

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**SIMULADOR PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES EM AMBIENTE
VIRTUAL ACIONADO POR COMANDOS MUSCULARES E/OU VISUAIS**

FELIPE ROQUE MARTINS

UBERLÂNDIA – MG
2017

FELIPE ROQUE MARTINS

**SIMULADOR PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES EM AMBIENTE
VIRTUAL ACIONADO POR COMANDOS MUSCULARES E/OU VISUAIS**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Linha de Pesquisa: Reabilitação e Tecnologias Assistivas

Banca examinadora:

Prof. Eduardo Lázaro Martins Naves, Dr. (UFU) – Orientador (UFU)

Prof. Edgard Afonso Lamounier Júnior, Dr. (UFU) – Banca Interna (UFU)

Prof. Yann Morère, Dr. – Banca Externa (Université de Lorraine)

Prof. Dr. Edgard Afonso Lamounier Júnior
Coordenador do Programa de Pós-Graduação
em Engenharia Biomédica

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Orientador

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

M386s
2017 Martins, Felipe Roque, 1992
 Simulador para treinamento de cadeirantes em ambiente virtual
 acionado por comandos musculares e/ou visuais / Felipe Roque Martins.
 - 2017.
 114 p. : il.

 Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia biomédica - Teses. 2. Cadeiras de roda - Teses. 3.
 Realidade virtual - Teses. 4. Tecnologia assistiva - Teses. I. Naves,
 Eduardo Lázaro Martins. II. Universidade Federal de Uberlândia.
 Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Dedico este trabalho aos meus pais Carolina e Elzionor, à minha irmã Thalita, aos meus amigos e às pessoas que passaram pela minha vida. Cada um de vocês ajudou a construir um pedaço do que hoje me tornei.

Agradecimentos

O encerramento de um mestrado é tão somente um dos passos que compõem o desenvolvimento de um indivíduo, tanto pessoal quanto profissional. Ao superar as dificuldades e acumular conhecimento, nos damos a oportunidade para abrir novos caminhos, desbravar fronteiras e também de devolvermos à sociedade tudo aquilo que nos foi dado e compartilhado.

Agradeço primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos como estudante, mas que em todos os momentos é o maior mestre que alguém pode conhecer.

Agradeço aos meus pais e minha irmã pelo grande incentivo, pelo apoio incondicional e, acima de tudo, pela educação e valores que me foram transmitidos.

Ao meu orientador Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves, pela disponibilidade, dedicação e conhecimento, sendo estes fundamentais não somente na realização desse trabalho como também em inúmeros outros projetos e oportunidades de crescimento dentro da Universidade.

Ao corpo docente da Universidade Federal de Uberlândia, os quais foram responsáveis pela minha formação.

Este trabalho não teria sido desenvolvido sem a participação de muitos amigos e colegas, aos quais agradeço por terem me ajudado a torná-lo realidade.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio financeiro durante o desenvolvimento do trabalho.

“A ignorância gera confiança mais frequentemente que o conhecimento: são os que sabem pouco, e não aqueles que sabem muito, que afirmam de uma forma tão categórica que este ou aquele problema nunca será resolvido pela ciência.”

Charles R. Darwin

Resumo

MARTINS, Felipe Roque. **Simulador para treinamento de cadeirantes em ambiente virtual acionado por comandos musculares e/ou visuais**. 2017. 114 p. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia-MG, 2017.

O ato de conduzir uma cadeira de rodas motorizada parece, à primeira vista, uma atividade simples de se realizar. Na realidade, porém, a capacidade de conduzir uma cadeira de rodas de forma independente requer habilidades motoras, visuais e cognitivas específicas, sendo que a tentativa de realização de dito ato sem o preparo e conhecimento adequado pode vir a acarretar um risco, não só para o usuário em questão, mas também para os indivíduos ao redor do mesmo. Nessa perspectiva, o presente trabalho propõe uma ferramenta de treinamento e adaptação para usuários de cadeiras de rodas motorizadas, um simulador voltado principalmente para usuários com pouca experiência de uso com tal dispositivo, utilizando-se para isso de Realidade Virtual. Através do uso deste simulador, pode-se auxiliar no processo de adaptação da nova tecnologia e na aquisição de conhecimento de como agir em possíveis situações, efetivamente preparando o usuário para lidar com diferentes contextos durante a condução de sua cadeira de rodas motorizada. Para o desenvolvimento do trabalho, foi feita primeiro uma pesquisa com usuários experientes de cadeiras de rodas motorizadas para levantamento das principais necessidades e dificuldades na condução. Em seguida, foi criado um cenário virtual usando a ferramenta Unity 3D, no qual foram projetados inicialmente três cenários distintos baseados nos resultados da pesquisa. Como forma de controle, foram adaptadas três formas de controle distintas, para que o simulador pudesse ser utilizado também para indivíduos com deficiências motoras severas. Por fim, foi feito um estudo de caso com quatro usuários para avaliar a ferramenta, tanto em termos de realismo e imersão, quanto em utilidade prática. Em longo prazo, espera-se que a ferramenta possa ser utilizada por indivíduos para praticarem sua habilidade de condução de cadeiras de rodas motorizadas de forma efetiva e completamente segura.

Palavras-chave: Realidade Virtual, Treinamento, Controle alternativo, Sinais bioelétricos, Tecnologia assistiva, Design centrado no usuário.

Abstract

The act of driving an electric-powered wheelchair seems, at first glance, a simple task to perform. In reality, however, the ability to conduct a wheelchair independently requires specific motor, visual and cognitive abilities, and attempting to perform such an act without adequate preparation and knowledge may pose a risk, not only for the user in question, but also to the individuals at close proximity. In this perspective, the present work proposes a tool for training and adaptation of users of electric-powered wheelchairs, a simulator aimed mainly at users with little experience with such device, through use of Virtual Reality. By using this simulator, it might be possible to assist in the process of adapting to the new technology and in acquiring knowledge of how to act in some situations, effectively preparing the new user how to deal with different contexts while driving his electric-powered wheelchair. For the development of this work, a survey was first made with experienced users of electric-powered wheelchairs to discover the main needs and difficulties in driving a wheelchair. After that, a virtual environment was created using the Unity 3D tool, in which three distinct scenarios were initially designed based on the survey results. As of the form of control, three different forms were adapted, so that the simulator also could be used for individuals with severe motor disabilities. Finally, it was done a case study with four users in order to evaluate the tool, both in terms of realism and immersion, as well as in practical utility. In the long term, it is expected that the tool can be used by individuals to train their ability to drive electric-powered wheelchairs effectively and in a completely safe environment.

Keywords: Virtual Reality, Training, Alternative control, Bioelectrical signals, Assistive technology, User-centered design.

PUBLICAÇÕES

BORGES, L. R.; MARTINS, F. R.; NAVES, E. L. M. Electric-powered wheelchair control using eye tracking techniques. In: **International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering**, v.4, p.16690-16695, 2016.

BORGES, L. R.; MARTINS, F. R.; NAVES, E. L. M.; BASTOS, T. F.; LUCENA, V. F.. Multimodal system for training at distance in a virtual or augmented reality environment for users of electric-powered wheelchairs. In: **IFAC-PAPERSONLINE**, v.49, p.156-160, 2016.

SALGADO, D. P.; MARTINS, F. R.; BORGES, L. R.; NAVES, E. L. M.. Realidade Virtual e tecnologia assistiva: ambiente seguro para treinamento de cadeirantes controlado por sinais eletromiográficos. In: **IX Simpósio em Engenharia Biomédica**, 2016, Uberlândia. Anais do SEB 2016, p.86-89, 2016.

MARTINS, F. R.; SALGADO, D. P.; NAVES, E. L. M. Sistema de controle multimodal para cadeiras de rodas motorizadas: uma alternativa ao joystick. In: **XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, 2016, Foz do Iguaçu. Anais do XXV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, p.1486-1489, 2016.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Concentração de íons no meio intracelular e extracelular.....	21
Figura 2 – Processo de despolarização e repolarização da membrana, constituindo o potencial de ação.	22
Figura 3 – Propagação do potencial de ação na membrana.	23
Figura 4 – Esquema mostrando a estrutura de um músculo esquelético.	24
Figura 5 – Representação de um sinal EMG coletado dos músculos supra-hióideos e infra-hióideos.....	25
Figura 6 – Exemplos de eletrodos de superfície (esquerda) e eletrodos invasivos (direita)..	26
Figura 7 – Ilustração indicando os músculos da face usados para coleta de um sinal EMG.	26
Figura 8 – Colocação de lentes adaptadas para rastreamento do olho do indivíduo.	28
Figura 9 – Posicionamento de eletrodos para uma coleta de EOG.	28
Figura 10 – Detecção da pupila durante uma coleta de VOG.	29
Figura 11 – Características usadas na técnica de rastreamento por IROG.	30
Figura 12 – Passos para que o dispositivo possa determinar a coordenada de interesse do usuário.....	32
Figura 13 – Exemplo de ambiente virtual, com diversos elementos espalhados na cena.	33
Figura 14 – Indivíduo usando um HDM para visualizar o cenário de um jogo.	33
Figura 15 – Modelos anatômicos humanos mostrados no <i>Visible Human Project</i>	36
Figura 16 – Simulação de procedimento cirúrgico utilizando Realidade Virtual.	37
Figura 17 – Tela de interface do jogo desenvolvido (esquerda) e montagem do protótipo (direita).	38
Figura 18 – Ambiente de trabalho do projeto em Unity 3D.....	48
Figura 19 – Arquitetura orientada a objetos.....	49
Figura 20 – Estrutura do trabalho.	50
Figura 21 – Distribuição de idade dos participantes da pesquisa preliminar.....	53
Figura 22 – Distribuição de gênero dos participantes da pesquisa preliminar.	53
Figura 23 – Grau de experiência dos participantes com tecnologias assistivas.	54
Figura 24 – Distribuição de usuários que receberam ou não treinamento na CRM.	54
Figura 25 – Resultados da análise das dificuldades cotidianas durante a condução da CRM.	55
Figura 26 – Principais dificuldades encontradas pelos usuários.	56
Figura 27 – Relação entre número de usuários e problemas de usabilidade encontrados. ...	58
Figura 28 – Esquema representativo da arquitetura do sistema proposto.	60
Figura 29 – Diagrama de casos de uso representando a arquitetura do sistema.	63
Figura 30 – Diagrama de atividades do sistema proposto.	65
Figura 31 – Cadeira de rodas motorizada do Núcleo de Tecnologias Assistivas da UFU.	66
Figura 32 – Esquema simplificado representando uma câmera com visão em primeira e terceira pessoa.	67
Figura 33 – Interface proposta para seleção das opções no simulador.	68
Figura 34 – Proposta de interface para exibição de resultados.....	68
Figura 35 – Esquema ilustrativo da pista de obstáculos utilizada no simulador.	69
Figura 36 – Elementos adicionados à pista de obstáculos do primeiro cenário.	70

Figura 37 – Placas de sinalização adicionadas para indicar o trajeto.	70
Figura 38 – Dimensões da rampa utilizada no cenário.	71
Figura 39 – Protocolo seguido no cenário de rampas.	72
Figura 40 – Dimensões dos elevadores utilizados no cenário.	73
Figura 41 – Protocolo desenvolvido para o cenário de elevadores.	74
Figura 42 – Posicionamento do sensor Myoware para aquisição do sinal no músculo occipitofrontal.	75
Figura 43 – Interface de acionamento por eletromiografia.	76
Figura 44 – Interface apresentada ao usuário após algum comando direcional.	76
Figura 45 – Interface de acionamento por meio de técnicas de eye tracker.	77
Figura 46 – Objetos de interesse para detecção, representados pelos cubos brancos posicionados na tela.	78
Figura 47 – Controle joystick VR2 adaptado para o simulador.	78
Figura 48 – Interface de configurações iniciais apresentada ao inicializar o simulador.	80
Figura 49 – Interação com a interface de configurações, mostrando as opções de controle disponíveis.	81
Figura 50 – Câmera orbital mostrando o cenário completo da pista de obstáculos, com os cones de trânsito e as faixas delimitadoras.	81
Figura 51 – Alteração feita na pista de obstáculos para adicionar placas de sinalização.	82
Figura 52 – Visão completa do segundo cenário, mostrando a rampa que compõe o mesmo.	83
Figura 53 – Visão do terceiro e último cenário, mostrando os dois elevadores.	83
Figura 54 – Visão do interior do elevador do terceiro cenário.	84
Figura 55 – Visão do usuário quando selecionado o controle por eletromiografia.	84
Figura 56 – Tela apresentada ao usuário quando é selecionado o controle por <i>eye tracker</i>	85
Figura 57 – Visão abaixada da câmera mostrando o joystick convencional.	85
Figura 58 – Tela de resultados apresentada ao usuário ao fim de cada cenário.	86
Figura 59 – Área útil de detecção do sensor <i>eye tracker</i> , antes e após adaptação (marcado de vermelho).	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tabela comparativa dos trabalhos correlatos encontrados.	45
Tabela 2 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 1.....	88
Tabela 3 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 1.	88
Tabela 4 – Resultados com o controle por <i>eye tracker</i> no estudo de caso 1.	89
Tabela 5 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 2.....	91
Tabela 6 – Resultados com o controle por <i>eye tracker</i> no estudo de caso 2.	92
Tabela 7 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 3.....	94
Tabela 8 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 3.....	95
Tabela 9 – Resultados com o controle por <i>eye tracker</i> no estudo de caso 3.	96
Tabela 10 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 4.....	97
Tabela 11 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 4.....	98
Tabela 12 – Resultados com o controle por <i>eye tracker</i> no estudo de caso 4.	99

LISTA DE ACRÔNIMOS

AME – Amiotrofia Muscular Espinhal

AVD – Atividade da Vida Diária

CAAE – Certificado de Apresentação para Apreciação Ética

CMR – Cadeira de Rodas Motorizada

EEG – Eletroencefalografia

ELA – Esclerose Lateral Amiotrófica

EMG – Eletromiografia

HMD – *Head Mounted Display*

IROG – *Infrared Oculography*

NTA – Núcleo de Tecnologias Assistivas

OMS – Organização Mundial da Saúde

PC – Paralisia Cerebral

RV – Realidade Virtual

sEMG – Eletromiografia de Superfície

UCD – *User-Centered Design*

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

UML – *Unified Modeling Language*

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	16
1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO	16
1.2 OBJETIVOS.....	18
1.2.1 Objetivo geral.....	18
1.2.2 Objetivos específicos	18
1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO	18
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	20
2.1 INTRODUÇÃO	20
2.2 BIOPOTENCIAIS E SENSORES BIOMÉDICOS	20
2.2.1 Eletromiografia.....	21
2.2.2 Rastreamento do globo ocular (<i>eye tracking</i>).....	27
2.3 REALIDADE VIRTUAL.....	32
2.3.1 Ferramentas de Realidade Virtual.....	34
2.3.2 Características de um ambiente virtual.....	34
2.3.3 Realidade Virtual e suas aplicações na Saúde	35
2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	38
CAPÍTULO 3 – TRABALHOS CORRELATOS	39
3.1 INTRODUÇÃO	39
3.2 TRABALHOS AVALIADOS	39
3.2.1 Trabalho “Revisão”	39
3.2.2 Trabalho “Wheelchair Trainer”	39
3.2.3 Trabalho “Wheelchair-VR”	40
3.2.4 Trabalho “ViEW”	40
3.2.5 Trabalho “miWe simulator”	41
3.2.6 Trabalho “IntellWheels”	41
3.2.7 Trabalho “Acelerômetro”	42
3.2.8 Trabalho “TDS”	42
3.2.9 Trabalho “Eye tracker”	42
3.2.10 Trabalho “Eletromiografia”	43
3.3 RESUMO DOS TRABALHOS AVALIADOS.....	43
3.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	46
CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E METODOLOGIA	47
4.1 INTRODUÇÃO	47
4.2 FERRAMENTAS EMPREGADAS.....	47

4.2.1 Motor gráfico Unity 3D.....	47
4.2.2 Linguagem de programação em C#.....	48
4.3 METODOLOGIA	49
4.3.1 Concepção do sistema.....	51
4.3.2 Fundamentação e definição de requisitos	56
4.3.3 Desenvolvimento do sistema.....	56
4.3.4 Estudo de caso	57
4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
CAPÍTULO 5 – DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA.....	60
5.1 INTRODUÇÃO	60
5.2 ARQUITETURA DO SISTEMA.....	60
5.2.1 Análise de requisitos	61
5.2.2 Diagrama de casos de uso.....	62
5.2.3 Diagrama de atividades	64
5.3 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE VIRTUAL.....	65
5.3.1 Cenário 1: Pista de obstáculos	69
5.3.2 Cenário 2: Rampas	70
5.3.3 Cenário 3: Elevadores	72
5.4 ADAPTAÇÃO DOS CONTROLES ALTERNATIVOS	74
5.4.1 Módulo EMG.....	75
5.4.2 Dispositivo <i>eye tracker</i>	77
5.4.3 Joystick	78
5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	79
CAPÍTULO 6 – RESULTADOS	80
6.1 INTRODUÇÃO	80
6.2 SIMULADOR DE CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA UVIEW.....	80
6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS	86
CAPÍTULO 7 – ESTUDOS DE CASO	87
7.1 INTRODUÇÃO	87
7.2 ESTUDO DE CASO 1	87
7.2.1 Descrição do caso	87
7.2.2 Controle com joystick.....	88
7.2.3 Controle com EMG.....	88
7.2.4 Controle com <i>eye tracker</i>	89
7.2.5 Observações	90

7.3 ESTUDO DE CASO 2	90
7.3.1 Descrição do caso	90
7.3.2 Controle com joystick.....	91
7.3.3 Controle com EMG.....	91
7.3.4 Controle com <i>eye tracker</i>	92
7.3.5 Observações	93
7.4 ESTUDO DE CASO 3	93
7.4.1 Descrição do caso	93
7.4.2 Controle com joystick.....	94
7.4.3 Controle com EMG.....	94
7.4.4 Controle com <i>eye tracker</i>	95
7.4.5 Observações	96
7.5 ESTUDO DE CASO 4	96
7.5.1 Descrição do caso	96
7.5.2 Controle com joystick.....	97
7.5.3 Controle com EMG.....	97
7.5.4 Controle com <i>eye tracker</i>	98
7.5.5 Observações	99
7.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS	100
CAPÍTULO 8 – CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS.....	101
8.1 INTRODUÇÃO	101
8.2 CONCLUSÕES DA PESQUISA	101
8.3 TRABALHOS FUTUROS.....	102
8.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS	103
REFERÊNCIAS.....	105
ANEXOS	110
ANEXO I.....	110
ANEXO II	113

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Em meados de 2012, o *U.S. Census Bureau* divulgou os resultados de um estudo realizado em 2010 relativos aos temas pesquisados no inquérito da amostra, dentre eles a deficiência nos Estados Unidos. Segundo o Censo, existia, no momento do estudo, um número superior a 56 milhões de indivíduos que possuíam algum tipo de deficiência, seja ela visual, auditiva, motora ou cognitiva, o que representa um total de 18,7% da população. Deste total, 30,6 milhões de indivíduos apresentavam limitações relacionadas à mobilidade dos membros inferiores, e 12,3 milhões precisavam de auxílio em AVD (atividades da vida diária). A pesquisa publicou ainda que, no momento do estudo, cerca de 3,6 milhões de indivíduos utilizavam da tecnologia assistiva cadeira de rodas para auxílio à mobilidade (BRAULT, 2012).

No Brasil, embora não tenha sido divulgado nenhum dado concreto acerca desta quantidade no último Censo realizado em 2010 em relação às deficiências, estima-se um número superior a 3,5 milhões de usuários de cadeiras de rodas. Ainda é esperado para os próximos anos que este valor aumente em função do envelhecimento da população e o risco de deficiência em indivíduos com idade avançada. Um estudo de 2011, feito pela Organização Mundial da Saúde (OMS), revela que pelo menos 70 milhões de pessoas ao redor do globo precisam de cadeiras de rodas (OMS, 2011).

Em função destas expectativas, percebeu-se um crescimento na demanda por dispositivos de tecnologia assistiva (TA) como sistemas de comunicação alternativa aumentada (CAA), cadeiras de rodas inteligentes (as chamadas *smart wheelchairs*), próteses e órteses diversas, sendo elas ativas ou não, dentre outros. Estes dispositivos têm como objetivo promover auxílio ao indivíduo portador da deficiência na execução de suas AVD, atividades estas que ele pode não conseguir executar de forma não assistida, como, por exemplo, locomover-se ou se comunicar. Em decorrência do uso de tais dispositivos, promove-se assim maior acessibilidade, mais autonomia, reinserção na sociedade, melhora na autoestima e melhoria da sua qualidade de vida.

A cadeira de rodas motorizada (CRM), um dos tipos de cadeiras de rodas que incorpora baterias e motores elétricos, é um dispositivo de tecnologia assistiva indispensável no auxílio à mobilidade de pessoas com deficiências motoras severas decorrentes das mais variadas patologias, como, por exemplo, paralisia cerebral (PC), esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica (ELA), entre outras. Conduzir uma cadeira de rodas motorizada pode parecer, à primeira vista, uma tarefa simples. Na realidade, porém, a capacidade de conduzir uma cadeira de rodas de forma independente requer habilidades motoras, visuais e cognitivas específicas (LANGE,

2015). Em função disso, um grande número de potenciais usuários de CRM, especialmente os que possuem deficiências motoras severas, experimentam dificuldades ou são incapazes de conduzi-las (SIMPSON, 2008).

Para tais indivíduos, os sinais bioelétricos são possivelmente um dos últimos recursos possíveis para controlar um dispositivo de tecnologia assistiva, como é o caso da CRM (PINHEIRO, 2011). Sendo assim, sinais como o EMG, este detectado a partir da atividade muscular, pode constituir uma interface de comando de uma cadeira de rodas motorizada (DHILLON, 2009; BARRETO, 2000). Os músculos normalmente utilizados para esses casos são aqueles situados sobre a face (masseter, frontal, etc.) e os sensores, eletrodos de superfície não invasivos, constituindo a chamada eletromiografia de superfície (sEMG).

Em casos em que o indivíduo não tem mais o controle da atividade muscular voluntária, é possível se utilizar também de comandos provenientes dos olhos para controle de interfaces, através de técnicas de eletro-oculografia (EOG), por meio de aquisição e processamento de imagens (THAKUR, 2014) ou através da oculografia por infravermelho (IROG) (BORGES, 2016).

Por fim, caso a pessoa não comande mais de maneira confiável suas contrações musculares, tem-se também como opção a aquisição e tratamento dos sinais eletroencefalográficos como sendo um recurso plausível, através do uso de interfaces cérebro-computador (BCI) (WOLPAW, 2002).

Normalmente, as habilidades motoras, visuais e cognitivas específicas requeridas na condução de uma CRM são avaliadas por profissionais da área, como terapeutas ocupacionais, como forma de definir se o potencial usuário está apto a conduzir uma cadeira de rodas motorizada adequadamente, e em caso positivo, podem fazer a prescrição da tecnologia. Ainda assim, mesmo que o usuário tenha as condições necessárias para conduzir uma cadeira de rodas motorizada, ele ainda pode se beneficiar de treinamento. Providenciar treinamento na condução da cadeira de rodas motorizadas pode aumentar a chance de utilização adequada da mesma através da otimização de habilidades e eficiência na mobilidade (LANGE, 2015).

Conduzir uma cadeira de rodas motorizada sem o devido treinamento, porém, pode vir a constituir um risco, tanto para o próprio usuário, quanto para os indivíduos ao redor do mesmo (FEHR, 2000). Em função disso, torna-se ainda mais urgente o preparo adequado do usuário em relação ao dispositivo. Uma das soluções para tal situação seria utilizar da tecnologia de Realidade Virtual (RV) para desenvolvimento de uma ferramenta para treinamento do uso da CRM em um ambiente controlado e completamente seguro. Na área da saúde, a RV é comumente aplicada para reproduzir situações reais sem oferecer risco aos pacientes, pela possibilidade de simular e visualizar ações impossíveis de serem percebidas no mundo real (NUNES, 2011), como ferramenta para treinamento, reabilitação e educação, entre outros (SÁNCHEZ, 2011).

Finalmente, estuda-se também a aplicabilidade do conceito de design centrado no usuário (do inglês *User-Centered Design* ou UCD). Em função das mais variadas necessidades dos usuários de tecnologias assistivas, decorrentes dos inúmeros graus e particularidades de deficiências existentes, percebeu-se a importância de se considerar o usuário final de um sistema como parte integrante de todo o processo de concepção, criação e solução de problemas ao qual o mesmo será exposto (ENDSLEY, 2011). Um dispositivo moldado segundo as capacidades e necessidades específicas de cada um tem, especialmente dentro das tecnologias assistivas, maior receptibilidade e menor chance de abandono.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

Em vista dos fatos apresentados, o presente trabalho tem como objetivo propor e desenvolver uma ferramenta para treinamento, utilizando Realidade Virtual, por meio de sinais eletromiográficos de superfície e/ou técnicas de rastreamento do movimento ocular, com foco simultâneo no aprendizado das habilidades para condução de cadeira de rodas motorizada, realização de tarefas e adaptação do indivíduo com o uso de controles alternativos.

1.2.2 Objetivos específicos

A fim de se alcançar o objetivo principal proposto anteriormente, alguns objetivos específicos e metas foram estipulados. São eles:

- Pesquisar aplicações de simuladores como formas de treinamento na área da saúde.
- Levantar as principais dificuldades cotidianas e necessidades de treinamento para os usuários de cadeiras de rodas motorizadas;
- Investigar formas de controle alternativo utilizando sinais de origem biomédica.
- Aprender técnicas de desenvolvimento de ambientes com Realidade Virtual e incorporação das formas de acionamento alternativo.
- Averiguar desempenho de usuários de CRM em estudos de caso com cada um dos métodos de acionamento;
- Aplicar questionário de avaliação do sistema com esses voluntários.
- Analisar e avaliar os resultados obtidos da utilização do simulador e dos questionários aplicados.

1.3 ORGANIZAÇÃO DA DISSERTAÇÃO

A metodologia utilizada para alcançar o objetivo principal deste trabalho, conforme citado anteriormente, será descrita nos capítulos subsequentes, os quais seguem a seguinte estrutura:

No Capítulo 2, será apresentada uma fundamentação teórica acerca dos temas envolvidos neste documento, sendo eles dispositivos biomédicos que fazem uso de sinais provenientes do corpo humano, conceitos de Realidade Virtual e simuladores de Realidade Virtual aplicados em treinamento.

O Capítulo 3 reúne um conjunto de trabalhos que foram selecionados de outros autores, em função de sua relevância e contribuição a respeito do tema tratado no presente documento.

No Capítulo 4 serão apresentados os materiais, ferramentas e tecnologias utilizadas para desenvolvimento do trabalho, incluindo a metodologia adotada para reunir informações das características do sistema e fundamentar a criação do simulador virtual.

O Capítulo 5 tratará do desenvolvimento do sistema, baseado nos resultados compilados anteriormente, contendo as especificações e características do mesmo e as justificativas das decisões feitas no design dos cenários e controles alternativos.

No Capítulo 6 será mostrado o resultado do processo de desenvolvimento, tendo como produto final o simulador de cadeira de rodas motorizada proposto no trabalho.

O Capítulo 7 irá apresentar um estudo de caso feito com quatro usuários de cadeira de rodas motorizadas, onde os mesmos utilizaram o sistema criado a fim de testar e avaliar conceitos como realismo e aplicabilidade.

O Capítulo 8 apresenta as considerações finais, concluindo a pesquisa da proposta de criação de um simulador virtual de cadeira de rodas motorizadas. Levam-se ainda em consideração os resultados dos estudos de caso, trazendo possíveis melhorias e adaptações para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, serão abordados tópicos que apresentam a fundamentação da teoria que serve de embasamento para o tema desta pesquisa, sendo eles: sensores e sinais biomédicos aplicados em tecnologias assistivas e Realidade Virtual, com ênfase em treinamento.

2.2 BIOPOTENCIAIS E SENSORES BIOMÉDICOS

Na prática clínica moderna, uma grande variedade de informações provenientes do corpo humano pode ser lida rotineiramente. Através do uso de equipamentos de monitoração adequados, engenheiros e profissionais da saúde tem acesso a muitos fenômenos bioelétricos com relativa facilidade. Dentre esses fenômenos, destacam-se eletrocardiogramas (ECG), eletro-oculogramas (EOG), eletroencefalogramas (EEG), eletromiogramas (EMG) entre outros biopotenciais (WEBSTER, 1995).

Biopotenciais, também chamados de potenciais bioelétricos, são criados a partir da atividade eletroquímica de certos tipos de células, conhecidas como células excitáveis. Estas são componentes de tecidos nervosos, musculares e até mesmo glandulares (KITCHEN, 1998).

Conceitualmente, um sensor é um dispositivo que transforma energia entre dois sistemas. Na eletrônica, um sensor é um componente ou circuito eletrônico que permite a análise e quantificação de uma determinada condição, desde medidas simples, como temperatura ou luminosidade, até medidas um pouco mais complexas, como a rotação de um motor ou a distância de um carro até algum obstáculo próximo. Os sensores também podem ser utilizados para detecção de biopotenciais, gerando um sinal de tensão na saída com amplitude variando no tempo para representar a informação que está sendo medida. Contudo, para que a grandeza em questão seja bem representada, é importante que o sinal de saída deste sensor possua uma resposta em frequência satisfatória, ou seja, toda faixa de interesse do espectro de frequência deve estar representada no sinal de saída deste sensor.

O desenvolvimento de sensores e a sua aplicação trouxe como consequência inúmeras vantagens ou comodidades para a vida moderna. Foi possível aumentar a eficiência no funcionamento de um motor ou de uma linha de produção, realizar uma pesquisa científica com maior precisão e em menor tempo, estacionar o carro sem o perigo de batê-lo, fornecer segurança em residências contra qualquer tentativa de furto, tais são as vantagens oferecidas pelo uso de sensores.

Neste trabalho, foi considerado o uso de dois tipos distintos de sensores. Para captação do EMG, é proposta a utilização de um sensor de contato, ou seja, um tipo de sensor que é colocado diretamente sobre a pele do usuário para coletar informações de biopotenciais musculares. Para a coleta de informações do IROG, porém, o sensor não precisa ficar em contato com o usuário. Mais detalhes sobre as técnicas utilizadas em cada um dos casos serão mostrados a seguir.

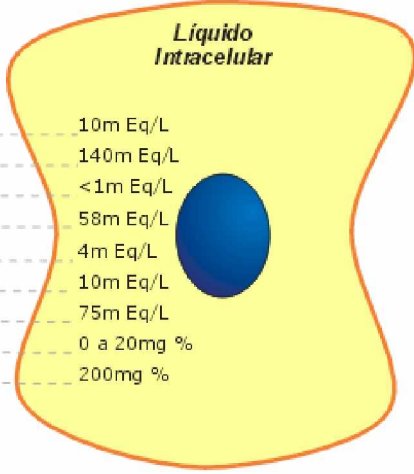
2.2.1 Eletromiografia

Define-se um potencial de ação como uma onda de descarga elétrica que percorre a membrana de uma célula. Potenciais de ação são essenciais para a vida animal, através deles é possível realizar um rápido transporte de informações entre e dentro dos tecidos. Os potenciais de ação são gerados por vários tipos de células, mas são utilizados mais intensamente pelo sistema nervoso, para comunicação entre neurônios e para transmitir informação dos neurônios para outro tecido do organismo, como os músculos ou as glândulas.

Uma voltagem elétrica, também chamada diferença de potencial, sempre existe entre o interior e o exterior de uma célula. Esse fato é causado por uma distribuição de íons desigual entre os dois lados da membrana e da permeabilidade da membrana a esses íons. A voltagem de uma célula inativa permanece em um valor negativo, chamado potencial de repouso, e varia muito pouco. Quando a membrana de uma célula excitável é despolarizada além de um limiar, a célula dispara um potencial de ação. A Figura 1 mostra a composição química dos líquidos extra e intracelulares separados pela membrana celular, formada por uma camada dupla de lipídios. Em geral, a concentração das substâncias mostrada varia de acordo com o tipo de célula em questão, mas sempre resulta em uma diferença que pode ser medida.

Figura 1 – Concentração de íons no meio intracelular e extracelular.

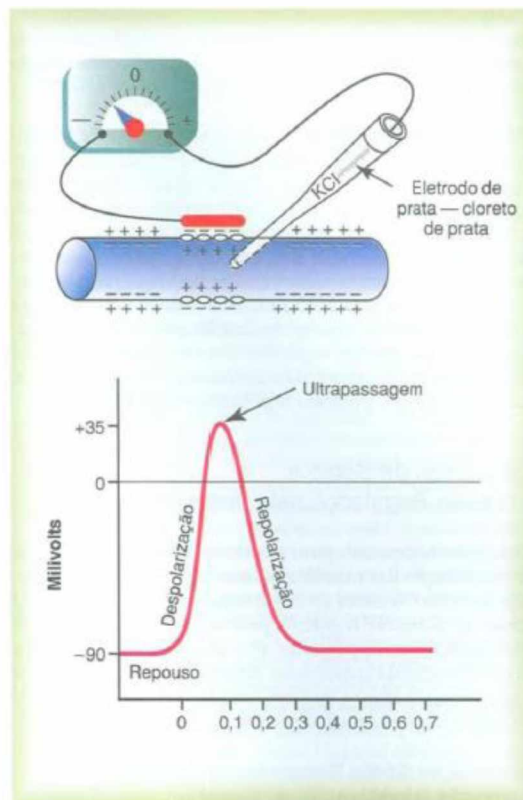
<i>Líquido Extracelular</i>		<i>Líquido Intracelular</i>	
Na ⁺	142m Eq/L	10m Eq/L	
K ⁺	4m Eq/L	140m Eq/L	
Ca ⁺⁺	5m Eq/L	<1m Eq/L	
Mg ⁺⁺	3m Eq/L	58m Eq/L	
Cl ⁻	103m Eq/L	4m Eq/L	
HCO ₃ ⁻	28m Eq/L	10m Eq/L	
Fosfatos	4m Eq/L	75m Eq/L	
Glicose	90mg %	0 a 20mg %	
Aminoácidos	30mg %	200mg %	



Fonte: BAIER, 2013.

Um potencial de ação é uma alteração rápida na polaridade da voltagem, passando de negativa (potencial de repouso) para positiva e de volta para o potencial de repouso. Este evento dura poucos milissegundos. Cada ciclo possui uma fase ascendente, uma fase descendente e, ainda, uma curva de voltagem inferior a do potencial de repouso de membrana (HALL, 1997). Em fibras musculares cardíacas especializadas, como por exemplo, as células do marcapasso cardíaco, uma fase de platô, com voltagem intermediária, pode preceder a fase descendente.

Figura 2 – Processo de despolarização e repolarização da membrana, constituindo o potencial de ação.



Fonte: HALL, 1997.

Os potenciais de ação podem ser divididos em três etapas principais:

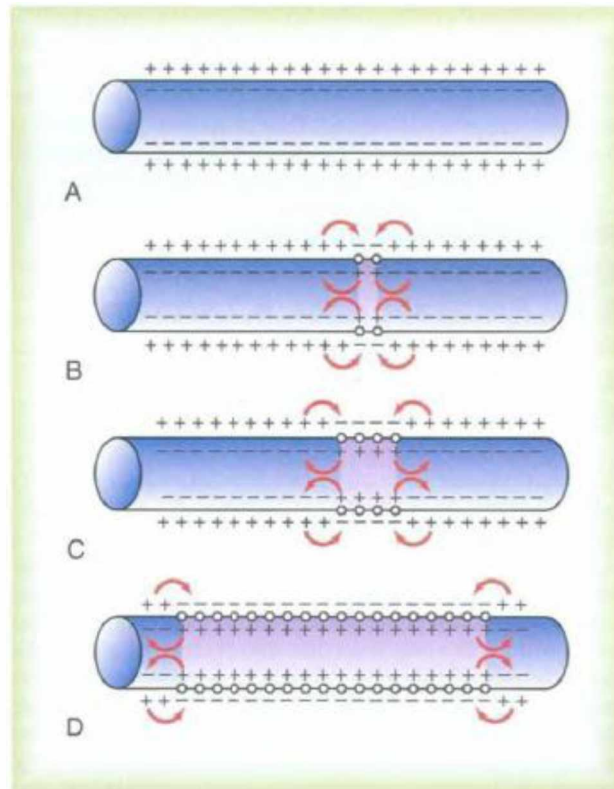
Estado de repouso: corresponde ao estado neutro (negativo) da membrana, sem a ocorrência de um potencial de ação (WEBSTER, 1995).

Etapa de despolarização: após um aumento na permeabilidade aos íons de sódio, positivos, estes entram na célula e o potencial varia rapidamente na direção positiva. Como o estado de repouso tem polaridade (-90 mV), esta etapa é chamada de despolarização (HALL, 1997).

Etapa de repolarização: após alguns milissegundos, ocorre a difusão de íons de potássio para o exterior da célula, reestabelecendo o potencial de repouso (negativo) na membrana. Esta etapa é chamada de repolarização da membrana.

O potencial de ação não permanece apenas em um local da célula. Quando disparado, ele percorre toda a membrana. Ele pode percorrer longas distâncias no axônio, por exemplo, para transmitir sinais da medula espinhal para os músculos do pé. Neurônios transmitem informação gerando sequências de potenciais de ação, os chamados trens de pulsos. O esquema da Figura 3 mostra a propagação de um potencial de ação na membrana.

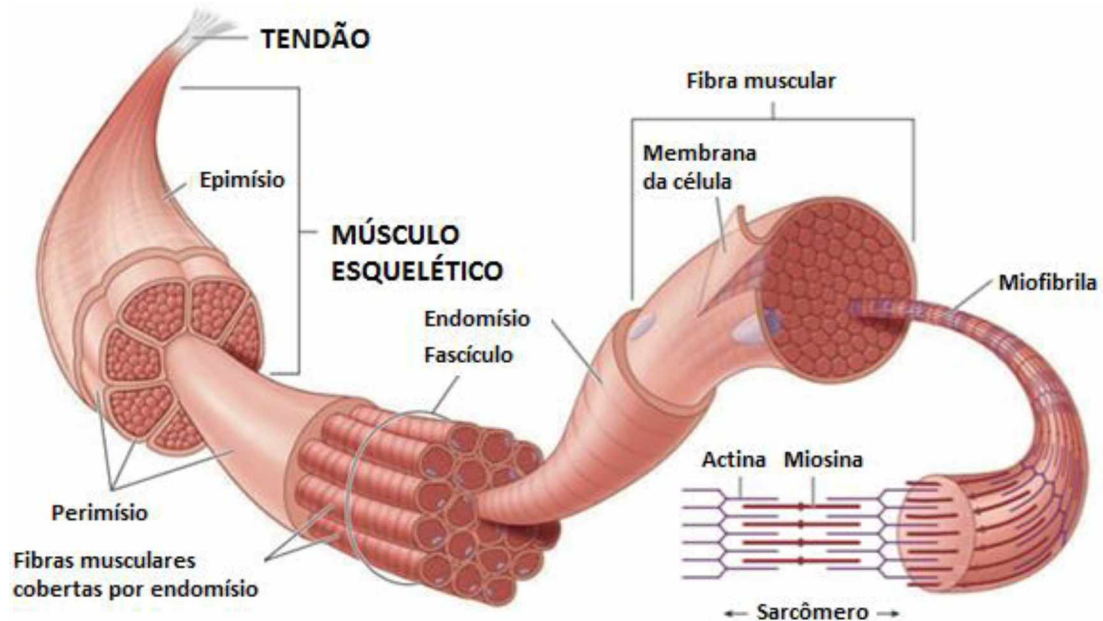
Figura 3 – Propagação do potencial de ação na membrana.



Fonte: HALL, 1997.

Anatomicamente, os músculos são constituídos de feixes de fibras musculares, como mostrado na Figura 4. As fibras musculares esqueléticas têm a forma de um cilindro, e possuem diâmetros que variam desde 10 até 100 μm e com comprimento de 1 a 30 cm. O músculo esquelético é organizado funcionalmente com base na unidade motora, que é a menor unidade que pode ser ativada por um esforço voluntário e, neste caso, todas as fibras musculares que estão conectadas à unidade motora são ativadas ou contraídas de forma sincronizada (WEBSTER, 1995).

Figura 4 – Esquema mostrando a estrutura de um músculo esquelético.



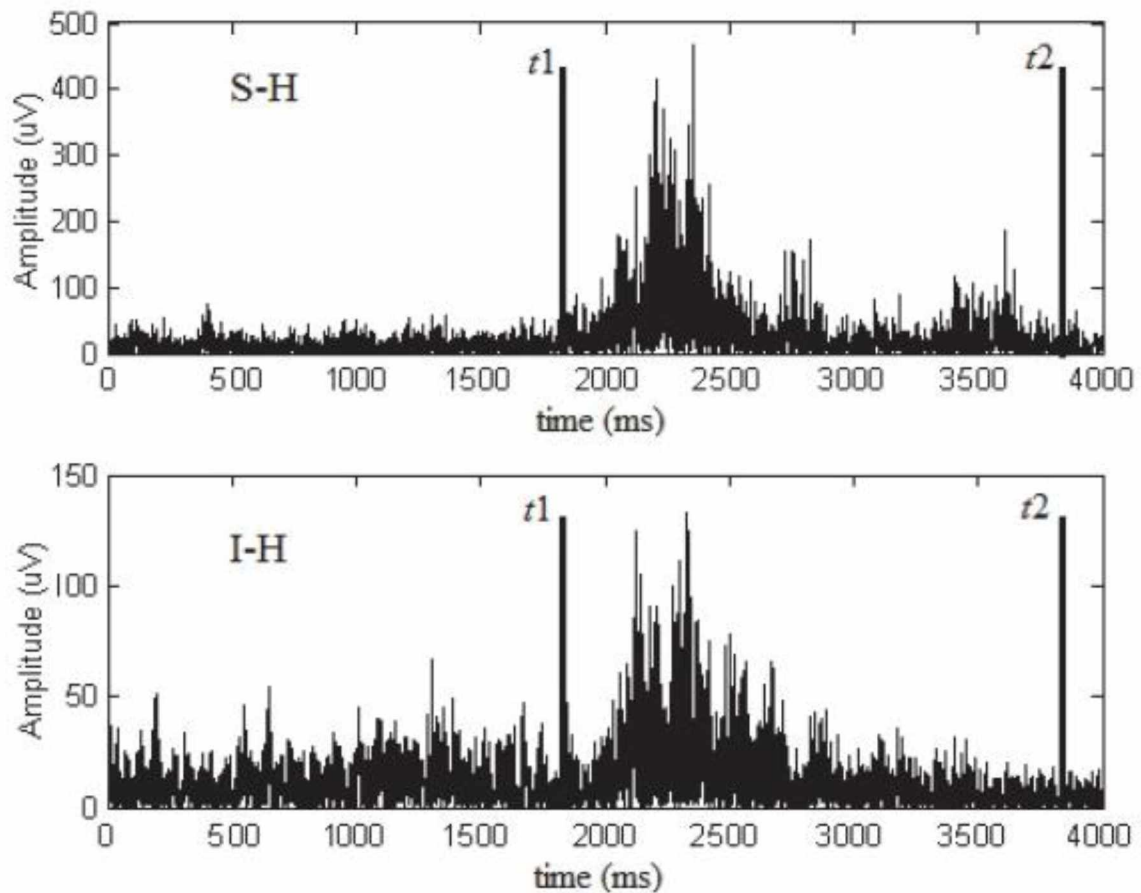
Fonte (adaptado): SOARES, 2016.

Dessa forma, as fibras musculares que compõem uma única unidade motora constituem uma unidade distribuída de fontes bioelétricas, localizadas em um volume condutor formado por todas as outras fibras musculares, sendo elas ativas ou inativas (WEBSTER, 1995). Quando um potencial de ação muscular percorre uma fibra, diversos processos são estabelecidos no interior da membrana provocando o deslizamento dos filamentos de miosina e actina, constituindo o processo contrátil das miofibrilas e, por consequência, a contração muscular.

Tem-se então que o somatório da propagação dos potenciais de ação das fibras musculares da unidade motora forma o chamado potencial de ação da unidade motora (PAUM). Para manter a força exercida pelo músculo, os PAUMs são disparados repetidamente com uma frequência de 7 a 20 Hz, formando uma sequência conhecida como PAUM de treinamento (PAUMT). Por fim, o sinal eletromiográfico é composto pelo conjunto desses PAUMT (LEE, 2008).

A amplitude de um sinal EMG pode variar entre 0-1,5 mV (valor RMS). Para frequência, o sinal pode atingir valores de até 10 KHz, mas a maioria das informações do sinal pode ser obtida em uma faixa de até 150 Hz. Um exemplo de um sinal EMG pode ser visto na Figura 5.

Figura 5 – Representação de um sinal EMG coletado dos músculos supra-hióideos e infra-hióideos.



Fonte: TREVISAN, 2013.

No caso dos sensores de eletromiografia, um dos aspectos mais importantes a se considerar é o eletrodo, visto que o sinal detectado pelo eletrodo será utilizado em todas as etapas posteriores de processamento (WEBSTER, 1995). Para detectar e armazenar os sinais EMG, existe duas condições que podem interferir com a qualidade do sinal:

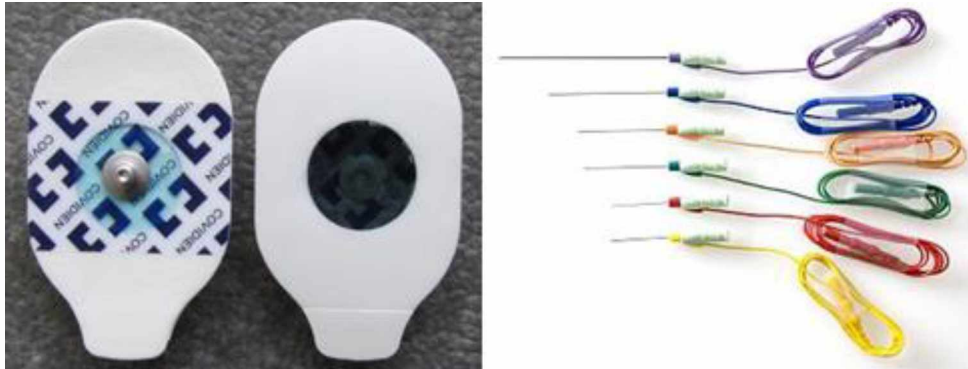
1) A taxa de ruído do sinal, ou seja, a relação entre a quantidade de energia do sinal de EMG e a quantidade de energia dos ruídos. Os ruídos são sinais que interferem na coleta do EMG, e podem surgir de várias fontes, como, por exemplo, ruídos de artefato e interferências da rede;

2) A distorção do sinal, visto que deformações do sinal no momento da detecção podem alterar as características do mesmo e interferir nas etapas de processamento.

Na aquisição do sinal, costuma-se utilizar dois tipos de eletrodos. Para a eletromiografia, a utilização de eletrodos invasivos (eletrodos de agulha) propicia detectar o sinal gerado diretamente na unidade motora. Dessa forma, eles permitem a coleta de sinais de músculos profundos, o que não é possível se utilizando

eletrodos de superfície. Porém, eletrodos invasivos causam desconforto ao usuário, especialmente durante atividades físicas intensas. Por outro lado, eletrodos de superfície, embora não causem este tipo de desconforto, requerem alguns preparos específicos para se coletar um sinal de melhor qualidade, como, por exemplo, a tricotomia e a remoção da camada superficial da pele por meio de abrasão. Na Figura 6 são mostrados exemplos de ambos os tipos de eletrodos.

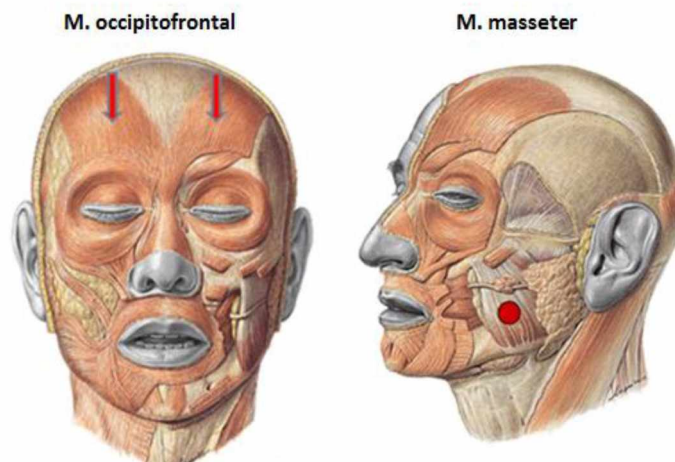
Figura 6 – Exemplos de eletrodos de superfície (esquerda) e eletrodos invasivos (direita).



Além da classificação entre eletrodos de superfície e eletrodos de agulha, eles também podem ser classificados em monopolares e bipolares. Alguns fatores influenciam a qualidade do sinal, desde a geração no sarcolema até a detecção pelo eletrodo, podendo ser divididos em grupos específicos, como características do tecido, “*crosstalk*” fisiológico, variações geométricas entre o ventre muscular e a posição do eletrodo, ruídos externos e os próprios eletrodos e amplificação do sinal.

Por fim, outro aspecto importante na detecção do sinal de EMG envolve o posicionamento do eletrodo. Considerando o foco da pesquisa em músculos faciais, estudou-se a utilização dos músculos masseter e occipitofrontal, indicados na Figura 7.

Figura 7 – Ilustração indicando os músculos da face usados para coleta de um sinal EMG.



Fonte (adaptado): PUTZ, 2000.

2.2.2 Rastreamento do globo ocular (*eye tracking*)

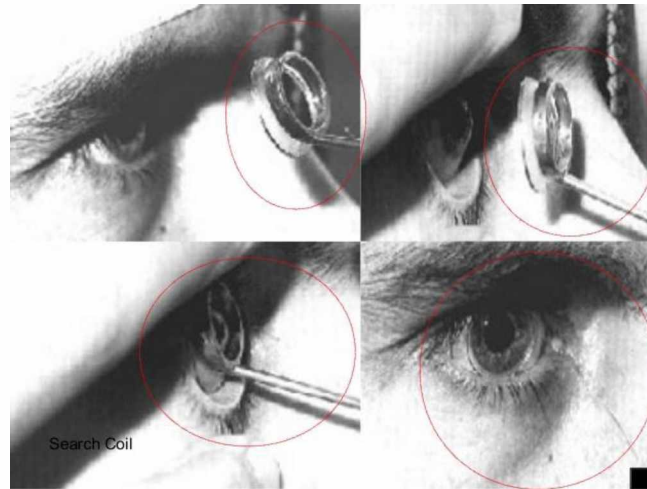
Inicialmente, as pesquisas realizadas sobre técnicas de rastreamento do olhar eram de cunho clínico, especificamente para estudo de disfunções e lesões nos olhos, distúrbios de leitura e outros problemas oftalmológicos. Porém, com o passar do tempo essa tecnologia passou a ser usada nas ciências cognitivas, por exemplo, na área da saúde para desenvolvimento e validação de modelos cognitivos, no estudo da percepção, e na análise de tarefas comuns, como pilotar um carro ou uma aeronave ou até mesmo como preparar uma xícara de chá (JACOB, 2003).

O termo *eye tracking* pode ser utilizado de duas formas. Primeiro, pode ser usado para representar técnicas capazes de localizar a posição do olho do usuário em relação à sua cabeça. Além disso, também representa técnicas capazes de determinar o ponto que está sendo visto pelo usuário, ou seja, onde este está olhando. Apesar de ambas as definições possuírem muito a oferecer em avaliações de usabilidade e outros experimentos, existe um foco atual na identificação do ponto de interesse pelo usuário, ou seja, no segundo caso (GIANNOTTO, 2009).

Um sistema ou sensor capaz de realizar o rastreamento do olhar é chamado de *eye tracker*. Estes são dispositivos que indicam a direção do olhar de uma pessoa em função do tempo, enquanto ela realiza uma tarefa. Com essa informação é possível identificar, compreender e diagnosticar dificuldades encontradas na realização da tarefa, por exemplo. Atualmente, a grande maioria dos dispositivos *eye tracker* disponíveis se baseiam no uso de câmeras de vídeo, usados para diversas aplicações, sejam elas clínicas, como tecnologias assistivas ou mesmo para lazer. Porém, existem também outras técnicas e dispositivos que foram e são utilizados por pesquisadores e usuários (GIANNOTTO, 2009).

Os primeiros dispositivos *eye tracker* foram lentes de contato aplicadas no usuário, sendo estas adaptadas com dispositivos mecânicos ou óticos. Duchowski (2007) cita como opções o uso de fósforos reflexivos para facilitar a detecção ocular em imagens, espirais de fio e bobinas para detectar variações de campos magnéticos ao movimentar o olho, e também lentes conectadas mecanicamente a alguns dispositivos de registro em papel ou em disco. Embora seja intrusivo, o uso de lentes adaptadas ainda é uma das técnicas mais precisas já propostas na medição da posição do olho do observador.

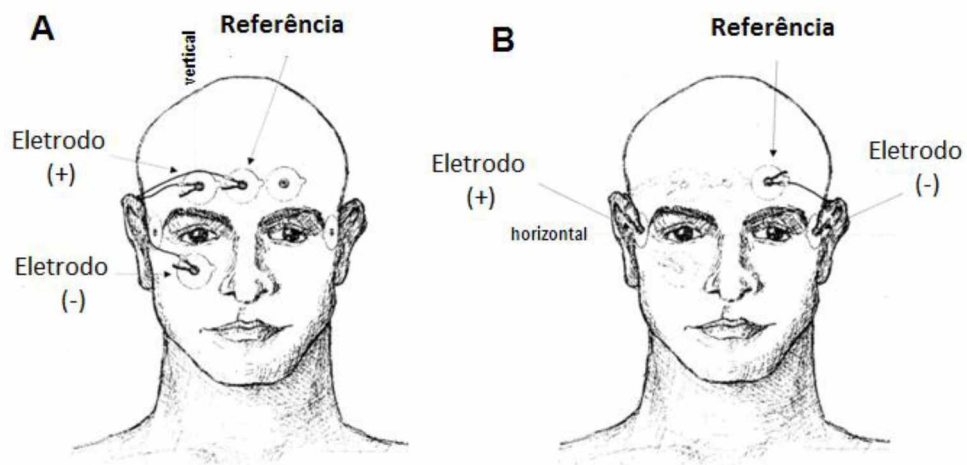
Figura 8 – Colocação de lentes adaptadas para rastreamento do olho do indivíduo.



Fonte (adaptado): GIANNOTTO, 2009.

Outra técnica bastante utilizada é a eletro-oculografia ou EOG. Através do uso de eletrodos de superfície na pele da região próxima ao olho, os mesmos empregados na eletromiografia, esta técnica permite detectar pequenas alterações de potencial ao movimentar os olhos horizontalmente ou verticalmente, que são registradas pelo equipamento e convertido em graus representando os movimentos e a posição do olho em relação à cabeça do usuário (Figura 9). Esta técnica ainda é bastante utilizada em função da sua simplicidade de utilização, e principalmente de seu custo reduzido. Porém, embora o EOG seja interessante para detectar o movimento dos olhos, a técnica não é adequada para fornecer o ponto observado pelo usuário (DUCHOWSKI, 2007). Além disso, o EOG não oferece recursos para estimação da posição da cabeça, o que força o usuário a permanecer completamente imóvel durante a utilização do sistema.

Figura 9 – Posicionamento de eletrodos para uma coleta de EOG.

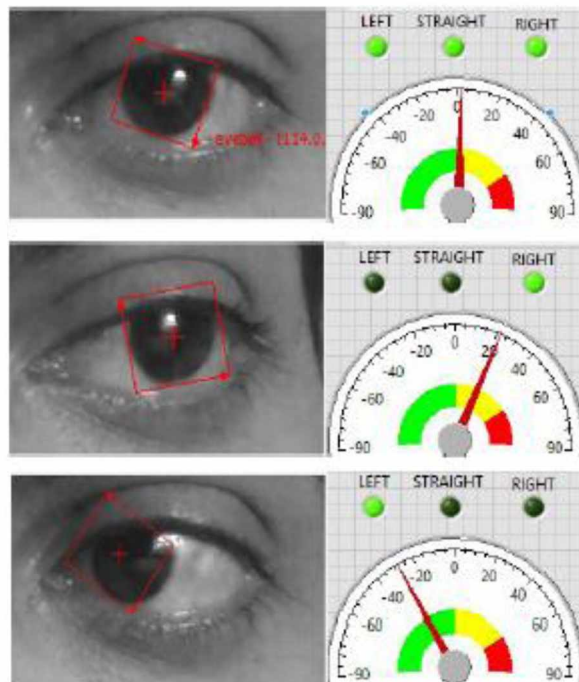


Fonte (adaptado): BORBÉLY, 2013.

Além das duas técnicas apresentadas, existe também a vídeoculografia ou VOG. Diferentemente das duas técnicas anteriores, ela não é invasiva, ou seja, não é necessário nenhum tipo de contato com usuário, o que oferece maior conforto e menos preparo para o uso. Esta técnica consiste na utilização de câmeras de vídeo para registrar imagens dos próprios usuários. Essas imagens coletadas são em seguida processadas para que possa ser feita a detecção da posição dos olhos e de seus movimentos (GIANNOTTO, 2009).

Segundo Morimoto (2004), a VOG faz uso de alguma propriedade ou característica do olho humano que possa ser detectada através do processamento das imagens de uma câmera de vídeo ou de outro dispositivo ótico. Entre as características, pode se citar a cor dos olhos, forma ou mesmo a posição deles. Normalmente, porém, costuma-se utilizar a técnica baseando-se na detecção da pupila do olho, conforme mostrado na Figura 10.

Figura 10 – Detecção da pupila durante uma coleta de VOG.



Fonte (adaptado): THAKUR, 2004.

Apesar das grandes vantagens dessa técnica em relação às anteriores, existem atualmente poucos dispositivos *eye tracker* baseados em VOG que fazem uso de câmeras para detecção no espectro visível. Isso se deve principalmente à grande suscetibilidade de tais câmeras à variação da iluminação ambiente (GIANNOTTO, 2009).

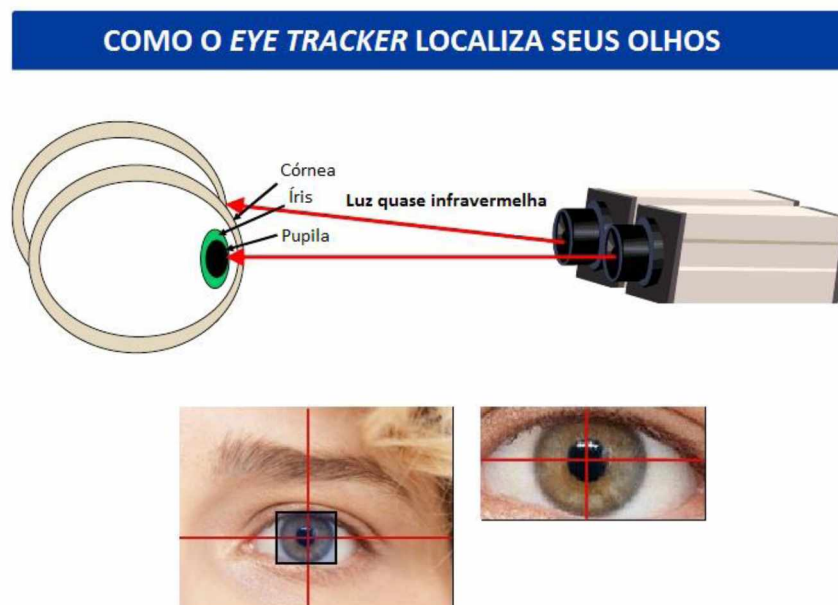
Por fim, o método mais amplamente empregado na construção dos dispositivos *eye tracker* atuais é chamado de método centro-da-pupila/reflexão-na-córnea ou PC/CR. Este método também utiliza processamento de imagens para detecção da pupila e de feixe de luz refletidos nos olhos das pessoas, e através de

algumas técnicas específicas, pode ser utilizado por uma grande quantidade de pessoas. Além disso, a maioria dos dispositivos *eye tracker* atuais permite extensos movimentos de cabeça (TOBII, 2017). Este método tem como principais vantagens sua característica não invasiva e uma boa resposta do olho em termos de contraste quando iluminado por luz infravermelha. Em função do aumento do poder computacional nos últimos anos, percebe-se ainda o surgimento de algoritmos de detecção cada vez mais sofisticados.

Assim como no caso do VOG tradicional, no PC/CR também são utilizadas câmeras de vídeo para obtenção de imagens do usuário. Porém, esta técnica trabalha com o espectro de luz infravermelho, que ao contrário do VOG, não é visível ao olho humano. Em função disso, esse método PC/CR também pode ser chamado de oculografia por infravermelho (do inglês *infrared oculography* ou IROG).

Atualmente, tem-se que a maior parte dos *eye tracker* comerciais são baseados no método de IROG. Ainda, a grande maioria das pesquisas que buscam implementar um *eye tracker* ou realizar algum tipo de controle também fazem uso desta técnica. É importante notar que a precisão desta técnica é determinada principalmente pela precisão com que os algoritmos de processamento de imagens são capazes de determinar as posições do centro da pupila e dos feixes de luz refletidos (GIANNOTTO, 2009). Este processamento pode tanto detectar o limbo do olho, através do contraste entre a esclera (o branco do olho) e o escuro da íris, como também pode detectar a fronteira entre a íris e a pupila, como mostrado na Figura 11.

Figura 11 – Características usadas na técnica de rastreo por IROG.



Fonte (adaptado): SCHALL, 2008.

O principal problema deste método, porém, é que ele não é muito adequado para ambientes externos durante o dia. Como o método depende da detecção de um feixe infravermelho, ele sofre interferências da luz natural, visto que esta é composta por luz em diversas faixas do espectro luminoso incluindo luz no espectro infravermelho (LI, 2006).

Para a maioria das pesquisas relacionadas com o rastreamento do olhar, porém, não é o suficiente saber a orientação dos olhos do observador em relação a sua face. Com o objetivo de descobrir onde os usuários estão olhando, é necessário o uso de procedimentos de calibração e mapeamento a posição dos olhos dos usuários, específicos para cada uma das técnicas utilizadas, em coordenadas de um monitor ou nos próprios objetos vistos pelos usuários. Em geral, a calibração é constituída por um procedimento simples no qual o observador se posiciona em frente a uma superfície plana, como a tela do computador, e tem que olhar diretamente para um pequeno número de pontos enquanto o dispositivo registra a posição de seus olhos e outras informações (GIANNOTTO, 2009).

Após passar pelo processo de calibração, o dispositivo *eye tracker* é então capaz de estimar com o ponto observado pelo usuário, desde que este ponto esteja no mesmo plano ou referência usada durante a calibração. Este mapeamento, conhecido como mapeamento 2D, normalmente é realizado sobre a própria tela do computador, de forma que a coordenada calculada pelo *eye tracker* representa a posição da tela observada pelo usuário e é dada na forma de um ponto (x,y) (GIANNOTTO, 2009). A Figura 12 mostra um esquema para ilustrar os passos realizados por um dispositivo *eye tracker* por IROG para a determinação da coordenada de interesse.

Em relação aos dispositivos, Giannotto (2009) classifica-os em relação a algumas de suas características específicas, como por exemplo:

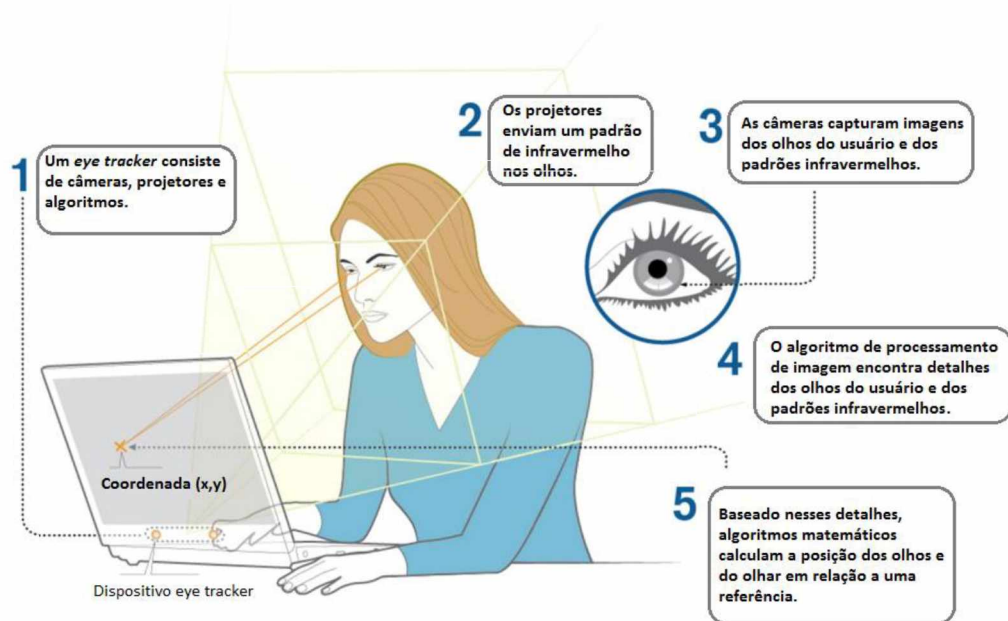
- **Quanto à montagem:** os dispositivos podem ser montados na mesa ou estação de trabalho, próximos à tela ou anteparo, ou ainda na cabeça do usuário, classificando como um dispositivo *wearable*;

- **Quanto aos tipos de dados:** além da posição nos olhos, os dispositivos podem ainda fornecer outras informações, como posição da cabeça, ponto observado de interesse do usuário, diâmetro da pupila, entre outros;

- **Quanto à taxa de dados:** faz referência à taxa de amostragem, ou seja, à velocidade com qual é feita a disponibilidade das informações. Pode ser desde valores baixos como 15 Hz até valores extremamente altos, como 2.000 Hz. Normalmente, costuma-se encontrar dispositivos na faixa de 50 a 60 Hz;

- **Quanto à precisão:** parâmetro que indica o erro associado com a medida do *eye tracker*. Costuma ser expresso em graus do campo visual, ou distância em pixels entre o valor medido e o valor observado.

Figura 12 – Passos para que o dispositivo possa determinar a coordenada de interesse do usuário.



Fonte (adaptado): TOBII, 2017.

2.3 REALIDADE VIRTUAL

As primeiras interfaces computacionais surgiram nas décadas de 40 e 50, e eram baseadas em chaves e lâmpadas, de forma que a comunicação com o computador era feita utilizando linguagem de máquina. Na década de 60 surgiram as primeiras interfaces gráficas rudimentares. Com a utilização de microprocessadores, os microcomputadores se popularizaram a partir da década de 70, usando interface baseada em comando. A evolução de interface baseada em comandos resultou no Windows, que, explorando técnicas de multimídia, continua sendo utilizada atualmente. Porém, a interface em Windows tem o problema de ser restrita à tela do monitor e também precisa fazer uso de representações como menus e ícones (KIRNER, 2007).

A Realidade Virtual surge então como uma nova geração de interface e, usando representações tridimensionais mais próximas da realidade do usuário, permite romper a barreira da tela, além de possibilitar interações mais naturais. A Realidade Virtual teve suas origens na década de 60, mas só ganhou força na década de 90, quando o avanço tecnológico propiciou condições para a execução da computação gráfica interativa em tempo real (KIRNER, 2007).

A Realidade Virtual permite a visualização, movimentação e interação do usuário, em tempo real, com ambientes tridimensionais gerados por computador. Em

suas aplicações, o sentido da visão costuma ser preponderante, mas os outros sentidos, como tato e audição, também podem ser usados para enriquecer a experiência do usuário. A Figura 13 mostra um exemplo de ambiente virtual visto no monitor.

Figura 13 – Exemplo de ambiente virtual, com diversos elementos espalhados na cena.



Fonte: PASIN, 2015.

A forma de interação do usuário com o ambiente virtual é um dos aspectos mais significativos na interface e se refere à capacidade do computador detectar e reagir às ações do usuário, promovendo então alterações na aplicação (BOWMAN, 2005). Para o usuário, interagir com um ambiente virtual realista e em tempo real torna a interação mais rica e natural, gerando mais engajamento e eficiência.

A interação com ambientes virtuais pode ser realizada através de dispositivos não convencionais, como capacete de visualização (como mostrado na Figura 14) ou luvas, o próprio corpo, como gestos e comandos de voz, ou até mesmo dispositivos convencionais como mouse, teclado e monitor de vídeo. Ela consiste na capacidade do usuário atuar em ambientes virtuais, promovendo alterações e reações às suas ações. Esta é a principal característica dos jogos por computador, sendo o fator determinante para o envolvimento do usuário e o sucesso da aplicação (KIRNER, 2007).

Figura 14 – Indivíduo usando um HDM para visualizar o cenário de um jogo.



Fonte: BLUMBERG, 2016.

2.3.1 Ferramentas de Realidade Virtual

O desenvolvimento de aplicações de Realidade Virtual pode ser facilitado através do uso de ferramentas apropriadas para cada caso, como linguagens, bibliotecas, ambientes visuais de desenvolvimento, entre outras. A escolha certa das ferramentas depende de um bom conhecimento do domínio da aplicação e da disponibilidade de recursos de hardware e de software, além de recursos financeiros, quando se tratar de ferramentas comerciais (GUIMARÃES, 2007).

A renderização de imagens em um aplicativo de RV é coordenada pelo *engine* ou motor gráfico. Entre as características que devem ser buscadas em um motor gráfico, é possível citar:

- Compatibilidade com vários recursos gráficos ou integração com softwares de modelagem, além de suporte a vários tipos de texturas e animações;
- Suporte a vários dispositivos (de entrada ou de saída);
- Disponibilidade de efeitos gráficos necessários ou desejados para o aplicativo, como animação de partículas ou sombras;
- Possibilidade de ser executado facilmente em toda a gama de hardware que for ser utilizada para o ambiente virtual, além de ser multiplataforma;
- Ser de fácil aprendizado e utilização.

Alguns dos motores gráficos mais utilizados atualmente são Unity 3D, Unreal Engine, Frostbite Engine e CryEngine, embora estes dois últimos sejam mais utilizados para o desenvolvimento de jogos do que para outras aplicações.

2.3.2 Características de um ambiente virtual

Conceitualmente, um ambiente envolve um determinado espaço e uma situação delimitada, e inclui todos os componentes neles inseridos, como o conjunto de objetos e de condições passíveis de serem percebidos e com os quais é possível interagir. Nessa mesma linha de raciocínio, um ambiente virtual é um ambiente interativo, gerado por um computador e disponibilizado através de um sistema de Realidade Virtual (STUART, 1996).

De acordo com Vince (1995), são características que devem ser levadas em consideração para o desenvolvimento de um ambiente virtual:

- **Sintético:** o ambiente deve ser gerado em tempo real, e não ser uma gravação como é o caso de sistemas de multimídia;
- **Tridimensional:** o ambiente que cerca o usuário é representado em três dimensões (3D), dando ao usuário a impressão de profundidade;

- **Multissensorial:** usa-se mais de um sentido para representar o ambiente, como a visão, audição, percepção espacial (de profundidade), reação do usuário com o ambiente, entre outros;

- **Imersivo:** refere-se à impressão de que se está dentro do ambiente produzido computacionalmente. Normalmente, um sistema imersivo é obtido com o uso de capacetes de visualização, mas outros sentidos, como o som e controles reativos, também podem colaborar com a imersão;

- **Interativo:** representa a capacidade de detectar as entradas do usuário e modificar instantaneamente o mundo virtual e as ações realizadas sobre ele;

- **Realista:** envolve a precisão com que o ambiente virtual reproduz os objetos reais, as interações com os usuários e o próprio modelo do ambiente;

2.3.3 Realidade Virtual e suas aplicações na Saúde

Além da área de jogos e entretenimento, a Realidade Virtual vem encontrando uma aplicação cada vez maior na área da educação e treinamento. Estudos referentes ao aprendizado com RV mostram ganhos, em termos de aprendizagem, superiores a diversas outras formas de interação visando educação mediada por computador. A Realidade Virtual pode ser aplicada em várias áreas, como Medicina, indústria e aplicativos para matemática básica, experimentos virtuais de Óptica Geométrica e até simulações de circuitos integrados (CARDOSO, 2008). Algumas vantagens do uso de RV como ferramenta de aprendizagem são:

- Motivação de estudantes e usuários de forma geral, baseada na experiência em primeira pessoa vivenciada pelos mesmos;

- Capacidade aprimorada de ilustrar características e processos, se comparado com outros meios de multimídia;

- Possibilidade de visualizações de detalhes dos objetos;

- Permite realização de experimentos virtuais, na falta de recursos, ou para fins de educação virtual interativa;

- Permite ao usuário realizar experimentos de forma atemporal, fora do âmbito de uma aula clássica;

- Em função do requisito de interação, exige participação ativa dentro de um processo de visualização;

- Pode ensinar habilidades computacionais e de domínio de periféricos.

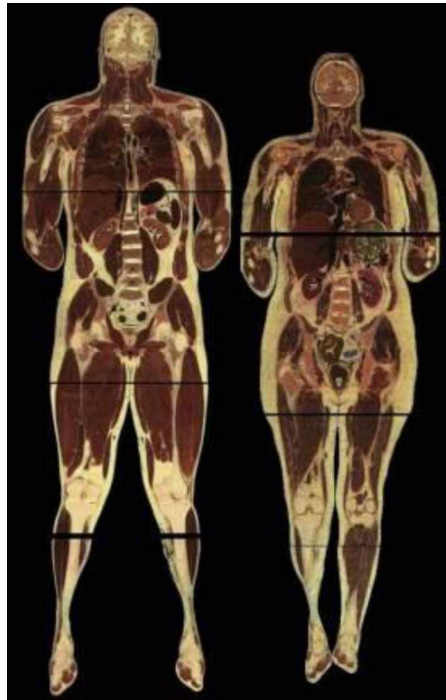
Dentre as aplicações levantadas, a medicina é uma das áreas que mais se beneficiam do uso de Realidade Virtual para educação, treinamento, diagnóstico, tratamento e simulação de cirurgia. Em função de suas características de

visualização 3D e de interação em tempo real, o uso de RV na Medicina permite a realização de intervenções médicas, que antes não podiam ser realizadas (NUNES, 2007).

Atualmente, a educação médica encara diversos desafios, seja no campo das ciências biológicas ou na área tecnológica e estão relacionados tanto à formação de futuros médicos, quanto à atualização de profissionais já formados. Por causa do rápido desenvolvimento de técnicas e da constante evolução das tecnologias associadas aos procedimentos clínicos, é necessária uma constante atualização por parte dos profissionais da saúde.

Nesse quesito, os ambientes virtuais podem fornecer ferramentas educacionais que cobrem os aspectos experimentais através de uma abordagem didática, explorando a visualização 3D de partes do corpo humano. O estudo da anatomia em módulos virtuais diminui a necessidade do uso de cadáveres e, em função dos avanços nas capacidades tecnológicas e de modelagem, é capaz de oferecer modelos com comportamentos mais reais. Em um modelo humano virtual, tornou-se possível observar os órgãos em pleno funcionamento, diminuir os riscos de erros de secção e os efeitos psicológicos adversos gerados pelo contato com cadáveres reais (NUNES, 2007). O *Visible Human Project*, por exemplo, disponibiliza uma representação tridimensional de um corpo feminino e outro masculino, obtidas a partir da secção milimétrica de corpos humanos.

Figura 15 – Modelos anatômicos humanos mostrados no *Visible Human Project*.

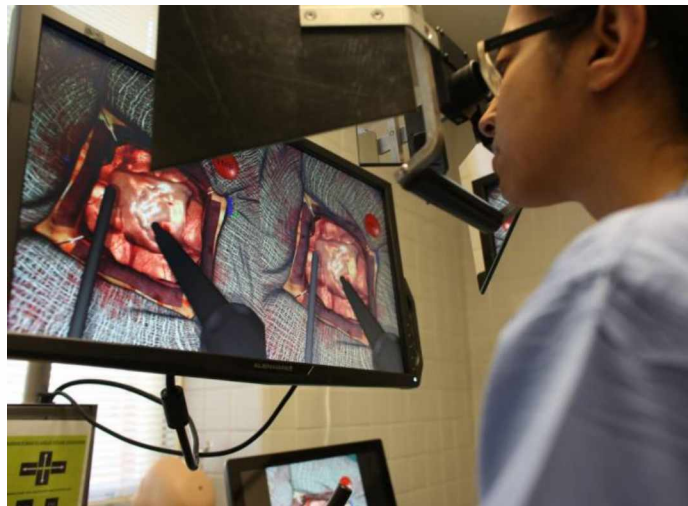


Fonte: NLM IN FOCUS, 2014.

A RV, quando aplicada à cirurgia, pode ser utilizada em uma série de situações que variam desde o planejamento de um procedimento até o treinamento

de técnicas e assistência para a sua realização (Figura 16). Além disso, ambientes em Realidade Virtual também têm sido utilizados para apoiar o tratamento de diferentes sequelas motoras e cognitivas, derivadas de distúrbios ou danos cerebrais. Em geral, os ambientes virtuais possibilitam uma variedade de associações não possíveis com outras interfaces homem-máquina, devido às qualidades multisensoriais e espaciais destes ambientes, contribuindo para o enriquecimento das aplicações na área de reabilitação (NUNES, 2007).

Figura 16 – Simulação de procedimento cirúrgico utilizando Realidade Virtual.

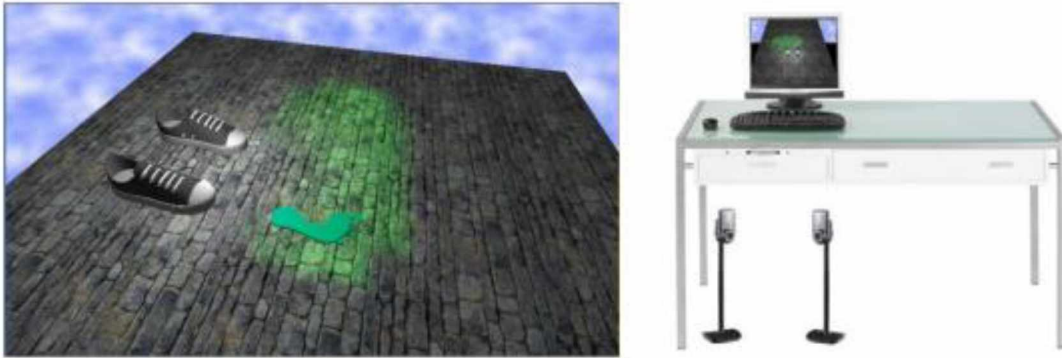


Fonte: PRADO, 2016.

A Realidade Virtual também tem um grande impacto na área de tecnologias assistivas. Em função dos avanços tecnológicos, a RV passou a ser utilizada na reabilitação e suporte para um grande número de deficiências. A RV tornou-se, nessa área, uma grande ferramenta para auxiliar nos campos de reabilitação, treinamento e avaliação. São exemplos da utilização da Realidade Virtual interfaces, jogos, simulações, ambientes virtuais e outros. De forma geral, o papel principal dessas tecnologias desenvolvidas por meio da RV é providenciar melhoria da vida social e inclusão de todas as pessoas com deficiência, independente da idade ou gênero (SÁNCHEZ, 2011).

Um exemplo de aplicação de Realidade Virtual na área de reabilitação é um jogo desenvolvido para melhorar o equilíbrio e reduzir quedas para pessoas idosas (LANGE, 2011). Jogos de dança de corpo inteiro, que usam tecnologias como o dispositivo Microsoft Kinect, têm demonstrado uma melhora na qualidade de vida para crianças e jovens. Em função disso, percebeu-se a possibilidade em desenvolver um protótipo em RV, específico para atender as necessidades de pessoas idosas e tentar obter uma melhora no equilíbrio e reduzir as quedas destes indivíduos.

Figura 17 – Tela de interface do jogo desenvolvido (esquerda) e montagem do protótipo (direita).



Fonte: LANGE, 2011.

2.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, foram utilizadas formas de acionamento de sistema por meio de eletromiografia e por oculografia por infravermelho. Ambos são controles não convencionais, sendo que o primeiro se utiliza das contrações musculares e o segundo da reflexão da pupila do olho humano. Essas duas técnicas são bastante estabelecidas na literatura, por serem confiáveis, práticas de se usar, e principalmente por serem de baixo custo e manutenção.

Além disso, considerou-se utilizar um ambiente virtual para criar um modelo condizente com a realidade na condução de uma cadeira de rodas virtual. Tais modelos (chamados simuladores) têm como principal função permitir intervenções em alguns cenários que não poderiam ser feitas em uma situação real, sem apresentar algum tipo de risco ou outra característica adversa. Dessa forma, o uso de simuladores pode providenciar um ambiente seguro para treinamento, aprendizado e adaptação, até que o usuário esteja preparado para lidar com a situação real adequadamente.

Logo, este capítulo apresentou os fundamentos básicos a respeito dos temas que envolvem a ferramenta proposta nos objetivos deste trabalho, criando a base de conhecimentos necessários para o desenvolvimento da mesma.

CAPÍTULO 3 – TRABALHOS CORRELATOS

3.1 INTRODUÇÃO

O objetivo deste capítulo é apresentar pesquisas relacionadas a este tema. O foco principal desta busca foram trabalhos que apresentam aplicações de simuladores de cadeiras de rodas usando Realidade Virtual e trabalhos que utilizaram formas alternativas para controle da cadeira de rodas motorizada.

3.2 TRABALHOS AVALIADOS

Dentre os trabalhos avaliados disponíveis na literatura, alguns deles apresentam desenvolvimento, conceitos e referências teóricas relacionadas ao tema em questão. Entre todos os trabalhos encontrados, foram selecionados 10 trabalhos que apresentaram as contribuições mais relevantes para a pesquisa.

3.2.1 Trabalho “Revisão”

No trabalho “Revisão”, com o título “Electric wheelchair navigation simulators: why, when, how?”, é mostrada uma síntese de alguns dos simuladores de cadeiras de rodas existentes atualmente. Embora eles se diferenciem bastante, principalmente em relação à forma de apresentação (por exemplo, alguns possuem vista isométrica, 6-DoF ou 6 graus de liberdade, visão estereoscópica, entre outros), todos os trabalhos apresentados oferecem aos usuários (pacientes, médicos de prescrição e reabilitação, terapeutas) uma ferramenta de avaliação e quantificação da performance, são fáceis de usar, abertos para serem utilizados com outras ferramentas comerciais e principalmente com um custo razoável, facilitando ainda mais a sua utilização (ABELLARD, 2010).

3.2.2 Trabalho “Wheelchair Trainer”

No trabalho “Wheelchair Trainer”, denominado “Training wheelchair navigation in immersive virtual environments for patients with spinal cord injury – end-user input to design an effective system”, foi apresentado o desenvolvimento de um simulador de cadeira de rodas usando o conceito de design centrado no usuário usando um dispositivo de imersão, o *Oculus Rift*, para treinamento com pessoas com lesão na medula espinhal. O sistema foi testado por sete profissionais da área e por cinco pacientes com lesão na medula espinhal que possuísem experiência no controle da cadeira de rodas. Os participantes classificaram o sistema apresentado como realista, tanto no quesito da simulação de condução quanto no ambiente do simulador, o que de um modo geral determinou que o sistema como sendo capaz de reproduzir realisticamente o processo de condução de uma cadeira de rodas motorizada. O ambiente apresentado no simulador foi modelado de acordo com a instituição na qual foram feitas as coletas, ambiente conhecido pelos participantes, o que segundo os mesmos teve um impacto positivo no aspecto de realismo e consequentemente imersão do simulador. Como consenso geral, os participantes

descreveram o potencial do treinamento para superar as dificuldades no desenvolvimento de habilidades necessárias para navegar por entre obstáculo, e afirmaram que o uso da ferramenta de Realidade Virtual proposta poderia ajudar esse processo de superação e aprendizado (NUNNERLEY, 2016).

3.2.3 Trabalho “Wheelchair-VR”

No trabalho “Wheelchair-VR”, intitulado “The implementation and validation of a virtual environment for training powered wheelchair manoeuvres” primeiro é feita uma análise de ferramentas utilizadas para treinamento, em especial de cadeiras de rodas. Em seguida, descreve-se a implementação de um sistema de Realidade Virtual próprio e realiza um estudo de validação com um total de 33 participantes. Os resultados do estudo indicam que, a um nível de significância de 5%, há uma melhoria nas habilidades de condução da cadeira de rodas motorizada após o uso do sistema proposto. Dessa forma, definiu-se, estatisticamente, a possibilidade de utilizar um simulador de cadeira de rodas para desenvolver a competência de um usuário no processo de condução, evitando os riscos inerentes ao treinamento no mundo real. No entanto, a ocorrência de um efeito chamado de náusea digital (do inglês *cybersickness*) foi um dos problemas percebidos entre os participantes durante o uso do simulador com o dispositivo de imersão, limitando assim o seu uso clínico (JOHN, 2017).

3.2.4 Trabalho “ViEW”

No trabalho “ViEW”, com o título “ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis”, é apresentado um simulador de cadeira de rodas motorizada que foca no aprendizado da condução e na parametrização das configurações de uma CRM para novos usuários. Primeiro é feita uma análise do uso de simuladores desde os anos 90, ressaltando a importância de se definir a correlação entre o modelo real e o modelo virtual apresentado, ou seja, o quanto de semelhança existe entre o experimento conduzido dentro do ambiente do simulador e o evento real, o que leva necessariamente a um balanço entre custo e complexidade do sistema. Em seguida, é apresentado o simulador criado para a pesquisa. Foram modelados três diferentes tipos de CRM, por tração, propulsão e motor central, a fim de abranger um maior número de casos de uso. Além disso, o sistema desenvolvido permite integração com inúmeros outros dispositivos, como joystick com *force feedback*, HMD para imersão, e controles alternativos como *eye tracking* e EMG. Uma característica importante do sistema é a possibilidade de acesso a alguns dados advindos do uso do simulador, que podem então ser utilizados para análise de desempenho e outros estudos. Por fim, o sistema foi utilizado em um estudo com 13 participantes para avaliar a melhoria na habilidade de condução da cadeira de rodas após o uso do simulador. Observou-se, através de um sistema de avaliação próprio, uma melhora considerável (aumento de 27% na pontuação após o uso do simulador) nas tarefas propostas, indicando assim que o uso de ferramentas virtuais de simulação pode

contribuir no desenvolvimento das habilidades de condução de CRM de um indivíduo (MORÈRE, 2015).

3.2.5 Trabalho “miWe simulator”

No trabalho “miWe simulator”, intitulado “Driving performance in a power wheelchair simulator”, há um foco na equivalência entre a performance de condução de um simulador virtual e a performance de condução de uma cadeira de rodas real, a fim de se determinar a eficiência do treinamento fornecido pelo simulador para o indivíduo. Participaram da pesquisa 16 voluntários hígidos (que não apresentavam nenhuma deficiência) realizando as tarefas no simulador, e outros 13 voluntários fizeram as mesmas tarefas, mas com uma cadeira de rodas de verdade. Todos os participantes eram destros e nenhum deles tinha experiência prévia com cadeiras de rodas (real ou virtual). Foram registrados os dados do joystick no eixo X (esquerda/direita) e Y (frente/trás) para ambos os grupos, a fim de se calcular o número de movimentos no joystick, e o grupo que utilizou o simulador passou ainda por um questionário de I-Group Presence para avaliar o realismo e imersão da experiência. Verificou-se que o desempenho foi muito parecido na condução da CRM no simulador e na experiência real. Assim, determinou-se por meio deste que um simulador poderia efetivamente ser utilizado para complementar o treinamento de pessoas que necessitam de uma cadeira de rodas motorizada e usam um joystick regular, de forma a melhorar seu desempenho no ato de condução da mesma (ARCHAMBAULT, 2012).

3.2.6 Trabalho “IntellWheels”

O trabalho “IntellWheels”, com o título “Intelligent wheelchair simulator for users’ training”, realiza um estudo para avaliar se as exigências de uso de um simulador de CRM com interface multimodal são adequadas às habilidades de crianças que apresentam PC. Foi feito um estudo de caso descritivo de grupo com um total de seis crianças com idade entre seis e 12 anos, onde as mesmas navegaram por cinco níveis de dificuldade crescente, modelados a partir da instituição na qual foram realizados os testes e contando com um sistema de avaliação no final de cada percurso baseado em alguns critérios (número de colisões, número de tentativas, número de ‘bolas’ coletadas e objetivo final completado). Embora houvesse múltiplas formas de acionamento (joystick, movimentos de cabeça, comandos de voz, botões do joystick, joystick virtual), os participantes utilizaram somente o joystick e o movimento de cabeça através de um Wiimote. Percebeu-se um melhor desempenho geral na utilização do joystick, e também foi verificado que alguns dos participantes não conseguiram completar o percurso usando o controle alternativo proposto, dessa forma fazendo-se necessário considerar novas alternativas para estes indivíduos, alternativas estas que se adaptem melhor às suas respectivas condições (FARIA, 2013).

3.2.7 Trabalho “Acelerômetro”

O trabalho “Acelerômetro”, intitulado “Wheelchair control by head motion” mostra o desenvolvimento de um sistema de controle alternativo para a cadeira de rodas, por meio de reconhecimento dos movimentos da cabeça. A proposta consistiu em um sistema digital, um acelerômetro, microcontrolador e um atuador mecânico. O acelerômetro foi usado para coletar dados dos movimentos da cabeça, e para processar os dados do sensor foi implementado um algoritmo no microcontrolador. A saída do sistema está ligada com o atuador mecânico, o qual é utilizado para movimentar o joystick da cadeira de acordo com o comando do usuário. Assim, o movimento da cabeça do usuário corresponde a uma posição do joystick. Para teste do sistema, foi usada uma cadeira de rodas Otto Bock B400, no qual três participantes testaram o sistema em duas etapas. Na primeira, foram testados os quatro comandos (movimentos com a cabeça) inúmeras vezes, para garantir que os comandos estavam sendo reconhecidos corretamente. Na segunda etapa, o objetivo foi garantir a robustez do sistema contra falso-positivos, onde os participantes fizeram movimentos pré-definidos com a cabeça sem a intenção de comandar a cadeira. Este tipo de avaliação mostra-se igualmente importante para um sistema, pois a ocorrência de casos de falso-positivo durante a condução de uma cadeira de rodas motorizada pode acarretar riscos para o usuário, podendo, por exemplo, direcioná-lo para lugares não desejados e indevidos, como obstáculos, outros indivíduos, paredes ou desníveis de terreno, como escadas (PAJKANOVIC, 2013).

3.2.8 Trabalho “TDS”

No trabalho “TDS”, “Preliminary assessment of linguistic unit system in medium-term use of computer access and wheelchair control”, foi proposto um sistema de condução através da língua (do inglês *Tongue Driving System* ou TDS) para ser usado como forma alternativa de controle de uma CRM para indivíduos sem o controle dos músculos voluntários necessário para a utilização de um joystick convencional. O TDS proposto possui quatro componentes, sendo eles um marcador magnético fixado na língua, uma touca com um feixe de sensores magnéticos de três eixos, um módulo *wireless* para comunicação com um computador ou *smartphone* para transferir os dados do sensor magnético e um algoritmo de processamento de sinal para reconhecer a posição do marcador em tempo real. Foi realizada uma avaliação do sistema com nove indivíduos, e verificou-se que este apresentou uma boa resposta ao longo das sessões de treinamento, fundamentando a viabilidade de um TDS como forma de controle alternativa para indivíduos com deficiências motoras severas (YOUSEFI, 2011).

3.2.9 Trabalho “Eye tracker”

O trabalho “Eye tracker”, denominado “A virtual reality platform for safe evaluation and training of natural gaze-based wheelchair driving”, traz como proposta a utilização de uma interface de *eye tracking* em função de sua natureza intuitiva,

visto que a direção do olhar é comumente associada às intenções do usuário. O trabalho faz referência ao problema conhecido como ‘toque de Midas’, presente em muitas interações homem-computador, onde nem toda interação significa necessariamente uma intenção por parte do usuário, o que pode acarretar eventos de falso-positivo em uma determinada interface. Além de controlar um simulador de CRM por meio da informação visual, armazenou-se também a trajetória dessas informações a fim de avaliar o quão disruptiva a utilização de *eye tracking* como forma de controle é para o movimento natural dos olhos. Foi feito um experimento com seis voluntários, empregando três técnicas distintas de comando através da direção ocular. Verificou-se que a técnica que se utilizava de uma realimentação visual (uma tela de computador com setas direcionais) mostrou melhores resultados em relação às outras duas que determinavam a intenção de movimento do usuário a partir da direção que este estivesse olhando no ambiente (KTENA, 2015).

3.2.10 Trabalho “Eletromiografia”

No trabalho “Eletromiografia”, com o título “A control of electric wheelchair using an EMG based on degree of muscular activity”, é apresentado o controle de uma CRM através do uso de eletromiografia de superfície. É utilizada a atividade de quatro músculos distintos, sendo eles do pescoço, ambos os ombros e do masseter, e através da combinação da atividade nesses músculos é feito o controle da cadeira em sete diferentes comandos (parar, frente, ré, esquerda, direita, ré para esquerda e ré para direita). A fim de se verificar a precisão do sistema, foi feito um experimento com cinco voluntários, dividido em duas etapas. Primeiro, foi realizada uma etapa de distinção, onde uma das seis direções de movimento era requerida aleatoriamente e o voluntário deveria ativar os músculos necessários para executar tal movimento. Em seguida, foi realizada uma avaliação de condução em percurso, primeiro em um percurso com três cones como obstáculos, e na sequência em uma pista específica para o trabalho. Obteve-se como resultado uma distinção superior a 89% em todos os casos, mostrando que uma combinação de atividades musculares de múltiplos músculos pode constituir também uma forma de controle alternativo mais natural ao usuário, dado o devido treinamento (ISHII, 2016).

3.3 RESUMO DOS TRABALHOS AVALIADOS

Os trabalhos citados mostraram como a aplicação de simuladores virtuais pode de fato auxiliar no treinamento e melhoria das habilidades relacionadas à condução de uma cadeira de rodas motorizada. Além disso, verificou-se também que é possível utilizar de formas de controle alternativas ao joystick tradicional, mesmo dentro de um ambiente virtual, o que é um requisito importante considerando o tipo de sistema que se pretende com a pesquisa, que utiliza, em um primeiro momento, tanto eletromiografia quanto *eye tracking*.

Essa característica, que é um princípio de multimodalidade, é importante de forma a propiciar uma gama de opções maior ao usuário final. Considerando os

inúmeros graus e particularidades de deficiências existentes entre os usuários de CRM, oferecer múltiplas formas de acionamento de um determinado sistema é ainda a melhor maneira de garantir a adequação do sistema ao maior número de usuários possível do mesmo.

Apesar de possuírem escopos diferentes, os trabalhos relacionados e apresentados nas seções anteriores contribuem para a fundamentação e justificativa da utilização de Realidade Virtual como ferramenta de treinamento e aprendizado para usuários de cadeira de rodas, especialmente os que não possuem condições de utilizar o controle por joystick tradicional e necessitam de alguma forma alternativa de acionamento. A relevância é ressaltada em ambientes clínicos e de reabilitação que necessitam de uma ferramenta de treino com menor custo, menor exigência de espaço físico e principalmente nenhum risco ao paciente.

O trabalho “Revisão”, mostrado neste capítulo, apresenta um estudo e revisão de vários simuladores de cadeiras de rodas existentes hoje. São mostrados inúmeros simuladores, um total de 19 desenvolvidos desde 1993 em vários países diferentes, com as mais variadas características, como disponibilidade de avaliação quantitativa (numérica) e qualitativa (através de questões), sistema inteligente para detecção de obstáculos, sistemas que oferecem auxílio à navegação, e várias formas de realimentação para o usuário, como visual, sonora ou sensorial. Essa diversificação de simuladores é corroborada também pelos trabalhos “Wheelchair Trainer”, “Wheelchair-VR”, “ViEW”, “miEw simulator”, “IntellWheels” e “Eye tracker”, onde cada um desses apresenta um novo tipo de simulador com características e objetivos distintos.

Nos trabalhos “Wheelchair Trainer” e “Wheelchair-VR”, percebe-se um foco na avaliação da capacidade de aprendizado ofertada no uso de um ambiente virtual, em uma tentativa de quantificar a melhora no desempenho de um determinado usuário ao utilizar este tipo de ferramenta. O trabalho “miWe simulator” também aborda esse tema, mas em uma tentativa de avaliar a equivalência entre a experiência virtual e a experiência real, ou seja, se o treinamento realizado em um ambiente virtual se aplica de fato em situações reais.

Os trabalhos “Acelerômetro”, “TDS” e “Eletromiografia” já verificam a viabilidade de utilizar algum controle alternativo ao joystick para a condução de uma CRM, em casos onde o usuário é impossibilitado de usar o mesmo. Em “Acelerômetro” é apresentado um sistema baseado no movimento da cabeça, e mostra-se uma preocupação em tratar casos de falso-positivo, onde o sistema é ativado a partir de um comando não intencional. Este tipo de tratamento pode garantir maior robustez a um sistema, e por consequência, maior segurança para o usuário final. Em “TDS”, mostra-se o uso de um sistema baseado em TDS (utilizando posições da língua do usuário), e verifica-se que formas de controle não convencionais, com as quais o usuário não está acostumado, beneficiam-se fortemente de sessões de treinamento para aprendizado. Já em “Eletromiografia” é

mostrado um acionamento por EMG, sendo este um pouco mais complexo que os métodos convencionais que utilizam a eletromiografia como um gatilho. Em ambos os trabalhos foi possível controlar uma cadeira de rodas motorizada adequadamente, mesmo utilizando um controle não convencional.

Por fim, nos trabalhos “VIEW” e “Eye tracker”, essa possibilidade de controle não convencional foi abordada dentro dos cenários virtuais. Em “VIEW” é mostrado um controle por meio de EMG, enquanto que “Eye tracker” apresenta uma proposta utilizando técnicas de *eye tracking*. Além disso, “Eye tracker” aborda uma característica importante no design de novos controles, que é a existência do ‘toque de Midas’, o que pode constituir um risco para o usuário caso não seja devidamente considerado.

A Tabela 1 mostra um estudo comparativo entre as principais características presentes nos trabalhos correlatos. Eles são analisados quanto à presença ou não de ambiente em Realidade Virtual, se apresentam ou não treinamento de AVD, e se usam ou não controles alternativos ao joystick e, neste caso, qual ou quais.

Tabela 1 – Tabela comparativa dos trabalhos correlatos encontrados.

	Usa realidade virtual	Treinamento de AVD	Tem controle alternativo	Controle
Abellard, 2010	Sim	Variado	Variado	Joystick, voz, movimento da cabeça, sopro
Nunnerley, 2016	Sim	Sim	Não	Joystick
John, 2017	Sim	Sim	Não	Joystick
Morère, 2015	Sim	Sim	Sim	Joystick, EMG
Archambault, 2012	Sim	Não	Não	Joystick
Faria, 2013	Sim	Sim	Sim	Joystick, Wiimote®
Pajkanovic, 2013	Não	Não	Sim	Movimento da cabeça
Yousefi, 2011	Não	Não	Sim	TDS (<i>Tongue driving system</i>)
Ktena, 2015	Sim	Não	Sim	<i>Eye tracker</i>
Ishii, 2016	Não	Não	Sim	EMG
Martins, 2017	Sim	Sim	Sim	Joystick, EMG, eye tracker

A análise das informações presentes nos trabalhos selecionados indica que é viável o desenvolvimento de uma ferramenta que se utilize de Realidade Virtual a fim de colaborar com o treinamento e adaptação de um usuário de CRM no

dispositivo de tecnologia assistiva em questão. O presente trabalho se insere nesse contexto como uma alternativa para usuários de cadeiras de rodas treinarem suas habilidades em um ambiente completamente seguro. O diferencial da proposta em relação aos correlatos, porém, é o foco simultâneo dado ao treinamento das tarefas (a AVD) e do controle alternativo (eletromiografia e *eye tracker*), foco este que não foi encontrado em nenhum dos trabalhos correlatos, se analisados individualmente.

As dificuldades comuns no processo de condução foram levantadas diretamente através dos próprios usuários (constituindo um design centrado no usuário) e são mostradas em detalhes no Capítulo 4, sendo criados cenários específicos onde o usuário pode praticar e eventualmente superar ditas dificuldades. Ainda, pretende-se oferecer múltiplas formas de controle para os usuários que não possuem condições de utilizar um controle tradicional, permitindo a estes aprender e treinar o uso de tais controles antes de vir a utilizá-los em um contexto real.

3.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou um conjunto de 10 trabalhos e as respectivas características de cada um, fundamentando assim a relevância do tema proposto na pesquisa atual dentro do cenário atual de tecnologias assistivas voltado à mobilidade.

Cada um dos trabalhos apresenta um enfoque diferente, em função de suas variadas aplicações e objetivos, e verificou-se que não existe, até onde a busca na literatura se estendeu, um trabalho que apresente um simulador de Realidade Virtual para treinamento de AVD e com controles alternativos ao joystick.

CAPÍTULO 4 – MATERIAIS E METODOLOGIA

4.1 INTRODUÇÃO

O simulador foi desenvolvido para ser utilizado como uma ferramenta de treinamento para usuários de cadeiras de rodas motorizadas, especialmente aqueles que necessitam da tecnologia com alguma forma de controle alternativo. Neste capítulo serão apresentadas as ferramentas e tecnologias utilizadas, assim como detalhes da implementação do sistema.

4.2 FERRAMENTAS EMPREGADAS

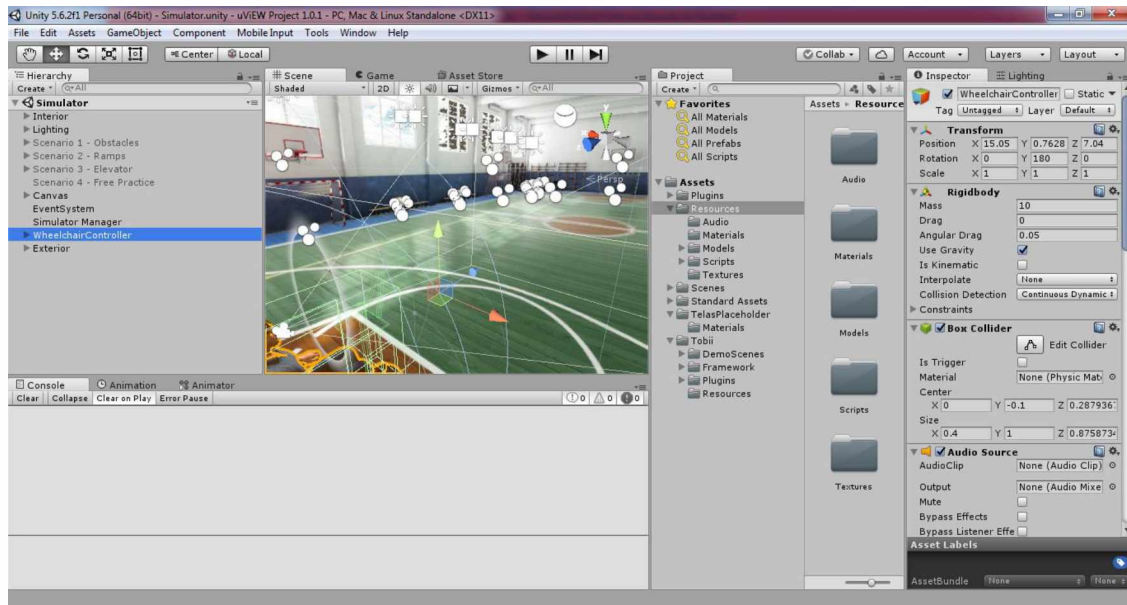
4.2.1 Motor gráfico Unity 3D

Unity 3D é um motor gráfico de desenvolvimento multiplataforma cujo objetivo inicial era voltado para criação e desenvolvimento de jogos. Atualmente, porém, a ferramenta em sendo utilizada em uma ampla gama de aplicações, tais como: arquitetura, arte, aplicativos para crianças, gerenciamento de informações, educação, entretenimento, marketing, médicos, militares, instalações físicas, simulações, treinamento, entre outras (INTRODUCTION, 2016). Sendo multiplataforma, o Unity 3D permite o desenvolvimento de aplicações para diversas plataformas, como iOS, Android, BlackBerry, WebGL, Windows Phone, Windows, e várias outras. Não é necessária nenhuma alteração no código do projeto, sendo necessária apenas a recompilação na plataforma-alvo desejada.

A ferramenta assume para si muitas das complexidades que existem no desenvolvimento de jogos e outras experiências interativas semelhantes e trabalha em cima delas nos bastidores, de forma a simplificar a experiência do desenvolvedor para que este possa se concentrar em algumas tarefas mais importantes do desenvolvimento. Essas complexidades incluem renderização de gráficos, aplicação de física global e compilação, por exemplo. Usuários mais avançados e experientes tem a opção de acessar essas características diretamente, se necessário, mas desenvolvedores iniciantes não precisam conhecer de antemão esses parâmetros para serem capazes de programar na ferramenta (INTRODUCTION, 2016).

O desenvolvimento dentro do motor gráfico pode ser dividido em duas etapas principais. A primeira metade do trabalho é feita dentro do Editor Unity, que consiste na organização da interface que será apresentada ao usuário final, normalmente composta de modelos gráficos e sonoros que são arranjados dentro do Editor de forma a criar o ambiente desejado. Um exemplo de ambiente de desenvolvimento é mostrado na Figura 18.

Figura 18 – Ambiente de trabalho do projeto em Unity 3D.



A segunda metade faz uso da linguagem de programação, especificamente C#, para estabelecer as regras e eventos do ambiente criado. Unity é fornecido em conjunto com MonoDevelop ou Visual Studio 2015 Community para escrever em linguagem C# (INTRODUCTION, 2016).

Uma das principais vantagens da utilização do Unity 3D é a liberdade de acesso à informação e a recursos do motor gráfico. Como a ferramenta é amplamente utilizada por desenvolvedores, existem disponíveis pela rede inúmeros guias de uso e tutoriais, além de toda a documentação básica do Unity 3D que inclui suas classes e objetos. Existem recursos disponíveis para quase qualquer aplicação, seja modelos gráficos, animações, áudio ou scripts.

4.2.2 Linguagem de programação em C#

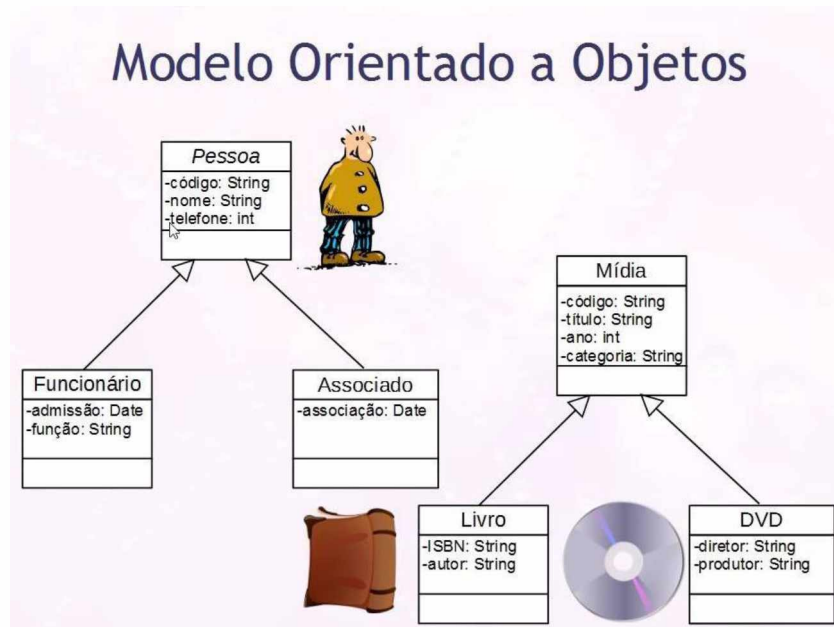
C# é uma linguagem de programação moderna de propósito geral orientada a objetos criada e desenvolvida pela Microsoft junto com o *.NET Framework*. Ela é utilizada em inúmeras aplicações, como em aplicativos de escritório, aplicativos da web, sites, aplicativos de desktop, aplicativos móveis, jogos e muitos outros. C# é uma linguagem de alto nível que apresenta semelhanças a linguagens como Java e C++. Todos os programas C# são orientados a objetos. Eles consistem em um conjunto de definições de classes que contêm métodos e esses métodos contêm a lógica do programa – as instruções que o computador executa (NAKOV, 2013).

Atualmente C# é uma das linguagens de programação mais populares, sendo uma linguagem amplamente difundida entre empresas, organizações e desenvolvedores individuais que utilizam plataformas da Microsoft. A linguagem C# é distribuída juntamente com um ambiente especial no qual ele é executado, chamado *Common Language Runtime (CLR)*. Este ambiente faz parte da plataforma *.NET Framework*, que inclui o CLR, um pacote de bibliotecas padrão que fornecem

funcionalidades básicas, compiladores, depuradores e outras ferramentas de desenvolvimento (NAKOV, 2013).

C# é uma linguagem de programação orientada a objetos. A orientação a objetos é um recurso que permite ao programador trabalhar com objetos do mundo real (como, por exemplo, aluno, escola, livro, entre outros). Os objetos possuem propriedades (por exemplo, nome, cor, etc.) e podem executar ações (como mover, falar, etc.) (NAKOV, 2013). Um exemplo de arquitetura orientada a objetos é mostrado na Figura 19.

Figura 19 – Arquitetura orientada a objetos.



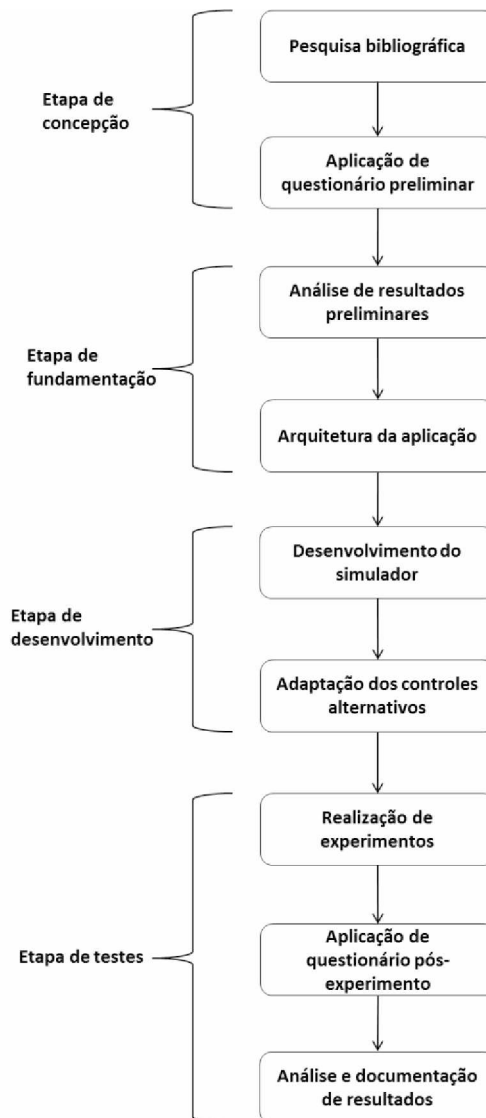
Fonte: SANTANCHÈ, 2015.

4.3 METODOLOGIA

Neste trabalho, os métodos de pesquisa empregados foram, primeiramente, coletas através de questionários e posterior análise de informações. Em seguida, desenvolveu-se o sistema em função das informações coletadas. Posteriormente foi feito um estudo com voluntários para avaliação do sistema, e encerrou-se com um questionário com perguntas quantitativas e qualitativas a respeito do mesmo.

A Figura 20 apresenta a divisão do trabalho em forma de fluxograma.

Figura 20 – Estrutura do trabalho.



A fim de se estruturar a pesquisa em função de suas metas, o trabalho foi dividido em quatro etapas principais, descritas a seguir:

1. Etapa de concepção do sistema: levantamento do estado de arte a respeito do tema proposto e realização de pesquisa entre usuários de cadeiras de rodas motorizadas.

2. Etapa de fundamentação e definição de requisitos: análise dos resultados obtidos, definição da arquitetura do sistema e criação de diagramas de classes, fluxogramas e diagramas de casos de uso.

3. Etapa de desenvolvimento do sistema: desenvolvimento do simulador, incluindo design dos cenários e adaptação dos controles alternativos.

4. Etapa de testes: planejamento e realização de testes de usabilidade na forma de estudos de caso.

4.3.1 Concepção do sistema

Inicialmente, na etapa de concepção, foi realizado o levantamento do estado de conhecimento acerca dos temas envolvidos no trabalho, sendo eles Realidade Virtual, simuladores de cadeiras de rodas, Realidade Virtual aplicada em treinamento, tecnologias assistivas aplicadas à mobilidade, como cadeiras de rodas motorizadas, sensores biomédicos e utilização de sinais fisiológicos, como eletromiografia, eletroencefalografia, e outras informações provenientes do ser humano, como direção do olhar, dentre outros conceitos para se verificar a viabilidade de desenvolver um simulador de cadeira de rodas que pudesse efetivamente ser usado como ferramenta de treinamento, e que possuísse múltiplas formas de acionamento para ser utilizado também por indivíduos com deficiências motoras severas. Essa pesquisa bibliográfica foi apresentada de forma resumida no Capítulo 2, como fundamentação teórica, e no Capítulo 3 na forma de trabalhos correlatos.

O estudo foi incluído como parte do projeto intitulado “Estudo de usabilidade de formas alternativas de controle de cadeira de rodas motorizada”, submetido ao Comitê de Ética e Pesquisa da Universidade Federal de Uberlândia com CAAE 37756614.0.0000.5152.

Como parte integrante da pesquisa, foram elaborados dois questionários a serem aplicados em duas instâncias. O questionário preliminar para avaliação de dificuldades aborda algumas características do usuário, como tempo de uso de cadeira de rodas, tempo e tipo de deficiência ou lesão, idade e grau de escolaridade, experiência com tecnologias assistivas e com treinamentos na condução da CRM. Em sequência, é feita um levantamento das dificuldades encontradas pelos usuários nas mais variadas tarefas, bem como questiona qual atividade cotidiana apresenta o maior grau de dificuldade para o mesmo. Este questionário se encontra no Anexo I.

Um segundo questionário foi desenvolvido para ser aplicado ao final dos estudos de caso. O objetivo desse segundo questionário, além de coletar as informações do usuário como no questionário do Anexo I, foi o de avaliar a usabilidade do sistema. Isso foi feito através de uma série de questões, de caráter qualitativo e quantitativo, para tentar avaliar parâmetros como realismo, cansaço, equivalência com o modelo real, entre outros. O questionário descrito se encontra no Anexo II. Ambos os questionários incluíram uma combinação de perguntas descritivas ou abertas, perguntas simples de sim/não, e uma adaptação utilizando escala de Likert com cinco variáveis de resposta, comumente utilizada em pesquisas. Ao contrário de perguntas simples de sim ou não, o uso da escala de Likert permite um controle maior do entrevistado em sua resposta, sendo que a existência de cinco categorias de resposta serve para capturar a intensidade dos sentimentos dos respondentes (LAURADÓ, 2015).

Para levantamento das necessidades do projeto, foram selecionados participantes para aplicação do primeiro questionário dentre os usuários de CRM. Para esta etapa, foi selecionada uma amostra por conveniência de 20 participantes. Foram escolhidos quatro locais de aplicação dos questionários, em função das dificuldades de locomoção existentes para os participantes, sendo eles:

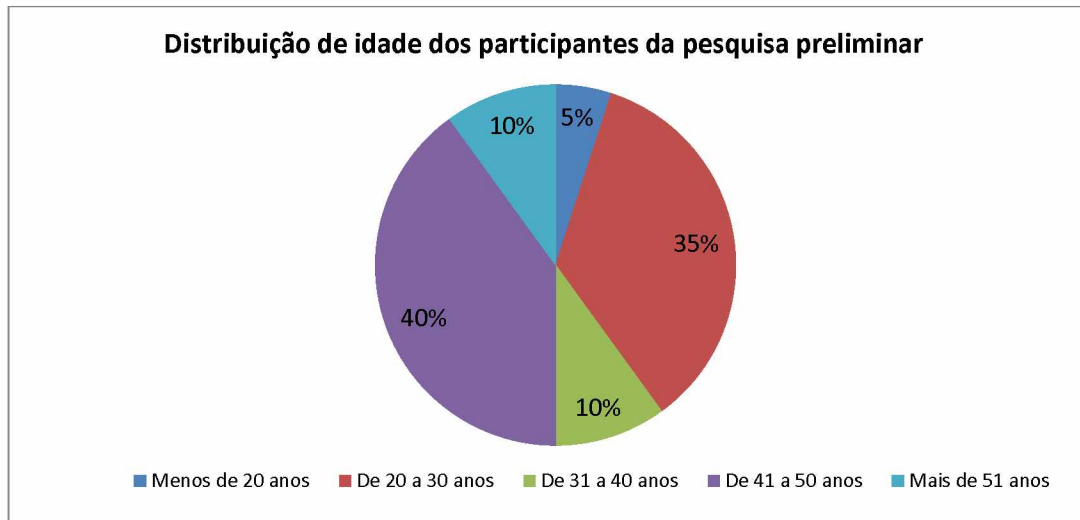
- Universidade Federal de Uberlândia, Campus Santa Mônica.
- Ginásio esportivo do Campus EDUCA da Universidade Federal de Uberlândia.
- Consultório de atendimento para usuários de CRM na clínica Soma Saúde.
- Associação dos Paraplégicos de Uberlândia (APARU).

Esta etapa de entrevista foi realizada entre julho de 2016 e junho de 2017. O objetivo desta entrevista foi ouvir sobre as experiências dos usuários e, em conjunto com as respostas obtidas no questionário, determinar as principais dificuldades e quais tipos de atividades requeriam maior atenção por parte da equipe de desenvolvimento.

Primeiramente, explicou-se aos participantes o propósito do questionário e qual o objetivo final da pesquisa com a qual eles estariam colaborando. Quaisquer dúvidas a respeito da aplicação e das exigências da pesquisa foram sanadas, e em seguida foi entregue para cada entrevistado presente uma cópia do questionário preliminar (Anexo I). Para os participantes que não possuísem mais o controle muscular fino necessário para a escrita, as questões apresentadas foram lidas uma a uma pelos entrevistadores.

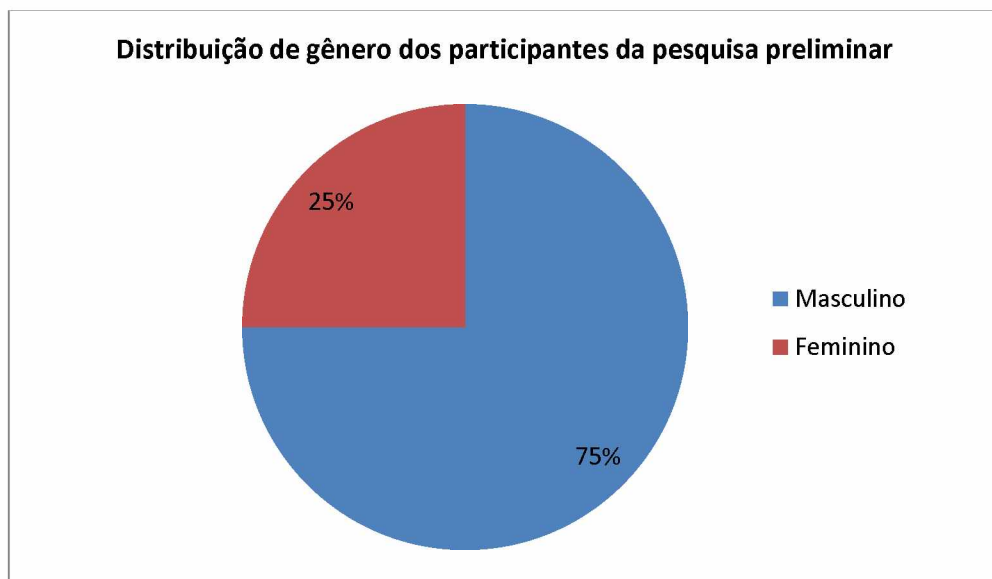
Ao fim de cada sessão de entrevista, os resultados foram compilados, transcritos para computador e armazenados em planilha para posterior análise. Em função do grande intervalo no qual as entrevistas foram realizadas, os resultados foram sendo agregados na planilha na medida em que eram sendo obtidos. Primeiro, verificou-se a faixa etária dos participantes da entrevista, conforme indicado na Figura 21. Observou-se que a maioria dos entrevistados (um total de 85%) se encontra na faixa de 20 a 50 anos de idade.

Figura 21 – Distribuição de idade dos participantes da pesquisa preliminar.



Verificou-se a predominância de gêneros entre participantes das entrevistas. Considerando o total de 20 entrevistados, 15 indivíduos eram do sexo masculino e cinco do sexo feminino, como mostrado na Figura 22.

Figura 22 – Distribuição de gênero dos participantes da pesquisa preliminar.

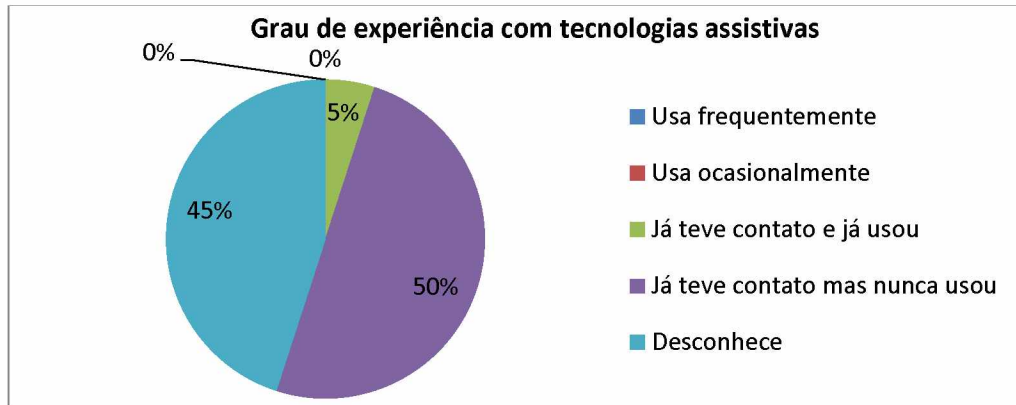


As razões para uso da cadeira de rodas motorizada variavam bastante, como casos de poliomielite, lesão medular T7, PC, artrogripose múltipla congênita, tetraplegia (lesão C6/C7), entre outros. A média de tempo de uso da cadeira de rodas entre os 20 participantes foi de 11 anos e seis meses, com desvio padrão de nove anos e sete meses.

Outras perguntas feitas aos entrevistados envolveram tempo de diagnóstico ou lesão, grau de escolaridade, modo de aquisição da cadeira características da cadeira utilizada, como marca, modelo e/ou adaptações. Verificou-se que todos os pacientes utilizavam joystick para controle (em alguns casos, com adaptações para

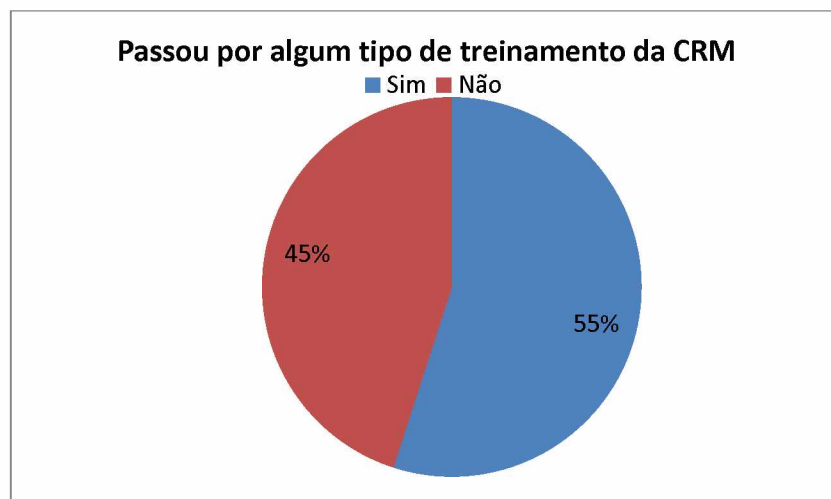
facilitar na condução). Além disso, conforme se verifica na Figura 23, a maioria dos participantes desconhece ou nunca utilizou nenhuma tecnologia assistiva de controle alternativo, como eletromiografia ou eletroencefalografia.

Figura 23 – Grau de experiência dos participantes com tecnologias assistivas.



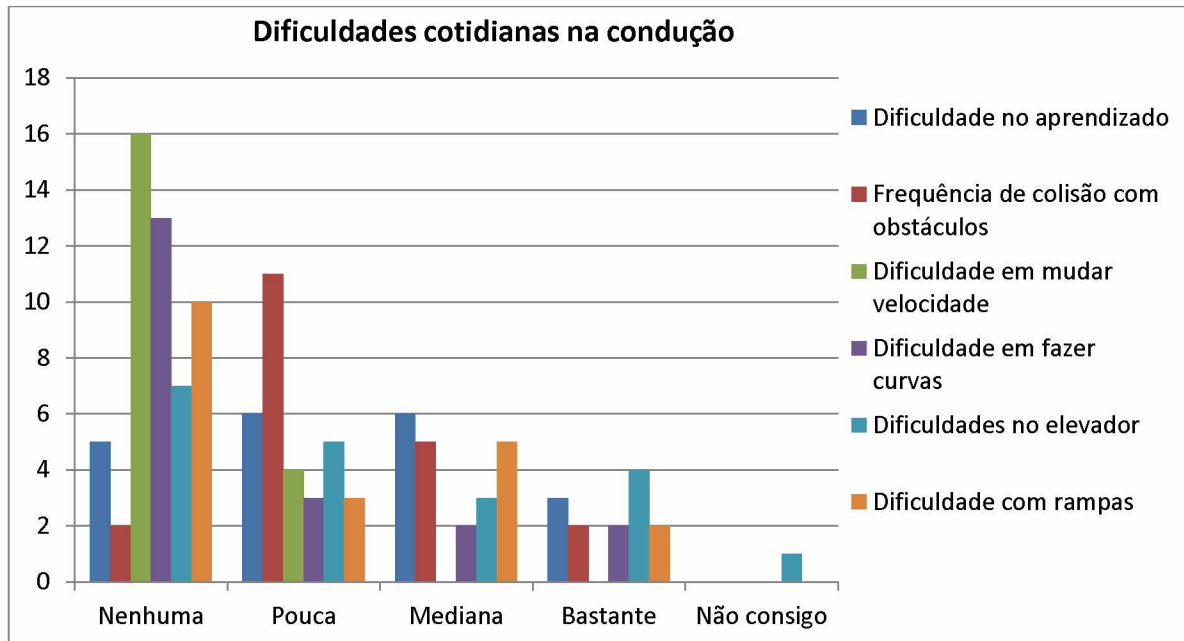
Por fim, foi questionado aos participantes se eles tiveram algum tipo de treinamento específico ao serem introduzidos à cadeira de rodas motorizada. Um número surpreendentemente alto (nove participantes) afirmou não ter tido nenhum treinamento para aprender a conduzir o dispositivo, como mostra a Figura 24.

Figura 24 – Distribuição de usuários que receberam ou não treinamento na CRM.



As perguntas seguintes foram feitas com a intenção de determinar em quais tipos de atividades no processo de condução os participantes apresentavam dificuldades. Foram consideradas seis perguntas usando uma adaptação da escala de Likert para ter uma visão das dificuldades cotidianas. Os resultados podem ser vistos na Figura 25.

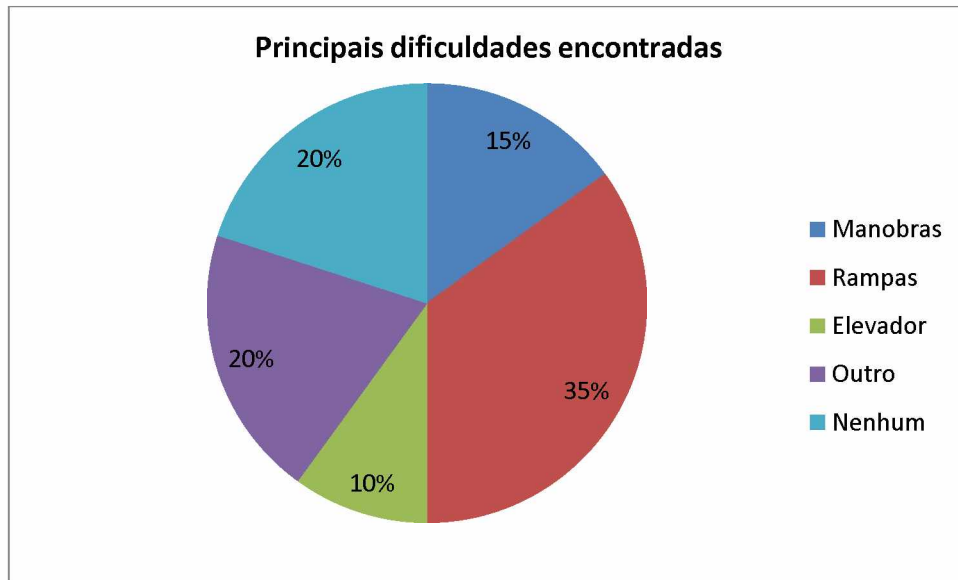
Figura 25 – Resultados da análise das dificuldades cotidianas durante a condução da CRM.



De imediato, percebe-se uma grande heterogeneidade nos resultados. Alguns quesitos, como a mudança de velocidade da CRM, foram considerados mais fáceis e foram, portanto, descartados em um primeiro momento. Os outros quesitos tiveram respostas bastante variadas. Alguns indivíduos descreveram dificuldades em apenas um dos quesitos, e em alguns casos os participantes também afirmaram não ter dificuldade em nenhuma das tarefas questionadas. Percebeu-se que alguns participantes, principalmente quando na presença de outros usuários, se sentiram um pouco receosos a respeito de afirmar suas respectivas dificuldades.

Além das questões para avaliar a intensidade das dificuldades apresentadas na Figura 25, perguntou-se também qual era a maior dificuldade encontrada pelo participante durante a condução da CRM. As principais respostas estão organizadas no gráfico da Figura 26. Verificou-se que as principais dificuldades incluem subida e descida de rampas, algumas manobras (como curvas ou ré) e entrada, saída e manobras no elevador. As dificuldades relacionadas à fadiga, limitações físicas e relacionados foram incluídas na categoria Outro. Alguns dos participantes afirmaram também ter pouca ou nenhuma dificuldade na condução.

Figura 26 – Principais dificuldades encontradas pelos usuários.



Considerando a experiência dos usuários que participaram na entrevista (média superior a 11 anos de experiência com cadeiras de rodas) e analisando os gráficos da Figura 25 e da Figura 26, fez-se um cruzamento das informações para determinar quais tarefas continuam apresentando um nível de dificuldade mais elevado mesmo após tantos anos de prática e utilização. Por fim, os resultados da análise foram documentados e arquivados para serem utilizados nas etapas posteriores da pesquisa.

4.3.2 Fundamentação e definição de requisitos

Na etapa de fundamentação, primeiramente foram considerados os resultados obtidos na etapa anterior para determinar quais são as tarefas com maior dificuldade entre os entrevistados e, portanto, quais tarefas exigem mais atenção. Decidiu-se, a partir da pesquisa, pela criação de três cenários iniciais, sendo eles uma pista de obstáculos, uma rampa e um cenário de interação com elevadores.

Em seguida, foram criados diagramas para representar a arquitetura do sistema a ser desenvolvido, a fim de se estabelecer os requisitos funcionais e não funcionais e tornar organizada a etapa de desenvolvimento do simulador, bem como documentar todo o processo. Detalhes dessa etapa e as características de cada um dos cenários criados, bem como suas respectivas justificativas de elaboração se encontram no Capítulo 5.

4.3.3 Desenvolvimento do sistema

Na etapa de desenvolvimento foi utilizado como base o motor gráfico Unity 3D para criação do ambiente virtual e dos cenários estabelecidos na etapa anterior, e a linguagem de programação para estabelecer as regras e interações do sistema. Em seguida, foi adaptado para uso dentro do simulador o dispositivo *eye tracker*, e

abriu-se uma comunicação com uma porta serial para utilização de um módulo EMG e do joystick adaptado de uma CRM. As ferramentas utilizadas para esta etapa foram detalhadas no início deste capítulo, e os detalhes da implementação são apresentados no Capítulo 5.

Para controle alternativo do sistema, foi utilizado o dispositivo *eye tracker* 4C, da empresa Tobii, um sensor que determina a direção do olhar do usuário em relação a uma superfície de referência utilizando de feixes infravermelhos. A versão utilizada é uma versão voltada para o usuário final e para aplicações, sem acesso aos dados ou ao algoritmo que integra o dispositivo.

Também foi utilizado um módulo para coleta de sinais EMG, de forma não invasiva, usando um microcontrolador Arduino para processamento. Os eletrodos descartáveis são posicionados em músculos da face, e através do processamento do sinal em tempo real, detecta-se a atividade muscular e esta é utilizada para controlar a interface.

Por fim, foi adaptado um joystick de cadeira de rodas motorizada utilizando também um microcontrolador Arduino, transformando as posições do comando em sinais elétricos, estes traduzidos em comandos simples e enviados através de uma porta USB do computador.

4.3.4 Estudo de caso

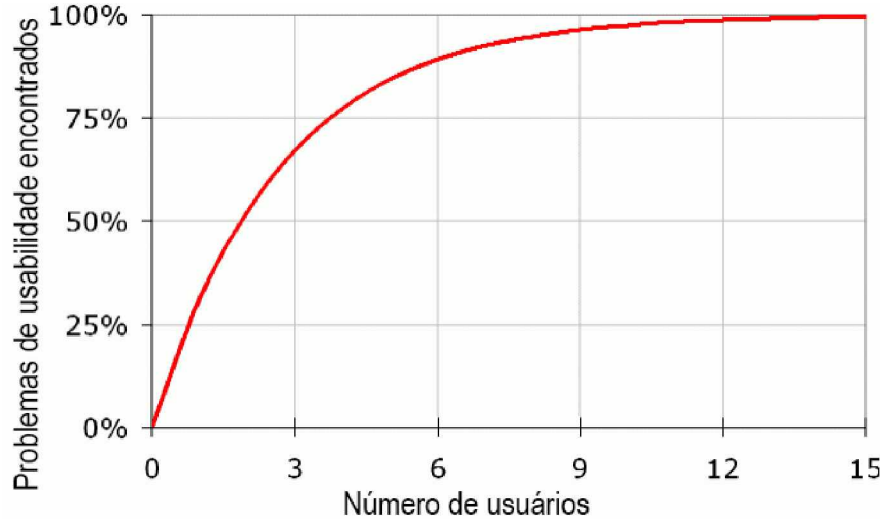
Na fase de testes, foi feito um levantamento de usuários de cadeiras de rodas motorizadas na cidade de Uberlândia para participar de testes de usabilidade. Participação no primeiro questionário não foi um dos critérios de inclusão, mas foi dada preferência aos usuários que tivessem o respondido para que estes pudessem testar o simulador que foi construído em função de suas respostas.

Além de um critério de disponibilidade de tempo e para locomoção, buscaram-se também indivíduos que apresentassem características e limitações diferenciadas, a fim de se ter uma visão mais ampla dos problemas encontrados no sistema. Entrou-se em contato com estes usuários e os mesmos foram convidados a participar dos testes. Custos de deslocamento, se necessário, foram bancados pela pesquisa.

Em relação ao número de participantes, Nielsen (1993) afirma que, embora com 15 usuários seja possível encontrar todos os problemas de usabilidade de um sistema, em muitos dos casos testes com grandes quantidades de usuários não são necessários. A Figura 27 mostra um gráfico que relaciona o número de usuário que participam de um teste de usabilidade e os problemas encontrados. Foram selecionados para participar desse estudo de caso quatro usuários de cadeira de rodas motorizadas com diferentes quadros de deficiências e/ou lesões. Pela análise do gráfico, verifica-se que um estudo feito com quatro usuários deve ser o suficiente

para encontrar pelo menos 75% dos problemas de usabilidade de uma interface, sem que haja um grande número de redundâncias de achados.

Figura 27 – Relação entre número de usuários e problemas de usabilidade encontrados.



Fonte (adaptado): NIELSEN, 1993.

Nessa perspectiva, a sequência de passos necessários na realização de cada um dos testes foi:

- a) Apresentação da proposta, esclarecimentos de dúvidas em relação ao trabalho e ao objetivo do simulador e explicação do funcionamento do mesmo;
- b) Definição do primeiro controle a ser utilizado e teste em ambiente controlado por dois minutos;
- c) Realização dos três cenários e documentação dos resultados;
- d) Definição do segundo controle a ser utilizado e teste em ambiente controlado por dois minutos;
- e) Novamente, realização dos três cenários e documentação dos resultados;
- f) Definição do último controle a ser utilizado e teste em ambiente controlado por dois minutos;
- g) Mais uma realização dos três cenários e documentação dos resultados;
- h) Aplicação de questionário para avaliação do simulador (Anexo II);
- i) Análise e avaliação dos resultados obtidos.

O experimento consistiu em cada participante tentar realizar os três cenários propostos no simulador, do começo ao fim, utilizando cada uma das três formas de acionamento incluídas inicialmente (joystick convencional, eletromiografia de

superfície e *eye tracking*). Para casos em que o participante não fosse capaz de utilizar um ou mais controles, foi anotado a justificativa para o evento e deu-se prosseguimento com os controles restantes.

Cada experimento foi individual e teve uma duração aproximada de uma hora à uma hora e trinta minutos. Os participantes foram direcionados para o ambiente preparado com simulador e os controles alternativos, e mais uma vez explicou-se o propósito do teste e o funcionamento de cada um dos elementos. A escolha do controle a ser usado e do cenário realizado foi randomizada, embora, por questões de praticidade, os três cenários foram feitos com cada forma de controle antes de se passar para o próximo controle. Após o preparo do usuário para o controle selecionado e breve explicação de seu funcionamento, foi dado um tempo para que o mesmo pudesse se acostumar com o ambiente e com a forma de controle utilizada. Para tanto, foi colocado um quarto cenário, vazio (sem elementos nem obstáculos) e o usuário controlou e se acostumou com o funcionamento da cadeira por dois minutos. Após esse prazo, cada um dos três cenários foi apresentado de forma aleatória, e ao final de cada um, foram anotados o tempo gasto, o número de colisões feitas e o número de comandos dados à cadeira. Quaisquer eventos ou informações relevantes à pesquisa ocorridas durante os experimentos também foram documentados.

Ao final das nove sessões (três controles com três cenários cada), o participante foi convidado a responder um questionário para avaliação da experiência e do simulador utilizado (Anexo II). O Capítulo 7 apresenta detalhes e a análise dos experimentos realizados com os quatro usuários, além das informações obtidas na aplicação dos questionários.

4.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo teve como foco a organização lógica por trás da pesquisa, de forma a apresentar a sequência de passos que culminou na ferramenta proposta, bem como mostrar o que foi feito em cada uma das etapas do projeto. Foi mostrado também o método utilizado para fundamentar a criação do sistema proposto na pesquisa, com detalhes da análise dos resultados obtidos e o significado de cada um deles.

CAPÍTULO 5 – DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA

5.1 INTRODUÇÃO

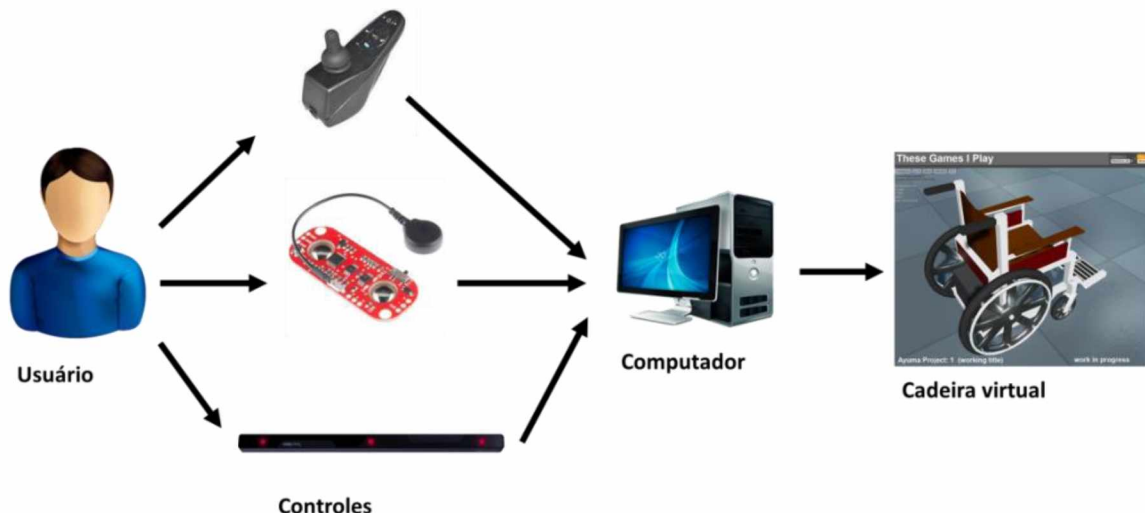
Primeiramente, este capítulo apresenta a arquitetura e as especificações do sistema proposto, de acordo com as normas comuns de engenharia de software. Para a modelagem dos diagramas, foi utilizada a *Unified Modeling Language* (UML ou linguagem unificada de modelagem). Foram apresentados os requisitos funcionais e não funcionais do sistema, seus casos de uso e um diagrama de atividades, a fim de estabelecer a arquitetura do sistema a ser construído.

Em seguida, são apresentados os passos que conduziram ao desenvolvimento do simulador, incluindo ferramentas utilizadas e aspectos metodológicos. Por fim, descrevem-se as adaptações feitas nos controles para adequação ao simulador criado.

5.2 ARQUITETURA DO SISTEMA

Para efeitos desta pesquisa, o projeto desenvolvido foi intitulado “uViEW”. Na Figura 28 é mostrada uma versão simplificada da arquitetura do sistema, mostrando o funcionamento esperado para o mesmo, com o usuário interagindo com um computador por meio dos sensores de entrada e controlando uma cadeira de rodas virtual ao longo de um cenário.

Figura 28 – Esquema representativo da arquitetura do sistema proposto.



Tendo-se a arquitetura do sistema, foi necessário criar um modelo para a mesma segundo regras de engenharia de software, a fim de facilitar a descrição, especificação, visualização, construção e documentação do sistema.

A UML (*Unified Modeling Language* ou “Linguagem de Modelagem Unificada”) possui uma série de diagramas – cada um com uma finalidade específica com suas respectivas regras, premissas e restrições – que podem ser utilizados na

especificação de sistemas (tanto sistemas de software quanto em sistemas de hardware, por exemplo). Foi feita uma análise de requisitos e em seguida foram desenvolvidos dois diagramas para tentar reduzir a abstração do sistema e definir suas funcionalidades.

5.2.1 Análise de requisitos

Primeiramente, foi feita uma análise de requisitos funcionais e não funcionais da aplicação, sendo este um processo para levantamento de informações do sistema, como características indispensáveis, necessidades e exigências que devem ser atendidas no sistema em si, fornecendo assim compreensão e uma visão geral do mesmo como um todo.

Os requisitos funcionais descrevem explicitamente as funcionalidades e serviços do sistema, registrando como o sistema deve reagir a entradas específicas, como se comportar em determinadas situações e também o que o sistema não deve fazer. Para o presente trabalho, foram levantados os seguintes requisitos funcionais:

- O sistema deve permitir a seleção, a qualquer momento, do cenário a ser treinado pelo usuário, contendo as seguintes opções: pista de obstáculos, rampa e elevadores.
- O sistema deve permitir, em um dado momento, a escolha do tipo de controle a ser utilizado, com as seguintes opções: joystick, EMG e *eye tracker*.
- O usuário deve ser capaz de mover a cadeira de rodas virtual utilizando o controle escolhido para alguma das quatro direções (frente, ré, direita e esquerda), caso não haja algum obstáculo no caminho.
- O sistema fornecerá telas apropriadas para o usuário acompanhar seu desempenho ao final de cada cenário.

Os requisitos não funcionais definem propriedades e restrições do sistema, como confiabilidade, desempenho, portabilidade, entre outros. Eles podem ser do sistema como um todo ou apenas de partes do mesmo. Geralmente, os requisitos não funcionais podem ser mais críticos que os requisitos funcionais, pois são de difícil verificação. Para o presente trabalho, foram levantados os seguintes requisitos não funcionais:

- O sistema deve ser de fácil utilização, onde as opções de escolha do usuário estejam claras e não apresentem redundância.
- O sistema será utilizado na forma de um software, instalado em um microcomputador, e o fluxo de informações é interno, ou seja, não haverá saída de informações para outros sistemas.
- O sistema não deverá apresentar nenhum risco inerente antes, durante e após a sua utilização.
- O tempo de resposta da interface e o ambiente virtual apresentado devem transmitir a sensação de imersão para o usuário.

- As informações referentes à desempenho no sistema serão de livre acesso, tanto para o próprio usuário quanto para outros usuários.

5.2.2 Diagrama de casos de uso

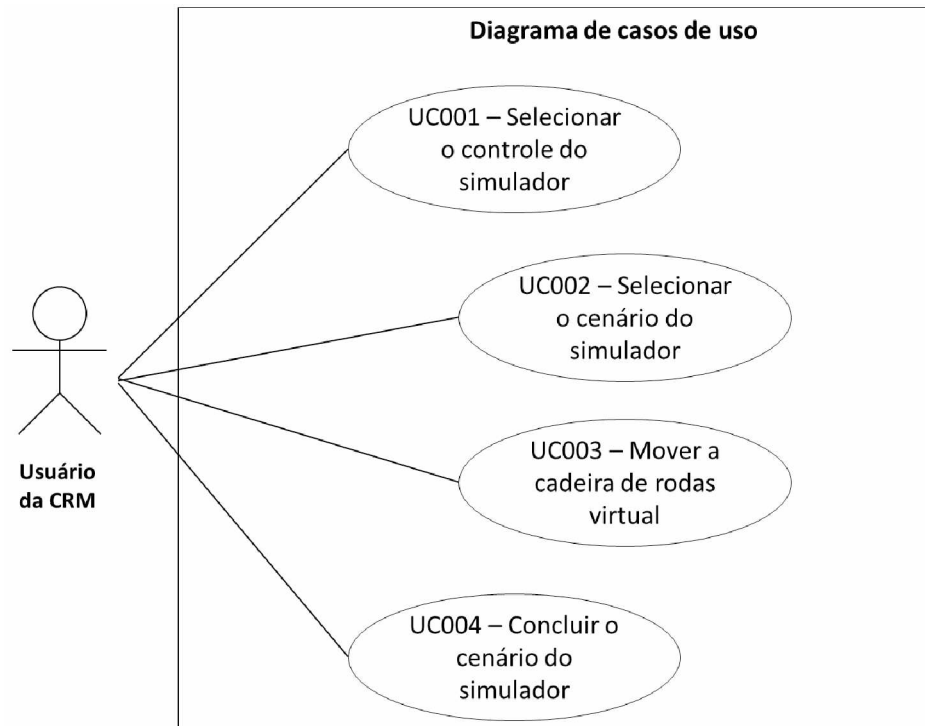
O diagrama de caso de uso na UML é um diagrama comportamental, ou seja, que especifica o comportamento de um sistema. Ele serve para representar como os casos de uso interagem entre si no sistema e com os usuários (atores), ou seja, como as funcionalidades se relacionarão umas com as outras e como serão utilizadas pelo usuário, durante o uso do sistema (VENTURA, 2016a).

No diagrama de caso de uso, existem três principais elementos: Ator, Caso de Uso, e Relacionamento. Um ator é quem fará a execução do caso de uso (quem executará a funcionalidade que está especificada no caso de uso). Um caso de uso define uma grande função do sistema. A implicação é que uma função pode ser estruturada em outras funções e, portanto, um caso de uso pode ser estruturado. Um relacionamento define uma funcionalidade do sistema do ponto de vista do usuário. O relacionamento mais comum de um ator para com um caso de uso é o <<use>>, o que significa que o ator usa o caso de uso (executa a funcionalidade especificada no caso de uso) (VENTURA, 2016a).

A especificação de um diagrama de casos de uso tem como objetivo principal servir de insumo para um projetista ou programador, para o projeto/codificação da funcionalidade. Além disso, pode servir de documento para validação de especificação por parte do usuário final, servir de documento para metrificação e posterior dimensionamento de esforço/prazo/custo, servir para um analista de teste, com base nos fluxos do caso de uso, escrever os cenários de um caso de teste, e também servir de documentação para entendimento do sistema (VENTURA, 2016a).

Na Figura 29 é mostrado um diagrama de casos de uso criado para representar o sistema proposto na pesquisa. O ator do diagrama é o usuário da cadeira de rodas motorizada, e este tem controle do sistema por meio de seleção da forma de controle e do cenário, pelo movimento da cadeira de rodas e pela conclusão do cenário proposto.

Figura 29 – Diagrama de casos de uso representando a arquitetura do sistema.



Segue abaixo a descrição de cada um dos casos de uso:

UC001	Selecionar o controle do simulador
Objetivo:	Selecionar qual tipo de controle será usado para conduzir a cadeira de rodas virtual
Cenário principal:	1- Selecionar joystick; 2- Selecionar EMG; 3- Selecionar eye tracker.

UC002	Selecionar o cenário do simulador
Objetivo:	Selecionar qual dos três cenários será colocado para treinamento
Cenário principal:	1- Selecionar pista de obstáculos; 2- Selecionar rampas; 3- Selecionar elevadores.

UC003	Mover a cadeira de rodas virtual
Objetivo:	Controla a cadeira de rodas pelo cenário virtual escolhido, utilizando o controle selecionado
Cenário principal:	1- Move a cadeira para frente; 2- Move a cadeira de ré; 3- Vira a cadeira para esquerda; 4- Vira a cadeira para direita; 5- Para a cadeira.

UC004	Concluir o cenário do simulador
Objetivo:	Terminar a tarefa proposta no cenário e exibir os resultados de desempenho
Cenário principal:	1- Visualizar a interface de pontuação; 2- Observar o tempo gasto no percurso; 3- Conferir o número de colisões feitas no percurso; 4- Conferir o número de comandos dados para a cadeira.

5.2.3 Diagrama de atividades

No contexto da UML, também se considera o diagrama de atividades como sendo um diagrama comportamental. Ele ilustra graficamente como será o funcionamento do software (em nível micro ou macro), como será a execução de alguma de suas partes e como será a atuação do sistema na realidade na qual ele está inserido (VENTURA, 2016b).

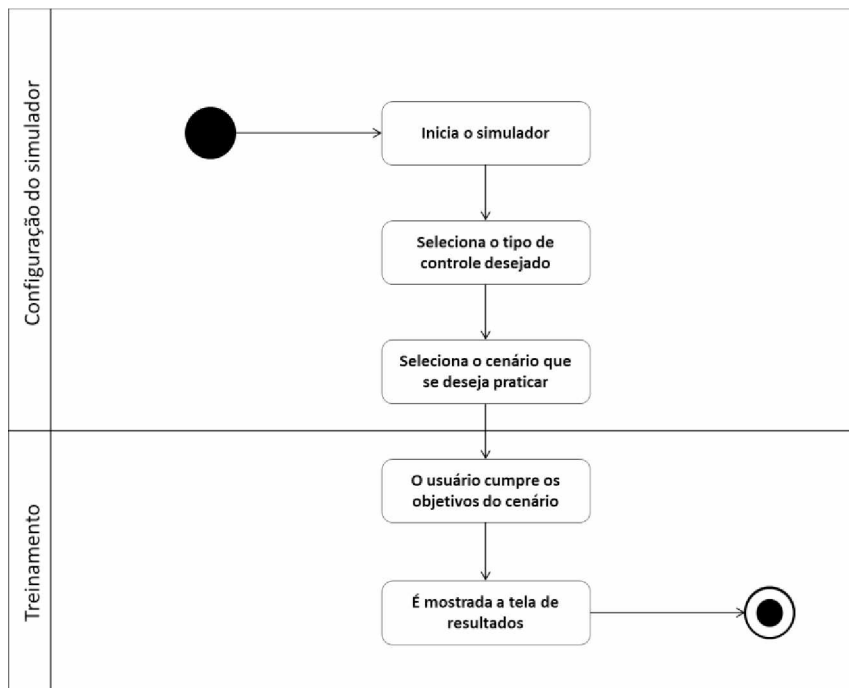
O diagrama de atividades é muito semelhante a um fluxograma, uma ferramenta utilizada há muitas décadas, principalmente na administração. Pressupõe-se que, antes de se especificar o funcionamento do software, é necessário especificar o que é e qual a utilidade do sistema (VENTURA, 2016b).

E ainda, como para qualquer outro modelo que segue a notação UML, o objetivo de um diagrama é especificar o que será posteriormente projetado, ou diretamente construído, diminuindo assim o nível de abstração do escopo, facilitando assim o entendimento sobre o que deve ser feito pelo programador. Com isso, é

possível entender de uma maneira mais lógica e menos abstrata o que deverá ser codificado no modelo executável (VENTURA, 2016b).

A Figura 30 apresenta o diagrama de atividades do sistema desenvolvido. Primeiramente, na etapa de configuração, o simulador é iniciado. Em seguida, o usuário seleciona o tipo de controle desejado e o cenário que será executado. Posteriormente, na etapa de treinamento, o usuário completa o cenário escolhido, e ao fim deste, lhe são exibidos os resultados de seu desempenho.

Figura 30 – Diagrama de atividades do sistema proposto.



5.3 DESENVOLVIMENTO DO AMBIENTE VIRTUAL

Conforme explicado no Capítulo 4, a principal ferramenta utilizada para desenvolvimento do ambiente virtual foi o motor gráfico Unity 3D, em função de este oferecer as ferramentas necessárias para implementação do projeto, além de uma extensiva documentação e suporte para desenvolvimento. Os recursos gráficos usados foram modelados em várias ferramentas de modelagem 3D, incluindo, mas não limitando, a 3DS Max 2010, Sketchup 2016, Blender e Maya.

Embora o Unity 3D seja compatível tanto com a linguagem de programação em C# quanto com a linguagem JavaScript, optou-se pela utilização da linguagem C#, pela maior facilidade de acesso à recursos e também por ser uma linguagem já conhecida pelo programador.

A primeira etapa do desenvolvimento foi criação de um modelo representativo da cadeira virtual. Para isso, usou-se como base uma CRM adaptada no Núcleo de Tecnologias Assistivas da Universidade Federal de Uberlândia, na qual o joystick tradicional foi removido e no lugar foi colocado um suporte metálico,

para que fosse possível posicionar um *notebook* na frente do usuário sentado na mesma. O suporte possui vários eixos de movimento e a base na qual o *notebook* é colocado é de tamanho adaptável. O conjunto adaptado pode ser visto na Figura 31. No lado esquerdo, tem-se a vista lateral da cadeira, um modelo Seat Mobile SM2 desenvolvido no Brasil. Na figura à direita, é mostrada uma imagem do que seria a visão em primeira pessoa de um usuário que estivesse sentado no dispositivo. Essa vista foi utilizada como base na hora de posicionar a câmera no modelo virtual.

Figura 31 – Cadeira de rodas motorizada do Núcleo de Tecnologias Assistivas da UFU.



Embora não tenha disponível uma representação 3D equivalente a este modelo, as características da cadeira de rodas virtual foram adaptadas da cadeira de rodas SM2, sendo elas:

- **Comprimento:** 104 cm;
- **Largura:** 62 cm;
- **Altura:** 94 cm;
- **Peso:** 52 kg;
- **Velocidade máxima:** 8,0 km/h;

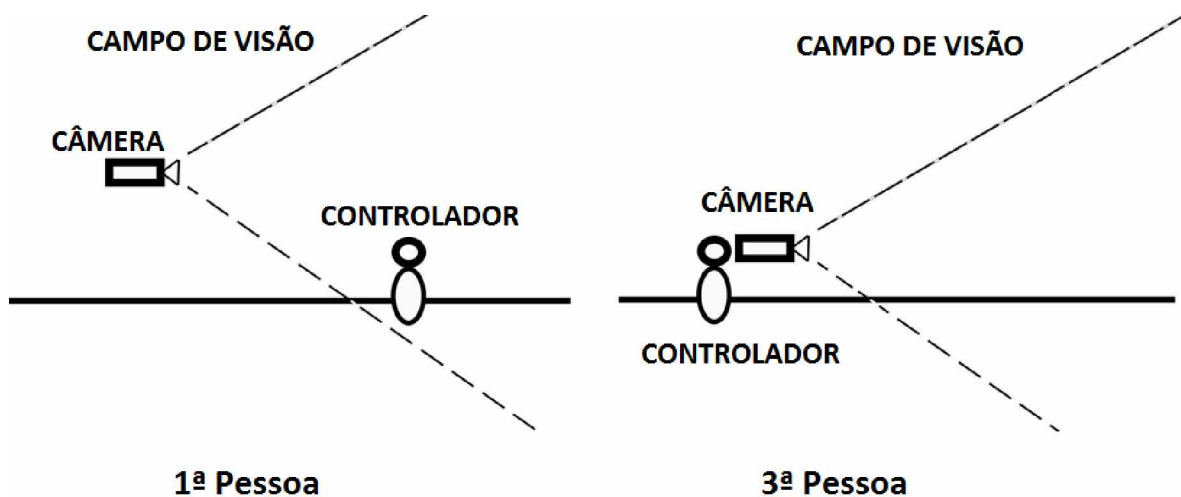
Além disso, assim como no caso da cadeira de rodas da Seat Mobile, foi usado um modelo de cadeira de rodas motorizada com funcionamento por propulsão, ou seja, com os motores ligados ao eixo traseiro.

A respeito da posição da câmera, consideraram-se as duas opções de câmera comumente utilizadas em cenários virtuais, que são as com visão em primeira e terceira pessoa. A Figura 32 mostra um esquema simplificado de funcionamento destes dois tipos de visão. Na visão em terceira pessoa, a câmera é posicionada pouco atrás das costas do controlador representando o usuário. Dessa forma, é possível ter uma visão mais ampla do cenário, mas existe uma quebra no senso de imersão do usuário, que passa a ser um tipo de observador seguindo o controlador. Em contrapartida, a câmera em primeira pessoa é a que providencia o maior senso de imersão, pois ela representa a visão do cenário na perspectiva do controlador. Porém, geralmente este tipo de câmera sofre mais com a perda de visão periférica, de forma que nem sempre o usuário consegue visualizar elementos que estejam mais para a lateral de seu campo de visão. Existem algumas soluções

que podem atenuar este problema, que vão desde utilizar um monitor com tela côncava até o uso de múltiplos monitores ao redor do usuário.

Alguns dos simuladores de cadeiras de rodas estudados no levantamento de estado de arte utilizam uma visão em terceira pessoa, no qual o usuário consegue visualizar completamente a parte traseira da cadeira de rodas virtual e do modelo de personagem humano. Para este projeto, porém, optou-se pela escolha de uma câmera em primeira pessoa, por duas principais razões. Primeiramente, como a intenção do simulador é fornecer uma experiência imersiva e condizente com a realidade, decidiu-se que o uso da terceira pessoa quebraria esse aspecto de imersão. Em segundo lugar, em função das tecnologias emergentes de imersão por meio de capacetes de RV (os chamados HMD ou *Head Mounted Display*), a câmera em primeira pessoa fornece mais compatibilidade para se utilizar este tipo de dispositivo, se o usuário assim desejar.

Figura 32 – Esquema simplificado representando uma câmera com visão em primeira e terceira pessoa.



Fonte (adaptado): SHIH, 2014.

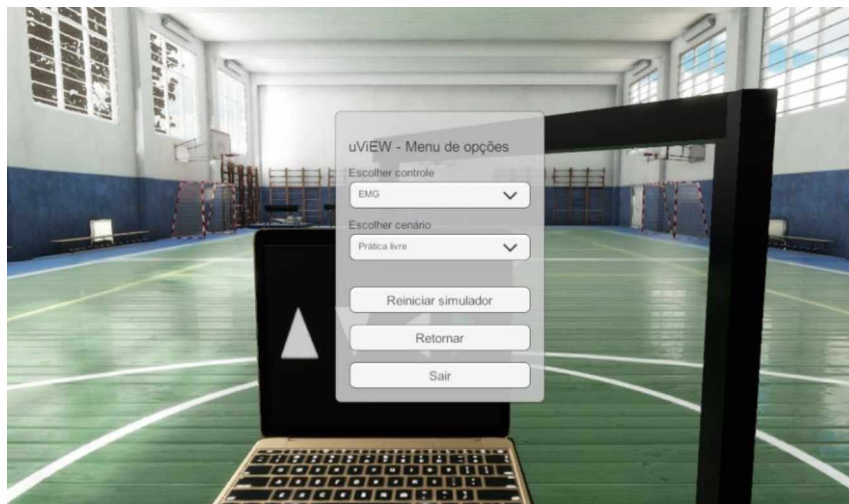
Uma estratégia adotada no decorrer da construção do simulador foi o foco em um desenvolvimento modular, ou seja, cada estrutura do sistema foi pensada e construída separadamente, criando partes distintas e organizadas para cada tarefa dentro do ambiente. Dessa forma todo o processo se tornou mais organizado, facilitando a documentação e quaisquer alterações necessárias. Por exemplo, todos os eventos relacionados ao controlador da cadeira de rodas virtual são regidos por único roteiro. Dessa forma, os controles alternativos desenvolvidos para o simulador precisam interagir com este roteiro principal, e uma alteração no mesmo se aplica imediatamente a todo o sistema.

Na sequência, foi construído um menu de opções para que o usuário pudesse selecionar suas preferências. A primeira dessas interfaces é mostrada na Figura 33. A primeira opção se refere à escolha do tipo de controle. Todos os

controles alternativos adicionados no decorrer do desenvolvimento da ferramenta devem ser listados, de forma que o usuário possa escolher qual controle utilizar a qualquer momento da execução do simulador. De forma semelhante, a segunda opção permite ao usuário escolher o cenário a ser apresentado, de uma lista de cenários disponíveis.

O primeiro dos botões serve para salvar as escolhas de controle e cenário feitas pelo usuário e reiniciar o simulador. Essas preferências são salvas em arquivo, de forma que são carregadas todas as vezes que o simulador é iniciado. O segundo botão fecha a interface de opções e retorna ao simulador. O último botão permite ao usuário fechar o simulador.

Figura 33 – Interface proposta para seleção das opções no simulador.



Além da interface de opções, foi criada uma segunda interface para ser apresentada ao usuário ao final de cada percurso, mostrando os resultados obtidos. Esta interface pode ser vista na Figura 34.

Figura 34 – Proposta de interface para exibição de resultados.



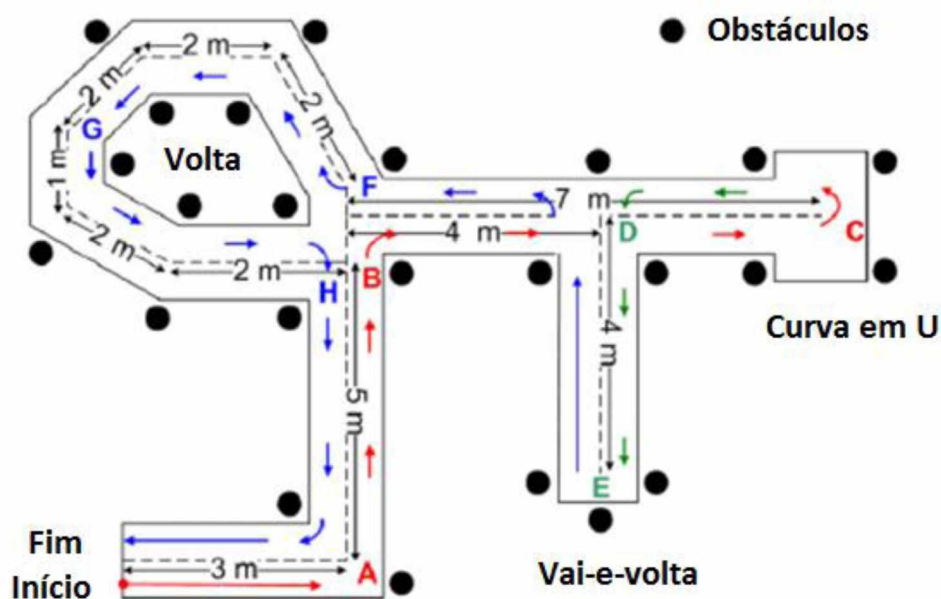
Conforme observado nos trabalhos correlatos, os principais parâmetros de avaliação de desempenho na condução de uma cadeira de rodas na literatura são o tempo gasto, o número de colisões realizadas e, em alguns casos, o número de comandos feitos com o joystick. Dessa forma, esses três parâmetros foram incorporados ao simulador e são calculados durante todos os percursos. Ao fim de cada um, é apresentada ao usuário a interface de resultados mostrando não só os valores obtidos durante aquela sessão, como também os melhores valores já obtidos em todas as sessões. Esses valores também são armazenados em arquivo e compartilhados entre múltiplos usuários em um mesmo computador. Por fim, é dada ao usuário a opção de recomeçar o percurso ou de fechar o simulador, se este assim desejar.

Tendo sido concluída a estrutura básica do simulador, como o controlador principal da cadeira de rodas e a interface de opções de interação oferecidas para o usuário, focou-se no desenvolvimento dos três cenários estabelecidos na análise dos resultados do questionário preliminar. As características de cada cenário são mostradas a seguir.

5.3.1 Cenário 1: Pista de obstáculos

O primeiro cenário adicionado ao simulador foi o da pista de obstáculos. Levando em consideração as dificuldades apresentadas pelos usuários em curvas e outras manobras, como ré, estabeleceu-se a criação de um percurso que pudesse fornecer ao usuário a capacidade de treino de todas essas manobras básicas. Para implementação das tarefas no simulador, foi utilizada uma versão adaptada do percurso proposto por Yousefi (2011), que pode ser conferida na Figura 35.

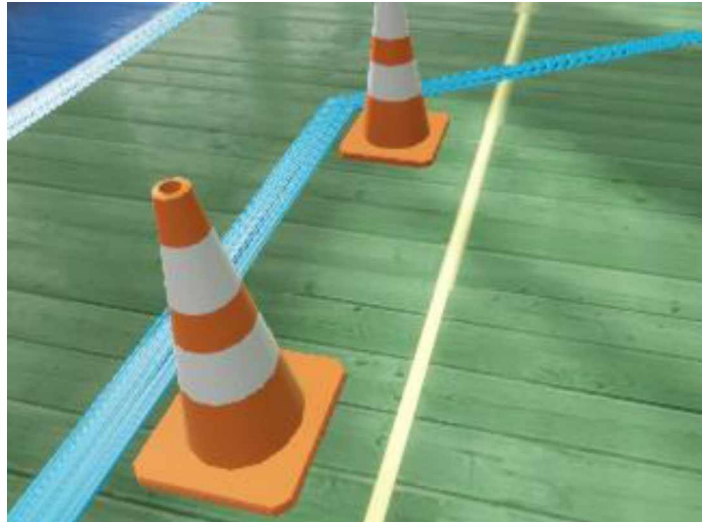
Figura 35 – Esquema ilustrativo da pista de obstáculos utilizada no simulador.



Fonte (adaptado): YOUSEFI, 2011.

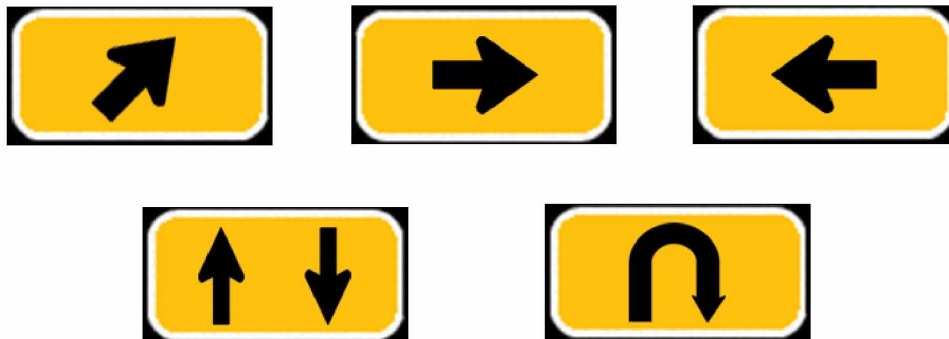
Esse modelo de pista proposto fornece a opção de treino para a maioria das manobras fundamentais, como realização de curvas em formato de L, utilização da ré, curvas em U (retorno em 180°) e outras. Para representação dos obstáculos demarcados e para delimitação da pista, foram adicionados cones de trânsito e faixas delimitadoras, respectivamente. Um trecho da pista que apresenta esses elementos é mostrado na Figura 36.

Figura 36 – Elementos adicionados à pista de obstáculos do primeiro cenário.



Durante a construção do cenário, foram realizados alguns testes não documentados com alguns indivíduos, e percebeu-se que os mesmos não conseguiram seguir o percurso estabelecido de forma independente e por várias vezes fizeram manobras incorretas. Dessa forma, optou-se pela utilização de placas de sinalização adicionadas ao longo do percurso, a fim de indicar o caminho correto a ser realizado. Esses erros não foram mais observados após a utilização das placas, estas mostradas na Figura 37.

Figura 37 – Placas de sinalização adicionadas para indicar o trajeto.



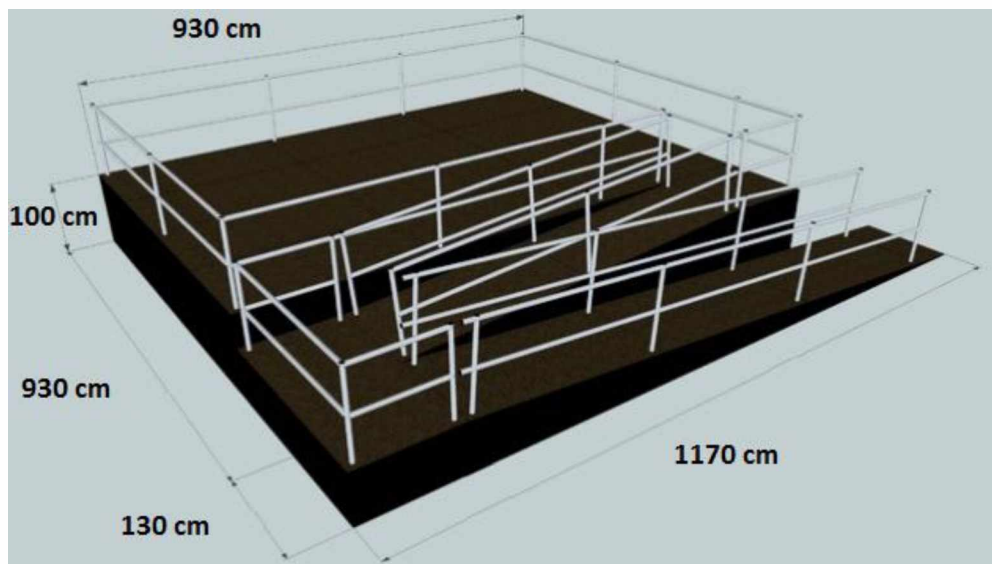
5.3.2 Cenário 2: Rampas

A subida e descida de rampas foi uma das dificuldades mais citadas entre os participantes da pesquisa. São vários os motivos que tornam a tarefa difícil, como

inclinação incorreta, pouco espaço para manobras, irregularidades no terreno, entre outras razões.

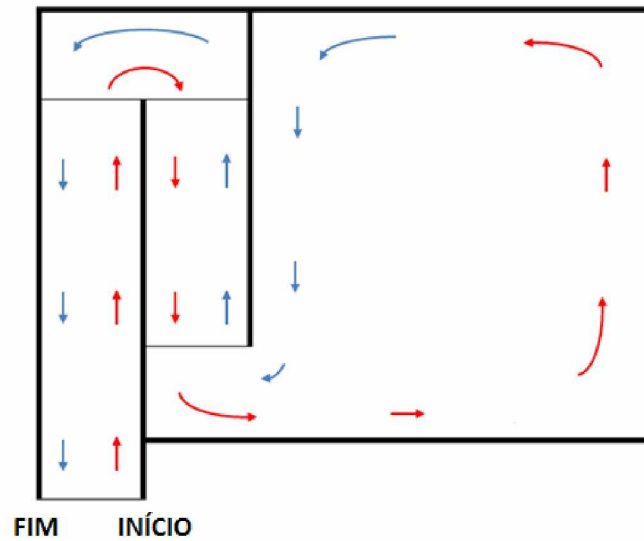
Assim como no caso da pista de obstáculo, foi feita primeiramente uma busca na literatura sobre protocolos de treinamento em rampas. Porém, no caso de rampas, só foram encontradas referências de treinamento para cadeiras de rodas manuais, o que é um contexto completamente diferente do da CRM (envolve treinamento muscular para manter a cadeira manual na rampa sem deslizar). Dessa forma, optou-se pela criação de um cenário próprio utilizando o modelo de rampa mostrado na Figura 38. A rampa em questão tem uma inclinação de 3° , o que é inferior aos 12° máximos de inclinação que a CRM consegue fazer.

Figura 38 – Dimensões da rampa utilizada no cenário.



A partir do modelo de rampa utilizado, criou-se um protocolo no qual o usuário deveria subir até a plataforma elevada, dar uma volta completa sobre ela, e descer até o final. Em função da passagem estreita, este cenário proporciona ao usuário uma dificuldade mais elevada, sendo necessário um ajuste fino da direção para que este não colida com as grades laterais. A Figura 39 mostra o protocolo proposto no cenário da rampa.

Figura 39 – Protocolo seguido no cenário de rampas.

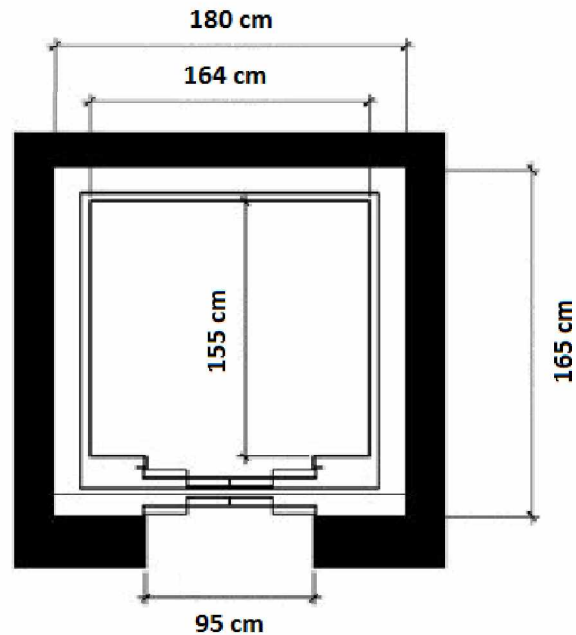


Da mesma forma que ocorreu com o cenário da pista de obstáculos, os voluntários dos testes preliminares apontaram a necessidade de uma indicação do trajeto na plataforma superior da rampa. Assim, cones com as placas de sinalização também foram adicionados ao cenário a fim de ajudar na indicação do caminho correto.

5.3.3 Cenário 3: Elevadores

O cenário dos elevadores foi o terceiro cenário adicionado ao simulador. Assim como no caso da rampa, não existem muitos protocolos a respeito de treinamento na entrada e saída de elevadores, fazendo desta uma dificuldade não abordada nos protocolos convencionais. No manual de treinamento criado por Dawson (2006), a entrada e saída é uma das atividades exigidas na avaliação, de forma que este foi utilizado como referência para a criação do protocolo. Foram utilizados, no cenário, dois elevadores com as dimensões mostradas na Figura 40, com um espaçamento de 90 cm entre eles. Algumas divisórias foram colocadas em ambos os lados das entradas para emular uma parede.

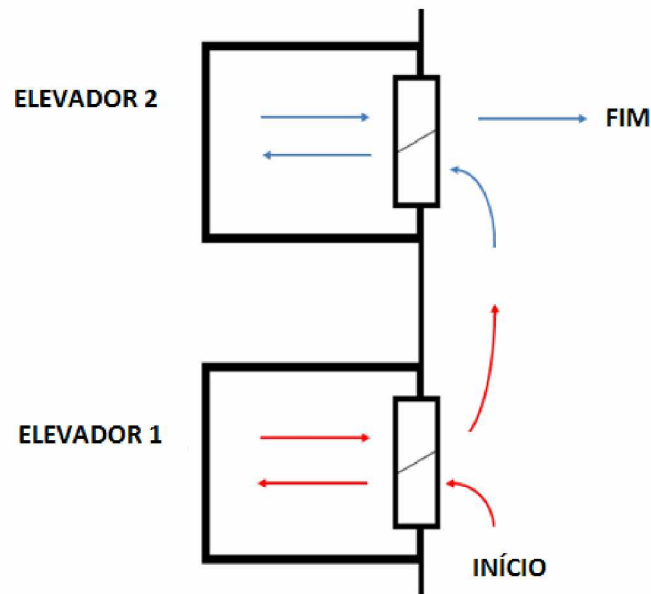
Figura 40 – Dimensões dos elevadores utilizados no cenário.



Em relação ao protocolo, preferiu-se utilizar dois elevadores simultaneamente para simular duas situações distintas. A Figura 41 mostra o protocolo desenvolvido para este cenário. Em um primeiro momento, o usuário deve se aproximar do Elevador 1. A porta do Elevador 1 se abre sempre que a cadeira virtual se aproxima, e assim permanece. Essa situação serve para emular o caso em que, tendo um ascensorista disponível dentro do elevador, este pode segurar a porta do mesmo indefinidamente para que o usuário da CRM possa entrar. Quando dentro do Elevador 1, a porta se fecha por 10 segundos, e ao término deste tempo, se abre até que o usuário possa sair de dentro do mesmo.

Em seguida, o usuário deve se dirigir até o Elevador 2. Ao contrário do Elevador 1, o Elevador 2 representa um caso em que não existe alguém disponível para segurar as portas do elevador. Dessa forma, as portas do segundo elevador se fecham durante 20 segundos, e depois ficam abertas por 10 segundos. Durante esse período, o usuário deve entrar e se posicionar no elevador para sair no próximo ciclo.

Figura 41 – Protocolo desenvolvido para o cenário de elevadores.



É importante notar que os eventos de abertura e fechamento da porta de ambos os elevadores acontecem automaticamente. Em função das limitações dos métodos de entrada e do grau de realismo escolhido, não é possível simular com precisão e realismo o ato de pressionar os botões para operar os elevadores. Além disso, se considerar que o simulador é voltado para indivíduos que apresentam deficiências motoras severas, esta atividade nem sempre estará disponível ou será uma opção.

5.4 ADAPTAÇÃO DOS CONTROLES ALTERNATIVOS

A próxima etapa de desenvolvimento depois de concluídos os três cenários iniciais foi a de adaptação dos controles. Conforme estabelecido nos objetivos, inicialmente foi proposta a utilização de três formas de controle, sendo um deles um joystick convencional, e os outros dois controles alternativos, um por meio de sinais eletromiográfico e outro pelo rastreamento da direção do olhar.

Porém, em função da estrutura modular escolhida para desenvolvimento do simulador, novos controles podem ser facilmente adaptados, bastando seguir o *template* de comandos estabelecido.

O controle da cadeira se dá a partir de cinco valores, cada valor correspondendo a um comando distinto. São eles:

- '1' para direcionar a cadeira para frente;
- '2' para parar a cadeira de rodas virtual;
- '3' para girar a cadeira para o lado direito;
- '4' para girar a cadeira para o lado esquerdo;
- '5' para usar a ré.

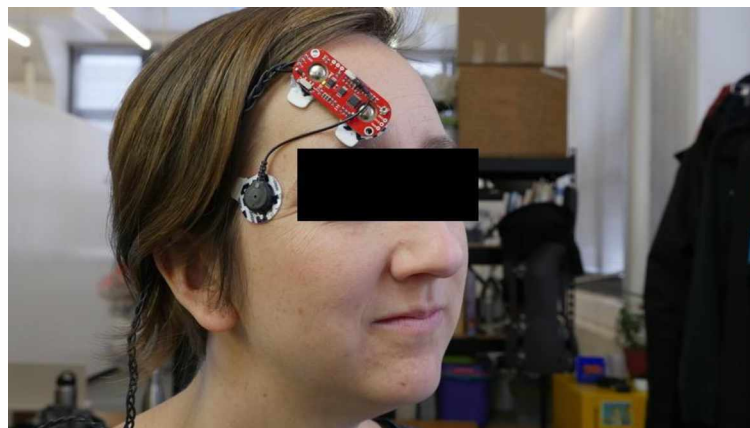
Esses comandos foram programados diretamente no controlador principal, de maneira que qualquer forma de acionamento que tenha como saída esses cinco valores pode ser utilizada para controlar a cadeira de rodas virtual. A descrição dos três controles utilizados nessa pesquisa é mostrada a seguir.

5.4.1 Módulo EMG

O primeiro dos controles alternativos adaptado para uso no sistema foi o EMG. Para isso, optou-se pela utilização do mesmo conjunto que vinha sendo utilizado na cadeira de rodas adaptada pelo Núcleo de Tecnologias Assistivas da Universidade Federal de Uberlândia, como mostrado em (MARTINS, 2016). Esse conjunto é composto de um microcontrolador, um Arduino modelo ATmega328 que possui um conversor A/D de 10 bits com precisão de ± 2 LSBs, o sensor Myoware da fabricante Adafruit, que é um módulo para detectar a atividade elétrica muscular, e um isolador USB também da Adafruit, para proteger eletricamente o sensor contra variações bruscas de tensão.

Para utilização do sensor, foi utilizado o posicionamento no músculo occipitofrontal semelhante ao mostrado na Figura 42. Deu-se preferência para uso no músculo occipitofrontal, mas para o caso em que o usuário não consegue fazer a contração voluntária da região, também é possível utilizar o músculo masseter.

Figura 42 – Posicionamento do sensor Myoware para aquisição do sinal no músculo occipitofrontal.



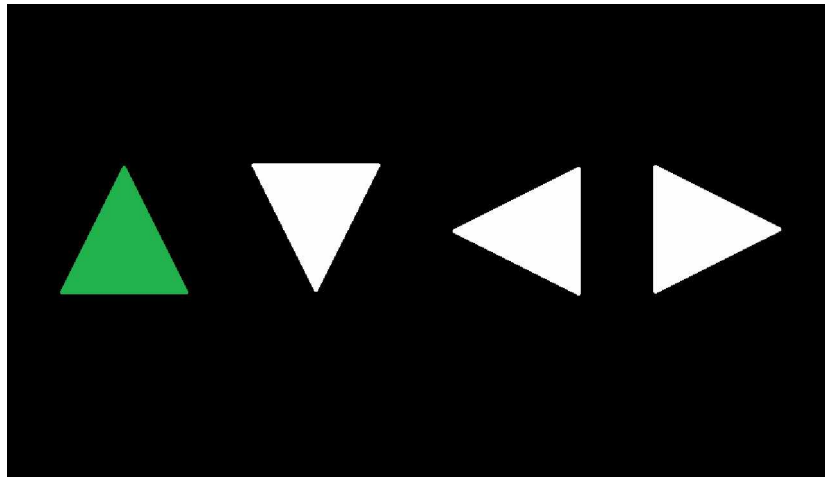
Fonte: HARTMAN, 2016.

A forma de funcionamento escolhida para o sensor foi a de gatilho simples, onde o controle da interface é feito por seleção indireta. O sinal eletromiográfico é coletado pelo sensor e os valores de tensão enviados para o microcontrolador. Neste, é feito um janelamento por média móvel do sinal, e a diferença entre dois valores de média adjacentes é comparada constantemente. Quando essa diferença ultrapassa um limiar estabelecido, ou seja, quando existe uma variação muito brusca no sinal (o que indica uma contração do músculo), o gatilho é acionado e o microcontrolador envia um comando para a porta serial do computador.

A fim de se evitar a detecção errônea de casos em que o sinal ultrapassava o limiar estabelecido mais de uma vez em uma única contração (o que por sua vez faria com que fossem detectadas duas ou mais contrações do músculo, ao invés de uma única), foi adicionado um intervalo de repouso configurável, de forma que não é possível detectar duas contrações com um intervalo muito pequeno entre si.

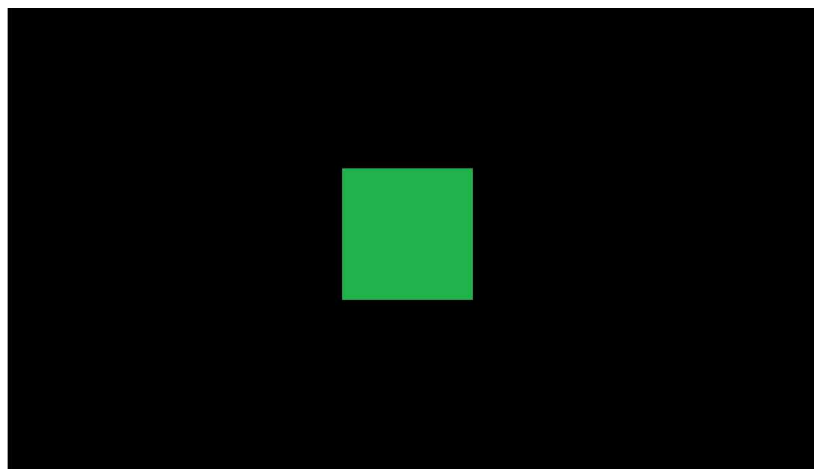
Esse comando simples enviado pelo microcontrolador é então usado para acionar a interface exibida na Figura 43. Nesta interface, cada uma das setas é realçada individualmente, da esquerda para a direita. Quando o comando é recebido, a interface verifica qual das setas está realçada, e envia para o controlador o comando direcional correspondente.

Figura 43 – Interface de acionamento por eletromiografia.



Após cada comando direcional, a interface apresentada muda, conforme indicado na Figura 44. Todo gatilho enviado pelo microcontrolador nessa situação acionará o comando para parar a cadeira de rodas virtual.

Figura 44 – Interface apresentada ao usuário após algum comando direcional.

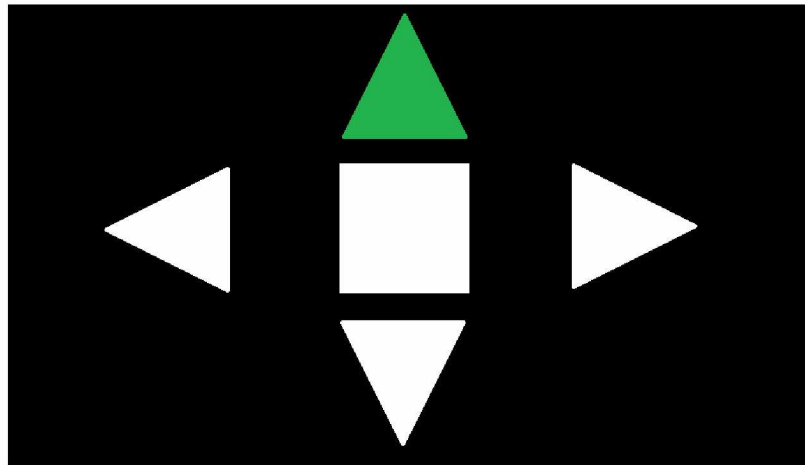


5.4.2 Dispositivo eye tracker

Para a adaptação do controle por meio de direcionamento do movimento ocular, foi utilizado o dispositivo Eye Tracker 4C, desenvolvido pela empresa Tobii. As principais razões para escolha do sensor foram o baixo custo de aquisição da versão para usuário final, a inclusão de um algoritmo de compensação para movimentos de cabeça e o suporte para desenvolvedor fornecido pela empresa para usuários do motor gráfico Unity 3D.

Para interação do controle por *eye tracker* com o usuário, foi utilizada uma interface igual à mostrada na Figura 45. Nesta proposta, foi feita uma divisão da interface em regiões de interesse, de maneira que cada comando é associado a uma área específica correspondente às setas direcionais e ao comando de parar.

Figura 45 – Interface de acionamento por meio de técnicas de eye tracker.



A posição de interesse do usuário na interface é calculada através de uma reflexão na pupila causada por um raio infravermelho que é emitido pelo sensor na direção do olho do usuário. A reflexão deste raio é capturada pelo sensor que, em seguida, usa algoritmos proprietários para interpolar a direção do olhar do usuário, levando-se em consideração distância, velocidade e tempo gasto desde o momento em que o raio é enviado até a reflexão ser recebida. A posição determinada em relação ao anteparo é representada por um par de coordenadas (x, y).

Por meio do pacote de desenvolvimento fornecido pela empresa, esse par de coordenadas é utilizado para enviar um raio direcional, a partir da câmera do simulador, tendo como origem o esse ponto determinado. Esse raio segue a direção estabelecida até colidir com algum obstáculo, e o nome desse obstáculo é retornado. Essa técnica foi utilizada em conjunto com cinco objetos ocultos posicionados nas regiões de interesse da área de detecção. Para melhor compreensão da técnica, na Figura 46, esses objetos aparecem visíveis na forma de cubos brancos.

Figura 46 – Objetos de interesse para detecção, representados pelos cubos brancos posicionados na tela.



O cubo branco que está na posição mais alta é referente à região de interesse da seta direcional para cima (que move a cadeira para frente). Quando o raio direcional retorna o nome desse cubo branco em específico, o sistema entende que o usuário deseja se mover para frente e age de acordo. O mesmo ocorre com os outros cubos. Porém, como foi dito, esses objetos são normalmente invisíveis para o usuário, então, pela perspectiva deste, ele está interagindo diretamente com a tela do *notebook* virtual.

5.4.3 Joystick

Para a última forma de acionamento estabelecida, foi utilizado como base um controle joystick VR2 para cadeira de rodas motorizadas (Figura 47).

Figura 47 – Controle joystick VR2 adaptado para o simulador.



Porém, em função da incompatibilidade da entrada do joystick com um computador, foi necessária a utilização de uma estratégia diferente para que fosse possível usar o joystick. Para tanto, removeu-se a placa de circuito original do

joystick e foi utilizado um microcontrolador Arduino Nano no lugar. Então, conectaram-se os dois pinos analógicos referentes aos eixos x e y do *stick* (a parte móvel usada para direcionar a cadeira de rodas), e através de uma combinação de valores de ambos, determina-se o comando desejado.

O microcontrolador então envia esse comando, que varia de 1 a 5 (referente às quatro direções e à parada), pela porta serial que, conectada ao computador, interpreta o comando e move a cadeira na direcional intencionada.

Para o controle do simulador, optou-se por utilizar apenas cinco valores, sem nenhum comando mais complexo (por exemplo, para frente e para direita simultaneamente). Além de simplificar o processamento do sinal no microcontrolador, essa decisão foi tomada em função da equivalência do sistema virtual com a cadeira real do NTA, visto que nesta última os comandos devem ser dados individualmente.

5.5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo foram apresentados detalhes da implementação do sistema e a documentação referente à arquitetura do mesmo. Foram expostas as características de desenvolvimento dos cenários estabelecidos pela pesquisa e também adaptações feitas para utilização da interface com controles alternativos.

CAPÍTULO 6 – RESULTADOS

6.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, são mostrados os resultados da etapa de desenvolvimento que culminou na criação do simulador de treinamento proposto nos objetivos iniciais da pesquisa aqui mostrada.

Utilizando o motor gráfico Unity 3D e seguindo a metodologia apresentada no Capítulo 5, obteve-se uma ferramenta cujas principais características são o foco em modularidade e imersão da experiência. Para isso, foram utilizados modelos gráficos detalhados e situações que poderiam ser replicadas em um ambiente real.

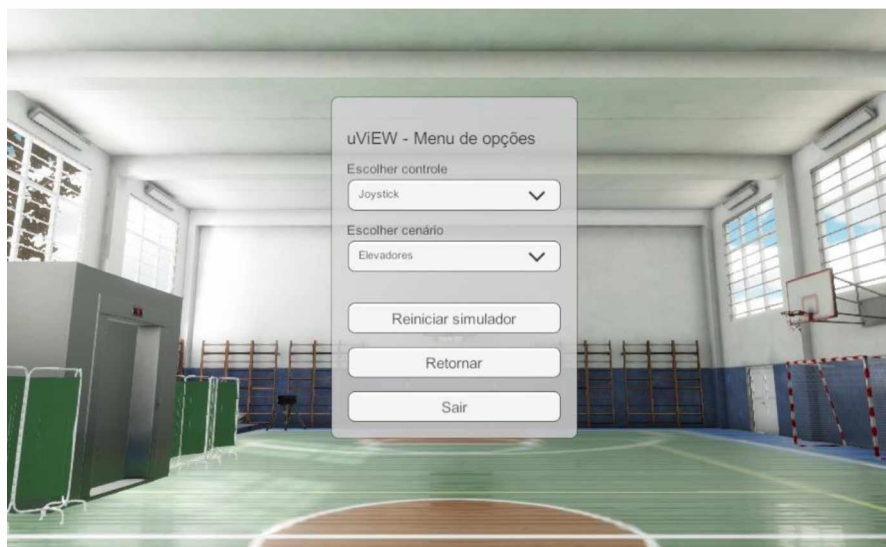
6.2 SIMULADOR DE CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA UVIEW

Em um primeiro momento, a ferramenta nomeada como uVIEW foi desenvolvida tendo como opção três formas de controle distintas (eletromiografia, *eye tracker* e joystick) e três cenários iniciais para treinamento (pista de obstáculos, rampa e elevadores). Porém, como explicado anteriormente, em função do desenvolvimento modular do sistema, novas formas de controle e novos cenários para treinamento podem ser facilmente adicionados sem maiores complicações.

Ao se inicializar o simulador, o usuário é apresentado ao cenário da pista de obstáculos, e ao controle do joystick. Caso não seja a primeira execução do simulador no computador, existirá um arquivo de configurações salvo nas Preferências do Usuário contendo o último controle e cenário utilizados. Neste caso, o simulador irá iniciar com estas configurações em vez das configurações padrão.

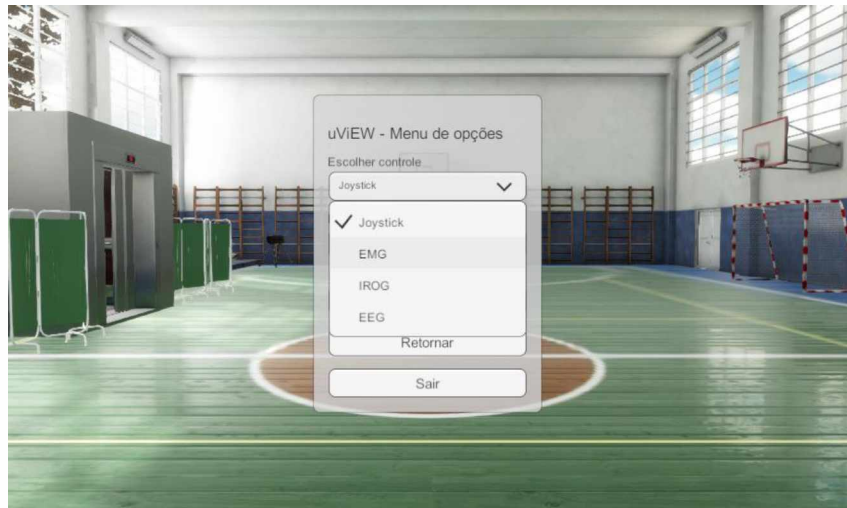
Para que o usuário possa escolher as preferências da sessão de treinamento atual, basta pressionar a tecla ESC no teclado. Ele será apresentado à interface mostrada na Figura 48.

Figura 48 – Interface de configurações iniciais apresentada ao inicializar o simulador.



Na interface de configuração, o usuário poderá selecionar o controle desejado e o cenário a ser exibido, utilizando os respectivos menus *dropdown*. A Figura 49 mostra a interação com a interface de configuração inicial, no qual o usuário poderá escolher a forma de controle a ser utilizada.

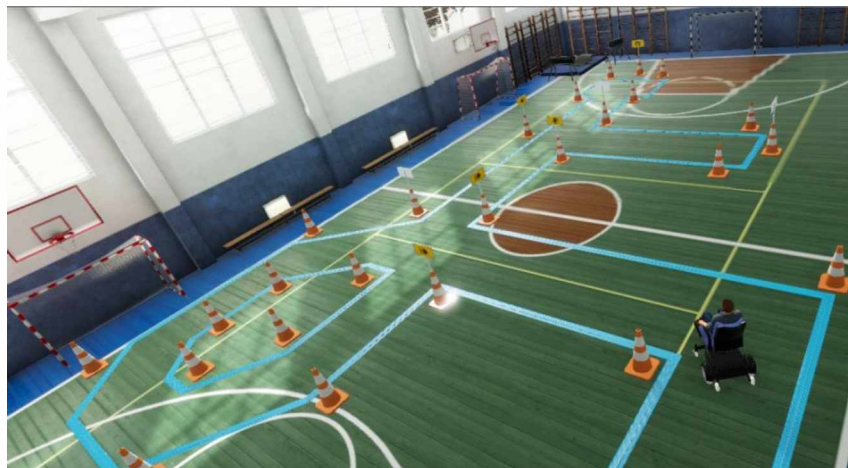
Figura 49 – Interação com a interface de configurações, mostrando as opções de controle disponíveis.



Para que as alterações tenham efeito, o usuário deverá selecionar a opção para reiniciar o simulador. Caso seja escolhida a opção para retornar, a interface será fechada sem que seja feita nenhuma alteração nos controles ou no cenário atual.

Na Figura 50 é mostrada uma visão orbital do primeiro cenário criado, a pista de obstáculos. Nela é possível ver o percurso completo a ser completado pelo usuário, com os cones de trânsito para marcar os obstáculos e as faixas no chão indicando os limites da pista.

Figura 50 – Câmera orbital mostrando o cenário completo da pista de obstáculos, com os cones de trânsito e as faixas delimitadoras.



Para determinar o progresso do usuário no percurso, foram adicionados marcadores invisíveis por toda a pista. Quando a cadeira virtual passa por esses marcadores, o sistema irá determinar se o usuário está no caminho correto ou se ele fez alguma manobra indevida. Inicialmente, era mostrada uma mensagem na tela indicando o progresso no percurso. Porém, em uma tentativa de aumentar a sensação de imersão, a mensagem foi substituída por dois sons distintos, um som para o caminho correto e outro para um caminho incorreto.

Conforme estabelecido na etapa de desenvolvimento, testes preliminares indicaram a necessidade de se usar formas para indicar o caminho para o usuário. A forma mais imersiva escolhida para esse processo foi a utilização de placas de sinalização, distribuídas ao longo do percurso, para mostrar ao usuário qual o trajeto correto a ser realizado. A Figura 51 mostra um exemplo de algumas placas de sinalização utilizadas. Respeitando as configurações da sinalização no Sistema Nacional de Trânsito brasileiro, as placas foram colocadas do lado direito da pista para facilitar o entendimento por parte do usuário.

Figura 51 – Alteração feita na pista de obstáculos para adicionar placas de sinalização.



O resultado do desenvolvimento do segundo cenário, o cenário da rampa, é mostrado na Figura 52. Como é possível de se perceber, o ambiente utilizado para o cenário da rampa foi o mesmo para a pista de obstáculos e também para o cenário de elevadores. Optou-se pela utilização de uma quadra esportiva em função do seu espaço amplo, necessário para muitos dos cenários aqui apresentados. A quadra utilizada possui 23 metros de comprimento por 13 metros de largura.

Além da quadra, foram colocados alguns objetos distribuídos no cenário sem nenhum propósito funcional, além de aumentar a imersão do usuário. Materiais esportivos estão distribuídos pela quadra, e foram colocados alguns elementos externos à mesma, como um prédio e algumas árvores. Embora esses elementos não venham a contribuir diretamente no cenário, eles ajudam a aumentar a sensação de realismo e imersão nos cenários estabelecidos.

Figura 52 – Visão completa do segundo cenário, mostrando a rampa que compõe o mesmo.



Assim como no caso do cenário da pista de obstáculos, foram adicionados alguns cones com placas de sinalização na plataforma superior da rampa, a fim de ajudar o usuário a seguir o trajeto correto.

Por fim, o terceiro cenário desenvolvido, o dos elevadores, pode ser observado na Figura 53. O elevador à esquerda, definido como Elevador 1, se encontra aberto em função da aproximação da cadeira de rodas virtual. O Elevador 2 (à direita), porém, prossegue repetindo seu ciclo de abrir e fechar indefinidamente, independente da situação da cadeira. Para ambos os elevadores, contudo, é feita uma verificação da posição da cadeira de rodas virtual sempre que uma porta é fechada. Assim como nos elevadores reais, se a cadeira estiver no meio do portal de passagem do elevador, a porta irá permanecer aberta ou reabrir, caso ela já esteja em processo de se fechar.

Figura 53 – Visão do terceiro e último cenário, mostrando os dois elevadores.



Quando o usuário entra no elevador, a porta é fechada por um tempo determinado (sendo 10 segundos para o Elevador 1 e 20 segundos para o Elevador 2), deixando a cadeira confinada no espaço pequeno do mesmo. Se o usuário assim desejar, ele pode tentar a complexa manobra de fazer uma curva em U dentro do

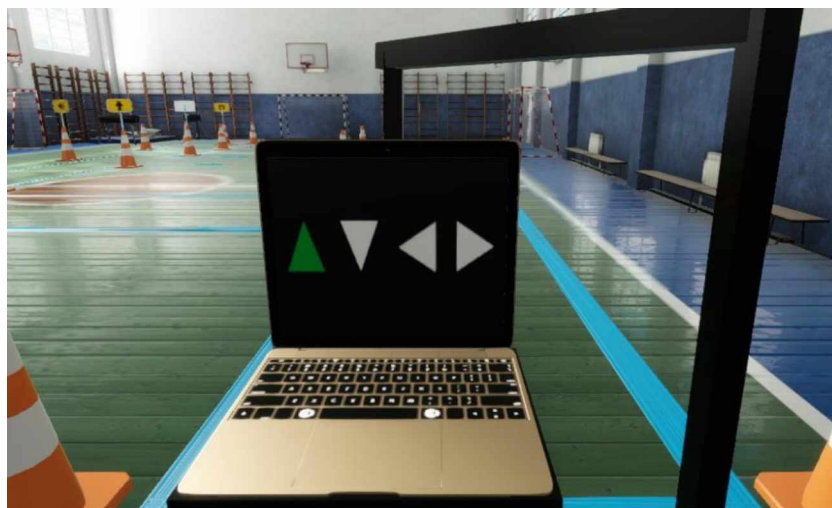
elevador, de forma a entrar e sair com a mesma orientação. A Figura 54 mostra a visão do usuário com a porta do elevador fechada.

Figura 54 – Visão do interior do elevador do terceiro cenário.



Em relação aos controles, a interface exibida para o usuário depende de qual controle esteja selecionado. A Figura 55 mostra a tela que é apresentada ao usuário quando este seleciona o acionamento por EMG. O suporte que carrega o *notebook* é mostrado, junto com o próprio *notebook* virtual, e na tela deste é exibida a interface do controle por EMG. Os comandos vão sendo realçados em verde um a um, e quando o usuário deseja acionar um comando em específico, ele precisa realizar a contração do músculo conectado ao sensor.

Figura 55 – Visão do usuário quando selecionado o controle por eletromiografia.

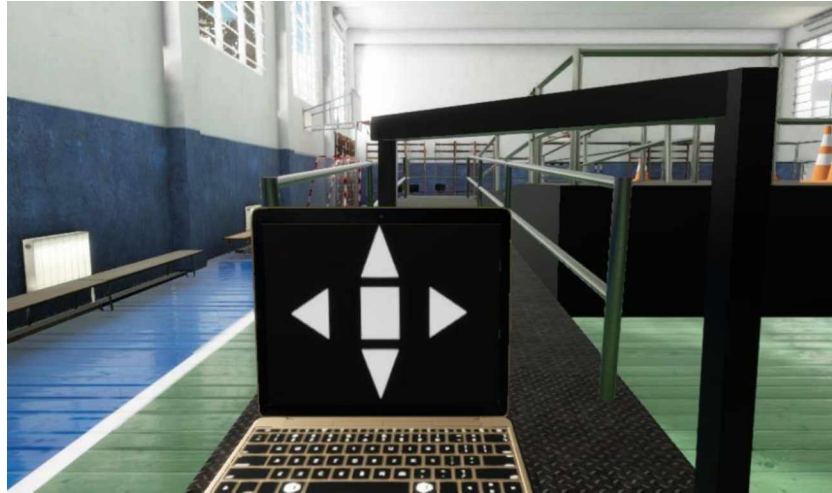


Alternativamente, o usuário também pode simular uma contração muscular ao pressionar a tecla 'F' do teclado.

Caso o controle selecionado seja o *eye tracker*, é exibida ao usuário a interface mostrada na Figura 56. O usuário realiza primeiro o processo de

calibração, conforme instruções do dispositivo, e então basta direcionar seu olhar para qualquer uma das setas mostradas para controlar a cadeira de rodas virtual.

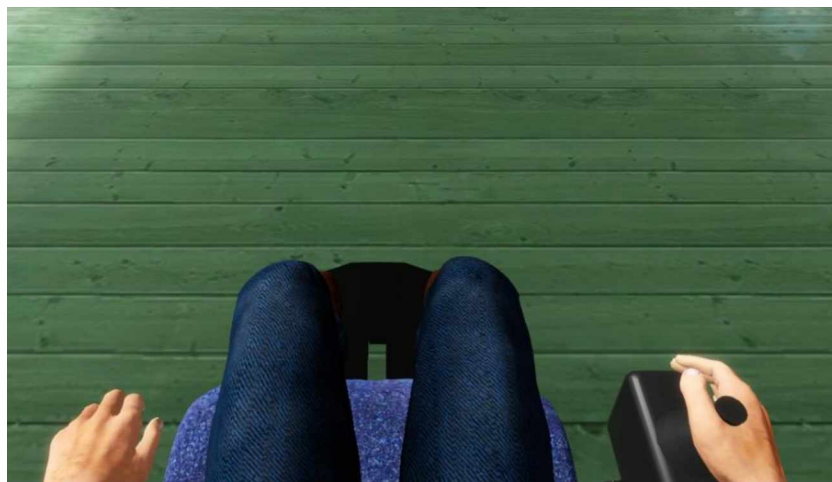
Figura 56 – Tela apresentada ao usuário quando é selecionado o controle por *eye tracker*.



Caso o controle selecionado seja o joystick, porém, o suporte com o *notebook* virtual é removido. No lugar dele, é colocada uma representação virtual de um joystick, que pode ser vista ao se abaixar a câmera em primeira pessoa do simulador. Esse joystick pode ser visualizado na Figura 57.

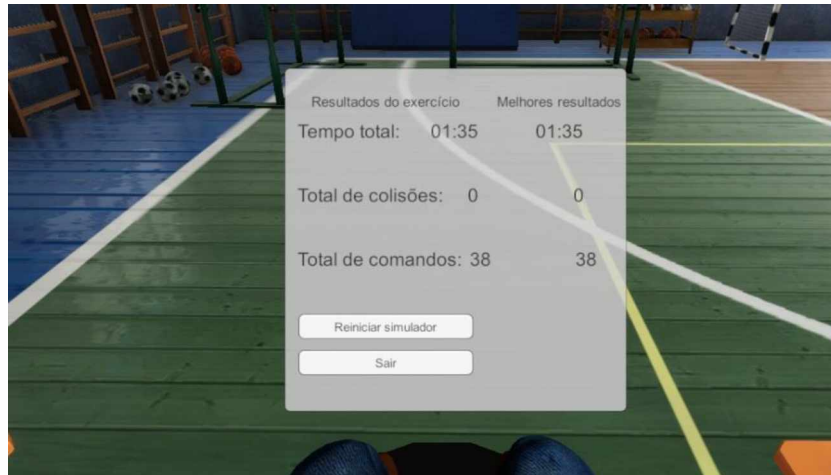
Para o caso em que o usuário não tem acesso a um joystick de cadeira de rodas adaptado para uso no computador, o sistema detecta a ausência do mesmo e passa a funcionar através do uso das setas direcionais do teclado.

Figura 57 – Visão abaixada da câmera mostrando o joystick convencional.



Ao fim da execução de qualquer um dos três cenários, é exibida ao usuário a tela de resultados, que contém o tempo gasto para completar o percurso, o número de colisões realizadas e o total de comandos enviados para a interface. Além disso, o sistema busca e exibe os melhores resultados já feitos para aquele cenário, como uma forma de comparar o desempenho. Essa tela de resultados é mostrada na Figura 58.

Figura 58 – Tela de resultados apresentada ao usuário ao fim de cada cenário.



A partir dessa tela de resultados, o usuário pode decidir se quer refazer a sessão de treinamento, ou encerrar a execução do simulador. Os resultados da sessão serão comparados com os menores resultados encontrados e, caso o desempenho tenha melhorado, os novos valores serão armazenados em arquivo para futuras iterações do sistema.

6.3 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo foi apresentado o resultado do desenvolvimento da ferramenta na pesquisa, o simulador uVIEW. Foram mostradas todas as características escolhidas para o sistema, como as interfaces existentes e o arranjo visual dos cenários utilizados.

Além disso, também foi explicado o funcionamento do simulador, desde a inicialização do mesmo até a tela de resultados apresentada ao usuário, e quais foram as maneiras encontradas para registrar o progresso do usuário em um determinado percurso.

CAPÍTULO 7 – ESTUDOS DE CASO

7.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, são apresentados com detalhes os testes de usabilidade feitos com o simulador desenvolvido na pesquisa. Conforme dito anteriormente, foram convidados para participar do teste quatro usuários de cadeira de rodas motorizadas, a fim de se avaliar o sistema e encontrar os maiores problemas de usabilidade existentes nesta primeira versão.

Cada um dos participantes seguiu o protocolo definido no Capítulo 4, onde foram utilizados sequencialmente cada um dos três controles por um breve período de treino e adaptação, e em seguida foi pedido aos participantes para que estes completassem os três cenários com cada controle. A ordem de utilização de cada controle e de cada cenário foi randomizada para se remover a viés de aprendizado do sistema. Nenhum dos participantes teve contato prévio com o simulador ou com qualquer parte do desenvolvimento, de forma que o tanto o funcionamento quanto os objetivos eram inicialmente desconhecidos para todos os quatro participantes.

Ao fim do experimento, foi pedido aos participantes que relatassem suas impressões do teste e que respondessem ao questionário de avaliação do sistema (Anexo II). Quaisquer informações relevantes no decorrer do experimento também foram anotadas para posterior análise.

Para detalhar os eventos ocorridos durante os testes, cada caso foi descrito separadamente. Primeiramente foi feita uma breve descrição do caso estudado. Em seguida, foram analisados os resultados de cada um dos controles de forma separada, e por fim foram apresentadas as observações feitas pelos usuários sobre a experiência vivenciada.

7.2 ESTUDO DE CASO 1

7.2.1 Descrição do caso

O primeiro participante do estudo realizado para avaliação é um usuário de cadeira de rodas motorizada que apresenta um caso de artrogripose congênita, ou seja, uma má formação dos membros que acontece durante a gestação. O participante é um estudante da Universidade Federal de Uberlândia, e já teve contato com tecnologias e a área da Computação, de forma que ele compreendeu o funcionamento do sistema e das ferramentas utilizadas, sendo capaz de fornecer uma análise mais técnica do sistema.

Ele foi convidado a participar do estudo em um momento em que estivesse presente na Universidade, de forma que o ambiente preparado para o experimento foi a sala de reuniões do Núcleo de Tecnologias Assistivas (NTA) da UFU. Além de ser um ambiente sem trânsito de pessoas, e, portanto, tranquilo, também foi possível

utilizar uma televisão LCD para duplicar a tela do simulador, para que o participante pudesse ter uma visão melhor da interface gráfica. A sequência de controles utilizados com o participante foi: joystick, módulo de eletromiografia e dispositivo *eye tracker*, e os resultados do teste são apresentados a seguir.

7.2.2 Controle com joystick

O primeiro dos controles utilizados com o participante, o joystick tradicional também é o controle com o qual o mesmo tem mais experiência, de forma que, mesmo desconhecendo os objetivos dos cenários, ele conseguiu completa-los rapidamente e com um baixo número de colisões e comandos. Os resultados do teste estão documentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 1.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	2:26	2:51	1:29
Número de colisões	0	3	2
Número de comandos dados	42	57	19

Embora não tenha tido dificuldades em completar os percursos, o participante achou que o tempo de resposta entre uma mudança de posição no joystick fornecido e a cadeira de rodas virtual deixou a desejar, sendo mais longo do que o adequado para realizar manobras finas com a cadeira de rodas.

Além disso, foi questionado pelo participante sobre o motivo pelo qual a cadeira não fazia movimentos diagonais (por exemplo, para frente e para a direita simultaneamente). O mesmo afirmou que em suas experiências, todas as cadeiras de rodas motorizadas que utilizou eram capazes de tal ação.

7.2.3 Controle com EMG

O controle por eletromiografia foi o segundo utilizado. Em função da barba do participante, a escolha viável para a aquisição do sinal foi o músculo occipitofrontal. Foi feito o preparo do local (com algodão e álcool), e foram utilizados eletrodos descartáveis presos ao módulo Myoware. Os resultados dos testes com eletromiografia estão documentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 1.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	3:48	6:18	2:00
Número de colisões	2	10	0
Número de comandos dados	86	128	26

Em momento algum durante a execução dos experimentos foram observados casos de falso-positivo (onde o sistema reconheceu como um comando um movimento que não foi dado pelo usuário) e de falso-negativo (onde o sistema não detectou uma intenção de movimento advinda do usuário), de forma que o participante se adaptou bem ao controle.

Todavia, ao realizar o segundo cenário, correspondente à rampa, o voluntário sentiu dificuldade em realizar pequenas correções na direção da cadeira de rodas. Isso foi observado principalmente na parte estreita da rampa, tanto durante a subida quanto durante a descida. Esse atraso entre a detecção de dois comandos consecutivos se deve principalmente ao tratamento dado ao sinal EMG durante o processamento no microcontrolador. Dessa forma, foram observados casos em que o participante fez movimentos de ‘zig-zague’ durante a subida e descida, conduzindo a cadeira para frente, batendo em um dos lados, virando um pouco para outra direção e conduzindo para frente novamente até bater a cadeira.

Notou-se, porém, um bom grau de aprendizado na utilização do controle. O último cenário (elevadores) foi feito mais rapidamente, com um pequeno número de comandos e principalmente sem realizar nenhuma colisão.

7.2.4 Controle com *eye tracker*

O dispositivo de *eye tracking* foi o último dos controles apresentados ao participante. Primeiramente foi feito um processo de calibração personalizado ao usuário, no qual este deveria olhar em pontos específicos da tela para que o sensor pudesse identificar a posição das pupilas do mesmo e calcular por meio de interpolação a posição na qual o usuário estivesse fixado. Os resultados dos testes utilizando o controle por *eye tracking* foram documentados na Tabela 4.

Tabela 4 – Resultados com o controle por *eye tracker* no estudo de caso 1.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	3:30	2:41	1:45
Número de colisões	0	2	6
Número de comandos dados	202	113	150

Novamente, o voluntário se adaptou rapidamente ao sistema e conseguiu completar os três percursos em um tempo reduzido. Porém, segundo ele, ocorreram momentos durante o percurso em que houve perda da calibração, ou seja, em alguns momentos ele olhava para as setas direcionais dentro do joystick virtual e a intenção de movimento não era reconhecida. Esse evento foi percebido com mais frequência na seta para a direita.

Um comportamento que foi percebido por parte do usuário foi o de correção feita por partes durante a condição da cadeira virtual. O participante preferiu fazer

pequenos movimentos para frente ou para os lados, ajustando constantemente a direção da cadeira, o que aumentou consideravelmente a quantidade de comandos enviados para a interface.

7.2.5 Observações

No geral, o participante apresentou-se satisfeito com as características do sistema. Como ele tem uma experiência prolongada com o uso de CRM, e, portanto, usa com frequência o joystick, o participante sentiu que o simulador seria mais importante para usuários que necessitassem dos outros dois controles, visto que são ambas as formas de controle não convencionais.

Este achou que o grau de dificuldade para uso do simulador foi mediano, especialmente em função do aprendizado do controle por EMG e *eye tracking*. Além disso, mesmo sentindo o atraso na resposta com o joystick, ele avaliou a resposta geral do sistema como sendo rápida e se sentiu somente pouco cansado após o término dos testes. Para o critério de equivalência, o participante determinou a pontuação igual a 7 (em uma escala de 1 a 10, sendo um para pouco condizente e 10 para muito condizente), o que indica que o sistema tem uma boa representatividade da experiência de condução da cadeira de rodas.

Como sugestões, ele achou que seria interessante expandir o campo de visão, para que fosse possível ver uma visão melhor do ambiente, e também sugeriu que houvesse melhoras no processo de calibração do controle por *eye tracking*, para que não tivesse perda de referência durante o uso.

7.3 ESTUDO DE CASO 2

7.3.1 Descrição do caso

O participante do segundo estudo, um homem adulto, apresenta uma doença neurodegenerativa conhecida como distrofia muscular progressiva. Verificou-se que o mesmo consegue de dirigir adequadamente um automóvel adaptado e tem um controle razoável com as mãos, de forma que ainda é capaz de conduzir a cadeira de rodas por meio do joystick sem maiores problemas. Porém, em função da progressão de seu quadro clínico, ele acabará por perder esses movimentos voluntários, de forma que será necessário utilizar alguma forma alternativa de controle.

Por questões de praticidade, o experimento foi feito em uma sala reservada na Clínica Soma Saúde. Ele foi conduzido até a superfície contendo o *notebook* com o simulador e os controles e lhe foi explicado os objetivos e o protocolo que seria executado.

A sequência definida para utilização dos controles também foi primeiro o joystick, seguido do EMG e encerrando com o *eye tracking*. Porém, a atividade muscular do voluntário não foi reconhecida pelo sensor utilizado, de forma que foi

possível realizar o teste apenas com o joystick e o *eye tracker*. Além disso, em função de uma lesão na pálpebra inferior do olho esquerdo, o sensor de *eye tracking* teve dificuldades em rastrear efetivamente os olhos do mesmo. Os resultados dos testes são apresentados a seguir.

7.3.2 Controle com joystick

O joystick convencional é a forma de controle utilizada pelo participante do segundo experimento, de forma que é um tipo de controle com o qual já possui experiência. Entre o primeiro estudo e este segundo estudo, o tempo de resposta da cadeira virtual foi reduzido, de forma que o usuário não sentiu que o joystick demorava a responder quando utilizado. Os resultados obtidos utilizando o joystick como controle foram documentados, conforme mostra a Tabela 5.

Tabela 5 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 2.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	3:03	3:03	2:16
Número de colisões	3	2	8
Número de comandos dados	72	84	36

Como é possível de perceber pelos resultados, o participante não teve grandes dificuldades em nenhum dos três cenários. Todos os três foram completados em um tempo relativamente pequeno e com poucas colisões. No cenário da pista de obstáculos, porém, ele apresentou certa insegurança quanto à manobra de ré. Segundo este, uma pessoa que não tivesse a experiência que ele possui na condução teria dificuldades em ter uma noção de espaço para dar a ré sem colidir.

Outra característica notada é que o voluntário fez várias pequenas correções durante o cenário da pista de obstáculos e da rampa. Novamente, ele atribuiu isso à falta de noção de espaço proporcionada pela visão do simulador, de forma que durante os experimentos ele passou a pedir que a câmera em primeira pessoa fosse abaixada um pouco, para que ele visse os pés do personagem sentado na cadeira. Quando isso foi feito, ele passou a ter menos dificuldades em realizar as manobras.

7.3.3 Controle com EMG

Como explicado na descrição do caso, não foi possível utilizar o módulo de eletromiografia com o participante do segundo estudo. Embora ele seja capaz de contrair rapidamente o músculo occipitofrontal, requisito para detecção da atividade muscular no local, o módulo Myoware não foi capaz de detectar a contração. Foram feitas várias tentativas de posicionamentos na região para o caso de existir algum tipo de variação anatômica, mas a contração não foi reconhecida em nenhum dos casos.

Tentou-se também fazer a aquisição do sinal eletromiográfico na região do masseter, mas em função da barba apresentada por ele, também não foi possível para o módulo reconhecer a contração muscular do mesmo.

7.3.4 Controle com *eye tracker*

Por conta da dificuldade do sensor em conseguir rastrear os olhos do participante, observou-se que este não conseguia focar na pequena área de interesse para o simulador, que é o *notebook* virtual. Em função disso, fez-se uma adaptação no local, em que a área de detecção passou a ser efetivamente toda a tela, de forma a tornar o controle mais fácil de distinguir as diferentes direções da cadeira. Essa adaptação pode ser vista na Figura 59. Somente depois de feita a adaptação é que ele conseguiu comandar a cadeira com o sensor de *eye tracking*.

Figura 59 – Área útil de detecção do sensor *eye tracker*, antes e após adaptação (marcado de vermelho).



Depois de cumprir o treinamento em um cenário de prática livre, foi pedido que o voluntário executasse os três cenários, como estabelecido no protocolo. O resultado desse experimento foi documentado, conforme mostrado na Tabela 6.

Tabela 6 – Resultados com o controle por *eye tracker* no estudo de caso 2.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	5:46	6:31	2:41
Número de colisões	4	11	11
Número de comandos dados	993	122	404

Segundo o participante, mesmo com as adaptações para aumentar a área útil de detecção, o sistema demorava a responder aos seus comandos, e nem sempre era capaz de reconhecer a direção que estava olhando. Foi notado que isso ocorreu com mais frequência com a seta para a esquerda.

Observou-se também um fenômeno de *flickering* (ou piscada) durante todo o experimento com o controle por *eye tracker*. Por causa da calibração parcial, que

não foi reconhecida com clareza pelo sensor, o dispositivo perdia constantemente a posição dos olhos do usuário e a direção do seu olhar. Isso fez com que o ponteiro de indicação da direção de olhar na tela ficasse piscando, o que não só acarretou em um movimento travado da cadeira, como também aumentou enormemente a quantidade de comandos contabilizada pelo sistema.

7.3.5 Observações

O participante do segundo estudo constituiu um caso em que não se teve uma boa adaptação com nenhum dos dois controles alternativos. Em função de suas características anatômicas, ele não conseguiu utilizar o controle por EMG e teve grandes dificuldades no uso do sensor *eye tracker*. Dessa forma, seriam necessárias novas propostas de controle para encontrar alguma que se adapte ao seu caso.

Em função do agravamento do seu quadro clínico, porém, ele afirmou que o uso do simulador poderia ajudar a treinar com esses controles alternativos com os quais ele apresentou dificuldades. Segundo ele, o simulador apresenta uma dificuldade mediana de uso, e também um tempo de resposta mediano. Essa avaliação se deve principalmente à sua experiência usando o controle por *eye tracker*.

Em relação à escala de avaliação do simulador para representatividade da condução de uma CRM, o participante determinou um valor 5. Para ele, a falta de visão periférica, principalmente da parte inferior onde é possível ver um pedaço da cadeira, não ajudou no aspecto de noção espacial da cadeira de rodas. Ele também adicionou, como sugestão, que se fosse adicionado um espelho retrovisor, para que seja possível visualizar o que está atrás da cadeira.

7.4 ESTUDO DE CASO 3

7.4.1 Descrição do caso

A terceira voluntária neste estudo para avaliar a usabilidade é uma usuária que apresenta um quadro clínico de amiotrofia muscular espinhal (AME) tipo 2, também chamada de AME intermediária, uma doença degenerativa de origem genética. Em função da progressão da doença, a participante apresenta algumas dificuldades de movimentação dos membros e também comprometimento do pulmão.

Também por questões de praticidade, o experimento no terceiro estudo foi feito na sala da Clínica Soma Saúde, logo após o término dos experimentos com o participante do teste anterior. Ela foi conduzida até o *notebook* contendo o simulador e ouviu a explicação do funcionamento e dos objetivos do simulador.

Durante alguns momentos no decorrer do experimento, os testes precisaram ser interrompidos para que esta pedisse auxílio ao acompanhante para que pudesse

tossir, sendo em seguida retomados quando a mesma estivesse em condições para tanto.

A sequência de controles apresentada para a participante foi *eye tracker*, EMG e por fim joystick. Em função da fadiga causada pelo uso do EMG, porém, ela pediu um intervalo entre o segundo e terceiro controle para que pudesse descansar.

7.4.2 Controle com joystick

O controle através do joystick foi o último apresentado para a usuária. Embora ainda estivesse um pouco fadigada pelo uso do EMG antes de pedir um intervalo, a participante apresentou um ótimo desempenho no uso do joystick por ser um controle com o qual já estava familiarizada. Os resultados do experimento foram documentados, como mostra a Tabela 7.

Tabela 7 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 3.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	2:32	2:28	1:43
Número de colisões	1	2	3
Número de comandos dados	55	48	22

Por já estar adaptada ao joystick, a participante conseguiu completar os três percursos rapidamente, com um pequeno número de colisões e também utilizando poucos comandos do joystick. Quando questionada, ela disse que achou que o tempo de resposta do joystick estava condizente com o de sua própria cadeira de rodas motorizada.

No início de todos os três cenários, porém, foi pedido para que a câmera fosse abaixada para que ela pudesse ter a vista de parte dos pés do personagem e da cadeira. Segundo ela, sem ter essa visão ficava difícil ter uma noção apropriada do espaço em torno da cadeira e realizar as manobras adequadas.

7.4.3 Controle com EMG

O controle com o sensor de eletromiografia foi utilizado em segundo lugar, logo após o uso de sensor de *eye tracking*. Os eletrodos foram posicionados no músculo occipitofrontal de acordo com a preferência da voluntária. Foram feitos os dois minutos de treinamento para que esta pudesse se acostumar com o controle, e em seguida pediu-se para que ela realizasse o percurso dos três cenários. Os resultados foram documentados, de acordo com os valores mostrados na

Tabela 8.

Novamente, para que a participante pudesse ter uma vista de parte da cadeira, ela pediu que a câmera fosse levemente abaixada. Ao contrário do caso

com o controle por eye tracker, porém, esta não teve uma boa resposta com o sensor de EMG. Assim como no caso do primeiro voluntário, ela teve dificuldades em realizar movimentos finos utilizando o comando muscular.

Tabela 8 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 3.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	5:54	8:44	6:44
Número de colisões	5	41	5
Número de comandos dados	162	268	164

Novamente, para que a participante pudesse ter uma vista de parte da cadeira, ela pediu que a câmera fosse ligeiramente abaixada. Ao contrário do caso com o controle por eye tracker, porém, esta não teve uma boa resposta com o sensor de EMG. Assim como no caso do primeiro voluntário, ela teve dificuldades em realizar movimentos finos utilizando o comando muscular.

Para tentar contornar o atraso entre a detecção de dois comandos, a participante usou muito da ré na cadeira virtual, e em algumas situações onde não conseguiu fazer um movimento pequeno de rotação para a esquerda ou direita, ela acabou realizando rotações completas da cadeira na tentativa de parar na direção desejada. Em casos como o cenário de rampas, por exemplo, ela acabou se frustrando ao tentar tocar a cadeira apenas levemente para uma das direções e realizou a parte mais estreita do percurso em um movimento de ziguezague.

Além disso, em alguns momentos do primeiro cenário, ela disse ter havido casos em que a interface detectou contrações não intencionais, ou seja, eventos de falsos-positivos. Possivelmente, a fadiga no músculo na mesma pode ter alterado as características do sinal coletado, de forma que o limiar estabelecido para determinar a presença de uma contração não foi mais suficiente e teve que ser aumentado.

7.4.4 Controle com eye tracker

O controle utilizando o dispositivo *eye tracker* foi o primeiro apresentado para a usuária. Em função da experiência com o participante anterior em relação ao dispositivo, primeiramente foi perguntado à participante se ela preferia utilizar a versão normal ou ampliada da tela. Ela optou pela versão adaptada, com uma área de detecção maior. Seguem na Tabela 9 os resultados obtidos ao final do presente estudo.

Como é possível perceber, a participante apresentou uma boa adaptação com o controle por rastreamento da direção do olhar. Embora ela tenha apresentado um número razoável de colisões nos cenários, ela conseguiu completa-los rapidamente e com um número reduzido de comandos. Em especial, no cenário dos elevadores

ela se mostrou acostumada com o controle pelo sensor, e isso pode ser observado no número pequeno de comandos dados.

Tabela 9 – Resultados com o controle por *eye tracker* no estudo de caso 3.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	3:57	3:42	2:23
Número de colisões	8	17	10
Número de comandos dados	56	74	23

Mais uma vez, no início de cada um dos três cenários foi pedido que a câmera fosse abaixada para que ela fosse capaz de enxergar a cadeira, e tivesse assim uma melhor noção do espaço físico.

7.4.5 Observações

Assim como no caso do usuário no primeiro estudo, a participante deste terceiro estudo também tem experiência com cadeira de rodas desde muito cedo, mas recebeu sua CRM há apenas cinco anos.

Embora tenha tido problemas com o tempo de resposta do sensor EMG, o que ela avaliou como lento, no geral a participante classificou a experiência do simulador como bem realista, pontuando a escala de avaliação do quão condizente o simulador é com a realidade em 9. O realismo do cenário foi inclusive um dos pontos por qual mais demonstrou interesse.

Como esperado, a principal sugestão da participante foi a de melhorar o campo de visão e de melhorar o tempo de resposta do sensor EMG, para que seja possível realizar comandos com maior precisão utilizando este tipo de controle.

7.5 ESTUDO DE CASO 4

7.5.1 Descrição do caso

Assim como no caso da voluntária anterior, a quarta participante do estudo também apresenta um caso de AME intermediária, porém em função de sua idade (com 12 anos), esta ainda apresenta suas funções motoras dos membros superiores sem comprometimento. Inclusive, embora tenha recebido sua CRM há mais ou menos três meses, ela afirmou que utiliza a cadeira de rodas manual que possui na maior parte do tempo.

Os experimentos foram feitos na sala de reuniões do NTA da Universidade Federal de Uberlândia. A participante foi recebida acompanhada pelo pai, e foi explicado para ambos quais eram os objetivos por trás da pesquisa e foi dada uma explicação do funcionamento do simulador. Após sanar as dúvidas que surgiram por

parte do pai, a voluntária foi apresentada aos três controles que ela iria vir a utilizar no decorrer dos testes.

A sequência de utilização dos controles foi a seguinte: primeiro, ela foi apresentada ao controle por *eye tracker*, passou pelo treinamento de dois minutos e depois pelos três cenários propostos. Em seguida, o mesmo ocorreu utilizando o sensor EMG, e por fim, ela repetiu as tarefas utilizando o joystick. Os resultados dos experimentos são mostrados a seguir.

7.5.2 Controle com joystick

O último dos controles utilizados, no controle do joystick a participante apresentou o melhor desempenho. Mesmo tendo pouca experiência com a cadeira de rodas motorizadas, ela já estava habituada com o joystick, de forma que não foi necessário muito treinamento para que ela se adaptasse ao controle. Os resultados do experimento feito com o joystick estão expostos na Tabela 10.

Tabela 10 – Resultados com o controle por joystick no estudo de caso 4.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	2:44	2:36	1:40
Número de colisões	0	3	5
Número de comandos dados	57	54	39

A partir dos dados apresentados, é possível perceber que a participante teve um bom entendimento do funcionamento do sistema e, portanto, conseguiu conduzir a cadeira de rodas virtual pelo percurso em pouco tempo, com poucos comandos realizados no joystick e principalmente com um baixo número de colisões.

Para a execução dos percursos com o joystick, ela preferiu que a câmera fosse abaixada para que pudesse ver parte da cadeira virtual, a fim de determinar melhor quais manobras poderiam ser realizadas.

No geral, a usuária achou que o tempo de resposta para o controle pelo joystick foi bom, e a cadeira, fácil de controlar utilizando esta forma de acionamento.

7.5.3 Controle com EMG

Sendo o segundo controle apresentado, a participante teve problemas em utilizar o sensor Myoware por causa do tamanho reduzido e do formato de seu rosto, principalmente em função da sua idade. Inicialmente, o sensor foi no músculo occipitofrontal e o sinal foi detectado de forma adequada, sem casos de falso-positivos e falso-negativos.

Porém, à medida que ela foi contraindo o músculo repetidas vezes, o sensor (grande para ser posicionado adequadamente no rosto da mesma) foi se deslocando

e isso fez com que o sinal ficasse prejudicado. Em função disso, o limiar para detecção da contração variou bastante, ora com valores baixos, ora com valores muito altos, e isso fez surgir inúmeras situações de falso-positivos e falso-negativos nos momentos finais do experimento.

Os resultados dos testes realizados com o sensor eletromiográfico foram documentados na Tabela 11.

Tabela 11 – Resultados com o controle por EMG no estudo de caso 4.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	13:03	19:57	3:08
Número de colisões	21	70	10
Número de comandos dados	360	396	80

Como é possível de se perceber pela diferença de resultados entre os três cenários, houve uma perda de controle da cadeira durante a realização do percurso da pista de obstáculos e da rampa. Enquanto que no cenário dos elevadores os números foram razoáveis, mostrando que participante conseguiu controlar a cadeira relativamente bem com o sinal da atividade muscular, o deslocamento da posição dos eletrodos nos dois primeiros cenários fez com que ela perdesse o controle da cadeira de rodas motorizada por várias ocasiões.

Considerando a dificuldade de ajustes finos presente no controle por EMG, verificada nos estudos anteriores, essa perda de referência se tornou um problema ainda maior para a voluntária. Em alguns momentos durante a pista de obstáculos, a cadeira de rodas virtual simplesmente saiu das faixas delimitadoras da pista sem que ela pudesse evitar. Foram feitas várias tentativas de se reajustar a posição do sensor no músculo, mas em função do tamanho reduzido deste, a perda de referência foi uma constante.

Porém, foi observado um aprendizado por parte da usuária quanto ao funcionamento do controle. Durante o treinamento inicial de dois minutos, ela teve muita dificuldade em compreender e utilizar os comandos de forma adequada. Já no último cenário apresentado, o cenário da rampa, foi percebido que, embora os comandos não estivessem sendo enviados adequadamente para a interface, a participante estava realizando as contrações necessárias nos momentos certos, o que leva a crer que caso o sensor tivesse funcionado corretamente neste caso, os resultados teriam sido significativamente melhores.

7.5.4 Controle com *eye tracker*

O controle por meio do rastreamento da posição da pupila foi o primeiro dos controles alternativos apresentados para a voluntária. Após a apresentação de alguns detalhes sobre o funcionamento do dispositivo da Tobii, foi pedido que ela

fizesse o procedimento de calibração padrão para que o sensor pudesse reconhecer as características dos olhos da participante adequadamente. Em seguida, ela realizou dois minutos de treinamento para se acostumar com o controle da interface.

Quando perguntada se desejava a área de detecção em tamanho padrão (equivalente à área do *notebook* virtual) ou ampliada para a tela inteira do simulador, a participante preferiu utilizar o tamanho padrão. Os resultados do estudo com o dispositivo *eye tracker* foram documentados, conforme mostra a Tabela 12.

Tabela 12 – Resultados com o controle por *eye tracker* no estudo de caso 4.

	Cenário 1 – pista de obstáculos	Cenário 2 – subida e descida de rampa	Cenário 3 – entrada e saída de elevador
Tempo total do percurso (em minutos)	5:11	6:55	2:35
Número de colisões	18	19	7
Número de comandos dados	591	609	212

Por causa da área de detecção reduzida escolhida pela participante, notou-se um efeito de *flickering* semelhante ao ocorrido no segundo estudo, onde o ponto determinado pelo sensor como sendo o da direção do olhar da participante variou de posição o suficiente para sair constantemente da área de detecção. Dessa forma, foi contabilizado um número muito maior de comandos do que o real.

No segundo cenário, o cenário de rampa, ocorreu um caso em que a participante conseguiu prender a cadeira virtual em um dos cantos, de forma que não foi possível retirá-la de lá e foi necessário reiniciar o teste. Ainda no cenário da rampa, a participante se confundiu quanto ao percurso a ser realizado, e teve que ser instruída sobre qual a direção correta a se seguir.

No cenário do elevador, porém, que foi o terceiro apresentado na sequência, a participante demonstrou uma grande capacidade de aprendizado no controle. Ela conseguiu realizar o percurso muito mais rapidamente, e foi a única dos participantes nos testes que conseguiu entrar e sair dos elevadores com a cadeira de rodas virtual voltada para frente, realizando a manobra para mudar a direção dentro do espaço limitado do elevador.

7.5.5 Observações

Ao longo das sessões de experimento, notou-se um alto grau de aprendizado por parte da participante. Embora ela tenha tido dificuldades nos momentos iniciais do estudo, ela demonstrou muito mais habilidade em relação aos cenários e aos controles no final, se desconsiderando o funcionamento inadequado do sensor de eletromiografia. Dessa forma, foi possível perceber que as habilidades e controles utilizados no simulador podem ser aprendidos com o uso, indicando a aplicabilidade da ferramenta como um ambiente de treinamento.

Assim como nos casos anteriores, foi pedido que ela descrevesse suas impressões gerais e respondesse o questionário de avaliação do Anexo II. Segundo ela, o simulador foi uma experiência bem realista e condizente com a experiência de se conduzir uma CRM, recebendo uma pontuação de 9 na escala de correlação entre o simulador e a realidade. Ela sentiu uma dificuldade mediana no início do aprendizado, embora tenha melhorado consideravelmente ao longo do experimento, e achou que o tempo de resposta dos controles foi adequado.

Além disso, ela gostou da possibilidade de controlar a cadeira de diversas formas, embora não tenha gostado do EMG por causa da frustração causada. Como recomendação, esta sugeriu ainda que se tivesse uma visão mais ampla do ambiente, pois a limitação da vista apresentada fez com que ela acabasse realizando algumas manobras sem ter certeza das dimensões da cadeira virtual.

7.6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo apresentou o primeiro estudo de usabilidade feito para avaliar o simulador desenvolvido com usuários de CRM. Todas as informações e impressões pertinentes do simulador foram coletadas ao longo dos experimentos, analisadas e posteriormente documentadas.

Os casos apresentaram mostraram uma série de problemas de usabilidade que, se resolvidos, deverão definitivamente melhorar a experiência, o realismo e a aplicabilidade do simulador como forma de treinamento para usuários de cadeira de rodas motorizadas, de forma que este possa vir a ser efetivamente utilizado como uma ferramenta de auxílio a profissionais da área da saúde e reabilitação no treinamento e adaptação de seus pacientes a esta tecnologia assistiva.

CAPÍTULO 8 – CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

8.1 INTRODUÇÃO

Neste capítulo, são mostradas as conclusões da pesquisa apresentada nesta dissertação. Além disso, em função do conhecimento adquirido no decorrer do trabalho, também são apresentadas algumas sugestões para trabalhos futuros, que podem vir a melhorar a ferramenta aqui proposta.

8.2 CONCLUSÕES DA PESQUISA

Neste trabalho, foi desenvolvido um simulador de cadeira de rodas utilizando Realidade Virtual para treinamento e adaptação de usuários de CRM, para controle com joystick, eletromiografia e dispositivo *eye tracker*.

Em um primeiro momento, o ambiente virtual proposto mostrou-se flexível para se adaptar às características dos participantes dos estudos de caso. Embora houvesse casos em que um ou outro dispositivo não tenha sido compatível com os testes realizados, em todos os casos estudados pelo menos uma forma de controle foi utilizada com sucesso. Dessa forma, reforça-se a ideia de que uma solução multimodal ainda é a mais interessante para abranger o maior número de deficiências e suas particularidades.

Em relação à pesquisa inicial, foi observado que nem todos os participantes receberam treinamento no momento em que obtiveram suas cadeiras de rodas motorizadas. De fato, quase metade dos participantes recebeu a tecnologia sem passar por algum tipo de treinamento, de forma que não tiveram um preparo adequado para uso da mesma, estando sujeitos a riscos muito ao usar a cadeira pela falta de conhecimento e adaptação.

Além disso, mesmo usuários mais experientes no uso da cadeira ainda apresentam dificuldades em uma ou outra tarefa, de forma que até mesmo estes se beneficiariam de treinamento para algumas situações.

De modo geral, os participantes do estudo de caso inicial realizado sentiram que o simulador desenvolvido consegue reproduzir bem a experiência da condução de cadeira de rodas. Como consenso geral, porém, disseram que a ferramenta poderia se tornar ainda mais imersiva e realista caso a visão da interface fosse ampliada de forma a incluir uma visão periférica, semelhante à do olho humano. Dessa forma, obstáculos laterais poderiam ser mais bem detectados e evitados.

Dos controles alternativos apresentados, foram notadas grandes limitações quanto à escolha do sensor de eletromiografia. Além de não funcionar de maneira alguma em um dos casos, o sensor mal posicionado apresentou muitos casos de falso-positivos e falso-negativos. Dessa forma, deve ser estudada a substituição do mesmo por alguma alternativa que ainda seja de baixo custo, mas que se apresente mais eficiente e/ou necessite de menos preparo e restrições.

O controle por meio do dispositivo *eye tracker* também apresentou limitações quanto à área de detecção. Por ser uma área muito pequena (uma tela de um *notebook* virtual dentro de um monitor real, o que ocupa cerca de 20% do espaço na tela) ocorreram vários eventos de imprecisão e de comandos não intencionais.

Comparativamente, todos os usuários aptos ao controle por meio do joystick apresentaram um desempenho melhor com este do que com os controles alternativos. Isso era esperado em função de ser esta a forma de controle que os participantes utilizam, e, portanto, estão acostumados com o mesmo. Porém, observou-se nos participantes uma capacidade de aprendizado ao longo das sessões utilizando os controles alternativos, indicando que esses podem ser utilizados com sucesso se sujeitos ao devido treinamento.

Dentre os controles alternativos, observou-se uma preferência ao *eye tracker* ao invés do controle por EMG. Um dos motivos mais citados foi a demora em se utilizar a interface do EMG e a dificuldade de se realizar manobras pequenas, dando a entender que controles por seleção direta (como é o caso do *eye tracker*) possuem mais aceitação do que controles que usam métodos de seleção indireta (como o escaneamento das opções feitos na interface do EMG). Além disso, a precisão do controle também fatora como uma característica importante de se levar em consideração quando for desenvolver novas opções de acionamento.

Finalmente, verifica-se que o objetivo proposto no início deste trabalho foi alcançado, uma vez que a ferramenta desenvolvida na pesquisa foi utilizada com sucesso com usuários de cadeira de rodas motorizadas, proporcionando um ambiente seguro e uma liberdade de ações que outrora não seriam possíveis de realizar em segurança em uma cadeira de rodas real.

Assim, em longo prazo, a ferramenta proposta pode vir a ser utilizada em centros de reabilitação, estando sob orientação de profissionais da área da saúde, e também nas próprias residências dos usuários, como uma forma de praticar e melhorar suas habilidades de condução da tecnologia assistiva, promovendo assim uma melhora na qualidade de vida, na autoestima e em outros aspectos emocionais, físicos e cognitivos.

8.3 TRABALHOS FUTUROS

Ainda que o desempenho do usuário com o simulador dependa bastante das habilidades do mesmo e do tempo de exposição ao protocolo de treinamento, foi possível de perceber que existem diferentes graus de adaptação a cada um dos controles. Assim, para atender a um maior número de potenciais usuários do sistema, faz-se necessária a inclusão de mais formas de acionamento como opção de controle para o usuário.

Na literatura, existem várias opções disponíveis para adaptação, como o uso de sinais EEG por meio de BCI, eletro-oculografia, sensores de sopro e sucção (*Sip*

'n' Puff), comandos de voz, movimento da cabeça, entre inúmeros outros. Esses comandos podem vir a ser adaptados para serem utilizados em conjunto com o simulador, de forma a fornecer uma maior gama de opções de controle para o usuário do sistema.

Assim como no caso da forma de acionamento, novos cenários serão inseridos para reproduzir o maior número de situações possíveis nas AVD dos usuários de cadeiras de rodas motorizadas. Aumentando esse número de cenários disponíveis, aumenta-se também a aplicabilidade do simulador para treinamento de um maior número de situações existentes.

Em relação aos sensores utilizados no trabalho, faz-se necessário averiguar uma forma alternativa de processamento do sinal eletromiográfico. O uso de redes neurais artificiais, um modelo computacional com utilização crescente nas mais diversas aplicações, é uma opção interessante para se utilizar técnicas de reconhecimentos de padrões no sinal coletado, de forma que não será necessário mais utilizar o limiar como referência, visto que esse variou bastante ao longo dos experimentos. Além disso, a utilização de um filtro de Kalman pode ajudar a reduzir a variação das características do sinal em relação ao tempo, estas surgidas a partir da fadiga muscular acumulada.

Para o caso do dispositivo *eye tracker*, deve se encontrar uma maneira de aumentar a precisão do ponto direcional para que seja possível distinguir com clareza as regiões de interesse na área de detecção reduzida do *notebook* virtual. Também é necessário encontrar uma solução de compatibilidade entre o controle por *eye tracker* e o uso de dispositivos HMD, visto que esta última é uma tecnologia emergente que vem se apresentando como uma excelente opção para aumentar a imersão em um ambiente virtual. Além disso, pode-se estudar a aplicação de um modelo de Física no simulador, especialmente em relação à aceleração (de forma a tornar a aceleração e desaceleração gradual), também a fim de aumentar o nível de representatividade do simulador em relação a uma cadeira de rodas real.

Por fim, deve se estudar a possibilidade de redução e otimização do sistema como um todo, para que seja possível utilizá-lo em um ambiente da web, de forma a permitir o acesso imediato a um maior número de usuários, bastando que este tenha uma conexão ativa com a internet.

8.4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho proporcionou uma ferramenta para treinamento completamente segura e controlada para usuários de cadeira de rodas motorizadas, através do uso de Realidade Virtual e de formas de acionamento alternativas à utilizada convencionalmente. Espera-se, em longo prazo, que esse sistema venha a ser utilizado em centros de reabilitação como uma forma complementar de treinamento, para que os novos usuários de CRM possam obter as habilidades e experiências necessárias para conduzir suas cadeiras de rodas de forma adequada

e segura, garantindo assim um melhor aproveitamento da tecnologia e melhora na autoestima e qualidade de vida do usuário.

Além disso, a versão desenvolvida foi testada por potenciais usuários e pode se observar sua relevância como ferramenta, bem como alguns fatores que podem ser mais bem trabalhados a fim de melhorar sua utilização.

Do ponto de vista científico, as principais contribuições deste trabalho são:

- Acesso a uma ferramenta de treinamento e adaptação para novos usuários de cadeiras de rodas, para que estes possam melhorar suas habilidades de condução em um ambiente completamente livre de riscos, antes de coloca-las em prática em uma situação real.
- Inclusão de formas alternativas de controle para que indivíduos que apresentem deficiências motoras severas possam se beneficiar do simulador, além de aprender o funcionamento de tais controles e se adaptar a eles, de maneira que eles possam vir a ser implementados em suas próprias cadeiras de rodas.

REFERÊNCIAS

- ABELLARD, P. et al. Electric wheelchair navigation simulators: why, when, how? In: **Mechatronic Systems Applications**, p.161-168, 2010.
- ARCHAMBAULT, P. S. et al. Driving performance in a power wheelchair simulator. In: **Disability and Rehabilitation: Assistive technology**, v.7, n.3, p.226-233, 2012.
- BAIER, G. H.. **Diferença entre líquido extracelular e intercelular**. Disponível em: <<http://dicasemsaude.blogspot.com.br/2013/10/diferenca-entre-liquido-extracelular-e.html>>. Acesso em: 08 jul. 2017.
- BARRETO, A. B.; SCARGLE, S. D.; ADJOUADI, M.. A practical EMG-based human-computer interface for users with motor disabilities. In: **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.37, n.1, p. 53-64, 2000.
- BLUMBERG, M. **Seated HTC Vive experiences with one Lighthouse station is possible**. Disponível em: <<https://vrperception.com/2016/03/08/seated-htc-vive-experiences-with-one-lighthouse-station-is-possible/>>. Acesso em: 08 jul. 2017.
- BORBÉLY, S. et al. **Physiology practical**. 1. ed. Budapest: Eötvös Loránd University, 2013. E-Book. Disponível em: <[http://physiology.elte.hu/gyakorlat/jegyzet/Physiology_Pactical_\(2013\).pdf](http://physiology.elte.hu/gyakorlat/jegyzet/Physiology_Pactical_(2013).pdf)>. Acesso em: 12 jun. 2017.
- BORGES, L. R.; MARTINS, F. R; NAVES, E. L. M.. Electric-powered wheelchair control using eye tracking techniques. In: **International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering**, v.4, p.16690-16695, 2016.
- BOWMAN, D. et al. **3D user interfaces: theory and practice**. Boston: Addison-Wesley, 2005.
- BRAULT, M. W. et al. **Americans with disabilities: 2010**. US Department of Commerce, Economics and Statistics Administration, US Census Bureau, 2012.
- CARDOSO, A.; LAMOUNIER JÚNIOR, E. A.. Aplicações na educação e treinamento. In: SISCOOTTO, Robson(org.), COSTA, Rosa M. E. M.(org.). **Realidade Virtual e aumentada: uma abordagem tecnológica**. Porto Alegre: Editora SBC, Sociedade Brasileira de Computação, v.1, p.343-357, 2008.
- DAWSON, D. R. et al. **Power-mobility indoor driving assessment manual (PIDA)**. Toronto, Canada: Sunnybrook and Women's College Health Sciences Centre, 2006.
- DHILLON, H. S. et al. EOG and EMG based virtual keyboard: a brain-computer interface. In: **2nd IEEE International Conference on Computer Science and Information Technology**, Beijing, p.259-262, 2009.

DUCHOWSKI, A. T.. **Eye tracking methodology: theory and practice**. 2^a ed. London: Springer, 2007, 328p.

ENDSLEY, R. M.; JONES, G. D.. **Design for situation awareness: an approach to user-centered design**. 2^a ed. CRC Press, 2011.

FARIA, B. M. et al. Intelligent wheelchair simulator for users' training: cerebral palsy children's case study. In: **8th Iberian Conference on Information Systems and Technologies**, Lisboa, p.1-6, 2013.

FEHR, L.; LANGBEIN, W.; SKAAR, S.. Adequacy of power wheelchair control interface for persons with severe disabilities: a clinical survey. In: **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.37, n.3, p.353-360, 2000.

GIANNOTTO, E. C.. **Uso de rastreamento do olhar na avaliação da experiência do tele-usuário de aplicações de TV interativa**. Dissertação de Mestrado em Sistemas Digitais – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo-SP, 2009.

GUIMARÃES, M. P.; GNECCO, B. B.; DAMAZIO, R.. Ferramentas para desenvolvimento de aplicações de Realidade Virtual e aumentada. In: KIRNER, Claudio(org.); SISCOOTTO, Robson(org.). **Realidade Virtual e Aumentada - conceitos, projeto e aplicações**. 1^a ed. Porto Alegre: Editora SBC, v.1, p.108-128, 2007.

HALL, G.. **Tratado de fisiologia médica**. 9^a ed. Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan, 1997.

HARTMAN, K.. **Bluetooth test**. Disponível em: <<https://learn.adafruit.com/heybrows/code>>. Acesso em: 18 jun. 2017.

INTRODUCTION to Unity. 2016. Disponível em: < <https://www.eait.uq.edu.au/file/hing/get/20519/INTRODUCTION%20TO%20UNITY.pdf>>. Acesso em: 15 mar. 2017.

ISHII, C.; KONISHI, R.. A control of electric wheelchair using an EMG based on degree of muscular activity. In: **Euromicro Conference on Digital System Design**, Limassol, p.567-574, 2016.

JACOB, R. J. K.; KARN, K. S.. Commentary on Section 4. Eye tracking in human-computer interaction and usability research: Ready to deliver the promises. In: RADACH, Ralph(ed.); HYONA, Jukka(ed.); DEUBEL, Heiner(ed.). **The Mind's Eye**. Hardbound: Elsevier, p.573-605, 2003.

JOHN, N.W. et al. The implementation and validation of a virtual environment for training powered wheelchair manoeuvres. In: **IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics**, v.PP, n.99, p.1-1, 2017.

KIRNER, C.; SISCOUTO, R. (org.). **Realidade Virtual e aumentada: conceitos, projeto e aplicações**. 1ª ed. Porto Alegre - RS: Sociedade Brasileira de Computação - SBC, v.1, 2007, 292p.

KITCHEN, S. **Eletroterapias de Clayton**. 10ª ed. São Paulo: Editora Manole, 1998.

KTENA, S. I.; ABBOTT, W.; FAISAL, A. A.. A virtual reality platform for safe evaluation and training of natural gaze-based wheelchair driving. In: **7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering**, Montpellier, p.236-239, 2015.

LANGE, B. et al. Development of an interactive stepping game to reduce falls in older adults. In: **International Journal on Disability and Human Development**, v.10, n.4, p.331-335, 2011.

LANGE, M. L.; GRIEB, E.. **Optimizing power wheelchair use through mobility training**. 2015. Disponível em: <<http://www.rehabpub.com/2015/10/optimizing-power-wheelchair-use-mobility-training/>>. Acesso em: 13 jun. 2017.

LAURADÓ, O.. **Escala de Likert: o que é e como utilizá-la**. 2015. Disponível em: <<https://www.netquest.com/blog/br/blog/br/escala-likert>>. Acesso em: 12 jun. 2017.

LEE, K. M.. **Study on the electronic wheelchair controller with a smart phone's speaker-independent recognition engine**, v.2, p.21-24, 2015.

LI, D.; BABCOCK, J.; PARKHURST, D. J.. openEyes: a low-cost head-mounted eye-tracking solution. In: **Symposium on Eye Tracking Research & Applications**, USA: ACM Press, p.95-100, 2006.

MARTINS, F. R.; SALGADO, D. P.; NAVES, E. L. M.. Realidade Virtual e tecnologia assistiva: ambiente seguro para treinamento de cadeirantes controlado por sinais eletromiográficos. In: **IX Simpósio em Engenharia Biomédica**, Anais do SEB 2016, p.86-89, 2016.

MORÈRE, Y. et al.. ViEW, a wheelchair simulator for driving analysis. In: **International Conference on Virtual Rehabilitation**, Valencia, p.100-105, 2015.

MORIMOTO, C. H.; MIMICA, M. R. M.. Eye gaze tracking techniques for interactive applications. In: **Computer Vision and Image Understanding**, v.98, n.1, p.4-24, 2005.

NAKOV, S. et al.. **Fundamentals of computer programming with C#**. 2013. Disponível em: < <http://www.introprogramming.info/wp-content/uploads/2013/07/Books/CSharpEn/Fundamentals-of-Computer-Programming-with-CSharp-Nakov-eBook-v2013.pdf>>. Acesso em: 15 mar. 2017.

NIELSEN, J.; LANDAUER, T. K.. A mathematical model of the finding of usability problems. In: **Proceedings of ACM INTERCHI'93 Conference**. Amsterdam, pp.206-213, 1993.

NLM IN FOCUS. **The Visible Human Project at 20**. Disponível em: <<https://infocus.nlm.nih.gov/2014/12/31/the-visible-human-project-at-20/>>. Acesso em: 09 jun. 2017.

NUNES, F. L. S. et al. Aplicações médicas usando Realidade Virtual e realidade aumentada. In: KIRNER, Claudio(org.); SISCOOTTO. Robson(org.). **Realidade Virtual e Aumentada - Conceitos, Projeto e Aplicações**. 1ª ed. Porto Alegre: Editora SBC, v.1, p.223-255, 2007.

NUNES, F. L. S. et al. Realidade Virtual para saúde no brasil: Conceitos, desafios e oportunidades. In: **Revista brasileira de engenharia biomédica**, v.27, n.4, p.243-258, 2011.

NUNNERLEY, J. et al. Training wheelchair navigation in immersive virtual environments for patients with spinal cord injury - end-user input to design an effective system, In: **Disability and Rehabilitation: Assistive Technology**, 2016.

OMS, **Relatório mundial sobre a deficiência**. 2011.

PAJKANOVIC, A.; DOKIC, B.. Wheelchair control by head motion. In: **Serbian Journal of Electrical Engineering**, v.10, n.1, p.135-151, 2013.

PASIN, M. et al. A methodological approach to user evaluation and assessment of a virtual environment hangout. In: **2015 7th International Conference on Intelligent Technologies for Interactive Entertainment (INTEAIN)**, Turin, p.120-124, 2015.

PINHEIRO, C. G. et al. Alternative communication systems for people with severe motor disabilities: a survey. In: **Biomedical Engineering Online**, p.10-31, 2011.

PRADO, J. **As mil e uma utilidades da realidade virtual e aumentada**. Disponível em: <<https://tecnoblog.net/195283/realidade-virtual-aumentada-aplicacao-diferenca-futuro/>>. Acesso em: 08 jun. 2017.

PUTZ, R.. **Atlas de Anatomia Humana - Sobotta - Volume 3 Cabeça, Pescoço e Extremidade Superior**. 21º ed. Editora Guanabara Koogan S.A., 2000.

SÁNCHEZ, J. et al. Virtual reality and assistive technologies for people with disabilities. In: **International Journal on Disability and Human Development**, v.10, n.4, p.275-276, 2011.

SANTANCHÈ, A.; CAVOTO, P.. **Modelo lógico orientado a objetos**. Disponível em: <<https://www.youtube.com/watch?v=9xDn9z2YhC0>>. Acesso em: 08 jul. 2017.

SCHALL, A.; WASHINGTON, A.. **Designing a Successful Eye Tracking Usability Study Step-by-Step**. Disponível em: <<https://www.slideshare.net/andrewschall/eyetracking-upa-2008>>. Acesso em: 12 jun. 2017.

SHIH, A. **A short rant about third person camera angles in video games**. Disponível em: <<http://albertshih.blogspot.com.br/>>. Acesso em: 15 jul. 2017.

SIMPSON, R.; LOPRESTI, E.; COOPER, R.. How many people would benefit from a smart wheelchair. In: **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v.45, n.1, p.53-72, 2008.

SOARES, R.. **O músculo e suas estruturas**. Disponível em: <<https://www.iespe.com.br/blog/o-musculo-e-suas-estruturas/>>. Acesso em: 12 jun. 2017.

STUART, R.. **The Design of Virtual Environments**. Fairfield: McGraw-Hill, 1996, 274p.

THAKUR, B.; KULSHRESTHA, K.. Eye controlled electric wheelchair. In: **Computational Intelligence and Computing Research**, p.1-6, 2014.

TOBII TECHNOLOGY. **How eye tracking works?** 2017. Disponível em: <<https://www.tobiidynavox.com/about/about-us/how-eye-tracking-works/>> Acesso em: 09 maio 2017.

TREVISAN, M. E. et al. Relação da atividade elétrica dos músculos supra e infra-hióideos durante a deglutição e cefalometria. In: **Rev. CEFAC**, v.15, n.4, p.895-903, 2013.

VENTURA, P. **Entendendo o diagrama de atividades da UML**. 2016. Disponível em: < <http://www.ateomomento.com.br/uml-diagrama-de-atividades/>>. Acesso em: 08 jul. 2017.

VENTURA, P. **Entendendo definitivamente o que é um Caso de Uso**. 2016. Disponível em: <<http://www.ateomomento.com.br/o-que-e-caso-de-uso/>>. Acesso em: 09 jul. 2017.

VINCE, J.. **Virtual Reality Systems**, Boston: Addison-Wesley, 1995, 388p.

WOLPAW, J. et al. Braincomputer interfaces for communication and control. In: **Clinical Neurophysiology**, v.113, n 6, p.767-791, 2002.

YOUSEFI, B.; HUO, X.; GHOVANLOO, M.. Preliminary assessment of Tongue Drive System in medium term usage for computer access and wheelchair control. In: **Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, Boston, MA, p.5766-5769, 2011.

ANEXOS

ANEXO I

Questionário Preliminar para Avaliação de Dificuldades

1. Nome: _____
2. Indique seu sexo
 - 1 - Masculino.
 - 2 - Feminino.
3. Indique sua idade
 - 1 - Menos de 20 anos.
 - 2 - De 20 a 30 anos.
 - 3 - De 31 a 40 anos.
 - 4 - De 41 a 50 anos.
 - 5 - Mais de 51 anos.
4. Indique seu grau de escolaridade
 - 1 - Ensino fundamental (1ª até 8ª série).
 - 2 - Ensino médio (1º até 3º ano).
 - 3 - Ensino técnico.
 - 4 - Curso superior.
 - 5 - Pós-graduação.
5. Qual o tipo de deficiência ou lesão você possui?

6. Há quanto tempo foi diagnosticado (a)?

7. Você é usuário de cadeira de rodas? Em caso positivo, há quanto tempo?
 - 1 - Não.
 - 2 - Sim, há _____
8. Caso tenha respondido sim na pergunta anterior, como adquiriu a cadeira?
 - 1 - SUS.
 - 2 - Outro. Qual? _____
9. Dê uma descrição da cadeira de rodas que utiliza (marca, modelo, adaptações, etc.).

10. Você usa o joystick para movimentar a cadeira, ou usa algum tipo de controle alternativo?
 - 1 - Joystick.
 - 2 - Controle alternativo. Qual? _____
11. Caso você use o joystick na cadeira de rodas, ele possui alguma adaptação para facilitar a condução?
 - 1 - Nenhuma adaptação.
 - 2 - Sim. Qual? _____
12. Qual o seu grau de experiência com tecnologias assistivas de controle alternativo (*eye tracker*, eletromiografia da face, etc)?
 - 1 - Uso constantemente.
 - 2 - Uso ocasionalmente.
 - 3 - Já tive contato e já usei.
 - 4 - Já tive contato, mas nunca cheguei a utilizar.

5 - Não conheço.

13. O quanto de autonomia você possui para ligar e conduzir a cadeira de rodas?

- 1 - Totalmente independente.
2 - Parcialmente dependente.
3 - Totalmente dependente.
-

14. Você recebeu treinamento para aprender a conduzir a cadeira de rodas?

- 1 - Sim.
2 - Não.

15. Qual o grau de dificuldade que você teve no aprendizado da condução da cadeira de rodas?

- 1 - Nenhum.
2 - Pouco.
3 - Mediano.
4 - Bastante.
5 - Nunca conduzi uma cadeira de rodas.
-

16. Com qual frequência você colide com obstáculos enquanto conduz a cadeira de rodas?

- 1 - Nenhuma.
2 - Muito raramente.
3 - Ocasionalmente.
4 - Frequentemente.
5 - Todo o tempo.
-

17. Qual é sua maior dificuldade na condução da cadeira de rodas?

18. Qual o grau de dificuldades você possui para mudar a velocidade da cadeira de rodas?

- 1 - Nenhum.
2 - Pouco.
3 - Mediano.
4 - Bastante.
5 - Não consigo.
-

19. Qual o grau de dificuldades você possui para fazer curvas com a cadeira de rodas?

- 1 - Nenhum.
2 - Pouco.
3 - Mediano.
4 - Bastante.
5 - Não consigo.
-

20. Qual o grau de dificuldades você possui para entrar e sair do elevador?

- 1 - Nenhum.
2 - Pouco.
3 - Mediano.
4 - Bastante.

5 - Não consigo.

21. Qual o grau de dificuldades você possui para subir e descer rampas?

- 1 - Nenhum.
 - 2 - Pouco.
 - 3 - Mediano.
 - 4 - Bastante.
 - 5 - Não consigo.
-

22. Você acha que se tivesse treinamento para essas situações, conseguiria um melhor desempenho?

- 1 - Sim.
- 2 - Não.

ANEXO II

Questionário para Avaliação da Usabilidade do Simulador

1. Nome: _____
2. **Indique seu sexo**
 - a. Masculino.
 - b. Feminino.
3. **Indique sua idade**
 - a. Menos de 20 anos.
 - b. De 20 a 30 anos.
 - c. De 31 a 40 anos.
 - d. De 41 a 50 anos.
 - e. Mais de 51 anos.
4. **Indique seu grau de escolaridade**
 - a. Ensino fundamental (1ª até 8ª série).
 - b. Ensino médio (1º até 3º ano).
 - c. Ensino técnico.
 - d. Curso superior.
 - e. Pós-graduação.
5. **Você é usuário de cadeira de rodas? Em caso positivo, há quanto tempo?**
 - a. Não.
 - b. Sim, há _____
6. **Caso tenha respondido positivamente à pergunta anterior, você já usou algum tipo de simulador para treinamento na condução da cadeira de rodas? Qual?**
 - a. Não.
 - b. Sim. _____
7. **Você acha que o simulador mostrado poderia ajudar a conduzir melhor a cadeira de rodas? Por quê?**
 - a. Não.
 - b. Sim.

8. **Como você avalia a dificuldade para aprender a usar o simulador?**
 - a. Muito difícil.
 - b. Difícil.
 - c. Médio.
 - d. Fácil.
 - e. Muito fácil.
9. **Como você avalia o tempo de resposta da cadeira no simulador?**
 - a. Muito lento.
 - b. Lento.
 - c. Mais ou menos.
 - d. Rápido.
 - e. Muito rápido.
10. **Em uma escala de um (para pouco condizente) a dez (para muito condizente), o quão condizente com a realidade foi o simulador?**

11. **Após passar pelo simulador, você teria confiança para realizar as tarefas propostas nos cenários?**
 - a. Não.

b. Sim.

12. Como você avalia seu grau de cansaço após usar o simulador?

a. Muito cansado(a).

b. Meio cansado(a).

c. Cansado(a).

d. Pouco cansado(a).

e. Sem cansaço.

13. O que você mais gostou no simulador? E o que menos gostou?

14. O que você sugeriria para melhorar a experiência do simulador?

15. Você usaria o sistema mostrado para aprender ou treinar a condução de uma cadeira de rodas?

a. Não.

b. Sim.