

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

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UMA INTERFACE PARA
CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA POR MEIO DE
MOVIMENTOS DA CABEÇA**

EDSON FARIAS DOS SANTOS JUNIOR

UBERLÂNDIA – MG
2021

EDSON FARIAS DOS SANTOS JUNIOR

**DESENVOLVIMENTO E AVALIAÇÃO DE UMA INTERFACE PARA
CONTROLE DE CADEIRA DE RODAS MOTORIZADA POR MEIO DE
MOVIMENTOS DA CABEÇA**

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

Área de Concentração: Processamento da Informação

Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves – Orientador (UFU)
Prof^a. Dr^a. Angela Abreu Rosa de Sá - Membro Interno (UFU)
Prof. Dr. Fernando Pasquini Santos - Membro Interno (UFU)
Prof. Dr. Daniel Stefany Duarte Caetano - Membro Externo (Faculdade Pitágoras)



Prof. Dr. Eduardo Lázaro Martins Naves (Orientador)

UBERLÂNDIA – MINAS GERAIS
2021

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

S237d Santos Junior, Edson Farias dos, 1994-
2021 Desenvolvimento e avaliação de uma interface para controle de
cadeira de rodas motorizada por meio de movimentos da cabeça [recurso
eletrônico] / Edson Farias dos Santos Junior. - 2021.

Orientador: Eduardo Lázaro Martins Naves.
Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Modo de acesso: Internet.
Disponível em:
<http://doi.org/10.14393/ufu.di.2021.6009> Inclui
bibliografia.
Inclui ilustrações.

1. Engenharia elétrica. I. Naves, Eduardo Lázaro Martins, 1970-
(Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-
Graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.

CDU: 621.3



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



ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 753, PPGEELT				
Data:	Vinte e nove de janeiro de dois mil e vinte e um	Hora de início:	09:00	Hora de encerramento:	11:30
Matrícula do Discente:	11812EEL005				
Nome do Discente:	Edson Farias dos Santos Junior				
Título do Trabalho:	Desenvolvimento e avaliação de uma interface para controle de cadeira de rodas motorizada por meio de movimentos da cabeça.				
Área de concentração:	Processamento de informação				
Linha de pesquisa:	Engenharia biomédica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Nome: SISTEMA MULTIMODAL PARA TREINAMENTO A DISTÂNCIA EM AMBIENTE VIRTUAL OU DE REALIDADE AUMENTADA DESTINADO AOS USUÁRIOS DE CADEIRAS DE RODAS MOTORIZADAS. Data de Início: 01/01/2015. Natureza do Projeto: PESQUISA. Situação do Projeto: EM ANDAMENTO.				

Reuniu-se por meio de videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta: Professores Doutores: Ângela Abreu Rosa de Sá - PNPD/PPGEB-UFU; Fernando Pasquini Santos - FEELT/UFU; Daniel Stefany Duarte Caetano - FACULDADE PITÁGORAS; Eduardo Lázaro Martins Naves - FEELT/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). Eduardo Lázaro Martins Naves, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), 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(a).

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 **DANIEL STEFANY DUARTE CAETANO, Usuário Externo**, em 29/01/2021, às 11:52, 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 **Fernando Pasquini Santos, Professor(a) do Magistério Superior**, em 29/01/2021, às 11:53, 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 **Angela Abreu Rosa de Sá, Usuário Externo**, em 29/01/2021, às 11:53, 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 **Eduardo Lazaro Martins Naves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 29/01/2021, às 11:53, 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 **2515919** e o código CRC **E3611BFF**.

Dedico este trabalho aos meus pais Edson e Marilaura, a minha irmã Thaynara, minha noiva Larissa e à todos os familiares, amigos e colegas que fazem parte da minha vida e colaboram para que de alguma maneira eu pudesse estar aqui.

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus pela força, saúde, cuidado e por guiar todos os meus passos.

Aos meus pais Edson Farias dos Santos e Marilaura Ribeiro Farias dos Santos que são o motivo da minha inspiração, realizações e me apoiaram em todos os momentos da minha vida através de suas orações, preocupações e não mediram esforços sempre para me oferecerem o melhor.

A minha noiva Larissa Souza Santiago que sempre esteve ao meu lado, sendo paciente, compreensiva, companheira, minha inspiração e incentivadora, que com o seu otimismo me trouxe ânimo para poder continuar.

Aos amigos Ricardo de Oliveira e Michele Vanire por todo o suporte e auxílio a mim oferecidos desde o início da graduação o que me impulsionou a chegar até aqui.

A meu primo Evaldo, minha tia Tatiane e seu esposo Edir que me ajudaram durante o meu primeiro período na cidade de Uberlândia.

Ao meu orientador Eduardo Lázaro Martins Naves, por todo seu apoio durante todas as etapas da pesquisa, auxílio guiando o caminho de todo o trabalho que seria feito, pelas correções necessárias e pelo seu otimismo que foi muito importante durante todo o processo.

A todos do laboratório NTA pela recepção e ajuda, em especial aos colegas Júlia Tannus e Felipe Martins que contribuíram para o resultado do trabalho ajudando em questões associadas ao sensor inercial e ao simulador de realidade virtual.

A terapeuta ocupacional Caroline Valentini, por todo o suporte no recrutamento dos voluntários e por auxiliar durante o planejamento e realização da avaliação com o público alvo.

A todos os voluntários envolvidos, pela disposição e por contribuírem para a obtenção dos resultados e de possíveis melhorias para garantir a qualidade da interface de controle.

A Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) de Uberlândia, que cedeu espaço para que o estudo fosse realizado com êxito.

Aos demais amigos e familiares que sempre torceram por mim e lembraram de mim em suas orações.

Agradeço também a todos os membros do PPGE (Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica) da UFU por todo empenho e auxílio durante todo o decorrer do trabalho.

"Consagre ao Senhor tudo o que você faz,
e os seus planos serão bem-sucedidos."

Provérbios 16:3

Resumo

São muitos os desafios enfrentados por uma pessoa com deficiência física, principalmente quando se refere à sua mobilidade, onde a conquista da independência para se locomover requer a superação de obstáculos no curso do caminho. Um meio de transporte utilizado no dia a dia é a Cadeira de Rodas Motorizada (CRM), que não requer um esforço físico do cadeirante, mas apenas a habilidade para controlar um joystick para indicar a direção desejada. Porém, nem toda pessoa com deficiência (PcD) consegue utilizar este tipo de controle, devido a limitações tanto nos membros inferiores quanto superiores. Com o intuito de resolver este problema, surgem propostas de interfaces de controle que permitam conduzir uma cadeira rodas via movimentos da mão, cabeça, sinais eletromiográficos (provenientes de contrações de músculos), sinais eletroencefalográficos (atividade cerebral), comandos de voz, dentre outros. Contudo, usuários com problemas motores severos ainda encontram dificuldades para guiar a CRM, tornando indispensável a necessidade de treinamento. O intuito deste trabalho foi desenvolver um controle alternativo a partir de movimentos da cabeça registrados por um acelerômetro, para indivíduos com comprometimento dos membros inferiores e superiores. Seu objetivo é prover uma solução de baixo custo, tamanho reduzido, integrável a diferentes dispositivos (computador, CRM, etc.), fácil aprendizado e plug-and-play, dispensando assim conhecimento técnico prévio do usuário. Como estratégia de avaliação da ferramenta desenvolvida usou-se a tecnologia de Realidade Virtual (RV), usada para treinamento, permitindo o aprendizado em um ambiente confortável, seguro e livre de situações inesperadas que possam colocar em risco a vida do cadeirante ou terceiros. Sendo assim, a interface foi integrada a um simulador em RV específico para treinamento na condução de CRM. A etapa de avaliação com o público alvo foi realizada na AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente) da cidade de Uberlândia, e contou com a participação de 4 voluntários com quadro clínico de tetraplegia resultante de lesão medular, com paralisia total dos membros inferiores e parcial dos membros superiores. A avaliação foi dividida em duas partes: (1) análise do desempenho do usuário na condução da CRM virtual utilizando a interface de controle proposta e, (2) perspectiva do usuário de acordo com a usabilidade da modalidade de controle desenvolvida. Os resultados obtidos mostraram-se satisfatórios quanto às expectativas funcionais e de usabilidade. Além disso, as observações realizadas durante a coleta de dados permitiram sugerir melhorias a serem abordadas em trabalhos futuros.

Palavras-chave: Cadeira de Rodas Motorizada; Sensor inercial; Tetraplegia; Tecnologia Assistiva; Realidade Virtual; Interface de controle alternativa, movimentos de cabeça, acelerômetro.

Abstract

There are many challenges faced by people with disabilities, especially when it comes to mobility, where being able to travel independently require overcoming obstacles along the way. A device for transportation widely used is the electric-powered wheelchair (EPW). Instead of requiring physical effort from the user, it demands the ability to control a joystick to indicate the desired direction. However, not every person with disability is able to use a joystick due to limitations in the upper limbs. In this context, researchers have developed alternative methods for controlling a wheelchair. For example, using hand or head movements, electromyographic signals (from muscle contractions), electroencephalographic signals (brain activity), voice commands, among others. However, users with severe motor disabilities are still find difficulties while using a EPW, making training an indispensable step. The goal of this work is to develop an alternative control from head movements recorded by an accelerometer, for individuals with lower and upper limb impairment. Its goal is to provide a low-cost, reduced size solution, integrable with different devices (computer, EPW), easy to learn and with plug-and-play capacities, dispensing technical knowledge from the user. As strategy for assessment of developed tool, Virtual Reality (VR) technology was used for training, allowing the user to learn in a comfortable, safe and controlled environment. The interface for the alternative control was integrated with a specific VR simulator that provides training for EPW. The assessment step was executed in AACD (Associação de Assistência à Criança Deficiente, portuguese for Association for Assistance to Disabled Children) in the city of Uberlândia, with the participation of four volunteers with quadriplegia resulted from spinal cord injury, with total paralysis of the lower limbs and partial paralysis of the upper limbs. The assessment was divided into two parts: (1) analysis of user performance navigating a virtual wheelchair while using the proposed control interface and, (2) the user's perspective according to the usability of the control modality developed. The results obtained were shown to be satisfactory, according the functional and usability expectations. Furthermore, the observations made during data collection allowed to suggest improvements to be addressed in future works.

Keywords: Motorized Wheelchair; Inertial sensor; Quadriplegia; Assistive Technology; Virtual Reality; Alternative control interface; Head movements; Accelerometer.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Primeira poltrona móvel.....	25
Figura 2 – Primeira cadeira de rodas	25
Figura 3 – Cadeira de rodas motorizada.....	26
Figura 4 – Cadeira de rodas inteligente desenvolvida pelo Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da UFU	27
Figura 5 – Cenário em realidade virtual para o treinamento de cadeirantes	28
Figura 6 – Realização de procedimento cirúrgico via Realidade Virtual.....	29
Figura 7 – Plano anatômico.....	31
Figura 8 – Movimentos de cabeça e ângulos de inclinação estimulados	32
Figura 9 – Utilização do acelerômetro em player.....	34
Figura 10 – Modos de transmissão em comunicação serial	36
Figura 11 – Estrutura do trabalho	47
Figura 12 – Sketch em Arduino IDE	49
Figura 13 – Visual Studio IDE	51
Figura 14 – Funcionamento da interface de controle	54
Figura 15 – Estrutura da informação enviada pelo módulo de controle.....	56
Figura 16 – Integração entre a interface de controle e o simulador	58
Figura 17 – Cenário dentro do simulador utilizado para avaliação de desempenho	58
Figura 18– Métricas calculadas durante a avaliação de desempenho	59
Figura 19 – Principais dificuldades enfrentadas por cadeirantes no dia a dia.....	60
Figura 20 – Trajeto a ser percorrido dentro do cenário de avaliação	61
Figura 21 – Tempo total gasto para conclusão do percurso (s).....	66
Figura 22 – Número de colisões durante avaliação	67
Figura 23 – Resultado da aplicação do SUS.....	68

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Comparação com trabalhos prévios na literatura	45
Tabela 2 – Mapeamento dos movimentos utilizando ângulos de Euler	55
Tabela 3 – Informações dos voluntários.....	64

LISTA DE ACRÔNIMOS

AACD - Associação de Assistência à Criança Deficiente

CAAE - Certificado de Apresentação de Apreciação Ética

CAT - Comitê de Ajudas Técnicas

CBEB - Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

CEP - Comitê de Ética em Pesquisa

CISC - Complex Instruction Set Computer

CONEP - Conselho Nacional de Ética em Pesquisa

CRM - Cadeira de Rodas Motorizada

EEPROM - Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory

EPROM – Erasable Programmable Read-Only Memory

EWATS – Electric Wheelchair Assessment and Training Simulator

GPS - Global Positioning System

HMD - Head Mounted Display

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IDE - Integrated Development Environment

IMU - Inercial Measurement Unit

ISO - International Standard Organization

LCD - Liquid Crystal Display

LED - Light Emitting Diode

MMA - Mixed Martial Arts

MOSFETS - Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor

NTA - Núcleo de Tecnologia Assistiva

OCR - Optical Character Recognition

PcD – Pessoa com deficiência

PIDA - Power Mobility Indoor Driving Assessment

PMRT - Power Mobility Road Test

PWC – Powered Wheelchair

PWM - Pulse Width Modulation

RAM - Read Only Memory

RF-receiver - Radio Frequency Receiver

RF-transmitter - Radio Frequency Transmitter

ROM - Read Only Memory

RV - Realidade Virtual

SUS – System Usability Scale

TA – Tecnologia Assistiva

UFU - Universidade Federal de Uberlândia

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	15
1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO.....	15
1.2. OBJETIVOS	17
1.2.1. Objetivo Geral.....	17
1.2.2. Objetivos Específicos.....	17
1.4. ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS	18
CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	20
2.1. INTRODUÇÃO	20
2.2. TECNOLOGIA ASSISTIVA	20
2.3. CADEIRA DE RODAS.....	24
2.4. REALIDADE VIRTUAL	27
2.5. REALIDADE VIRTUAL NA SAÚDE	29
2.6. RASTREAMENTO DE MOVIMENTOS DE CABEÇA	31
2.7. ACELERÔMETRO	33
2.8. MICROCONTROLADOR	34
2.9. COMUNICAÇÃO SERIAL	35
2.10. BLUETOOTH	36
2.11. USABILIDADE E SUS.....	37
2.12. CONSIDERAÇÕES FINAIS	38
CAPÍTULO 3 – TRABALHOS CORRELATOS	39
3.1. INTRODUÇÃO	39
3.2. TRABALHOS CORRELATOS	39
3.2.1. Head-movement interface for wheelchair driving based on inertial sensors	39
3.2.2. Intelligent Control System of a wheelchair for people with quadriplegia paralysis...	40
3.2.3. Head Gesture Controlled Wheelchair for Quadriplegic Patients	41
3.2.4. Head Movement Based Wheelchair.....	42
3.2.5. Protótipo de uma cadeira de rodas controlada por movimentos da cabeça	43
3.2.6. Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro bi-axial inclinômetro	43
3.3. RESUMO E COMPARAÇÕES COM O PRESENTE TRABALHO	44
3.4. CONSIDERAÇÕES FINAIS	45
CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS	46
4.1. INTRODUÇÃO	46

4.2. ESTRUTURA DO TRABALHO	46
4.3. DESENVOLVIMENTO	48
4.3.1. Ferramentas utilizadas	48
4.3.1.1. Arduino IDE	49
4.3.1.2. Visual Studio IDE	50
4.3.1.3. Power Mobility Road Test	53
4.3.2. Interface de controle	54
4.3.3. Integração com o simulador de Realidade Virtual “EWATS”	56
4.3.4. Estratégia de avaliação	59
4.4. TESTES PRELIMINARES	62
4.5. AVALIAÇÃO DA INTERFACE	62
4.5.1. Descrição dos participantes	63
4.5.2. Processo de avaliação	64
4.6. CONSIDERAÇÕES FINAIS	65
CAPÍTULO 5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO	66
5.1. INTRODUÇÃO	66
5.4. ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÃO	66
5.5. CONSIDERAÇÕES FINAIS	71
CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO	72
REFERÊNCIAS	74
APÊNDICES	82
APÊNDICE I	82
APÊNDICE II	84
ANEXOS	86
ANEXO I	86
ANEXO II	89

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

1.1. CONTEXTUALIZAÇÃO

De acordo com o último censo do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) aproximadamente 6,2% da população brasileira possui alguma deficiência, seja ela física, auditiva, visual ou intelectual. Esta pesquisa revela ainda que, 1,3% da população tem algum tipo de deficiência física e cerca de 46,8% que estão dentro deste grupo, possuem grau intenso ou muito intenso de limitações. Ainda assim, apenas 18,4% frequenta algum serviço de reabilitação (VILLELA, 2015).

São muitos os desafios enfrentados por uma pessoa com deficiência física, principalmente quando se refere às questões de mobilidade, que vão desde a conquistar independência para se locomover a obstáculos no curso do caminho. Além disto, o cenário ainda se torna mais complexo quando há deficiência tanto nos membros inferiores quanto superiores. Estas limitações podem ser resultantes de lesão medular, ocasionada por alguma doença encefálica, acidentes (automobilísticos, quedas, ferimentos em esportes), amputação dos membros superiores e/ou inferiores, perda da coordenação motora ao longo do tempo, entre outros. Para os casos em que há lesão na medula, as consequências estão associadas com o grau de lesão. Além de danos físicos, estes comprometimentos são capazes de acarretar problemas psicológicos que podem levar a isolamento social, aumento da dependência de outro indivíduo e falta de apoio emocional (WINCHESTER HOSPITAL, 2014).

Com o intuito de auxiliar a mobilidade e permitir a independência, um instrumento que tem ajudado várias pessoas é cadeira de rodas; criada inicialmente com a intenção de transportar doentes e feridos de maneira mais eficiente, ao invés de pegar pelos braços, pernas ou até mesmo carregando nos ombros (SILVA et al., 2016).

Ao longo dos anos, a cadeira de rodas foi passando por um processo de melhorias e adaptações, resultando em um meio de transporte facilitador para deficientes. Uma versão deste meio de transporte muito comum no dia a dia é a Cadeira de Rodas Motorizada (CRM), que não requer um esforço físico do cadeirante, mas apenas a habilidade de controlar um joystick para indicar a direção desejada. Entretanto, nem todo tipo de deficiente possui mobilidade também dos membros superiores, tornando inviável esse tipo de controle (SILVA et al., 2013; SHAH et al., 2016).

Com a finalidade de contornar este problema da incapacidade de utilização do joystick, surgem as interfaces de controle alternativas que permitem guiar uma cadeira de rodas através de outros meios como, por exemplo, rastreamento de movimentos da mão (LU, 2013), cabeça (GOMES et al., 2019; HUSSAM et al. 2019; MACHANGPA et al., 2018; SHAH et al., 2016; SILVA et al., 2013; FUSCO, 2010) sinais eletromiográficos (contrações de músculos) (CHOI et al., 2006), sinais eletroencefalográficos (atividade cerebral) (REBSAMEN et al., 2007), comandos de voz (SAITOH et al., 2007), entre outros. Embora a evolução dos microprocessadores e da tecnologia terem proporcionado todo este advento, usuários com problemas motores severos ainda estão sujeitos a encontrar dificuldades para guiar a cadeira, tornando a necessidade do treino indispensável (FEHR et al., 2000). Vale ressaltar também que, além dos desafios de manuseamento de uma cadeira de rodas, ainda é preciso saber lidar com o percurso que pode ser composto por superfícies irregulares, rampas, ambientes estreitos, dentre outros obstáculos.

Conduzir uma cadeira de rodas sem um devido preparo, pode colocar em risco tanto o cadeirante como pessoas a sua volta (FEHR et al., 2000). Além disso, a realização do treino é importante até mesmo para as pessoas que são aptas a utilizarem uma CRM, devido ao fato de aumentar a possibilidade de uso correto deste instrumento melhorando a habilidade e garantindo a mobilidade com eficiência (LANGE et al., 2015). Para este fim, é fundamental o uso da Realidade Virtual (RV), que dentre suas infinitas aplicações (treinamento, reabilitação, educação, entre outros (SÁNCHEZ et al., 2011) vem sendo utilizada em diversas áreas e dentre elas, na saúde, devido a sua capacidade de simular e visualizar coisas não percebidas no ambiente real (SANTOS et al., 2011), como obstáculos, por exemplo.

O presente trabalho se resume na integração de uma interface de controle alternativa via rastreamento de movimentos de cabeça com um simulador em RV para treinamento na condução de cadeira de rodas motorizada.

A interface de controle, ou módulo de controle, é um sensor inercial desenvolvido pelo laboratório NTA (Núcleo de Tecnologia Assistiva) da UFU composto basicamente por uma IMU (Inercial Measurement Unit ou Unidade de Medição Inercial, em português) responsável por mapear os movimentos da cabeça, a partir da medida da aceleração; um microcontrolador que faz o processamento dos dados e o gerenciamento de todos os componentes e módulo Bluetooth que faz o envio da informação para dispositivos externos.

O simulador de realidade virtual utilizado, é fruto do trabalho de (MARTINS, 2017) (versão EWATS 1.0.2). Esta aplicação, incorpora obstáculos e percursos que permitem fazer o

treinamento de diversas maneiras através da customização do ambiente e possui recursos que suporta a conexão diferentes periféricos (joystick, teclado, eye tracker, etc.) para controle da CRM virtual.

A pesquisa tem por finalidade fornecer e avaliar uma proposta de controle alternativo via movimentos da cabeça para indivíduos com comprometimento dos membros inferiores e superiores fornecendo uma solução de baixo custo, tamanho pequeno, permite a integração com diferentes dispositivos (computador, CRM, etc.), fácil aprendizado, plug-and-play e não exige conhecimento técnico prévio do usuário.

Em contraste com as demais propostas de interface de controle, esta pesquisa tem por objetivo suprir algumas limitações destacadas por Machangpa et al. 2018 em seu trabalho, sendo elas: o uso de um eye tracker por longos períodos pode causar coceira e irritação, além disso, possui baixo funcionamento em ambientes escuros; o controle pela língua, requer que a mesma seja perfurada e causa desconforto ao usuário durante conversas, pois o dispositivo se encontra dentro da boca; comandos por voz, é uma das interfaces de controle mais eficientes, entretanto, apresenta baixo desempenho em locais aonde há barulho; sinais eletroencefalográficos variam de pessoa para pessoa e necessita de constante calibragem.

Além de ser uma tecnologia desenvolvida pelo próprio NTA, possui vantagens quando comparada a outras de mesmo segmento presentes no mercado, que possuem preços menos acessíveis, são dependentes de softwares disponibilizados pelas organizações e em alguns casos requerem conexão com a internet.

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo Geral

Desenvolver e avaliar uma interface para controle de uma cadeira de rodas motorizada por meio de movimentos da cabeça.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Buscar aplicações que fazem o uso do controle de cadeira de rodas por movimentos da cabeça para embasar o trabalho e identificar melhorias;

- Customizar o software do sensor inercial para mapear os movimentos de interesse e transmitir os dados processados;
- Desenvolver um software para integração do módulo de controle (sensor inercial, etc.) com o simulador para treinamento de cadeirantes EWATS desenvolvido no NTA-UFU;
- Realizar coleta de dados com o público-alvo durante uso do EWATS;
- Analisar os dados coletados com base em métricas pré-estabelecidas;
- Avaliar a usabilidade do módulo de controle do ponto de vista do usuário.

1.4. ORGANIZAÇÃO DOS CAPÍTULOS

Todo o curso do trabalho e alcance dos objetivos serão descritos nos próximos capítulos e estão distribuídos da seguinte maneira:

O Capítulo 2 apresenta a fundamentação teórica que serviu de base para todo o decorrer do trabalho, sendo ela: tecnologia assistiva, cadeiras de rodas, realidade virtual, realidade virtual na saúde, microcontrolador, acelerômetro, comunicação serial, bluetooth e usabilidade juntamente com a ferramenta SUS (System Usability Scale).

No Capítulo 3 são abordados os trabalhos correlatos que deram suporte ao desenvolvimento da pesquisa e ainda foram úteis para mostrar a relevância da proposta. Nos quais foi possível encontrar melhorias e ainda trazer contribuição para o contexto onde o foco foi garantir um acompanhamento e desenvolvimento do usuário ao se utilizar a modalidade de controle apresentada.

O Capítulo 4 apresenta a metodologia utilizada durante o processo de desenvolvimento e integração da interface de controle com o simulador EWATS, explicação de como os dados do sensor são transformados em comandos e, além disso, estratégias para definição do percurso adotado para a coleta de dados melhorias para a avaliação do desempenho dos usuários e possíveis melhorias para o módulo de controle. Também mostra o protocolo de avaliação com intervenção do treinamento em RV adotado, as métricas utilizadas na avaliação do desempenho dos usuários e o questionário de usabilidade para avaliação do módulo de controle.

O Capítulo 5 irá apresentar os resultados e discussão do estudo de caso realizado com quatro usuários que possuem limitações nos membros inferiores e superiores. Os resultados são discutidos para investigação da relevância da tecnologia assistiva proposta pelo trabalho.

No Capítulo 6 serão apresentadas as considerações finais, mostrando a conclusão da pesquisa com base nos resultados obtidos com o desenho de pesquisa adotado, melhorias encontradas durante todo o processo e trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo, serão apresentados os conceitos teóricos básicos que serviram de alicerce para o desenvolvimento do presente trabalho, sendo eles: Tecnologia assistiva, cadeira de rodas, realidade virtual, realidade virtual na saúde, microcontrolador, acelerômetro, comunicação serial, protocolo Bluetooth e usabilidade e SUS (System Usability Scale).

2.2. TECNOLOGIA ASSISTIVA

Tecnologia Assistiva (TA) é um conceito ainda recente e que consiste de um conjunto de recursos e serviços que tem a finalidade de proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência possibilitando uma vida mais independente e inclusiva (BERSCH &TONOLLI, 2006, apud BERSCH, 2008).

Com os avanços na tecnologia, algumas tarefas se tornaram mais fáceis. Existem tantas invenções já desenvolvidas para favorecer e auxiliar que em geral, algumas são até mesmo imperceptíveis, por exemplo: talheres, canetas, relógios, computadores, controle remoto, celulares entre outros que estão presentes no dia a dia.

A TA pode ser entendida como um tipo de solução que visa ampliar uma habilidade que foi prejudicada devido a deficiência ou envelhecimento possibilitando a execução de alguma tarefa inviável devido as limitações adquiridas. Sendo assim, a premissa é que pessoas possam executar atividades de maneira independente proporcionando inclusão e mais qualidade de vida atuando através de soluções para ampliar comunicação, mobilidade, controle do ambiente, habilidade de aprendizado e trabalho (BERSCH, 2008).

De acordo com o Comitê de Ajudas Técnicas do Brasil (CAT), a TA é uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que engloba não só produtos, mas recursos, metodologias, estratégias, práticas e serviços que tem por objetivo promover a funcionalidade, relacionada à atividade e participação, de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, com o objetivo de gerar autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BRASIL - SDHPR. – Comitê de Ajudas Técnicas – ATA VII, apud BERSCH, 2008).

A classificação de uma TA se fundamenta em diferentes categorias que são organizadas de acordo com suas características funcionais. Foi escrita por José Tonolli e Rita Bersch em 1998, já passou por modificações devido a avanços que já ocorreram nesta área e é dividida de acordo com os recursos e serviços promovidos. Algumas categorias são:

- **Auxílios para a vida diária e vida prática:** Consistem de materiais e produtos que permitem que atividades comuns do dia a dia possam ser realizadas sem auxílio de outras pessoas. Dentre os trabalhos encontrados na literatura que abordam essa característica, a proposta de Silva (2019), consistiu em desenvolver um sistema assistivo para deficientes visuais com o intuito de auxiliá-los durante a seleção de produtos em compras tornando a realização desta tarefa de maneira autônoma. Neves et al. (2011), por sua vez, realizou o desenvolvimento e avaliação de etiquetas bordadas em Braille para facilitar, ajudar e aumentar a qualidade de vida das pessoas com deficiência visual durante o momento de escolha do vestuário.
- **Comunicação Aumentativa e Alternativa:** Voltada para pessoas sem fala ou escrita funcional ou que possuem discrepância entre a necessidade de se comunicar e sua habilidade em falar, escrever e/ou compreender. Alguns trabalhos que atuam neste contexto, baseiam-se na construção de jogo sério para alfabetização de crianças com deficiência intelectual (VASCONCELOS, 2018); sistema de comunicação aumentada e alternativa acionado por meio de contrações de músculos faciais (NAVES, 2012); e implementação de um teclado virtual para auxiliar pacientes com restrições motoras e de fala graves a se comunicarem (LOJA, 2015).
- **Recursos de acessibilidade ao computador:** Conjunto de softwares e hardwares que visam tornar o computador acessível por pessoas com deficiência motora, intelectual, visual ou auditiva. Pesquisas associadas a esta característica, abordam temas como: Melhoria da acessibilidade em um site para pessoas com estágio inicial de demência (FREEMAN et al., 2005); sistema portátil controlado por voz para usuários tetraplégicos e idosos (QIDWAI e SHAKIR, 2012); e uso de um touch pad e um teclado digital para facilitar a escrita de pessoas com deficiência motora extensa (CHIAPPARINO et al., 2011).

- **Sistemas de controle de ambiente:** Sistemas que permitem gerenciar um ambiente a partir de um controle remoto ou sistemas que se adaptam as condições do ambiente. Dentre as contribuições voltadas para esta área de atuação, Uzunay e Bicakci (2007) criaram um projeto de uma casa inteligente controlada por voz para pacientes tetraplégicos. Em seu trabalho, Jeet et al. (2015), desenvolveu uma aplicação para controle de aparelhos domésticos de radiofrequência via comandos de voz e rastreamento da cabeça.
- **Projetos arquitetônicos para acessibilidade:** Projetos de edificação e urbanismo que possibilitam o acesso, funcionalidade e mobilidade para as pessoas independentemente de suas condições físicas ou sensorial. Exemplos: Adaptações estruturais ou reformas em ambientes, sejam eles casa ou ambiente de trabalho, facilitando a acessibilidade através de rampas, elevadores, adequações em banheiros, mobiliários, etc.
- **Órteses e próteses:** Componentes artificiais que fazem a substituição de partes ausentes do corpo. De acordo com esta característica, algumas propostas envolvem o desenvolvimento de um protótipo de uma prótese antropomórfica multifuncional para membros superiores para pacientes amputados (CAMARGO, 2008); e desenvolvimento de uma prótese, para membro inferior, de baixo custo utilizando o bambu como matéria prima (THEODÓRIO et al., 2015).
- **Adequação postural:** Recursos que proporcionam postura alinhada, estável, confortável e melhor distribuição do peso corporal. Baseando - se nesta área de atuação, Freitas (2014) propõe um protótipo de um sistema de monitoração da postura na posição sentada mantida ao longo do dia.
- **Auxílios de mobilidade:** Consiste em possibilitar o deslocamento de maneira autônoma ou com o auxílio de outras pessoas para indivíduos com deficiência motora. De acordo com este contexto, alguns trabalhos consistem em fornecer um controle de cadeira de rodas motorizada através de rastreamento ocular (SANTANA, 2020); e equipamento vestível para auxílio na mobilidade de pessoas com deficiência visual (PEREIRA e KNISS, 2020).

- **Auxílios para ampliação da função visual e recursos que traduzem conteúdos visuais em áudio ou informação tátil:** São baseados em auxílios ópticos, lentes, lupas manuais ou eletrônicas, softwares para ampliação da tela, material gráfico com texturas e relevos, mapas e gráficos táteis, software que utiliza a tecnologia de OCR (Optical Character Recognition) em celulares para identificação de texto informativo, etc. Dentre as contribuições encontradas nesta área, o trabalho de Borges e Mendes (2018) destaca-se por fazer a avaliação de diversos aplicativos disponíveis para auxiliar pessoas com baixa visão, dentre eles: leitores de texto, digitalizadores e programas OCR, lupas eletrônicas/digitais, identificador de cédulas, etc.
- **Auxílios para melhorar a função auditiva e recursos utilizados para traduzir os conteúdos de áudio em imagens, texto e língua de sinais:** Consistem de equipamentos (infravermelho, FM), aparelhos para surdez, sistemas com alerta tátil-visual, chamadas por vibração, software que a faz a conversão de voz em texto e vice-versa, conteúdos digitais escritos em língua de sinais, legendas e avatares que utilizam a linguagem de LIBRAS. Dentre as contribuições neste contexto, Dias (2020) apresenta um trabalho voltado para analisar o impacto do uso de avatar sinalizador de Libras no aprendizado de uma atividade em um livro de ciências para alunos do 3º ano do ensino fundamental.
- **Mobilidade em veículos:** Conjunto de equipamentos que permitem a pessoa com deficiência ter acesso e também dirigir com segurança um automóvel. Dentre alguns trabalhos que abordam essa característica, a proposta de Direen et al. (2020) apresenta um carro de corrida modificado para permitir a condução do mesmo via movimentos da cabeça por pessoas com tetraplegia.
- **Esporte e lazer:** Recursos que tem por objetivo promover a prática de esporte e atividades de lazer. Fazendo menção de algumas contribuições neste contexto, Donegá (2015) desenvolveu um novo equipamento para personalização de cadeiras de rodas de corrida. Com esta tecnologia, é possível realizar diversas medições, regulagens de acordo com o perfil do atleta e também permite ao atleta ou profissional avaliar melhores adequações para movimentos de propulsão. Um outro trabalho proposto por Sousa (2019), fez a avaliação de produtos voltados para auxílio na prática de natação desportiva para cegos e propôs um novo produto englobando melhorias encontradas.

2.3. CADEIRA DE RODAS

A cadeira de rodas é uma tecnologia assistiva indispensável e amplamente utilizada. Não se tem uma noção de seu período de surgimento, porém, foi concebida devido à necessidade de transportar uma pessoa acidentada ou doente com mais facilidade como alternativa a carregar pelas pernas, braços ou até nas costas como era feito pelos povos mais antigos (FUSCO, 2010).

De acordo com Oliveira (2015), os meios de transporte iniciais consistiam na utilização de galhos de árvore no qual o indivíduo com deficiência era arrastado no chão, prancha de cipós e evoluindo para trenós e carrinhos de mão, instrumentos utilizados desde a idade média.

É desconhecido o momento e também a pessoa que teve a ideia de colocar rodas em um assento ou cama no qual o deficiente pudesse ser colocado, que facilitou tanto a tarefa para quem carrega a pessoa, uma vez que reduz o esforço e também para a pessoa que era transportada, pois garantiu maior conforto (OLIVEIRA, 2015).

O processo de evolução da cadeira de rodas ocorreu nos anos em que não se tinha a sua produção de maneira sistemática e até então, quem tinha acesso era somente pessoas com condições financeiras maiores.

Com o passar do tempo, de cama com rodas se chegou à primeira poltrona móvel, presente na Figura 1, que era composta por um assento com 2 rodas maiores sobre ele e duas menores na frente para facilitar o deslocamento e podia ser conduzida ou não a partir de sistema de propulsão, porém era carregada por outra pessoa (OLIVEIRA, 2015).

Figura 1 – Primeira poltrona móvel



Fonte: OLIVEIRA, 2015

Com o intuito de produzir cadeiras de rodas mais versáteis, no ano de 1933, o norte americano Herbert A. Everest solicitou a produção de uma cadeira que pudesse ser transportada em um automóvel. Então, o engenheiro H.C. Jennings, desenvolveu a primeira cadeira de rodas dobrável descrita na Figura 2 (FUSCO, 2010).

Figura 2 – Primeira cadeira de rodas versátil



Fonte: FUSCO, 2010

Segundo Oliveira (2015), devido ao progresso dentro da indústria e com o surgimento de matéria-prima flexível e leve, sem contar que a demanda por cadeiras de rodas cresceu, levou novamente este instrumento a outro estágio de evolução no início do século XX, chegando a

modelos como o da Figura 3, que seria uma cadeira de rodas motorizada no qual o usuário não precisa exercer força para conduzi-la e sim apenas utilizar um joystick.

Figura 3 – Cadeira de rodas motorizada



Fonte: OLIVEIRA, 2015

Um outro avanço disponível atualmente, é o que pode-se chamar de cadeira de rodas inteligente ou em alguns trabalhos conhecida como cadeira de rodas robótica que basicamente seria uma cadeira que permite navegar, detectar obstáculos e se mover automaticamente utilizando-se de sensores e também inteligência artificial (MACHANGPA, 2018), que surgiram de maneira a proporcionar um controle alternativo para pessoas que possuem limitações para utilizar uma CRM tradicional via comandos no joystick por exemplo. Na Figura 4 é apresentada uma cadeira de rodas de inteligente desenvolvida pelo laboratório NTA (Núcleo de Tecnologia Assistiva) da Universidade Federal de Uberlândia (UFU).

Figura 4 – Cadeira de rodas inteligente desenvolvida pelo Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da UFU



Fonte: MARTINS, 2017

2.4. REALIDADE VIRTUAL

De acordo com Kirner (2007), realidade virtual é uma interface avançada para acesso a aplicações executadas no computador, proporcionando a visualização, movimentação e interação do usuário em ambientes tridimensionais gerados por um computador. Neste tipo de interação é requerido que ela seja bem próxima do tempo real, para tal, o sentido mais estimulado é a visão, porém é possível também incitar outros sentidos como audição e tato por exemplo. Vale ressaltar que eles são adicionais para proporcionar uma melhor experiência do usuário.

Um dos aspectos fundamentais dentro da RV é a capacidade do usuário interagir com o ambiente, ou seja, o computador deve conseguir detectar e reagir as ações do usuário fazendo alterações na aplicação (BOWMAN, 2005). As ações mais importantes que o usuário pode fazer é visualizar o ambiente 3D, explorá-lo e manipular objetos, sendo que estes podem ser animados de maneira autônoma ou acionados através de um evento já programado. A partir disso é possível concluir que quanto mais o ambiente tenha essa característica de lidar com tais ações e forneça reações em tempo real, mais natural e impactante será a experiência de uso de um sistema em RV, o que gera mais interesse pela tecnologia e a utilização com mais eficiência. A Figura 5 demonstra um processo de interação, no qual o usuário está explorando um ambiente para treinamento de controle de cadeira de rodas.

Figura 5 – Cenário em realidade virtual para o treinamento de cadeirantes



Fonte: MARTINS, 2017

A forma de interação mais simples existente dentro de um sistema em RV geralmente é explorar o ambiente, seja por algum dispositivo como um mouse, teclado, comando de voz ou dispositivos capazes de detectar movimentos no qual o usuário vai caminhando pelo cenário modelado, nesse caso o usuário não modifica o ambiente, em outras palavras, apenas faz a visualização do mesmo a partir de diferentes perspectivas. Desse modo, a interação de fato ocorre quando adicionado a esta exploração, também há mudança no ambiente através da resposta aos comandos realizados pelo o usuário, no qual objetos são modificados, podendo movimentos de translação e rotação estar envolvidos neste processo. Em níveis de interação mais altos, ela se dá a partir de comandos que sejam intuitivos e para isso, é necessário contar com algumas interfaces mais avançadas conhecidas como dispositivos não convencionais, que podem ser um capacete de realidade virtual, luvas, comandos de voz ou movimentos do corpo. Contudo, dependendo do contexto os dispositivos convencionais como mouse, teclado e joystick podem ser de grande utilidade.

São vários os contextos nos quais a realidade virtual está inserida, sendo alguns o entretenimento e jogos, aplicações colaborativas, aplicações médicas, sistemas distribuídos entre outros.

2.5. REALIDADE VIRTUAL NA SAÚDE

De acordo com Nunes (2007), as aplicações desenvolvidas para a área clínica requerem ambientes que sejam realísticos e respondam as ações do usuário que o faz ter a sensação próxima da real gerando uma sensação de presença dentro do ambiente modelado. Este tipo de sensação de presença, também chamada de telepresença, é caracterizada pelo sentimento do usuário de estar dentro do ambiente virtual projetado (BAÑOS, 2000). Isto geralmente acontece através do estímulo dos sentidos humanos, tais como tato, visão e audição (NUNES, 2007). Vale lembrar que, este senso de presença não está relacionado somente as características do ambiente em RV, mas também às experiências anteriores do usuário. Dessa forma, cada indivíduo reage diferente ao vivenciarem uma mesma situação seja ela real ou virtual. Para garantir uma boa experiência do usuário, é interessante dar uma atenção tanto aos dispositivos de entrada e saída, como também para as características do ambiente desenvolvido. Conforme Figura 6, o usuário está imerso no ambiente virtual realizando um procedimento cirúrgico.

Figura 6 – Realização de procedimento cirúrgico via Realidade Virtual



Fonte: PRADO, 2016

Dispositivos de entrada são aqueles que permitem que as ações do usuário sejam transmitidas para dentro do ambiente virtual. Os rastreadores, que permitem identificar o posicionamento e orientação de pessoas ou objetos em tempo real por exemplo, é um

dispositivo de entrada muito utilizado e possui inúmeras aplicações dentro de sistemas voltados para reabilitação e treinamento. Outro dispositivo interessante também são as luvas, que diferentemente dos rastreadores, também permite capturar os movimentos da mão; tem sido aplicada a tarefas que necessitam de manipular objetos (HALUCK, 2007).

Por outro lado, equipamentos de saída são fundamentais para promover a sensação de presença e garantir o realismo na interação. Geralmente, os mais utilizados estão diretamente associados à visão, que é o sentido humano mais explorado e em geral esse tipo de dispositivo utiliza-se da técnica estereoscopia para produção da noção de profundidade. O HMD (Head Mounted Display), conhecido como capacete de realidade virtual, é o dispositivo de saída que proporciona maior imersão no ambiente virtual, pois mantém o usuário isolado do ambiente real. Existem outros também como a mesa de projeção, que é composta por duas telas em um formato de “L” na qual o usuário pode interagir com o ambiente projetado. Também existe a Cave, uma sala aonde as paredes são telas que fazem a projeção virtual e possui sensores que capturam os movimentos para interação com o ambiente.

As características dos ambientes virtuais estão associadas às técnicas e ferramentas utilizadas para a modelagem de uma aplicação e são responsáveis pelo sucesso da interação do usuário com o sistema. Sendo assim, alguns aspectos que devem ser levados em consideração são a modelagem, estereoscopia, modificação do ambiente em função das ações do usuário, precisão e tempo de resposta, etc. Salientando que sem eles, a interação com o ambiente virtual pode ser comprometida e o uso de dispositivos de entrada e saída não fazem diferença.

Dentro do contexto da saúde, geralmente essa tecnologia se encontra muito inserida na área de reabilitação e treinamento tanto para pessoas hígdas como portadores de deficiência. Isto ocorre devido à praticidade e segurança de interagir em um ambiente que é livre de acidentes e situações inesperadas, permite a prática diária em locais que podem ser centros de treinamento ou até mesmo no conforto de casa dependendo do sistema e, além do mais pode contar com métricas que permitem avaliar o desempenho dos usuários que pode ser útil para si mesmo, um terapeuta ou um responsável.

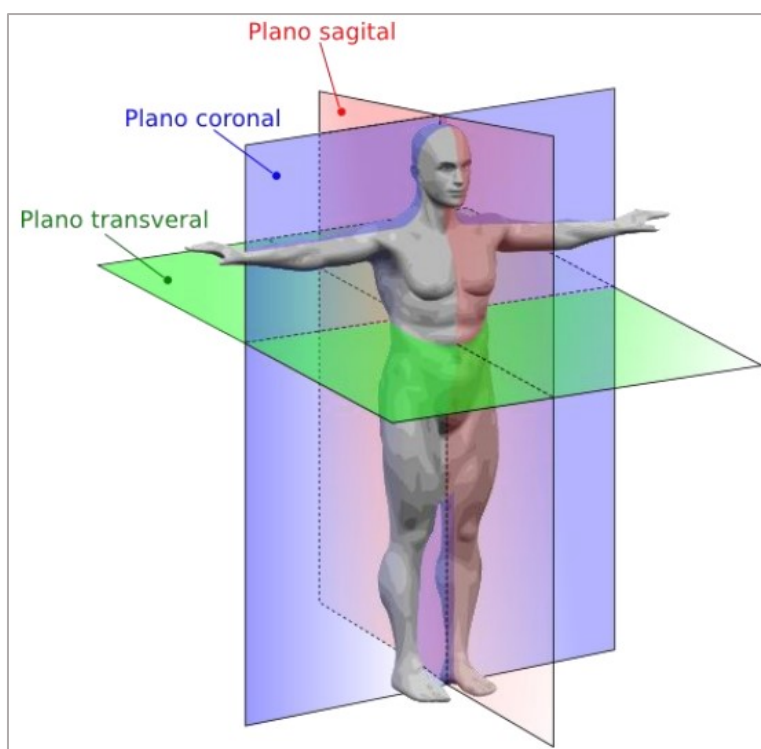
O Núcleo de Tecnologia Assistiva (NTA) da Universidade Federal de Uberlândia possui vários trabalhos que atuam nesse cenário de aplicação, através de diversos trabalhos voltados para o treinamento na condução de cadeira de rodas através de joystick ou controles alternativos como por movimentos da cabeça (presente trabalho), músculos da face (MARTINS, 2017) e rastreamento ocular (SANTANA, 2020) e jogo para reabilitação pós AVC (SOUZA, 2019).

Existem diversos trabalhos na atualidade que também abordam estas e outras temáticas como jogos e/ou simuladores para correção postural, treinamento médico, combate à fobia (PAIVA, 2006), etc.

2.6. RASTREAMENTO DE MOVIMENTOS DE CABEÇA

Segundo Lourenço (2020), um movimento é a capacidade de um corpo se mover de um lugar para outro, realizando tal ação ao redor de um eixo fixo que parte de um dos planos ilustrados pela Figura 7, e possui uma direção. A Figura 7, apresenta o mapeamento do plano anatômico que descreve a direção dos movimentos.

Figura 7 – Plano anatômico

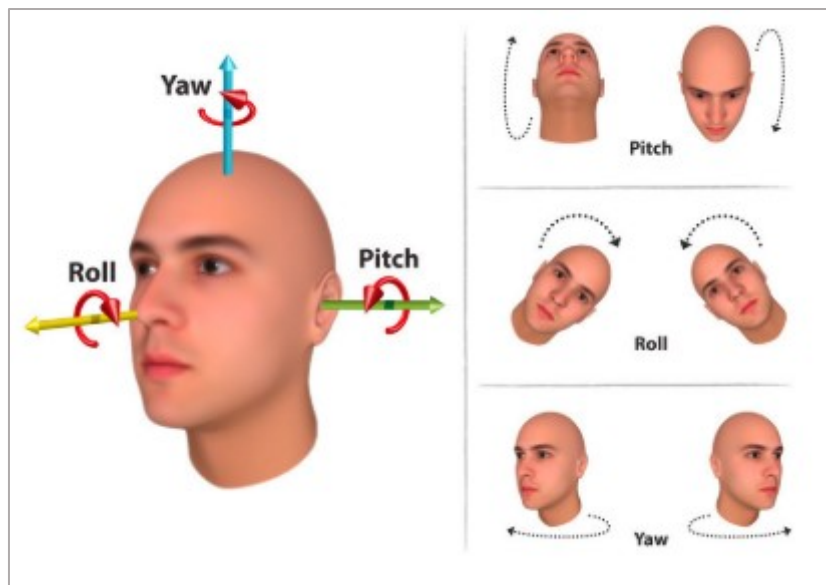


Fonte: JUNIOR, 2020

O reconhecimento dos movimentos da cabeça pode ser baseado em medições de força registradas por um acelerômetro a ela conectado (SHAH et al., 2016). Estas forças são refletidas nos três eixos ortogonais (x, y e z) do dispositivo, e fornecem insumo para cálculo dos ângulos

de inclinação através dos movimentos do pescoço. Tais ângulos, conhecidos como ângulos de Euler são denominados Pitch, Roll e Yaw. A Figura 8 ilustra os movimentos com o pescoço e seus respectivos ângulos estimulados.

Figura 8 – Movimentos de cabeça e ângulos de inclinação estimulados



Fonte: (MACHANGPA, 2018)

Após a obtenção dos valores dos ângulos de inclinação, são estabelecidos limites ou intervalos, definidos pelo usuário na inicialização do sistema, que permitem identificar um determinado movimento a partir dos dados de saída do acelerômetro (SHAH et al., 2016).

Observando as Figuras 7 e 8, nota-se que os movimentos de cabeça associados aos ângulos Pitch e Roll ocorrem somente nos planos sagital e coronal (frontal) respectivamente. Em geral, os movimentos no plano transversal não são usados para que o usuário não desvie o foco do caminho e, também, para evitar ambiguidades em situações que demandam olhar para os lados como, por exemplo, antes de atravessar a rua ou ao voltar-se para uma pessoa do lado.

Vale destacar que não existem valores de ângulos padrões para identificação dos movimentos. Hussam et al. (2019), em seu trabalho apresenta bons resultados utilizando os valores de 40° para ângulo Pitch e 35° para Roll. No entanto, na maioria dos trabalhos os intervalos para identificação de movimentos variam entre indivíduos de acordo com suas

limitações particulares. Deste modo, em geral as pesquisas que usam acelerômetro recorrem a um processo de calibração preliminar ao uso de um módulo de controle via rastreamento de movimentos da cabeça.

2.7. ACELERÔMETRO

O acelerômetro é um dispositivo que permite mensurar a aceleração de objetos nos quais é fixado. Suas características consistem em seu tamanho pequeno, o que facilita a integração; além disso, ainda possui baixo custo o que contribui para a sua popularidade.

Esta tecnologia pode ser utilizada como maneira alternativa ao dinamômetro, que ao contrário, necessitaria de vários espalhados pelo corpo. Neste caso, apenas um acelerômetro é capaz de calcular qualquer força exercida sobre ele (PRADA, 2009). Suas características consistem em seu tamanho pequeno, o que facilita a integração em projetos e pode ser programado facilmente. Além disso, ainda possui baixo custo o que contribui para a sua aderência.

Prada (2009), afirma que geralmente sua composição consiste de molas de silício e corrente elétrica. A partir disto, o registro dos dados é feito por estas molas que marcam a oscilação da corrente elétrica.

Este dispositivo é capaz de medir acelerações em um, dois ou até três eixos (x, y, z), fazendo a mensuração tridimensional da aceleração. Dentre os tipos de acelerômetro existentes, devem ser levadas em consideração duas características. A primeira delas está relacionada à faixa de aceleração de interesse e a segunda à largura de banda. Ambas podem variar conforme a atividade que será monitorada e portanto, devem ser especificadas cuidadosamente (FUSCO, 2010).

Segundo Fusco (2010), os acelerômetros lidam tanto com aceleração dinâmica como estática (presente em acelerômetros capacitivos). No caso de mensuração da aceleração estática, todas as medidas possuem um offset proporcional a aceleração gravitacional no ponto ao qual se está o acelerômetro. A partir disto, é possível monitorar a inclinação de objetos.

De acordo com Goodrish (2013), o acelerômetro possui diversas aplicações em diferentes contextos que vão da ciência ao consumidor. Partindo deste princípio, o mesmo pode ser usado em diversas aplicações como, por exemplo, detectar terremotos; em dispositivos

médicos (por exemplo, membros biônicos e outras partes artificiais do corpo); em computadores (recurso que faz a proteção do disco rígido, evitando que seja danificado durante uma queda através da detecção de movimentos bruscos; na indústria automobilística (acionamento de airbags em caso de colisões, controle da estabilidade de veículos e orientação do GPS); e no entretenimento (se popularizou a partir dos jogos e demais aplicações, principalmente em dispositivos portáteis possibilitando o posicionamento automático da imagem em câmeras, troca de faixas em players (conforme Figura 9), controles alternativos e demais recursos sem a necessidade de utilização dos botões.

Figura 9 – Utilização do acelerômetro em player



Fonte: PRADA, 2009

2.8. MICROCONTROLADOR

O microcontrolador, criado primeiramente por Michael Cochran e Gary Boone, é uma espécie de um computador minúsculo e compacto contido dentro de um chip (AQEEL, 2018).

É possível dizer que ele está tão presente no dia a dia, que qualquer aplicação que envolve medida, controle e exibição possui um microcontrolador integrado. Sendo assim, o mesmo possui diversas aplicações em sistemas de controle automático incluindo sistemas de segurança, máquinas de escritório, sistemas de alarme, controle do tráfego de luz, máquinas de lavar, entre outros.

Por mais que o microcontrolador possua uma gama de aplicações, é importante destacar que, ele está associado à tarefa desejada, pois seu funcionamento depende do recebimento instruções escritas através de uma linguagem de programação. As linguagens de programação mais comuns para definir as funcionalidades deste dispositivo, são a linguagem C e Assembly, que são de fácil aprendizado e permite obter uma visão clara do conceito do microcontrolador, entretanto, pode ser programado por outras linguagens presentes no mercado tecnológico.

Se comparado a um computador, possui tamanho menor, pouca memória, e menos velocidade. Contudo, possui alguns atributos semelhantes, tais como: unidade de processamento central, trabalha com tamanho de palavras que podem variar de 4 a 64 bits e pode atuar com baixas frequências em 4 KHz, sendo capaz de preservar uma informação antes de ser resetado e até mesmo em chamadas de interrupções (AQEEL, 2018).

Analisando suas principais características, de acordo com Aqeel (2018), sua composição consiste de memórias EPROM, EEPROM, RAM, ROM, temporizador, portas de entrada e saída e processador. No qual a memória RAM é destinada ao armazenamento de dados e a ROM para guardar programas e parâmetros de armazenamento; sua arquitetura é baseada em CISC (Complex Instruction Set Computer, em português, Computador com um Conjunto Complexo de Instruções); os mais novos, são otimizados para trabalhar com um baixo consumo de energia se comparados aos mais antigos; lidam com tensões que podem variar de acordo com as seguintes tensões 1.8 V a 5.5 V.

2.9. COMUNICAÇÃO SERIAL

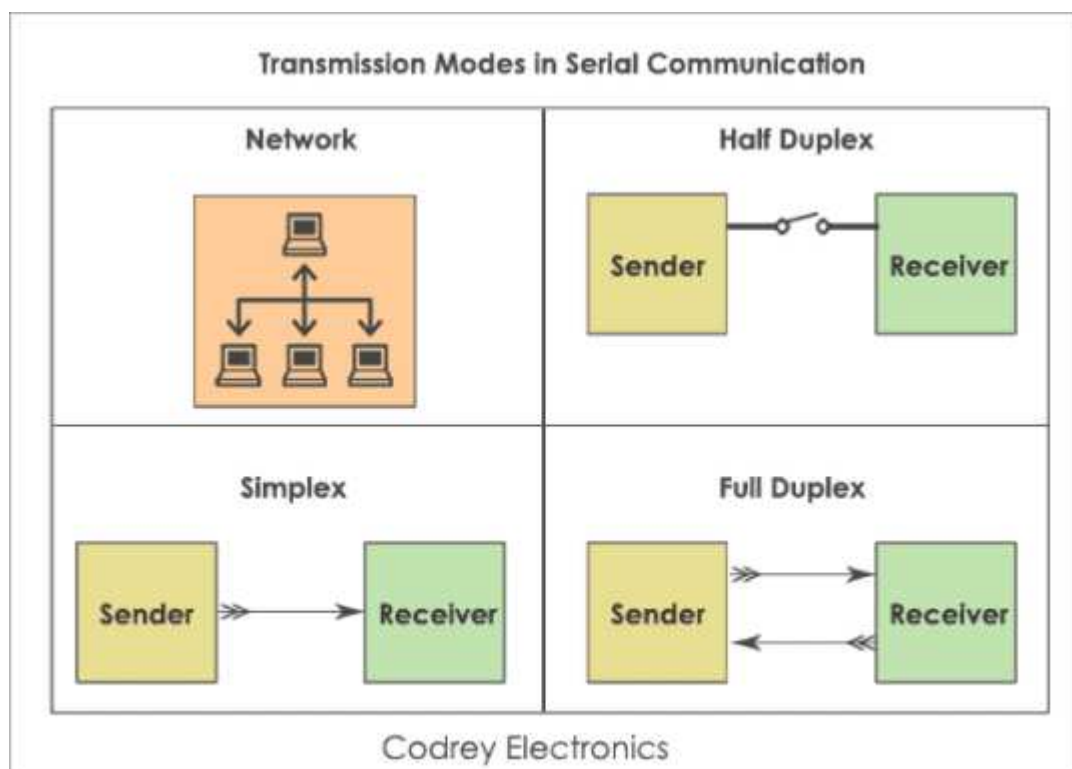
A Comunicação Serial é uma das abordagens mais usadas para a troca de informação entre dispositivos processadores de informações e periféricos, e para que isso ocorra, é necessário a utilização de um protocolo (SWAROOP, 2018).

Um protocolo é um conjunto de regras de hardware e/ou software que os terminais de comunicação devem seguir para trocar algum tipo de informação. (BAJGORIC, 2001).

Durante a Comunicação Serial, os dados são transmitidos através de pulsos binários, isto é, cadeias compostas por zero (0) e um (1), de maneira que 1 pode significar um pulso alto ou 5 Volts e 0 um pulso baixo ou 0 Volts. Praticamente todo dispositivo, quer seja um computador pessoal ou dispositivo móvel trabalha com o protocolo serial (SWAROOP, 2018).

Segundo Pereira (2012), este tipo de comunicação pode variar de acordo com o modo de transmissão dos dados. Sendo assim, temos três tipos de transmissão: Simplex, Half Duplex e Full Duplex. A Simplex ocorre apenas de maneira unidirecional, ou seja, o transmissor envia a informações para o receptor que pode apenas receber o dado. Na Half Duplex, por sua vez, ambos podem enviar e receber informações, porém não simultaneamente. Já na Full Duplex, ambos podem transmitir e receber informações ao mesmo tempo, e por sua vez, é uma forma de comunicação amplamente usada no mundo. Na Figura 10, encontra-se uma ilustração destes meios de transmissão citados.

Figura 10 – Modos de transmissão em comunicação serial



Fonte: SWAROOP, 2018

2.10. BLUETOOTH

O Bluetooth é um padrão comunicação desenvolvido para permitir a troca de informações entre dispositivos à distância, que não requer a utilização de fios e também é caracterizado pelo seu baixo consumo de energia. A troca de informações ocorre por radiofrequência, a qual permite que um dispositivo possa detectar o outro independentemente

de suas posições, porém existe um limite distância para que a comunicação ocorra com sucesso; sendo importante destacar que, quanto mais próximo os dispositivos envolvidos estiverem, melhor será a troca de informações (ALECRIM, 2008).

Com relação a distância, ela varia de acordo com o tipo de classe ao qual o bluetooth inserido nos dispositivos se encontra, sendo que quanto maior for a distância, maior será o consumo de energia. De acordo com Alecrim (2008), existem 3 classes mais conhecidas: a classe 1 que em geral consome mais energia e funciona em distâncias de até 100 m; a classe 2, que é a mais utilizada e possui alcance de 10 m; e a classe 3 que trabalha com 1m de distância. Os dispositivos que pertencem à classes diferentes podem se comunicar tranquilamente desde que seja respeitado o limite de distância do que possui menor alcance.

O bluetooth, atualmente se encontra na maioria dos dispositivos tecnológicos e está presente em tarefas comuns do dia a dia, sendo algumas, a troca de informação entre dois celulares (compartilhamento de multimídia), conexão com fones de ouvido, caixas de som, sistemas automotivos, computadores pessoais, dispositivos GPS, etc (GOGONI, 2019). Sua aplicação se estende ainda para a área científica e acadêmica estando presente em equipamentos médicos e projetos de engenharia.

2.11. USABILIDADE E SUS

Segundo Torres (2004), a ISO (International Standard Organization) descreve usabilidade de acordo com a sua eficácia, eficiência e satisfação com a finalidade de que o usuário possa alcançar todos os seus objetivos ao fazer o uso de um produto ou serviço. Geralmente, a mensuração da usabilidade é baseada em coletar dados em função da facilidade que o usuário possa ter na utilização de um produto inicialmente desconhecido pelo mesmo. Dar a devida atenção para a usabilidade, significa ter uma visão da diversidade de usuários e de questões relacionadas à interação com o produto que pode se dar a partir de preferências de um usuário, restrições à qualidade do equipamento utilizado ou ainda à existência de necessidades educativas especiais que devem ser levadas em conta pelos desenvolvedores do produto.

A Escala de Usabilidade de Software (SUS, em inglês, System Usability Scale), criada por John Brooke no ano de 1986, é uma ferramenta eficiente e confiável amplamente utilizada para análise de usabilidade em softwares, mas não se restringe apenas a este contexto, também permite avaliar uma variedade de outros produtos e serviços (USABILITEST, 2012).

Este questionário é basicamente composto por dez afirmações e as respostas são baseadas na escala Likert, na qual há um intervalo que varia de 1 a 5, sendo seus respectivos valores: discordo totalmente, discordo, indiferente, concordo e concordo totalmente (USABILITEST, 2012). Sendo assim, além de mensurar a usabilidade de softwares, pode ser utilizado tanto isolado como em conjunto com outras ferramentas de testes.

O SUS é fundamental para garantir uma melhor experiência do usuário e fornece uma oportunidade de encontrar melhorias para um sistema que ainda possa estar em concepção. Segundo Teixeira (2015), sua popularidade se deve entre outros motivos, pelo equilíbrio entre apurar os dados cientificamente e ao mesmo tempo não ser tão extenso, ao ponto de ser desgastante tanto para o pesquisador como para o usuário.

O seu objetivo principal é ponderar de forma quantitativa algo que é mais complexo, que é a usabilidade. Logo é de extrema importância, que isto seja feito a partir de uma escala numérica que indique qual é o grau do problema de usabilidade em sistemas.

Resumidamente, este instrumento consiste em avaliar três critérios, que são: efetividade (os usuários conseguem completar os seus objetivos?), eficiência (quanto esforço e recursos são necessários para isso?) e satisfação (a experiência foi satisfatória?) (TEIXEIRA, 2015).

Pelo fato de não possuir vínculo direto com a tecnologia, o SUS pode ser aplicado independentemente do período de tempo e não há a necessidade de reinventar o questionário.

2.12. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, utilizou-se dos conceitos apresentados juntamente com as tecnologias descritas para criação de dois softwares, no qual ocorre a integração entre um sensor inercial, que faz o envio de informações via bluetooth (sem fio) e um simulador de realidade virtual para reprodução dos movimentos de uma cadeira de rodas e cálculo de desempenho dentro de um jogo. Posteriormente, utilizou-se da avaliação de usabilidade para análise da tecnologia na perspectiva do usuário e obtenção de melhorias.

CAPÍTULO 3 – TRABALHOS CORRELATOS

3.1. INTRODUÇÃO

O presente capítulo apresenta alguns trabalhos que deram suporte para o desenvolvimento da pesquisa. Sendo assim, são abordados trabalhos que utilizaram sensores inerciais aplicados à condução de cadeira de rodas por meio de movimentos de cabeça. Posteriormente, é feita uma análise das principais características do presente trabalho frente aos selecionados. Durante a revisão bibliográfica os trabalhos selecionados foram encontrados a partir de palavras chave, como: controle de cadeira de rodas por movimentos da cabeça, sensor inercial para controle de cadeira de rodas e acelerômetro para controle de cadeira de rodas. Estes termos foram utilizados em língua portuguesa e inglesa. Os critérios de inclusão consistiram em preservar os trabalhos mais recentes e que adotaram o sensor inercial como tecnologia assistiva. Por outro lado, foram excluídos trabalhos no qual a metodologia não utilizava tecnologias semelhantes ao presente trabalho ou que usavam o dispositivo em partes do corpo diferentes da cabeça.

3.2. TRABALHOS CORRELATOS

3.2.1. Head-movement interface for wheelchair driving based on inertial sensors

Com o foco também na condução de CRM através dos movimentos da cabeça o presente trabalho busca fornecer um sistema robusto capaz de lidar com cada tipo de usuário, da maneira que melhor lhe atenda e também garanta a sua segurança durante a condução da cadeira (GOMES et al., 2019). Nele o usuário pode escolher a posição neutra da cabeça, fazendo com que o sistema seja adaptável. Além disso, os deslocamentos possíveis da cadeira de rodas são resultantes da orientação da cabeça do usuário em conjunto com o sistema de coordenadas da cadeira. Assim se obtém uma posição absoluta da cabeça independentemente dos movimentos e também da inclinação da CRM. Ainda, o sistema proposto conta com vários níveis de segurança e limitação dos movimentos o que torna a condução da cadeira de rodas segura e confiável.

Para o teste do sistema, contou-se com a participação de 5 indivíduos hígidos com idades entre 21 e 36 anos e o experimento foi dividido em algumas etapas, sendo elas: execução de

movimentos livremente em uma área aberta, apenas para aprendizado do funcionamento do sistema; após a pessoa obter mais segurança no uso da tecnologia, era solicitado para a mesma, subir e descer uma rampa com a finalidade de testar a calibração do sistema; após a esta etapa, os próximos passos visaram garantir a segurança do sistema, no qual requeria aos usuários ir contra a parede ou outros obstáculos, fazer movimentos repentinos, etc. Por fim, a pessoa tinha de fazer um trajeto (em formato de um oito) por três vezes, totalizando o percurso em aproximadamente 65 metros.

Foram utilizados dois tipos de avaliação, a primeira, mais objetiva que envolve o tempo para o usuário concluir o percurso e número de colisões; a segunda subjetiva, através de um questionário para investigar a experiência com o sistema.

3.2.2. Intelligent Control System of a wheelchair for people with quadriplegia paralysis

Hussam et al. (2019) propôs um trabalho voltado para a mobilidade tanto para quadriplégicos, como também pessoas que sofreram amputação dos membros inferiores e superiores e pessoas que além das limitações anteriores ainda possuem dificuldade na fala.

Para isto, fornece também um dispositivo que permite o controle da cadeira por movimentos da cabeça, porém se restringe apenas aos comandos básicos (frente, trás, esquerda e direita).

O sistema desenvolvido conta com uma técnica de controle inteligente e também possui recursos para prevenção de obstáculos. Ele é composto por um sensor inercial anexado em um chapéu, que faz a captura dos movimentos realizados com a cabeça e envia dados via RF-transmitter (Radio Frequency Transmitter, em português, Transmissor de Radiofrequência), assim o RF-receiver (Radio Frequency Receiver, em português, Receptor de Radiofrequência) recebe os sinais enviados que são processados por um microcontrolador presente na CRM que faz o controle dos motores indicando a direção desejada de acordo com o mapeamento das informações recebidas. Na CRM, também há um sensor ultrassônico que é posto na parte de traseira da cadeira e é responsável pela detecção de obstáculos no caso da execução de movimentos para trás. Este sensor é capaz de detectar obstáculos em até 50cm de distância. O projeto também fornece um meio de calibrar o sensor, permitindo que o paciente escolha os movimentos de maneira a lhe proporcionar maior conforto durante a execução dos movimentos.

Foram realizados apenas testes funcionais para verificar a acurácia do sistema. Os Autores concluíram que, o mesmo corresponde com as expectativas, mostrando que ele foi efetivo em seu propósito e teve acurácia de 97,5%.

3.2.3. Head Gesture Controlled Wheelchair for Quadriplegic Patients

A proposta do projeto é voltada para indivíduos que não conseguem se locomover independentemente, pois podem possuir membros amputados (pernas e/ou braços), fraqueza ou paralisia dos membros inferiores e superiores (MACHANGPA et al., 2018).

Basicamente, este projeto consiste na arquitetura envolvendo um sensor inercial composto por acelerômetro e giroscópio; um microcontrolador que é utilizado para processamento dos dados do sensor, mapeamento dos movimentos da cabeça e conversão destes movimentos para tensão que é enviada para os motores resultando na locomoção da cadeira de rodas.

O diferencial deste trabalho se encontra em um algoritmo que faz o processamento dos dados obtidos por um acelerômetro e também um giroscópio garantindo a locomoção de forma adequada e inclusive dá suporte a uma navegação segura, uma vez que a cadeira faz o desvio de obstáculos a partir de informações obtidas por um sensor ultrassônico.

Além de fornecer os comandos tradicionais, permite a utilização de movimentos nas diagonais inferiores esquerda e direita. Para mapeamento dos movimentos são levados em consideração os valores dos ângulos obtidos em cada eixo x (pitch), y (roll), z (yaw). Aonde semelhante aos demais trabalhos, são abordadas as variações nos ângulos pitch e roll para os movimentos tradicionais, porém também conta com a variação do ângulo yaw, cujo é responsável por interpretar os movimentos nas diagonais inferiores esquerda e direita.

Foram realizados apenas testes funcionais do sistema com dois usuários tetraplégicos apenas para comparação de valores relacionados ao mapeamento dos movimentos para cada um.

Os autores concluem que, o sistema pode ser operado pelo usuário sem a necessidade de auxílio de outra pessoa. Foi visto também que, a combinação dos dados do acelerômetro e giroscópio filtrados garantem a locomoção de maneira adequada, lembrando que os ângulos de movimentação podem ser definidos de acordo com a preferência do usuário. É importante

destacar que, devido ao baixo custo dos componentes envolvidos neste projeto, o torna mais acessível.

3.2.4. Head Movement Based Wheelchair

Este trabalho abordado por Shah et al. (2016), consiste na utilização do acelerômetro pra capturar os movimentos da cabeça e um atuador mecânico, que é posicionado em cima do joystick de uma CRM. Todo o processamento dos dados obtidos pelo sensor é feito por um microcontrolador, que faz o envio das informações de saída para o atuador mecânico que realiza o movimento no joystick de acordo com o comando mapeado.

Dentre as características do projeto tem-se que um ponto importante no uso do atuador mecânico, é que o mesmo é compatível com vários tipos de cadeira disponíveis no mercado. O sistema dispões apenas dos movimentos básicos para controle da cadeira como no trabalha anterior. Porém, existem dois tipos de comando pra frente o que permite a alteração da velocidade. Neste trabalho, também consegue-se estabelecer os limites de saída do acelerômetro, ou seja, o usuário pode optar pelos ângulos que definem os 4 tipos de movimento da maneira que melhor lhe atenda. Além disso, há um sistema de LEDs para orientação de qual movimento está sendo reconhecido. O trabalho também fornece suporte a detecção de alguma ação inesperada, por exemplo, o sensor cair da cabeça do usuário ou movimentos involuntários causados por uma convulsão. Sendo assim, é enviado um comando que para a cadeira e faz o bloqueio dos próximos comandos recebidos.

A validação do sistema foi realizada com a participação de 3 voluntários hígidos, que antes da execução do teste foram apresentados ao sistema, compreenderam o seu funcionamento e também foi feito ajustes nele,

O teste foi dividido em duas etapas, sendo que na primeira cada um dos avaliados executaram 10 comandos para as quatro 4 direções. Já na segunda etapa, foram submetidos a realizar movimentos que não haviam sido mapeados, como por exemplo, olhar para os lados. Os autores ressaltam que, não reconhecer esses movimentos é de tão grande importância quanto reconhecer os comandos mapeados.

3.2.5. Protótipo de uma cadeira de rodas controlada por movimentos da cabeça

Este trabalho desenvolvido por Silva et al. (2013), consiste em apresentar um sistema microcontrolado que permite a detecção de movimentos a partir de um sensor inercial e assim com o rastreamento da cabeça, controlar um protótipo de cadeira de rodas (maquete em escala reduzida).

O projeto no geral, é composto por uma maquete de uma cadeira de rodas, um software para calibração do sensor inercial e microcontrolador para processamento dos dados gerados pelo sensor e controle dos movimentos da cadeira de rodas. Lembrando que todo o processo de comunicação é feito via tecnologia Wireless, ou seja, sem a necessidade de fios.

Os movimentos para conduzir a cadeira de rodas são realizados a partir da inclinação da cabeça, então, as coordenadas medidas pelo software de calibração são convertidas em um plano cartesiano aonde o ângulo (Y) representa a velocidade e o (X) a rotação da cadeira. Partindo deste princípio, é possível realizar os deslocamentos tradicionais (frente, trás, esquerda, direita) e também os diagonais.

Pelo fato de ser um estudo preliminar, foram executados somente testes funcionais no sistema com pessoas hígdas, para assegurar o funcionamento e viabilidade do sistema. Os resultados foram satisfatórios e revelam que utilizar os movimentos através da inclinação da cabeça reduz a possibilidade de realizar movimentos involuntários, por exemplo, ao girar a cabeça para olhar para uma pessoa.

Através do protótipo apresentado pelo trabalho, abre espaço também para outros estudos de condução de cadeira de rodas via controles alternativos, uma vez que a maquete da cadeira de rodas pode ser aproveitada.

3.2.6. Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro bi-axial inclinômetro

A proposta deste trabalho de Fusco (2010) é voltada para a condução de uma CRM através de um software para controle em conjunto com um acelerômetro. Resumidamente, o acelerômetro faz a identificação dos movimentos da cabeça, os dados resultantes desta identificação são enviados para um circuito PWM (Pulse Width Modulation, em português, Modulação de Largura de Pulso) que é responsável por gerar sinais que são encaminhados para

os MOSFETS (abreviação de Metal-Oxide-Semiconductor Field Effect Transistor, em português, Transistor de Efeito de Campo de Óxido de Metal Semicondutor) que controla a direção e a velocidade da cadeira.

Levando em consideração que o circuito de controle é separado do acelerômetro, o projeto abre espaço para estudo de outros sensores e módulos de controle que futuramente possam se conectar a este circuito.

O sistema possui um software para calibração do sensor que é guiada por mensagens exibidas em um LCD. Então, estes valores calibrados são definidos como limites para os movimentos. Isto torna a tecnologia flexível e adaptável de maneira a atender cada usuário em particular. Ainda, possui também um validador de calibração para garantir êxito durante este processo. Como em alguns trabalhos anteriormente citados, este também só fornece a possibilidade dos movimentos tradicionais.

Para validação do sistema proposto, houve apenas um teste funcional com 4 voluntários hígidos para verificar a taxa de acerto e erro do sistema a partir de comparações entre os valores calibrados com os movimentos iniciais ao se utilizar a CRM. usuário. Os resultados mostraram que o sistema apresentou erro máximo de 1,37°, que é um valor abaixo do erro máximo teórico que o sistema poderia atingir.

3.3. RESUMO E COMPARAÇÕES COM O PRESENTE TRABALHO

Com o objetivo de apresentar as contribuições do presente trabalho, foi gerada a tabela 1 que contempla as suas principais características frente a trabalhos encontrados durante a revisão da literatura, sendo elas: uso de sensor inercial, uso de RV, livre de interface, validação com o público alvo, métricas utilizadas para avaliação do desempenho na condução da cadeira de rodas e, finalmente, a avaliação de usabilidade do sistema. Neste trabalho, as métricas adotadas foram o tempo para a realização da tarefa (1) e a quantidade de colisões (2).

Tabela 1 - Comparação com trabalhos prévios na literatura

	Uso de sensor inercial	Uso de RV	Testes funcionais	Validação com o público alvo	Métricas (1) e/ou (2)	Avaliação de usabilidade (SUS)
Gomes et al, 2019 [15]	✓	✗	✓	✗	✓	✗
Hussam et al, 2019 [16]	✓	✗	✓	✗	✗	✗
Machangpa et al, 2018 [18]	✓	✗	✓	✓	✗	✗
Shah et al, 2016 [17]	✓	✗	✓	✗	✗	✗
Silva et al, 2013 [1]	✓	✗	✓	✗	✗	✗
Fusco et al, 2010 [19]	✓	✗	✓	✗	✗	✗
Trabalho proposto	✓	✓	✓	✓	✓	✓

A pesquisa desenvolvida, por ser fundamentada nestes estudos prévios, levou em consideração os aspectos abordados, porém o foco consiste em além de proporcionar o uso da tecnologia, fazer a avaliação com o público alvo, para descobrir a viabilidade do projeto, em um ambiente que lhe forneça total segurança sem que imprevistos e situações inesperadas possam ocorrer e permite ao usuário utilizar a tecnologia independentemente do espaço aonde ele possa estar; seja em casa ou em um centro de treinamento por exemplo. Pois, por mais robusto que seja o sistema não há como garantir a sua eficácia sem que um potencial usuário da tecnologia possa avaliá-lo; além disso, os feedbacks são de extrema importância para que melhorias sejam encontradas e garanta o sucesso no uso da aplicação.

O processo de avaliação é dividido em duas partes, onde uma é voltada para avaliação do desempenho do usuário dentro do simulador, através de métricas de tempo para a realização da tarefa e quantidade de colisões. Já a outra, analisa o ponto de vista do usuário no que tange o uso do dispositivo.

3.4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este capítulo expôs um conjunto de 6 trabalhos com as suas respectivas metodologias e contribuição, fundamentando assim a relevância do tema proposto na pesquisa atual dentro do contexto de controle alternativo via movimentos de cabeça para condução de cadeira de rodas motorizada voltado para portadores de deficiência em membros inferiores e/ou superiores. Partindo deste princípio foi possível perceber que existem sistemas que possuem eficácia em seu propósito através da comprovação por testes funcionais, porém ainda carecem de avaliação segundo a perspectiva do público alvo.

CAPÍTULO 4 - MATERIAIS E MÉTODOS

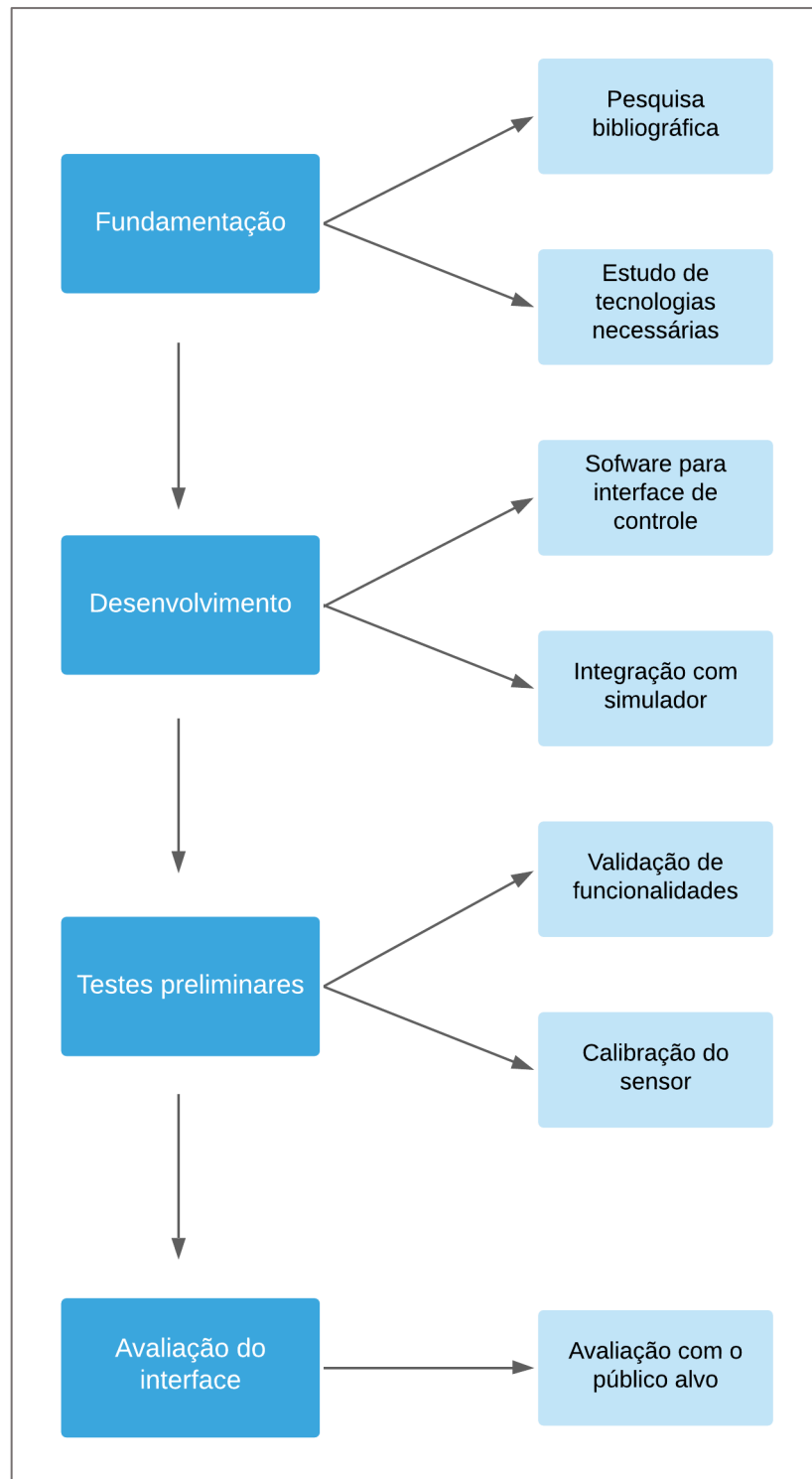
4.1. INTRODUÇÃO

Este estudo fundamenta-se na combinação de dois trabalhos prévios desenvolvidos no NTA. O primeiro consiste em um hardware denominado “Wings”, capaz de capturar movimentos através de um sensor inercial. O segundo é um simulador em RV denominado “EWATS” (MARTINS, 2017) utilizado para treinamento da condução de cadeira de rodas motorizadas. A integração desses dois elementos resultou em uma nova interface de controle para CRM através dos movimentos da cabeça. Assim, neste capítulo são descritas as etapas executadas no desenvolvimento da interface e na sua avaliação junto ao público-alvo.

4.2. ESTRUTURA DO TRABALHO

Para a concepção da interface de controle, assim como também da avaliação a ser realizada com o público, alvo foi necessário estruturar o trabalho em 4 estágios que são representados através da Figura 11:

Figura 11 – Estrutura do trabalho



- **Fundamentação:** Estudo a respeito da implementação de interfaces de controle alternativas utilizando o rastreamento da cabeça e através do sensor inercial. Foi necessário também a compreensão da estrutura do simulador EWATS assim como de suas funcionalidades, para posteriormente, adicionar nele a modalidade de controle

proposta. Além disso, foi necessária uma investigação a respeito do desenvolvimento para microcontroladores, com a finalidade de implementar a interface de controle utilizando a tecnologia wireless. Mais detalhes, encontram-se presentes nos capítulos 2 e 3, os quais detalham todo o conhecimento obtido para desenvolvimento do trabalho.

- **Desenvolvimento:** Criação do software da interface de controle para que fosse possível capturar os movimentos da cabeça e também realizar a sua integração com o simulador EWATS para que os movimentos fossem reproduzidos dentro do cenário virtual.
- **Testes preliminares:** Testes iniciais com pessoas hígidas para validação das funcionalidades e calibração do sensor para assegurar sua aplicabilidade para que posteriormente, o controle pudesse ser avaliado pelo público alvo.
- **Avaliação da interface:** Descrição de todo o processo de avaliação e do público alvo.

4.3. DESENVOLVIMENTO

4.3.1. Ferramentas utilizadas

O desenvolvimento da interface de controle via movimentos de cabeça para acionamento de cadeira de rodas motorizada baseia-se em dois softwares escritos em duas linguagens distintas, sendo elas: a linguagem Arduino, para programação da interface de controle e uma outra em linguagem C# para programação do receptor de informações via comunicação serial, conversão dos valores para comandos, para que sejam realizados os movimentos dentro do ambiente do EWATS. Para isso utilizou-se de duas IDE's disponíveis para desenvolvimento voltado para estas linguagens; Arduino IDE (ARDUINO, 2018) e Visual Studio IDE (MICROSOFT, 2019), respectivamente. Uma IDE (Integrated Development Environment, em português, ambiente de desenvolvimento integrado) é um programa repleto de recursos que pode ser usado por muitos aspectos do desenvolvimento de software (MICROSOFT, 2019).

O PMRT (Power Mobility Road Test) por sua vez, presente em diversos trabalhos como estratégia de avaliação de desempenho (CAETANO, 2020; VALENTINI, 2019; MARTINS, 2017) foi um instrumento essencial durante a elaboração e padronização do cenário de avaliação dentro do ambiente virtual.

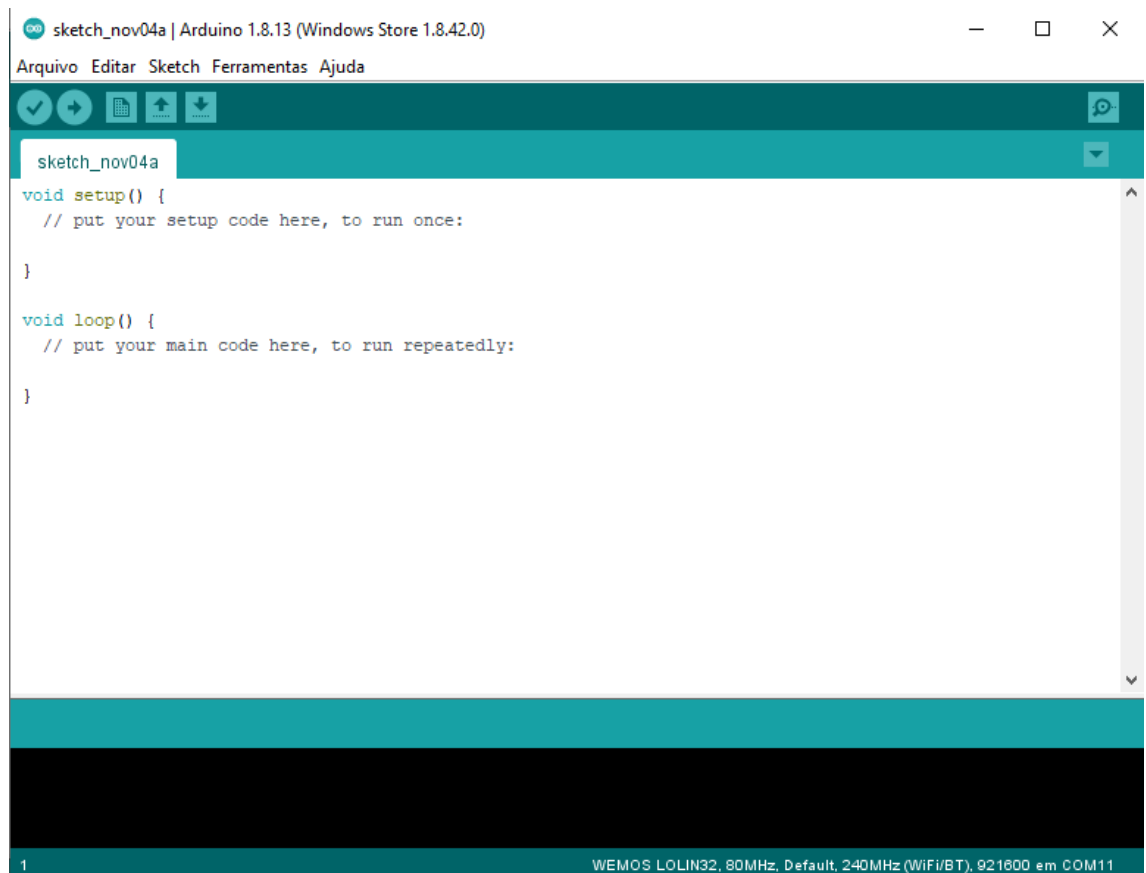
Abaixo serão descritas estas três ferramentas úteis para o desenvolvimento da pesquisa.

4.3.1.1. Arduino IDE

Uma IDE (Integrated Development Environment, em português, ambiente de desenvolvimento integrado) é um programa repleto de recursos que pode ser usado por muitos aspectos do desenvolvimento de software (MICROSOFT, 2019).

O Arduino Software IDE é uma ferramenta para desenvolvimento composta por editor para criação de códigos, área de mensagem, console de texto, barra de ferramentas com funções comuns e uma série de menus. Em resumo, ela faz comunicação com os hardwares Arduino e Genuino, permitindo assim, a instalação de programas (ARDUINO, 2018). Os programas escritos nesta IDE são chamados de sketches e possuem a extensão. ino. A Figura 12, mostra um exemplo de um sketch.

Figura 12 – Sketch em Arduino IDE



Alguns dos diversos recursos proporcionados por este ambiente de desenvolvimento são:

- Através do editor é possível executar diversas funções, sejam elas: cortar, colar texto, pesquisar e substituir textos, etc.
- A área de mensagens, é muito importante, pois fornece retorno ao desenvolvedor auxiliando-o na etapa de salvamento ou até mesmo de exportação podendo mostrar os erros encontrados e outros tipos de informações;
- No canto inferior direito é possível visualizar as configurações da placa e também da porta serial;
- A barra de ferramentas contém funcionalidades que permitem verificar, fazer o carregamento de programas em uma determinada placa, criar, salvar e abrir sketches, além disso, o uso da porta serial possibilita fazer a visualização das informações através do monitor serial.
- Possui uma série de bibliotecas que tornam os sketches mais poderosos para manipulação do hardware ou monitoramento dos dados. Além de simplificar a tarefa de desenvolvimento, a partir da abstração de funcionalidades mais complexas. Isto é, resulta em códigos menores, porém com um impacto grande em questões de funcionalidade. A importação de bibliotecas pode ser realizada via menu ou digitando no código o nome da biblioteca precedida pela expressão `#include`.
- Possui também suporte a hardware de terceiros, bastando apenas seguir as especificações desta IDE para adição do suporte ao hardware desejado.

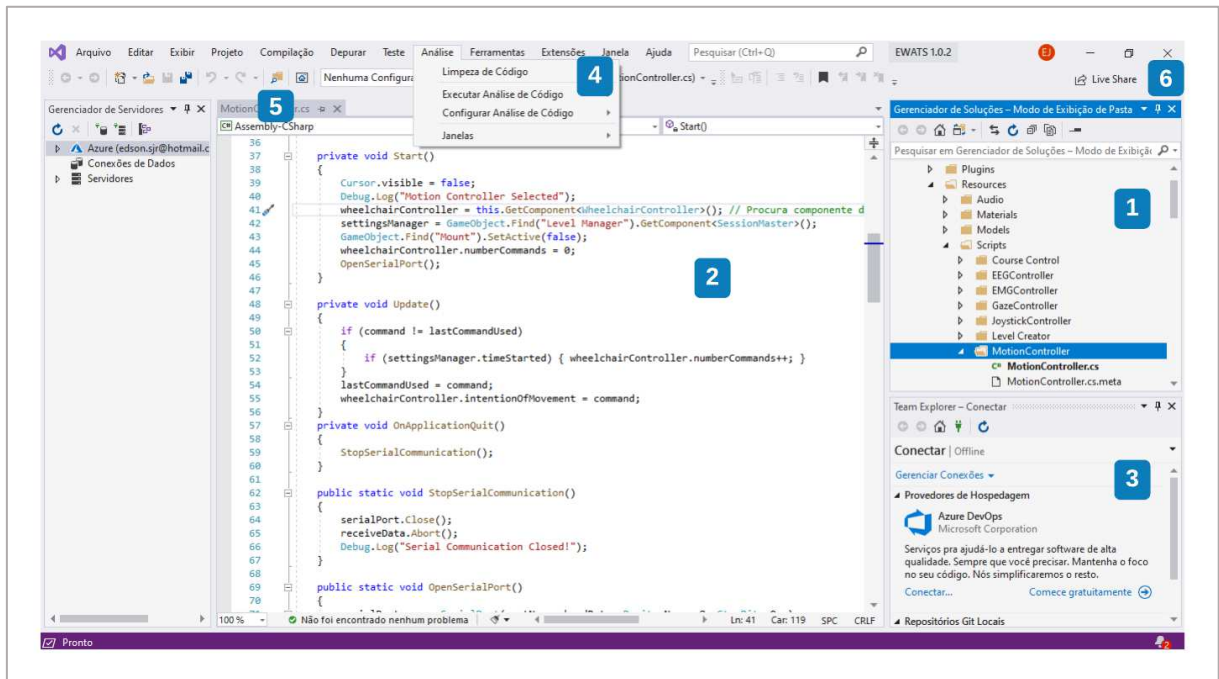
Lembrando que isto é apenas de uma parte de algumas das inúmeras funcionalidades que contemplam esta IDE extremamente útil e eficiente para programação de soluções embarcadas utilizando-se especialmente das placas Arduino.

4.3.1.2. Visual Studio IDE

O Visual Studio IDE de acordo com a Microsoft (2019), consiste em um painel que permite edição, depuração, compilação e até mesmo a publicação de uma aplicação. Além das características comuns de uma IDE, fornece ainda compiladores, ferramentas de preenchimento de código, designer gráficos e outras funcionalidades que visam trazer facilidade e

produtividade no desenvolvimento de software. A Figura 13 apresenta a tela principal desta ferramenta.

Figura 13 – Visual Studio IDE



Nesta figura contém um exemplo de um programa aberto nesta IDE juntamente com os painéis mais utilizados e importantes para auxílio no desenvolvimento, sendo eles:

- **Gerenciador de soluções (1):** Através deste, é mostrada a estrutura da solução que está sendo implementada e permite navegar dentro dela e fazer o gerenciamento de todo o código.
- **Janela do editor (2):** Local aonde o software está sendo desenvolvido e em geral o lugar mais explorado dentro da IDE. Nela é possível tanto a adição de código como também criar uma interface gráfica, por exemplo: uma tela de cadastro, com botões e caixas de texto.
- **Team Explorer (3):** Utilizado para o trabalho colaborativo no qual é possível visualizar e compartilhar o código com outras pessoas utilizando-se de tecnologias para controle de versão de código como Git e o TFVC (Controle de versão do Team Foundation).
- **Limpeza de código (4):** Permite a formatação do código e também a correção de erros de acordo com configurações de estilo de código, convenções .editorconfig e

analisadores Roslyn. Porém, até o momento é um recurso disponível somente para a linguagem C#.

- **Pesquisa (5):** Ferramenta que permite localizar de maneira rápida os recursos e também código em um único lugar. Muito útil devido a diversidade de recursos disponibilizados no Visual Studio.
- **Live Share (6):** Recurso para edição e depuração de código de maneira colaborativa e em tempo real.

O Visual Studio se encontra disponível em 3 tipos de versões: Community (aberto ao público), Enterprise e Professional. Lembrando que, até o momento é disponibilizado somente para sistemas operacionais Windows e Mac.

Além dos benefícios já citados, outra vantagem ao se utilizar este ambiente de desenvolvimento, são os seus recursos para auxílio na produtividade, sendo eles:

- **Rabiscos e Ações Rápidas:** Os rabiscos são os sublinhados que aparecem em baixo de uma linha de código que está sendo escrita. Isto é extremamente útil pois ajuda o desenvolvedor na correção do código antes do processo de compilação evitando que esses erros venham a ocorrer. As ações rápidas, por sua vez são ativadas através do ícone da lâmpada dando suporte na resolução de erros e melhorias no código.
- **Refatoração:** Operações que permitem a renomeação de variáveis de maneira inteligente, extração de linhas de código para um método, alteração de ordem de parâmetros em um método, etc.
- **IntelliSense:** Consistem em um conjunto de informações disponibilizadas de maneira que é possível obter o conhecimento de um código diretamente no editor de texto. Analogamente, funciona como uma documentação básica dentro do editor, o que não requer consulta a uma documentação externa para descobrir o que um respectivo método faz.
- **Hierarquia de chamadas:** Permite visualizar os métodos que efetuam a chamada um outro em específico. Útil para o rastreamento de um bug ou quando se deseja alterar ou remover um método.
- **CodeLens:** Ajuda a encontrar referências e alterações feitas em um código, bugs, itens de trabalho, revisões de trabalho, testes de unidade, sem a necessidade de sair do ambiente de edição.

- **Ir para definição:** Recurso que quando acionado, já exibe a função diretamente no local aonde a mesma foi implementada.
- **Inspecionar definição:** Exibe a definição de uma função sem abrir o arquivo ao qual ela está contida.

4.3.1.3. Power Mobility Road Test

O Power Mobility Road Test (PRMT) é um instrumento utilizado para avaliação de performance na condução de cadeira de rodas motorizada e foi criado por (S. Govender, P.M. e L.S.) no ano de 2001, motivado pela falta de escalas padronizadas para avaliação em seu trabalho (MASSENGALE et al., 2005).

As tarefas presentes neste modelo de avaliação são combinações de três escalas para avaliação do desempenho na condução de cadeira de rodas já existentes, sendo elas: PIDA (Power Mobility Indoor Driving Assessment) (Dawson et al., 1994), Functional Evaluation Scale (Hasdai et al., 1998) e Power Mobility Functional Evaluation Tasks (Deitz, Jaffe, Wolf, Massagali, e Anson, 1991). É importante ressaltar que, vários itens escolhidos para compor o PMRT estão inseridos em pelo menos duas ou nas três escalas utilizadas como referência.

O Power Mobility Road Test é composto por 16 tarefas. De acordo com Massengale et al. (2005), ele é dividido em dois tipos de tarefas: 12 delas sendo estruturadas e 4 delas não estruturadas, no sentido de ser imprevisíveis e desconhecidas ao usuário a primeiro momento. Entretanto, mesmo estas tarefas sendo não estruturadas, para seguir o protocolo a rigor, elas são sempre iguais e executadas na mesma ordem o que dá um formato padrão para até mesmo para essas tarefas.

As 16 tarefas que compõe o PMRT são:

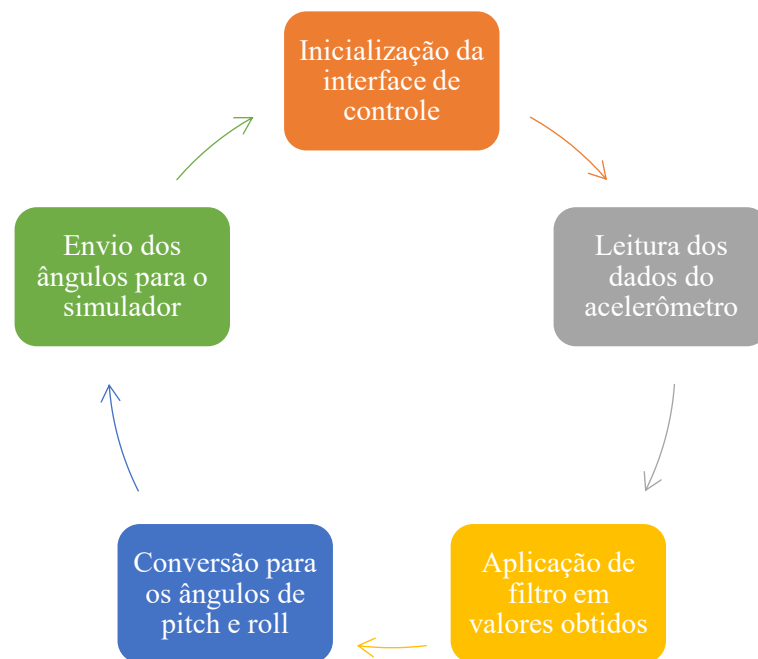
1. Aproximar de pessoas / móveis sem esbarrar neles
2. Iniciar e parar a cadeira de rodas à vontade
3. Passar pelas portas sem bater nas paredes (portas de 91 cm)
4. Fazer curva para direita de 90° (90° à direita)
5. Fazer curva para esquerda de 90° (90° à esquerda)
6. Condução direta (4,5 metros) em uma área aberta
7. Condução direta (3,0 metros) em uma área aberta
8. Virando 180° (curva em U)

9. Iniciar e parar cadeira de rodas, mediante solicitação
10. Virar para a direita e para a esquerda mediante solicitação
11. Dirigir direto para frente (4,5 metros) em um corredor estreito sem bater nas paredes
12. Manobra entre objetos
13. Evitar obstáculos inesperados (bola)
14. Evitar obstáculos inesperados (pessoa entrando no corredor)
15. Pessoa vindo em direção ao participante no corredor
16. Sinal de "piso molhado", optar por esperar ou acelerar

4.3.2. Interface de controle

Todo o esquema de funcionamento da interface de controle se encontra descrito na Figura 14 no qual cada item representa um processo executado.

Figura 14 – Funcionamento da interface de controle



Inicialmente tem-se a inicialização do dispositivo; o processo de leitura dos dados nos eixos x, y e z do acelerômetro é realizado; após o processo de leitura, os valores obtidos passam por um filtro que tem como objetivo suavizar as informações. Os dados brutos do acelerômetro em todos os eixos (AX, AY e AZ) servem de entrada para a Equação 1, onde $\alpha = 0,5$ e fXg é a

saída filtrada para o eixo AX. Lembrando que esse processo é feito somente para os eixos AX e AY que já foram suficientes para o desenvolvimento do trabalho.

$$fXg = A_x * \alpha + (fXg * \alpha) \quad (1)$$

Posteriormente à aplicação do filtro, a próxima etapa consiste em fazer as conversões dos valores filtrados para os ângulos de pitch e roll que são obtidos através das Equações 2 e 3 baseadas no trabalho de Silva et al. (2013).

$$pitch = \arctan\left(\frac{A_y}{\sqrt{A_x^2 + A_z^2}}\right) \quad (2)$$

$$roll = \arctan\left(\frac{A_x}{\sqrt{A_y^2 + A_z^2}}\right) \quad (3)$$

Após a conversão, para reconhecimento dos comandos foram adotados os respectivos valores dos ângulos, descritos na tabela 2, baseados nos experimentos com os usuários durante a utilização do EWATS.

Tabela 2 – Mapeamento dos movimentos utilizando ângulos de Euler

Movimento	Ângulo	Valor
Frente	Pitch	$x \geq 10^\circ$
Trás	Pitch	$x \leq -15^\circ$
Esquerda	Roll	$y \leq -9^\circ$
Direita	Roll	$y \geq 15^\circ$
Diagonal superior esquerda	Pitch e Roll	$x \geq 10^\circ$ e $y \leq -9^\circ$
Diagonal superior direita	Pitch e Roll	$x \geq 10^\circ$ e $y \geq 15^\circ$
Diagonal inferior esquerda	Pitch e Roll	$x \leq -15^\circ$ e $y \leq -9^\circ$
Diagonal inferior direita	Pitch e Roll	$x \leq -15^\circ$ e $y \geq 15^\circ$

É de importância destacar que, estes intervalos de valores são utilizados para reconhecimento do movimento, assim mediante a detecção do movimento, o programa obtém

estes valores e prepara os dados em um padrão que é reconhecido tanto pelo módulo de controle como pelo simulador e então faz o envio da informação via comunicação serial valendo-se do módulo bluetooth HC05. O modelo de envio da informação é descrito pela Figura 15, no qual o ângulo pitch antecede o roll e ambos são separados por vírgula dentro de colchetes que delimitam o início e o fim de uma cadeia de dados.

Figura 15 – Estrutura da informação enviada pelo módulo de controle



A interface de controle foi desenvolvida de maneira a ser de fácil utilização e não exigir conhecimento técnico do usuário, sendo assim no contexto de utilização da cadeira de rodas real, que se encontra nos próximos passos da pesquisa, bastará apenas ligar o dispositivo e fazer o seu uso, porém no caso do simulador EWATS, requer apenas que se faça o pareamento com o bluetooth do computador no qual o sistema será executado.

Todo o desenvolvimento foi feito utilizando o Arduino Software IDE e o paradigma de programação estruturado.

4.3.3. Integração com o simulador de Realidade Virtual “EWATS”

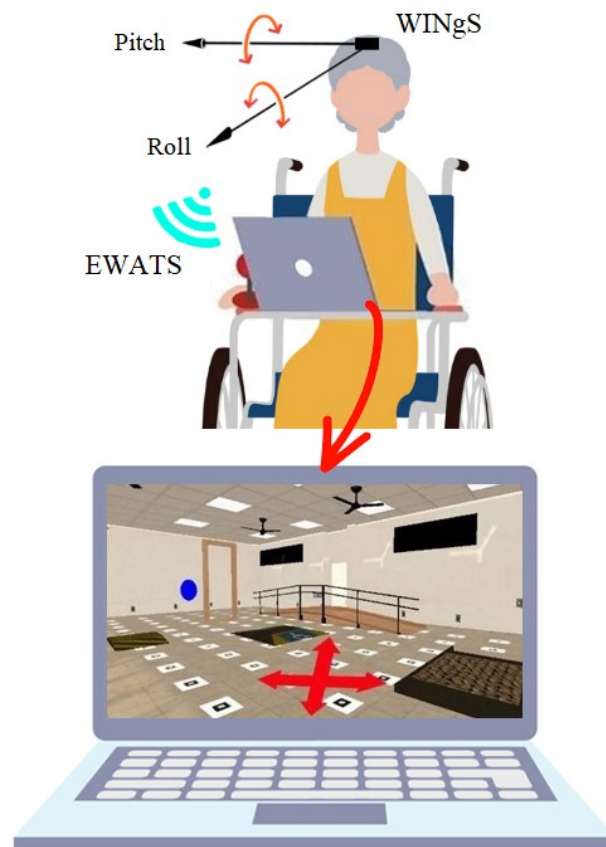
O simulador EWATS desenvolvido por Martins (2017), foi criado no motor de jogos Unity 3D utilizando a linguagem C# para sua concepção, portanto o software criado para se comunicar com o sensor inercial utilizou esta mesma linguagem na IDE Visual Studio, para que o novo código pudesse corresponder com o que já havia sido implementado em trabalho prévio.

Este jogo foi idealizado de maneira a possuir recursos que permitem a adição de novas interfaces de controle, o que permitiu que a interface proposta por este trabalho pudesse ser integrada a ele com êxito (MARTINS, 2017). Por ter sido implementado a partir do paradigma orientado a objetos, toda comunicação ocorre basicamente entre uma classe que é responsável por reproduzir os movimentos da cadeira e a classe no qual a nova interface de controle é desenvolvida.

Partindo disto, toda a troca de informações acontece através de um protocolo que consiste no envio de um código que representa um comando da cadeira de rodas que será reproduzido dentro do cenário (MARTINS, 2017).

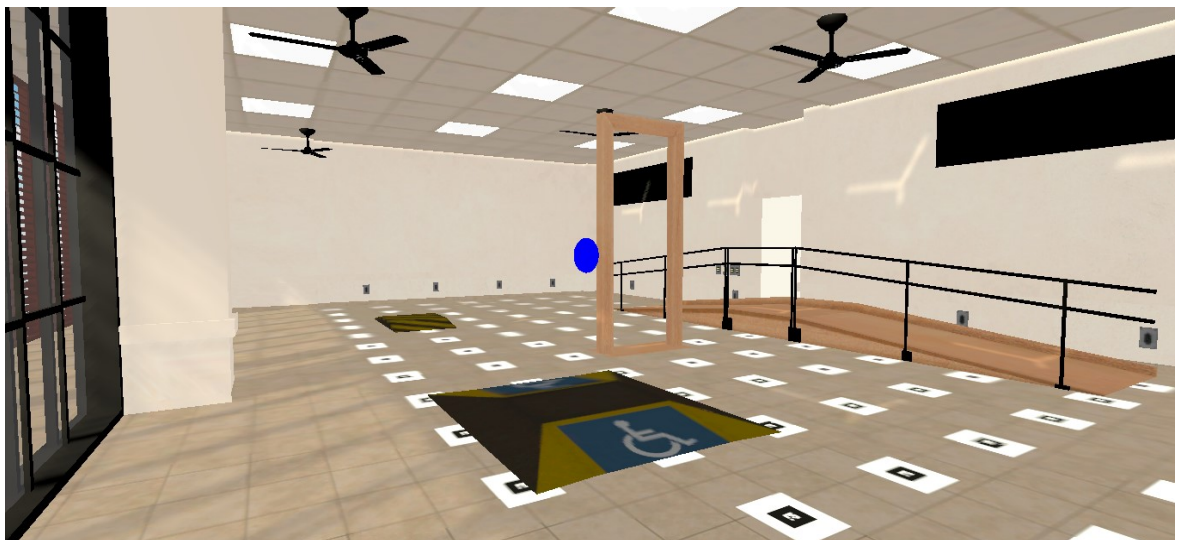
Em Resumo, a classe desenvolvida para comunicação com a interface de controle estabelece uma conexão com o dispositivo através do número referente a porta serial aberta a partir do momento do pareamento bluetooth com o computador. É nesta porta, aonde será feita a troca de informações entre o jogo e o módulo de controle. Partindo deste princípio, esta classe faz a leitura do que está sendo escrito na porta serial aberta (no qual o conteúdo obtido é exatamente a informação contida na Figura 15), uma função responsável por fazer o processamento dos dados captura os ângulos de pitch e roll e de acordo com os valores dos ângulos se obtém um código indicando o movimento desejado que é enviado para a classe responsável por fornecer os movimentos à cadeira de rodas dentro do cenário. A Figura 16, mostra como funciona o processo de integração entre a interface de controle e o simulador.

Figura 16 – Integração entre a interface de controle e o simulador EWATS



O ambiente da simulação, consiste em um cenário baseado em um ambiente real usado no trabalho de Caetano (2020), que contém os mesmos obstáculos a serem enfrentados pelo usuário quando fizer o uso da cadeira de rodas real conforme Figura 17.

Figura 17 – Cenário dentro do simulador EWATS utilizado para avaliação de desempenho



Acredita-se que após a realização de sessões de treinamento neste ambiente, proporcionará mais confiança e segurança para lidar com percurso e os obstáculos comuns no dia a dia de um cadeirante, sendo estes: rampas, portal estreito e realização de manobras para conclusão do trajeto proposto.

O objetivo definido dentro do simulador consiste em completar um percurso delimitado por esferas dispostas ao longo do cenário e pode se dar de diversas maneiras, uma vez que é possível criar percursos customizados utilizando-se do editor de percurso (MARTINS, 2017). Ele permite criar a rota desejada utilizando 5 tipos de objetos diferentes que representam os obstáculos (3 tipos de rampa, uma superfície irregular e um portal estreito) que podem ser colocados em qual quer local no cenário. No entanto, o percurso é criado a partir da sequência de esferas que serão dispostas dentro do cenário. Ao se coletar todas as esferas dentro do cenário, a sessão é finalizada e então é apresentado ao usuário o resultado de seu desempenho na condução da cadeira de rodas dentro do sistema, através de métricas estabelecidas pelo sistema que serão descritas mais à frente durante a metodologia do estudo. A Figura 18 apresenta um resultado após a realização de uma sessão.

Figura 18 – Métricas calculadas durante a avaliação de desempenho

Training sessions		Results	
<div>1</div> <div>Load data</div>	Start of session	2020/03/12	14:29:58
	End of session	2020/03/12	14:31:15
	Travel time	76.9 seconds	
	Number of collisions	3	
	Complete session	Yes	

A primeiro momento o EWATS foi utilizado somente como recurso para avaliação do sistema, entretanto, futuramente o intuito é o seu uso como estratégia de treinamento para posteriormente analisar o impacto do treinamento no contexto real.

4.3.4. Estratégia de avaliação

Para correta execução da avaliação da interface, foi necessário modelar um trajeto padrão no qual fosse possível a todos os usuários serem avaliados de acordo com um mesmo

padrão de análise de desempenho dentro do sistema, para se evitar vieses que poderiam comprometer a pesquisa, uma vez que todos estão inseridos em um mesmo grupo no qual já possuem certa experiência com uso de cadeira de rodas motorizada e portanto, aptos a fazer a avaliação da nova proposta para condução deste instrumento.

Para elaboração do percurso, contou – se com 5 tarefas extraídas do PMRT juntamente com algumas conclusões obtidas por (MARTINS, 2015) no que diz respeito aos obstáculos mais comuns enfrentados por pessoas cadeirantes.

As atividades do PMRT adotadas foram:

- Aproximando de pessoas/móveis sem bater neles;
- Fazendo curva para direita de 90° (90° à direita);
- Fazendo curva para esquerda de 90° (90° à esquerda);
- Manobra entre objetos;
- Passando pelas portas sem bater nas paredes.

Além do percurso proposto, utilizou-se também de obstáculos ao longo do mesmo, para simulação de situações enfrentadas por cadeirantes no dia a dia, descritos na pesquisa de Martins (2017) que foi realizada com 20 participantes constatando as principais dificuldades que estão compreendidas na Figura 19.

Figura 19 – Principais dificuldades enfrentadas por cadeirantes no dia a dia



Fonte: MARTINS, 2017

Destes desafios, no percurso foram inseridos dois baseados nesta pesquisa, sendo eles:

- Execução de manobras;
- Passar por rampas.

O percurso de avaliação (Figura 20) possui um formato de um “S”, com esferas distribuídas pelo cenário em locais estratégicos para serem coletadas pelo usuário durante a avaliação passando pelos obstáculos ao longo do trajeto.

Figura 20 – Trajeto a ser percorrido dentro do cenário de avaliação



Como o objetivo principal da pesquisa é verificar a viabilidade da tecnologia com o público alvo de maneira a melhorar a qualidade de vida destas pessoas uma mobilidade com mais autonomia e conforto, a estratégia de avaliação foi dividida em duas etapas importantes, no qual a primeira consiste em avaliar o desempenho do usuário na utilização da interface de controle a partir de métricas preestabelecidas no sistema que serão contabilizadas ao se explorar o cenário descrito acima. Tais métricas são: quantidade de tempo para conclusão do percurso e quantidade de colisões. É importante destacar que, quanto menor forem os respectivos valores, leva a entender que há um melhor desempenho do usuário e que esta nova modalidade de controle está sendo compreendida. Caso contrário, fornece insumo para que sejam feitas buscas problema nas funcionalidades, complexidade ou até mesmo inconsistências.

A segunda etapa por sua vez já é voltada para a perspectiva do usuário com relação ao uso do módulo de controle e para isso utilizou-se a ferramenta SUS (descrita no capítulo 2) focada em usabilidade para que de acordo com a opinião do usuário sejam encontradas melhorias e acima de tudo verificar a viabilidade da solução proposta no cotidiano de pessoas com deficiência. Ainda focado na experiência do usuário, também foi feita uma pequena entrevista (APÊNDICE II) com usuário apenas para descobrir se houve algum desconforto durante o uso da interface de controle e o que poderia ser modificado no sistema para garantir um melhor aproveitamento da tecnologia.

4.4. TESTES PRELIMINARES

Os testes preliminares contaram com a participação de 5 voluntários hígidos, com idades entre 13 e 21 anos e foram estratégicos para uma validação inicial das funcionalidades da interface de controle. Porém, foi o suficiente para obter resultados satisfatórios e provar a eficiência do sistema. Assim, esta primeira avaliação resultou em uma publicação do trabalho no CBEB (Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica) 2020.

Durante as análises, foi possível encontrar melhorias que poderiam ser adicionadas ao módulo de controle. Um ponto de atenção, foi que alguns usuários sentiram dificuldades ao executar os comandos para frente e para trás, pois segundo estes, seria mais intuitivo executá-los do modo contrário ao que estava mapeado no sistema. Parte dos usuários, relataram que os movimentos nas diagonais facilitavam mais ainda a mobilidade, porém para outros, já é motivo de dificuldade devido a uma maior variedade de comandos possíveis.

Anteriormente à avaliação final, ainda foi realizado um teste funcional com uma voluntária que pertence ao público alvo, o que enriqueceu o trabalho a partir do seu ponto de vista em relação ao uso da interface de controle. Além do que já havia sido requerido pelos usuários hígidos, ela também destacou a necessidade de adição de mais sensibilidade no reconhecimento dos comandos nas diagonais.

Uma nova versão do módulo de controle foi desenvolvida de maneira a contemplar os itens de melhoria apontados.

4.5. AVALIAÇÃO DA INTERFACE

O estudo foi aprovado pelo 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), através da Plataforma Brasil, sob o CAAE 86694117.4.3001.0085 (ANEXO I).

Para a avaliação da modalidade de controle proposta contou-se com o apoio da Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) de Uberlândia, que cedeu o espaço para a pesquisa e auxílio a todo o processo com a participação de uma terapeuta ocupacional e recrutamento do público alvo. Foram selecionados inicialmente 6 voluntários para o estudo, porém, devido ao cenário atual causado pela Covid-19, 2 deles ficaram impossibilitados de participar. Desta forma, os demais participantes possuem tetraplegia, com comprometimento total dos membros inferiores e parcial dos membros superiores. Portanto, elegíveis a utilização da modalidade de controle proposta como um módulo de controle alternativo ou adicional.

4.5.1. Descrição dos participantes

A pesquisa contou com a participação de 4 voluntários, sendo 3 três do sexo masculino e 1 do sexo feminino.

Todos os envolvidos no processo de avaliação possuem comprometimento físico causado por lesão medular devido a acidentes. Foram diagnosticados em torno de 3,5 a 23 anos e possuem experiência com a CRM por um período de 1 a 20 anos. Nenhum dos usuários teve contato com outra TA que permitisse a condução da cadeira de rodas por meio diferente do joystick. Através da tabela 4, é possível compreender melhor o perfil de cada voluntário.

Tabela 3 – Informações dos voluntários

	Idade	Quadro Clínico	Causa	Tempo de diagnóstico (anos)	Experiência com CRM (anos)
Usuário 1	31	Lesão medular	Queda em luta de MMA	3,5	3
Usuário 2	37	Lesão medular	Acidente automobilístico	12	5
Usuário 3	45	Lesão medular	Mergulho em águas rasas	23	20
Usuário 4	24	Lesão medular	Atropelamento por veículo	5	1

4.5.2. Processo de avaliação

O processo de avaliação foi dividido em três partes distribuídas em uma sessão de 30 minutos para cada voluntário. Os primeiros 15 minutos foram destinados à apresentação da pesquisa ao participante com o intuito de mostrar o funcionamento do módulo de controle e os movimentos mapeados para conduzir a cadeira de rodas virtual do simulador EWATS. Sendo que, deste tempo total, 8 minutos foram reservados para o primeiro contato do usuário com a interface de controle.

Após o aprendizado dos comandos, foram destinados cerca de 8 minutos à exposição do trajeto que seria realizado e dos objetivos necessários para a conclusão do mesmo durante a avaliação de desempenho, através de um tutorial em vídeo; e posteriormente, a execução da coleta de dados utilizando novamente a interface por no máximo 7 minutos.

Ao fim da coleta de informações no EWATS, uma segunda etapa da avaliação foi realizada, porém voltada para o ponto de vista do voluntário no que diz respeito às questões de usabilidade do sistema. Para tal tarefa, utilizou-se a ferramenta SUS (ANEXO II), aplicada através da ferramenta Google Forms. Ao final de seu preenchimento, o próximo passo foi a

realização de uma entrevista rápida com o intuito de obter o perfil de cada indivíduo, descobrir se houve algum desconforto durante o uso da interface de controle, inconsistência e pontos a serem melhorados para garantia da qualidade do produto final do presente trabalho.

4.6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A primeiro momento o simulador foi utilizado somente como recurso para avaliação do sistema, entretanto, futuramente o intuito é o seu uso como estratégia de treinamento para posteriormente analisar o impacto do treinamento no contexto real de condução de uma CRM.

Todo o sistema consiste no desenvolvimento de dois programas que além de suas funções individuais, realizam a troca de informações a partir de um protocolo que é compreendido por ambos, sendo eles a interface de controle que mapeia os movimentos da cabeça e envia as informações processadas e o computador, no qual está o simulador que recebe os dados e faz todo o processamento resultando nos movimentos da CRM virtual dentro do cenário.

As estratégias de avaliação adotadas foram a utilização de métricas para coleta de dados durante o uso do EWATS e utilização do formulário SUS e entrevista para análise do ponto de vista do usuário com relação a tecnologia desenvolvida.

A execução de testes preliminares foi de grande importância, pois permitiu que o dispositivo encontrar melhorias que foram implantadas antes da avaliação com o público alvo.

CAPÍTULO 5 – RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1. INTRODUÇÃO

Neste capítulo, encontram-se descritos os resultados obtidos a partir da análise do desempenho dos usuários na utilização da interface de controle e também suas observações com relação à usabilidade desta nova modalidade de conduzir uma CRM.

5.4. ANÁLISE DOS RESULTADOS OBTIDOS E DISCUSSÃO

Um ponto interessante a destacar, é que os participantes nunca tiveram contato prévio com outro tipo de interface que possibilitasse controlar a cadeira de rodas diferente da maneira tradicional (joystick). Mesmo assim, durante a avaliação todos os usuários utilizaram o módulo de controle com eficácia e percorreram todo o trajeto proposto cumprindo os objetivos. Embora alguns gastaram mais tempo devido a uma maior limitação para inclinar o pescoço. Abaixo encontram-se as Figuras 21 e 22 que representam os dados relacionados ao desempenho dos usuários a partir das métricas coletadas durante a avaliação no simulador. A partir destes, os resultados podem ser analisados individualmente ou em conjunto.

Figura 21 – Tempo total gasto para conclusão do percurso (s)

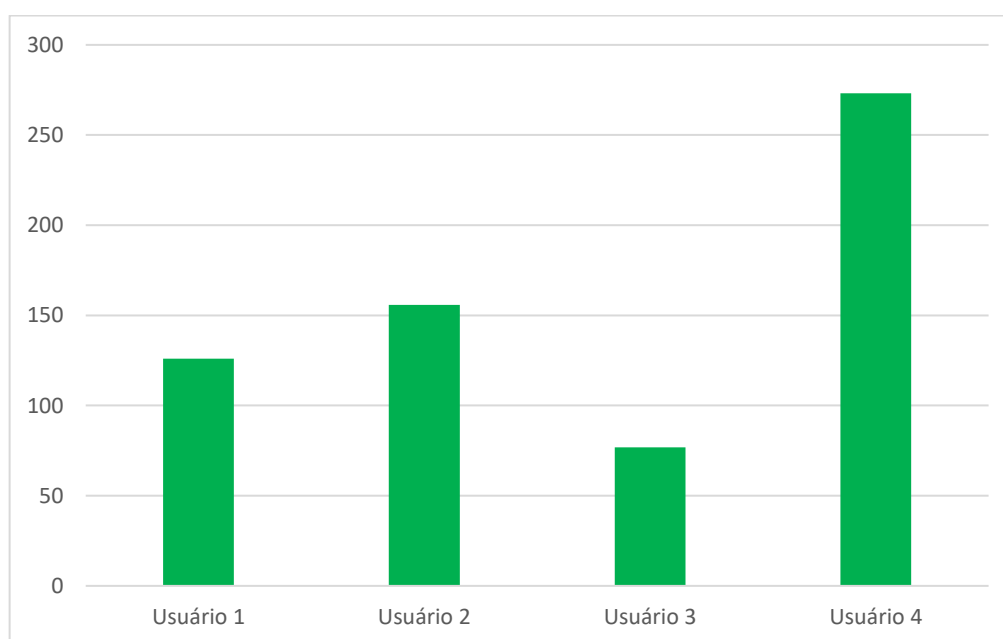
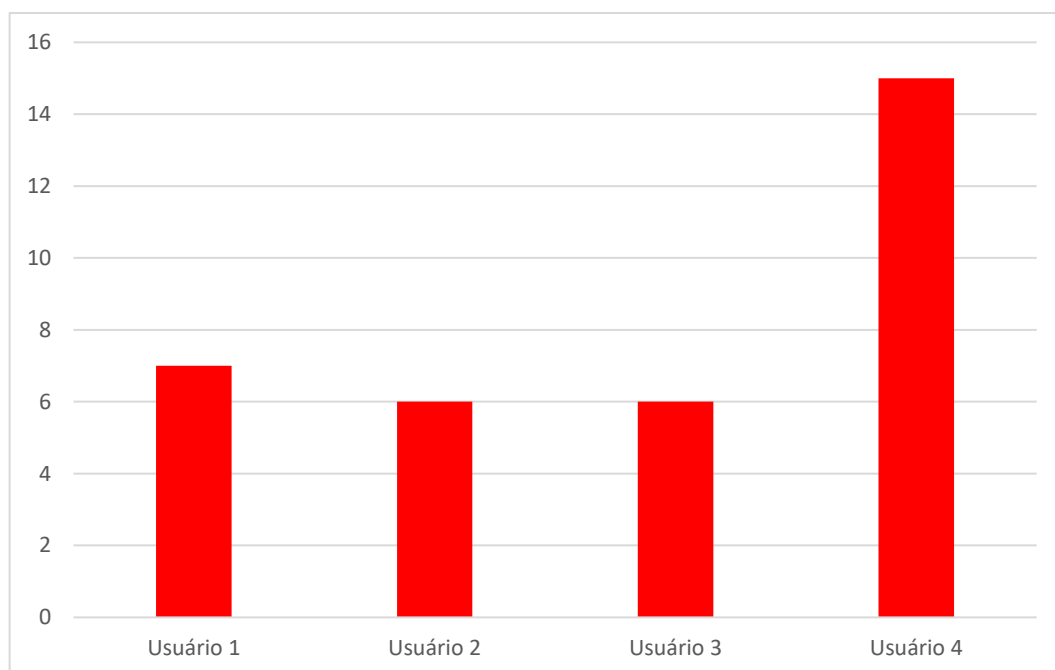


Figura 22 – Número de colisões durante avaliação



De acordo com a Figura 21, é possível observar que o usuário 3 obteve melhor desempenho, destacando-se pelo tempo de 76,9 s para conclusão do trajeto. Embora tenha apresentado um total de 6 colisões igualando-se assim ao usuário 2 nesta métrica como demonstra a Figura 22.

Analisando ainda a Figura 21, os usuários 1 e 2 apresentaram resultados com variações entre si de 29,9 s para conclusão do percurso e e conforme Figura 22 apresentaram a diferença de 1 colisão.

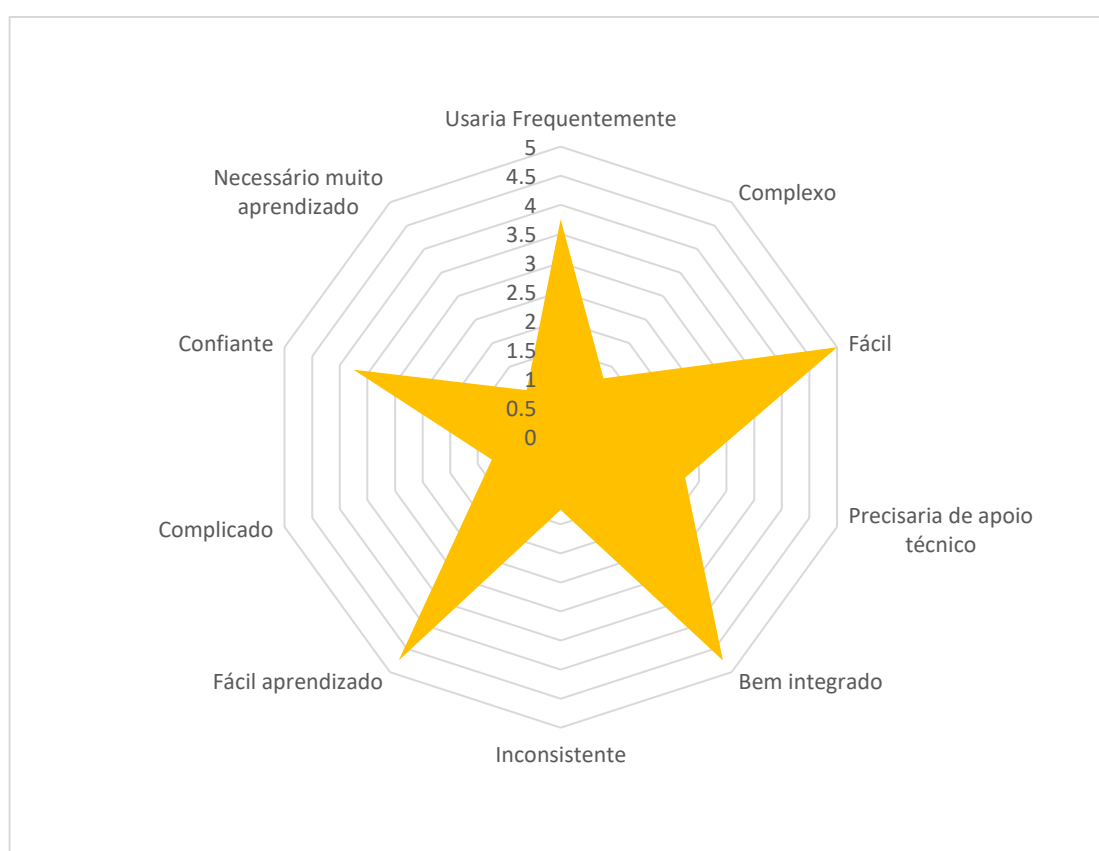
O usuário 4 demonstrou mais dificuldade na utilização do módulo de controle, devido a uma maior limitação para flexionar o pescoço, o que resultou num tempo maior para conclusão da tarefa (273,1 s) e 15 colisões, informações contidas nas Figuras 21 e 22, respectivamente.

Para uma análise geral, foi adotada a mediana uma vez que a média foi comprometida devido a dispersão nos dados. Sendo assim, tem-se que o tempo para conclusão da atividade foi cerca de 140,85 s (2,35 min) para conclusão do percurso (Figura 21) e 7 colisões (Figura 22).

As colisões mais comuns foram identificadas no momento de passagem pelo portal estreito e ao coletar esferas que estavam próximas à parede (trajeto descrito pela Figura 20). Entretanto, não houve dificuldade para entender e realizar o percurso proposto.

Os resultados da aplicação do SUS foram calculados a partir da média obtida dos valores para cada afirmação pontuada pelos usuários, fornecendo informações para a produção do gráfico encontrado na Figura 23.

Figura 23 – Resultado da aplicação do SUS



Em termos gerais, os dados demonstram facilidade tanto para uso quanto para aprendizado. Não houve relato de complexidade, pois o mapeamento movimentos foi feito baseado em fatores intuitivos, logo não houve problemas no rastreamento dos movimentos e nem ambiguidade de comandos. Uma vez que estes questionamentos foram realizados também durante uma entrevista oral. Alguns pontos com margem para melhorias foram detectados como, por exemplo, garantir mais confiança e independência na utilização do módulo de

controle. Alguns usuários afirmaram que não usariam o dispositivo frequentemente, mas sim como um controle adicional.

Em resumo, todos os usuários executaram os comandos desejados dentro do simulador sem falhas ou ambiguidade para o reconhecimento dos movimentos por parte da interface de controle. Lembrando ainda que, os resultados foram interessantes visto que os voluntários nunca tiveram contato prévio com a modalidade de TA para auxílio na condução da cadeira de rodas aqui proposta.

Por mais que os participantes ainda possuíam pouca mobilidade nos membros superiores, o que possibilita a condução da CRM através do joystick, os mesmos relataram que usariam a modalidade de controle proposta no trabalho como um controle adicional para evitar a fadiga causada pelo uso do joystick e, também, para auxiliar na realização de tarefas de maneira independente como, por exemplo, foi relatado por um dos voluntários: “Ele seria útil para que eu pudesse sair de uma mesa sem a necessidade de chamar outra pessoa para acionar a cadeira para mim”.

A maioria dos envolvidos ressaltaram a grande importância do trabalho para pessoas que possuem comprometimento total dos membros inferiores e também superiores, visto que, eles aprenderiam a utilizar com facilidade o módulo de controle. Além de destacarem o fácil uso, aprendizado e configuração, relataram que os movimentos necessários eram intuitivos e, portanto, se sentiram confortáveis durante o uso dele. Um dos usuários afirmou que no começo, se confundiu um pouco com os movimentos para esquerda e direita que requerem inclinar o pescoço ao invés de girar a cabeça para os lados. Porém, disse que poucos minutos utilizando o módulo de controle foram o suficiente para o aprendizado.

Foi de grande valia para a pesquisa a participação deste público, pois enriqueceram o estudo a partir de suas experiências e empenho durante a etapa de avaliação da interface desenvolvida. Alguns pontos de melhoria levantados foram:

- Mais sensibilidade nos comandos para execução de movimentos para a esquerda e direita. Ou seja, quanto maior o comprometimento na região do pescoço, maior também deverá ser a sensibilidade para rastrear os movimentos.
- Calibração automática do sensor para que o mesmo possa se adequar ao perfil de cada indivíduo.

- Utilização do sensor em outras regiões da cabeça como, por exemplo, atrás da orelha semelhante a um fone de ouvido sem fio.

Acredita-se que com as melhorias sugeridas durante a avaliação, o produto final possa ser disponibilizado aos usuários com maior qualidade e possa atender às suas necessidades, seja como um controle alternativo ou aditivo.

Foi possível perceber que boa parte dos trabalhos que deram suporte ao presente estudo (capítulo 3), possuem alguns pontos em comum, principalmente no que diz respeito à arquitetura do projeto, apenas variando de acordo com os dispositivos utilizados por cada um. Algumas características comuns são a utilização da comunicação sem fio, com exceção do trabalho de Machangpa e colegas (MACHANGPA et al., 2018), que proporciona mais liberdade e praticidade ao usuário com o uso da tecnologia, mapeamento dos movimentos através do uso do acelerômetro, uso de microcontroladores para gerenciamento dos dispositivos envolvidos, etc. A possibilidade de se deslocar nas diagonais garante mais mobilidade ao usuário, porém foi abordada em apenas dois trabalhos dentre os encontrados nesta pesquisa (MACHANGPA et al., 2018) e (SILVA et al., 2013).

É importante citar que todos os trabalhos faziam a calibração do módulo de controle antes do usuário utilizá-lo. Geralmente, em um estágio preliminar ao uso da cadeira de rodas para assimilação dos comandos mapeados. Isto é de grande valia para o correto funcionamento da tecnologia, entretanto não proporciona uma maior interação e preparo do usuário quando comparado a um ambiente em realidade virtual, uma vez que permite ao usuário explorar um cenário e manipular objetos promovendo um senso de presença dentro do ambiente. Como consequência, fornece uma melhor experiência de aprendizado e auxilia no entendimento dos movimentos a serem executados.

Com relação à aplicação das métricas para avaliação do desempenho do usuário, o único estudo que contempla as duas abordagens é o de Gomes (GOMES et al., 2019), que por sua vez, faz a avaliação do tempo de execução e quantidade de colisões. Porém, todo o preparo do usuário é feito no ambiente real, que por mais seguro que seja, não se pode descartar a probabilidade de acidentes e situações inesperadas.

O diferencial da proposta, consiste em fornecer ao usuário além do controle alternativo, sem a necessidade de dispositivos adicionais (por exemplo, um computador) para intermediar o processo de comunicação com a CRM, todo o suporte para que ele possa obter um maior

aproveitamento no uso da tecnologia. Principalmente, nos estágios iniciais ao eliminar situações que comprometam a segurança e, assim, contribuir para mitigar as chances de abandono da tecnologia. Vale salientar que, a utilização do simulador é útil tanto para o usuário por lhe oferecer conforto e segurança, como também para a pesquisa, pois proporciona uma visão crítica e auxilia na busca por melhorias, como as encontradas durante este estudo. As quais poderão contribuir para uma melhor experiência do usuário ao utilizar futuramente uma CRM no contexto real.

5.5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste capítulo foi abordado o processo de avaliação com o público alvo descrevendo o seu perfil, assim como os resultados obtidos. Os quais foram fundamentais para validação do sistema e detecção de melhorias a serem realizadas futuramente. No próximo, encontram-se a conclusão obtida ao final da pesquisa e os próximos passos do trabalho.

CAPÍTULO 6 – CONCLUSÃO

Os dados obtidos nos testes da interface de controle junto ao público-alvo demonstraram que ela atendeu às expectativas tanto nos requisitos técnicos quanto de usabilidade. Ela também se mostrou de fácil aprendizado e intuitiva para praticamente todos os participantes, motivo pelo qual todos os usuários conseguiram completar o percurso proposto, independentemente das métricas de desempenho fornecidas pelo simulador EWATS.

Durante a utilização da interface não houve desconforto, mal-estar ou situações inesperadas; pelo contrário, os voluntários se sentiram confiantes e confortáveis usando o dispositivo mesmo sem contato prévio com outras TAs aplicadas a condução de uma cadeira de rodas diferente da maneira tradicional. Além disto, através da perspectiva dos usuários envolvidos na etapa de avaliação, foi possível identificar alguns pontos a serem aperfeiçoados conforme descrito no capítulo anterior. Os quais são relevantes para aprimorar a qualidade do protótipo desenvolvido.

Esta modalidade de controle é de grande importância para pessoas que não possuem movimento dos membros inferiores e superiores, pois além de ser intuitiva e de fácil aprendizado, não requer conhecimento técnico do usuário. Isso facilita bastante a sua integração com outros dispositivos, como uma CRM real ou um braço mecânico por exemplo, o que poderia auxiliar durante atividades do dia a dia suprimindo tarefas que requerem o uso dos membros superiores.

A adoção da realidade virtual como estratégia de aprendizagem e avaliação da interface funcionou com êxito, uma vez que permitiu aos pacientes assimilarem o seu funcionamento em um ambiente livre de riscos e situações inusitadas que poderiam colocar em risco a segurança deles assim como das pessoas próximas.

Para trabalho futuro, pretende-se fazer os ajustes necessários na interface de controle para atender às melhorias descritas no capítulo 5, validação da tecnologia com um público maior, com mais sessões de avaliação e que possua comprometimento total dos membros inferiores e superiores. A finalidade é que, além de maior quantidade informações, seja possível fazer uma análise mais crítica de maneira a comprovar o impacto da pesquisa na vida dos usuários e também descobrir novos requisitos que poderiam colaborar para aprimorar o sistema. Vale ressaltar que, para reforçar a importância do treinamento, o módulo de controle também será integrado a um simulador em realidade aumentada. A partir disto, espera-se que através da

experiência de treino neste ambiente, os usuários melhorem seu desempenho ao conduzir uma CRM real (cuja integração já se encontra em desenvolvimento) e torne mais aderente o uso da tecnologia apresentada.

REFERÊNCIAS

ALECRIM, E. (2008) Tecnologia Bluetooth. Disponível em: <<http://www.infowester.com/bluetooth.php>>. Acesso em: 20/06/2019

AQEEL, A. (2018). Disponível em: <<https://www.theengineeringprojects.com/2018/03/introduction-to-microcontrollers.html>>. Acesso em: 20/06/2020

ARDUINO (2018). Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>>. Acesso em: 22/09/2020

BAJGORIC, N. (2001). Information Technologies for Virtual Enterprise and Agile. Agile Manufacturing: The 21st Century Competitive Strategy, Elsevier Science Ltd, Pages 397-416. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080435671500218>> Acesso em: 20/06/2020

BAÑOS, R. M., Botella, C., Garcia-Palacios, A., Villa, H., Perpiña, C., Alcañiz, M. (2000), “Presence and Reality Judgment in Virtual Environments: A Unitary Construct?”, CyberPsychology & Behaviour vol. 3, n. 3, pp. 327-335. Disponível em: <https://doi.org/10.1089/10949310050078760>

BERSCH, R. (2008). Introdução à tecnologia assistiva. *Porto Alegre: CEDI, 21*.

BERSCH, R.; TONOLLI, J. C. (2006). Introdução ao conceito de Tecnologia Assistiva e modelos de abordagem da deficiência. Porto Alegre: CEDI - Centro Especializado em Desenvolvimento Infantil. Disponível em: <<http://www.bengalalegal.com/tecnologia-assistiva>>. Acesso em: 21/09/2020.

BORGES, W. F., & MENDES, E. G. (2018). Usabilidade de aplicativos de tecnologia assistiva por pessoas com baixa visão. *Revista Brasileira de Educação Especial*, 24(4), 483-500. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s1413-65382418000500002>

BOWMAN, D., et al. (2005). "3D User Interfaces: Theory and Practice". Boston, MA: Addison-Wesley.

BRAGA, N. C. (2012). Disponível em: <<https://www.newtoncbraga.com.br/index.php/como-funciona/6417-art977>>. Acesso em: 27/09/2020

CAETANO, Daniel Stefany Duarte. (2020). An Augmented Reality-based Telerehabilitation System Architecture or Supporting the Training of Powered Wheelchair Users. 157. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia. Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.te.2020.622>

CAMARGO, D. R. D. (2008). Desenvolvimento do protótipo de uma prótese antropomórfica para membros superiores (Doctoral dissertation, Universidade de São Paulo).

CHIAPPARINO, C., STASOLLA, F., de Pace, C., & LANCIONI, G. E. (2011). A touch pad and a scanning keyboard emulator to facilitate writing by a woman with extensive motor disability. *Life Span and Disability*, 14(1), 45-54.

CHOI, K., SATO, M., KOIKE, Y. (2006). Consideration of the embodiment of a new, human-centered interface. *IEICE transactions on information and systems*, 89(6), 1826-1833. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/ietisy/e89-d.6.1826>

DIAS, Débora Gonçalves Ribeiro. (2018). Avatar sinalizador de Libras aplicado em atividade de livro didático: estudo de caso. 1 recurso online (152 p.). Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas, Campinas, SP.

DIREEN, H. G., DIREEN, R. H., & DIREEN, J. E. (2020). Head-Controlled Racecar for Quadriplegics. In 2020 American Control Conference (ACC) (pp. 262-267). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.23919/ACC45564.2020.9147433>

DONEGÁ, Thiago José. (2015). CRwheel: equipamento para personalização de cadeiras de rodas de corrida. 113 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2015.

dos Santos Nunes, F. D. L., da Costa, R. M. E. M., dos Santos Machado, L. et al. (2011) Realidade Virtual para saúde no Brasil: conceitos, desafios e oportunidades. Rev. Bras. Eng. Biom, 27(4), 243-258. Disponível em: <<https://tecnoblog.net/195283/realidade-virtual-aumentada-aplicacao-diferenca futuro/>>. Acesso em: 08/09/2020.

FEHR, L., LANGBEIN, W. E., SKAAR, S. B. (2000) Adequacy of power wheelchair control interfaces for persons with severe disabilities: A clinical survey. Journal of rehabilitation research and development, 37(3), 353-360

FREEMAN, E. D., CLARE, L., SAVITCH, N., ROYAN, L., LITHERLAND, R., & LINDSAY, M. (2005). Improving website accessibility for people with early-stage dementia: a preliminary investigation. Aging & mental health, 9(5), 442-448. Disponível em: <https://doi.org/10.1080/13607860500142838>

FREITAS, Marla Souza. (2014). Sistema para monitoração da postura sentada utilizando plataforma de forças e acelerômetros. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharias) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2014.

FUSCO, D. A. (2010). Acionamento de uma cadeira de rodas através de um acelerômetro bi-axial inclinômetro. UFRGS Lume Rep. Digital DOI 000788108

GOGONI, R. (2019). Disponível em: <<https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>>. Acesso em: 20/06/2019

GOMES, D., FERNANDES, F., CASTRO, E. et al. (2019). Head-movement interface for wheelchair driving based on inertial sensors. In 2019 IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG) (pp. 1- 4). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/ENBENG.2019.8692475>

GOODRISH, R. (2013). Disponível em: <<https://www.livescience.com/40102-accelerometers.html>>. Acesso em: 20/06/2020

HALUCK R., WEBSTER R., WANG W., LEFEVER A., MOHLER B., (2007) “Tracking Laparoscopic Surgical Motions Using the 5DT DataGlove”. Disponível em: <<http://cs.millersville.edu/~webster/haptics/handproject/handproject.html>>. Acesso em: 21/09/2020

HUSSAM, S., Sadoon, Y. (2019). Intelligent Control System of a wheelchair for people with quadriplegia paralysis. IIUM Engineering Journal, 20(1), 194-201. Disponível em: <https://doi.org/10.31436/iiumej.v20i1.1083>

JEET, V., DHILLON, H. S., & BHATIA, S. (2015). Radio frequency home appliance control based on head tracking and voice control for disabled person. In 2015 Fifth International Conference on Communication Systems and Network Technologies (pp. 559-563). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/CSNT.2015.189>

JUNIOR, G. de B. V. (2020). Cinesiologia: Planos, Eixos e Movimentos. Disponível em: <http://www.cpaqv.org/cinesiologia/planos_eixos_movimentos.pdf> Acesso em: 15/02/2021

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

LANGE, M. L., GRIEB, E. (2015). Disponível em: <<http://www.rehabpub.com/2015/10/optimizing-power-wheelchair-use-mobility-training>>. Acesso em: 20/06/2020

LOJA, Luiz Fernando Batista. (2015). Tecnologia assistiva: um teclado virtual evolutivo para aplicação em sistemas de comunicação alternativa e aumentativa. 176 f. Tese (Doutorado em Engenharias) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2015.

LOURENÇO, R. (2020). Tipos de movimentos do corpo humano. Disponível em: <<https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/tipos-de-movimentos-do-corpo-humano>> Acesso em: 15/02/2021

LU, T. (2013) A motion control method of intelligent wheelchair based on hand gesture recognition, 2013 IEEE 8th Conference on Industrial Electronics and Applications (ICIEA), pp. 957-962

MACHANGPA, J. W., CHINGTHAM, T. S. (2018). Head Gesture Controlled Wheelchair for Quadriplegic Patients. *Procedia computer science*, 132, 342-351. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.procs.2018.05.189>

MARTINS, F. (2017) Simulador para treinamento de cadeirantes em ambiente virtual acionado por comandos musculares e/ou visuais. 2017. 114 f. Dissertação (Mestrado em Ciências) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017.

MICROSOFT (2019). Disponível em: <<https://docs.microsoft.com/pt-br/visualstudio/get-started/visual-studio-ide?view=vs-2019>>. Acesso em: 22/09/2020

NAVES, E., ROCHA, L., & PINO, P. (2012). Alternative communication system for people with severe motor disabilities using myoelectric signal control. In 2012 ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC) (pp. 1-4). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/BRC.2012.6222176>

NEVES, M. M., BARRETO, M. H., & NEVES, J. (2011). Design de uma Etiqueta para pessoas com Deficiência Visual.

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

OLIVEIRA, H. (2015). Cadeiras de rodas – Como surgiu e sua evolução histórica. Disponível em: <<https://casadaptada.com.br/2015/10/cadeira-de-rodas-como-surgiu-e-sua-evolucao-historica/>>. Acesso em: 08/09/2020.

PAIVA, José Gustavo de Souza. (2006). A system of virtual automotive route creation in driving phobia treatment. 85 f. Dissertação (Mestrado em Engenharias) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2006.

PEREIRA, B. (2012). Disponível em: <<https://brunomigg.wordpress.com/2012/09/27/sistemas-simplex-half-duplex-e-full-duplex/>>. Acesso em: 20/06/2020

PEREIRA, L. C. L., & KNISS, J. (2020). Equipamento Vestível para Auxílio na Mobilidade de Pessoas Com Deficiência Visual. Anais do Computer on the Beach, 11(1), 326-331. Disponível em: <https://doi.org/10.14210/cotb.v11n1.p326-331>

PRADA, R. (2009). Disponível em: <<https://www.tecmundo.com.br/curiosidade/2652-o-que-e-um-acelerometro-.htm>>. Acesso em: 20/06/2020

PRADO, J. (2016). As mil e uma utilidades da realidade virtual e aumentada. Disponível em: <<https://tecnoblog.net/195283/realidade-virtual-aumentada-aplicacao-diferencafuturo/>>. Acesso em: 08/09/2020

QIDWAI, U., & SHAKIR, M. (2012). Ubiquitous Arabic voice control device to assist people with disabilities. In 2012 4th International Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS2012) (Vol. 1, pp. 333-338). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/ICIAS.2012.6306213>

REBSAMEN, B., BURDET, E., GUAN, C. et al. (2007) Controlling a wheelchair indoors using thought. IEEE intelligent systems, 22(2), 18-24. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/MIS.2007.26>

SAITOH, T., TAKAHASHI, N., KONISHI, R. (2007) Oral motion controlled intelligent wheelchair. In SICE Annual Conference 2007 (pp. 341-346).

SÁNCHEZ, J., COBB, S., SHARKEY, P. et al. (2011) Virtual reality and assistive technologies for people with disabilities. *International Journal on Disability and Human Development*, 10(4), 275-276. Disponível em: <https://doi.org/10.1515/IJDHD.2011.065>

SANTANA, Eder Manoel de. (2020) Condução de cadeira de rodas usando rastreamento ocular por imagem. 119 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.651>.

SHAH, K., SHAH, V., SHAH, C. (2016). Head Movement Based Wheelchair. *Imperial Journal of Interdisciplinary Research*, 2(5)

SILVA, Andrei Luiz Demetrio e. (2019) Proposta e avaliação de um sistema assistivo para auxílio da pessoa com deficiência visual na seleção de produtos. Orientador: Heleno Fülber; Coorientador: Bruno Merlin. 61 f. Dissertação (Mestrado em Computação Aplicada) - Núcleo de Desenvolvimento Amazônico em Engenharia, Universidade Federal do Pará, Tucuruí, 2019.

SILVA, K. L., LUZ, C. M., COELHO, M. F. et al. (2013). Protótipo de uma Cadeira de Rodas controlada por Movimentos da Cabeça, XI Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica, Uberlândia.

SOUSA, A. A. G. D. (2019). O design de produtos para auxílio da prática da natação desportiva por cegos (Master's thesis).

SOUZA, Júlia Tannús de. (2019). Jogo sério baseado em Realidade Virtual para reabilitação de indivíduos com paresia de membro superior decorrente de Acidente Vascular Encefálico (AVE). 42 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Computação) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2019.

SWAROOP (2018). Disponível em: <https://www.codrey.com/embedded-systems/serial-communication-basics/>. Acesso em: 20/06/2020

TEIXEIRA (2015). Disponível em: <https://brasil.uxdesign.cc/o-que-%C3%A9-o-sus-system-usability-scale-e-como-us%C3%A1-lo-em-seu-site-6d63224481c8>. Acesso em: 15/10/2020

THEODÓRIO, N. E. M., ROTTA, A. L., BERLOFFA, R. D. C., JEZMIONKA, P., de Jesus Souza, C., & de Araújo, L. S. (2015). Desenvolvimento de prótese transtibial de bambu (*Dendrocalamus giganteus*). *Diálogos Interdisciplinares*, 4(2), 68-76.

TORRES, E. F., & MAZZONI, A. A. (2004). Conteúdos digitais multimídia: o foco na usabilidade e acessibilidade. *Ciência da informação*, 33(2). Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-19652004000200016>

USABILITEST (2012). Disponível em: <<https://www.usabilitest.com/system-usability-scale>>. Acesso em: 27/09/2020

UZUNAY, Y., & BICAKCI, K. (2007). SHA: A secure voice activated smart home for quadriplegia patients. In 2007 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine Workshops (pp. 151-158). IEEE. Disponível em: <https://doi.org/10.1109/BIBMW.2007.4425413>

VALENTINI, C. A. M. et al. (2019). Protocolo para condução de cadeira de rodas motorizada usando realidade virtual.

VASCONCELOS, Daniel Felipe Pereira de. (2018). Aprendendo com tarefas: jogo sério para auxílio na alfabetização de crianças com deficiência intelectual. 96 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia, 2018. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1237>.

VILLELA, F. IBGE: 6,2% da população têm algum tipo de deficiência. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2015-08/ibge-62-da-populacao-tem-algum-tipo-de-deficiencia>>. Acesso em: 08/09/2020.

WINCHESTER HOSPITAL. (2014). Disponível em: <<https://www.winchesterhospital.org/health-library/article?id=96908>>. Acesso em: 27/09/2020

APÊNDICES

APÊNDICE I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado (a) para participar da pesquisa intitulada “Desenvolvimento e avaliação de uma interface para controle de cadeira de rodas motorizada por meio de movimentos da cabeça”, sob a responsabilidade dos pesquisadores Eduardo Lázaro Martins Naves, Caroline Araújo Marquez Valentini e Edson Farias dos Santos Junior.

Esta pesquisa pretende proporcionar uma forma aditiva ou alternativa para conduzir 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 via controles tradicionais, necessitam de comandos alternativos para movimentarem a cadeira de rodas. Sendo assim, este estudo pretende viabilizar uma forma alternativa para estes controles.

A técnica utilizada se baseia no uso de um sensor de movimentos que faz o rastreamento dos movimentos da cabeça.

O presente Termo de Consentimento Livre e Esclarecido será fornecido pelo pesquisador Edson Farias dos Santos Junior e deverá ser apresentado antes da realização do experimento na Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD).

Durante sua participação, lhe será apresentado um questionário de usabilidade e também serão feitas algumas perguntas após conhecer e experimentar o sistema desenvolvido. Você deverá comandar a cadeira de rodas em um simulador e relatar ao pesquisador toda impressão com base no uso da interface de controle proposta.

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.

O benefício que se espera com este estudo é aprimorar as técnicas desenvolvidas, para proporcionar aos usuários de cadeiras de rodas melhor desempenho e qualidade de vida no uso desta nova modalidade de controle.

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 Edson Farias dos Santos Junior (34) 9 9898-8431. 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

Edson Farias dos Santos Junior

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.

APÊNDICE II
Informações do voluntário

1. Idade

- ☐ Menos de 20
☐ anos De 20 a
☐ 30 anos
☐ De 31 a 40 anos
☐ De 41 a 50 anos
☐ Mais de 51 anos

2. Sexo

- ☐ Masculino
☐ Feminino

3. Descrição do quadro clínico

4. Há quanto tempo foi diagnosticado com a deficiência?

5. Tempo de experiência com CRM?

6. Já utilizou outro tipo de tecnologia assistiva para controle da CRM? Se sim, qual?

7. Sentiu algum desconforto durante a utilização da interface de controle? Qual?

8. Sugestão de melhoria?

ANEXOS

ANEXO I

HOSPITAL E CENTRO DE REABILITAÇÃO DA ASSOCIAÇÃO DE



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Elaborado pela Instituição Coparticipante

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Proposta de ferramenta de treinamento virtual para condução de cadeira de rodas motorizada

Pesquisador: Eduardo Lazaro Martins Naves

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 86694117.4.3001.0085

Instituição Proponente: Associação de Assistência à Criança Deficiente - SP

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.737.679

Apresentação do Projeto:

O presente projeto já foi aprovado pelo CEP da instituição proponente, conforme relatoria em anexo.

Trata-se de uma pesquisa cujo o título: "Proposta de ferramenta de treinamento virtual para condução de cadeira de rodas motorizada", visando estudar a efetividade de ser utilizado simulador de cadeira de rodas motorizada para que o usuário possa efetuar treinamento e obter habilidades necessárias para condução segura de uma cadeira de rodas, e avaliar o quão eficiente é a transferência de habilidade de um contexto virtual para um contexto real.

Objetivo da Pesquisa:

Aplicar e avaliar o uso do recurso de treinamento em Realidade Virtual, a partir da criação de um simulador virtual, na transferência de habilidades para usuários de cadeira de rodas motorizadas.

- Avaliar a resposta dos usuários à ferramenta proposta, tanto qualitativamente quanto quantitativamente.
- Melhorar a transferência de habilidades fornecida pelo simulador.
- Avaliar o protocolo experimental.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os pesquisadores descreveram detalhadamente os riscos com estratégias para a resolução de futuros problemas de forma adequada, sem riscos éticos aos participantes da pesquisa. O mesmo

Endereço: Avenida Professor Ascendino Reis, 724 - Bloco E - 1º andar

Bairro: Vila Clementino

CEP: 04.027-000

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5576-0848

E-mail: cep@aacd.org.br

HOSPITAL E CENTRO DE REABILITAÇÃO DA ASSOCIAÇÃO DE



Continuação do Parecer: 2.737.679

acontece em relação aos benefícios, que foram detalhados de coerentemente.

Vale destacar que ao final da pesquisa, os participantes do grupo que não foi elegível ao treinamento com o simulador e queira passar pela experiência, eticamente poderá ser submetido caso tenham interesse.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sugiro que nos itens de inclusão e na triagem sejam avaliados os participantes em relação ao cognitivo, e não como mencionado no projeto, durante a execução de forma qualitativa; visando assegurar que o participante compreenda e execute a tarefa no qual será submetido, assegurando assim sua integridade física, pois são submetidos ao teste real com obstáculos.

Vale destacar que ao final da pesquisa, os participantes do grupo que não foi elegível ao treinamento com o simulador e queira passar pela experiência, eticamente poderá ser submetido caso tenham interesse.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto de pesquisa consta uma carta de apresentação ao CEP da instituição co-participante devidamente assinado pelo chefe de clínica e pesquisador responsável, contendo a supervisora de Terapia Ocupacional como referência na pesquisa mencionada. Apresenta TCLE de forma clara e objetiva, contendo as informações e contato dos pesquisadores responsáveis; cronograma de execução e orçamento adequados. Folha de rosto devidamente assinada.

Recomendações:

Sugiro que nos itens de inclusão e na triagem sejam avaliados os participantes em relação ao cognitivo, e não como mencionado no projeto, durante a execução de forma qualitativa; visando assegurar que o participante compreenda e execute a tarefa no qual será submetido, assegurando assim sua integridade física, pois são submetidos ao teste real com obstáculos.

Vale destacar que ao final da pesquisa, os participantes do grupo que não foi elegível ao treinamento com o simulador e queira passar pela experiência, eticamente poderá ser submetido caso tenham interesse.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

De acordo com as atribuições definidas na Resolução CNS 466/12, o CEP manifesta-se pela aprovação do protocolo de pesquisa proposto, não apresentando problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Considerações Finais a critério do CEP:

O CEP está de acordo com a relatoria.

Endereço: Avenida Professor Ascendino Reis, 724 - Bloco E - 1º andar

Bairro: Vila Clementino

CEP: 04.027-000

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5576-0848

E-mail: cep@aacd.org.br

HOSPITAL E CENTRO DE
REABILITAÇÃO DA
ASSOCIAÇÃO DE



Continuação do Parecer: 2.737.679

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_comite_corrigidocep.docx	23/05/2018 19:08:10	Felipe Roque Martins	Aceito
Outros	anexo_II.docx	23/05/2018 19:05:02	Felipe Roque Martins	Aceito
Parecer Anterior	pendencias_CEP.docx	23/05/2018 19:04:12	Felipe Roque Martins	Aceito
Outros	lattes_felipe.pdf	06/03/2018 22:11:06	Felipe Roque Martins	Aceito
Outros	lattes_eduardo.pdf	06/03/2018 22:06:52	Felipe Roque Martins	Aceito
Outros	lattes_eder.pdf	06/03/2018 21:55:31	Felipe Roque Martins	Aceito
Outros	lattes_caroline.pdf	06/03/2018 21:54:45	Felipe Roque Martins	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	tcle_2018.doc	06/03/2018 21:08:08	Felipe Roque Martins	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

SAO PAULO, 26 de Junho de 2018

Assinado por:
Douglas Martins Braga
(Coordenador)

Endereço: Avenida Professor Ascendino Reis, 724 - Bloco E - 1º andar

Bairro: Vila Clementino

CEP: 04.027-000

UF: SP

Município: SAO PAULO

Telefone: (11)5576-0848

E-mail: cep@aacd.org.br

ANEXO II

System Usability Scale (SUS)

1. Nome Completo *

2. Acho que gostaria de usar este sistema frequentemente *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

3. Achei o sistema desnecessariamente complexo *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

4. Achei o sistema fácil de usar *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

5. Acho que precisaria de apoio de um técnico para ser capaz de usar o sistema *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

6. Achei que várias funções do sistema estão bem integradas *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

7. Achei que havia muita inconsistência no sistema *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

8. Imaginaria que a maioria das pessoas aprenderiam a usar este sistema muito rápido *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

9. Achei o sistema muito complicado de usar *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

10. Me senti muito confiante utilizando o sistema *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente

11. Precisava de aprender muita coisa antes de usar este sistema. *

- ☐ Discordo Totalmente
- ☐ Discordo
- ☐ Indiferente
- ☐ Concordo
- ☐ Concordo Totalmente