. **Introduction to biomechatronics**. SciTech Pub., 2012.

BURKE, J. W., McNeill, M. D. J., Charles, D. K., Morrow, P. J., Crosbie, J. H., & McDonough, S. M. (2009). **Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games**. *The Visual Computer*, 25(12), (pp. 1085-1099). <https://doi.org/10.1007/s00371-009-0387-4>

CALADO, Alexandre; SOARES, Filomena; MATOS, Demétrio. **A review on commercially available anthropomorphic myoelectric prosthetic hands, pattern-recognition-based microcontrollers and sEMG sensors used for prosthetic control**. In: 2019 IEEE International Conference on Autonomous Robot Systems and Competitions (ICARSC). IEEE, 2019. p. 1-6. <https://doi.org/10.1109/ICARSC.2019.8733629>

CAVALCANTE, R. S.; LAMOUNIER, E. ; CARDOSO, A. ; SOARES, A. ; LIMA, G. F. M. . **Development of a Serious Game for Rehabilitation of Upper Limb Amputees**. In: SYMPOSIUM ON VIRTUAL AND AUGMENTED REALITY, 2018, Foz do Iguaçu. XX Symposium on Virtual and Augmented Reality (SVR 2018). Foz do Iguaçu, 2018. v. 20. <https://doi.org/10.1109/SVR.2018.00025>

CAVALCANTE, R., Gaballa, A., Cabibihan, J. J., Soares, A., & Lamounier, E. **The importance of sensory feedback to enhance embodiment during virtual training of myoelectric prostheses users**. In: 2021 IEEE Conference on Virtual Reality and 3D User

Interfaces Abstracts and Workshops (VRW). IEEE, 2021. p. 770-771. <https://doi.org/10.1109/VRW52623.2021.00161>

CHURKO, J. M.; MEHR, A.; LINASSI, A. G. and DINH, A. **Sensor evaluation for tracking upper extremity prosthesis movements in a virtual environment**. in Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009, 2009, vol. 2009, pp. 2392–2395. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2009.5334961>

CORDELLA, Francesca et al. **Literature Review on Needs of Upper Limb Prosthesis Users**. Frontiers in Neuroscience, 2016. <https://doi.org/10.3389/fnins.2016.00209>

CROMWELL, F. S. **Occupational Therapist's Manual for Basic Skill Assessment; Primary Prevocational Evaluation**. Altadena, CA: Fair Oaks Printing, 1976, pp 29-30c.

DAKPA, R., and H. Heger. 1997. **Prosthesis management and training of adult upper limb amputees**. Current Orthopaedics 11(3):193-202. [https://doi.org/10.1016/S0268-0890\(97\)90034-7](https://doi.org/10.1016/S0268-0890(97)90034-7)

DATASUS. **Informações de Saúde (TABNET)**. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sih/cnv/qiuf.def>. Acesso em: 15 de mai. 2021.

DAVIS, Alicia J.; KELLY, Brian M.; SPIRES, Mary Catherine. **Prosthetic restoration and rehabilitation of the upper and lower extremity**. Demos Medical Publishing, 2013.

DELIGHT XR. 2021. **Delight XR - XR Glossary**. Disponível em: <<https://delight-vr.com/xr-glossary/>> . Acesso em 29 Out 2021.

DELSYS. **Technical Note 101: DELSYS EMG Sensor Placement**, 2021. Disponível em:< <https://delsys.com/downloads/TECHNICALNOTE/101-emg-sensor-placement.pdf>>. Acesso em 19 Out. 2021.

DHAWAN, Darpan; BARLOW, Michael; LAKSHIKA, Erandi. Prosthetic rehabilitation training in virtual reality. In: **2019 IEEE 7th International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)**. IEEE, 2019. p. 1-8. <https://doi.org/10.1109/SeGAH.2019.8882455>

FADERS (Rio Grande do Sul). **Órteses e Próteses**. Disponível em: <<http://www.faders.rs.gov.br/servicos/3/9/14>> [Acesso em 16 mai. 2021].

FEYS, P., Lamers, I., Francis, G., Benedict, R., Phillips, G., LaRocca, N., ... & Multiple Sclerosis Outcome Assessments Consortium. (2017). **The Nine-Hole Peg Test as a manual dexterity performance measure for multiple sclerosis**. Multiple Sclerosis Journal, 23(5), 711-720. <https://doi.org/10.1177/1352458517690824>

FRASER, C. M. **An evaluation of the use made of cosmetic and functional prostheses by unilateral upper limb amputees**. Prosthet Orthot Int 1998; 22(3): 216–223. <https://doi.org/10.3109/03093649809164486>

FROHNER J, Salvietti G, Beckerle P, Prattichizzo D. **Can wearable haptic devices foster the embodiment of virtual limbs?**. IEEE Trans Haptics. 2018;12(3):339–349. <https://doi.org/10.1109/TOH.2018.2889497>

FUMERO, R.; Costantino, M. L. **Organi artificiali**, in Storia della Bioingegneria, ed Patron, p. 341–365, 2001.

GALVÁN, G.B. & AMIRALIAN, M.L.T.M. **Corpo e identidade: reflexões acerca da vivência de amputação**. Estudos de Psicologia, v26, n. 3, p. 391-398, 2009. <https://doi.org/10.1590/S0103-166X2009000300012>

GARCÍA-VALLE G, Ferre M, Breñosa J, Vargas D. **Evaluation of presence in virtual environments: Haptic vest and user's haptic skills**. IEEE Access. 2017;6:7224–7233. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2017.2782254>

GUEDES, G. T. A. **UML 2: Uma abordagem prática**. 2 ed. São Paulo: Novatec, 2011.

HASHIM, Nur Afiqah; ABD RAZAK, Nasrul Anuar; OSMAN, Noor Azuan Abu. **Comparison of Conventional and Virtual Reality Box and Blocks Tests in Upper Limb Amputees: A Case-Control Study**. IEEE Access, v. 9, p. 76983-76990, 2021. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3072988>

HENSON, A., 2020. **Introduction to Passive Prostheses**. Disponível em: <<https://www.armdynamics.com/upper-limb-library/introduction-to-passive-prostheses>> [Acesso em 16 mai. 2021].

HOPKINS MEDICINE. **Amputation**. 2017. Disponível em: <http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/cardiovascular/amputation_procedure_92,P08292/>. Acesso em: 15 de mai. 2021.

HTC Corporation. 2021. Disponível em: <<https://www.vive.com/us/support/>>. Acesso em 19 Out. 2021.

HUSSAINI, A., & Kyberd, P. (2017). **Refined clothespin relocation test and assessment of motion**. Prosthetics and orthotics international, 41(3), 294-302. <https://doi.org/10.1177/0309364616660250>

ISRAR, A; Zhao S, Schwalje K, Klatzky R, Lehman J. **Feel effects: enriching storytelling with haptic feedback**. ACM Trans Appl Percept. 2014;11(3):11. <https://doi.org/10.1145/2641570>

JOHNSON, S. S., and Mansfield, E. 2014. **Prosthetic training: Upper limb**. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America 25(1):133-151. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2013.09.012>

JOHNSON-GLENBERG, M. C. **Immersive VR and Education: Embodied Design Principles That Include Gesture and Hand Controls**. Front. Robot. AI, vol. 5, no. JUN, p. 81, Jul. 2018. <https://doi.org/10.3389/frobt.2018.00081>

KELLEY, B., P. Pangilinan, R. Mipro, G. Rodriguez and V. Bodeau. (2009). **Upper Limb Prosthetics**. Emedicine. Retrieved October 2009 from <http://emedicine.medscape.com/article/317234-print>

KUTTUVA, M.; BURDEA, G.; Flint, J. and CRAELIUS, W. **Manipulation Practice for Upper-Limb Amputees Using Virtual Reality**. Presence: Teleoperators and Virtual Environments, vol. 14, no. 2, pp. 175-182, 2005. <https://doi.org/10.1162/1054746053967049>

KYBERD, P.; A. Hussaini; G. Maillet. **Characterisation of the Clothespin Relocation Test as a functional assessment tool**. Journal of rehabilitation and assistive technologies engineering, v. 5, 2018. <https://doi.org/10.1177/2055668317750810>

LEE, J; Kim Y, Kim GJ. **Effects of visual feedback on out-of-body illusory tactile sensation when interacting with augmented virtual objects**. IEEE Trans Human-Mach Syst. 2016;47:1):101–1):112 <https://doi.org/10.1109/THMS.2016.2599492>

LI, K. ; P. BOYD, Y. Zhou, Z. Ju, and H. LIU, “**Electrotactile Feedback in a Virtual Hand Rehabilitation Platform: Evaluation and Implementation**,” IEEE Trans. Autom. Sci. Eng., vol. 16, no. 4, pp. 1556–1565, Oct. 2018. <https://doi.org/10.1109/TASE.2018.2882465>

LIKERT, R. **A Technique for the Measurement of Attitudes**. Archives of Psychology, 140, 1–55, 1932

MAAT, Bartjan et al. **Passive prosthetic hands and tools: A literature review. Prosthetics and orthotics international**, v. 42, n. 1, p. 66-74, 2018. <https://doi.org/10.1177/0309364617691622>

Management Of Upper Extremity Amputation Rehabilitation Working Group et al. **VA/DoD clinical practice guideline for the management of upper extremity amputation rehabilitation**. Department of Veterans Affairs, Department of Defense, 2014.

MATHIOWETZ, V., Kashman, N., Volland, G., Weber, K., Dowe, M., & Rogers, S. (1985b). **Grip and pinch strength: normative data for adults**. Archives of Physical and Medicine Rehabilitation, 66, 69-72.

MATHIOWETZ, V., Volland, G., Kashman, N., & Weber, K. (1985a). **Adult norms for the Box and Block Test of manual dexterity**. American Journal of Occupational Therapy, 39(6), 386-391.

MATTIOLI, F. E. R. ; E. A. Lamounier, A. Cardoso, A. B. Soares, and A. O. Andrade. **Classification of EMG signals using artificial neural networks for virtual hand prosthesis control**. in Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS, 2011, pp. 7254–7257. <https://doi.org/10.1109/EMBS.2011.6091833>

MELERO, Marina et al. **Upbeat: Augmented Reality-Guided Dancing for Prosthetic Rehabilitation of Upper Limb Amputees**. J. Healthc. Eng., vol. 2019, 2019. <https://doi.org/10.1155/2019/2163705>

MSD. **Manuais MSD edição para profissionais**. 2021. Disponível em: <<https://www.msmanuals.com/pt-br/profissional/...teses-de-membros>>. Acesso em: 19 mai. 2021.

MULVEY, M., H. Fawkner, and M. I. Johnson. **An investigation into the perceptual embodiment of an artificial hand using transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) in intact-limbed individuals**”. Technol. Health Care, vol. 22, no. 2, pp. 157–166, 2014. <https://doi.org/10.3233/THC-140780>

NAKAMURA, Go et al. **A virtual myoelectric prosthesis training system capable of providing instructions on hand operations**. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, v. 14, n. 5, p. 1729881417728452, 2017. <https://doi.org/10.1177/1729881417728452>

National academies of sciences, engineering, and medicine et al. **The promise of assistive technology to enhance activity and work participation**. 2017.

NISSLER, Christian et al. **VITA—An everyday virtual reality setup for prosthetics and upper-limb rehabilitation**. *Journal of neural engineering*, v. 16, n. 2, p. 026039, 2019. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aaf35f>

NORDAHL R, Serafin S, Nilsson NC, Turchet L. **Enhancing realism in virtual environments by simulating the audio-haptic sensation of walking on ground surfaces**. Poster session presented at: IEEE Virtual Reality Workshops; 2012. p. 73–74. <https://doi.org/10.1109/VR.2012.6180888>

OTTOBOCK. 2020. [online] Disponível em: <<https://www.ottobockus.com/prosthetics/info-for-new-amputees/prosthetics-101/myoelectric-prosthetics-101/>>. Acesso em: 9 jun 2021.

OTTOBOCK. **Passive arm prostheses**. 2020. Disponível em: <<https://www.ottobockus.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/solution-overview/passive-arm-prostheses/>>. Acesso em: 23 mai 2021.

PABON, S., Sotgiu, E., Leonardi, R., Brancolini, C., Portillo-Rodriguez, O., Frisoli, A., & Bergamasco, M. (2007, October). **A data-glove with vibro-tactile stimulators for virtual social interaction and rehabilitation**. In 10th Annual Intl Workshop on Presence (pp. 345-348).

Peres, S. C., Pham, T., & Phillips, R. L. (2013). **Validation of the system usability scale (sus)**. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 57(1), 192-196. <https://doi.org/10.1177/1541931213571043>.

PERRY, Briana N. et al. **Virtual integration environment as an advanced prosthetic limb training platform**. *Frontiers in neurology*, v. 9, p. 785, 2018. <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00785>

PRAHM, Cosima et al. **Increasing motivation, effort and performance through game-based rehabilitation for upper limb myoelectric prosthesis control**. In: 2017 International Conference on Virtual Rehabilitation (ICVR). IEEE, 2017. p. 1-6. <https://doi.org/10.1109/ICVR.2017.8007517>

PUTRINO, D.; Y. T. Wong, A. Weiss, and B. Pesaran. **A training platform for many-dimensional prosthetic devices using a virtual reality environment**. *J. Neurosci. Methods*, vol. 244, pp. 68–77, Apr. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2014.03.010>

RIBEIRO, José et al. **Analysis of man-machine interfaces in upper-limb prosthesis: A review**. *Robotics*, v. 8, n. 1, p. 16, 2019. <https://doi.org/10.3390/robotics8010016>

SAURO, Jeff. **A practical guide to the system usability scale: Background, benchmarks & best practices**. Measuring Usability LLC, 2011.

SHARMA, A.; C. L. HUNT, A. MAHESHWARI, L. OSBORN, G. LÉVAY, R. R. KALIKI, A. B. Soares and N. THAKOR. “**A Mixed-Reality Training Environment for Upper Limb Prosthesis Control**,” in 2018 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2018 - Proceedings, 2018. <https://doi.org/10.1109/BIOCAS.2018.8584739>

SILVA, S.M.; VILAGRA, J.M. **Perfil dos Pacientes com Amputação de Membro Superior Atendidos no Centro de Reabilitação FAG**. FIEP Bulletin On-line, v. 85, n. 1, 2015.

SLATER, M., V. Linakis, M. Usoh, R. Kooper. **Immersion, presence and performance in virtual environments: An experiment with tri-dimensional chess**. In Proceedings of the ACM symposium on virtual reality software and technology: 163- 172 (1996). <https://doi.org/10.1145/3304181.3304216>

SOMMERVILLE, I. **Engenharia de Software**. Addison-Wesley Brasil, 8ª Edição, 2007.

SQLITE. 2021. Disponível em: <<https://www.sqlite.org>>. Acesso em: 07 Out. 2021.

SUN, Y., L. Hunt, C., Niu, W., Li, Z., Cyrino, G., Cavalcante, R., ... & V. Thakor, N. **A Comparison between Virtual Reality and Augmented Reality on Upper-limb Prosthesis Control**. In: 2021 International Symposium on Electrical, Electronics and Information Engineering. 2021. p. 521-528. <https://doi.org/10.1145/3459104.3459189>

TAN, D. W., M. A. Schiefer, M. W. Keith, J. R. Anderson, J. Tyler, and D. J. Tyler. **A neural interface provides long-term stable natural touch perception**. Sci. Trans. Med., vol. 6, no. 257, p. 257ra138, 2014. [Online]. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25298320>. <https://doi.org/10.1126/scitranslmed.3008669>

TANAKA, Y; Yamauchi H, Amemiya K. **Wearable haptic display for immersive virtual environment**. Proceedings of the IFPS International Symposium on Fluid Power; 2002. p. 309–314. <https://doi.org/10.5739/isfp.2002.309>

TSALAMLAL, MY; Ouarti N, Martin JC, Ammi M. **Haptic communication of dimensions of emotions using air jet based tactile stimulation**. J Multimodal User Interfaces. 2015;9(1):69–77. <https://doi.org/10.1007/s12193-014-0162-3>

TURCHET, L; Burelli P, Serafin S. **Haptic feedback for enhancing realism of walking simulations**. IEEE Trans Haptics. 2012;6(1):35–45. <https://doi.org/10.1109/TOH.2012.51>

TYLER , D. J. **Restoring the human touch: Prosthetics imbued with haptics give their wearers fine motor control and a sense of connection**. IEEE Spectr., vol. 53, no. 5, pp. 28–33, May 2016. <https://doi.org/10.1109/MSPEC.2016.7459116>

UNITY TECHNOLOGIES. 2021. Disponível em: <<https://unity.com/pt>>. Acesso em 19 Out 2021.

UNWIN, N. **Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia**. British Journal of Surgery, v. 87, n. 3, p. 328-337, 2000. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2168.2000.01344.x>

VASLUIAN, E., van Wijk, I., Dijkstra, P. U., Reinders-Messelink, H. A., & van der Sluis, C. K. **Adaptive devices in young people with upper limb reduction deficiencies: use and satisfaction**. J Rehab Med 2015; 47: 1–10. <https://doi.org/10.2340/16501977-1922>

VERA, L. ; R. CAMPOS, G. HERRERA, and C. ROMERO. **Computer graphics applications in the education process of people with learning difficulties**. Computers & Graphics, vol. 31, no. 4, pp. 649–658, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.cag.2007.03.003>

VIRTUALSPEECH. 2019. **Degrees of Freedom (DoF): 3-DoF vs 6-DoF for VR Headset Selection**. [online] Disponível em: <<https://virtualspeech.com/blog/degrees-of-freedom-vr>>. Acesso em: 10 Out. 2021.

WISE, M. **Rehabilitation for persons with upper extremity amputation**. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation, p. 859-874, 2007.

WITMER, BG, Singer MJ. **Measuring presence in virtual environments: A presence questionnaire**. Presence. 1998;7(3):225–240. <https://doi.org/10.1162/105474698565686>

APÊNDICE A – NÍVEIS DE AMPUTAÇÃO EM MEMBROS SUPERIORES

De acordo com Carvalho (2003), a amputação é a retirada parcial ou total de algum membro, sendo considerada um processo reconstrutivo de uma extremidade sem função ou com função limitada. Pode ser feito para tratar lesões, doenças, infecções ou remover tumores de ossos e músculos (Hopkins Medicine, 2017).

São diversas as causas de amputação, sendo estas classificadas como amputações de membros superiores e inferiores, podendo ser congênita ou adquirida. As amputações adquiridas são as mais frequentes, sendo o traumatismo a principal causa de amputação de membro superior e as doenças vasculares periféricas (a causa congênita) a mais frequente na amputação de membro inferior (Brito, 2003).

Os níveis de perda de membro superior podem ser classificados em transcarpal, desarticulação de pulso, transradial, desarticulação de cotovelo, transumeral, desarticulação de ombro e quarto dianteiro (Figura 47) (Cordella et al, 2016), sendo:

- Transcarpal: amputação dos dedos, amputação transmetacárpica;
- Desarticulação de pulso: nesse nível de amputação preservam-se os ossos do rádio e ulna por completo;

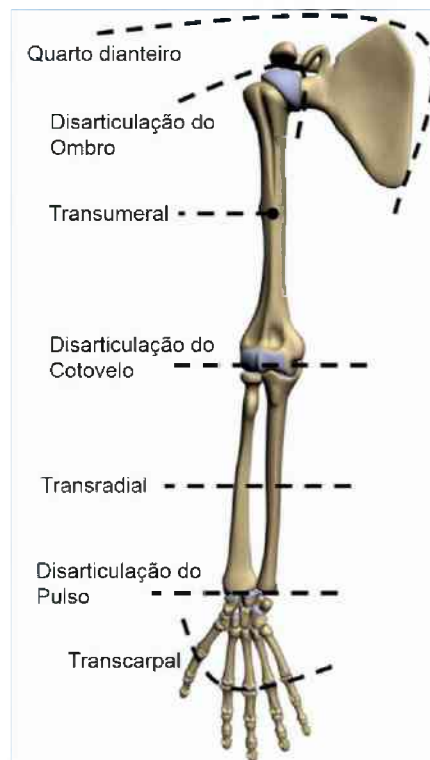


Figura 47 - Representação dos níveis de amputação no membro superior.

Fonte: Adaptado de Cordella et al (2016).

- **Transradial:** é uma amputação abaixo do cotovelo, entre a articulação do punho e a articulação do cotovelo; este nível pode ser classificado de três maneiras diferentes com relação aos tamanhos: transradial proximal; medial ou distal;
- **Desarticulação do cotovelo:** é uma amputação onde se retira toda a parte da articulação do cotovelo para baixo, preservando o úmero por completo;
- **Transumeral:** é uma amputação acima do cotovelo, entre a articulação do cotovelo e a articulação do ombro; este nível pode ser classificado de três maneiras diferentes com relação aos tamanhos: transumeral proximal; medial ou distal;
- **Desarticulação do ombro:** é uma amputação onde se retira todo o braço desde o úmero, rádio, ulna e os ossos da mão;
- **Quarto dianteiro:** é uma amputação onde se retira todo o braço, inclusive os ossos da escápula e clavícula (Silva, 2015).

Pessoas com amputações transradiais são mais propensas a utilizar dispositivos protéticos em relação àquelas cujas amputações são mais proximais (transumeral ou no nível do ombro) ou mais distais (amputações parciais das mãos) (National Academies Of Sciences, Engineering, And Medicine et al, 2017). De 2015 até 2020 o Sistema Único de Saúde (SUS) realizou quatro mil e duzentos e vinte e cinco (4225) procedimentos de amputações/desarticulação de membros superiores. A Tabela 20 apresenta a quantidade de procedimentos hospitalares realizados pelo Sistema Único de Saúde (SUS), referentes a amputação/desarticulação de membros superiores no período entre 2015 e 2020.

Houve um aumento significativo de 2017 a 2019, sendo que em 2020 esse número caiu 22,3% comparado a 2019. Visto que os acidentes de trânsito são uma das principais causas de amputação no Brasil, a pandemia e as medidas de isolamento aplicadas devido à pandemia da Covid-19 podem ter influenciado na queda deste número.

Tabela 20 - Procedimentos de Amputação / Desarticulação de Membros Superiores.

ANO	AMPUTAÇÃO / DESARTICULAÇÃO DE MEMBROS SUPERIORES
2015	689
2016	734
2017	698
2018	741
2019	767
2020	596
TOTAL	4225

Fonte: DATASUS (2021).

Em 2020 a Associação Brasileira Beneficente de Reabilitação (ABBR) realizou onze mil e cento e quarenta e sete (11.147) procedimentos no tratamento de pessoas amputadas (ABBR, 2020). A ABBR atendeu 1.786 adultos e 995 crianças no ano de 2020, sendo que 838 atendimentos foram realizados devido a amputações. A Figura 48 apresenta as principais causas das amputações atendidas.

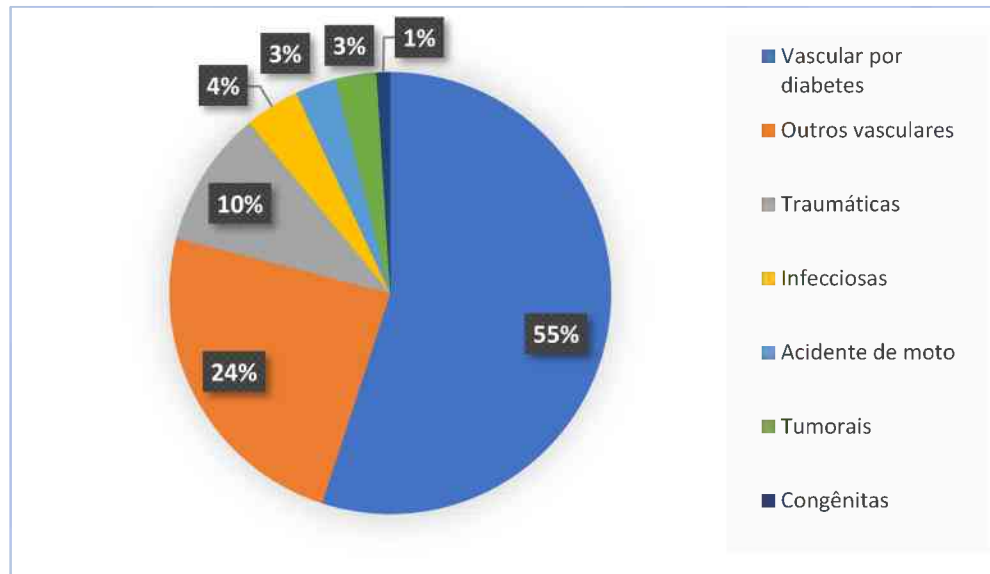


Figura 48 - Principais causas de amputações.

Fonte: ABBR (2020).

APÊNDICE B – CLASSIFICAÇÃO DAS PRÓTESES

As próteses podem ser categorizadas de várias maneiras (Davis; Kelly; Spires, 2013):

1. Endoesquelético (*Endoskeletal*) e Exoesquelético (*Exoskeletal*), Figura 49:
 - a. Próteses endoesqueléticas contêm componentes que permitem ao protesista fazer alterações de alinhamento e conectar o dispositivo terminal, cotovelo e ombro ao encaixe. Os componentes incluem tubos de metal e adaptadores.
 - b. Próteses exoesqueléticas têm uma estrutura externa rígida em forma de um braço (este tipo de prótese é mais durável do que os modelos endoesqueléticos).
2. Classificadas por nível de amputação, veja Tabela 21.
3. Próteses Passivas e Ativas.
4. Próteses ativas com ativação corporal (em inglês, *Body-powered*) e próteses ativas, alimentadas externamente (*Externally powered*):
 - a. Próteses ativas com ativação corporal utilizam um sistema com alças ou cabos presos na parte superior do tronco e ombros para transferir o movimento corporal para as articulações protéticas usando cabos.
 - b. Próteses ativas externamente são dependentes de uma fonte de energia externa (bateria) para controlar e operar a prótese. O sistema de controle mioelétrico é o mais utilizado.
 - c. Próteses híbridas (Hybrid powered prosthesis) utilizam uma combinação de componentes de próteses de ativação corporal e ativas externamente. É comumente utilizada quando o amputado não consegue utilizar uma prótese totalmente alimentada externamente ou requer uma prótese com mais funções do que poderia ser controlada por uma prótese alimentada externamente.
5. Baseadas no tempo desde a amputação, podendo ser dividido em dois tipos:
 - a. Prótese provisória ou preparatória (até 8 semanas após a amputação) - utilizada como prótese intermediária para gerenciar o volume do membro residual após a amputação, sendo utilizada até que o volume do membro residual tenha estabilizado.

- b. Prótese permanente ou definitiva (de 3 a 12 meses após a amputação) – fabricada para uso de longo prazo ou quando a prótese provisória não se encaixa mais.

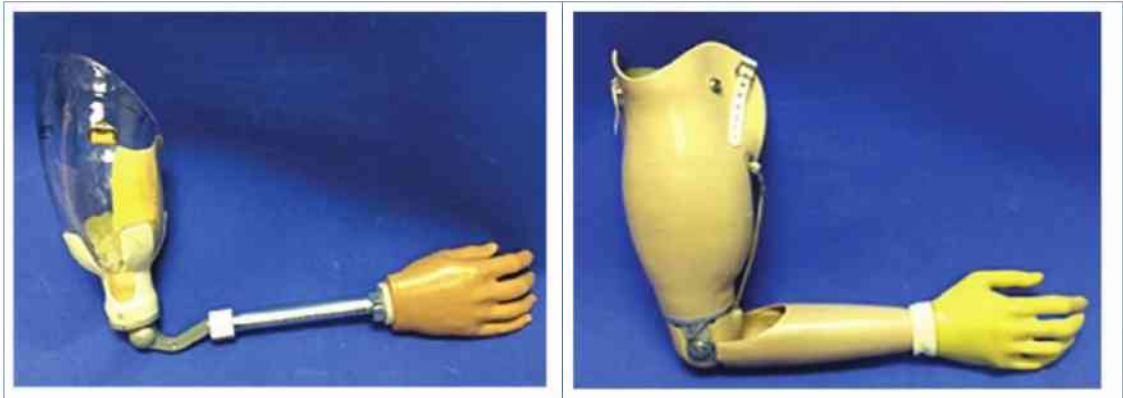








Figura 49 - Exemplos de próteses endosqueléticas e exoesqueléticas transumeral.

Fonte: Adaptado de Davis, Kelly & Spires (2013).

Tabela 21 - O design protético varia de acordo com o nível de amputação.

Nível de Amputação	Exemplo protético
Mão parcial	
Desarticulação de punho	
Transradial	
Desarticulação de cotovelo	
Transhumeral	
Desarticulação de ombro	

Fonte: Adaptado de Davis, Kelly & Spires (2013).

Próteses Passivas e Ativas

Próteses passivas

As próteses passivas, às vezes chamadas de próteses convencionais ou de força corporal, geralmente são acionadas por movimentos corporais brutos (Brooker, 2012). Uma prótese deve ser confortável de utilizar, fácil de colocar e remover, leve e robusta.

O tipo de prótese a ser escolhida depende de uma série de considerações (Kelley et al., 2009 apud Brooker, 2012):

- Nível de amputação.
- Contorno do membro residual.
- Função esperada da prótese.
- Função cognitiva do indivíduo.
- Área de atuação do indivíduo (trabalho administrativo ou manual).
- Interesses do indivíduo (por exemplo, hobbies).
- Importância cosmética da prótese.
- Recursos financeiros do indivíduo.

Existem vários tipos de próteses passivas (veja Figura 50), sendo comum o uso de diferentes termos para referenciar a um mesmo tipo de dispositivo. Maat et al (2018), propõe uma nova e clara classificação para dispositivos protéticos passivos, Figura 51.

As mãos protéticas oferecem uma aparência natural e são usadas para uma variedade de atividades, enquanto as ferramentas protéticas têm uma aparência mecânica e são projetadas principalmente para uma atividade específica que deve ser realizada com as duas mãos (Fraser, 1998; Vasluiu et al, 2015). As próteses estáticas não possuem a capacidade de serem movidas ou acionadas. As próteses ajustáveis apresentam um mecanismo de prensão ajustável ou partes da prótese podem ser ajustadas em várias orientações (não levando em consideração a orientação do punho) (Maat et al, 2018).

Uma prótese passiva pode ser utilizada para segurar papéis ao escrever, para ajudar a carregar itens, para estabilizar objetos mantidos na mão intacta e auxiliar ao vestir roupas. Elas se parecem com um membro natural, são as mais leves e mais baratas, mas não fornecem uma prensão ativa da mão (MSD, 2021). Essas próteses são leves e, embora não tenham movimento ativo, podem melhorar a função de uma pessoa, fornecendo um suporte para estabilizar ou transportar objetos (Henson, 2020). Podem ser cobertas com silicone e pintada de forma

personalizada para se assemelhar ao braço não amputado, mão e dedos da pessoa, ou uma luva de produção mais básica.



Figura 50 - Próteses de braço passivo.

Fonte: Ottobock (2020).

Uma prótese passiva pode ser utilizada para segurar papéis ao escrever, para ajudar a carregar itens, para estabilizar objetos mantidos na mão intacta e auxiliar ao vestir roupas. Elas se parecem com um membro natural, são as mais leves e mais baratas, mas não fornecem uma preensão ativa da mão (MSD, 2021). Essas próteses são leves e, embora não tenham movimento ativo, podem melhorar a função de uma pessoa, fornecendo um suporte para estabilizar ou transportar objetos (Henson, 2020). Podem ser cobertas com silicone e pintada de forma personalizada para se assemelhar ao braço não amputado, mão e dedos da pessoa, ou uma luva de produção mais básica.

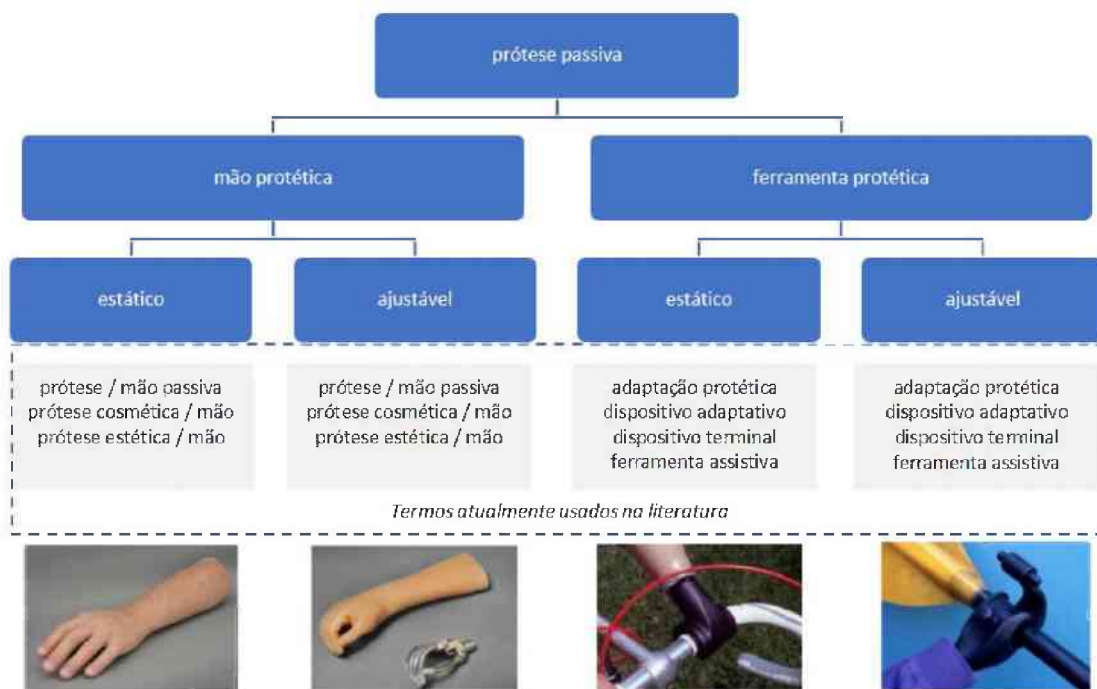


Figura 51 - Nova classificação das próteses passivas para substituição da mão, juntamente com seus múltiplos nomes diferentes utilizadas na literatura atual.

Fonte: Adaptado de Maat et al (2018).

Também é possível combinar articulações multi posicionais com uma prótese passiva para fornecer a opção de ser capaz de posicionar as articulações do ombro, cotovelo, pulso ou dedo para melhorar a função de uma pessoa (Henson, 2020). Por exemplo, usando a mão sã, um ombro, cotovelo ou articulação do punho pode ser posicionado em um ângulo específico, tornando mais fácil segurar ou carregar algo (Henson, 2020).

Próteses ativas

Uma prótese ativa é aquela que usa um suprimento de energia adicional (bateria) para movimento e controle. Estes variam desde as próteses de membro superior 20 DoF (graus de liberdade) mais complexas atualmente em desenvolvimento até articulações de joelho DoF simples e relativamente pouco sofisticadas (Brooker, 2012).

Conforme citado, a escolha de uma prótese se baseia em diversos fatores sempre buscando a opção que melhor se encaixe para cada voluntário. É necessário considerar também os prós e contras de cada tipo de prótese, que podem ser observados na Tabela 22. A estrutura de controle de um membro protético ativo (Figura 52), inicia a partir do *input* (sinais mioelétricos) fornecido pelo amputado (indicado por setas pretas) que permite que o voluntário controle os movimentos básicos exigidos do membro.

O feedback (indicados por setas cinzas) permite que a prótese ajuste de forma autônoma sua função, com base no feedback de sensores. As setas em cinza e tracejadas indicam um

Tabela 22 - Prós e contras das próteses de membro superior.

Tipo	Prós	Contras
Cosmética	Mais leve Melhor aparência Menos arreios	Alto custo se feito sob medida Funções reduzidas
Alimentação Corporal	Custo moderado Razoavelmente leve Durável Bom feedback sensorial Vasta gama de atuadores para diferentes atividades	É necessário a maioria dos movimentos corporais para operá-la Mais arreios Aparência menos satisfatória Aumento do gasto de energia
Alimentado por bateria	Moderado ou sem arreios Menor movimento corporal necessário para operar Cosmética moderada Mais áreas funcionais proximais Pegada mais forte em alguns casos	Mais pesada Mais cara Mais manutenção Feedback sensorial limitado Tempo de terapia prolongado para treinamento

Fonte: Kelley et al. (2009) apud Brooker (2012).

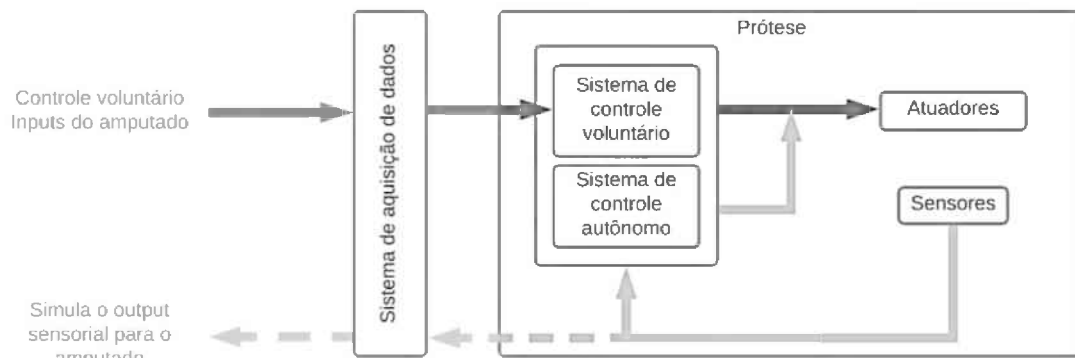


Figura 52 - Diagrama demonstrando a estrutura de controle de um membro protético ativo.

Fonte: Adaptado de Brooker (2012).

caminho que permite que os voluntários fiquem cientes do feedback sensorial fornecido pela prótese.

Os *inputs* podem ser fornecidos a partir de *outputs* de dispositivos que capturam os movimentos corporais que acionam potenciômetros, *switches*, entre outros dispositivos. Uma alternativa de *input* são os sinais mioelétricos. No que se refere ao *output* sensorial, podem ser fornecidos feedback de força (tátil) ou por meio de transdutores vibrotáteis.

Com base na pesquisa de Ribeiro et al (2019), as próteses ativas podem ser classificadas em duas categorias, dependendo do tipo de acionamento utilizado: ativação corporal e ativação elétrica. Na ativação corporal, conforme citado anteriormente, os movimentos são efetuados por meio de cabos ou tirantes que são tracionados pela força exercida pelo corpo do indivíduo. Por outro lado, as próteses por ativação elétrica, podem ser classificadas em três categorias (Ribeiro et al., 2019):

- Próteses mioelétricas;
- Próteses controladas por botões externos - Este tipo de prótese requer energia externa para acionar os vários motores envolvidos no movimento articular. Quanto mais articulações móveis, mais graus de liberdade para o voluntário, que controla cada motor individualmente por meio de botões, que podem ser acionados manualmente caso o usuário tenha perdido apenas um dos membros superiores, ou sensores de pressão posicionados nos músculos que irão acioná-los;
- Próteses híbridas.

Próteses mioelétricas

Uma prótese mioelétrica é um membro artificial, alimentado externamente, controlado com os sinais elétricos gerados naturalmente pelos músculos (sinais mioelétricos). As próteses mioelétricas utilizam os músculos existentes do membro residual para controlar suas funções. Um ou mais eletrodos posicionados no encaixe protético recebem sinais elétricos quando os músculos são ativados intencionalmente. São estes eletrodos que transmitem informações a um controlador, o qual traduz os dados em comandos para os motores elétricos e movimenta as articulações da prótese (Ottobock, 2020).

De acordo com Calado et al (2019), as mãos mioelétricas comerciais mais procuradas do mercado são as seguintes, Tabela 23:

- Bebionic;
- Hero Arm;
- I-limb ultra revolution;
- LUKE Arm;
- Michelangelo Hand;
- TASKA Hand;
- VINCENT evolution 3.

Na Figura 53 é possível observar os componentes tipicamente utilizados em próteses mioelétricas transradiais, as quais são controladas utilizando reconhecimento de padrões. Para a captura dos sinais mioelétricos é possível utilizar sensores invasivos, que são implantados abaixo da pele do usuário, ou sensores não invasivos, como os eletrodos de eletromiografia de superfície. O método invasivo consegue captar um sinal mais limpo e é menos afetado por fatores externo, como o suor, porém, o fato de ser invasivo pode ser um inconveniente para muitos usuários. O método não invasivo é mais amplamente utilizado do que o método invasivo.

Tabela 23 - Mãos protéticas antropomórficas comercialmente disponíveis.

Prótese	Empresa	Nº Graus de Liberdade	Preço (Dólar)	Outras características
Bebionic	Ottobock	6	11,000	<ul style="list-style-type: none"> • Rotação passiva do polegar • Garra adaptável
Hero Arm	Open Bionics	5 (versão com 3 motores) 6 (versão com 4 motores)	6,600	<ul style="list-style-type: none"> • Primeira Prótese impressa em 3D aprovada pela FDA • Altamente customizável • Garra Adaptável Feedback Háptico
i-limb ultra revolution	Össur	6	Starting at 33,000	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicação móvel para programar diferentes movimentos preênses Garra Adaptável
LUKE Arm (Radial Configuration)	Mobius Bionics	6	100,000	<ul style="list-style-type: none"> • Pulso ativo integrado • Feedback háptico • Garra adaptável
Michelangelo Hand with Axon Rotation	Ottobock	4	60,000	<ul style="list-style-type: none"> • Pulso integrado com flexão passiva e rotação passiva e ativa
TASKA Hand	TASKA Prosthetics	8	35,000	<ul style="list-style-type: none"> • Primeira prótese impermeável • Pulso integrado com rotação e flexão passiva • Garra adaptável
VINCENT Evolution 3	Vincent Systems	6	*	<ul style="list-style-type: none"> • Feedback de força vibracional • O modelo XS é atualmente a mão mioelétrica multiarticulada menor e mais leve com 6 motores • Garra adaptável

Fonte: Adaptado de Calado et al (2019).

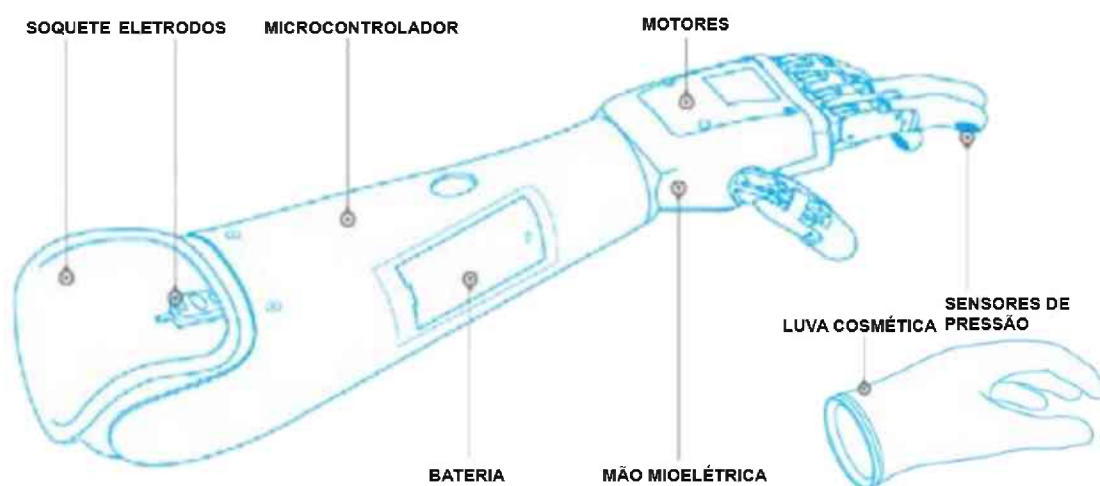


Figura 53 - Componentes típicos de uma prótese mioelétrica transradial.

Fonte: Adaptado de Calado et al (2019).



Figura 54 - Modelos de próteses mioelétricas.

Fonte: Ottobock (2020).

APÊNDICE C – QUESTIONÁRIO

Testes Projeto Doutorado

*Obrigatório

1. Nome *

2. Data *

Exemplo: 7 de janeiro de 2019

3. Idade *

4. Sexo *

Marcar apenas uma oval.

Feminino

Masculino

5. Possui experiência prévia com RV(Realidade Virtual) *

Marcar apenas uma oval.

Sim

Não

Usabilidade

Evidencia a facilidade de utilização de software.

Assinale a opção que melhor traduz a sua opinião com relação a:

16. Fidelidade dos objetos virtuais em relação aos reais *

Marcar apenas uma oval.

	1	2	3	4	5	
Pouco fiel	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muito fiel

17. Nível de imersão do jogo *

Marcar apenas uma oval.

	1	2	3	4	5	
Pouco imersivo	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	<input type="radio"/>	Muito imersivo

APÊNDICE D – AMBIENTES VIRTUAIS

O segundo ambiente desenvolvido, é baseado no Nine Hole Peg Test (NHPT), o qual mede a destreza dos dedos e deve ser utilizado em associação com outros testes de desempenho de membros superiores, a fim de estimar a função desses membros com maior precisão (Mathiowetz et. al., 1985b).

O NHPT (Figura 55), é composto por um tabuleiro quadrado com 9 pinos. Em uma extremidade do tabuleiro há orifícios para os pinos se encaixarem e, na outra extremidade, há um prato redondo e raso para guardar os pinos. O NHPT pede ao sujeito que tire os pinos do contêiner, um por um, e os coloque nos orifícios do tabuleiro, o mais rápido possível. O sujeito deve então remover os pinos dos orifícios, um por um, e recolocá-los de volta (Mathiowetz et. al., 1985b).

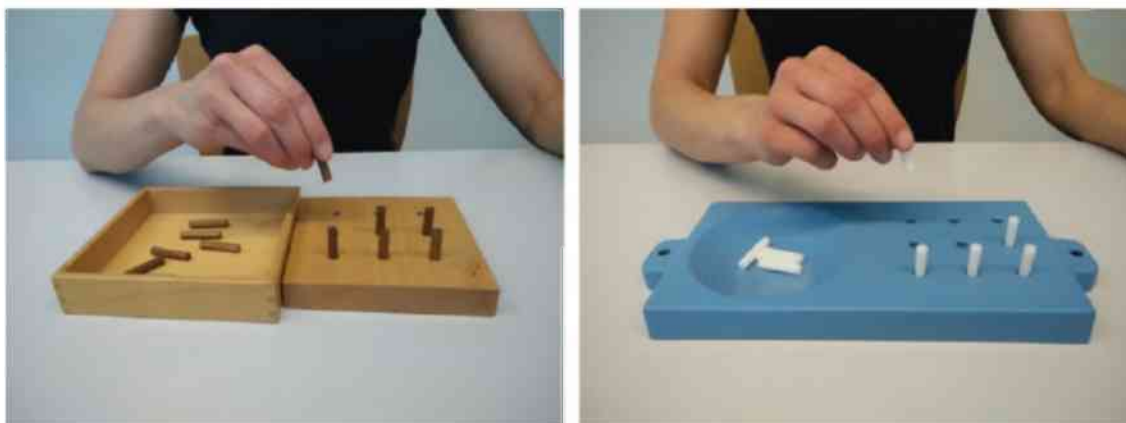


Figura 55 - Tabuleiro de madeira original (esquerda) e a versão de plástico, mais comumente utilizada (direita) do NHPT.

Fonte: Feys et. al. (2017).

Antes do jogo começar (Figura 56), há um tempo de teste de 60s, para que o voluntário pratique e se adapte ao ambiente virtual. O indivíduo deve estar alinhado com o tabuleiro de modo que este esteja alinhado com a linha média do paciente. A parte que contém os pinos deve ser orientado para o braço que está sendo testado.

A pontuação é baseada no tempo necessário para completar a atividade de teste, registrada em segundos. O voluntário deve pressionar um botão que está ao lado do tabuleiro para iniciar o relógio e pressioná-lo novamente quando o teste for concluído.



Figura 56 - Ambiente Nine Hole Peg.

Fonte: O autor.

O terceiro ambiente é o Clothespin Relocation Test (CRT), Figura 57, a qual é uma ferramenta estabelecida para treinar a destreza dos membros superiores, empregado em muitas áreas da Terapia Ocupacional e tem como objetivo auxiliar no treinamento e estudo de próteses avançadas e seus sistemas de controle (Kyberd et. al., 2018). Neste teste, o sujeito deve remover os prendedores de roupa, um de cada vez, de uma barra horizontal e para uma barra vertical (e vice-versa).

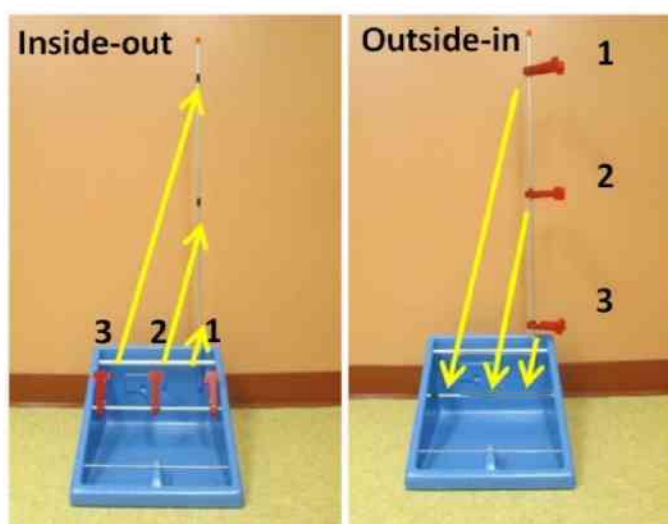


Figura 57 - Avaliação ascendente (esquerda) e avaliação descendente (direita).

Fonte: Hussaini & Kyberd (2017)

Este teste permite que o sujeito execute movimentos coordenados repetidos de alcance e prensão, juntamente com a movimentação do braço no espaço, para reorientar os prendedores de roupa (Kyberd et. al., 2018). A pontuação é baseada no tempo necessário para completar a atividade de teste, registrada em segundos. O voluntário deve pressionar um botão vermelho

para iniciar o relógio e pressioná-lo novamente quando o teste for concluído. A Figura 58 apresenta o CRT criado no ambiente virtual.

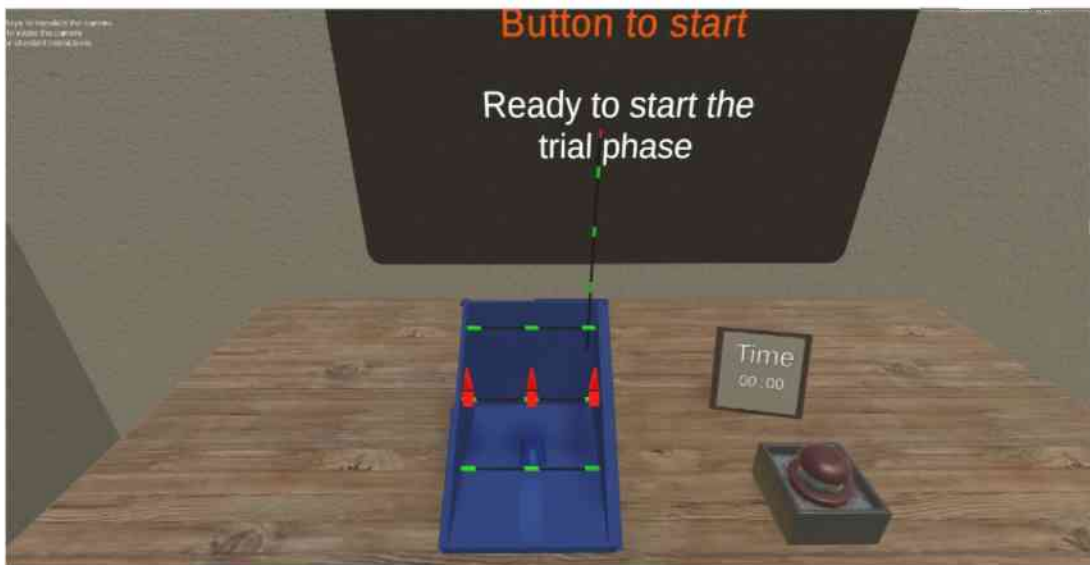


Figura 58 - Ambiente Clothespin Relocation.

Fonte: O autor.

ANEXO A – Requisitos de Sistema Mínimos para executar o Vive Pro

Componente	Requisitos Recomendados	Requisitos Mínimos de Sistema
Processador	Intel Core i5-4590/AMD FX 8350 (Equivalente ou superior)	Intel Core i5-4590/AMD FX 8350 (Equivalente ou superior)
GPU	NVIDIA GeForce GTX 1070/Quadro P5000 (Equivalente ou melhor), AMD Radeon Vega 56 (Equivalente ou superior)	NVIDIA GeForce GTX 970, AMD Radeon R9 290 (Equivalente ou superior)
Memória	4 GB RAM ou mais	4 GB RAM ou mais
Saída de Vídeo	DisplayPort 1.2 ou superior	DisplayPort 1.2 ou superior
Porta USB	1x USB 3.0 ou superior	1x USB 3.0 ou superior
Sistema Operacional	Windows 10	Windows 7 SP1, Windows 8.1 ou versões mais novas, Windows 10

ANEXO B – Formulário NASA-TLX

Nome:

Idade:	Sexo:	Data:
---------------	--------------	--------------

O questionário abaixo é uma adaptação do NASA-TLX, que é amplamente utilizado para avaliar a carga de trabalho de um indivíduo durante uma determinada tarefa.

Para cada par, escolha o fator que foi mais impactante para a sua experiência da carga de trabalho na tarefa que você executou recentemente:

1	<input type="checkbox"/> Demanda temporal	<input type="checkbox"/> Demanda mental
2	<input type="checkbox"/> Performance	<input type="checkbox"/> Demanda mental
3	<input type="checkbox"/> Demanda mental	<input type="checkbox"/> Esforço
4	<input type="checkbox"/> Demanda temporal	<input type="checkbox"/> Esforço
5	<input type="checkbox"/> Demanda Física	<input type="checkbox"/> Performance
6	<input type="checkbox"/> Performance	<input type="checkbox"/> Demanda temporal
7	<input type="checkbox"/> Esforço	<input type="checkbox"/> Demanda Física
8	<input type="checkbox"/> Demanda mental	<input type="checkbox"/> Demanda Física
9	<input type="checkbox"/> Performance	<input type="checkbox"/> Frustração
10	<input type="checkbox"/> Esforço	<input type="checkbox"/> Performance

11	<input type="checkbox"/> Frustração	<input type="checkbox"/> Esforço
12	<input type="checkbox"/> Frustração	<input type="checkbox"/> Demanda mental
13	<input type="checkbox"/> Demanda Física	<input type="checkbox"/> Demanda temporal
14	<input type="checkbox"/> Demanda Física	<input type="checkbox"/> Frustração
15	<input type="checkbox"/> Demanda temporal	<input type="checkbox"/> Frustração

Para cada uma das seis escalas, avalie a tarefa que você executou recentemente cruzando a localização da escala que corresponde à sua experiência.

Demanda Mental: Quão mentalmente exigente foi a tarefa ? / Quanta atividade mental e perceptiva você gastou para esta tarefa?



Demanda Física: Quão fisicamente exigente foi a tarefa ?



Demanda temporal: Quão apressado foi o ritmo da tarefa ?



Performance: Quão bem-sucedido foi o cumprimento da tarefa a qual foi solicitada a você? / Quão bem-sucedido você acha que foi em cumprir os objetivos da tarefa?



Esforço: Quão difícil foi para você alcançar seu nível de performance? / Quão duro você teve que trabalhar para atingir seu nível de desempenho?



Frustração: Quão inseguro, desencorajado, irritado, estressado e aborrecido você ficou durante esta tarefa ?

