



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

**CONDUÇÃO DE CADEIRA DE RODAS USANDO RASTREAMENTO
OCULAR POR IMAGEM**

EDER MANOEL DE SANTANA

UBERLÂNDIA – MG
2020

EDER MANOEL DE SANTANA

**CONDUÇÃO DE CADEIRA DE RODAS USANDO RASTREAMENTO
OCULAR POR IMAGEM**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Linha de Pesquisa: Reabilitação e Tecnologias Assistivas

Orientador: Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves

Coorientadora: Prof. Dra. Ana Cláudia Patrocínio

UBERLÂNDIA – MG
2020

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

| | |
|--------------|---|
| S232 2020 | <p>Santana, Eder Manoel de, 1984- Condução de cadeira de rodas usando rastreamento ocular por imagem [recurso eletrônico] / Eder Manoel de Santana. - 2020.</p> <p>Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves. Coorientadora: Ana Cláudia Patrocínio. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.651 Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia biomédica. I. Naves, Eduardo Lázaro Martins, 1970-, (Orient.). II. Patrocínio, Ana Cláudia, 1976-, (Coorient.). III. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. IV. Título.</p> <p style="text-align: right;">CDU: 62:61</p> |
|--------------|---|

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Eder Manoel de Santana

**CONDUÇÃO DE CADEIRA DE RODAS USANDO RASTREAMENTO
OCULAR POR IMAGEM**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia de Reabilitação

Linha de Pesquisa: Reabilitação e Tecnologia Assistiva

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves
Orientador

Prof. Dr. Adriano de Oliveira Andrade
**Coordenador do curso de Pós-graduação
em Engenharia Biomédica**

UBERLÂNDIA – MG
2020

Eder Manoel de Santana

**CONDUÇÃO DE CADEIRA DE RODAS USANDO RASTREAMENTO
OCULAR POR IMAGEM**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Ciências.

Banca Examinadora:

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

Prof^ª. Dr^ª. Ana Cláudia Patrocínio - Coorientadora (UFU)

Prof. Dr. Daniel Antônio Furtado – (UFU)

Prof. Dr. Vicente Ferreira de Lucena Junior – (UFAM)

UBERLÂNDIA – MG
2020



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902
 Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppegb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

| | | | | | |
|------------------------------------|---|-----------------|----------|-----------------------|----------|
| Programa de Pós-Graduação em: | Engenharia Biomédica | | | | |
| Defesa de: | Dissertação de Mestrado Acadêmico, 064, PPGEB | | | | |
| Data: | vinte e oito de setembro de dois mil e vinte | Hora de início: | 14h30min | Hora de encerramento: | 17h30min |
| Matrícula do Discente: | 11712EBI003 | | | | |
| Nome do Discente: | Eder Manoel de Santana | | | | |
| Título do Trabalho: | Condução de cadeira de rodas usando rastreamento ocular por imagem | | | | |
| Área de concentração: | Engenharia Biomédica | | | | |
| Linha de pesquisa: | Engenharia de Reabilitação e Tecnologias Assistivas | | | | |
| Projeto de Pesquisa de vinculação: | Sistema multimodal para treinamento a distância em ambiente virtual ou de realidade aumentada destinado aos usuários de cadeiras de rodas motorizadas | | | | |

Reuniu-se em web conferência pela plataforma Google Meet em conformidade com a PORTARIA Nº 36, DE 19 DE MARÇO DE 2020 da COORDENAÇÃO DE APERFEIÇOAMENTO DE PESSOAL DE NÍVEL SUPERIOR - CAPES, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: Ana Cláudia Patrocínio - FEELT/UFU; Vicente Ferreira de Lucena Junior - UFAM; Daniel Antônio Furtado - FACOM/UFU; Eduardo Lázaro Martins Naves - FEELT/UFU orientador do candidato.

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

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

Aprovado.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

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



Documento assinado eletronicamente por **Eduardo Lazaro Martins Naves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/09/2020, às 17:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Ana Claudia Patrocínio, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/09/2020, às 17:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Daniel Antônio Furtado, Professor(a) do Magistério Superior**, em 28/09/2020, às 17:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Vicente Ferreira de Lucena Junior, Usuário Externo**, em 28/09/2020, às 17:23, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2281904** e o código CRC **E6A746D8**.

Dedico este trabalho aos meus pais Maria e Manoel (*in memoriam*), meu irmão Edmar, minha esposa Magda e meus filhos Davi e Clara, 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

Agradeço primeiramente a Deus pelo dom da vida, que permitiu que tudo isso acontecesse.

Agradeço à minha Mãe Maria e meu Pai Manoel (*in memoriam*) pelo grande incentivo, pelo apoio incondicional e, acima de tudo, pela educação e valores que me foram transmitidos.

Ao meu irmão Edmar, pelo apoio incondicional.

À minha esposa Magda e meu filho Davi por compreenderem minha ausência em eventos familiares, além de me proporcionar total apoio em momentos de desânimo.

Ao meu coordenador Prof. Ms. Aloizio Magrini, pelo apoio e paciência em momentos em que precisei me ausentar do trabalho, bem como seus conselhos que foram de grande valia para meu aprendizado pessoal e profissional.

Ao meu orientador Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves, pela disponibilidade, dedicação e conhecimento, sendo estes fundamentais para conclusão deste trabalho.

À minha coorientadora Prof. Dra. Ana Cláudia Patrocínio que me proporcionou grande conhecimento, enriquecendo as discussões durante suas orientações, além de me mostrar quantas informações podem ser extraídas de uma imagem.

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.

Às instituições CNPq, CAPES e FAPEMIG pelo apoio financeiro nesta pesquisa.

"Comece fazendo o que é necessário,
depois o que é possível, e, de repente,
você estará fazendo o impossível."

São Francisco de Assis

Resumo

O ato de conduzir uma cadeira de rodas motorizada naturalmente, se torna extremamente difícil para pessoas com deficiência motora severa. A capacidade de conduzir tal dispositivo de forma independente requer habilidades motoras, visuais e cognitivas específicas, que em muitos casos foram significativamente afetadas ou mesmo perdidas, impossibilitando o indivíduo de ter uma vida independente. Nesta perspectiva, o presente trabalho propõe uma ferramenta para condução de cadeira de rodas motorizada por meio de rastreamento ocular a partir da imagem do usuário registrada por uma webcam de notebook. Por meio dessa estratégia foi possível dispensar a conexão ao notebook de outros periféricos tradicionalmente usados para realização da tarefa, como é o caso dos dispositivos de rastreamento ocular (eye tracker) disponíveis no mercado. Para o desenvolvimento do trabalho, foi realizada uma busca de trabalhos relacionados no intuito de identificar as tecnologias existentes, bem como as principais necessidades e dificuldades de usuários portadores de necessidades especiais. Em seguida, foi desenvolvido o sistema usando as bibliotecas Gaze Tracking e Dlib, que permitem identificar a região para a qual o olhar do usuário está dirigido. A qual, por sua vez, foi associada aos comandos direcionais necessários para a condução da cadeira. Por fim, o sistema foi testado por cinco usuários de cadeira de rodas e cinco voluntários hígidos no intuito de avaliá-lo, tanto em termos de usabilidade durante a condução, quanto em aplicabilidade para diversas patologias. Os resultados mostraram a viabilidade da solução proposta para a aplicação desejada. Assim, espera-se que futuramente o sistema desenvolvido possa ser utilizado por indivíduos para condução de cadeiras de rodas motorizadas de forma efetiva e segura.

Palavras-chave: Rastreamento ocular, Controle alternativo, Visão computacional, Tecnologia assistiva, Cadeira de rodas motorizada.

Abstract

The act of driving a motorized wheelchair becomes extremely difficult for people with severe motor disabilities. The ability to drive such a device independently requires specific motor, visual and cognitive skills, which in many cases have been significantly affected or even lost, making it impossible for the individual to have an independent life. In this perspective, the present work proposes a tool for driving a motorized wheelchair by means of eye tracking from the user's image registered by a notebook webcam. Through this strategy it was possible to dispense with the connection to the notebook of other peripherals traditionally used to perform the task, as is the case of eye tracking devices available on the market. For the development of the work, a search for related works was carried out in order to identify the existing technologies, as well as the main needs and difficulties of users with special needs. Then, the system was developed using the Gaze Tracking and Dlib libraries, which allow identifying the region to which the user's eye is directed. Which, in turn, was associated with the directional commands necessary for driving the chair. Finally, the system was tested by five wheelchair users and five healthy volunteers in order to evaluate it, both in terms of usability while driving and in terms of applicability to various pathologies. The results showed the viability of the proposed solution for the desired application. Thus, it is expected that in the future the developed system can be used by individuals to drive motorized wheelchairs effectively and safely.

Keywords: Eye tracking, Alternative control, Computer vision, Assistive technology, Motorized wheelchair.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Hefesto a caminho de sua oficina de trabalho. | 22 |
| Figura 2 - Cadeira de Bath..... | 22 |
| Figura 3 - 1ª Cardeira de Rodas Dobrável..... | 23 |
| Figura 4 - Exemplo de cadeira de rodas inteligente e seus componentes..... | 25 |
| Figura 5 - Aparato de rastreamento Ocular usado por Buswell | 27 |
| Figura 6 - Uso de lentes adaptadas para rastreamento ocular..... | 27 |
| Figura 7 - Uso de eletrodos para coleta de EOG | 28 |
| Figura 8 - Representação simplificada do olho humano | 29 |
| Figura 9 - Conceito do funcionamento da tecnologia eye-tracking por meio de iROG..... | 30 |
| Figura 10 - Realização de experimentos com humanos | 43 |
| Figura 11 - Perfil de Voluntários por experimento..... | 43 |
| Figura 12 - Evolução das pesquisas ao longo dos anos | 44 |
| Figura 13 - Tipo de Aplicação..... | 45 |
| Figura 14 - Produção por país..... | 45 |
| Figura 15 - Ferramentas utilizadas no desenvolvimento | 47 |
| Figura 16 - Guia de aprendizado de máquina Dlib..... | 50 |
| Figura 17 - Aplicação desenvolvida com Kivy | 53 |
| Figura 18 - Segmentação da pupila | 54 |
| Figura 19 - Estrutura do trabalho..... | 55 |
| Figura 20 - CRM do Núcleo de Tecnologia Assistiva da UFU..... | 59 |
| Figura 21 - Arquitetura simplificada do sistema proposto | 62 |
| Figura 22 - Arquitetura simplificada do sistema proposto | 64 |
| Figura 23 - Diagrama de atividades do sistema..... | 66 |
| Figura 24 - Diagrama de processos do sistema para função movimentar CRM | 67 |
| Figura 25 - Tela inicial do sistema | 68 |
| Figura 26 - Tela de informações sobre o sistema | 69 |
| Figura 27 - Tela utilizada para teste de conexão com a CRM..... | 70 |
| Figura 28 - Interface de acionamento por meio de rastreamento ocular (eye tracking)..... | 71 |
| Figura 29 - Interface para acionamento por meio de eye tracking | 72 |
| Figura 30 - Regiões de interesse de cada direção..... | 73 |
| Figura 31 - Área de detecção do sistema marcada em vermelho | 74 |
| Figura 32 - Voluntário hígido conduzindo a CRM..... | 76 |
| Figura 33 - Gênero dos participantes..... | 86 |
| Figura 34 - Faixa etária dos participantes..... | 87 |
| Figura 35 - Tipo de deficiência..... | 87 |
| Figura 36 - Uso de tecnologias assistivas | 88 |
| Figura 37 - Autonomia para ligar e conduzir a CRM..... | 89 |
| Figura 38 - Dificuldade na condução da cadeira de rodas..... | 89 |
| Figura 39 - Grau de satisfação dos participantes em relação ao Moving Eyes | 90 |
| Figura 40 - Grau de dificuldade para operar o Moving Eyes | 91 |
| Figura 41 - Tempo de resposta do Moving Eyes..... | 91 |
| Figura 42 - Grau de cansaço dos usuários do Moving Eyes..... | 92 |
| Figura 43 - Total de comandos por usuário | 95 |
| Figura 44 - Total de acionamentos por usuário | 95 |
| Figura 45 - Médias dos comandos por usuário..... | 96 |

LISTA DE TABELAS

| | |
|---|----|
| Tabela 1- Tabela comparativa dos trabalhos correlatos. | 42 |
| Tabela 2 - Resultados voluntário 1 | 77 |
| Tabela 3 - Resultados voluntária 2 | 78 |
| Tabela 4 - Resultados voluntário 3 | 79 |
| Tabela 5 - Resultados voluntário 4 | 80 |
| Tabela 6 - Resultados voluntário 5 | 81 |
| Tabela 7 - Resultados voluntário 6 | 82 |
| Tabela 8 - Resultados voluntário 7 | 82 |
| Tabela 9 - Resultados voluntário 8 | 83 |
| Tabela 10 - Resultados voluntário 9 | 84 |
| Tabela 11 - Resultados voluntário 10 | 85 |
| Tabela 12 - Respostas questionário de usabilidade | 93 |
| Tabela 13 - Dados do trabalho..... | 97 |
| Tabela 14 - Dados do trabalho..... | 98 |

LISTA DE ACRÔNIMOS

AACD - Associação de Assistência à Criança Deficiente

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

AVD – Atividades de Vida Diária

BCI - Interfaces Cérebro-Computador

BPMN - *Business Process Model and Notation*

BSD - *Berkeley Software Distribution*

CAA - Comunicação Alternativa Aumentada

CR – Cadeira de Rodas

CRI – Cadeira de Rodas Inteligente

CRM – Cadeira de Rodas Motorizada

CUDA - *Compute Unified Device Architecture*

CV - Coeficiente de Variação

DMD - Distrofia Muscular de Duchenne

DP - Desvio Padrão

EEG – Eletroencefalografia

ELA – Esclerose Lateral Amiotrófica

EM – Esclerose Múltipla

EMG – Eletromiografia

EOG – Eletrooculografia

ET – *Eye Tracking*

FEELT - Faculdade de Engenharia Elétrica

FR - Frequência Relativa

HOG - Histograma de Gradientes Orientados

IA – Inteligência Artificial

iROG - Oculografia por Infravermelho

LMS – Limitação dos Membros Superiores

MIT - Instituto de Tecnologia de Massachusetts

MMX - *Multiple Math eXtension*

NTA – Núcleo de Tecnologia Assistiva

OG – OculoGrafia

OMS – Organização Mundial de Saúde

OpenCL – *Open Computing Language*

PC – Paralisia Cerebral

POI – Pontos de Interesse

PSF - *Python Software Foundation*

SE - Síndrome do Encarceramento

sEMG – Eletromiografia de Superfície

SMI - *SensoMotoric Instruments*

SSE - *Streaming SIMD Extensions*

STL - *Standard Template Library*

SUS – Sistema Único de Saúde

TA – Tecnologia Assistiva

TCLE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

UFU – Universidade Federal de Uberlândia

UML - *Unified Modeling Language*

UNIPAM – Centro Educacional de Patos de Minas

VOG - Vídeo-Oculografia

SUMÁRIO

| | |
|---|-----------|
| CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO | 15 |
| 1.1. Contextualização..... | 15 |
| 1.2. Objetivos..... | 18 |
| 1.2.1. Objetivo Geral..... | 18 |
| 1.2.2. Objetivos Específicos | 18 |
| 1.3. Justificativa | 19 |
| 1.4. Organização dos Capítulos | 19 |
| CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA..... | 21 |
| 2.1. Cadeira de Rodas..... | 21 |
| 2.2. Interfaces de controle de CRM..... | 24 |
| 2.3. Rastreamento ocular (eye tracking)..... | 26 |
| 2.4. Visão Computacional | 31 |
| 2.5. Considerações Finais | 32 |
| CAPÍTULO 3 - REVISÃO DA LITERATURA | 33 |
| 3.1 Trabalhos Correlatos..... | 33 |
| 3.2 Resumo comparativo dos trabalhos analisados | 39 |
| 3.3 Considerações Finais | 46 |
| CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS..... | 47 |
| 4.1. Introdução..... | 47 |
| 4.2. Ferramentas Empregadas..... | 47 |
| 4.2.1. OpenCV | 48 |
| 4.2.2. Dlib | 49 |
| 4.2.3. Linguagem de Programação Python | 51 |
| 4.2.3.1. <i>Anaconda</i> | 51 |
| 4.2.3.2. <i>Kivy</i> | 52 |
| 4.2.3.3. <i>Gaze Tracking</i> | 53 |
| 4.3. Métodos utilizados..... | 55 |
| 4.3.1. Concepção do Sistema | 56 |
| 4.3.2. Fundamentação e definição de requisitos | 57 |
| 4.3.3. Desenvolvimento do sistema | 57 |
| 4.3.4. Testes | 59 |
| 4.3.5. Considerações Finais | 61 |
| CAPÍTULO 5 - DESENVOLVIMENTO | 62 |
| 5.1. Arquitetura do Sistema | 62 |

| | | |
|--|--|------------|
| 5.1.1. | Análise de Requisitos..... | 63 |
| 5.1.2. | Diagrama de Caso de Uso..... | 64 |
| 5.1.3. | Diagrama de Atividades..... | 65 |
| 5.1.4. | Diagrama de Processos | 66 |
| 5.1.5. | Desenvolvimento do Sistema..... | 68 |
| 5.2. | Considerações Finais | 74 |
| CAPÍTULO 6 - RESULTADOS E DISCUSSÃO | | 75 |
| 6.1. | Aplicação do <i>MOVING EYES</i> | 75 |
| 6.1.1. | Estudos de Caso | 76 |
| 6.1.1.1. | <i>Voluntário 1</i> | 77 |
| 6.1.1.2. | <i>Voluntário 2</i> | 78 |
| 6.1.1.3. | <i>Voluntário 3</i> | 78 |
| 6.1.1.4. | <i>Voluntário 4</i> | 80 |
| 6.1.1.5. | <i>Voluntário 5</i> | 80 |
| 6.1.1.6. | <i>Voluntário 6</i> | 81 |
| 6.1.1.7. | <i>Voluntário 7</i> | 82 |
| 6.1.1.8. | <i>Voluntário 8</i> | 83 |
| 6.1.1.9. | <i>Voluntário 9</i> | 84 |
| 6.1.1.10. | <i>Voluntário 10</i> | 85 |
| 6.1.2. | Análise do questionário para avaliação das dificuldades..... | 86 |
| 6.1.3. | Análise do questionário de usabilidade do sistema..... | 90 |
| 6.2. | Análise dos Resultados | 94 |
| 6.3. | Considerações Finais | 99 |
| CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO | | 100 |
| 7.1. | Conclusões da Pesquisa | 100 |
| 7.2. | Trabalhos Futuros | 101 |
| REFERÊNCIAS..... | | 103 |
| ANEXOS..... | | 108 |
| ANEXO I | | 108 |
| ANEXO II..... | | 110 |
| ANEXO III | | 112 |
| APÊNDICES | | 114 |
| APÊNDICE A | | 114 |

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1. Contextualização

A deficiência pode ser descrita como um estado de déficit de alguma função humana, podendo ser física, cognitiva, mental, sensorial, emocional, de desenvolvimento, bem como alguma combinação destes, impondo limitações para que o indivíduo seja capaz de exercer sozinho atividades da vida diária (AVD) [1]. Tais limitações podem estar presentes desde o nascimento, ou ainda surgir no decorrer da vida, sendo provocadas por uma lesão ou até mesmo por alguma patologia. Indivíduos com idade avançada tendem a passar por níveis de limitações crescentes [1][2].

Ela provoca restrições de funcionamento no corpo, podendo diminuir as possibilidades de interação do indivíduo com o meio em que está inserido [1][3]. De acordo com o Censo Demográfico 2010 [3], deficiência pode ser classificada como: leve para indivíduos que possuem uma sutil dificuldade, no entanto são capazes de realizar suas tarefas sem o auxílio de outras pessoas, moderada para aqueles que conseguem realizar as atividades sem auxílio de outras pessoas mesmo que com grande grau de dificuldade, e grave para indivíduos que são incapazes de realizar suas atividades sem ajuda de terceiros.

De acordo com o Relatório mundial sobre deficiência divulgado pela Organização Mundial de Saúde (OMS) [2] em 2011, estima-se que aproximadamente 15% da população mundial possua algum tipo de deficiência. Com base na população global de 2010, este percentual representa mais de um bilhão de indivíduos, dos quais aproximadamente 200 milhões possuem limitações consideráveis. Segundo estudo realizado em 2010 pelo *U.S. Census Bureau* [4][5] divulgado em 2012 e revisado em 2017, 19% da população dos Estados Unidos apresentavam algum tipo de deficiência podendo ser auditiva, motora, visual ou cognitiva. Estes indivíduos representam uma população de 56,7 milhões de pessoas. Destas, 30,6 milhões de indivíduos possuíam limitações de mobilidade de membros inferiores, sendo que 12,0 milhões necessitavam de auxílio nas AVD. O Estudo aponta ainda um número de 3,6 milhões de indivíduos que necessitam de cadeira de rodas como ferramenta de tecnologia assistiva (TA) para manter suas atividades diárias.

No Brasil, com base no censo realizado em 2010 [3] referente às deficiências, existiam cerca de 3,5 milhões de usuários de cadeiras de rodas. Com o envelhecimento de população, estima-se que esse número passe por um aumento considerável devido ao risco de deficiência em indivíduos da terceira idade. De acordo com a OMS em estudo divulgado em 2011, pelo

menos 70 milhões de pessoas ao redor do mundo tem a necessidade de fazer uso de uma cadeira de rodas [2].

Com base nos estudos supracitados, é possível perceber um grande crescimento na busca por TA, sendo estas, desde cadeiras de rodas inteligentes (*smart wheelchairs*) [6][7], passando por sistemas de comunicação alternativa aumentada (CAA) [8], até órteses e próteses, entre outras. O objetivo de tais tecnologias, é auxiliar os indivíduos portadores de deficiência na execução de suas AVD, sendo elas, assistidas ou não. Além da acessibilidade, o uso dos dispositivos de TA pode proporcionar ao indivíduo uma maior autonomia, trazendo maior autoestima, bem como sua reinserção na sociedade. No entanto, estudos apontam que grande parte das soluções de TA não foram desenvolvidas para a realidade do Brasil [9].

Um dispositivo de tecnologia assistiva, que vem sendo amplamente utilizado, é a cadeira de rodas motorizada (CRM), uma vez que a mesma é indispensável no que diz respeito à mobilidade das pessoas com deficiências motoras severas decorrentes de patologias como esclerose múltipla, esclerose lateral amiotrófica (ELA), paralisia cerebral (PC), entre outras. Atualmente, estão disponíveis no mercado diversos tipos de CRM, contudo, todas possuem características em comum, que são a presença de motores elétricos além de serem controladas por joystick, sendo diferenciadas pelo modelo de chassi, capacidade de elevar o usuário e trafegar por diversos tipos de terreno [10].

Em um estudo realizado por Torkia *et al.*, sobre o uso de cadeiras de rodas por pacientes com esclerose lateral amiotrófica, os autores, constataram que a dificuldade na condução de cadeiras de rodas motorizadas está relacionada à realização de AVD e a influência do contexto ambiental. No estudo, os autores apontam ainda quatro temas principais a saber: dificuldade de acesso e uso de edifícios e instalações públicas, mobilidade ao ar livre, problemas na realização de tarefas e manobras específicas de mobilidade em cadeira de rodas e barreiras e circunstâncias temporárias, imprevistas ou específicas de um contexto particular [11]. Neste sentido, a capacidade de conduzir uma cadeira de rodas de forma independente requer habilidades motoras, visuais e cognitivas específicas. O que em alguns casos pode proporcionar dificuldades, ou até mesmo a incapacidade em conduzi-la [12].

Para indivíduos que possuem patologias como as supracitadas, um recurso disponível para controle de dispositivos de tecnologia assistiva como a CRM, são os movimentos voluntários de cabeça. Para este tipo de controle, estudos como os de Rakhi, apontam a possibilidade de controlar uma CRM por meio da identificação de movimentos de cabeça do usuário através da variação da aceleração aplicada a dois eixos distintos [13]. Outra alternativa,

seriam os sinais bioelétricos emanados de determinadas partes do corpo [14][15]. Alguns estímulos que podem ser detectados através de atividade do corpo humano e utilizados para controle de uma CRM são a eletromiografia (EMG), eletroencefalografia (EEG) e eletro-oculografia (EOG) [15][16]. Sinais de EMG para controle podem ser obtidos através da chamada eletromiografia de superfície (sEMG), com uso de eletrodos de superfície não invasivos posicionados sobre os músculos da face [15][16][17].

Em casos onde o indivíduo não possui mais o controle da atividade muscular voluntária, é possível utilizar também comandos de aquisição e tratamento dos sinais eletroencefalográficos (EEG) como sendo um recurso plausível, através do uso de interfaces cérebro-computador (BCI) [17][18]. Outra opção para controle de CRM que vem se demonstrando comumente utilizada, é o uso de comandos provenientes dos olhos para controle de interfaces, através de técnicas de OculoGrafia (OG) com base em aquisição e processamento de imagens [15][16][19]. O EOG se baseia na detecção da movimentação do olho através da gravação do potencial de hiperpolarização e despolarização existente entre a córnea e a retina [16].

As técnicas de EOG usualmente adotadas contam com o uso de eletrodos de superfície posicionados na face do indivíduo com a finalidade de captar micro potenciais horizontais e verticais do movimento ocular [16][19][20], uma vez que o padrão de sinal de EOG é diferente para cada tipo de movimento. Os algoritmos mais comuns fazem uso de comparação da amplitude do sinal através de um valor limiar predefinido. No entanto, podem ocorrer problemas durante a classificação em função da largura e duração do sinal quando comparadas a este limiar [19]. A aquisição e classificação do sinal de EOG pode sofrer ainda, problemas de interferência relacionados à presença de outros potenciais bioelétricos como o EMG, qualidade dos eletrodos, bem como posicionamento dos mesmos na face. Outro fator conflitante para a obtenção de sinal diz respeito ao movimento de cabeça e o piscar de olhos, que podem influenciar na qualidade do sinal [16].

Além das interferências já mencionadas, outro fator problemático para aquisição de sinais de EOG, é a possibilidade de contaminação do sinal devido ao movimento dos cabos dos eletrodos. No intuito de amenizar este problema, o método requer adoção de gel condutor na interface eletrodo-pele, além de um preparo adequado da pele, evitando assim interferências causadas por mudanças na resistência da pele [21].

No intuito de aprimorar ainda mais a aquisição e processamento destes sinais foram desenvolvidas técnicas de vídeo-oculografia (VOG) [16][20] e oculografia por infravermelho

(iROG) [16][22], sendo que a última consiste na reflexão da pupila gerada pela emissão de feixes de luz infravermelha originados de um emissor na direção do olho do indivíduo [20][22], tornando possível a detecção do olho com auxílio de uma câmera [16][23]. No entanto, a maioria dos dispositivos atuais do mercado são sofisticados, chegando a exigir, em alguns casos que o usuário necessite ter um equipamento preso à cabeça [23], tornando-se inviáveis para o público alvo [9].

Alguns estudos apontam a necessidade de desenvolvimento de aplicações voltadas para o público de baixa renda, fazendo uso de tecnologias de baixo custo, como é o caso de [24], onde os autores desenvolveram uma solução de TA com a webcam de um dispositivo Android com o intuito de operar um sistema de comunicação através de rastreamento ocular. Para Levy *et al.*, é possível desenvolver soluções adaptativas altamente tecnológicas no intuito de solucionar problemas de pessoas com deficiência física severa. Ainda, segundo os autores, para se obter tais ferramentas pode-se usar tecnologias comuns, como por exemplo webcams [9].

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo Geral

Desenvolvimento de uma ferramenta para condução de cadeira de rodas motorizada utilizando técnicas de rastreamento ocular por imagem, buscando assim oferecer uma alternativa aos usuários incapazes de conduzirem sua cadeira de rodas pelo joystick.

1.2.2. Objetivos Específicos

Para se alcançar o objetivo principal, alguns objetivos específicos foram estipulados. São eles:

- Pesquisar aplicações de ferramentas para condução de cadeiras de rodas;
- Investigar técnicas de rastreamento ocular adotadas na atualidade;
- Estudar ferramentas de visão computacional a partir de câmeras;
- Desenvolver um software para acionamento alternativo da CRM por meio de comandos oculares com base nos estudos realizados;
- Testar o sistema desenvolvido com usuários reais de CRM;
- Aplicar um questionário de avaliação do sistema com esses voluntários;
- Analisar os resultados obtidos na utilização da ferramenta e dos questionários aplicados.

1.3. Justificativa

Mesmo as pessoas com deficiências motoras severas, possuem o direito de poder interagir com o meio onde vivem. Neste sentido, faz-se necessário o desenvolvimento ou a adaptação de tecnologias que os proporcionem maior facilidade para exercer suas AVD com maior independência. A possibilidade de aumento da qualidade de vida desses indivíduos, representa uma grande motivação para o desenvolvimento de soluções em TA robustas destinadas a estes usuários.

As técnicas de rastreamento ocular por meio da videooculografia podem ser uma boa alternativa para controlar as CRM. Devido a sua massificação, o uso de dispositivos portáteis, como Notebooks, pode ser uma opção para produzir soluções de boa qualidade. Tal justificativa se dá em função dos dispositivos comercializados atualmente para tal finalidade, dependerem de *hardware* e *software* proprietários. Vale lembrar ainda que tais dispositivos, na maioria das vezes dependem da presença de um computador para funcionar.

Neste estudo, pretende-se desenvolver uma ferramenta para condução de uma cadeira de rodas motorizada, utilizando técnicas de rastreamento do movimento ocular a partir da imagem fornecida pela webcam de um notebook. O uso desse método se justifica por ele dispensar o emprego de um dispositivo específico para rastreamento ocular, uma vez que não será necessária a adoção de nenhum hardware proprietário para execução da aplicação, sendo utilizada apenas a webcam do dispositivo bem como software desenvolvido para tal finalidade.

1.4. Organização dos Capítulos

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

No Capítulo 1, foi apresentada uma introdução e contextualização geral do tema abordado, destacando sua realidade atual para aplicação de tecnologias de *eye tracking* para auxiliar pessoas com deficiências motoras severas na condução de uma cadeira de rodas motorizada.

No Capítulo 2, será apresentada uma fundamentação teórica sobre aplicações para rastreamento ocular, conceitos de ferramentas de visão computacional e ferramentas para condução de cadeiras de rodas.

O Capítulo 3 reúne um conjunto de trabalhos que foram selecionados e consultados, em função de sua relevância e contribuição a respeito do tema sob estudo.

No Capítulo 4 serão apresentados os materiais, ferramentas e tecnologias utilizadas para desenvolvimento do trabalho, incluindo a metodologia adotada para desenvolvimento da aplicação.

No Capítulo 5 será mostrado o resultado do processo de desenvolvimento, tendo como produto final a aplicação para controle da cadeira de rodas motorizada através do rastreamento ocular.

O Capítulo 6 apresenta os testes realizados com o público-alvo da pesquisa, sendo eles um grupo de 5 pessoas com deficiências motoras severas e outro grupo com 5 voluntários hígidos. Também mostra uma avaliação da aplicação pelos pacientes e uma análise gráfica dos resultados obtidos.

O Capítulo 7 apresenta as considerações finais, concluindo a pesquisa da proposta de criação de uma aplicação para controle de uma cadeira de rodas motorizada através do rastreamento de globo ocular. Levam-se ainda em consideração os resultados dos estudos de caso, trazendo possíveis melhorias e adaptações para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Neste capítulo serão abordados tópicos que estão relacionados à fundamentação teórica para embasamento sobre o tema desta pesquisa, sendo eles: sensores e sinais biomédicos aplicados em tecnologias assistivas para condução de cadeira de rodas motorizada com ênfase em promover uma melhor qualidade de vida para pessoas com deficiência motora severa.

2.1. Cadeira de Rodas

De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), a cadeira de rodas (CR) pode ser definida como um “Dispositivo para fornecer mobilidade sobre rodas com um sistema de suporte de assentos para uma pessoa com mobilidade reduzida” [25]. Ela deve proporcionar apoio ao indivíduo, mantendo sua integridade física, promovendo sua mobilidade de forma a garantir sua integração comunitária e socialização [26]. Neste contexto, a CR faz parte de um grupo de dispositivos também identificados como Tecnologias Assistivas, que são essenciais para a execução das AVDs de portadores de necessidades especiais, fornecendo-lhes maior independência.

A CR considerada adequada deve apresentar características ergonômicas personalizadas em relação ao design e configuração. Fator importante que deve ser considerado durante sua prescrição pelos profissionais envolvidos. Essa adequação garante ao usuário maior mobilidade, aceitação, estabilidade, conforto e dirigibilidade [26].

Segundo Silva e Del’Acqua, não há uma data correta da criação da cadeira de rodas, nem mesmo relatos sobre sua origem. No entanto, é possível afirmar que seus primeiros indícios, datam do século IV A.C., a julgar por gravuras encontradas em vasos gregos, onde é possível identificar Hefesto, que era o deus grego da metalurgia, sentado sobre uma cadeira de rodas acionada por cisnes, como mostra a Figura 1. Os autores apontam ainda, como possível motivo para sua criação, a dificuldade em carregar uma pessoa ferida ou doente sobre galhos de árvores arrastados pelo chão, ou até mesmo sobre macas improvisadas com o auxílio de cipós trançados [27].

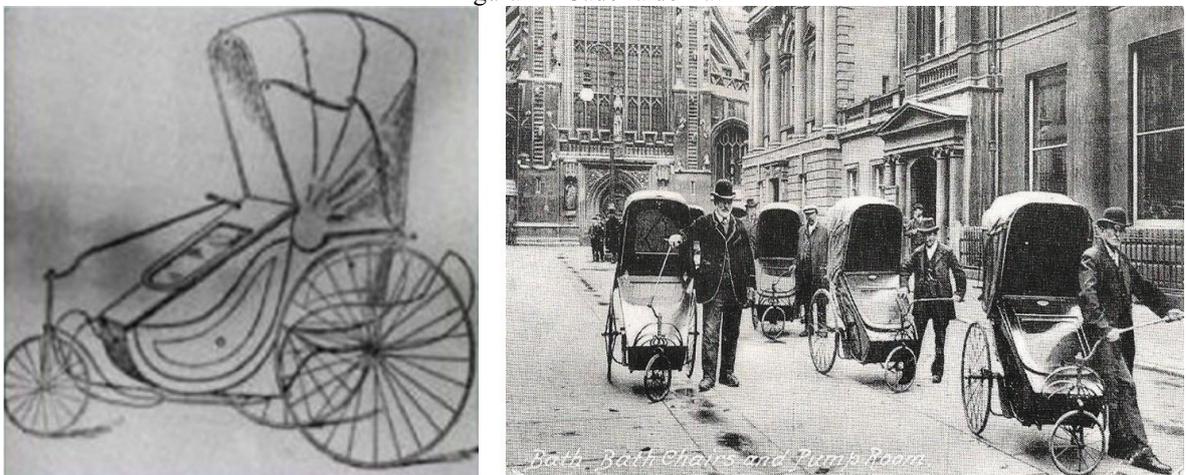
Figura 1 - Hefesto a caminho de sua oficina de trabalho.



Fonte: Silva e Del'Acqua, 2016 [27].

De acordo com Dawling (2018), a primeira CR comercial, foi criada em 1783 pelo britânico John Dawson e chamada de cadeira Bath, como mostra a Figura 2. Ela era composta por um assento com duas rodas grandes e uma menor. A CR de John Dawson foi projetada no intuito original de levar doentes para participar de atividades sociais nas piscinas romanas existentes na cidade de Bath, e depois de algum tempo se tornou popular, passando a ser utilizada como meio de transporte convencional de pessoas com deficiência a partir de 1830 [28].

Figura 2 - Cadeira de Bath



Fonte: Adaptado de [29][30]

No ano de 1933, o engenheiro de minas Herbert A. Everest, após um acidente ocorrido dentro de uma mina, que quebrou suas costas deixando-o dependente de uma cadeira de rodas, em parceria com seu amigo e engenheiro mecânico Harry C. Jennings Sr., construiu em sua garagem a primeira CR dobrável [31]. Esta por sua vez, foi a base para a criação das cadeiras de rodas convencionais e motorizadas existentes nos dias atuais e pode ser visualizada na Figura 3.

Figura 3 - 1ª Cadeira de Rodas Dobrável.



Fonte: Garcia V. (2012) [29]

Neste contexto, é possível notar no processo evolutivo das CR, a busca por melhorias, visando maior conforto aos usuários e tornando-as mais seguras, eficientes e ágeis. Esta evolução tem como objetivo ainda, alcançar maior estabilidade, ergonomia e controle por parte do próprio usuário, de forma que ele seja capaz de alcançar sua independência funcional [26]. As CRM, emergem então, como aplicações de TA, criando oportunidades de pesquisa em uma área do conhecimento com várias possibilidades de inclusão para as pessoas com deficiência, já que oferecem ao usuário a possibilidade de controle sem o auxílio de terceiros [9]. Uma área do conhecimento ainda com grande potencial para crescimento, é a aplicação de novas formas de acionamento da CRM, já que alguns usuários, em função de deficiências motoras severas, podem enfrentar dificuldades ou até mesmo incapacidade de conduzir a mesma fazendo uso do sistema mais comumente encontrado no mercado, que é o joystick [32]. Desta forma, a ausência

de formas de acionamento alternativas ao joystick, pode fazer com que nem todas as pessoas com deficiência tenham acesso a tais tecnologias.

2.2. Interfaces de controle de CRM

Desde que foram criadas, as adaptações para CRM têm se mostrado indispensáveis, tornando as cadeiras de rodas cada vez mais ágeis, seguras e eficientes, possibilitando ainda a independência dos portadores de lesão medular ou com capacidades reduzidas. Embora seja comum estabelecer uma relação entre cadeiras de rodas e alguns tipos de deficiência, nem sempre é possível definir corretamente os diferentes níveis de necessidades para cada tipo de deficiência ou problema relacionado à mobilidade. Neste contexto, nos últimos anos, vários dispositivos de processamento, dispositivos de atuação e sistemas sensoriais, tem sido aplicados às cadeiras de rodas motorizadas convencionais, criando um novo conceito conhecido como Cadeira de Rodas Inteligente (CRI)[33].

As tecnologias criadas com foco nas CRIs são consequência direta da frequente busca por inovações tecnológicas neste âmbito e posteriores à motorização de cadeiras de rodas, buscando cada vez mais a redução de esforços do usuário. De acordo com Braga [33], a Cadeira de Rodas Inteligente é um dispositivo robótico que pode ser desenvolvido para atuar em uma cadeira de rodas motorizada comercial, recebendo instruções por meio de sistemas sensoriais, dispositivos de processamento e dispositivos de atuação. Esta tecnologia pode ser utilizada essencialmente por indivíduos que apresentam deficiências físicas e/ou idosos com problemas de mobilidade.

As CRIs, em sua grande maioria, são desenvolvidas ou adaptadas através do uso de hardwares e softwares específicos para cada tipo de atividade a ser desempenhada. Os comandos realizados durante a execução dessa atividade são determinados pelas limitações do usuário em utilizar uma cadeira de rodas convencional [34]. É importante lembrar que as CRI são construídas com a finalidade de proporcionar segurança, facilitando a mobilidade dos usuários. Elas trazem ainda, a praticidade em executar os movimentos por comandos com auxílio das interfaces homem-máquina [33] [35].

As tecnologias aplicadas às CRIs trazem consigo uma característica em comum, que é a preocupação com a adaptabilidade do usuário e sua segurança, conforme suas necessidades individuais, proporcionando uma melhoria significativa nas AVD [35]. Neste contexto, sua diversidade tecnológica aplicada, tem foco principal nas interfaces homem-máquina utilizadas nos sistemas de controle, uma vez que os módulos de processamento são compostos por uma

unidade computacional, e os módulos de potência por circuitos elétricos capazes de acionar os motores [10].

Para cada tipo de interface projetada, voltada para diferentes necessidades, são utilizados sensores específicos. Um exemplo de CRI composta por sensores, unidade de processamento e uma unidade de acionamento dos motores pode ser visualizada na Figura 4.

Figura 4 - Exemplo de cadeira de rodas inteligente e seus componentes



Fonte (adaptado): Silveira [36].

Em geral, as CRI possuem em seu sistema de controle uma interface responsável por adquirir os comandos do usuário. Geralmente tal interface é composta por sensores ou câmeras para captura dos sinais, uma unidade de processamento responsável por realizar o tratamento dos dados coletados transformando-os em sinais elétricos, e, por fim, uma unidade responsável por enviar os comandos elétricos aos motores.

Uma interface homem-máquina pode ser definida como uma mediadora de interações entre o homem e a máquina [35], sendo neste caso focada no âmbito das CRM, para auxiliar os usuários na condução das mesmas. Além do joystick, que é a interface de entrada mais convencional da CRM [32], podem ser utilizadas outras interfaces para aquisição de sinais que serão posteriormente processados a fim de alimentar os mecanismos de acionamento da cadeira. Neste contexto, podem ser citadas técnicas como movimento da cabeça [13], interfaces cérebro-computador (BCI) [17][18] sinais bioelétricos [14][15], movimento dos olhos por meio de

técnicas de vídeo-oculografia (VOG) [16][20] e oculografia por infravermelho (iROG)[16][22], entre outras.

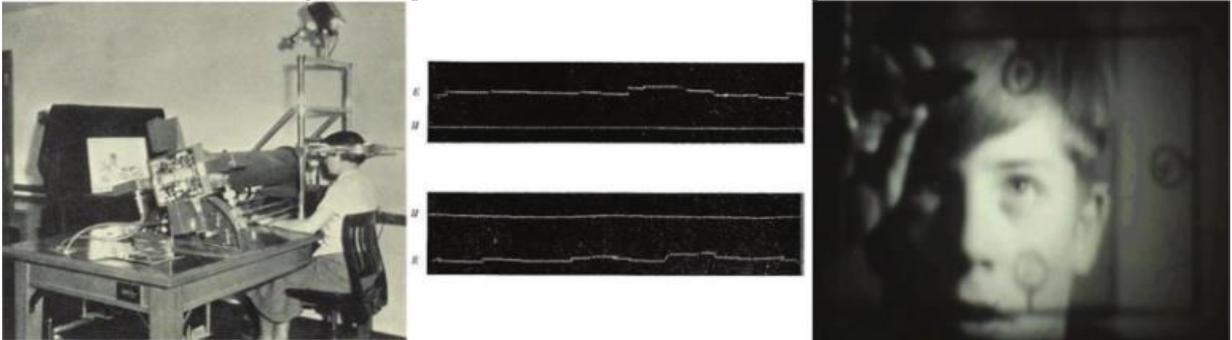
2.3. Rastreamento ocular (eye tracking)

As pesquisas realizadas sobre técnicas de rastreamento ocular, que até pouco tempo eram apenas de nível clínico, voltadas ao estudo de lesões nos olhos, disfunções e distúrbios de leitura, bem como outros problemas oftalmológicos, tem se demonstrado amplamente exploradas como uma alternativa para pessoas com deficiência física interagirem com novas tecnologias [51][9]. No entanto, os produtos de acessibilidade de alta tecnologia em geral apresentam um alto custo, tornando-os inviáveis para grande parte do seu público alvo. Sendo assim, tem se tornado cada vez mais comum o desenvolvimento de ferramentas tecnológicas com a finalidade de ajudar as pessoas com deficiência a viver de forma mais independente [9].

Neste contexto, é importante abordar termos como *eye tracking*, que de acordo com Giannotto, pode ser utilizado tanto na representação de técnicas capazes de localizar a posição do olho do usuário, quanto em técnicas para determinar o ponto que está sendo observado pelo usuário. O autor afirma ainda que sistemas ou sensores capazes de realizar este tipo de rastreamento são chamados *eye tracker* (rastreador ocular). Os quais são capazes de indicar a direção do olhar de uma pessoa em função do tempo durante a realização de uma tarefa. Embora grande parte dos dispositivos *eye tracker* terem como base o uso de câmeras de vídeo, é importante lembrar que existem outras técnicas e dispositivos que podem ser utilizados para tal finalidade [52].

O rastreamento ocular é uma técnica que consiste, em monitorar a posição relativa dos olhos durante tarefas relacionadas à estímulos visuais. Este procedimento, antes era feito por meio de aparatos invasivos ou de precisão limitada [53] [54]. Um exemplo dos primeiros aparatos utilizados para rastreamento ocular pode ser visualizado na Figura 5 que traz na primeira imagem o aparato de rastreamento utilizado por Buswell (1935), que era capaz de registrar a posição do olhar com base em um reflexo na córnea, gerado por uma luz emitida pelo aparelho. Na segunda imagem desta figura é possível observar que a saída do aparelho era gravada em dois filmes, onde pequenos pontos presentes nas linhas representavam intervalos de 33 ms, sendo o filme superior responsável por registrar os movimentos horizontais do olho e o filme inferior os movimentos verticais. É possível observar ainda, pela terceira imagem que, os registros dos sinais eram feitos por meio de uma câmera posicionada atrás de uma placa de vidro na qual o usuário era orientado a observar [53].

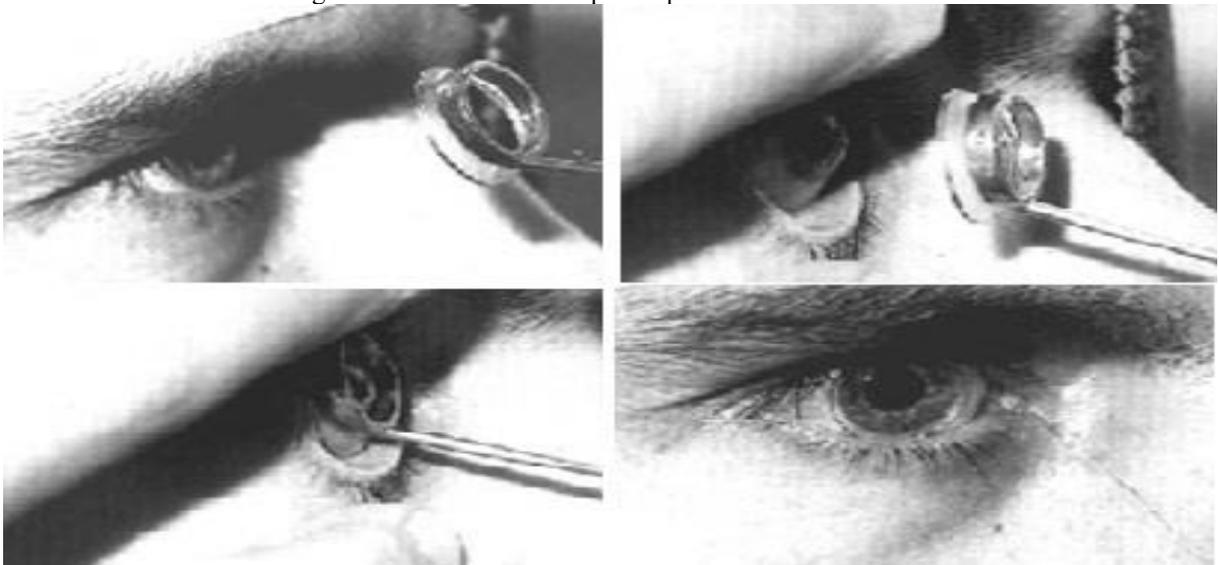
Figura 5 - Aparato de rastreamento Ocular usado por Buswell



Fonte (Adaptado): FOISTER [53].

Uma outra técnica muito utilizada, bastante invasiva, mas extremamente precisa era o implante escleral. Esta técnica consiste em inserir uma lente que adere à esclera (branco do olho) ultrapassando a córnea. Através desta lente era possível relacionar variações do campo eletromagnético com base no posicionamento dos olhos [53]. Embora este seja um método de medição do movimento ocular muito preciso, é também o método mais invasivo. Para se inserir a lente é necessária muita prática e bastante cuidado, lembrando ainda que seu uso causa desconforto. Esse método também pode medir a posição do olho com relação à cabeça [54]. Um exemplo deste método pode ser visualizado na Figura 6, que demonstra a colocação de lentes adaptadas ao olho de um indivíduo.

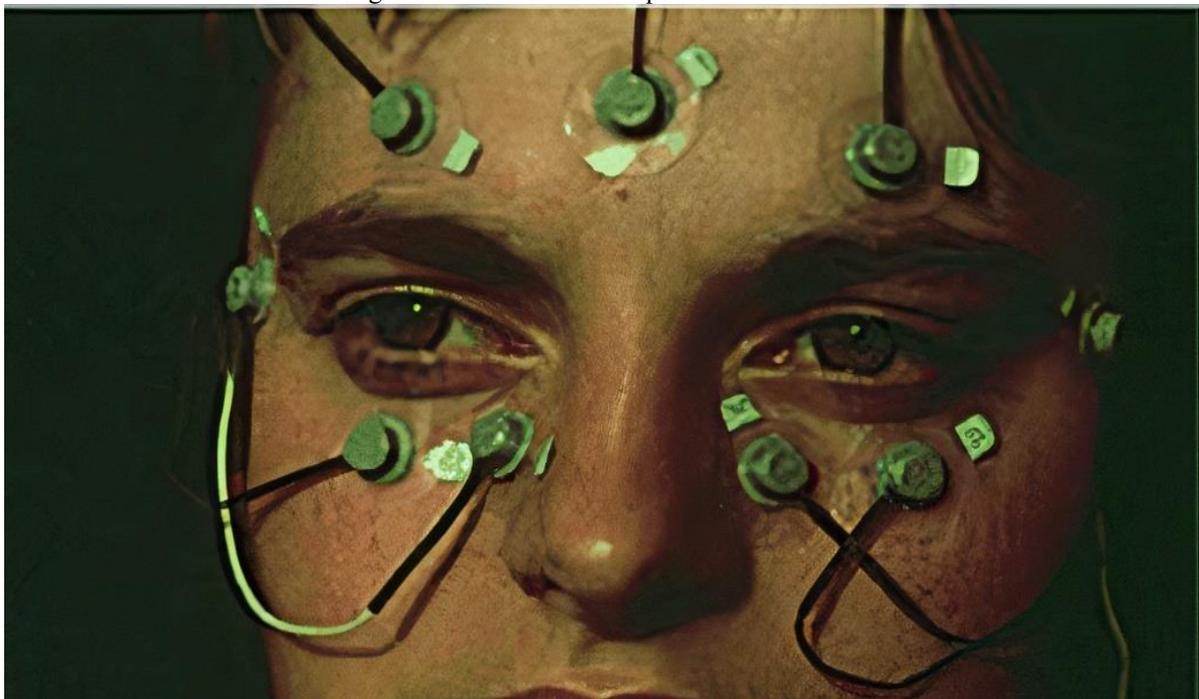
Figura 6 - Uso de lentes adaptadas para rastreamento ocular



Fonte (adaptado): GIANNOTTO [52].

Nos dias atuais técnicas de *eye tracking* podem ser aplicadas por meio de equipamentos menos invasivos e com melhor acurácia e precisão, garantindo amostras com intervalos de tempo menores [53]. Uma técnica muito utilizada é a eletro-oculografia ou EOG. Esta técnica consiste em fazer uso de eletrodos de superfície na pele da região próxima ao olho, permitindo detectar pequenas alterações de potencial ao movimentar os olhos tanto horizontalmente quanto verticalmente. Estas alterações são registradas pelo equipamento e convertidas em graus representando os movimentos e a posição do olho em relação à cabeça do usuário, conforme pode ser visualizado na Figura 7. Esta é uma técnica ainda muito utilizada devido à sua simplicidade de utilização [52]. No entanto, esta técnica não é indicada para detectar o ponto observado pelo usuário e nem mesmo estimativa da posição da cabeça, pois força o usuário a permanecer completamente imóvel durante a utilização do sistema [54].

Figura 7 - Uso de eletrodos para coleta de EOG



Fonte: HUTTON [54]

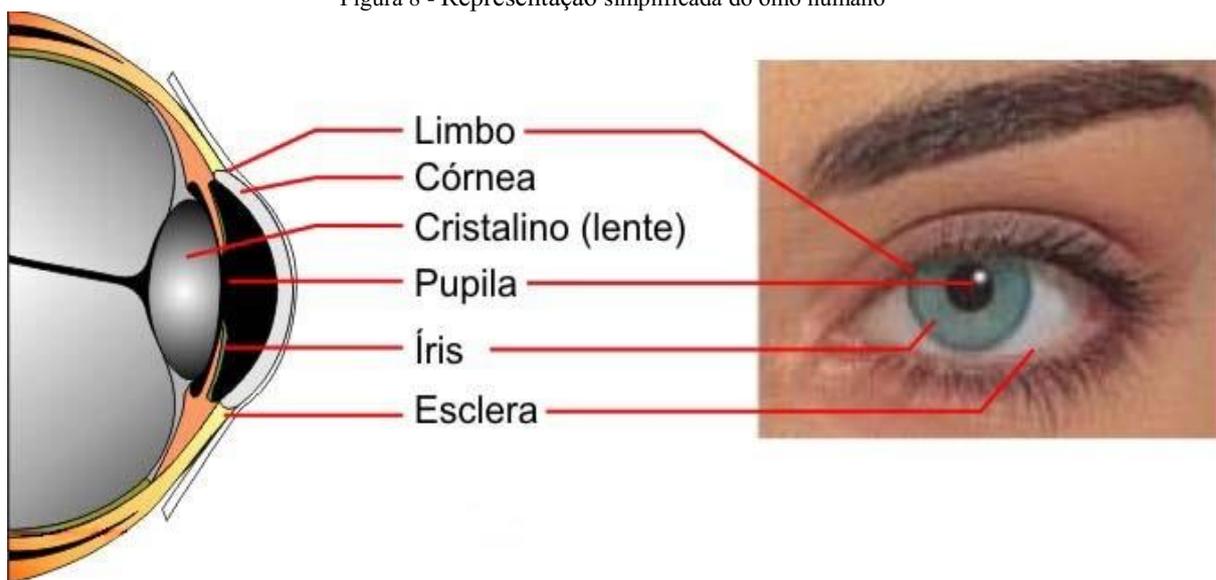
Além das técnicas supracitadas, existe também a vídeoculografia ou VOG, que diferentemente das demais, não é invasiva, pois dispensa o contato com os olhos ou a cabeça do usuário, de forma a oferecer maior conforto e menos preparo para o uso. No entanto, é importante observar que, apesar de não exigir um contato direto, algumas de suas implementações necessitam ser fixadas a capacetes ou óculos utilizados pelo usuário. A VOG

é uma técnica que faz uso de câmeras de vídeo com a finalidade de registrar imagens dos próprios usuários. Tais imagens são coletadas e posteriormente processadas [52].

De acordo com Hutton [54], esta é uma forma de reunir uma grande variedade de técnicas de registro dos movimentos oculares garantindo a coleta de características distintas dos olhos sob rotação e translação, a forma da pupila, a posição do limite da íris, da esclera e reflexões da córnea quando esta recebe uma fonte de luz direcionada bem localizada, como por exemplo a luz infravermelha. A coleta de tais características oculares, obtidas por meio das técnicas de medição pode ser feita automaticamente envolvendo a inspeção visual dos movimentos oculares registrados.

No intuito de detectar as propriedades ou características do olho humano, esta técnica processa as imagens coletadas por meio de uma câmera de vídeo ou outro dispositivo ótico. Como principais características, são utilizadas, cor dos olhos, sua posição e formato. No entanto, em grande parte das aplicações as características mais utilizadas são a detecção da pupila ou do limbo, sendo este, a fronteira entre a esclera e a córnea, que é a membrana transparente responsável pela cobertura da íris, conforme pode ser identificado na Figura 8.

Figura 8 - Representação simplificada do olho humano



Fonte: GIANNOTTO [52]

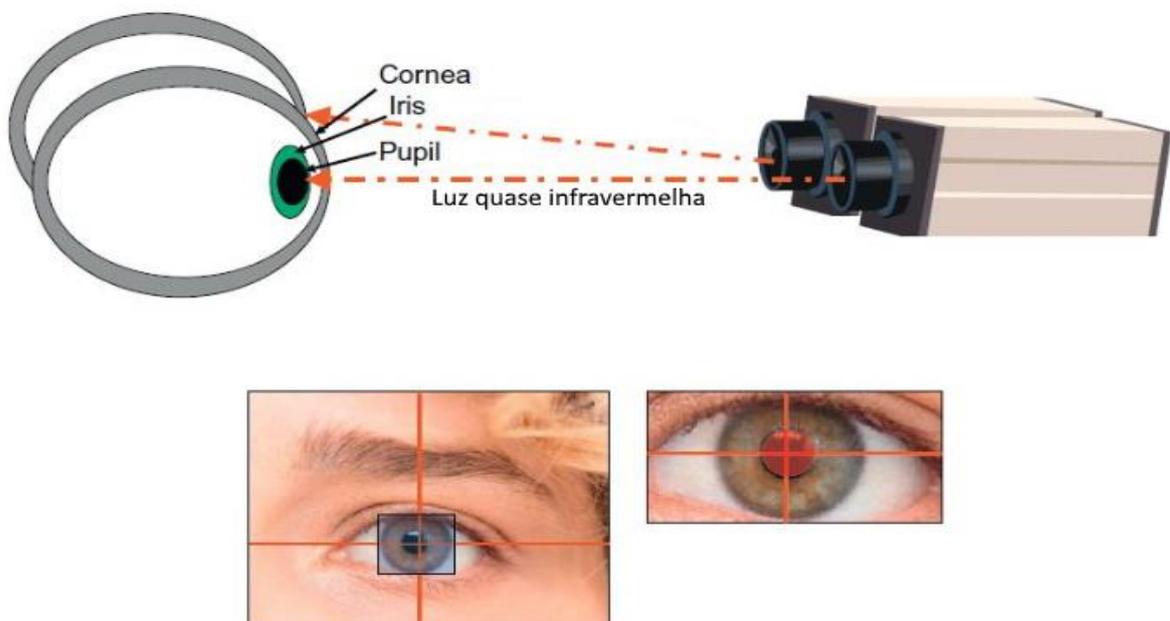
Para Giannotto [52], a técnica de VOG implementada por meio de dispositivos de *eye tracker* apresenta vantagens quando comparada as demais citadas, como sua característica não invasiva e uma boa resposta do olho em termos de contraste quando iluminado por luz infravermelha. No entanto, atualmente a quantidade de dispositivos que fazem uso de câmeras

ainda é muito pequena. Fato que pode ser justificado principalmente pela sensibilidade das câmeras à variação de iluminação. Tal fator, em alguns casos, impede seu uso por longos períodos, além de exigir maior esforço relacionado à tentativa de manter o nível de luz ambiente constante, o que torna difícil a estimativa consistente da direção do olhar do usuário.

Finalmente, outro método muito utilizado nos dispositivos *eye trackers* atuais é o método que faz uso do espectro de luz infravermelha. Com base na emissão de um feixe de luz que é refletido nos olhos do usuário, este método faz uso de técnicas de processamento de imagens no intuito de detectar a pupila do indivíduo, permitindo ainda que o mesmo seja capaz de realizar movimentos com a cabeça [55]. Devido a sua característica não invasiva, além da qualidade da resposta do olho em termos de contraste ao ser iluminado por luz infravermelha, este método é conhecido como centro-da-pupila/reflexão-na-córnea, ou oculografia por infravermelho (do inglês *infrared oculography* ou *iROG*) [52].

Em função da boa precisão desta técnica devido aos algoritmos de processamento, ela é capaz de determinar as posições dos centros das pupilas, bem como dos feixes de luz que são refletidos. Neste contexto, grande parte dos *eye trackers* comerciais fazem uso de técnicas de *iROG* [52]. Com base no contraste entre a esclera e a íris, este processamento é capaz de detectar o limbo do olho, podendo também, detectar o limite entre a íris e a pupila [56], como visualizado na Figura 9.

Figura 9 - Conceito do funcionamento da tecnologia eye-tracking por meio de *iROG*



Fonte (adaptado): Goedert [56]

O fator importante a ser observado neste método é um problema relacionado à luz de ambientes externos. Como ele depende de um feixe de luz infravermelha que será detectado em um ambiente externo, a luz natural provoca interferências, uma vez que a mesma é composta por luz em diversas faixas do espectro luminoso incluindo luz no espectro infravermelho [54].

2.4. Visão Computacional

A visão computacional é um campo da computação cujo objetivo é usar computadores no intuito de imitar a visão humana, incluindo aprendizado e capacidade de fazer inferências além de executar ações com base em dados visuais [57]. Neste contexto, é possível integrar as áreas de processamento digital de imagens e inteligência artificial a fim de obter algoritmos com capacidade para interpretar o conteúdo visual das mais diversas imagens. A visão computacional pode ser aplicada a diversos segmentos tecnológicos que envolvem análise de imagens, reconhecimento de padrões e controle inteligente, podendo ser inserida em múltiplas áreas do conhecimento, tais como astronomia, agronomia, biometria, biologia, medicina, dentre outras. Constituindo, portanto, uma área multidisciplinar com muitas aplicações práticas [58].

De acordo com Backes et.al [59], a visão computacional pode ser interpretada como uma área de estudo que busca introduzir para as máquinas a capacidade da visão humana. Esta área de estudo consiste na aquisição de imagens e uso de técnicas para melhorá-las, como a retirada de ruídos, aumento de contraste, entre outras. Além destas, são utilizadas ainda técnicas para separar as regiões ou objetos de interesse de uma cena, extração de informações como forma, cor e textura, e posteriormente, definição de uma relação das imagens com outras vistas previamente. Um sistema de visão computacional pode ser constituído por diversas fases, sendo elas:

- **Aquisição:** Fase onde as imagens são coletadas, simulando a função dos olhos. Esta função pode ser executada por meio de scanners, webcams, filmadoras, máquinas fotográficas, etc;
- **Processamento de imagens:** Fase onde as imagens coletadas são melhoradas no intuito de remover ruídos, salientar bordas, suavizar a imagem, dentre outras técnicas;
- **Segmentação:** Fase onde as imagens são particionadas em regiões de interesse;
- **Extração de características/Análise de imagens:** Fase onde são identificadas as características do objeto de interesse. Nesta fase é possível encontrar uma codificação numérica que represente determinada imagem. Esta codificação pode ser classificada como uma “impressão digital” que permita identificar o objeto;

- **Reconhecimento de padrões:** Fase onde as imagens são classificadas ou agrupadas com base em seus conjuntos de características.

2.5. Considerações Finais

Este capítulo apresentou a fundamentação teórica e os principais conceitos necessários ao entendimento deste trabalho, a saber: alguns sensores biomédicos utilizados na atualidade e conceitos básicos sobre visão computacional e aprendizado de máquina.

CAPÍTULO 3 - REVISÃO DA LITERATURA

O objetivo desta seção é apresentar pesquisas relacionadas ao tema. O foco principal da busca foi a pesquisa por trabalhos que apresentassem aplicações desenvolvidas para condução de cadeiras de rodas motorizadas usando rastreamento de movimento ocular com foco em dispositivos portáteis. Para tal revisão foram feitas buscas nas bases de dados IEEE Xplore [37], Pubmed [38], Springer [39], Scielo [40] e Science Direct [41] indexadas dentro de um período de 6 anos (2014/2019), no intuito de identificar o estado da arte dos trabalhos correlatos ao tema proposto. A fim de efetuar-se a revisão da literatura, um mapeamento sistemático foi realizado, consistindo em uma busca de estudos cadastrados em bases de dados por meio de operadores lógicos para a seleção dos artigos, a partir da seleção de palavras ou expressões chave.

As expressões lógicas utilizadas para a busca nas bases foram: “*video-oculography*” OR “*infrared oculography*” AND “*Webcam*” AND “*Wheelchair*” OR “*Powered wheelchair*”. Estas *strings* foram escolhidas a fim de identificar trabalhos que envolvam uso de videooculografia para condução de cadeira de roda motorizada.

3.1 Trabalhos Correlatos

Dentre os trabalhos correlatos disponíveis na literatura, alguns apresentam desenvolvimento, conceitos e referências teóricas relacionadas ao tema em questão. Entre todos os trabalhos encontrados, foram selecionados 9 que apresentaram as contribuições mais relevantes para a pesquisa.

Silva [42], em seu trabalho intitulado “*Teleoperation Training Environment for New Users of Electric Powered Wheelchairs Based on Multiple Driving Methods*”, aqui denominado como “T1”, propõe o desenvolvimento de um ambiente de treinamento para cadeira de rodas motorizada onde uma cadeira real é controlada por teleoperação. A aplicação permite enviar comandos para controlar a CRM através da internet. A CRM pode ser controlada através de um joystick convencional, rastreamento ocular, e uma interface homem-máquina genérica, que consiste em uma interface gráfica com comandos discretos que representam os movimentos da cadeira de rodas, possibilitando ao usuário conduzir a cadeira por meio de clicks nos botões correspondentes à direção desejada.

O Trabalho foi dividido em dois ambientes, onde o primeiro era o Centro de Treinamento, onde o usuário estaria localizado e selecionaria o método para conduzir a CRM

remotamente. O segundo ambiente é a Sala de Exercícios, onde a CRM está localizada, sendo capaz de receber comandos remotos além de gravar e transmitir vídeos em tempo real para o Centro de Treinamento. O sistema desenvolvido é capaz de converter comandos em sinais elétricos capazes de mover a CRM, que por sua vez transmite ao usuário vários pontos de vista do ambiente no qual se encontra, através de câmeras acopladas à mesma. Para controle através de rastreamento ocular foi utilizado o dispositivo comercial Tobii 4C com uma API própria, afim de facilitar o desenvolvimento.

No intuito de evitar comandos incorretos, cada ação só é executada após o usuário olhar para seta que representa a direção desejada por pelo menos 500 ms. Participaram da pesquisa 3 voluntários hígidos, realizando 8 testes em 5 ambientes diferentes, perfazendo um total de 40 testes. Os resultados do trabalho apontam um atraso de 130,2 ms (media), no entanto é possível sugerir que novos usuários possam praticar com total segurança fazendo uso de uma CRM real através da internet.

Em seu trabalho intitulado “*A Multimodal Interface to Resolve the Midas-Touch Problem in Gaze Controlled Wheelchair*”, aqui denominado “T2”, Meena [43], contempla o desenvolvimento de uma interface gráfica de usuário (GUI) multimodal para controlar uma CRM no intuito de auxiliar pessoas com deficiências de mobilidade dos membros superiores na execução de suas AVD. O foco do estudo é conduzir a CRM de 3 modos diferentes sendo eles, um touchpad, uma interface de rastreamento ocular e uma interface de rastreamento ocular com soft-switch (interruptor macio).

A interface é composta por 9 comandos diferentes, sendo eles 8 direções e um parar. Foram executados testes com 8 voluntários hígidos entre 19 e 36 anos, nos quais foi avaliado o desempenho da interface em termos de tempo, quantidade de comandos e taxa de transferência de informação, para cumprir um percurso com início e fim demarcados.

Após a aplicação dos testes foi possível perceber que a interface de rastreamento ocular em conjunto com um soft-switch forneceu um desempenho superior apresentando uma taxa de transferência de 37,77 bits/min entre as 3 condições diferentes. Percebeu-se um melhor desempenho através de uma solução econômica e eficaz para usuários com determinado grau de deficiência, uma vez que em alguns casos, os mesmos são capazes de acionar um interruptor através do membro dominante, como forma estendida das ferramentas de rastreamento ocular.

Wastlund [44], em seu trabalho intitulado “*Evaluating gaze-driven power wheelchair with navigation support for persons with disabilities*”, aqui denominado “T3”, aborda o desenvolvimento de uma interface para controle de Cadeira de Rodas Motorizada através de

rastreamento ocular, um sistema de suporte à navegação capaz de detectar e reagir a uma fita reflexiva afixada ao chão no intuito de garantir maior segurança nas manobras e um dispositivo de junção inteligente capaz de conectar o sistema a uma CRM. O sistema de controle é composto por uma tela que exibe imagem do ambiente no qual a CRM se encontra através de uma webcam. A imagem conta ainda com setas direcionais posicionadas de forma a garantir que o usuário seja capaz de identificar em qual direção quer se movimentar.

Visando atender ao maior número de pessoas, o sistema de suporte à navegação foi desenvolvido com vários graus de liberdade a fim de garantir o maior número de movimentos possíveis. Os testes para o estudo foram realizados com 3 indivíduos com deficiências graves e sem possibilidade de se mover de forma independente além de 2 cuidadores para cada. Os voluntários foram diagnosticados com Esclerose Múltipla (EM), Distrofia Muscular de Duchenne (DMD) e Síndrome do Encarceramento (SE). Todos os três usuários foram capazes de controlar de forma independente e manobrar a CRM através da interface de rastreamento ocular.

Como resultados, o estudo mostrou que o acesso a uma CRM orientada pelo olhar com suporte de navegação é percebido como uma melhoria significativa na independência, uma vez que o estudo superou as expectativas dos participantes. Durante os testes os 3 participantes conseguiram evoluir de totalmente dependentes para um nível de independência elevado.

No trabalho “*Eye Controlled Electric Wheelchair*”, aqui denominado “T4”, Mani [45] apresenta o desenvolvimento de um sistema para controle de CRM através de rastreamento ocular para pessoas com deficiência motora. O trabalho aborda a detecção do movimento dos olhos através de uma câmera posicionada na cabeça do usuário. As imagens coletadas pela câmera são processadas em um laptop através de um software Python responsável por gerar sinais de acionamento para o circuito responsável por controlar a CRM.

Para processamento das imagens coletadas, as mesmas foram convertidas para escala de cinza e posteriormente foram usadas as funções de Filtragem Gaussiana, *Threshold*, Erosão e Dilatação.

Como resultado o sistema gera como saída a região do olho onde se encontra a pupila possibilitando identificar as direções selecionadas pelo usuário para movimentar a CRM, sendo estas Direita, Esquerda e Frente. Para a ação de parada da cadeira foi convencionado que o usuário deve piscar os olhos por 2 segundos. O estudo não aponta existência de testes com usuários reais.

Em seu trabalho intitulado “*Eye Tracking Electronic Wheelchair for Physically Challenged Person*”, aqui denominado “T5”, Chee [46] traz o desenvolvimento de um sistema para controle de CRM com 3 opções diferentes de controle, sendo elas, rastreamento ocular para usuários com limitação grave de movimento dos membros, uso de aplicação de smartphone através de toque em tela touch screen para usuários com limitação menos severa e comando de voz para usuários com mobilidade limitada.

Além destes, o projeto conta ainda com sensor ultrassônico no intuito de estabelecer uma distância limite entre o usuário e qualquer obstáculo à frente e um sensor de colisão, responsável por criar um ponto de falha, onde, ao detectar um objeto, ele irá reverter a CRM para uma distância segura. O sistema faz uso de um algoritmo de navegação óptica utilizado para receber e tratar imagens geradas por uma webcam de alta resolução de forma contínua que são geradas a cada segundo.

O Algoritmo converte as imagens em matrizes de pixels de forma a conseguir tratar as mesmas identificando pontos através das coordenadas dos eixos x e y, gerando posteriormente uma saída para cada direção estabelecida. Para a segunda opção foi desenvolvida uma aplicação para o sistema operacional Android que se comunica com a interface da CRM via Bluetooth, possibilitando ao usuário comandar a cadeira com toques na tela do dispositivo. Na terceira opção foi implementada uma aplicação capaz de transmitir à CRM comandos de voz do usuário emitidos por um microfone.

Foram executados 20 testes com um voluntário na intenção de identificar os níveis de exatidão e precisão da matriz, sendo que os resultados obtidos foram uma exatidão de 93% e precisão de 43%.

Eid [47], em seu trabalho intitulado “*A Novel Eye-Gaze-Controlled Wheelchair System for Navigating Unknown Environments: Case Study With a Person With ALS*”, aqui denominado “T6”, demonstra um estudo sobre um sistema que permite que uma pessoa com deficiência motora severa seja capaz de controlar uma CRM através de rastreamento ocular fornecendo navegação contínua e em tempo real em ambientes desconhecidos. Foram utilizados para este sistema uma cadeira Permibile M400, óculos de rastreamento ocular SMI, câmera de profundidade (*Microsoft Kinect*) para captura geométrica 3D de espaço do ambiente, sensores de ultrassom e infravermelho para detecção de obstáculos, um laptop e um interruptor de segurança para casos de emergência.

O algoritmo de rastreamento óptico efetua sua calibração através da extração do centro da pupila, bem como seu brilho formando um vetor pupila-brilho 2D representado como x e y

em uma tela de coordenadas. Após a execução da calibração, o usuário passa a ter acesso à tela principal, responsável por gerar os controles da CRM. Além da navegação por rastreamento o sistema é capaz de verificar o ambiente físico, identificar alvos locais e gerar caminhos de navegação para locais desconhecidos ao usuário fornecendo um mapa temporário através da câmera de profundidade. Com base neste mapa temporário o usuário então consegue definir origem e destino, de forma que o sistema possa se encarregar de conduzi-lo sem riscos a sua segurança. Para tal o mapa temporário é atualizado frequentemente de forma a traçar a melhor rota evitando possíveis obstáculos.

O experimento foi conduzido com uma pessoa com Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) em estágio avançado. Como resultado, foi possível identificar que, mesmo com dificuldades de fala e movimento o participante apresentou melhor desempenho em termos de tempo de calibração, tempo de conclusão de tarefas e a velocidade média de navegação após alguns dias de treinamento.

No trabalho “*Eye Directive Wheelchair*”, aqui denominado “T7”, Rodrigues [48] aborda a busca por uma alternativa para controle de CRM através de rastreamento ocular onde a posição da tela que o usuário está olhando é convertida em uma direção de movimento para a CRM. Cada direção é acionada com o olhar para um ângulo específico da tela, sendo que qualquer outra posição que o usuário olhar acionará o comando de parada da CRM.

No intuito de garantir maior segurança ao usuário, sensores de obstáculos, bem como um joystick e um botão para parada de emergência foram adicionados ao dispositivo arduino controlador da cadeira. As imagens são capturadas por uma câmera sem fio capaz de proporcionar vídeos em cores em tempo real e então enviadas para um laptop responsável pelo processamento das mesmas com uso da biblioteca *Open Source* de Visão Computacional OpenCV. O estudo aponta como resultado um nível de precisão entre 70% e 90%.

Em seu estudo intitulado “*Eye Movement Based Electronic Wheel Chair For Physically Challenged Persons*”, aqui denominado “T8”, Gautam [49] apresenta o desenvolvimento de um sistema de rastreamento ocular para controle de CRM baseado em ângulos de visão. O sistema consiste em rastrear um ângulo específico que o usuário olha para definir uma direção de movimento para a cadeira. As direções abordadas no estudo são Frente, Direita e Esquerda, sendo que qualquer outra posição fará com que a CRM pare de se movimentar. Para realização do projeto foi utilizada uma câmera fixada a uns óculos, capaz de captar as imagens do olho do usuário e enviar para um laptop responsável por processá-las por meio de um software desenvolvido em MATLAB usando técnicas de segmentação para identificar a pupila.

Para efetuar a captura e reconhecimento da Íris, todas as imagens são convertidas de RGB para escala de cinza. Em seguida foi utilizado o algoritmo de Daugman no intuito de distinguir a pupila e o contorno da Íris, sendo que este algoritmo é executado em duas fases diferentes, a primeira responsável por identificar a pupila através de cálculos de dimensão, formato e cor. Logo após, são identificados o centro da pupila e seus coeficientes radiais, formando um círculo perfeito. A segunda fase do algoritmo é responsável por identificar a direção do olho através de coordenadas dos eixos x e y após a divisão das imagens em vários blocos. Mesmo não tendo realizado experimentos com voluntários o estudo reporta um bom resultado mesmo em ambientes de pouca luz.

Borges [22], em seu trabalho intitulado “*Electric-Powered Wheelchair Control Using Eye Tracking Techniques*”, aqui denominado “T9”, apresenta um sistema criado para controlar uma CRM através de rastreamento ocular com uso de um emissor e detector infravermelho. O sistema consiste em gravar movimentos do olho baseados em estímulos e posteriormente, através de interpolação de pontos, identificar a direção para a qual o usuário está olhando. Para efetuar o rastreamento foi utilizado um sensor de rastreamento ocular chamado *The Eye Tribe* responsável por emitir e captar a reflexão de luz infravermelha projetada no olho do usuário. Com base nesta técnica, o sistema é capaz interpolar a direção do olhar do usuário através de algoritmos proprietários determinando coordenadas nos eixos x e y de uma tela.

Para validação do projeto foi realizado um estudo com 30 participantes hígidos no intuito de avaliar o tempo que o computador precisaria para identificar os a direção selecionada pelo usuário. Por fim, foi realizado um teste com a CRM onde o usuário precisaria conduzi-la apenas com o movimento dos olhos. Como resultado foi possível atingir uma média de 95% de comandos corretos com uma média de resposta de 27,73 ms. O estudo apontou que a solução proposta atendeu de forma satisfatória às necessidades de locomoção existentes proporcionando maior mobilidade e autonomia a usuários de CRM com limitação de membros superiores incapazes de usar formas convencionais de controle.

Cruz [50], em seu trabalho intitulado “*Electric Powered Wheelchair Command by Information Fusion from Eye Tracking and BCI*”, aqui denominado “T10”, propôs o desenvolvimento de um método para condução uma CRM com comandos definidos através da fusão de informações extraídas de uma BCI e uma interface Eye Tracking (ET). Em seu trabalho, a posição do cursor é controlada pelos olhos, e os dados de EEG processados são fundidos para estimar de forma mais precisa o comando executado pelo usuário. A aplicação consiste em uma tela que possui uma figura de cadeado, na qual o usuário precisa posicionar o

cursor, que por sua vez, ativa uma região central da tela. Em seguida o usuário posiciona o cursor sobre esta região, que ao mudar de cor emite um estímulo visual. Através do EEG, este estímulo é identificado, permitindo ao usuário selecionar uma opção de condução da CRM.

Após a permissão para condução cada direção selecionada emite um estímulo visual que é confirmado e identificado. Feito isso, a aplicação emite comandos para que a CRM comece a se movimentar. Embora não relatem a presença de experimentos com voluntários, os autores afirmam que o sistema foi capaz de fornecer uma estimativa confiável dos comandos, sendo capaz de proporcionar a condução da cadeira de rodas de forma segura.

3.2 Resumo comparativo dos trabalhos analisados

Os trabalhos supracitados mostraram diferentes implementações das técnicas de VOG e IROG utilizadas para o rastreamento ocular (ET). As quais podem, inclusive, serem combinadas com outras tecnologias como BCI por exemplo. A aplicação abordada foi a tarefa de condução de uma cadeira de rodas motorizada de maneira alternativa ao joystick tradicional, o que é um requisito importante considerando o tipo de sistema que se pretende com esta pesquisa, ou seja, o rastreamento ocular a partir de câmeras convencionais aplicado à tarefa mencionada.

Considerando os vários graus de deficiência das pessoas que fazem uso de CRM, bem como suas particularidades, a possibilidade de oferecer diferentes formas de acionamento para determinado sistema, garante que ele seja capaz de atender ao maior número possível de usuários. Um sistema com tal capacidade, aborda o conceito de multimodalidade.

Apesar de seus escopos diferentes, os trabalhos acima relacionados e apresentados contribuem para a fundamentação e justificativa da utilização de eye tracking por meio de VOG como método alternativo para condução 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 domésticos, onde os usuários de CRM necessitam de uma ferramenta para condução que seja capaz de oferecer certo grau de autonomia.

O trabalho “T1”, tem como foco principal, o desenvolvimento de um ambiente de treinamento no intuito de controlar uma cadeira real por teleoperação. Por meio da aplicação proposta pelos autores, é possível enviar comandos para controlar a CRM por meio da internet. O trabalho oferece três formas distintas de controlar a CRM, sendo eles um joystick convencional, rastreamento ocular, e uma interface homem-máquina. O objetivo principal do

trabalho está voltado para o treinamento dos usuários, sendo que estes ficam em uma sala de onde são capazes de emitir comandos que são transmitidos para a CRM através da internet. Para este trabalho foi utilizado um Eye Tracker comercial, no entanto seu foco principal é o treinamento. O estudo aponta a presença de testes com um percurso preestabelecido.

Nos trabalhos “T2” e “T5”, percebe-se uma abordagem em aplicações multimodais para condução da CRM. Em “T2”, o foco maior está nas funcionalidades de rastreamento ocular, contando ainda com o acréscimo de um interruptor macio, voltado para usuários com lesões moderadas. Esta é uma característica importante no design de novos controles, elaborada no intuito de superar o problema do ‘toque de Midas’, o que pode constituir um risco para o usuário caso não seja devidamente considerado. Este trabalho faz uso de um Eye Tracker comercial para captura dos movimentos oculares. “T5”, por outro lado, aborda diferentes níveis de lesão, uma vez que traz comandos por rastreamento ocular, toque e comandos de voz, sendo que a função do Eye Tracker é desempenhada por uma webcam comum. Os dois trabalhos mencionam experimentos apenas com voluntários hígidos, sendo que em “T5”, foram realizados 20 testes com um único voluntário. No entanto, apenas “T2” relata a presença de testes em um percurso preestabelecido.

Os trabalhos “T6” e “T8” tem seu foco no rastreamento ocular por meio óculos de rastreamento ou uma câmera afixada à cabeça do usuário, o que pode causar desconforto. Em “T8”, não foi utilizada a função responsável por mover a CRM para trás, sendo esta útil em casos onde o usuário tem a necessidade de efetuar determinadas manobras. Ainda sobre as funções responsáveis pela condução da CRM, “T8” define que o usuário olhe para qualquer direção diferente das preexistentes para condução. Em ambos os casos, pode ocorrer a presença de fadiga durante um tempo maior de uso. Quanto à presença de testes com voluntários, apenas o trabalho “T6” aponta presença de tal evento, sendo este realizado apenas com um único voluntário. Ambos os trabalhos abordam técnicas de segmentação da pupila para identificar os movimentos oculares.

Nos trabalhos “T3”, “T4” e “T7”, o rastreamento ocular, responsável pela condução da CRM é realizado com base nas imagens coletadas por uma webcam, que com o auxílio de softwares de visão computacional responsáveis por identificar o ângulo de visão do usuário. Os trabalhos em questão fazem uso de técnicas de segmentação da pupila para indentificar tais angulos de visão. Em “T3” existe preocupação em se manter vários graus de liberdade, a fim de garantir o maior número de movimentos possíveis com a CRM. Em relação à presença de testes com voluntários, apenas “T3” relata a participação de três voluntários pessoas com

deficiências graves, que os impossibilitava de se moverem de forma independente. Em “T4”, não foi utilizada a função responsável por mover a CRM para trás, sendo esta útil em casos onde o usuário tem a necessidade de efetuar determinadas manobras. Ainda sobre as funções responsáveis pela condução da CRM, “T4” define como regra para parar a cadeira, que o usuário pisque por dois segundos. Nenhum dos trabalhos cita a presença de testes em um percurso preestabelecido.

No trabalho “T9”, o rastreamento ocular é realizado por meio de um sensor e detector infravermelho. O sistema consiste em gravar movimentos do olho baseados em estímulos e posteriormente, através de interpolação de pontos, identificar a direção para a qual o usuário está olhando. Para efetuar o rastreamento foi utilizado um sensor de rastreamento ocular chamado *The Eye Tribe*, responsável por emitir e captar a reflexão de luz infravermelha projetada no olho do usuário, conectado a um notebook, este responsável por processar o sinal e enviar os comandos para a CRM. O trabalho relata ainda um experimento com 30 usuários hígidos e aborda como projetos futuros a possibilidade de eliminar ou substituir o notebook presente à frente do usuário por dispositivos menores, de forma que o não tenha seu campo de visão prejudicado. No entanto o trabalho não relata a presença de experimentos com um percurso preestabelecido para condução da CRM.

Por fim, em “T10”, os atores relatam um método para condução de CRM por meio da fusão das informações de uma interface ET uma BCI. Desta forma é possível garantir um grau mais elevado de segurança, uma vez que, os dados de EEG processados são fundidos aos dados coletados por meio de ET no intuito de gerar uma estimativa mais acertada do comando executado pelo usuário. O Estudo também não relata a presença de testes em um percurso preestabelecido.

Sistemas como este, podem fornecer uma estimativa mais confiável do comando executado, de forma a garantir uma operação mais segura durante a movimentação da CRM. Esse tipo de recurso pode contribuir para a satisfação do usuário, provocando maior motivação à adoção e o engajamento com tal tecnologia. No entanto, embora seja de grande contribuição para o meio acadêmico, este estudo não relatou a presença de testes com voluntários.

Para demonstrar a contribuição que esta pesquisa traz, faz-se necessário, inicialmente, uma análise das principais características dos trabalhos correlatos a este. A Tabela 1 apresenta os tópicos abordados em cada trabalho, comparando-os entre si com o presente trabalho (T11), os trabalhos são especificados com siglas (T1 a T10), obedecendo a ordem de apresentação dos mesmos no texto. Eles são analisados quanto à técnica utilizada, tipo de sensor/equipamento,

controle utilizado, percurso a ser completado pelos voluntários e presença de experimentos com voluntários.

Tabela 1- Tabela comparativa dos trabalhos correlatos.

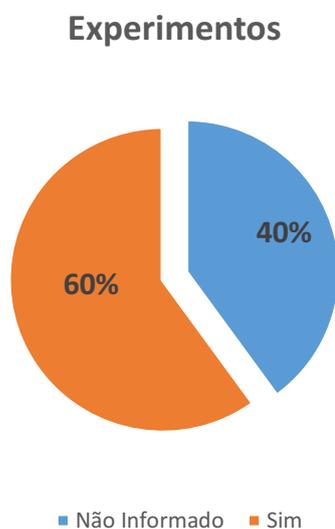
| Trabalhos | Técnica | Sensor | Controle | Percurso | Voluntários Hígidos | Pessoas com Deficiência |
|------------------|---|-------------------------|-------------------------------------|-----------------|----------------------------|--------------------------------|
| T1 | iROG com eye tracker comercial | Tobii 4C | Joystick, Eye Tracking, IHC | Sim | 3 | ND |
| T2 | iROG com eye tracker comercial | The Eye Tribe | Touchpad, Eye Tracking, soft-switch | Sim | 8 | ND |
| T3 | VOG com tratamento de imagens da camera | Webcam | Eye Tracking | Sim | 3 | 3 |
| T4 | VOG, Filtragem Gaussian, Limite, Erosão e Dilatação | Webcam | Eye Tracking | ND | ND | ND |
| T5 | VOG, Conversão de Matriz de Pixel | Webcam | Eye Tracking, Toque, Voz | ND | 1 | ND |
| T6 | VOG, Segmentação do centro da pupila | Óculos SMI | Eye Tracking | ND | ND | 1 |
| T7 | VOG, Segmentação do centro da pupila | Câmera sem fio | Eye Tracking, Joystick, Toque | ND | ND | ND |
| T8 | VOG, Segmentação do centro da pupila | Webcam fixada em óculos | Eye Tracking | ND | ND | ND |
| T9 | iROG com eye tracker comercial | The Eye Tribe | Eye Tracking | ND | 30 | ND |
| T10 | iROG com eye tracker comercial | Tobii 4C / Emotive Epos | Eye Tracking, BCI | ND | ND | ND |
| T11 | VOG | Webcam | Eye Tracking | Livre | 5 | 5 |

As informações presentes na Tabela 1 propiciam a conclusão de que os trabalhos selecionados demonstram grande aderência ao problema a ser solucionado. No entanto é possível observar que nem todos os trabalhos abordam testes envolvendo um protocolo de coletas com voluntários em um percurso preestabelecido. O mesmo ocorre neste trabalho em

questão, o que pode ser justificado pelo desejo em evitar um grande desgaste por parte das pessoas com deficiência, uma vez que estes eram portadores de limitações severas.

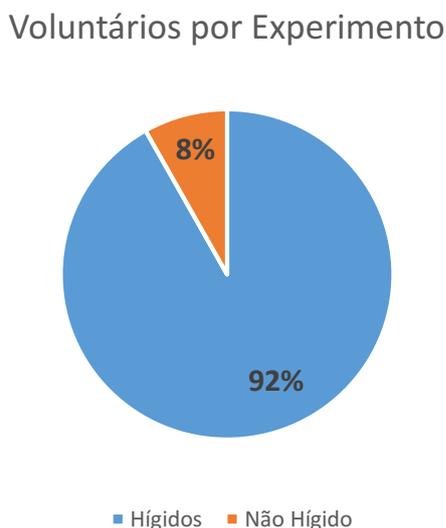
Um fator importante a ser abordado, é a realização de experimentos envolvendo humanos em apenas 60% deles, conforme pode ser visualizado na Figura 10.

Figura 10 - Realização de experimentos com humanos



Dentre os estudos que apresentaram experimentos, um fator preocupante é que com um total de 49 voluntários dentre os estudos que relataram a presença de experimentos, apenas 8% destes, eram acometidos por algum problema relacionado à mobilidade. O restante dos voluntários eram pessoas hígdas, conforme pode ser visualizado na Figura 11.

Figura 11 - Perfil de Voluntários por experimento



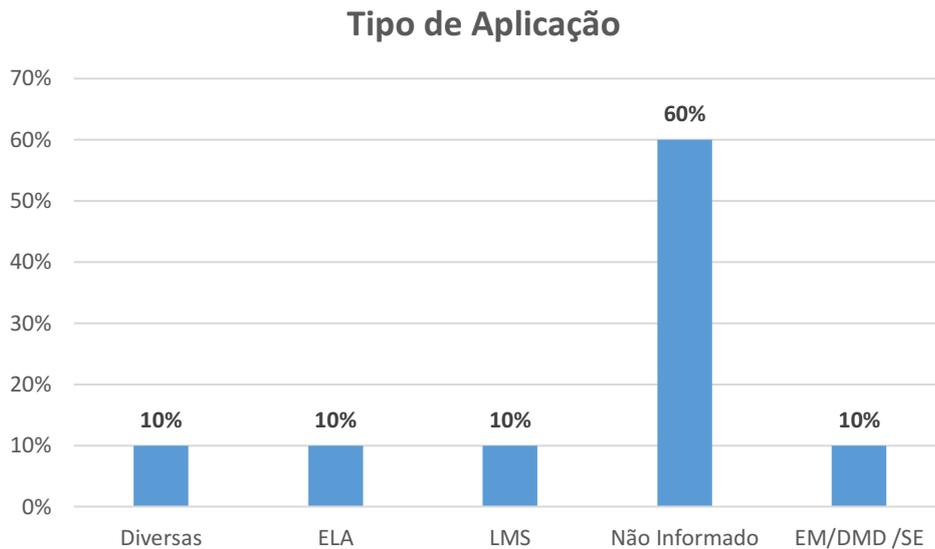
Ainda sobre a investigação, com base na análise dos trabalhos correlatos a este estudo encontrados, num total de 10, nota-se uma evolução desta área de estudo ao longo dos anos, onde a maior parte dos artigos foi publicada em 2017 conforme mostrado na Figura 12.

Figura 12 - Evolução das pesquisas ao longo dos anos



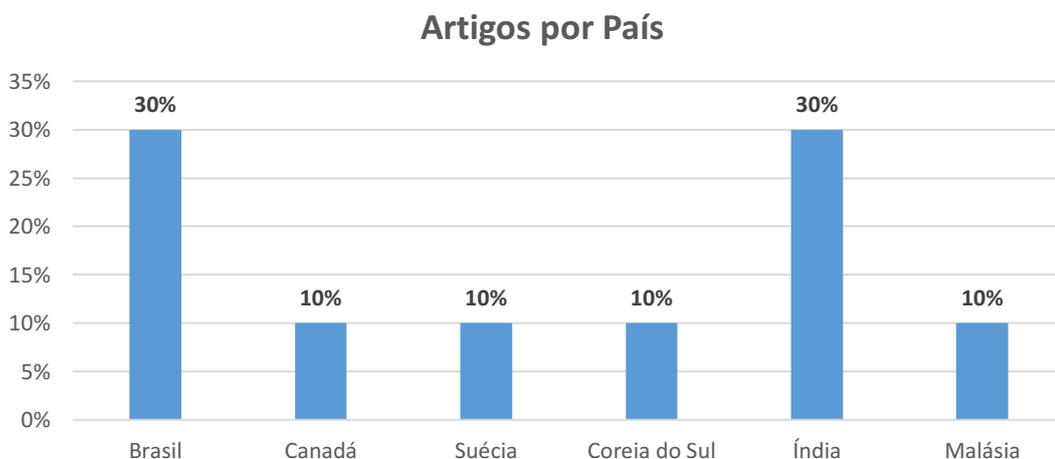
A pesquisa mostrou também os principais distúrbios/patologias abordados pelas tecnologias criadas em todos os trabalhos. A Figura 13 traz a representação destas aplicações, embora nem todos os autores tenham informado tal aplicação ou qual problema os voluntários presentes no estudo haviam sido acometidos. Neste caso, 60% dos trabalhos estudados não informaram qual o perfil do usuário a aplicação abordou, ou relataram experimentos apenas com usuários hígidos.

Figura 13 - Tipo de Aplicação



Por fim, outro ponto importante a ser observado, são os países que tem se dedicado a pesquisas neste contexto. É possível notar, com base na Figura 14 que dentro do período analisado, Brasil e Índia foram os países que mais contribuíram com pesquisas envolvendo a condução de CRM por meio de forma alternativas. Dentre os estudos selecionados, cada um destes países contribuiu com 30% das pesquisas.

Figura 14 - Produção por país



Neste contexto, a área de aplicação da condução de CRM, na grande maioria dos trabalhos, está relacionada ao uso de tecnologias de terceiros, como os dispositivos para emissão de infravermelho e coleta de sinais, óculos com câmeras acopladas ou ainda câmeras sem fio de alta resolução. E outros trabalhos envolvem fusão de outras técnicas às usadas para

rastreamento ocular, independente dos equipamentos utilizados. Mesmo com todos estes aparatos, alguns estudos limitam a liberdade de movimento do usuário a algumas direções específicas como Frente, Direita, Esquerda e Parar, impossibilitando o usuário de efetuar manobras que envolvam o ato de movimentar a cadeira para trás. Para que esta manobra possa ser realizada, é imperativo que o sistema possua mecanismos para garantir sua integridade física. O fato de mover-se para trás impacta drasticamente no nível de segurança que o sistema oferece ao usuário.

Outro aspecto deste trabalho, que o diferencia dos correlatos é a presença de experimentos com voluntários hígidos e voluntários com algum problema ou distúrbio relacionado à mobilidade. Desta forma é possível analisar a aplicação da tecnologia com base em pontos de vista diferentes, buscando o melhor de ambos como, por exemplo, a experiência de um cadeirante aliada ao olhar crítico de profissionais de áreas multidisciplinares, tais como engenheiros e profissionais de saúde.

Nessa linha de raciocínio, após a análise comparativa dos trabalhos apresentados, surge a proposta para o presente trabalho: uma ferramenta para condução de CRM por meio de rastreamento ocular a partir de câmeras de dispositivos comerciais. Mais precisamente, pretende-se criar uma estratégia que permita ao usuário de cadeira de rodas conduzir o seu equipamento com segurança usando apenas um notebook comum e sua webcam. Assim, pretende-se oferecer ao usuário com capacidade reduzida para condução da CRM, uma vez que para tal são necessárias apenas algumas modificações na cadeira, bem como um notebook com o software instalado.

3.3 Considerações Finais

Este capítulo apresentou um conjunto de 10 trabalhos e suas respectivas características, fundamentando assim a relevância do tema proposto nesta pesquisa 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 sistema para condução de CRM por meio de uma simples *webcam* de um notebook convencional, oferecendo ao usuário a possibilidade locomoção com certa autonomia por meio de um controle alternativo ao joystick.

CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Introdução

O sistema foi desenvolvido para ser utilizado por usuários de cadeiras de rodas motorizadas como uma ferramenta de condução, para que estes sejam capazes de se locomover com certo grau de autonomia, 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

Conforme citado anteriormente, várias soluções e ferramentas que fazem uso de *eye tracker* voltadas para acessibilidade inviáveis para grande parte do seu público alvo. Sendo assim, uma grande preocupação durante o desenvolvimento deste software foi a utilização de ferramentas gratuitas, visando torná-lo viável até mesmo para o Sistema Único de Saúde (SUS). Tais ferramentas são apresentadas na Figura 15.

Figura 15 - Ferramentas utilizadas no desenvolvimento



Mais detalhes sobre as ferramentas e bibliotecas utilizadas em cada um dos casos serão mostrados a seguir.

4.2.1. OpenCV

A OpenCV (Open Source Computer Vision Library) é uma biblioteca de software de visão computacional e aprendizado de máquina de código aberto e foi desenvolvida para fornecer aos aplicativos de visão computacional uma infraestrutura comum, acelerando o uso da percepção da máquina nos produtos comerciais. Como é um produto licenciado pela Berkeley Software Distribution (BSD), a biblioteca OpenCV está disponível para as empresas utilizarem e modificarem seu código [62].

A biblioteca possui mais de 2500 algoritmos otimizados, um conjunto que abrange algoritmos clássicos e avançados de aprendizado de máquina e visão computacional. Esses algoritmos podem ser usados em ferramentas voltadas para detecção e reconhecimento de rostos, identificação de objetos, classificação de ações humanas em vídeos, rastreamento de movimentos de câmeras, rastreamento de objetos em movimento, extração de modelos 3D de objetos, produção de nuvens de pontos 3D a partir de câmeras estéreo, construção de imagens para produção de uma alta resolução de imagens em uma cena inteira, busca de imagens semelhantes de um banco de dados, remoção de olhos vermelhos de imagens tiradas com flash, rastreamento de movimentos dos olhos, reconhecimento de cenário e definição de marcadores para sobrepor à realidade aumentada, entre outros. Além disso, a biblioteca OpenCV possui uma comunidade de mais de 47 mil pessoas, bem como um número estimado de downloads superior a 18 milhões. Sua biblioteca é amplamente utilizada por empresas, grupos de pesquisa e órgãos governamentais[62].

Ao lado de empresas de grande destaque como Google, Yahoo, Microsoft, Intel, IBM, Sony, Honda e Toyota, que utilizam a biblioteca, existem várias startups, como Applied Minds, VideoSurf e Zeitera, que fazem uso extensivo do OpenCV. O uso implementado da OpenCV inclui projetos como: a união imagens do *streetview*, detecção de invasões em vídeos de vigilância em Israel, monitoramento de equipamentos de minas na China, ajuda a robôs durante a navegação e coleta de objetos na Willow Garage, detecção de acidentes de afogamento de piscinas na Europa, busca por pistas em detritos na Turquia, inspeção de rótulos de produtos em fábricas ao redor do mundo e detecção rápida de faces no Japão [62].

A biblioteca possui interfaces com suporte a linguagens como C ++, Python, Java e MATLAB, além de ser multiplataforma, oferecendo suporte aos sistemas Windows, Linux, Android e Mac OS. A OpenCV mantém seu foco principal em aplicativos de visão em tempo real, tirando proveito das instruções MMX (*Multiple Math eXtension*) e SSE (*Streaming SIMD Extensions*), quando disponíveis. Estão sendo ativamente desenvolvidas no momento interfaces

CUDA (*Compute Unified Device Architecture*) e OpenCL (*Open Computing Language*) com todos os recursos, no intuito de melhorar o potencial de processamento proporcionado pela placa de vídeo e o processador. Existem mais de 500 algoritmos e cerca de 10 vezes mais funções que compõem ou suportam esses algoritmos. O OpenCV é escrito nativamente em linguagem C++ com uma interface de modelo que funciona perfeitamente com contêineres STL (*Standard Template Library*), possibilitando o armazenamento de uma coleção de objetos, sendo implementados como modelos de classes, a fim de permitir uma grande flexibilidade dos elementos suportados [62].

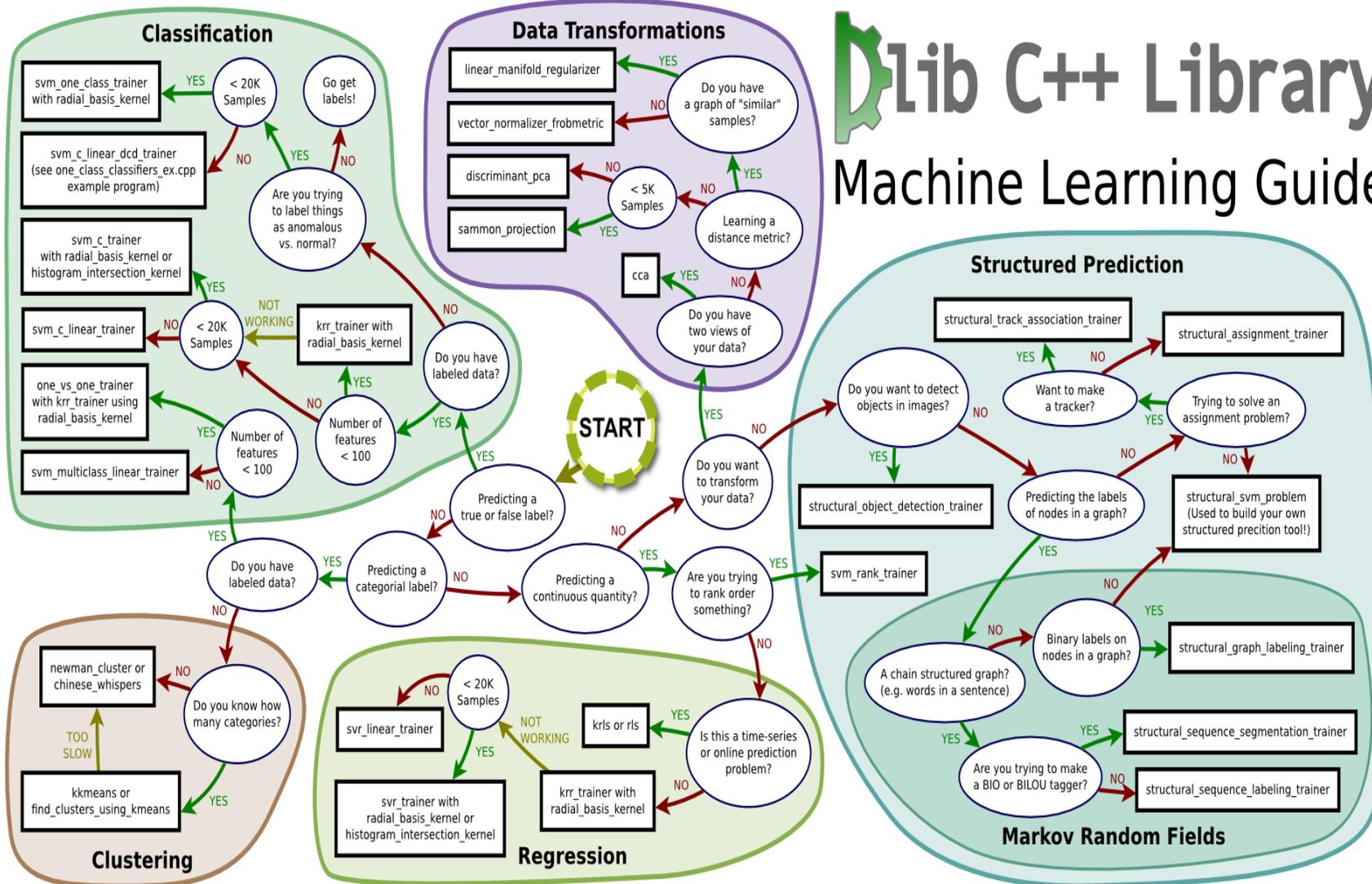
4.2.2. Dlib

O Dlib é um kit de ferramentas desenvolvidas em C++ que contém algoritmos e ferramentas de aprendizado de máquina para criar softwares complexos em C++ resolvendo problemas do mundo real. Ele é utilizado no desenvolvimento de aplicações tanto industriais quanto na área educacional, em uma ampla gama de domínios que incluem robótica, dispositivos embarcados, telefones celulares e grandes ambientes de computação de alto desempenho. Seu licenciamento por meio de código aberto permite o uso em qualquer aplicativo de forma gratuita [63].

O Dlib conta com uma ampla variedade de algoritmos de aprendizado de máquina sendo projetado para ser altamente modular, conforme pode ser visualizado na Figura 16, com rápida execução e simplicidade de uso por meio de uma API C++. Para tal, o dlib-ml conta com um kit de ferramentas de álgebra linear extensível com suporte BLAS integrado, além de implementações de algoritmos para execução de inferência em redes bayesianas e métodos baseados em kernel para classificação, clustering, regressão, detecção de anomalias e classificação de recursos. No intuito de facilitar o uso de todos estes recursos e ferramentas, a biblioteca teve seu desenvolvimento focado em programação de contratos, a fim de fornecer e documentação precisa e poderosas ferramentas de depuração.

Figura 16 - Guia de aprendizado de máquina Dlib

Dlib C++ Library Machine Learning Guide



Fonte: King [64]

De acordo com King [63], dlib-ml é um subconjunto de um projeto maior intitulado dlib, o qual está hospedado em <http://dclib.sourceforge.net>. A biblioteca Dlib pode ser utilizada no desenvolvimento de software de uso geral e contém um aplicativo gráfico para criar redes bayesianas, além de ferramentas para lidar com threads, E/S de rede e várias outras tarefas.

4.2.3. Linguagem de Programação Python

Python é uma linguagem de programação interpretada, interativa e com suporte a orientação a objetos. Ela incorpora módulos de digitação dinâmica, exceções, tipos de dados dinâmicos de alto nível e classes. A linguagem Python combina um elevado poder de processamento com sintaxe muito clara. Possui interfaces para várias chamadas e bibliotecas do sistema, bem como para vários sistemas de janelas, e é extensível em C ou C++. Também pode ser utilizada como idioma de extensão para aplicativos que precisam de uma interface programável. Vale lembrar ainda que, o Python é portátil, sendo executado em muitas variantes do Unix, no Mac e Windows [65].

Atualmente, Python é uma linguagem de programação de alto nível que pode ser utilizada a diferentes tipos de problemas. Ela é acompanhada por uma biblioteca padrão de grande porte, que abrange áreas como processamento de strings, protocolos da Internet, engenharia de software e interfaces de sistema operacional, bem como uma grande variedade de extensões advindas de terceiros [65].

A linguagem Python é mantida pela Python Software Foundation (PSF), que é uma corporação sem fins lucrativos, detentora dos direitos de propriedade intelectual da linguagem. A PSF é responsável pela gerência do licenciamento do código aberto do Python versão 2.1 e posteriores, além de deter e proteger as marcas registradas associadas ao Python [65].

4.2.3.1. *Anaconda*

No que diz respeito às ferramentas e plataformas para desenvolvimento com a linguagem Python, existem diversas opções. No entanto, quando a área de atuação é a Ciência de Dados, uma das plataformas mais populares atualmente, é a Anaconda. Ela contém ferramentas importantes como o Jupyter, que é um projeto que oferece um ambiente baseado na web, de código aberto, criado para suportar ciência de dados interativa e computação científica em linguagens de programação, e o Spyder, que é um ambiente de desenvolvimento

integrado com uma plataforma de código aberto para programação. Além destes a Anaconda oferece ainda um conjunto de pacotes populares para as etapas de Ciência de Dados já instalados como numpy, pandas, matplotlib, entre outros [66].

O projeto Anaconda está disponível em três versões, sendo elas: O *Individual Edition*, que é uma distribuição gratuita do Python para ciência de dados, voltada para profissionais, pesquisadores e estudantes que trabalham sozinhos; O *Team Edition*, uma distribuição voltada para o meio corporativo, que possui milhares de pacotes de ciência de dados em um repositório de nível corporativo, voltada para o uso de Python e R na ciência de dados; O *Enterprise Edition*, uma plataforma totalmente corporativa, voltada para o uso de ciência de dados e aprendizado de máquina no ambiente empresarial, aplicadas para auxílio nas tomadas de decisão. Em sua instalação mais básica, que é o *Individual Edition*, mais de 250 dos pacotes de aprendizado de máquina e ciência de dados de código-fonte aberto, mais usados, são instalados automaticamente, além de vários outros que podem ser instalados opcionalmente [66].

Dentre os pacotes nativos do projeto, bem como os que podem ser instalados, pode-se citar como pacotes utilizados neste trabalho:

- **OpenCV:** Uma biblioteca de software livre para visão e aprendizado de máquina com interfaces C ++, Java, Python e MATLAB. Desenvolvida para fornecer uma infraestrutura comum para aplicativos de visão computacional e acelerar o uso da percepção da máquina nos produtos comerciais [62].
- **Numpy:** Um pacote básico para computação científica que permite a formação e operações básicas com matrizes. O Numpy pode ser usado tanto para indexação e classificação quanto para álgebra linear e outras operações. O Numpy atua como uma base para construção de muitas outras bibliotecas de ciência de dados para Python [67].
- **Imutils:** Uma série de funções de conveniência utilizadas para facilitar as funções básicas de processamento de imagem, como conversão, rotação, redimensionamento, entre outras [66].

4.2.3.2. Kivy

Kivy é uma biblioteca Python de código fonte aberto voltada para o desenvolvimento de aplicativos que utilizam interfaces de usuário inovadoras, como aplicativos multitoque, o que a torna ideal para desenvolvimento de aplicações voltadas para dispositivos sensíveis ao toque. Esta biblioteca faz parte de um projeto comunitário, liderado por desenvolvedores profissionais de software. A partir da versão 1.7.2 a biblioteca Kivy, por ser gratuita e de código

livre faz uso uma licença MIT, sendo que as versões anteriores faziam uso de uma licença do tipo LGPL 3 [68].

A biblioteca Kivy trabalha com um mecanismo gráfico construído sobre o OpenGL ES 2, fazendo uso de um pipeline gráfico moderno e rápido. Seu kit de ferramentas possui mais de 20 widgets altamente extensíveis. Grande parte destes escritos em C usando Cython e testados por meio de testes de regressão. Ela é multiplataforma, oferecendo suporte aos sistemas Windows, Linux, Android e Mac OS [68].

A Figura 17 traz o exemplo de um aplicativo desenvolvido com auxílio da biblioteca Kivy, personalizado para apresentar mapas e descrições de locais específicos com seleção pontos de interesse POI e menu de objeto dinâmico.

Figura 17 - Aplicação desenvolvida com Kivy



Fonte: Kivy [68]

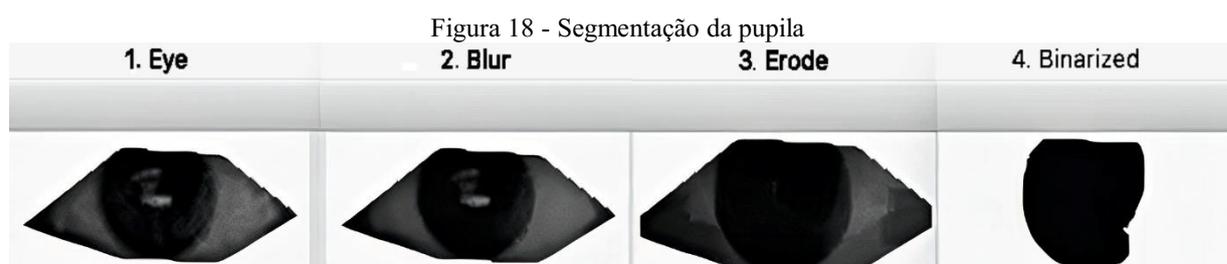
4.2.3.3. *Gaze Tracking*

Esta biblioteca é, com certeza, uma das ferramentas mais importantes no desenvolvimento deste sistema. Gaze Tracking é uma biblioteca Python (2 e 3) que fornece um sistema de rastreamento ocular baseado na *webcam*. Ela é capaz de fornecer a posição exata das pupilas e a direção do olhar, em tempo real, além de estar sob os termos da *MIT Open Source*

License, que é uma licença de código aberto criada pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT) [69].

Esta biblioteca faz uso de um modelo treinado baseado em técnicas de aprendizado de máquina (Machine Learning), presente na biblioteca Dlib para identificar vários pontos faciais, podendo desta forma, identificar a face do usuário e posteriormente os olhos. Este modelo foi projetado para uso através do detector de rostos HOG da biblioteca Dlib. O histograma de gradientes orientados (HOG) é um descritor de recursos utilizado em algoritmos de visão computacional e processamento de imagens para fins de detecção de objetos. Esta é uma técnica que conta ocorrências de orientação de gradiente em partes localizadas de uma imagem [64].

Após a detecção da face e dos olhos a biblioteca identifica a íris, com base no contorno das pupilas. Este processo é realizado por meio de técnicas como desfoque da imagem, afim de remover qualquer ruído presente na mesma, remoção de qualquer tipo de luz de fundo que possa prejudicar a identificação dos objetos procurados, binarização da imagem a fim de obter pixels em preto e branco sem a presença de escala de cinza e por fim detecção e cálculo do centróide da íris com base na posição da pupila, conforme é mostrado na Figura 18 [69].



Fonte (adaptado): Lamé [69]

Feita a detecção da íris, é necessário garantir que ela possa ter seus movimentos rastreados. Sendo assim, a biblioteca conta ainda com um sistema de calibração automática. Para a grande maioria das pessoas, a íris equivale a cerca de 48% da superfície do olho, considerando que as mesmas estão olhando para o centro. Sendo assim, mesmo com valores dos limites de pupila diferentes, quando binarizados, de um usuário para outro, o tamanho da íris não costuma variar muito. Desta forma, a calibração é feita assim que a câmera é ligada, durante os 20 primeiros quadros, sendo estes segmentados por limiarização com valores de limiares entre 5 e 100 a fim de calcular o tamanho da íris. Para cada quadro, o valor referente ao tamanho da íris e que atinge o tamanho mais próximo de 48% é salvo. Após a análise dos 20

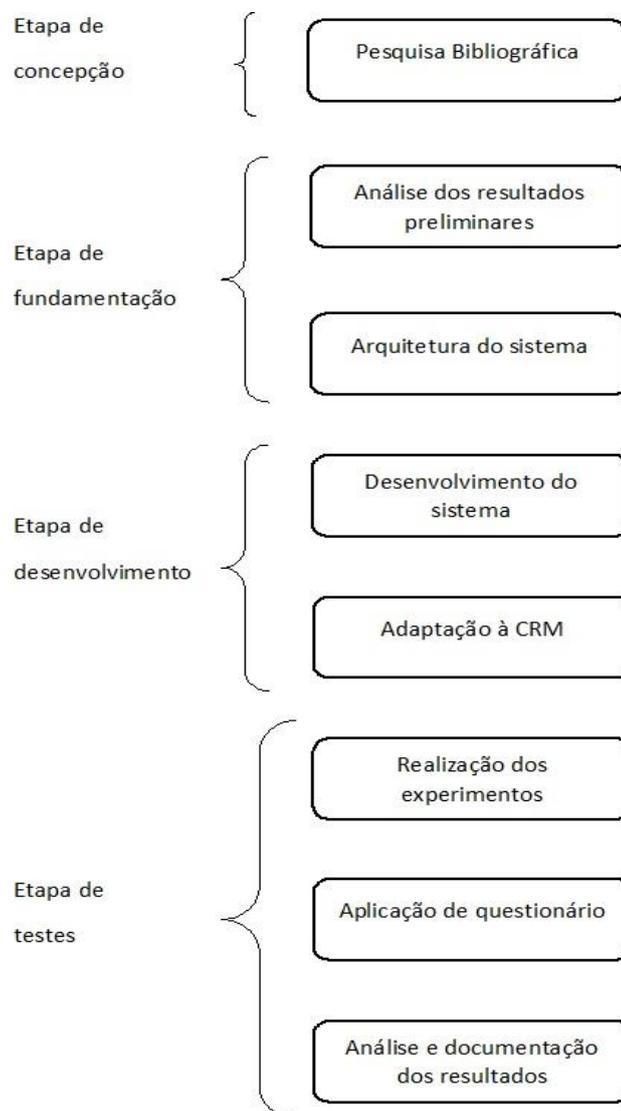
quadros, é calculado o limite final com base na média dos 20 melhores valores, ou seja, aqueles que mais de aproximaram de 48% da superfície do olho [69].

4.3. Métodos utilizados

Neste trabalho foi feito um estudo bibliográfico no intuito de identificar as principais necessidades dos usuários dependentes deste tipo de tecnologia. Em seguida, desenvolveu-se o sistema em função das informações coletadas. Posteriormente foi feito um estudo com voluntários a fim de testar a usabilidade do sistema, e encerrou-se com um questionário com perguntas quantitativas e qualitativas a respeito do mesmo

A Figura 19 apresenta a divisão do trabalho em forma de fluxograma.

Figura 19 - Estrutura do trabalho



Para estruturar a pesquisa em função das metas estabelecidas, este trabalho foi dividido em quatro fases:

1. **Fase de concepção do sistema:** levantamento do estado de arte relacionado ao tema.
2. **Fase 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. **Fase de desenvolvimento do sistema:** desenvolvimento do sistema e adaptação à CRM.
4. **Fase de testes:** planejamento e realização de testes de usabilidade.

4.3.1. Concepção do Sistema

Primeiramente, na fase de concepção, foi realizada uma busca do estado de conhecimento acerca dos temas envolvidos no trabalho, incluindo tecnologias assistivas aplicadas à mobilidade, como cadeiras de rodas motorizadas, sensores biomédicos e utilização de sinais fisiológicos, com destaque para a eletro-oculografia, e outras informações provenientes do ser humano como, por exemplo, a direção do olhar. Tudo isso, no intuito de avaliar a viabilidade de se desenvolver um sistema para condução de uma cadeira de rodas por meio de técnicas de *eye tracking*, a ser utilizado por indivíduos com deficiências motoras severas. Essa pesquisa bibliográfica foi apresentada nos Capítulos 2 e 3, em forma de trabalhos correlatos e fundamentação teórica.

Este estudo é composto pelo desenvolvimento de software para condução de uma cadeira de rodas motorizada por meio de rastreamento ocular aplicando técnicas de VOG. O software intitulado *Moving Eyes* foi registrado no INPI pelo número BR512020000126-2. O estudo foi submetido ao Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), em conformidade com a Resolução 466/12 do Conselho Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP). Foi aprovada originalmente pelo CEP da UFU, através da Plataforma Brasil, sob o CAAE 86694117.4.0000.5152.

A declaração de Instituição Coparticipante, foi apresentada conforme as considerações e obrigatoriedades para o estudo, sendo aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD). Todos os participantes e responsáveis tiveram conhecimento dos procedimentos do estudo e assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), que se encontra no Anexo I.

Como parte integrante da pesquisa, foram elaborados dois questionários a serem aplicados em duas instâncias. O questionário para Avaliação de Dificuldades aborda algumas características do usuário, como idade e grau de escolaridade, tempo de uso de cadeira de rodas, tempo e tipo de deficiência ou lesão e experiência com tecnologias assistivas. Este questionário se encontra no Anexo II.

O segundo questionário foi aplicado para avaliar a Usabilidade do Sistema. Isso foi feito através de uma série de questões, de caráter qualitativo e quantitativo, para tentar identificar parâmetros como realismo, cansaço, dificuldade de operar o sistema, entre outros. O questionário descrito se encontra no Anexo III.

Na construção dos questionários, foi utilizada a escala de Likert [70] que conta com cinco níveis de resposta, além de ser considerada um dos itens mais populares em pesquisas, principalmente na área da engenharia. Ao contrário das perguntas que contém itens como sim ou não, a escala de Likert permite medir as atitudes e conhecer o grau de conformidade do entrevistado por meio de qualquer afirmação proposta. Esta escala é muito utilizada em situações onde é necessário que o entrevistado expresse com detalhes a sua opinião. Neste sentido, as categorias de resposta servem para capturar a intensidade dos sentimentos dos respondentes.

4.3.2. Fundamentação e definição de requisitos

A partir do estudo sobre as formas de acionamento disponíveis para acionamento de CRM realizado na etapa anterior, optou-se pelo uso do *eye tracker* baseado em técnicas de VOG.

Em seguida, foram criados diagramas com a finalidade de representar a arquitetura do sistema a ser desenvolvido. Com isso, buscou-se estabelecer os requisitos funcionais e não funcionais a fim de tornar organizada a etapa de desenvolvimento do sistema, bem como realizar a documentação de todo o processo. Detalhes dessa etapa e as características do sistema, se encontram no Capítulo 5.

4.3.3. Desenvolvimento do sistema

Na etapa de desenvolvimento foi utilizada a IDE PyCharm como ambiente de desenvolvimento integrado para a linguagem Python, sendo esta última, a linguagem de programação para estabelecer as regras e interações do sistema. No intuito de oferecer uma

interface mais amigável ao usuário, foi utilizada a biblioteca Kivy, que é muito utilizada também para desenvolvimento de aplicações voltadas para dispositivos sensíveis ao toque, funcionalidade que pode ser abordada em projetos futuros. As ferramentas utilizadas para esta etapa foram detalhadas no início deste capítulo, e os detalhes da implementação são apresentados no Capítulo 5.

Em conjunto com as ferramentas já citadas, foi utilizada a biblioteca Gaze Tracking, no intuito de oferecer funções para rastreamento ocular baseado na *webcam*. Com esta biblioteca foi possível identificar a posição exata das pupilas e a direção do olhar, em tempo real.

Para coleta e processamento dos dados, bem como controle do sistema, foi utilizado um notebook Lenovo G400s, com processador core i5 de 2.6 GHz, 8 Gb de memória RAM e equipado com a webcam usada na coleta das imagens. As quais foram tratadas pelo sistema por meio de técnicas de VOG antes de serem transformadas em comandos para a CRM.

Por fim, o joystick da CRM foi adaptado utilizando um microcontrolador Arduino, encarregado de transformar as instruções de comando oculares em sinais elétricos, os quais foram traduzidos em comandos simples e enviados para a CRM a partir da porta USB do computador.

Neste trabalho foi utilizada uma CRM adaptada no Núcleo de Tecnologia Assistiva da Universidade Federal de Uberlândia, a qual teve o joystick retirado e um suporte metálico instalado no lugar, para que fosse possível posicionar um notebook logo à frente do usuário. O suporte possui uma base na qual o notebook é colocado, permitindo ainda regulagem de altura com base no tamanho do usuário. O conjunto adaptado pode ser visto na Figura 20. É possível visualizar do lado esquerdo da figura, a vista lateral da cadeira modelo Seat Mobile SM2 desenvolvida no Brasil. Na figura à direita, é mostrada uma imagem da cadeira com o notebook posicionado sobre o suporte criado pelo NTA.

Figura 20 - CRM do Núcleo de Tecnologia Assistiva da UFU



As características da CRM SM2 são descritas abaixo:

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

4.3.4. Testes

Na fase de Testes, foi feito um levantamento junto à equipe da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) de possíveis voluntários na faixa etária de dez a sessenta anos que possuem deficiência tanto de membros superiores quanto inferiores, assistidos pela instituição, os quais apresentam patologias como Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), Lesão Medular, Doença do Neurônio Motor ou algum tipo de Polineuropatia. Após identificados, 5 voluntários foram convidados a participar do experimento pela equipe da AACD – Regional de Uberlândia.

Neste contexto, foram incluídas na pesquisa pessoas com o perfil procurado, bem como os responsáveis pelas mesmas. Sendo assim, o caminho percorrido para a realização dos testes na AACD foi constituído de:

- a) Apresentação da proposta de pesquisa, esclarecimentos quanto a sua importância, e o convite para os indivíduos e responsáveis para que as pessoas sejam colaboradores, no primeiro momento;
- b) Leitura e explicação do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, juntamente com o recolhimento de assinaturas dos responsáveis e/ou dos indivíduos;
- c) Aplicação de um questionário (Anexo II) com o objetivo de conhecer o perfil dos indivíduos que apresentam deficiência física e coletar informações relevantes para melhorias da aplicação, identificando as dificuldades dos voluntários ao operar a CRM;
- d) Utilização do sistema por meio de testes experimentais com os pacientes na AACD de Uberlândia;
- e) Aplicação do questionário (Anexo III) após a utilização do sistema a fim de verificar sua usabilidade;
- f) Análise dos resultados obtidos.

Dessa maneira, os testes foram realizados na AACD com cinco pacientes, após a aprovação do projeto pelo CEP/UFU, sendo executados durante o período de duas semanas. Os testes foram realizados de modo individual, e em alguns casos o responsável encontrava-se na sala de testes durante a realização de do experimento.

A duração aproximada de cada experimento foi de uma hora, onde foram explicados mais detalhes sobre a importância da pesquisa e funcionamento do sistema, leitura e assinatura dos TCLEs pelos responsáveis e/ou pacientes, resposta do questionário sobre o perfil do voluntário, bem como seu grau de dificuldade para operar a CRM, trinta minutos de coletas por meio de um notebook posicionado à frente do usuário durante da condução e, ao fim das atividades, resposta do questionário de avaliação da utilização do sistema.

Os participantes e seus familiares receberam garantia de sigilo sobre as informações fornecidas. O Capítulo 6 apresenta a análise de resultados por meio de gráficos gerados a partir das informações coletadas nos questionários, bem como resultados das coletas de dados referentes a cada voluntário.

Neste contexto, as etapas de desenvolvimento do sistema, de levantamento bibliográfico e escrita da dissertação foram realizadas na Universidade Federal de Uberlândia (UFU) no Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da Faculdade de Engenharia Elétrica (FEELT) e no

Centro Educacional de Patos de Minas (UNIPAM). Na AACD, foram realizadas reuniões com a equipe da instituição com a finalidade de planejar e executar os testes com o público-alvo.

Esta tecnologia foi escolhida no intuito de oferecer ao usuário de CRM uma ferramenta para sua condução, devido à sua praticidade, facilidade de uso e também por ser uma inovação tecnológica que não causa efeitos colaterais aos participantes.

Este sistema permite que pessoas com deficiências físicas severas sejam capazes de se locomover sem o auxílio de outras pessoas, garantindo um percentual de autonomia. Também possibilita melhorias no monitoramento e acompanhamento do tratamento dos pacientes por oferecer ao usuário a sensação de autonomia com certo grau de segurança.

4.3.5. Considerações Finais

Este capítulo teve como foco a organização lógica por trás da pesquisa, de forma a apresentar a sequência de passos necessários para o desenvolvimento da 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.

CAPÍTULO 5 - DESENVOLVIMENTO

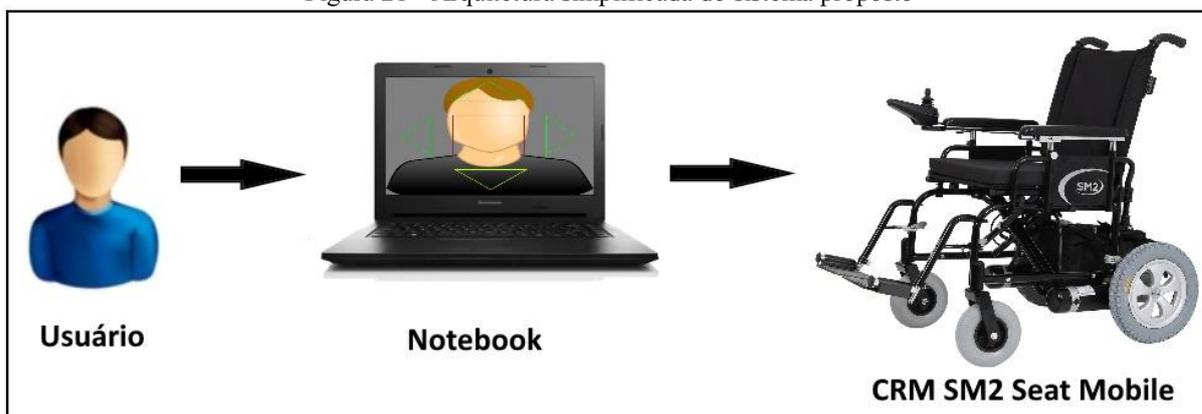
Este capítulo apresenta a arquitetura e as especificações do sistema proposto, de acordo com as normas comuns de engenharia de software. Para a modelagem dos diagramas, foi utilizada a Unified Modeling Language (UML ou linguagem unificada de modelagem). Foram apresentados os requisitos funcionais e não 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 sistema, incluindo ferramentas utilizadas e aspectos metodológicos.

5.1. Arquitetura do Sistema

O projeto desenvolvido foi intitulado “*Moving Eyes*”. Na Figura 21 é mostrada uma versão simplificada da arquitetura do sistema e o seu funcionamento, onde o usuário interage com o computador por meio da webcam para controlar a cadeira de rodas motorizada.

Figura 21 - Arquitetura simplificada do sistema proposto



Com base na arquitetura do sistema, houve a necessidade de criar um modelo para a mesma seguindo regras da engenharia de software, a fim de facilitar a descrição, especificação, visualização, construção e documentação do sistema.

A UML possui uma grande variedade de diagramas, sendo cada um com uma finalidade específica, com suas respectivas regras, premissas e restrições, e podendo ser utilizados na especificação de sistemas. Neste contexto, foi feita uma análise de requisitos e em seguida foram desenvolvidos três diagramas para definir suas funcionalidades.

5.1.1. Análise de Requisitos

Inicialmente, foi feita uma análise dos 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, fornecendo assim compreensão e uma visão geral como um todo [71]. Os requisitos funcionais descrevem explicitamente as funcionalidades e serviços do sistema, registrando como o este deve reagir a entradas específicas, como se comportar em determinadas situações e também o que não deve fazer [72]. Foram levantados os seguintes requisitos funcionais:

- O sistema deve permitir a seleção, a qualquer momento, da função de acionamento da CRM a fim de inicializar a condução.
- O usuário deve ser capaz de mover a cadeira de rodas utilizando o controle por rastreamento ocular para alguma das quatro direções (frente, ré, direita e esquerda).
- O sistema deve parar a cadeira de rodas sempre que o usuário olhar para um quadrado presente no centro da tela, sendo este, responsável pelo acionamento da função parar.

Os requisitos não funcionais definem propriedades e restrições do sistema como desempenho, confiabilidade, portabilidade, entre outros. Eles podem ser do sistema como um todo ou apenas partes do mesmo. Geralmente, estes requisitos podem ser mais críticos que os requisitos funcionais, pois são de difícil verificação. Idealmente, os requisitos não-funcionais devem ser mensuráveis. Após a implementação, estes podem ser testados objetivamente [72].

Para este trabalho, foram elencados os seguintes requisitos não funcionais:

- O sistema deve ser de fácil utilização, possibilitando ao usuário definir de forma rápida e fácil para qual direção deseja se movimentar, apenas olhando para a seta que representa a direção desejada ou o quadrado responsável por parar a CRM.
- O sistema será utilizado na forma de um software, sendo instalado em um notebook, com seu fluxo de informações interno, ou seja, sem envio de informações para outros sistemas.
- O tempo de resposta entre a interface e a cadeira de rodas devem transmitir a sensação de rapidez ao usuário, com base no acionamento da cadeira, tão logo o usuário olhe para a direção desejada.

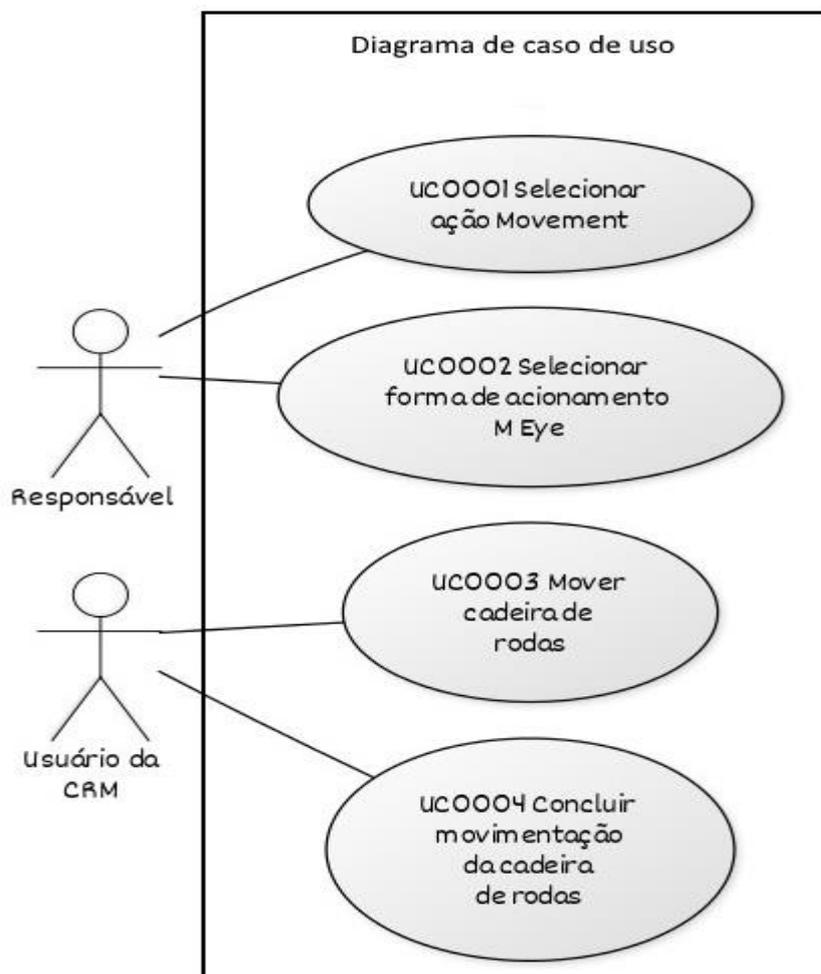
- As informações referentes à desempenho no sistema serão de livre acesso, tanto para o próprio usuário quanto para outros usuários, por meio de arquivos de log.

5.1.2. Diagrama de Caso de Uso

O diagrama de casos de uso é um diagrama que descreve do ponto de vista do usuário do sistema, as principais funcionalidades do sistema. Ele é representado por atores e casos de uso, onde o ator é o usuário do sistema ou um outro sistema computacional e um caso de uso define uma grande função do sistema computacional [72].

Na Figura 22 pode ser visualizado um diagrama de caso de uso criado com a finalidade de representar o sistema proposto nesta pesquisa. Os atores do diagrama são o responsável e o usuário da cadeira de rodas motorizada. O responsável tem controle do sistema por meio de seleção da ação (*Movement*) e da forma de acionamento, já o usuário da CRM pelo movimento da cadeira de rodas e pela conclusão da movimentação.

Figura 22 - Arquitetura simplificada do sistema proposto



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

| | |
|--------------------------|--|
| UC0001 | Selecionar a ação Movement |
| Objetivo | Selecionar qual ação será executada na tela principal da CRM |
| Cenário Principal | 1 – Movement 2 – About 3 - Exit |

| | |
|--------------------------|--|
| UC0002 | Selecionar a forma de acionamento M Eye |
| Objetivo | Selecionar função de acionamento utilizada para condução |
| Cenário Principal | 1 – M Eye |

| | |
|--------------------------|--|
| UC0003 | Mover cadeira de rodas |
| Objetivo | Controla a cadeira de rodas utilizando o controle selecionado |
| Cenário Principal | 1 – Seta que aponta para cima - Move a cadeira para frente; 2 – Quadrado na região central da tela - Para a cadeira 3 – Seta que aponta para a direita - Move a cadeira para direita; 4 – Seta que aponta para a esquerda - Move a cadeira para esquerda; 5 – Seta que aponta para baixo - Move a cadeira de ré; |

| | |
|--------------------------|---|
| UC0004 | Concluir movimentação da cadeira de rodas |
| Objetivo | Terminar a tarefa de condução da cadeira de rodas |
| Cenário Principal | 1 – Finalizar o processo de condução da cadeira |

5.1.3. Diagrama de Atividades

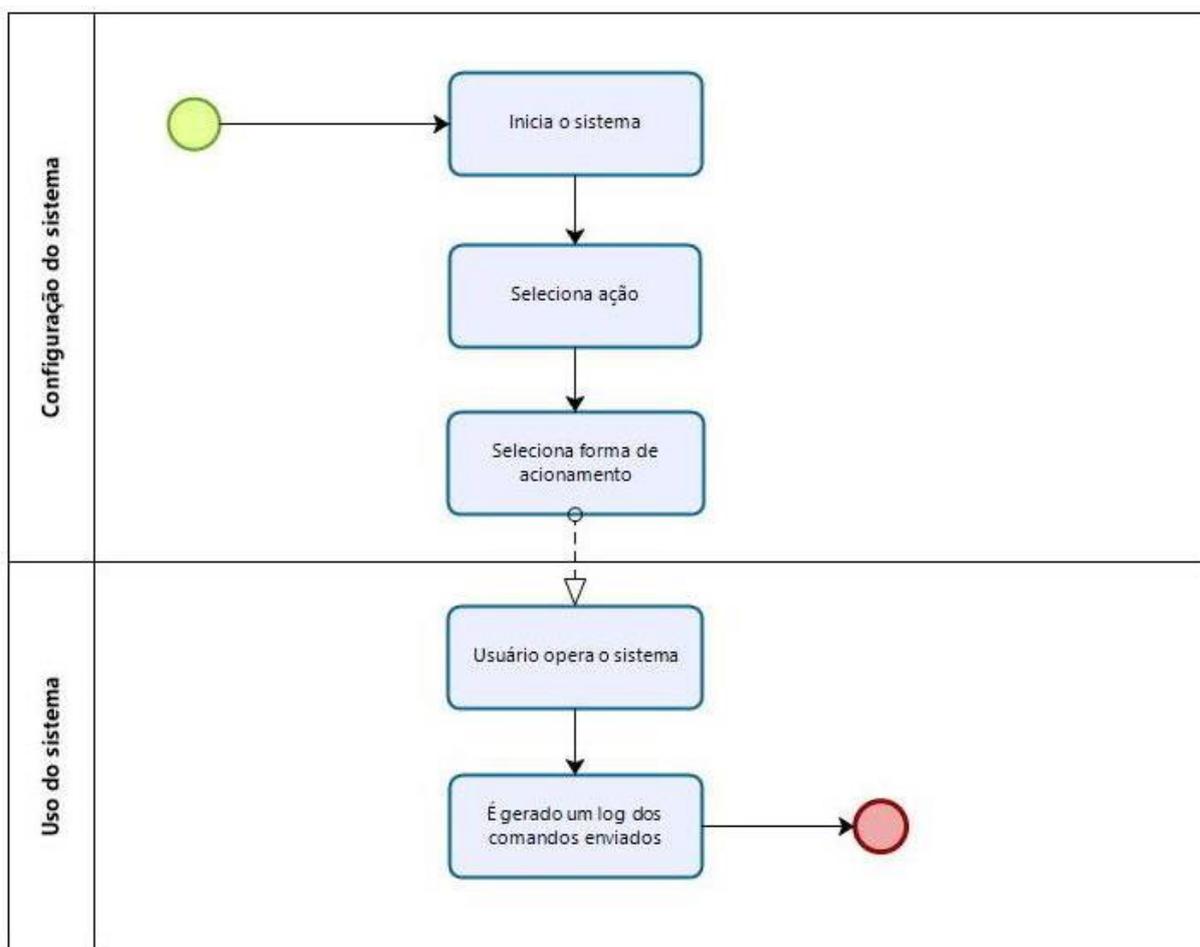
O diagrama de atividades é responsável por mostrar um processo de negócios ou um software como um fluxo de trabalho por meio de uma série de ações. Computadores, componentes de software ou as pessoas podem executar essas ações [72].

Este diagrama pode ser usado para descrever processos de diversos tipos, como: um fluxo de trabalho entre usuários e seu sistema ou um processo de negócios; as etapas executadas

em um caso de uso; um protocolo de software, ou seja, as sequências permitidas de interações entre os componentes; um algoritmo de software [72].

A Figura 23 apresenta o diagrama de atividades do sistema desenvolvido. Inicialmente, no processo de configuração, o sistema é iniciado. Em seguida, o responsável seleciona a ação e a forma de acionamento. Posteriormente, na etapa de uso, o usuário opera o sistema, e é gerado um log por minuto acerca dos comandos enviados à CRM.

Figura 23 - Diagrama de atividades do sistema



5.1.4. Diagrama de Processos

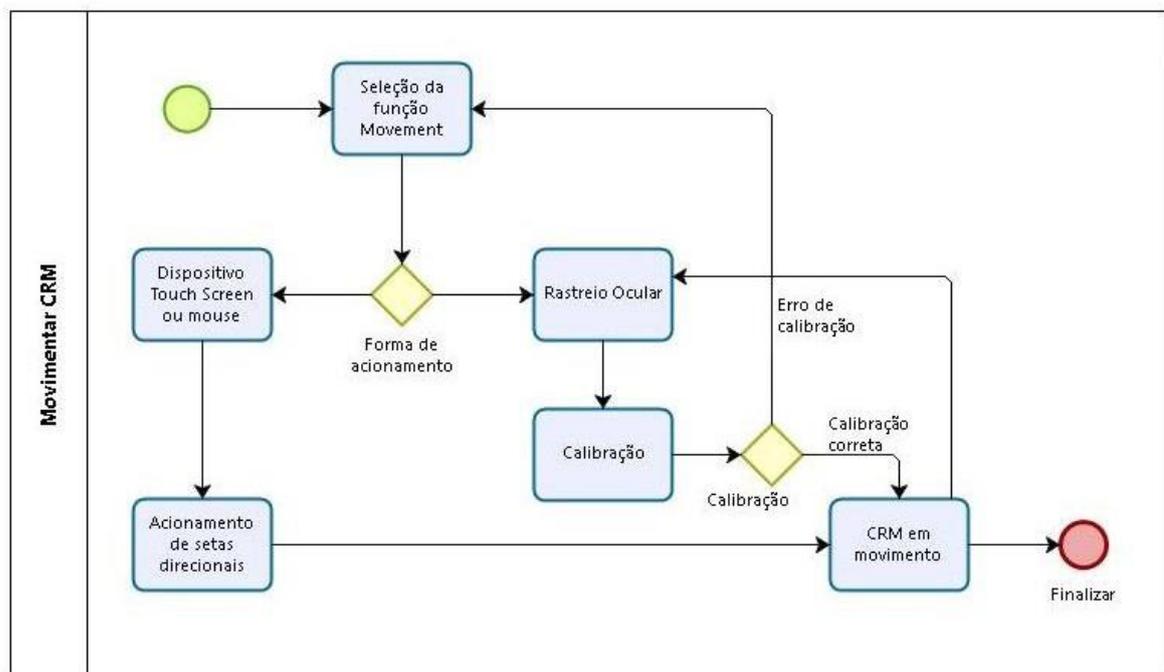
O diagrama de Processos é uma ferramenta muito utilizada no *Business Process Model and Notation* (BPMN ou Notação e Modelo de Processos de Negócio), por ser uma representação gráfica com base em ícones que simbolizam o fluxo de processo. A partir dessa notação é possível fazer o mapeamento dos processos, sendo que cada ícone representa uma etapa do processo de produção. Esta notação foi criada e aprimorada pela *Business Process*

Management Initiative, que posteriormente se uniu à *Object Management Group*, uma associação internacional aberta e sem fins lucrativos fundada em 1989 [73].

Este diagrama retrata os principais elementos de fluxos de processo, omitindo detalhes menores de entendimento dos fluxos de trabalho. Ele ajuda a identificar e entender de forma rápida as principais atividades do processo, sendo ainda, essencial durante a fase de análise e mapeamento de processos [73].

Neste contexto, visando detalhar ainda mais o processo de condução da CRM, foi criado um diagrama de processos, presente na Figura 24, a fim de demonstrar o seu funcionamento. Vale ressaltar que, neste processo, além da função de rastreamento ocular, foi desenvolvido um módulo responsável por conduzir a cadeira por meio do uso de setas direcionais presentes na função *Movement*. Esta função foi desenvolvida com a finalidade de proporcionar ao cuidador/responsável uma forma de testar se a comunicação entre o sistema e a cadeira está funcionando conforme esperado. Para utilizá-la, basta o cuidador/responsável acessar a função *Movement*, para ter acesso ao processo Dispositivo *Touch Screen* ou *mouse*, por onde será capaz de acionar a CRM fazendo com que ela se movimente. Após identificar que a comunicação está ocorrendo, o cuidador/responsável pode dar início ao processo de calibração, com base no olhar do usuário que posteriormente habilitará as entradas de sinais que serão convertidos em comandos para a CRM.

Figura 24 - Diagrama de processos do sistema para função movimentar CRM



5.1.5. Desenvolvimento do Sistema

Conforme supracitado no Capítulo 4, a principal ferramenta utilizada para desenvolvimento do sistema foi a biblioteca Gaze Tracking, em função dela oferecer as ferramentas necessárias para implementação do projeto, e estar sob os termos da *MIT Open Source License*, uma licença de código aberto criada pelo Instituto de Tecnologia de Massachusetts (MIT). A biblioteca Gaze Tracking é uma biblioteca Python (2 e 3) que fornece um sistema de rastreamento ocular baseado na *webcam*. Ela é capaz de fornecer a posição exata das pupilas e a direção do olhar, em tempo real.

Como a biblioteca em questão foi desenvolvida para a linguagem Python, optou-se por fazer uso da mesma, uma vez que esta é uma linguagem multiplataforma, vantagem que pode ser explorada em projetos futuros, quanto ao desenvolvimento de versões voltadas para outros sistemas ou até mesmo para dispositivos móveis. No intuito de oferecer uma interface mais amigável aos usuários, foi utilizada ainda a biblioteca Kivy, por ser uma biblioteca para desenvolvimento rápido de aplicativos multiplataforma que utilizam interfaces de usuário sensíveis ao toque.

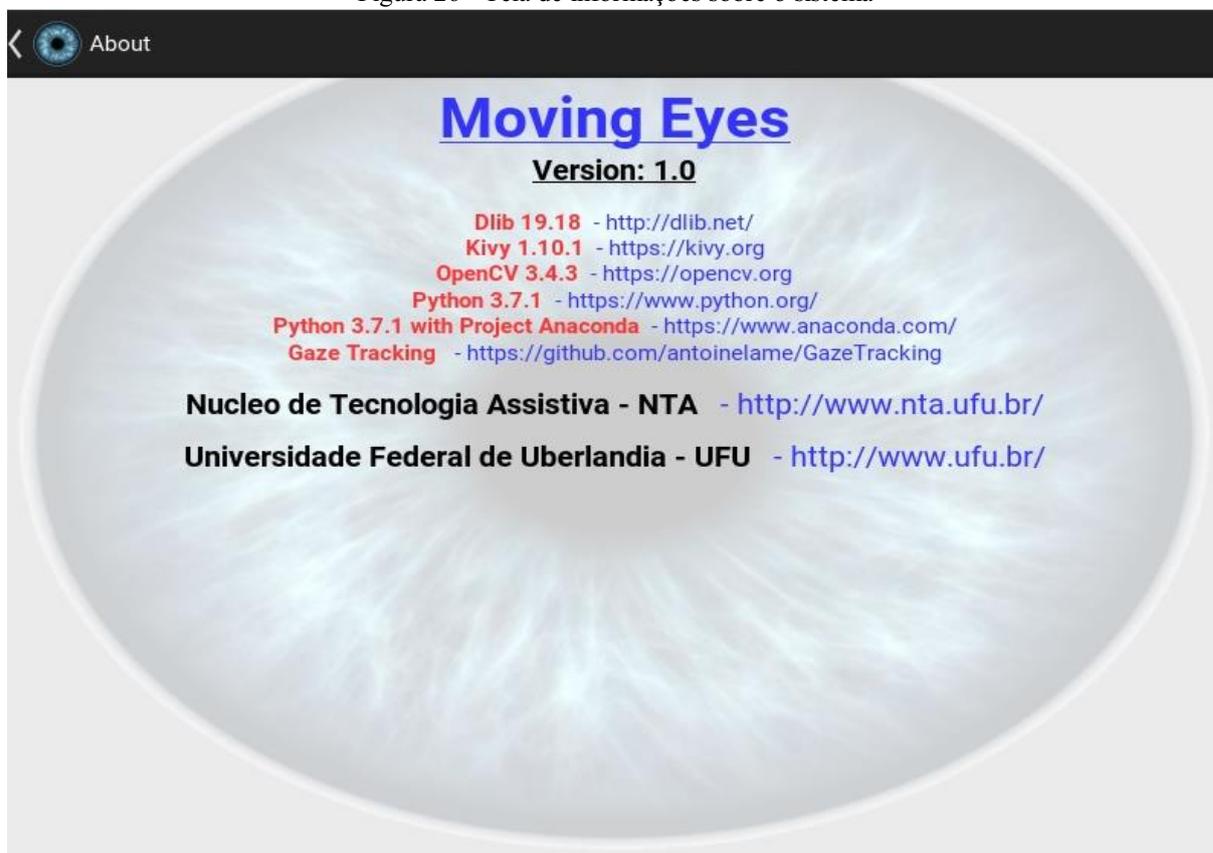
A primeira etapa do desenvolvimento foi a construção da tela inicial do sistema, a qual contém o menu de opções mostrado na Figura 25. A opção *Movement* é a função responsável pela condução da CRM e será detalhada adiante.

Figura 25 - Tela inicial do sistema



A opção *About* exibe a tela da Figura 26 quando selecionada, onde é apresentada uma lista com todas as ferramentas utilizadas, bem como os endereços eletrônicos do Núcleo de Tecnologia Assistiva e da Universidade Federal de Uberlândia.

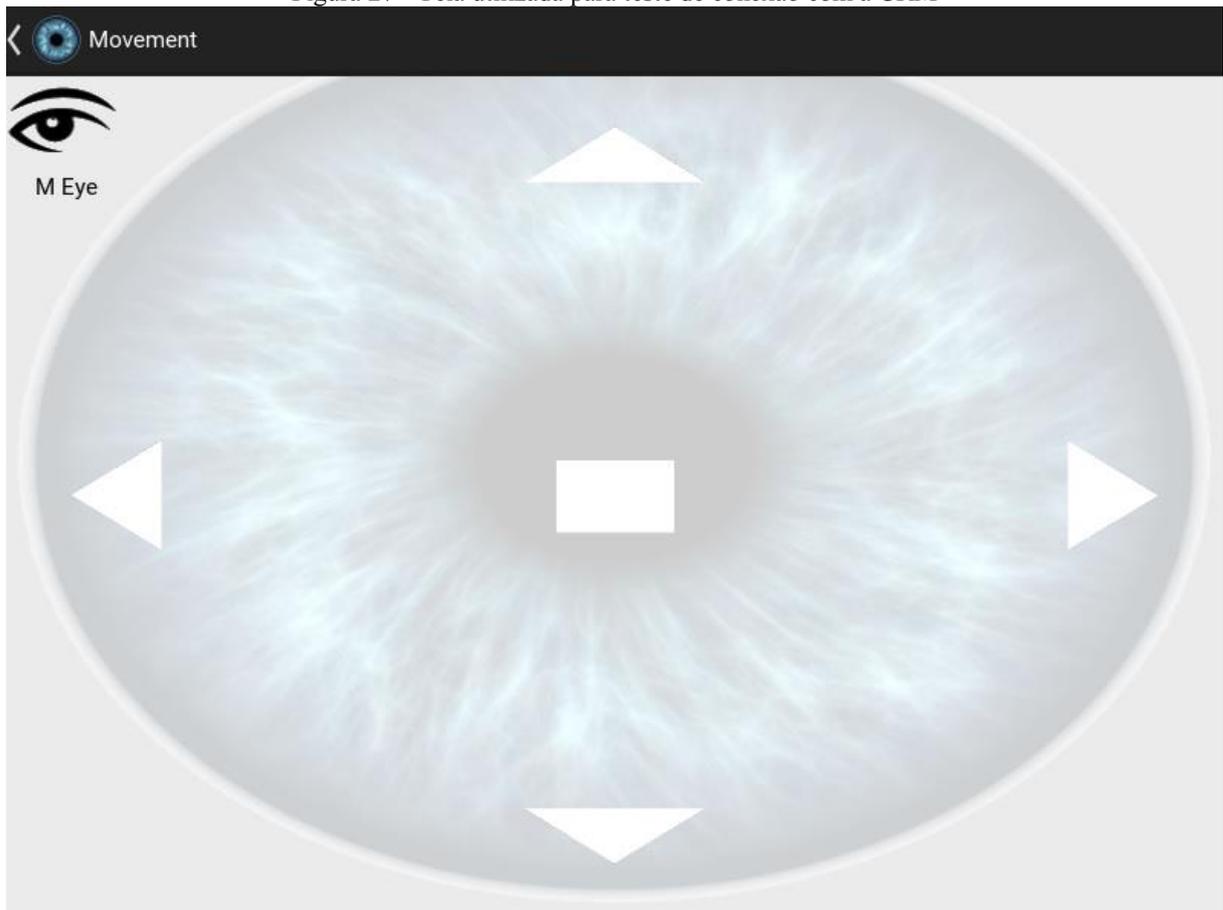
Figura 26 - Tela de informações sobre o sistema



Finalmente, a opção *Exit* encerra o sistema. Lembrando que todas as ações da tela inicial são executadas pelo cuidador/responsável pelo usuário da CRM. A fim de garantir maior usabilidade do sistema, na barra de título de cada tela selecionada, foi incluído um botão que permite o retorno à tela inicial, sem que seja necessário o encerramento do sistema.

Concluída a estrutura básica do sistema, isto é, a interface de opções oferecidas ao usuário, focou-se no desenvolvimento da ferramenta aplicada à condução da CRM. Ao selecionar a opção *Movement* abre-se a tela mostrada na Figura 27, onde o cuidador ou responsável tem a opção de efetuar um teste de conexão entre o sistema e a CRM por meio das setas direcionais, as quais selecionadas promovem o movimento da cadeira nas respectivas direções.

Figura 27 - Tela utilizada para teste de conexão com a CRM



Nesta tela, o cuidador/responsável, pode fazer uso das setas direcionais no intuito de testar a conexão com a CRM. É possível acionar a seta direcional desejada para que a CRM comece a se mover. Após identificar que a comunicação foi estabelecida com a CRM, basta clicar no botão *M Eye*, presente canto superior esquerdo para que o sistema dê início ao processo de calibração da câmera. Concluído este processo, o sistema apresenta ao usuário a sua própria imagem fornecida pela *webcam*, além das setas direcionais conforme ilustrado na Figura 28.

Figura 28 - Interface de acionamento por meio de rastreamento ocular (eye tracking)



Após o desenvolvimento das telas do sistema, a próxima etapa foi gerar os comandos necessários à condução da CRM a partir dos movimentos oculares captados.

Neste contexto, foram estabelecidos cinco valores correspondentes a comandos distintos da CRM, a saber:

- '1' para movimentar a cadeira para frente, acionado ao olhar seta que aponta para cima;
- '2' para parar a cadeira, acionado ao olhar para o quadrado na região central da tela;
- '3' para girar a cadeira para o lado direito, acionado ao olhar para a seta da direita;
- '4' para girar a cadeira para o lado esquerdo, acionado ao olhar para a seta da esquerda;
- '5' para usar a ré, acionado ao olhar para a seta que aponta para baixo.

No intuito de garantir uma melhor interação do usuário com o controle por *eye tracking*, foi utilizado o modelo de interface exibido na Figura 29. Nesta proposta, foi feita uma divisão da interface em regiões de interesse, de maneira que cada um dos comandos está associado a uma área específica correspondente às setas direcionais e ao comando de parar. A fim de facilitar esta interação com o usuário, as setas direcionais, bem como o quadrado da função parar, foram configuradas para apresentarem cores diferentes aos serem selecionadas

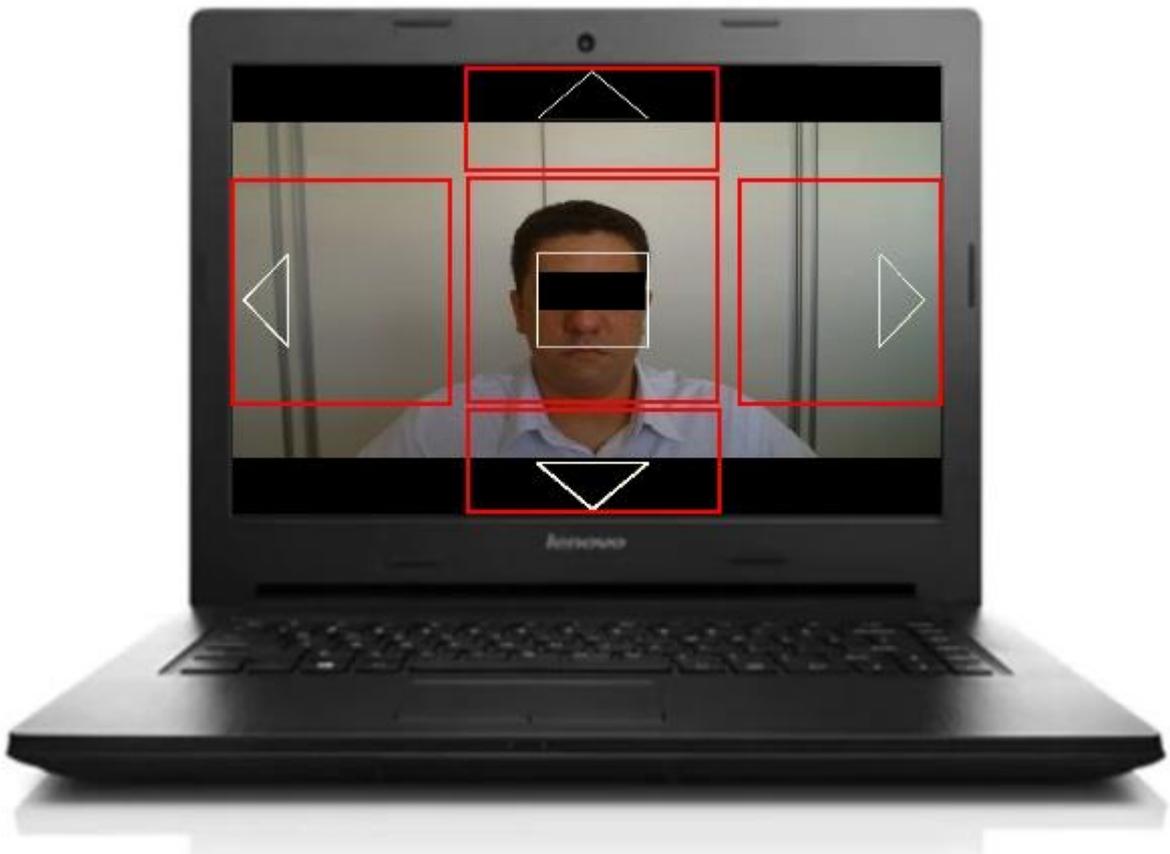
lembrando ainda que cada uma é realçada individualmente, de acordo com a direção selecionada pelo usuário.

Figura 29 - Interface para acionamento por meio de eye tracking



A posição de interesse do usuário na interface é calculada através da identificação da pupila. A identificação é feita pela biblioteca Gaze Tracking que detecta o contorno dos olhos e posteriormente calcula o centroide de cada olho, sendo este considerado como a pupila. A posição determinada é representada por um par de coordenadas (x, y) . Por meio desta biblioteca, esse par de coordenadas é utilizado para identificar a região de interesse do usuário e acionar a respectiva seta direcional, a qual ativa a função responsável pelo envio do comando para que a CRM comece a se movimentar na direção desejada. Para melhor compreensão da técnica, na Figura 30 é possível visualizar as regiões de interesse delimitadas em vermelho para cada comando.

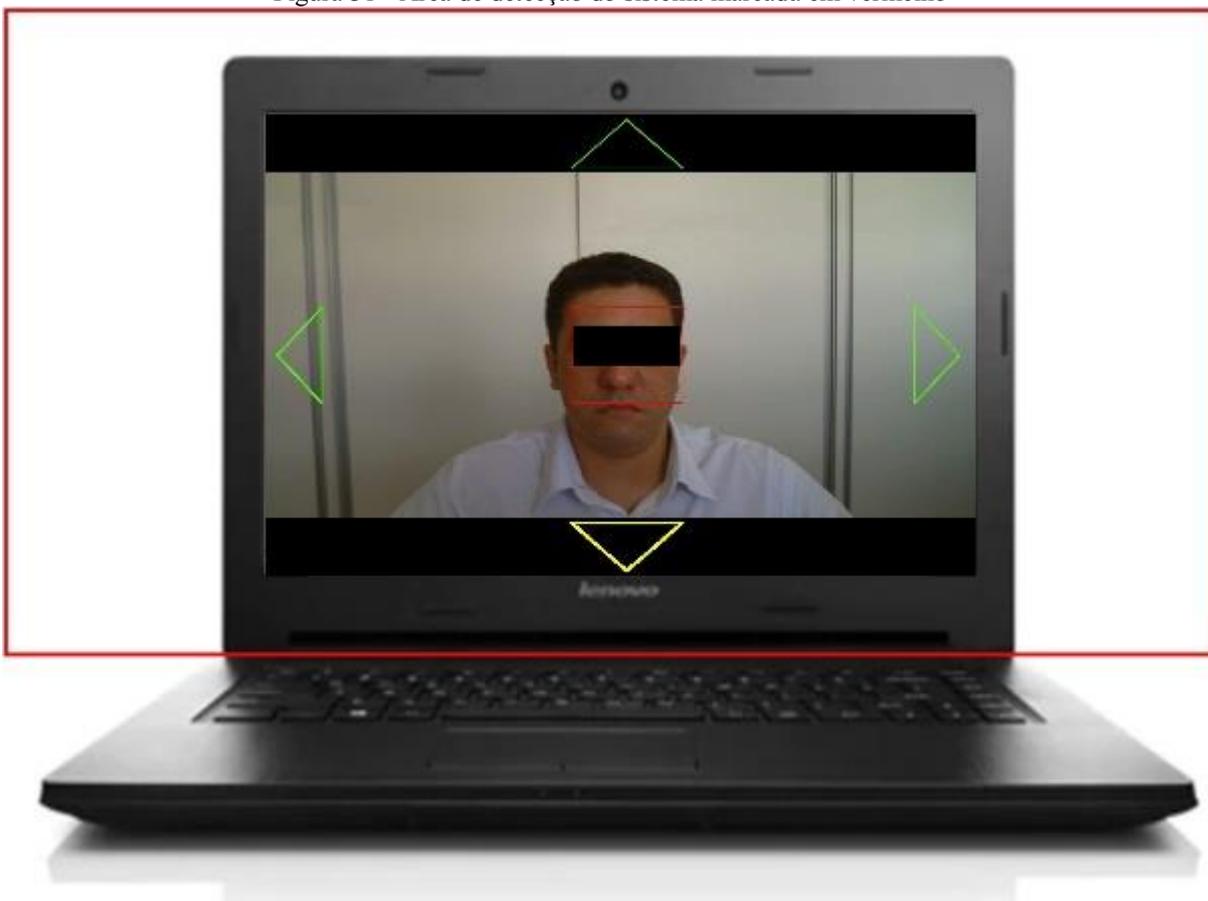
Figura 30 - Regiões de interesse de cada direção



Quando o sistema identifica o acionamento de uma das 5 regiões programadas, é entendido que o usuário deseja se mover naquela direção e age de acordo.

Durante os testes da aplicação não foi possível identificar as regiões de interesse para alguns usuários. Isso pode ser atribuído a diversos fatores como iluminação, ângulo e posicionamento da *webcam* (que está afixada à tela no notebook), distância e altura da pessoa. A fim de resolver o problema foi efetuada uma configuração adicional de forma a permitir que o usuário olhe para uma região fora da tela do notebook, conforme mostra a Figura 31. Por meio desta configuração adicional, usuários que não conseguiram conduzir a CRM olhando diretamente para as setas presentes na tela do notebook foram capazes movimentá-la olhando para áreas externas às bordas do equipamento.

Figura 31 - Área de detecção do sistema marcada em vermelho



5.2. 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 de cada funcionalidade e também adaptações feitas para utilização da interface com este controle alternativo.

CAPÍTULO 6 - RESULTADOS E DISCUSSÃO

Neste capítulo são mostrados os resultados da etapa de desenvolvimento que culminou na criação do sistema de condução de CRM por meio de rastreamento ocular (*eye tracking*) proposto como objetivo deste trabalho.

Utilizando a biblioteca *Gaze Tracking* e seguindo a metodologia apresentada no Capítulo 5 criou-se o *Moving Eyes*, uma ferramenta cuja principal característica é o foco em autonomia, já que foi descartado o uso de tecnologias pagas. Para tanto, foram utilizadas ferramentas gratuitas, *open source*.

6.1. Aplicação do *MOVING EYES*

Primeiramente, foi feito um levantamento junto a AACD acerca do público-alvo para a pesquisa, sendo identificados como possíveis voluntários, pessoas com faixa etária de dez a sessenta anos que possuem deficiência tanto de membros superiores quanto inferiores, assistidos e acompanhados pela instituição, os quais apresentam deficiências como Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA), Lesão Medular, Doença do Neurônio Motor ou algum tipo de Polineuropatia. Para este experimento, foi selecionada uma amostra por conveniência de 5 participantes que se enquadravam no perfil descrito acima.

Após identificados, os 5 voluntários foram convidados a participar do experimento pela equipe da AACD. Neste contexto, foram incluídas na pesquisa pessoas que apresentassem o perfil procurado e autorizassem a sua participação, bem como os responsáveis pelas mesmas.

Nas datas e horários marcados, foi apresentado aos 5 participantes da pesquisa, o projeto no intuito de explicar a sua finalidade. Posteriormente, foi entregue o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e foram solucionadas dúvidas sobre o projeto de pesquisa. Após a leitura dos TCLEs, os mesmos foram assinados.

Em seguida, foi preenchido o questionário sobre avaliação do perfil do voluntário com seus dados pessoais. Então, o mesmo foi transferido para a CRM na qual seria realizado o experimento.

Após a utilização do sistema, foi aplicado ao participante da pesquisa um questionário sobre a avaliação da usabilidade do *Moving Eye* de condução de CRM por meio de rastreamento ocular. O atendimento a cada participante da pesquisa foi realizado de maneira individual. Todos os procedimentos foram acompanhados por um responsável e por uma Terapeuta Ocupacional da AACD.

Devido a alguns voluntários possuírem deficiências motoras severas, sendo algumas em estágios avançados, e no intuito de evitar um grande desgaste, não foram aplicados testes específicos com tarefas a serem realizadas. No entanto, os voluntários foram orientados a se locomoverem com a CRM dentro de uma sala da AACD durante um período de 30 minutos, onde eles deveriam tentar se movimentar em todas as direções, parar e voltar a se movimentar.

O mesmo experimento realizado com os 5 voluntários na AACD também foi realizado com outros 5 voluntários hígidos, no intuito de testar o funcionamento do *Moving Eyes*. Outro fator importante do experimento com os voluntários hígidos é o fato de pertencerem a um grupo multidisciplinar, composto por 2 Terapeutas Ocupacionais, 1 Fisioterapeuta, 1 Analista de Sistemas e 1 Engenheiro. Desta forma foi possível testar o *Moving Eyes* sob diferentes pontos de vista. A Figura 32 mostra um voluntário hígido conduzindo a CRM com o uso do *Moving Eyes*.

Figura 32 - Voluntário hígido conduzindo a CRM



6.1.1. Estudos de Caso

Nesta seção, são apresentados os estudos de casos realizados, bem como o ponto de vista dos voluntários e alguns resultados referentes ao experimento.

6.1.1.1. Voluntário 1

O primeiro participante foi um usuário de cadeira de rodas diagnosticado há 5 meses com Esclerose Lateral Amiotrófica, com grande limitação nos membros superiores e dificuldades para caminhar, motivo pelo qual estava aguardando para receber uma cadeira de rodas motorizada. Este participante nunca teve contato prévio com algum dispositivo de tecnologia assistiva, e foi convidado a participar do estudo dentro das dependências da AACD, acompanhado por uma terapeuta da instituição. Embora não tenha uma CRM e nem experiência no uso da mesma, ele concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Resultados voluntário 1

| Voluntário 1 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 162 | 439 | 130 | 117 | 82 |
| Média de comandos/minuto | 5,40 | 14,63 | 4,33 | 3,90 | 2,73 |

Embora não tenha encontrado dificuldades em conduzir a cadeira, o participante declarou que o tempo de resposta entre uma mudança de posição no olhar e a cadeira de rodas foi mediano, o que o deixou moderadamente satisfeito. No entanto, relatou que esta ferramenta aumentaria muito sua capacidade de mobilidade e que com certeza a utilizaria. Outra observação do participante, foi quanto à sensibilidade da câmera, uma vez que com qualquer mudança no olhar, ou uma leve piscada, em alguns casos a cadeira parava ou mudava de posição. Uma sugestão de melhoria apontada, foi o desenvolvimento de uma versão voltada para dispositivos móveis como os tablets no intuito de aumentar o campo de visão do ambiente ao redor da tela, 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.

6.1.1.2. Voluntário 2

A segunda participante do estudo realizado foi uma mulher que havia sofrido uma lesão medular há 25 anos, vítima de um acidente e posteriormente diagnosticada com Esclerose Lateral Amiotrófica. Ela fazia uso de cadeira de rodas convencional sem joystick há 25 anos, e nunca teve contato com tecnologias assistivas.

Ela foi convidada a participar do estudo dentro das dependências da AACD, acompanhada de uma terapeuta da instituição. Embora já tenha uma cadeira de rodas, mas nenhuma experiência com o uso de joystick, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 - Resultados voluntária 2

| Voluntário 2 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 141 | 370 | 108 | 106 | 84 |
| Média de comandos/minuto | 4,70 | 12,33 | 3,60 | 3,53 | 2,80 |

Embora não tenha achado fácil conduzir a cadeira, bem como operar o *Moving Eyes*, a participante achou o tempo de resposta entre uma mudança de posição no olhar e a cadeira de rodas mediando, o que a deixou moderadamente satisfeita. No entanto, relatou que esta ferramenta aumentaria muito sua capacidade de mobilidade e que com certeza a utilizaria. A participante apontou ainda, a ferramenta como uma grande evolução para portadores de necessidades especiais assim como ela. Uma sugestão de melhoria, foi o desenvolvimento de uma versão voltada para dispositivos com telas menores como os tablets no intuito de aumentar o campo de visão.

6.1.1.3. Voluntário 3

O participante do terceiro estudo, um homem adulto, apresenta uma doença conhecida Doença do Neurônio Motor. Verificou-se que mesmo tendo sido diagnosticado a seis anos com

tal doença, o participante consegue operar adequadamente sua CRM por meio do joystick, visto que mantém ainda um controle razoável da mão direita. O participante relatou já ter tido contato com ferramentas de tecnologia assistiva, no entanto nunca fez uso das mesmas.

Ele foi convidado a participar do estudo dentro das dependências da AACD, acompanhado de uma terapeuta da instituição. Como possui boa experiência na condução de CRM e ainda relatou que trabalhava como motorista de ônibus antes de ser diagnosticado, ele concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 4.

Tabela 4 - Resultados voluntário 3

| Voluntário 3 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 67 | 502 | 26 | 119 | 313 |
| Média de comandos/minuto | 2,23 | 16,73 | 0,87 | 3,97 | 10,43 |

Durante a realização dos testes o participante relatou muita dificuldade em operar o *Moving Eyes*, uma vez que não conseguia acionar determinadas direções e que nem sempre a direção desejada era a que a cadeira se movimentava. Após várias tentativas de calibração do *Moving Eyes*, bem como o reposicionamento do notebook, o mesmo foi questionado sobre algum outro problema que poderia estar ocasionando tamanha dificuldade. Como base no questionamento, o participante informou ser portador de diplopia, que é a alteração da posição dos olhos e que causa visão dupla. Após constatado tal fato, o participante conseguiu identificar regiões completamente diferentes das corretas, mas que no seu caso faziam com que a cadeira se movimentasse para a direção desejada.

Mesmo com tamanha dificuldade para operar o *Moving Eyes*, o participante relatou não sentir nenhum cansaço ao operar o mesmo, e embora não tenha ficado tão satisfeito com os resultados, achou o tempo de resposta do *Moving Eyes* para com a cadeira rápido e alegou ser uma ótima opção para pessoas com deficiências motoras severas.

Com base no problema relatado pelo participante, foram colocadas como sugestões, a possibilidade de redução da tela à frente do usuário e a viabilidade de captura ocular por meio de um único olho. Esta última sugestão poderia ser uma alternativa para casos como este onde ocorre o desnível da visão.

6.1.1.4. Voluntário 4

A quarta voluntária neste estudo para testar a usabilidade é uma usuária que apresenta um quadro clínico de Esclerose Lateral Amiotrófica, tendo sido diagnosticada a 1 ano, no entanto a mesma apresenta um quadro acelerado, no qual além dos movimentos, a fala já se encontra bastante comprometida. A voluntária ainda não possui uma cadeira de rodas, e depende da ajuda de terceiros para se locomover. Ela relatou já ter tido contato com ferramentas de tecnologia assistiva, no entanto nunca fez uso das mesmas.

A participante foi convidada a fazer parte do estudo dentro das dependências da AACD, acompanhada de uma terapeuta da instituição. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 5.

Tabela 5 - Resultados voluntário 4

| Voluntário 4 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 166 | 410 | 113 | 142 | 92 |
| Média de comandos/minuto | 5,53 | 13,67 | 3,77 | 4,73 | 3,07 |

Embora tenha se sentido um pouco cansada, a participante ficou totalmente satisfeita com o *Moving Eyes* e a velocidade de resposta do mesmo para com a cadeira. Ela apontou várias características que achou interessantes no projeto, dentre elas a liberdade de locomoção proporcionada e a facilidade de uso. No entanto, foi apontada como desvantagem a demora para que uma tecnologia como esta chegue ao Sistema Único de Saúde (SUS). Após a conclusão dos testes, a participante apontou ainda como sugestões de melhoria, o uso de telas menores, como por exemplo tablets e o desenvolvimento de uma versão que possa ser utilizada através do celular do próprio usuário.

6.1.1.5. Voluntário 5

A quinta voluntária neste estudo é uma mulher diagnosticada a quatro anos com Polineuropatia não especificada. A voluntária possui uma cadeira de rodas manual e é

parcialmente depende da ajuda de terceiros para se locomover. Ela relatou não conhecer nenhuma ferramenta de tecnologia assistiva.

Ela foi convidada a fazer parte do estudo dentro das dependências da AACD, acompanhada de uma terapeuta da instituição. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 6.

Tabela 6 - Resultados voluntário 5

| Voluntário 5 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 77 | 443 | 46 | 99 | 291 |
| Média de comandos/minuto | 2,57 | 14,77 | 1,53 | 3,30 | 9,70 |

Embora tenha gostado do tempo de reposta do *Moving Eyes* e ficado muito satisfeita com o mesmo, a participante avaliou como médio o grau de dificuldade ao operá-lo. Ela apresentou certa dificuldade para acionar determinadas direções e se demonstrou parcialmente ansiosa. Ao ser questionada sobre os sintomas visíveis de ansiedade relatou ter sintomas de nervosismo ao dirigir automóveis antes de ser diagnosticada. Este fator pode ter sido um dos motivadores para a dificuldade apresentada.

Mesmo com o nervosismo em conduzir a cadeira e a dificuldade em movimentá-la em determinadas direções, a participante ficou feliz com seu desempenho e apontou como sugestão de melhoria apenas a possibilidade de treinamento para usuários que nunca conduziram CRM.

6.1.1.6. Voluntário 6

A sexta voluntária desta pesquisa é uma mulher, hígida, que atua como Terapeuta Ocupacional da AACD. Ela foi convidada a fazer parte do estudo dentro das dependências da UFU. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião como profissional da área, a fim de proporcionar um ponto de vista técnico. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 7.

Tabela 7 - Resultados voluntário 6

| Voluntário 6 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 112 | 421 | 132 | 76 | 249 |
| Média de comandos/minuto | 3,73 | 14,03 | 4,40 | 2,53 | 8,30 |

Após a realização dos testes, a participante relatou cansaço, avaliando o tempo de resposta da cadeira ao *Moving Eyes* como médio. Ela teve dificuldade de movimentar a cadeira em determinadas direções, sendo necessário efetuar uma nova calibração. Quando questionada quanto a seu grau de satisfação em relação ao *Moving Eyes*, a mesma afirmou estar moderadamente satisfeita.

Contudo, a participante apontou como vantagens do *Moving Eyes*, a aplicabilidade para testes terapêuticos de habilidade dos usuários no intuito de fazer uso de novas tecnologias assistivas para mobilidade, apontando como sugestão o desenvolvimento de uma versão para dispositivos móveis, no intuito de aumentar o campo de visão do usuário.

6.1.1.7. Voluntário 7

A sétima voluntária desta pesquisa é uma mulher, hígida, que também atua como Terapeuta Ocupacional da AACD. Ela foi convidada a fazer parte do estudo dentro das dependências da AACD. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião como profissional da área, a fim de proporcionar um ponto de vista técnico. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Resultados voluntário 7

| Voluntário 7 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 72 | 552 | 19 | 125 | 507 |
| Média de comandos/minuto | 2,40 | 18,40 | 0,63 | 4,17 | 16,90 |

A participante deste teste não conseguiu completar o experimento. Após completar 17 minutos de teste a participante preferiu parar. Segundo ela estava se sentindo tonta e com a visão cansada. Se comparada aos demais participantes, além de ser a única com quantidade de comandos reduzida, é possível notar que comandos como Frente, Direta e Esquerda, foram executados com uma frequência muito inferior aos demais comandos. Foi identificado ainda que ao piscar, em determinados momentos a cadeira parava ou outra direção era acionada. Quando questionada sobre o possível motivo das tonturas a mesma relatou sofrer de Labirintite, que é um problema que pode comprometer tanto o equilíbrio quanto a audição.

No entanto, mesmo não tendo completado o tempo necessário do teste e apresentando certa dificuldade e cansaço para conduzir a cadeira, a participante relatou ter ficado totalmente satisfeita com o desempenho do *Moving Eyes*, bem como o tempo de resposta da cadeira ao receber um comando. Foi apontado ainda como uma vantagem do *Moving Eyes*, a possibilidade de adaptação da tecnologia para atender pessoas com necessidades especiais.

6.1.1.8. Voluntário 8

O oitavo participante do estudo realizado para teste do sistema é um homem, hígido. O participante é Analista de Sistemas, o que facilitou que o mesmo fosse capaz de compreender facilmente o funcionamento do *Moving Eyes* e das ferramentas utilizadas, sendo capaz de fornecer uma análise mais técnica do *Moving Eyes*. Ele foi convidado a fazer parte do estudo dentro das dependências da UFU. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ele concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião como profissional da área, a fim de proporcionar um ponto de vista técnico. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 - Resultados voluntário 8

| Voluntário 8 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 152 | 396 | 123 | 133 | 92 |
| Média de comandos/minuto | 5,07 | 13,20 | 4,10 | 4,43 | 3,07 |

Após a realização dos testes o participante relatou ter ficado muito satisfeito e não ter se sentido nem um pouco cansado. Quando à dificuldade em utilizar o *Moving Eyes*, bem como a velocidade de resposta da cadeira em relação ao *Moving Eyes*, foram apontadas como características medianas. E quando questionado sobre as desvantagens identificadas, o mesmo afirmou não ter nenhuma observação, visto que o *Moving Eyes* atendia à proposta.

Como sugestões de melhoria, foram apontados a melhora no tempo de resposta da cadeira e melhoria do processo de calibração, visto que o mesmo foi necessário mais de uma vez.

6.1.1.9. Voluntário 9

O participante do nono estudo, um homem, hígido e com conhecimento na área de Engenharia Mecânica, o que facilitou seu entendimento sobre o funcionamento da cadeira de rodas, bem como suas formas de acionamento e ferramentas utilizadas. Ele foi convidado a fazer parte do estudo dentro das dependências da UFU. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ele concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião como profissional da área, a fim de proporcionar um ponto de vista técnico. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 10.

Tabela 10 - Resultados voluntário 9

| Voluntário 9 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 178 | 442 | 158 | 140 | 76 |
| Média de comandos/minuto | 5,93 | 14,73 | 5,27 | 4,67 | 2,53 |

Embora não tenha apresentado nenhum cansaço ao operar o *Moving Eyes* durante a condução da CRM, e ter afirmado que o tempo de resposta da cadeira para comandos emitidos pelo *Moving Eyes* foi rápido, o participante afirmou estar moderadamente satisfeito. Ele afirmou ser difícil o reconhecimento das direções pelo *Moving Eyes*, tendo que olhar para fora da tela em alguns momentos para acionar a direção desejada, no entanto, é importante lembrar que os usuários de cadeira de rodas supracitados e que participaram dos testes apontaram esta característica como vantagem, uma vez que fazia com que eles tivessem um ganho considerável

em seu campo de visão. O participante apontou ainda que este problema citado era uma sugestão de melhoria, sendo necessário diminuir o campo de visão para que o usuário olhasse apenas para a tela.

Contudo, foi afirmado ainda que o *Moving Eyes* possui uma resposta rápida e oferece a possibilidade de boa utilização por parte dos envolvidos, garantindo um grande ganho de mobilidade.

6.1.1.10. Voluntário 10

A participante do décimo estudo realizado para teste do *Moving Eyes* é uma mulher, hígida. A participante é Fisioterapeuta, o que facilitou que a mesma fosse capaz de compreender facilmente os benefícios que uma ferramenta como esta pode proporcionar ao indivíduo com deficiências motoras severas. Ela foi convidada a fazer parte do estudo dentro das dependências da UFU. Mesmo não possuindo experiência na condução de CRM, ela concordou em participar da pesquisa, bem como responder aos questionários e expressar a sua opinião como profissional da área, a fim de proporcionar um ponto de vista técnico. Os resultados dos testes referentes ao total de comandos por minuto e média de comandos por minuto são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 - Resultados voluntário 10

| Voluntário 9 | Frente | Parar | Direita | Esquerda | Ré |
|---------------------------------|---------------|--------------|----------------|-----------------|-----------|
| Total de comandos/minuto | 71 | 436 | 29 | 117 | 290 |
| Média de comandos/minuto | 2,37 | 14,53 | 0,97 | 3,90 | 9,67 |

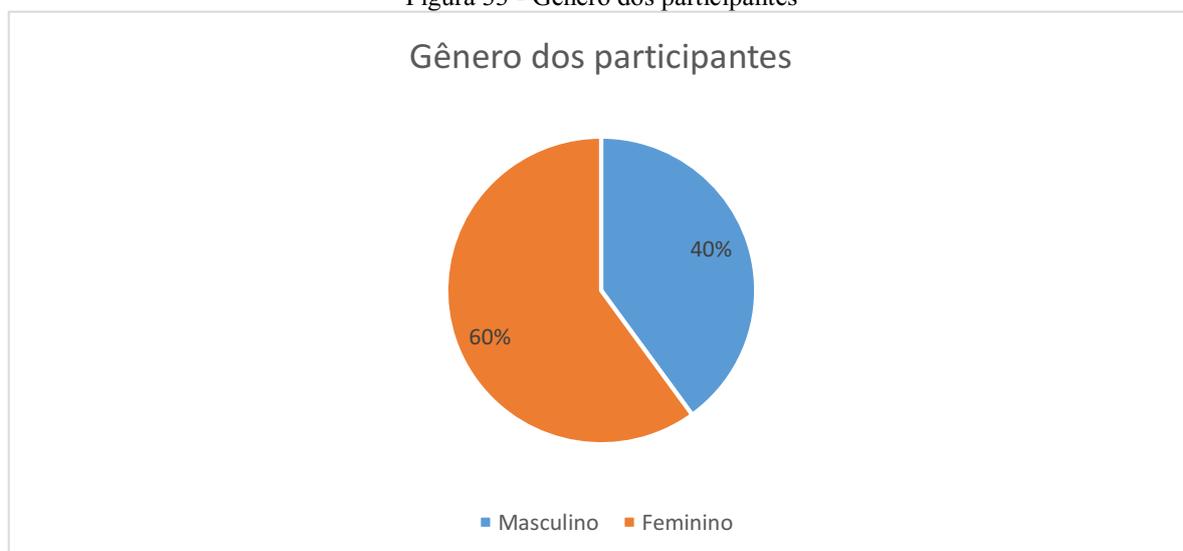
Ao final dos testes, a participante demonstrou-se moderadamente satisfeita e descreveu seu nível de dificuldade ao operar o *Moving Eyes* bem como o tempo de resposta do *Moving Eyes* como médios. Mesmo com tais opiniões sobre o *Moving Eyes*, a participante avaliou o mesmo como uma ótima ferramenta para proporcionar aumento da capacidade de mobilidade dos usuários de CRM, apontando como principal vantagem a praticidade em se operar uma CRM por meio de movimentos oculares. No entanto ela relata ainda que em determinados momentos o *Moving Eyes* não detectou seus comandos e sugere como melhoria uma possível correção do processo de calibração do *Moving Eyes*.

6.1.2. Análise do questionário para avaliação das dificuldades

A partir dos testes realizados com os pacientes da AACD, foram analisados os dados obtidos com a aplicação do questionário para avaliação das dificuldades aos 5 indivíduos que participaram da pesquisa na AACD, de acordo com o questionário que consta no Anexo II. Este questionário não foi aplicado ao grupo de voluntários hígidos, uma vez que por não fazerem uso de cadeira de rodas, não há como apontarem dificuldades no uso da mesma.

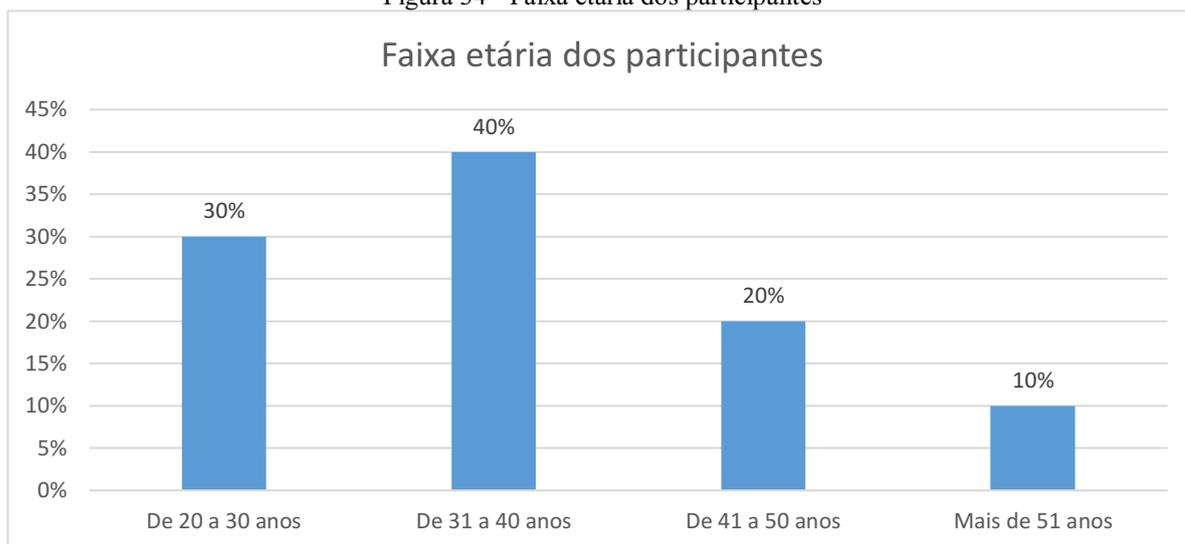
Primeiramente, verificou-se o gênero dos participantes da pesquisa, que é mostrado no gráfico da Figura 33. Nele observa-se que 6 indivíduos eram do sexo feminino e 4 eram do sexo masculino.

Figura 33 - Gênero dos participantes



Em seguida, verificou-se a faixa etária dos participantes da pesquisa, conforme pode ser observado no gráfico da Figura 34. Nele, observa-se que os testes foram realizados com: 3 pessoas com idade entre 20 e 30 anos, 4 pessoas com idade entre 31 e 40 anos, 2 pessoas com idade entre 41 e 50 anos e 1 pessoa com mais de 50 anos.

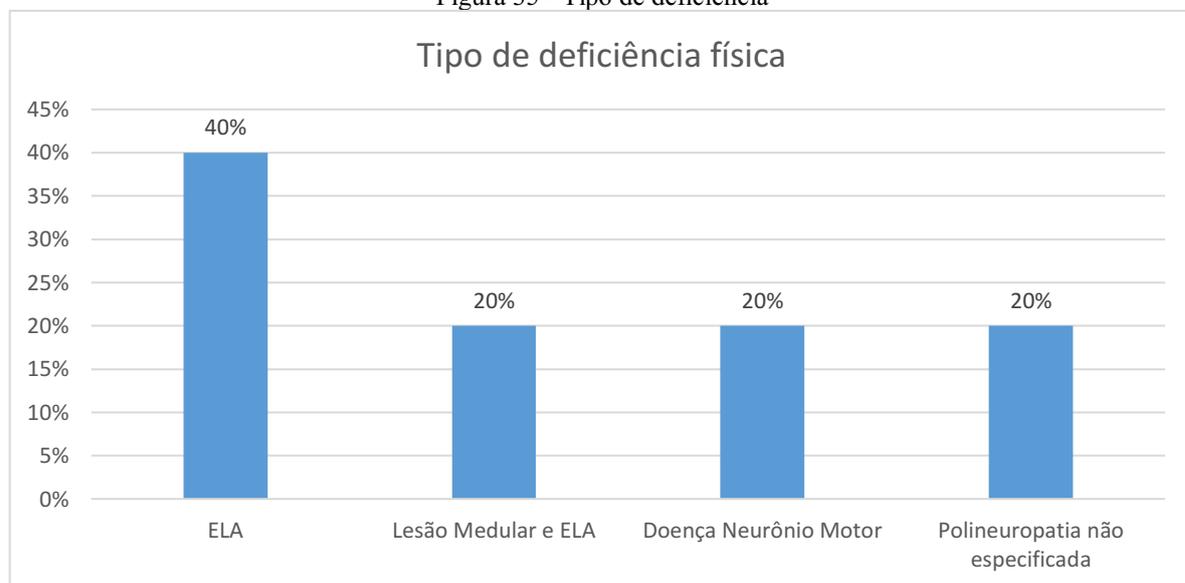
Figura 34 - Faixa etária dos participantes



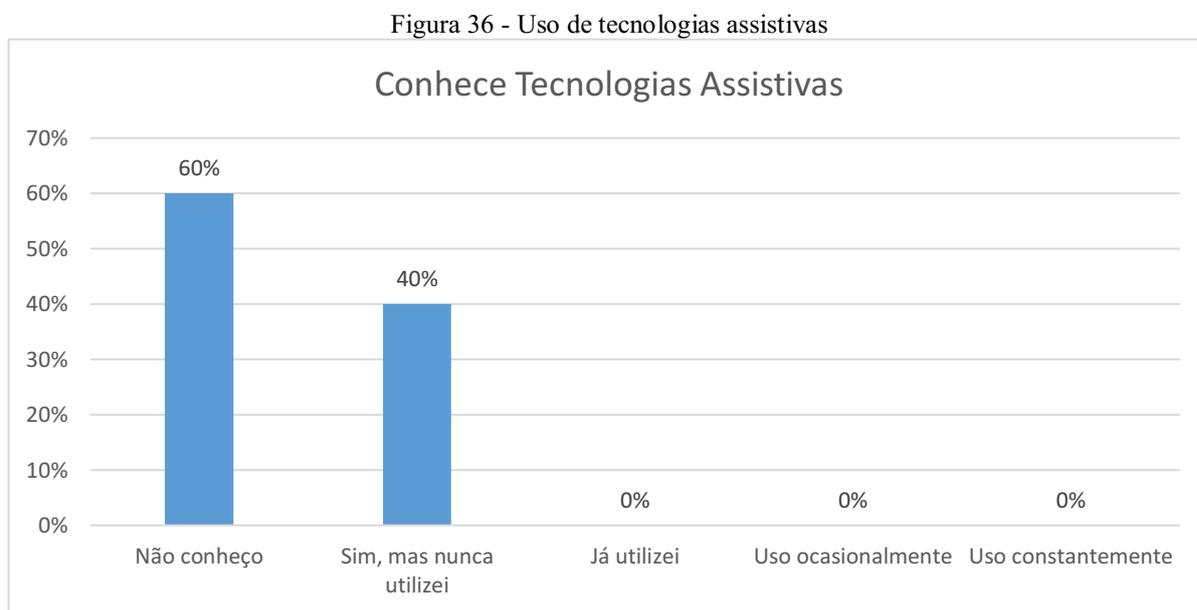
Completando a pesquisa sobre o perfil dos participantes, uma outra pergunta foi relacionada ao grau de instrução. Por meio desta pergunta, foi possível identificar os mais diversos níveis de graduação, partindo do ensino fundamental à participantes com pós-graduação.

As razões para uso da cadeira de rodas motorizada variavam entre casos de ELA, lesão medular, doença do neurônio motor e polineuropatia não especificada, conforme pode ser visualizado na Figura 35. Para todos estes casos, a média de tempo de uso da cadeira de rodas entre os 5 participantes foi de 7 anos e 3 meses, com desvio padrão de nove anos.

Figura 35 - Tipo de deficiência

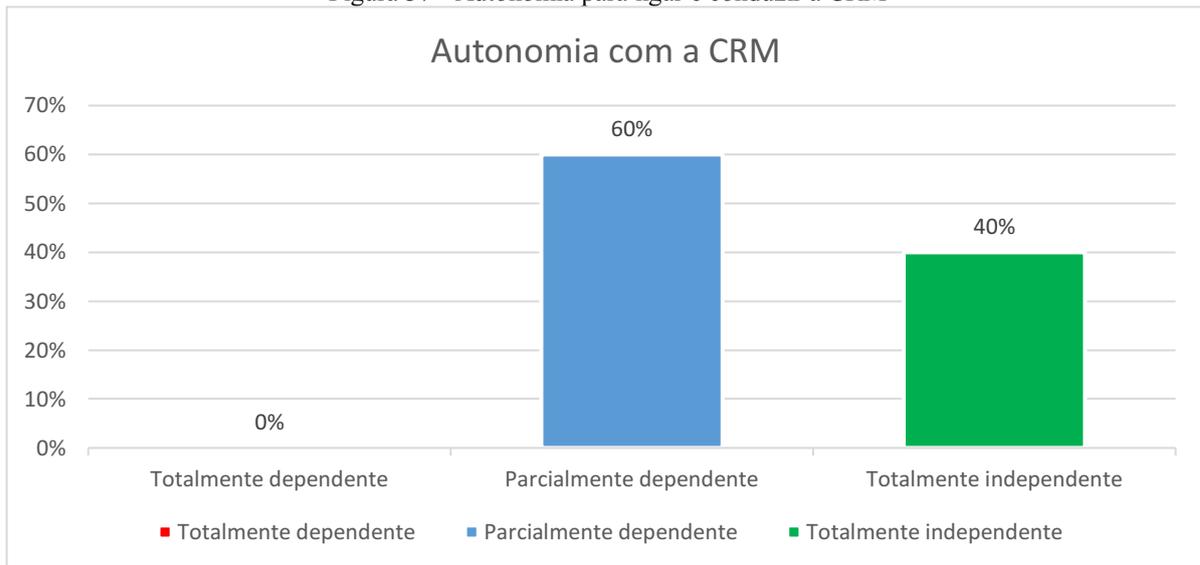


Outras perguntas feitas aos entrevistados envolveram tempo de diagnóstico ou lesão, modo de aquisição da cadeira, características da cadeira utilizada, como marca, modelo e/ou adaptações. Verificou-se que nem todos os pacientes utilizavam joystick para controle. Além disso, conforme se verifica na Figura 36, a maioria dos participantes desconhece ou nunca fez uso de tecnologia assistiva como controle alternativo, como por exemplo a vídeooculografia.



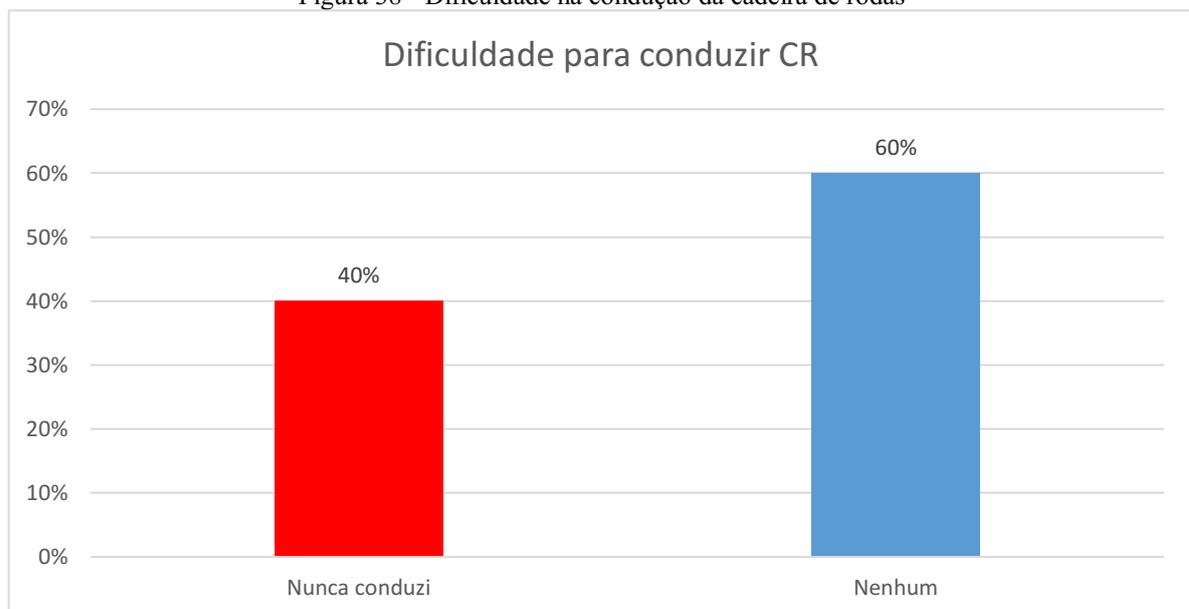
Além dos itens já abordados, outra pergunta de bastante relevância, foi o grau de autonomia que o participante tinha em ligar e conduzir a CRM. Conforme pode ser visualizado na Figura 37, nenhum dos participantes relatou ser totalmente dependente, no entanto 60% relataram ser parcialmente dependentes, enquanto 40% relataram ser totalmente independente quando ao acionamento e condução da CRM.

Figura 37 - Autonomia para ligar e conduzir a CRM



Por fim, outro fator muito importante, foi o questionamento quanto à dificuldade no aprendizado da condução de uma cadeira de rodas. Dentre os 5 participantes, foi identificado que apenas 3 já haviam conduzido uma cadeira de rodas e não tiveram dificuldade em operá-la. Quando aos outros dois, ainda estavam aguardando a liberação de uma cadeira pelo SUS, conforme pode ser visualizado no gráfico da Figura 38.

Figura 38 - Dificuldade na condução da cadeira de rodas

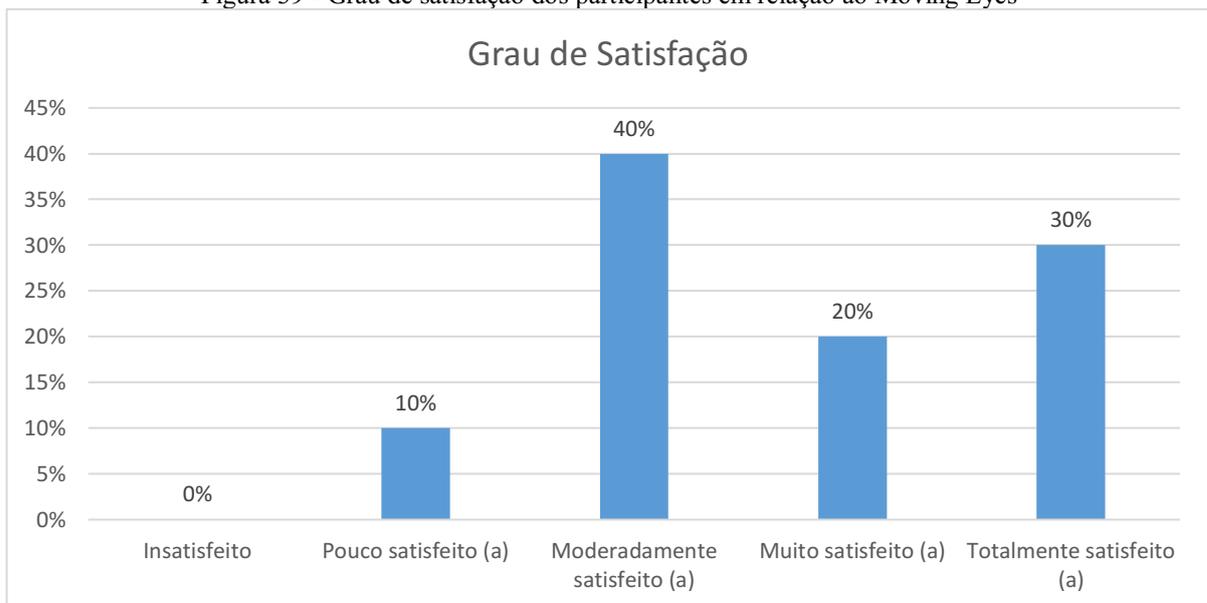


6.1.3. Análise do questionário de usabilidade do sistema

Este questionário aborda características sobre a usabilidade do sistema e suas principais características e está presente no Anexo III desta pesquisa. O mesmo foi aplicado aos 10 participantes desta pesquisa, sendo 5 cadeirantes e 5 hígidos.

No gráfico da Figura 39 é possível visualizar a opinião dos participantes com relação ao seu grau de satisfação quanto ao *Moving Eyes* para atender às suas necessidades. Pode-se constatar que nenhum dos participantes demonstrou insatisfação durante a utilização do *Moving Eyes* e apenas um usuário relatou estar pouco satisfeito, uma vez que o mesmo teve bastante dificuldade durante a operação do *Moving Eyes* para acionar as setas das direções desejadas, no entanto, ao final do experimento o mesmo relatou ser portador de diplopia, que é a alteração da posição dos olhos causando visão dupla [75]. Após constatar que este era o problema, o usuário conseguiu identificar as regiões que teria que olhar para movimentar a cadeira, sendo estas, regiões completamente diferentes das desejadas. Quando aos demais participantes, 4 relataram estar moderadamente satisfeitos, 2 muito satisfeitos e os outros 3, totalmente satisfeitos com o *Moving Eyes*.

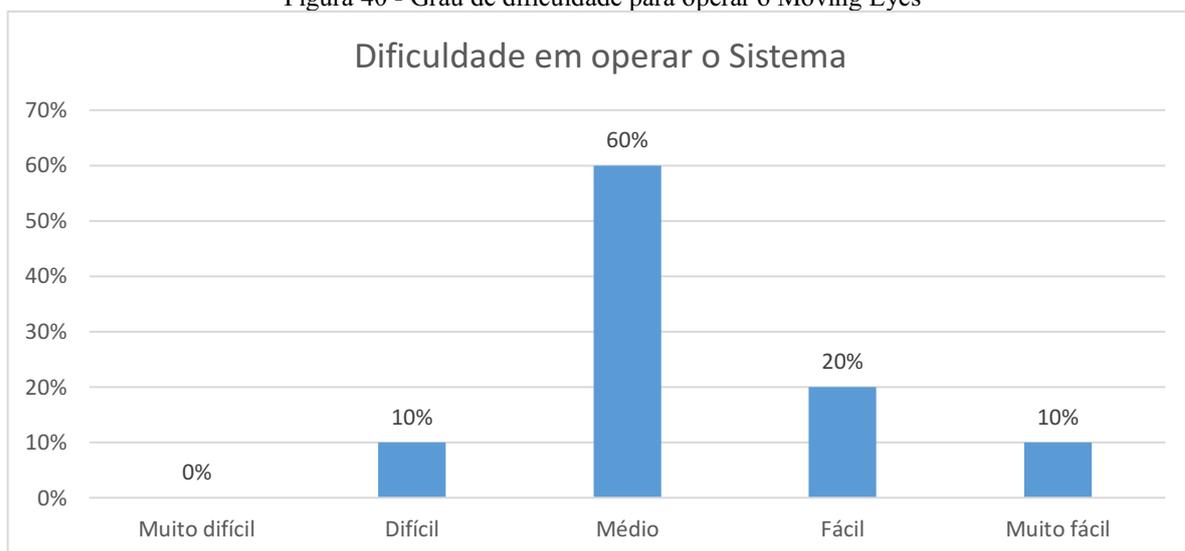
Figura 39 - Grau de satisfação dos participantes em relação ao Moving Eyes



Outra questão de muita relevância foi o grau de dificuldade apontado durante o uso do *Moving Eyes* para conduzir a CRM. O ponto de vista dos participantes está presente no gráfico da Figura 40, onde é possível visualizar que apenas 1 participante achou difícil, sendo que esta,

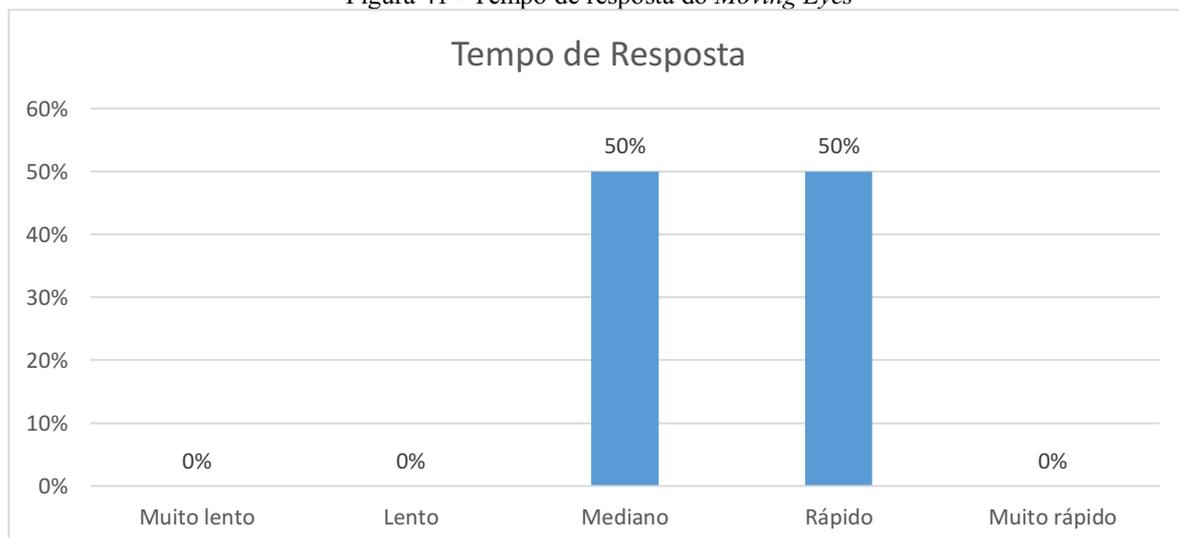
era uma voluntária hígida, que teve que parar experimento antes do tempo previsto. Ela relatou sofrer de labirintite, que é um problema responsável por comprometer tanto a audição quanto o equilíbrio, pois afeta o labirinto, uma estrutura da orelha interna constituída pela cóclea e pelo vestibulo e canais semicirculares [76]. Durante a realização do experimento ela relatou sentir tontura, não conseguindo completar o mesmo. Quanto aos demais participantes, 6 relataram um grau mediano de dificuldade, 2 acharam fácil operar o *Moving Eyes* e 1 muito fácil.

Figura 40 - Grau de dificuldade para operar o Moving Eyes



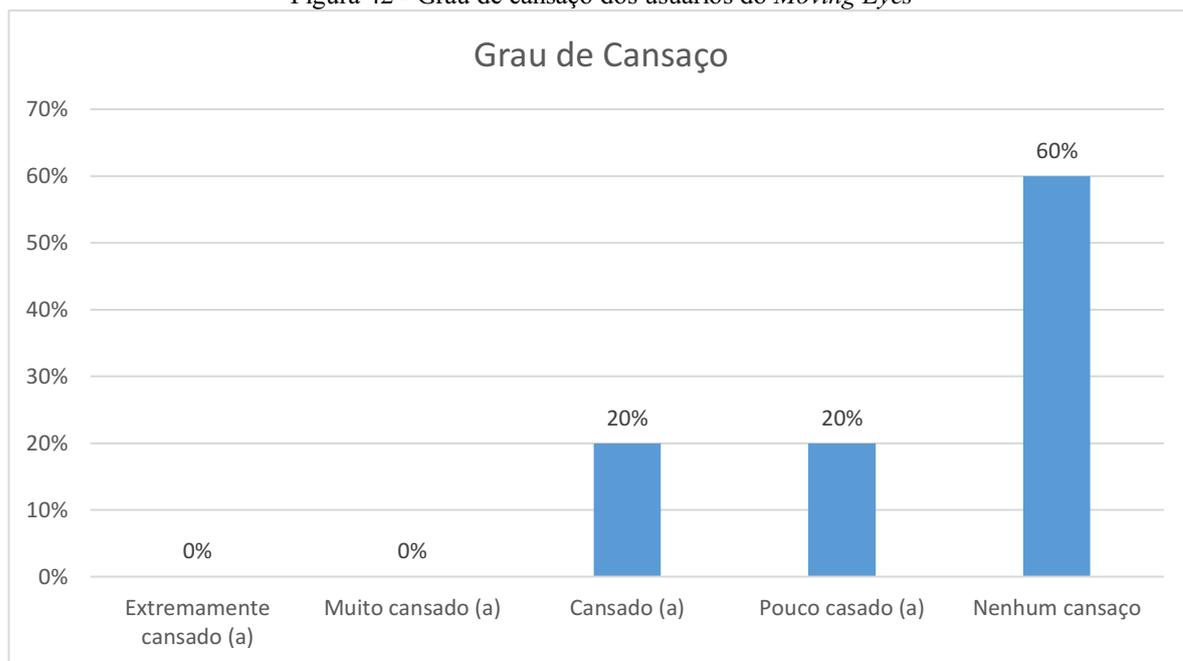
O gráfico da Figura 41 traz a opinião dos voluntários quando ao tempo de resposta do *Moving Eyes* até a CRM começar a se movimentar. Nele é possível observar que 5 voluntários acharam mediano o tempo de resposta, enquanto os outros 5 acharam o mesmo rápido.

Figura 41 - Tempo de resposta do *Moving Eyes*



Outro fator de grande preocupação foi em relação ao cansaço dos participantes após a realização do experimento, no entanto, de acordo com o gráfico da Figura 42 apenas 2 participantes relataram cansaço, sendo que ambas eram voluntárias híbridas e uma delas foi a voluntária que relatou sofrer de labirintite, o que causou maior fadiga durante o experimento. Quanto aos demais, apenas 2 relataram estar pouco cansados e os outros 6 não apresentaram nenhum desgaste.

Figura 42 - Grau de cansaço dos usuários do *Moving Eyes*



Outros questionamentos que foram feitos levaram em consideração a avaliação da interface do *Moving Eyes*, o aumento da capacidade de mobilidade e se os participantes fariam uso do *Moving Eyes* em suas AVD. O primeiro questionamento mostra que o *Moving Eyes* teve uma boa aceitação, variando entre os conceitos Boa Interface e Ótima Interface. Quando ao aumento da mobilidade, 80% dos participantes apontou ser uma ferramenta que aumentaria muito sua mobilidade, sendo que os 20% restantes apontaram um aumento em partes da mobilidade. Já para a questão relacionada a possibilidade de usar o *Moving Eyes* 100% dos envolvidos afirmaram que utilizariam o *Moving Eyes*.

Além das perguntas citadas acima, os participantes foram questionados quanto ao que mais gostaram no *Moving Eyes*, vantagens, desvantagens, dificuldades e sugestões de melhorias. A Tabela 12 apresenta as respostas obtidas com base nestes questionamentos. Por meio destes

questionamentos foi possível observar que a vantagem mais abordada pelos envolvidos foi a autonomia que o *Moving Eyes* poderia oferecer a um portador de necessidades especiais, seguida pela praticidade e aplicabilidade do *Moving Eyes*, além de suas respostas rápidas ao acionar a cadeira de rodas.

Tabela 12 - Respostas questionário de usabilidade

| | Vantagens | Desvantagens | Sugestões |
|------------|------------------|--------------------------------|---------------------------------------|
| Usuário 1 | Praticidade | Sensibilidade da Câmera | Versão para Tablet |
| Usuário 2 | Autonomia | Nenhuma | Versão para Tablet |
| Usuário 3 | Autonomia | Diplopia (Desnível de visão) | Versão para Tablet/Captura em um olho |
| Usuário 4 | Autonomia | Demora para chegar ao SUS | Versão para Tablet |
| Usuário 5 | Autonomia | Nenhuma | Treinamento |
| Usuário 6 | Aplicabilidade | Campo visual | Versão para Tablet |
| Usuário 7 | Autonomia | Labirintite/piscar | Tratar piscadas |
| Usuário 8 | Autonomia | Nenhuma | Melhorar calibração |
| Usuário 9 | Resposta rápida | Necessidade de olhar para fora | Não ter que olhar para fora da tela |
| Usuário 10 | Praticidade | Falha de resposta ao comando | Melhorar calibração |

Como desvantagens do *Moving Eyes*, 2 voluntários hígidos apontaram a necessidade de ter que olhar para fora da tela em alguns momentos, no entanto, em conversa com os usuários de cadeira de rodas, os mesmos apontaram este fator como uma vantagem, já que proporcionava a eles um aumento em seu campo de visão. Outros fatores apontados como desvantagens foram os problemas de saúde preexistentes em 2 voluntários, dificultando a utilização do *Moving Eyes*. Quanto às sugestões de melhoria, o item mais apontado foi o desenvolvimento de uma versão voltada para dispositivos móveis com ênfase em Tablets, de forma a aumentar o campo de visão do usuário, uma vez que o notebook posicionado à sua frente limita muito seu campo de visão. Foram sugeridos ainda fatores como treinamento para uso do *Moving Eyes* e melhoria da

calibração, uma vez que em alguns casos o *Moving Eyes* precisou ser calibrado mais de uma vez.

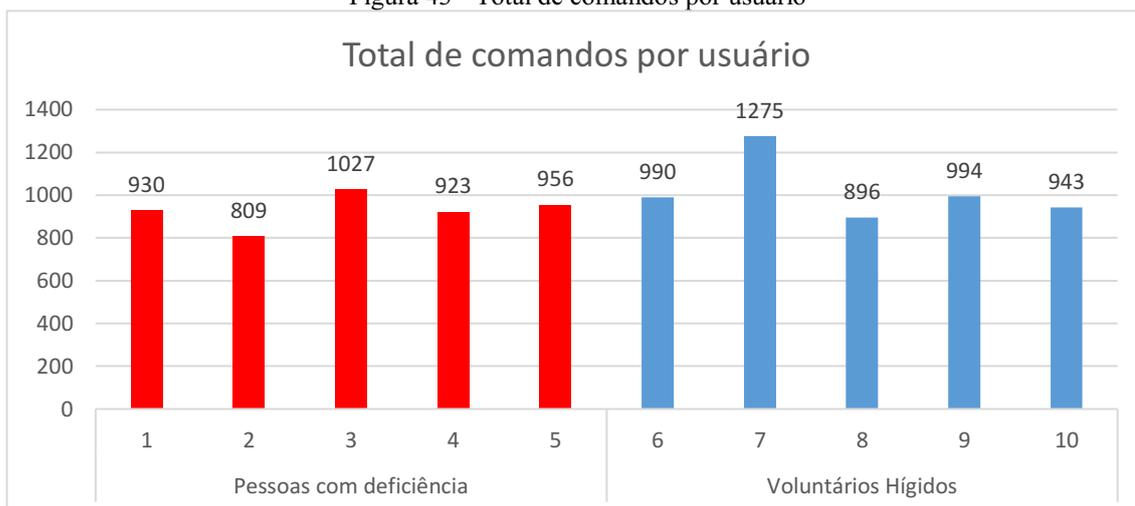
6.2. Análise dos Resultados

Visando demonstrar com mais clareza os resultados desta pesquisa, aqui são apresentados com detalhes os testes de usabilidade feitos com o sistema desenvolvido na pesquisa. Conforme citado anteriormente, foram convidados para participar do teste cinco usuários de cadeira de rodas motorizadas, e cinco voluntários hígidos a fim de se testar o *Moving Eyes* e encontrar os maiores problemas de usabilidade existentes nesta primeira versão, bem como comparar o ponto de vista de diferentes perspectivas, lembrando ainda que o grupo de voluntários hígidos era composto por profissionais de nível superior de diferentes áreas.

Cada um dos participantes foi orientado a conduzir a cadeira de rodas de forma livre durante 30 minutos, evitando qualquer tipo de colisão e se movendo em todas as direções permitidas. Nenhum dos participantes teve contato prévio com o *Moving Eyes* ou com qualquer parte do seu desenvolvimento, de forma que seu funcionamento era inicialmente desconhecido para todos os dez participantes.

Durante a realização dos testes, a quantidade de comandos que cada usuário emitiu a cada minuto para a CRM foi registrada por meio de logs em arquivos de extensão .txt, em um diretório específico. O formato dos logs permite identificar quais foram os comandos emitidos pelo usuário bem como suas respectivas quantidades. Isso possibilita realizar diversas análises como, por exemplo, verificar em quais direções o participante teve mais facilidade de se locomover. É importante citar que quando uma direção é selecionada pelo usuário, o *Moving Eyes* envia um comando para o controlador da CRM por meio de uma conexão USB, e este permanece ativo até que outra região seja selecionada e, conseqüentemente, outro comando seja enviado. É possível visualizar a quantidade de comandos emitida por cada usuário no gráfico da Figura 43, onde as pessoas com deficiência estão representadas pelas barras vermelhas e os voluntários hígidos pelas azuis.

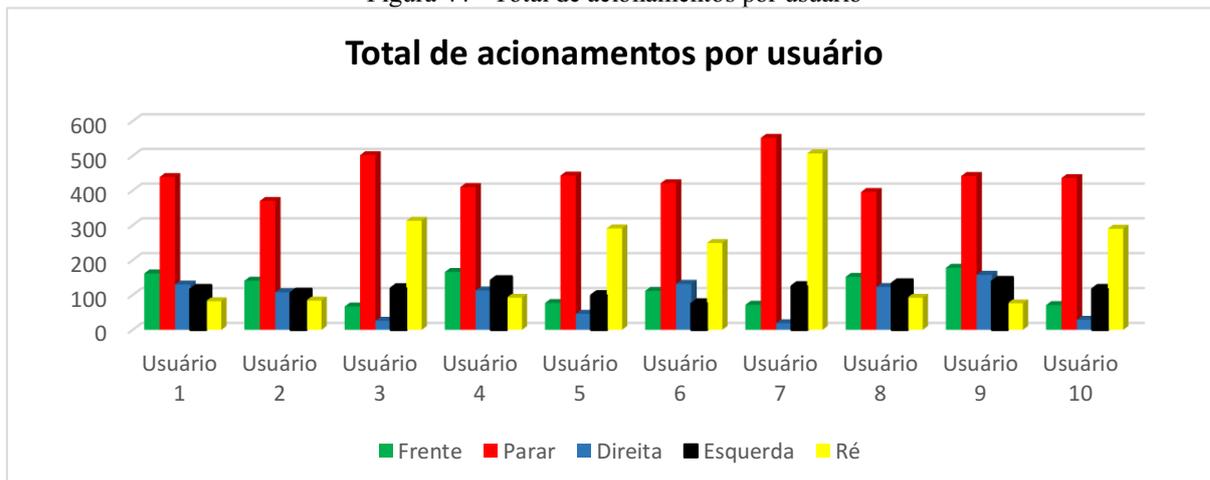
Figura 43 - Total de comandos por usuário



Com base neste gráfico, é possível notar uma diferença na quantidade de comandos emitidos pelos usuários 3, representado pela barra vermelha (Pessoa com deficiência) e 7, representado pela barra azul (Voluntário hígido) quando comparados aos demais, sendo que eles possuíam outros problemas de saúde que acabaram dificultando a realização dos testes. No entanto, optou-se por não retirar seus resultados desta pesquisa, uma vez que os mesmos podem ser incluídos aos critérios de eliminação para estudos posteriores. A descrição de cada um desses casos será realizada adiante neste trabalho.

Outro ponto interessante como critério de comparação foi a quantidade de cada tipo de comando emitida por cada usuário, que é mostrada no gráfico da Figura 44. Para tal verificação é importante citar que os usuários 1 a 5 representam os portadores de deficiência e os usuários 6 a 10 representam os voluntários hígidos.

Figura 44 - Total de acionamentos por usuário

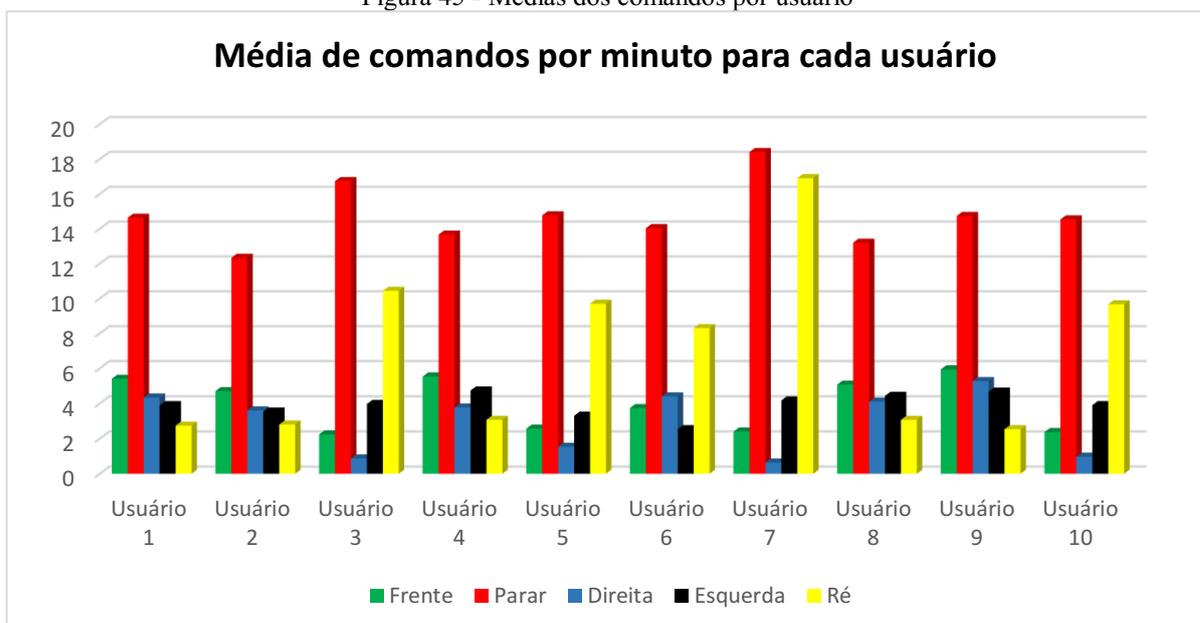


Através deste gráfico é possível perceber uma grande variação dos comandos emitidos por cada participante, ficando evidente que o comando mais utilizado foi o da função parar, representada aqui pela cor vermelha. Pode-se notar ainda que alguns participantes tiveram maior dificuldade em movimentar a CRM para a Direita, como é o caso dos usuários 3, 7 e 10. Para estes foi necessário efetuar uma nova calibração do sistema, bem como o reposicionamento do notebook a fim de melhorar o ângulo de captação da câmera. Embora o usuário 1 tenha enfrentado dificuldades em operar o *Moving Eyes* devido à sua condição, juntamente com os usuários 2, 4, 8 e 9, foi quem melhor conseguiu conduzir a CRM em todas as direções sem uma grande discrepância entre todas as direções desejadas.

Ainda sobre a quantidades de comandos gerada pelos usuários, o valor máximo de comandos emitidos por minuto foi 140, ao passo que, desconsiderando os minutos restantes que a voluntária 7 não utilizou, o menor número de comandos por minuto foi de 5. Este valor reduzido se dá em funções de momentos onde o usuário olhou para outra região fora do ângulo de captura da câmera ou ainda momentos onde a parada foi intencional.

No intuito de obter mais informações para verificar o desempenho dos usuários, foi gerada a média de comandos por minuto realizados por direção, a qual pode ser visualizada no gráfico da Figura 45.

Figura 45 - Médias dos comandos por usuário



Assim, o gráfico acima fornece informações adicionais para análise do desempenho do usuário na condução da CRM. No entanto, é necessário um estudo com um número maior de participantes cumprindo um protocolo experimental comum a fim de proporcionar uma análise estatística adequada e, conseqüentemente, um estudo de avaliação do desempenho na condução do dispositivo. Observado que tal estudo está além do escopo deste trabalho.

Ainda sobre os dados coletados sobre cada um dos comandos acionados via sistema, foram geradas informações referentes a toda a população amostral como Total de cada comando, Média, Frequência Relativa (FR), Desvio Padrão (DP) e Coeficiente de Variação (CV) [74] para cada um dos grupos. Todos estes dados são mostrados na Tabela 13.

Tabela 13 - Dados do trabalho

| | Pessoas com Deficiência | | | | | Hígidos | | | | |
|-----------------|-------------------------|-------|--------|--------|--------|---------|-------|--------|--------|--------|
| | Soma | Média | FR (%) | DP | CV (%) | Soma | Média | FR (%) | DP | CV (%) |
| Frente | 613 | 122,6 | 13% | 42,30 | 35% | 585 | 117 | 11% | 42,69 | 36% |
| Parar | 2164 | 432,8 | 47% | 43,35 | 10% | 2247 | 449,4 | 44% | 53,70 | 12% |
| Direita | 423 | 84,6 | 9% | 40,84 | 48% | 461 | 92,2 | 9% | 56,95 | 62% |
| Esquerda | 583 | 116,6 | 13% | 14,65 | 13% | 591 | 118,2 | 12% | 22,46 | 19% |
| Ré | 862 | 172,4 | 19% | 106,10 | 62% | 1214 | 242,8 | 24% | 156,61 | 65% |

Segundo a Frequência Relativa presente na tabela acima, é possível notar que o comando parar foi o mais frequente para todos os participantes de ambos os grupos, com um percentual de 47% para pessoas com deficiência e 44% para o grupo de hígidos, sendo possível afirmar ainda, que o mesmo manteve a menor variação dentre todos os envolvidos, conforme pode ser visualizado pelo Coeficiente de Variação com um valor de 10% e 12% respectivamente. Tal afirmação pode ser justificada em função de momentos de insegurança dos participantes durante a movimentação da cadeira, sendo que a qualquer movimento não intencional a ação do participante era tentar parar a cadeira. Outro fator que pode ter impactado neste resultado é a posição da região de interesse referente ao comando parar. O fato deste comando ser acionado por uma região central da tela, pode provocar acionamentos a mais, mesmo que involuntários, como por exemplo, uma pequena movimentação do olho.

Quanto aos demais comandos, é possível observar, com base ainda no Coeficiente de variação, que houve uma grande diversificação entre os usuários. Para este caso, foi possível observar durante os testes, uma certa dificuldade que alguns usuários tiveram em relação a

outros para acionar determinadas regiões. Esta variação pode ser observada, por exemplo, na diferença entre os comandos Direita e Esquerda, que tem como Coeficiente de Variação 48% e 13% para pessoas com deficiência, e 62% e 19% para voluntários hígidos.

Outro fator de grande relevância e que deve ser tratado em projetos futuros e a alta frequência no uso de comando Ré, que pode ser notado tanto por meio da Frequência Relativa, onde é possível observar um percentual de 19%, maior que o comando Frente, com um percentual de 13% para o grupo de pessoas com deficiência e 24% contra 11% do comando Frente para os voluntários hígidos. No entanto, observando os gráficos da Figura 34 e Figura 35, é possível notar que no primeiro grupo, composto por portadores de deficiências motoras, dois participantes acionaram mais vezes o comando responsável pela função Ré do que a função Frente, contudo é importante salientar que um destes, foi o mesmo voluntário que relatou durante os testes, ser portador de diplopia, sendo este fato descrito de forma mais detalhada mais à frente neste mesmo capítulo. Quanto aos demais casos presentes nos gráficos citados, ambos fazem parte do segundo grupo, composto por voluntários hígidos, sendo um deles pertencente à voluntária que relatou ser portadora de labirintite. Um ponto observado nestes 3 últimos casos, é que diferentemente dos voluntários do primeiro grupo que mantinham a cabeça imóvel, estes tinham maior dificuldade e sempre que não conseguiam acionar determinada região tendiam a movimentar a cabeça.

No intuito de verificar se o mesmo poderia ser observado na população como um todo, foi realizada a mesma análise para a população geral. Os dados referentes a tal análise estão presentes na Tabela 14.

Tabela 14 - Dados do trabalho

| | Soma | Média | FR (%) | DP | CV (%) |
|-----------------|-------------|--------------|---------------|-----------|---------------|
| Frente | 1198 | 119,8 | 12,30% | 42,59 | 35,55% |
| Parar | 4411 | 441,1 | 45,27% | 49,50 | 11,22% |
| Direita | 884 | 88,4 | 9,07% | 49,70 | 56,22% |
| Esquerda | 1174 | 117,4 | 12,05% | 18,98 | 16,17% |
| Ré | 2076 | 207,6 | 21,31% | 138,31 | 66,63% |

Após a análise dos dados de toda a população, foi possível identificar os mesmos padrões presentes quando comparados os dois grupos separadamente. A exemplo pode-se citar a predominância do comando parar com uma Frequência Relativa de 45,27% mantendo uma variação apenas de 11,22%. Também pode ser identificada uma diferença entre os comandos

Direita e Esquerda com base em seus Coeficientes de Variação que atingiram 56,22% e 16,17% respectivamente.

6.3. Considerações Finais

Este capítulo apresentou os resultados obtidos a partir dos testes realizados na AACD com pessoas com deficiências motoras severas e, na UFU, com voluntários hígidos. Todas as informações e impressões pertinentes do *Moving Eyes* foram coletadas ao longo dos experimentos, analisadas e posteriormente documentadas.

Os testes mostraram alguns problemas de usabilidade que, após solucionados, deverão melhorar a aplicabilidade do *Moving Eyes* como ferramenta para condução de cadeira de rodas motorizada, de forma que este possa vir a ser efetivamente utilizado como uma ferramenta de tecnologia assistiva para auxílio a pessoas com deficiências motoras severas durante suas atividades da vida diária.

CAPÍTULO 7 - CONCLUSÃO

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.

7.1. Conclusões da Pesquisa

Neste trabalho foi desenvolvido um sistema para condução de cadeira de rodas motorizada (CRM) por meio de técnicas de *eye tracking* e uma câmera de notebook comum. Por meio dessa estratégia foi possível dispensar a conexão ao notebook de outros periféricos tradicionalmente usados para realização da tarefa, como é o caso dos dispositivos de rastreamento ocular (*eye tracker*) disponíveis no mercado. Tudo isso, no intuito de facilitar o acesso a esta tecnologia assistiva a pessoas com deficiência motora grave que não conseguem usar o joystick comumente encontrado nas CRMs.

Em um primeiro momento, o sistema proposto mostrou-se aplicável para pessoas com deficiências motoras severas. Embora tenham ocorrido casos em que a presença de outras patologias preexistentes tenha dificultado a realização dos testes, para a maioria dos participantes, os testes foram realizados de forma satisfatória. Dessa forma, reforça-se a ideia de que uma solução de *eye tracking* pode ser aplicada a usuários de cadeira de rodas motorizadas com limitações severas de forma a garantir maior qualidade nas atividades da vida diária desses indivíduos.

Quanto a pesquisa inicial, foi observado que grande parte dos usuários de CRM nunca teve contato com tecnologias assistivas. Foi constatado que mais da metade dos participantes nunca tinha ouvido falar neste tipo de tecnologia e os que conheciam nunca tinham feito uso.

Além disso, nem todos os voluntários do grupo 1 tinham contato com cadeira de rodas motorizada, fazendo uso de cadeira de rodas convencionais e em alguns casos, alguns ainda estavam aguardando na fila para conseguir sua primeira cadeira de rodas.

De modo geral, ao serem apresentados ao *Moving Eyes*, os participantes do estudo entenderam que o sistema poderia proporcionar-lhes um ganho significativo de autonomia, diminuindo sua dependência de terceiros para realização de suas atividades. Como consenso geral, porém, disseram que a ferramenta poderia se tornar ainda melhor se fosse desenvolvida

uma versão voltada para dispositivos móveis como *tablets* ou *smartphones*, na tentativa de aumentar seu campo de visão, uma vez que o notebook posicionado à sua frente limita consideravelmente sua visão.

O uso do notebook foi um fator limitador para a desenvoltura dos voluntários durante a condução da cadeira, uma vez que sempre havia um pequeno receio em colidir com algo à sua frente ou à sua volta. Tal fato por ser um dos motivos pelo qual o uso da função parar se destacou quando comparada as demais.

O controle por meio do dispositivo *eye tracker* apresentou limitações em relação à área de detecção. Em função do uso de uma *webcam* comum, nem sempre a região de interesse observada pôde ser detectada. Em alguns casos, fatores como luminosidade e posição da tela do notebook também foram fatores influenciadores para a detecção. Nestes casos ocorreram eventos de imprecisão e comandos não intencionais.

Uma solução para tal problema foi o uso de uma área de detecção maior possibilitando que usuários com este problema olhassem além da tela do notebook. Embora os usuários do Grupo 2 tenham apontado esta alteração como uma sugestão de melhoria, grande parte dos usuários do Grupo 1 abordou esta adaptação como uma vantagem, pois desta forma ganharam a possibilidade de ter seu campo de visão aumentado.

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 pelos usuários de cadeira de rodas motorizadas e voluntários hígidos. Embora seja possível notar, com base nos questionários e gráficos apresentados, a insatisfação de alguns voluntários quanto à dificuldade de operação e/ou outros fatores limitadores anteriormente abordados. Contudo, o *Moving Eyes* desenvolvido pode proporcionar aos usuários de CRM esperança de ter uma ferramenta mais acessível para realização de suas atividades com maior autonomia. Assim, a longo prazo, a ferramenta proposta pode vir a ser utilizada por pessoas com deficiências motoras severas em suas próprias residências, como uma forma de exercer algum tipo de atividade, promovendo assim uma melhora na qualidade de vida, na autoestima, bem como em outros aspectos emocionais e físicos.

7.2. Trabalhos Futuros

Embora o melhor desempenho dos usuários com o *Moving Eyes* dependa bastante de suas habilidades e treinamento prévio, já que sua maior dificuldade foi notada na primeira metade do experimento, melhorando com o desenvolver deste, foi possível perceber que

existem diferentes tipos de necessidades a serem atendidas. Assim, para atender a um maior número de potenciais usuários do *Moving Eyes*, faz-se necessária a inclusão de ferramentas que proporcionem melhorias nos âmbitos de iluminação, calibração e ângulo de captação.

Na literatura, uma outra técnica muito utilizada, e citada anteriormente nesta pesquisa faz menção ao uso de emissão de feixes de luz infravermelha emitidos sobre o olho do usuário, e que posteriormente tem seu reflexo captado pela câmera. Esta técnica intitulada de iROG pode vir a ser adaptada ao *Moving Eyes* para ser utilizada em conjunto com a aplicação já existente, de forma a fornecer uma maior capacidade e detecção das regiões de interesse do usuário. Para tal, será necessário o desenvolvimento de um emissor de infravermelho similar aos existentes no mercado.

Ainda visando a melhoria do processo de detecção de regiões de interesse, com base em sugestões dos voluntários 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 do notebook, evitando que o usuário tenha que olhar para fora da tela para acionar um determinado comando direcional. Melhorando este processo, diminui-se o grau de fadiga dos usuários, pois estes não precisarão mais buscar por um ponto fora da tela para acionar a CRM.

A fim de obter resultados mais detalhados sobre o estudo em questão, pretende-se ainda realizar outro experimento com um número maior de voluntários. Neste sentido, pretende-se fazer uso de um protocolo de coletas onde os voluntários sejam orientados a realizar tarefas preestabelecidas, possibilitando a geração de dados que proporcionem uma análise estatística mais detalhada, como por exemplo a aplicação do instrumento para avaliação da condução em cadeira de rodas motorizada, Power Mobility Road Test.

Buscando uma forma de aplicar técnicas para controle alternativo, pretende-se implementar um módulo para controle por meio de movimentos da cabeça, voltados para usuários que ainda detém certo grau de movimento. Neste sentido é possível alcançar um número maior de pessoas com necessidades especiais.

Por fim, dentre as várias possibilidades de aprimoramento do *Moving Eyes* inclui-se, principalmente, criar uma versão para dispositivos móveis como *tablets* e/ou *smartphones*, visando assim um aumento no campo de visão do usuário.

REFERÊNCIAS

- [1] P. Pant, V. B. Gupta, A. Khanna, and N. Saxena, “Technology foresight study on assistive technology for locomotor disability,” *Technol. Disabil.*, vol. 29, no. 4, pp. 163–171, 2018. <https://doi.org/10.3233/TAD-170180>
- [2] Health Organization World, “World report on disability,” *World Heal. Organ.* 2011, p. 24, 2011.
- [3] IBGE, “Censo Demográfico 2010 - Características Gerais da População, e Religião PESSOAS com Deficiência,” *Inst. Bras. Geogr. e Estatística*, pp. 1–215, 2010. Available: <https://biblioteca.ibge.gov.br/index.php/biblioteca-catalogo?view=detalhes&id=794>. [Accessed: 28-Nov-2019]
- [4] M. W. Brault, “Americans With Disabilities : 2010,” vol. 423, no. July, pp. 1–24, 2012. Available: <https://www.census.gov/library/publications/2012/demo/p70-131.html>. [Accessed: 28-Nov-2018]
- [5] M. W. Brault, “Americans With Disabilities: 2010,” 2017, 2012. [Online]. Available: <https://www.census.gov/data/tables/2010/demo/disability/p70-131.html>. [Accessed: 28-Nov-2018].
- [6] M. H. Al Sibai and S. Abdul Manap, “A Study on Smart Wheelchair Systems,” *Int. J. Eng. Technol. Sci.*, Malasia, vol. 4, no. 1, pp. 25–35, 2015.
- [7] R. C. Simpson, “Smart wheelchairs: A literature review,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, Pittsburgh, vol. 42, no. 4, p. 423, 2005. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2004.08.0101>
- [8] J. Light and D. McNaughton, “Communicative competence for individuals who require augmentative and alternative communication: A new definition for a new era of communication?,” *AAC Augment. Altern. Commun.*, Pensilvânia, vol. 30, no. 1, pp. 1–18, 2014. <https://doi.org/10.3109/07434618.2014.885080>
- [9] P. C. Levy, N. S. Antonio, T. R. B. Souza, R. Caetano, and P. G. Souza, “ActiveIris: uma solução para comunicação alternativa e autonomia de pessoas com deficiência motora severa,” *Proc. 12th Brazilian Symp. Hum. Factors Comput. Syst.*, Manaus, vol. 5138, pp. 42–51, 2013.
- [10] A. do N. Júnior, “Robotização de uma cadeira de rodas motorizada: arquitetura, modelos, controle e aplicações,” Campinas, p. 122, 2016. <https://doi.org/10.1007/s10308-005-0138-8>
- [11] C. Torkia *et al.*, “Power wheelchair driving challenges in the community: A users’ perspective,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, Montreal, vol. 10, no. 3, pp. 211–215, 2015. <https://doi.org/10.3109/17483107.2014.898159>
- [12] R. L. Silva, “Desenvolvimento de uma Interface Homem-Máquina aplicada a Uma Cadeira de Rodas Robótica por meio de PDA,” Vitória, p. 146, 2008.
- [13] R. A. Kalantri, D. K. Chitre, and L. F. C. R. I. T., “Automatic Wheelchair using Gesture Recognition,” *International Journal of Engineering and Advanced Technology*, Bhopal, vol. 2, no. 9, pp. 216–218, 2013.
- [14] M. Mendes *et al.*, “Captura e Processamento de Sinais Biomédicos Utilizando o LabVIEW Capture and Processing of Biomedical Signal Using LabVIEW,” Ponta Grossa, *Rev. Bras. Instrumentação e Control.*, vol. 2, no. 4, 2016. <https://doi.org/10.3895/bjic.v4n2.5082>
- [15] G. Jang, J. Kim, S. Lee, and Y. Choi, “EMG-Based Continuous Control Scheme with Simple Classifier for Electric-Powered Wheelchair,” *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 63, no. 6, pp. 3695–3705, 2016. <https://doi.org/10.1109/TIE.2016.2522385>
- [16] J. K. Chacko, D. Oommen, K. K. Mathew, N. Sunny, and N. Babu, “Microcontroller Based EOG Guided Wheelchair,” *Int. J. Medical, Heal. Pharm. Biomed. Eng.*, Salem,

- vol. 7, no. 11, pp. 482–485, 2013.
- [17] F. H. Tyastuti, Y. Aniroh, D. Muslimin, and A. K. R. Effendy, “Classification of EMG signal on arm muscle motion using special fourier transformation to control electric wheelchair,” *Proceeding - ICAMIMIA 2017 Int. Conf. Adv. Mechatronics, Intell. Manuf. Ind. Autom.*, pp. 19–24, 2018. <https://doi.org/10.1109/ICAMIMIA.2017.8387550>
- [18] D. W. K. Ng, Y. W. Soh, and S. Y. Goh, “Development of an autonomous BCI wheelchair,” *IEEE SSCI 2014 - 2014 IEEE Symp. Ser. Comput. Intell. - CIBCI 2014 2014 IEEE Symp. Comput. Intell. Brain Comput. Interfaces, Proc.*, pp. 1–4, 2015. <https://doi.org/10.1109/CIBCI.2014.7007784>
- [19] B. Champaty, J. Jose, K. Pal, and A. Thirugnanam, “Development of EOG Based Human Machine Interface control System for Motorized Wheelchair,” 2014. <https://doi.org/10.1109/AICERA.2014.6908256>
- [20] A. Marjaninejad, “A Low-cost Real-time Wheelchair Navigation System Using Electrooculography,” no. Icee, pp. 1961–1965, 2014. <https://doi.org/10.1109/IranianCEE.2014.6999863>
- [21] W. S. Pease, H. L. Lew, and E. W. Johnson, *Eletromiografia Prática*, Saraiva, São Paulo, 4th ed. p. 460, 2008.
- [22] L. Borges, F. Martins, and E. L. M. Naves, “Electric-Powered Wheelchair Control Using Eye Tracking Techniques,” *Int. J. Innov. Res. Comput. Commun. Eng.*, 2016. <https://doi.org/10.15680/IJIRCCCE.2016.0409121>
- [23] J. Naruniec *et al.*, “Webcam-based system for video-oculography,” *IET Comput. Vis.*, vol. 11, no. 2, pp. 173–180, 2017. <https://doi.org/10.1049/iet-cvi.2016.0226>
- [24] R. Y. Cristanti, R. Sigit, T. Harsono, D. C. Adelina, A. Nabilah, and N. P. Anggraeni, “Eye gaze tracking to operate android-based communication helper application,” *Proc. - Int. Electron. Symp. Knowl. Creat. Intell. Comput. IES-KCIC 2017*, vol. 2017-Janua, pp. 89–94, 2017. <https://doi.org/10.1109/KCIC.2017.8228569>
- [25] ABNT, “Cadeira de Rodas,” *Assoc. Bras. Normas Técnicas Dossiê Técnico*, São Paulo, 2015. Available: <http://abnt.org.br/paginampe/biblioteca/files/upload/anexos/pdf/7af36f62b03b2bc99eb0e16b9a78eab3.pdf>. [Accessed: 28-Nov-2018]
- [26] V. A. Y. Ossada, M. R. Garanhani, R. B. de Souza, and V. de S. P. Costa, “The wheelchair and its essential components for the mobility of quadriplegic persons with spinal cord injury,” *Acta Fisiátrica*, vol. 21, no. 4, pp. 162–166, 2014.
- [27] O. M. da Silva and R. J. Del’Acqua, “Faster Centro de Referências,” 2016. [Online]. Available: <http://www.crfaster.com.br/Cadeira Rodas.htm>. [Accessed: 26-Dec-2019].
- [28] E. Dawling, “The revolutionary wheelchair rising to a challenge,” *Br. Broadcast. Corp. - BBC*, 2018. Available: <https://www.bbc.com/future/article/20180208-the-revolutionary-wheelchair-rising-to-a-challenge>. [Accessed: 28-Dez-2018]
- [29] V. Garcia, “Cadeira de rodas e sua evolução histórica,” 2012. [Online]. Available: <https://www.deficienteciente.com.br/cadeira-de-rodas-e-sua-evolucao-historica.html>. [Accessed: 30-Dec-2019].
- [30] Monarch Mobility, “Uma Breve História da cadeira de rodas,” 2019. [Online]. Available: <https://monarchmobility.com/a-brief-history-of-the-wheelchair/>. [Accessed: 30-Dec-2019].
- [31] New York Times, “Wheelchair Maker vs. Críticos,” *New York Times*, 1996. Available: <https://www.nytimes.com/1981/02/12/business/wheelchair-maker-vs-critics.html>. [Accessed: 28-Dez-2018]
- [32] F. R. MARTINS, “Simulador para treinamento de cadeirantes em ambiente virtual acionado por comandos musculares e/ou visuais,” *Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de*

- Uberlândia, Uberlândia, 2017.
- [33] R. A. M. Braga, “Plataforma de desenvolvimento de cadeiras de rodas inteligentes,” Tese (Doutorado em Engenharia Informática) - Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Porto, p. 246, 2010.
- [34] R. A. M. Braga, A. V. Pazmino, I. M. Msc., and M. A. Ambrosi, “Design De Uma Cadeira De Rodas Inteligente,” no. December 2014, pp. 3542–3553, 2014. <https://doi.org/10.5151/designpro-ped-00741>
- [35] R. S. SCATOLIM, J. E. G. dos SANTOS, P. da C. LANDIM, and O. CASARI, “Design E Tecnologia Assistiva: Contribuições Para O Desenvolvimento De Cadeiras De Rodas Inteligentes,” pp. 461–469, 2015. <https://doi.org/10.5151/15ergodesign-06-E061>
- [36] E. da Silveira, “Mobilidade ampliada,” pp. 72–73, 208. Ed. 2013. Available: <https://revistapesquisa.fapesp.br/mobilidade-ampliada/> [Accessed: 26-Dez-2019]
- [37] IEEE Xplore Digital Library, “IEEE Xplore,” 2019. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/Xplore/home.jsp>. [Accessed: 14-Jan-2019].
- [38] Pubmed, “Pubmed,” 2019. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov>. [Accessed: 14-Jan-2019].
- [39] Springer, “Springer,” 2019. [Online]. Available: <https://www.springer.com/br>. [Accessed: 14-Jan-2019].
- [40] Scielo, “Scielo,” 2019. [Online]. Available: <https://scielo.org>. [Accessed: 14-Jan-2019].
- [41] Science Direct, “Science Direct,” 2019. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com>. [Accessed: 14-Jan-2019].
- [42] Y. M. L. R. Silva, W. C. S. S. Simoes, E. L. M. Naves, T. F. Bastos Filho, and V. F. De Lucena, “Teleoperation Training Environment for New Users of Electric Powered Wheelchairs Based on Multiple Driving Methods,” *IEEE Access*, vol. 6, pp. 55099–55111, 2018. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2872603>
- [43] Y. K. Meena, H. Cecotti, K. Wong-Lin, and G. Prasad, “A multimodal interface to resolve the Midas-Touch problem in gaze controlled wheelchair,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 905–908, 2017. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2017.8036971>
- [44] E. Wästlund, K. Sponseller, O. Pettersson, and A. Bared, “Evaluating gaze-driven power wheelchair with navigation support for persons with disabilities,” *J. Rehabil. Res. Dev.*, vol. 52, no. 7, pp. 815–826, 2015. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.10.0228>
- [45] N. Mani, A. Sebastian, A. M. Paul, A. Chacko, and A. Raghunath, “Eye Controlled Electric Wheel Chair,” *Int. J. Adv. Res. Electr. Electron. Instrum. Eng.*, pp. 2494–2497, 2015.
- [46] F. P. Chee, M. Duinong, H. W. J. Chang, A. Awang, A. S. Francis, and J. Dayou, “Eye tracking electronic wheelchair for physically challenged person,” *ARPN J. Eng. Appl. Sci.*, vol. 12, no. 13, pp. 4078–4083, 2017.
- [47] M. A. Eid, N. Giakoumidis, and A. El Saddik, “A Novel Eye-Gaze-Controlled Wheelchair System for Navigating Unknown Environments: Case Study with a Person with ALS,” *IEEE Access*, vol. 4, pp. 558–573, 2016. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2016.2520093>
- [48] C. Rodrigues, “Eye Directive Wheelchair,” *Int. J. Curr. Eng. Technol.*, vol. 5, no. 4, pp. 2304–2307, 2015.
- [49] G. Gautam, G. Sumanth, K. C. Karthikeyan, S. Sundar, and D. Venkataraman, “Eye Movement Based Electronic Wheel Chair For Physically Challenged Persons,” *Int. J. of Scientific & Technology Research*, vol. 3, no. 2, pp. 206–212, 2014.
- [50] R. Cruz, V. Souza, T. B. Filho, and V. Lucena, “Electric Powered Wheelchair Command by Information Fusion from Eye Tracking and BCI,” *2019 IEEE Int. Conf.*

- Consum. Electron. ICCE 2019*, pp. 1–2, 2019.
<https://doi.org/10.1109/ICCE.2019.8662090>
- [51] T. Strandvall, “Eye tracking in human-computer interaction and usability research,” *Lect. Notes Comput. Sci. (including Subser. Lect. Notes Artif. Intell. Lect. Notes Bioinformatics)*, vol. 5727 LNCS, no. PART 2, pp. 936–937, 2009.
https://doi.org/10.1007/978-3-642-03658-3_119
- [52] E. C. Giannotto, “Uso De Rastreamento Do Olhar Na Avaliação Da Experiência Do Tele-Usuário De Aplicações De Tv Interativa,” Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) - Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, pp. 1–291, 2009.
- [53] R. (UERJ) Foister, *Aspectos da utilização do rastreamento ocular na pesquisa psicolinguística*, vol. 2017. 2017. <https://doi.org/10.1590/0102-445095461720767529>
- [54] Hutton S.B. (2019) Eye Tracking Methodology. In: Klein C., Ettinger U. (eds) Eye Movement Research. Studies in Neuroscience, Psychology and Behavioral Economics. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-20085-5_8
- [55] TOBII TECHNOLOGY, “How eye tracking works,” 2020. [Online]. Available: <https://www.tobiidynavox.com/about/about-us/how-eye-tracking-works/>. [Accessed: 07-May-2020].
- [56] G. S. Goedert, “O uso da tecnologia Eye-tracking para rastreamento da direção da visão em estudos de conforto visual e ofuscamento.pdf.” *Especialize On-line IPOG*, 2017, Florianópolis, p. 17, 2017.
- [57] R. C. . Gonzalez and R. E. Woods, “Digital image processing,” *Nueva Jersey*. p. 976, 2008.
- [58] H. V. Neto and A. Gonzaga, *Avanços em Visão Computacional*. Omnipax. Curitiba, 2012. <https://doi.org/10.7436/2012.avc.0>
- [59] A. R. Backes and J. J. de M. S. Junior, *Introdução à visão computacional usando Matlab*, Alta Books. Rio de Janeiro, 2016.
- [60] J. Hurwitz and D. Kirsch, *Machine Learning For Dummies®*, IBM Limited Edition, vol. 35, no. 5. 2018. <https://doi.org/10.1002/asi.4630350509>
- [61] T. Chen *et al.*, “DianNao: A small-footprint high-throughput accelerator for ubiquitous machine-learning,” *Int. Conf. Archit. Support Program. Lang. Oper. Syst. - ASPLOS*, pp. 269–283, 2014. <https://doi.org/10.1145/2541940.2541967>
- [62] OpenCV team, “OpenCV,” 2020. [Online]. Available: <https://opencv.org>. [Accessed: 08-May-2020].
- [63] D. E. King, “Dlib-ml: A machine learning toolkit,” *J. Mach. Learn. Res.*, vol. 10, pp. 1755–1758, 2009.
- [64] D. E. King, “Dlib C++ Library,” 2020. [Online]. Available: <http://dlib.net/ml.html>. [Accessed: 08-May-2020].
- [65] Python Software Foundation, “Python,” 2020. [Online]. Available: <https://www.python.org>. [Accessed: 08-May-2020].
- [66] Anaconda Inc, “Anaconda,” 2020. [Online]. Available: <https://www.anaconda.com>. [Accessed: 08-May-2020].
- [67] NumPy, “NumPy,” 2019. [Online]. Available: <https://numpy.org>. [Accessed: 20-May-2019].
- [68] Developer Community, “Kivy,” 2020. [Online]. Available: <https://kivy.org>. [Accessed: 08-May-2020].
- [69] A. Lamé, “GazeTracking,” 2020. [Online]. Available: <https://github.com/antoinelame/GazeTracking>. [Accessed: 15-May-2020].
- [70] O. Llauradó, “Escala de Likert: o que é e como utilizá-la,” 2015. [Online]. Available: <https://www.netquest.com/blog/br/escala-likert>. [Accessed: 08-May-2020].
- [71] I. Sommerville, *Engenharia de Software*, 9th ed. São Paulo, 2011.

- [72] R. S. PRESSMAN, *Engenharia de Software*, 8th ed. São Paulo, 2016.
- [73] HEFLO, “Notação BPMN, a mais usada para modelar processos,” 2020. [Online]. Available: <https://www.heflo.com/pt-br/bpm/notacao-bpmn/>. [Accessed: 14-May-2020].
- [74] P. A. Morettin and W. O. Bussab, *Estatística Básica*, 6th ed. São Paulo, 2010.
- [75] R. Walls, R. Hockberger, and M. Gausche-Hill, *Rosen’s Emergency Medicine: Concepts and Clinical Practice*, 9th ed. 2017.
- [76] D. Varella, “Labirintite,” 2020. [Online]. Available: <https://drauziovarella.uol.com.br/doencas-e-sintomas/labirintite/>. [Accessed: 15-May-2020].

ANEXOS

ANEXO I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada “Sistema para controle de cadeira de rodas motorizada acionado por comandos oculares”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Eduardo Lázaro Martins Naves, Caroline Araújo Marquez Valentini e Eder Manoel de Santana.

Esta pesquisa pretende proporcionar uma forma alternativa para comandar uma cadeira de rodas motorizada. Acredita-se que ela seja importante porque alguns indivíduos que possuem deficiências e se encontram incapazes de se locomover e de controlar uma cadeira de rodas de formas tradicionais necessitam de comandos alternativos para movimentarem a cadeira de rodas. Sendo assim, este estudo pretende viabilizar uma forma alternativa para este comando.

A técnica utilizada se baseia no uso de rastreamento ocular (por meio da direção do olhar será possível realizar um movimento na cadeira).

O presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será fornecido pelo pesquisador Eder Manoel de Santana e deverá ser apresentado antes da realização do experimento na Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD).

Durante sua participação, lhe serão apresentados dois questionários, um antes de iniciar o experimento e o outro após conhecer e experimentar o sistema desenvolvido. Você deverá comandar a cadeira de rodas em ambiente real e relatar ao pesquisador toda impressão que o sistema tenha lhe causado.

Em nenhum momento você será identificado, a não ser entre os responsáveis pelo estudo, sendo assegurado o sigilo sobre sua participação. Os resultados da pesquisa deverão ser publicados, porém ainda assim sua identidade será preservada.

Você não terá nenhum gasto e ganho financeiro por participar na pesquisa.

Os riscos envolvidos consistem na possível fadiga mental por acionar a cadeira de rodas de forma não convencional.

Os benefícios que se esperam com este estudo são: aprimorar as técnicas desenvolvidas, a partir das sugestões coletadas de todos os voluntários, e determinar as melhores técnicas para que em próximas etapas do projeto sejam implantadas para auxiliar usuários de cadeiras de rodas.

Você é livre para deixar de participar da pesquisa a qualquer momento sem que haja qualquer prejuízo ou coação por parte dos envolvidos.

Uma cópia deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido ficará com você, e a segunda cópia será arquivada pelos pesquisadores.

Em caso de qualquer dúvida ou reclamação a respeito da pesquisa, você poderá entrar em contato com: Eduardo Lázaro Martins Naves (34) 3239-4769 Caroline Araújo Marquez Valentini ou Eder Manoel de Santana (34) 9 9161-9000. Você poderá também entrar em contato com o CEP - Comitê de Ética na Pesquisa com Seres Humanos na Universidade Federal de Uberlândia, localizado na Av. João Naves de Ávila, nº 2121, bloco A, sala 224, campus Santa Mônica – Uberlândia/MG, 38408-100; telefone: 34-3239-4131.

Uberlândia, _____ de _____ de 2020.

Eduardo Lázaro Martins Naves

Caroline Araújo Marquez Valentini

Eder Manoel de Santana

Eu aceito participar do projeto citado acima, voluntariamente, após ter sido devidamente esclarecido.

Participante da pesquisa

Eu, _____ responsável pelo
_____ autorizo e responsabilizo a
participação do mesmo no projeto descrito acima.

ANEXO II

Questionário para Avaliação de Dificuldades

1. Nome: _____
2. Sexo:
 - a. Masculino;
 - b. Feminino.
3. 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. 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. Qual o tipo de deficiência ou lesão você possui?

6. Há quanto tempo foi diagnosticado?

7. Você é usuário de cadeira de rodas? Se sim, há quanto tempo?
 - a. Não;
 - b. Sim, há _____.
8. Caso tenha respondido sim na pergunta anterior, como adquiriu a cadeira?
 - a. SUS;
 - b. Outro. Qual? _____.
9. Você usa o joystick para movimentar a cadeira, ou usa algum tipo de controle alternativo?
 - a. Joystick;
 - b. Outro. Qual? _____.
10. Qual o seu grau de experiência com tecnologias assistivas de controle alternativo (Eye Tracker, eletromiografia da face, etc)?
 - a. Não conheço;
 - b. Já tive contato, mas nunca utilizei;
 - c. Já utilizei;

- d. Uso ocasionalmente;
 - e. Uso constantemente.
11. Qual o seu grau de autonomia para ligar e conduzir a cadeira de rodas?
- a. Totalmente dependente;
 - b. Parcialmente dependente;
 - c. Totalmente independente.
12. Qual o grau de dificuldade que você teve no aprendizado da condução da cadeira de rodas?
- a. Nunca conduzi;
 - b. Alto;
 - c. Médio;
 - d. Baixo;
 - e. Nenhum.
13. Qual a sua frequência de colisão em obstáculos durante a condução da cadeira de rodas?
- a. O tempo todo;
 - b. Frequentemente;
 - c. Ocasionalmente;
 - d. Raramente;
 - e. Nunca.
14. Qual o seu grau de dificuldades para fazer curvas durante a condução da cadeira de rodas?
- a. Não consigo;
 - b. Alto;
 - c. Médio;
 - d. Baixo;
 - e. Nenhum.
15. Qual é sua maior dificuldade durante a condução da cadeira de rodas?
-
-

ANEXO III

Questionário para avaliação da usabilidade do sistema

1. Sexo:
 - a. Masculino;
 - b. Feminino.
2. 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.
3. 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.
4. É usuário de cadeira de rodas?
 - a. Não;
 - b. Sim, há _____.
5. Qual o seu grau de satisfação do sistema em relação às suas necessidades?
 - a. Insatisfeito (a);
 - b. Pouco satisfeito (a);
 - c. Moderadamente satisfeito (a);
 - d. Muito satisfeito (a);
 - e. Totalmente satisfeito (a).
6. Como você avalia a dificuldade em utilizar o sistema?
 - a. Muito difícil;
 - b. Difícil;
 - c. Médio;
 - d. Fácil;
 - e. Muito fácil.
7. Como você avalia o tempo de resposta da cadeira no sistema?
 - a. Muito lento;
 - b. Lento;
 - c. Mediano;
 - d. Rápido;
 - e. Muito rápido.
8. Como você avalia seu grau de cansaço após usar o sistema?
 - a. Extremamente cansado (a);
 - b. Muito cansado (a);
 - c. Cansado (a);

- d. Pouco cansado (a);
- e. Nenhum cansaço;

9. O que mais você gostou no sistema? Quais foram as vantagens?

10. Quais foram as desvantagens e dificuldades ao usar o sistema?

11. O que você sugere como melhorias para o sistema?

12. Como você avalia a interface gráfica do sistema?

- a. Péssima;
- b. Ruim;
- c. Regular;
- d. Boa;
- e. Ótima.

13. Você acha que esta modalidade aumentou sua capacidade de mobilidade?

- a. Não;
- b. Em partes;
- c. Sim.

14. Você usaria o sistema para conduzir a cadeira na realização de suas atividades da vida diária?

- a. Não;
- b. Sim.

APÊNDICES

APÊNDICE A

PRODUÇÕES CIENTÍFICAS

Artigos Publicados em Periódicos

SANTANA, E.M.; FERNANDES, F. G. ; MARTINS, F. R. ; NAVES, E. L. M. . Machine Learning Applied to Neurorehabilitation: A Systematic Mapping. JOURNAL ON ADVANCES IN THEORETICAL AND APPLIED INFORMATICS, v. 5, p. 28-33, 2019.

Artigos Publicados em Anais de Congressos

SALGADO, D.P., ALVES, E.L.M., **SANTANA, E. M.**, JUNIOR, F.C.B., VIANA, J.C. Detector de stress pessoal. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. (COBECSEB), 2017.

MARQUES, I. A.; ZAMBALDE, E. P.; **SANTANA, E. M.**; NAVES, E. L. M. Influência da propriocepção plantar no equilíbrio de adultos jovens. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. (COBECSEB), 2017. (Menção Honrosa)

SANTANA, E.M.; VIANA, J. C.; SOARES, A. B. Desafios para avaliação da atividade cortical em indivíduos com sintomas de aracnofobia. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. (COBECSEB), 2017.

SALGADO, D. P., **SANTANA, E.M.**, NAVES, E.L.M., JÚNIOR, F. C. B. Aplicação para coleta de sinais fisiológicos para monitoramento do stress com uso de um dispositivo vestível. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. (COBECSEB), 2017.

SANTANA, E.M., SILVA, E. H., PATROCINIO, A. C. Técnicas de seleção de atributos para caracterização de lesões mamárias em ultrassonografia. In: Anais do XI, Simpósio de Engenharia Biomédica. (SEB), 2018.

SANTANA, E. M., *et al.*, Efeitos da artroplastia de quadril na força de reação do solo durante a caminhada: um estudo piloto. In: Anais do 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI), 2018. Águas de Lindóia, 2018.

SANTANA, E.M., *et al.*, Alterações musculares na marcha pós cirurgia para sutura de lesão meniscal do tipo “alça de balde”: um estudo piloto. In: Anais do 6º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica (ENEBI), 2018. Águas de Lindóia, 2018.

SANTANA, E. M., FERNANDES, F. G., NAVES, E. L. M. Mapeamento sistemático sobre ferramentas de visão computacional aplicadas para auxílio no controla de cadeiras de rodas In:

Anais do VI SPPGI – Simpósio de Pesquisa, Pós-Graduação e Inovação da UFG – Regional Catalão, 2018.

Resumos Expandidos Publicados em Anais de Congresso

SALGADO, D. P.; SANTANA, E.M.; NAVES, E.L.M.; J'NIOR, F.C.B.; VIANA, J.C. Aplicação para coleta de sinais fisiológicos para monitoramento do stress com uso de um dispositivo vestível. In: Anais do V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica. (COBECSEB), 2017.

Artigos Publicados como Capítulos de Livro

SANTANA, E. M., VIANA, J. C., SOARES, A. B. Desafios para avaliação da atividade cortical em indivíduos com sintomas de aracnofobia. In: Bases da Saúde e Engenharia Biomédica. 1 ed., Ponta Grossa: Atena Editora, 2018, v.2, p. 46-53.

ALVES, C. M.; SANTANA, E. M.; NAVES, E. L. M. Influence of Visual and Proprioceptive Systems in the Postural Balance of Young Adults. IFMBE Proceedings. 1ed.: Springer Singapore, 2019, v. 70/1, p. 277-282.

Registro de Software

E.M. Santana, A.C. Patrocínio, e E.L.M. Naves, “*Moving Eyes* – Sistema para controle de cadeira de rodas motorizada acionado por comandos oculares”. Instituto Nacional de Propriedade Intelectual. BR 51 2020000126-2, 2020.

Prêmios e Títulos

Menção Honrosa pela coautoria no artigo finalista do prêmio de melhor artigo apresentado no V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica, Sociedade Brasileira de Eletromiografia e Cinesiologia.