



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

**ADEQUAÇÃO DE UM AMBIENTE VIRTUAL
PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES COM
DEFICIÊNCIAS VISUAIS POR MEIO DE
ELETROENCELOGRAFIA (EEG)**

EVERTON SILVA DE SOUZA

**DEZEMBRO
2017**

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

**A VIRTUAL ENVIRONMENT-BASED TRAINING SYSTEM
FOR A BLIND WHEELCHAIR USER USING 3D AUDIO
SUPPORTED BY ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)**

*Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica da Universidade Federal de
Uberlândia como parte dos requisitos para obtenção do
título de Doutor em Ciências.*

Área de Concentração: Processamento da Informação

Linha de Pesquisa: Computação Gráfica

Professor Edgard Lamounier Jr., Ph.D. (Orientador)

Professor Alexandre Cardoso, Dr. (Co-Orientador)

Uberlândia, 15 de Dezembro de 2017.

**A VIRTUAL ENVIRONMENT-BASED TRAINING SYSTEM
FOR A BLIND WHEELCHAIR USER USING 3D AUDIO
SUPPORTED BY ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)**

EVERTON SILVA DE SOUZA

*Tese de Doutorado aprovada pelo Programa de Pós-graduação
em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia,
como parte dos requisitos para obtenção do título de Doutor em
Ciências.*

Prof. Edgard A. Lamounier Jr, PhD.
Orientador

Prof. Alexandre Cardoso, Dr.
Co-orientador

Prof. Alexandre Cardoso, Dr.
Coordenador do curso de Pós-Graduação

A VIRTUAL ENVIRONMENT-BASED TRAINING SYSTEM FOR A BLIND WHEELCHAIR USER USING 3D AUDIO SUPPORTED BY ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)

EVERTON SILVA DE SOUZA

*Tese julgada adequada para obtenção do título de Doutor em Ciências e
aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-graduação em
Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia*

Área de Concentração: Processamento da Informação

Linha de Pesquisa: Computação Gráfica

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Edgard Afonso Lamounier Júnior – Orientador (UFU)

Prof. Dr. Alexandre Cardoso – Coorientador (UFU)

Prof. Dr. Luciano Coutinho – Examinador Interno (UFU)

Prof. Dr. Igor Peretta – Examinador Interno (UFU)

Profa. Dra. Daniela Gorski Trevisan – Examinadora Externa (UFF)

Prof. Dr. José Remo Ferreira Brega – UNESP/Bauru

Uberlândia, MG

15 de Dezembro de 2017

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

S729a Souza, Everton Silva de, 1981-
2017 Adequação de um ambiente virtual para treinamento de cadeirantes com deficiências visuais por meio de eletroencefalografia (EEG) / Everton Silva de Souza. - 2017.
113 f. : il.

Orientador: Edgard Afonso Lamounier Junior.
Coorientador: Alexandre Cardoso.
Tese (doutorado) - Universidade Federal de Uberlândia, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.te.2017.24>
Inclui bibliografia.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Eletromiografia - Teses. 3. Realidade virtual - Teses. 4. Deficientes físicos - Reabilitação - Teses. I. Lamounier Junior, Edgard Afonso. II. Cardoso, Alexandre, 1964- III. Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. IV. Título.

CDU: 621.3

Agradecimentos

Um agradecimento muito especial a minha amada Mãe Creusa Miranda da Silva, que durante a nossa caminhada juntos, me incentivou de forma desmedida e gostaria que estivesse ao meu lado em mais uma etapa, mas onde estiver tenho certeza que estará segurando a minha mão, os meus pensamentos e sempre com as palavras de carinho “Você vai conseguir”, MUITO OBRIGADO POR TUDO MÃE.

Aos meu orientador Professor e Amigo Edgard Lamounier Junior, eu agradeço do fundo do meu coração, pela valiosa orientação, confiança e por me mostrar sempre o caminho.

Ao Professor Alexandre Cardoso por sua sabedoria e coerência durante as orientações. Por esse gesto bonito eu te agradeço.

Ao meu Pai Gerson, que mesmo distante quero agradecer a você por tudo. Nunca estamos sós, é verdade.

A meus irmãos Eduardo e Jefferson, por ser referência em minha vida.

Aos meus amigos do Lab-CG UFU, por toda ajuda durante este período.

Um muito obrigado a Dona Marli pelo acolhimento e a paciência por intermináveis testes até tarde da noite, mesmo assim a Senhora ficava com o mesmo carinho e atenção com toda a equipe envolvida e hoje a senhora somente me chama de professor pardal.

Um agradecimento em especial a toda equipe médica e colaboradores que acompanhou o trabalho sempre com um comprometimento enorme, pelo simples prazer e boa vontade em ajudar o próximo e a colaborar com a ciência.

Ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, em especial os professores e secretária Cínara Fagundes, pelo suporte prestado.

A Associação de Assistência à Criança Deficiente (AACD) pela solidariedade oem acolher de portas abertas a nossa pesquisa, com muito carinho e atenção fornecida por todos os funcionários e voluntários, que fazem o bem pelos os que mais precisam. Muito obrigado!!

Obrigado!

RESUMO

Souza, Everton S. *A VIRTUAL ENVIRONMENT-BASED TRAINING SYSTEM FOR A BLIND WHEELCHAIR USER USING 3D AUDIO SUPPORTED BY ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)*, Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU, 2017.

Palavras-chave: EEG, Realidade Virtual, Reabilitação, Cadeirante, Cego, Áudio 3D

Muitas dificuldades são encontradas por pessoas com deficiência física. A situação se agrava quando os diagnósticos são compostos por mais de uma disfunção. Por exemplo, no caso de uma pessoa que é cadeirante e deficiente visual. De fato, este quadro pode gerar incapacidade para o desempenho de muitas atividades dentro do padrão considerado normal para o ser humano. Atualmente, os tratamentos são efetuados de maneira individualizada, conforme os aspectos clínicos da perda que pode ser visual, auditiva, motora ou mental. A presença conjunta das deficiências visuais e motoras causam a impossibilidade de locomoção independente. Portanto, é necessário identificar uma estratégia que possibilite o deslocamento do paciente, neste caso, é ainda com a possibilidade de treinamento. Tal requisito fundamenta a utilização da Realidade Virtual (RV). Além disso, a locomoção necessita ter um controle natural para que seja incorporada pelo deficiente visual. Para tanto a Eletroencefalografia, também conhecido como EEG, tem obtido avanços inovadores nessa, por meio da análise de sinais cerebrais espontâneos.

Portanto, este trabalho apresenta uma proposta de uso de Realidade Virtual e EEG no treinamento e posterior locomoção real de cadeirantes com deficiência visual. O objetivo aqui é propiciar ao paciente uma interação eficiente possibilitando inclusão social. Estudos mostram que os principais critérios para uma solução de reabilitação para treinar cadeirantes com deficiência visual são: Controle, Informação de Feedback, Estímulos, Avaliação Subjetiva, Segurança e Interfaces de Interação. Desta forma, esta pesquisa propõe uma arquitetura em camadas para o funcionamento de um ambiente 3D de reabilitação com objetivo de treinar cadeirantes com deficiência visual de forma única, em conformidade com os requisitos. Foi desenvolvido um sistema computacional, denominado Virtual Brainy Chair, que utiliza técnicas de RV com áudio 3D. É possível interagir com um ambiente de treinamento virtual de forma natural, coletando as ondas cerebrais, e acionando os movimentos de uma cadeira de rodas no Ambiente Virtual. Adicionalmente, técnicas de

áudio 3D foram incluídas para suportar feedback auditivo para o paciente, a fim de ajudá-lo no controle da condução da cadeira. Experimentos de controle de uma cadeira real com EEG também foram realizadas com sucesso. Um aspecto fundamental é enriquecer o sentimento de imersão, característica responsável pela sensação de presença em um ambiente, onde o paciente possa interagir. São apresentados resultados que mostram o uso de RV com sinais EEG tem o potencial para melhorar a qualidade de vida e independência de um cadeirante que ao mesmo tempo é portador de deficiência visual.

ABSTRACT

Souza, Everton S. *A VIRTUAL ENVIRONMENT-BASED TRAINING SYSTEM FOR A BLIND WHEELCHAIR USER USING 3D AUDIO SUPPORTED BY ELECTROENCEPHALOGRAPHY (EEG)*, Uberlândia, Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU, 2017.

Keywords: EEG, Virtual Reality, Rehabilitation, Wheelchair, Blind, 3D Audio

Many difficulties are encountered by people with physical disabilities. The situation worsens when diagnoses consist of more than one dysfunction. For example, in the case of a person who is wheelchair-bound and visual impairment. In fact, this picture can generate incapacity for the performance of many activities within the standard considered normal for the human being. Currently, the treatments are performed in an individualized way, according to the clinical aspects of the loss that can be visual, auditory, motor or mental. The joint presence of visual and motor deficiencies causes the impossibility of independent locomotion. Therefore, it is necessary to identify a strategy that allows the displacement of the patient, in this case, it is still with the possibility of training. This requirement bases the use of Virtual Reality (VR). In addition, locomotion needs to have natural control to be incorporated by the visually impaired. Electroencephalography, also known as EEG, has achieved innovative advances in this, through the analysis of spontaneous brain signals.

Therefore, this work proposes the use of Virtual Reality and EEG in the training and subsequent real locomotion of blind wheelers. The objective here is to provide the patient with an efficient interaction allowing social inclusion. Studies show that the main criteria for a rehabilitation solution to train blind wheelers are: Control, Feedback, Stimuli, Subjective Assessment, Safety and Interaction Interfaces. In this way, this research proposes a layered architecture for the operation of a 3D rehabilitation environment with the objective of training blind wheelers in a unique way, in accordance with the requirements. A computer system was developed, called Virtual Brainy Chair, which uses RV techniques with 3D audio. It is possible to interact with a virtual training environment in a natural way, by collecting the brain waves, and by activating the movements of a wheelchair in the Virtual Environment. In addition, 3D audio techniques have been included to support patient auditory feedback to assist in controlling the chair's handling. Control experiments of a real chair with EEG were also successfully performed. A fundamental aspect is to enrich the feeling of immersion,

characteristic responsible for the sensation of presence in an environment where the patient can interact. Results of this research show that the use of RV with EEG signals has the potential to improve the quality of life and independence of a wheelchair user who is at the same time visually impaired.

PUBLICAÇÕES

São publicações resultantes deste trabalho:

SOUZA, Everton Silva de; LAMOUNIER, Edgard Jr.; CARDOSO, Alexandre. *Experiment of Controlling a Wheelchair Using Virtual and Augmented Reality with Brainwaves*. CBEB Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica 2014, Uberlândia.

SOUZA, Everton Silva de; LAMOUNIER, Edgard Jr.; CARDOSO, Alexandre. *Distributed Architecture for Controlling Upper Limb Prosthesis using Brainwaves*. ICVR International Conference on Virtual Rehabilitation 2013, Philadelphia, EUA

SOUZA, Everton Silva de; LAMOUNIER, Edgard Jr.; CARDOSO, Alexandre. *A Virtual Environment-based Training System for the Blind Wheelchair User through use of 3D Audio Supported by EEG*. Telemedicine and e-Health Journal, 2017, USA.

SOUZA, Everton Silva de; LAMOUNIER, Edgard Jr.; CARDOSO, Alexandre. *A Virtual Reality Training System for the Blind Wheelchair User Using Natural Interaction*. Brain and Behavior Journal, 2017, University of California, San Diego, USA.

SOUZA, Everton Silva de; LAMOUNIER, Edgard Jr.; CARDOSO, Alexandre. *Adaptation of virtual environment for training of wheelchair users with visual impairments supported by electroencephalography*. Annual Meeting – Neuroscience 2017 Congress, 2017, Washington, DC, EUA.

Sumário

Lista de Figuras

Lista de Tabelas

Lista de Abreviatura e Siglas

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Contextualização e Motivação	1
1.2	Objetivos	4
1.3	Estrutura do trabalho	5
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	6
2.1	Introdução	6
2.2	A Realidade Virtual.....	7
2.2.1	Interface.....	8
2.2.2	Ambientes Virtuais.....	9
2.2.3	Áudio 3D.....	11
2.2.3.1	Princípios fundamento do Áudio.....	11
2.2.3.2	Níveis de sofisticação do Áudio	12
2.2.3.3	Processamento do Áudio 3D.....	13
2.2.3.4	Áudio em Ambientes Virtuais.....	13
2.2.3.5	Características do Áudio 3D em RV.....	14
2.3	As Deficiências.....	17
2.3.1	Princípios.....	17
2.3.2	Deficiência Visual e a Realidade Virtual.....	18
2.4	Tecnologias de Interatividade.....	19
2.4.1	Interação Natural.....	19
2.4.2	Sinais Cerebrais	21
2.4.3	Interface Cérebro-Computador	27
2.4.4	Dispositivo Emotiv Epoc.....	31
2.4.4.1	Módulo Cognitivo do Emotiv Epoc.....	32

2.4.4.2 Módulo Afetivo do Emotiv Epoc.....	33
2.4.4.3 Expressões Faciais.....	33
2.11 Sumário e Conclusões.....	35
3 TRABALHOS RELACIONADOS	36
3.1 Introdução	36
3.2 Critérios para avaliação.....	36
3.3 Estudo comparativo dos trabalhos relacionados.....	37
3.3.1 Projeto Controle Periférico EEG.....	37
3.3.2 Wheelchair Tactually System.....	39
3.3.3 Brain Based-Control of Wheelchair.....	40
3.3.4 EEG Robotic Wheelchair Project.....	42
3.3.5 Wheelchair System Low.....	43
3.3.6 Vibro-tactile Driving System.....	45
3.4 Resumo Comparativo.....	47
3.5 Sumário e Conclusões.....	49
4 ESPECIFICAÇÃO DO SISTEMA PROPOSTO	50
4.1 Introdução	50
4.2 Definição do Problema	50
4.3 Requisitos da Aplicação.....	51
4.4 Arquitetura do Sistema	59
4.5 Sumário e Conclusões	61
5 DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA	62
5.1 Introdução	62
5.2 Tecnologias utilizadas.....	62
5.2.1 Software utilizados.....	62
5.2.2 Hardware utilizados.....	63
5.3 Ambiente Virtual do Sistema – Virtual Brainy Chair.....	70
5.4 Características do sistema desenvolvido.....	72
5.5 Funcionamento do sistema.....	74

5.6 Sumário e Conclusões	77
6 RESULTADOS E LIMITAÇÕES	78
6.1 Introdução.....	78
6.2 Metodologia da Avaliação.....	78
6.3 Aspectos Éticos.....	80
6.4 Procedimento.....	80
6.5 Protocolo de Intervenção.....	81
6.6 Resultados.....	82
6.6.1 A validação da arquitetura e requisitos.....	83
6.6.2 A integração do AV com sinais cerebrais.....	84
6.6.3 Validação da navegação e controle dos movimentos.....	85
6.6.4 Empregabilidade do protótipo como ferramenta de treinamento.....	86
6.6.5 A validação dos dados fisiológicos do paciente.....	93
6.7 Verificação dos Objetivos.....	95
6.8 Sumário & Conclusões.....	95
7 CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	96
7.1 Conclusões.....	96
7.2 Trabalhos Futuros.....	97
Referências Bibliográficas	99

Lista de Figuras

Figura 1	-	Captação diferenciada de sons pelos ouvidos.....	15
Figura 2	-	Captação de sons para determinação das HRTFs.....	16
Figura 3	-	Estrutura simples de um neurônio.....	22
Figura 4	-	Tipos básicos de neurônios.....	22
Figura 5	-	Partes do cérebro e o seu processamento.....	23
Figura 6	-	Eletroencefalografia clássica.....	23
Figura 7	-	Impulso elétrico do neurônio.....	25
Figura 8	-	Potencial de neurônio em paralelo propagando pelo eletrodo.....	25
Figura 9	-	Sistema de 10 – 20 para colocação de eletrodos.....	26
Figura 10	-	Funcionamento de uma Interface Cérebro-Computador.....	28
Figura 11	-	Colocação dos eletrodos no cérebro do paciente.....	29
Figura 12	-	Dispositivo Emotiv Epoc.....	31
Figura 13	-	Usuário com Emotiv Epoc.....	34
Figura 14	-	Arquitetura funcional do projeto.....	38
Figura 15	-	Interface Visual do Sistema WTS.....	40
Figura 16	-	Cadeira de Rodas do Projeto BBCW.....	41
Figura 17	-	Camadas e comunicações dos Módulos do Projeto.....	42
Figura 18	-	Fluxo de funcionamento do sistema EEG Robotic Wheelchair.....	43
Figura 19	-	Arquitetura do Projeto Wheelchair System Low Project.....	44
Figura 20	-	Condição de Controle da Cadeira de Rodas.....	45
Figura 21	-	Framework do Vibro-tactile Driving System.....	46
Figura 22	-	Condição de Controle da Cadeira de Rodas.....	47
Figura 23	-	Sistema Virtual Brainy Chair.....	51
Figura 24	-	Diagrama de Caso de Uso – Virtual Brainy Chair.....	54

Figura 25	-	Diagrama de classe – Virtual Brainy Chair.....	57
Figura 26	-	Diagrama de Sequência – Virtual Brainy Chair.....	58
Figura 27	-	Diagrama de componentes Virtual Brainy Chair.....	59
Figura 28	-	Arquitetura do AV para treinamento de cadeirantes com Deficiência Visual...	60
Figura 29	-	Diagrama de Utilização do Emotiv API.....	64
Figura 30	-	Cadeira de rodas.....	65
Figura 31	-	Placa micro controladora Arduino UNO.....	65
Figura 32	-	Motor Bosch de 24 volts.....	66
Figura 33	-	Placa MegaMoto.....	67
Figura 34	-	Duas placas MegaMoto empilhadas em um Arduino.....	67
Figura 35	-	Esquema de ligação dos fios da bateria e motor e posição dos jumpers.....	68
Figura 36	-	Esquema de ligação dos fios da bateria e motor e posição dos jumpers.....	68
Figura 37	-	Esquema da ligação de duas baterias em série.....	67
Figura 38	-	Suportes de baterias e motores, soldados na cadeira de rodas.....	69
Figura 39	-	Esquema de ligação dos componentes.....	69
Figura 40	-	Posicionamento do sistema de áudio.....	70
Figura 41	-	Visão Geral do Ambiente Virtual.....	71
Figura 42	-	Rota do Ambiente Virtual.....	73
Figura 43	-	Modelo 3D do paciente no Ambiente Virtual.....	73
Figura 44	-	Paciente sendo preparado para utilizar o Emotiv Epoc.....	74
Figura 45	-	O paciente utilizando o Emotiv Epoc para iniciar uma sessão.....	74
Figura 46	-	Modelo 3D do paciente no Ambiente Virtual.....	75
Figura 47	-	Tela Inicial do treinamento virtual.....	75
Figura 48	-	Simulação em andamento, com o paciente na cama.....	76
Figura 49	-	Simulação em andamento com o paciente na cadeira de rodas.....	76
Figura 50	-	Resultado das sessões baseadas na precisão dos movimentos.....	87
Figura 51	-	Tempo de execução do percurso (minutos).....	88

Figura 52	-	Quantidade de erros na utilização do sistema ao longo das sessões.....	89
Figura 53	-	Análise relacionada ao cansaço.....	90
Figura 54	-	Análise funcionamento do Ambiente Virtual.....	91
Figura 55	-	Análise funcionamento da cadeira de rodas.....	91
Figura 56	-	Mapeado os canais EEG com maior intensidade.....	94
Figura 57	-	Sinais coletados durante toda a sessão #4.....	94

Lista de Tabelas e Quadros

Tabela 1	- Exemplos de ambientes de Realidade Virtual.....	08
Tabela 2	- Distinção semântica entre os conceitos de deficiência.....	18
Tabela 3	- Expressões faciais disponíveis para detecção no Emotiv EPOC.....	33
Tabela 4	- Comparação de sistema de locomoção de cadeirantes utilizando EEG...	48
Tabela 5	- Especificação dos atores do sistema.....	55
Tabela 6	- Descrição do caso de uso UC01 – Autenticar no sistema.....	55
Tabela 7	- Descrição do caso de uso UC02 - Executar o treinamento.....	55
Tabela 8	- Descrição do caso de uso UC03 - Navegar no Ambiente Virtual.....	56
Tabela 9	- Descrição do caso de uso UC04 - Intervenção no sistema.....	56
Tabela 10	- Descrição do caso de uso UC05 - Visualizar status.....	56
Tabela 11	- Especificação técnica do motor Bosch 24 volts.....	66
Tabela 12	- Lista de comandos faciais de execução dos movimentos.....	72
Tabela 13	- Resumo das sessões de experimentos efetuados.....	81
Tabela 14	- Comparativo de características e recursos com o sistema proposto.....	83
Tabela 15	- Métricas de processamento do EEG.....	84
Tabela 16	- Resultado das sessões de treinamento.....	85
Tabela 17	- Sinais Vitais coletados durante as sessões de treinamento.....	93

Lista de Abreviaturas

ACM	- Association for Computing Machinery
AV	- Ambiente Virtual
EEG	- Eletroencefalograma
BCI	- Brain Computer Interface
ICC	- Interface Cérebro-Computador
HRTFs	- Head Related Transfer Functions
GUI	- Graphical User Interface (Interface Gráfica de Usuário)
IBGE	- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IEEE	- Institute of Electric and Electronic Engineers
GD	- Giro para Direita
GE	- Giro para Esquerda
IHC	- Interação Humano-Computador
OMS	- Organização Mundial de Saúde
PDV	- Portador de Deficiência Visual
PF	- Passo a Frente
RV	- Realidade Virtual
LCD	- Liquid Crystal Display
SSVEP	- Steady State Visually Evoked Potentials
USB	- Universal Serial Bus

Capítulo 1

Introdução

1.1 Contextualização e Motivação

As pessoas com deficiência enfrentam uma batalha diária, pois a falta de acessibilidade e inclusão social ainda é um grande problema (FIEGENBAUM, 2009), (AGUIAR, 2014). O número de deficientes é muito alto e é necessário que existam soluções que auxiliem estas pessoas, seja para mobilidade, reabilitação, comunicação ou inclusão digital. No Brasil, ainda existem muitos problemas estruturais na área de terapêutica para os deficientes. Por exemplo, o Censo 2010 (BRASIL *et al.*, 2012) demonstra que 45.606.048 de brasileiros, 23.9% da população total, têm algum tipo de deficiência – visual, auditiva, motora, mental ou intelectual. A prevalência da deficiência varia de acordo com a natureza das mesmas. A deficiência visual apresentou a maior ocorrência, afetando 18.6% da população brasileira. Em segundo lugar está a deficiência motora, ocorrendo em 7% da população, seguida da deficiência auditiva, em 5.10%, e da deficiência mental ou intelectual, em 1.40% dos brasileiros (BRASIL *et al.*, 2012).

A pesquisa nacional do Instituto DataSenado 2010, sobre “Condições de vida das pessoas com deficiência no Brasil – Auditiva, Física e Visual”, apresentou questões não resolvidas e que são objetos de discussão. A área de conhecimento em deficiência oferece categóricos desafios em auxiliar as pessoas com necessidades severas, impactando no direito de ir e vir. Este direito constitucional é muitas vezes violado, por falta de acessibilidade (SILVA, 2014). Especialmente os pacientes com deficiências múltiplas, que são classificados como incapacitados para a vida independente. O tratamento de reabilitação destes pacientes é feito basicamente de exercícios terapêuticos, fundamentados em princípios biomecânicos. Tal tratamento é de grande importância e promove maior sobrevivência, menor morbidade e maior qualidade de vida (FIGLIOLIA *et al.*, 2012).

Entretanto, foco primário das políticas públicas é o segmento das pessoas que apresentam uma única deficiência severa (BRASIL *et al.*, 2012). Em 2010, 8,3% da

população brasileira apresentava pelo menos um tipo de deficiência severa, sendo: 3,46% com deficiência visual severa, 1,12% com deficiência auditiva severa, 2,33% com deficiência motora severa e 1,4% com deficiência mental ou intelectual, sendo desse total um grupo de 17,8% com mais de uma deficiência, ou seja, deficiências múltiplas (BRASIL *et al.*, 2012).

A definição de deficiência múltipla segundo está contida na Política Nacional de Educação Especial do Ministério da Educação (1994): “*É a associação, no mesmo indivíduo, de duas ou mais deficiências primárias, com comportamentos que acarretam atrasos no desenvolvimento global e na capacidade adaptativa.*” Uma pessoa com dupla deficiência sensorial (física e visual, por exemplo), apresenta mais limitações funcionais (CONTRERAS *et al.*, 1993).

O campo da Educação Especial foi muito influenciado por Jean Marc Tarde (1774 – 1838), um médico interessado por pessoas com deficiência múltiplas no mesmo indivíduo. Seu trabalho foi influenciado pelas ideias de Rousseau, com relação à persistência em utilizar a estimulação sensorial como forma de favorecer o desenvolvimento, na qual encontrou paralelos importantes entre “fonação e audição, linguagem e pensamento, percepção e abstração, cultura e inteligência, experiência e criação.” (PESSOTTI, 1984). Igualmente, o trabalho de Contreras (1993) exerceu muita influência em pesquisadores que vieram a contribuir, de forma significativa, para o atendimento aos portadores de deficiência. Passou-se a pensar que as pessoas com deficiência poderiam ser tratadas, treinadas e reintegradas à comunidade como seres humanos produtivos.

Motivado por esse cenário, este trabalho versa sobre a dificuldade de locomoção da pessoa cadeirante e com deficiência visual. É fato que as pessoas com múltiplas deficiências sensoriais e físicas têm experiências peculiares à sua condição. Não se pode ignorar seus prováveis atrasos no desenvolvimento, na aquisição de habilidades compensatórias e nos estilos individuais de aprendizagem, que certamente interferem nos resultados dos testes padronizados.

O deficiente visual é o que mais se ressentir pela falta de atuação firme do Estado na prevenção e tratamento oferecido ao grupo com deficiência visual (DATASENADO, 2010). Além disso, a questão da mobilidade é outro ponto importante, especialmente para as pessoas que possuem tetraplegia. Esta classe de pacientes, em muito, dependem do uso de cadeiras de rodas para o resto de suas vidas. De fato, os indivíduos com deficiências múltiplas, em média, são mais excluídos de novas tecnologias. Ações de inclusão digital são

particularmente relevantes neste grupo, permitindo transpor algumas barreiras (ANAGNOSTOPOULOS, 2006). Em geral, os médicos prescrevem equipamento de cadeiras de rodas para pacientes com deficiências múltiplas (COSTA, 2009). Apesar de ser o seu principal meio de transporte, é importante ressaltar que esses equipamentos têm de ser adaptados.

Segundo à Associação Brasileira de Medicina Física e Reabilitação (2012), o uso de cadeiras de rodas para as atividades diárias aparece como ações positivas para a reabilitação, pois proporciona melhora da independência e autonomia da população com grave limitação motora. Entretanto, muito deste treinamento é feito diretamente em uma cadeira de rodas real. Por outro lado, estudos mostram que o preparo destes pacientes, por meio de um treinamento suportado por computador, produz um melhor condicionamento, em contraste com uso do dispositivo real (MOTRIZ *et al.*, 2005). Neste caso, estes sistemas computacionais precisam ser sustentados por um tipo de interface que providencie ao usuário uma forma mais cognitiva de treinamento. Dentre estas, pode-se destacar a Realidade Virtual (TORI *et al.*, 2006).

A Realidade Virtual (RV) pode ser visualizada como um sistema computacional usado para criar um ambiente artificial, no qual o usuário tem a impressão de não somente estar dentro deste ambiente, mas também habilitado, com a capacidade de navegar no mesmo, interagindo com seus objetos de maneira intuitiva e natural (CARDOSO *et al.*, 2007). De fato, a RV é uma forma de interface que baseada em computadores, provê condições de interação com Ambientes Virtuais concebidos em 3D, possui propriedades de imersão física e/ou emocional. Além do uso da visão, geralmente, sistemas de Realidade Virtual excitam outros sentidos e são capazes de rastrear ações dos usuários (CARDOSO, 2014). No caso da Reabilitação Humana, a natureza intuitiva da interação humano computador, inerentes a RV, favorecem o treinamento das habilidades cognitivas e motoras dos pacientes (WEISS *et al.*, 2004).

Adicionalmente, estudos demonstram que criar um espaço funcional ao indivíduo tetraplégico por meio de um sistema computacional é favorável para o treinamento dos cadeirantes (FIORE *et al.*, 2013). Diagnósticos também demonstram que os maiores desafios enfrentados por pessoas com deficiência visual é a orientação e mobilidade (MACHADO, 2003), e ainda que uma pessoa bem treinada pode locomover-se sem precisar de auxílio (SMITH, 2001). Em consonância com os estudos acima e com a busca pela inclusão social,

novas tecnologias assistidas estão sendo desenvolvidas (BERRETTA, 2015). As interfaces de locomoção, segundo Patel e Vij (2012), têm potencial para fornecer uma sensação próxima do padrão de uma navegação natural, com uma efetiva capacidade para desenvolver a habilidade de navegação. Uma das principais interfaces é a BCI (Brain Computer Interface), que é uma técnica que visa interpretar os sinais elétricos da superfície cortical ou subcortical do cérebro sem passar por nervos e músculos. Assim, a técnica denominada de Eletroencefalografia (EEG) é utilizada para aquisição de sinais cerebrais para interagir com o ambiente externo por meio de dispositivos, buscando interpretar pensamentos referentes a movimentos, sem a necessidade do movimento real (COSTA *et. al.*, 2012).

No âmbito da reabilitação, recursos computacionais têm sido utilizados no desenvolvimento de várias técnicas. Atualmente, os principais sistemas de Realidade Virtual para treinamento de cadeirantes por meio de ondas cerebrais, não suportam pacientes cadeirantes com deficiência visual (FOLANE *et al.*, 2016). Portanto, a sincronização entre aquisição do sinal com o Ambiente Virtual apresenta-se como um desafio a ser superado para a navegação (BAGACINA *et al.*, 2014).

Assim, este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma plataforma para treinamento de pacientes cadeirantes com deficiência visual (SALATIN *et al.*, 2012). Neste contexto, posa-se o desafio de construir um ambiente de treinamento com interfaces naturais e Realidade Virtual, que favoreçam e estimulem o desenvolvimento das habilidades cognitivas e motoras desta classe especial de usuários.

1.2 Objetivos

O objetivo principal desta tese é investigar técnicas computacionais que suportem a criação de um ambiente de treinamento para cadeirantes com deficiência visual utilizando RV, integrado ao controle da cadeira de rodas, por meio de sinais de ondas cerebrais (EEG), capturados pelas expressões faciais. As técnicas de Realidade Virtual e sinais EEG devem ser pesquisadas porque possibilitam novas formas de interação afim de promover a inclusão social e integração de pessoas com deficiências motora e visual. Desta forma, espera-se explorar a navegação virtual e real através da cadeira de roda adaptada. Com isso, a proposta visa também auxiliar no processo de reabilitação, durante as sessões de fisioterapias, promovendo a capacidade de locomoção independente de cadeirantes com deficiência visual.

O trabalho tem como objetivos específicos:

1. Construir um Ambiente Virtual de treinamento, para cadeirantes com deficiência visual, cujo controle da cadeira de rodas é feita por meio de EEG;
2. Propor uma solução de treinamento virtual e avaliar o processo de aprendizagem destes pacientes;
3. Gerar uma plataforma integrada de software e hardware para treinamento do usuário, baseada em técnicas de Realidade Virtual, projetada de tal forma que o AV de treinamento seja controlado por meio de captura e processamento de sinais cerebrais do paciente (EEG);
4. Desenvolver, com supervisão de profissionais de saúde, protocolos de locomoção utilizando técnicas de RV e Interação Natural (EEG). A meta é suportar treinamentos interativos para pacientes cadeirantes com deficiência auditiva e visual fornecendo feedback;
5. Implementar técnicas de sonorização 3D para enriquecer a imersão nas sessões de treinamento, uma vez que se trata de usuário com deficiência visual.

1.3 Estrutura do Trabalho

Este capítulo indica a estrutura dos tópicos citados na pesquisa de acordo com os objetivos do trabalho.

O Capítulo 1 apresenta o problema e os objetivos deste trabalho.

O Capítulo 2 declara os fundamentos teóricos sobre a Deficiência, Realidade Virtual, Sinais de Cerebrais e a Interface Cérebro-Computador.

O Capítulo 3 apresenta trabalhos relacionados à esta pesquisa.

O Capítulo 4 apresenta o sistema para suportar o Ambiente Virtual de treinamento.

O Capítulo 5 detalha a implementação do sistema proposto.

O Capítulo 6 relata os experimentos e os resultados.

O Capítulo 7 aponta as conclusões e trabalhos futuros da pesquisa.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

2.1 Introdução

São muitos os eventos, as circunstâncias e os fatos históricos que têm influenciado a evolução no campo de assistência aos deficientes. Atualmente, em âmbito internacional, o movimento da escola inclusiva ganhou força após a Declaração de Salamanca, na Espanha (1994) que preconiza a escola para todos, sem discriminação, em ambiente integrado. Esta também prioriza os direitos humanos, a igualdade de oportunidades para todas as pessoas e a participação efetiva dos portadores de necessidades especiais, na condição de cidadãos, na sociedade em que vivem.

Patton, Payne & Beirne-Smith (1985) fazem uma divisão do percurso histórico das deficiências na humanidade, desde a Antiguidade até nossos dias e o classifica em nove períodos representativos das diversas posturas e atitudes socioculturais prevalentes em cada um deles. Focaliza mais detalhadamente a concepção de deficiência nos últimos duzentos anos, classificando os períodos:

- **Antiguidade:** Até os anos 1700: As sociedades apresentavam atitudes e percepções variadas acerca das pessoas com deficiências. Eram tratadas como demônios ou detentoras de dons, poderes ou revelações divinas;
- **Emergência de um campo:** 1700 – 1860. Nesse período na França, prevalecia a ideia de que todos foram criados dentro do princípio de igualdade. As pesquisas de Jean Marc Gaspard Itard (1774-1838) contribuíram de forma significativa, para o atendimento, aos portadores de deficiência com novos métodos de educação;
- **Desilusão:** 1860 – 1890. Caracterizou-se por uma mudança de atitude quanto à possibilidade de integração da pessoa com deficiência na comunidade, gerando um clima de pessimismo devido a limitações de resultados;
- **Recuo:** 1890 – 1925. Os testes de inteligência, tiveram efeito no retrocesso para a integração de pessoas com deficiências, porque foram utilizados para classificar portadores de deficiência mental. O mal-uso de seus resultados justificaram a exclusão escolar e social de muitas pessoas;

- **Movimento gradual:** 1925 – 1950. O final da 1ª Guerra Mundial provocou a necessidade da criação de serviços de reabilitação para atender aos soldados que retornavam dos conflitos apresentando graves deficiências e reivindicando atendimento;
- **Redespertamento:** 1950 – 1960. Nesse período revelou-se um clima de mais aceitação das pessoas com deficiência. Ampliou o interesse pelo seu atendimento nos países mais desenvolvidos;
- **Notoriedade:** 1960 – 1970. Pesquisas multidisciplinares foram realizadas, trazendo contribuições ao entendimento das várias deficiências. Os avanços identificados, entretanto, não chegaram a beneficiar os portadores de graves e de múltiplas deficiências;
- **Época de litígio:** 1970 – 1980. As famílias descobriram os recursos judiciais como um meio de fazer valer os direitos de seus filhos ao adequado atendimento; e
- **Ação e reação:** 1980 até o presente. Os últimos anos têm sido de avanço na educação especial e reabilitação.

Com relação às pessoas com deficiências múltiplas e severas, alguns avanços já podem ser registrados, embora existam alguns paradigmas como a “superação gradativa do caráter terapêutico e assistencial que ainda predomina na educação” (MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, SECRETARIA DE EDUCAÇÃO ESPECIAL, 2015).

Este capítulo apresenta uma visão geral sobre Realidade Virtual, Deficiência, Interação Natural e EEG, ressaltando a importância dos sentidos e dos sinais cerebrais (EEG) para locomoção, além de abordar informações referentes ao sistema nervoso central, apresentando de forma resumida sua morfologia.

2.2 A Realidade Virtual




2.2.1 Introdução

A Realidade Virtual é uma interface avançada para aplicações computacionais, onde o usuário pode navegar e interagir, em tempo real, em um ambiente tridimensional gerado por computador, usando dispositivos multi-sensoriais (TORI *et al.*, 2006).

A sensação de imersão ocorre quando o usuário é estimulado sensorialmente por meio de dispositivos tecnológicos de visualização, percepção e controle, como por exemplo, capacetes de visualização (Head Mounted Displays - HMD), luvas eletrônicas (DataGloves) e

múltiplas telas de projeção (Cave Automatic Virtual Environment). A Tabela 1 define e apresenta exemplos de ambientes de Realidade Virtual imersiva e semi-imersiva.

Tabela 1 - Exemplos de ambientes de Realidade Virtual (TORI *et al.*, 2006)

REALIDADE VIRTUAL			
REALIDADE VIRTUAL SEMI-IMERSIVA	REALIDADE VIRTUAL IMERSIVA		
O usuário utiliza equipamentos como Óculos polarizados, Monitores de vídeo, Teclado, mouse e Joystick.	O usuário utiliza equipamentos como capacetes de visualização, Luvas eletrônicas e super telas de projeção.		
 <p>Produz imagens Estereoscópicas que podem ser visualizadas através de óculos Polarizados (DRETTAKIS, 2004)</p>	 <p>Óculos polarizados com sensores que Possibilitam rastrear sua posição e orientação dentro do cenário virtual (CHRISTIE, 2007).</p>	 <p>De ouvido, produz imagens e sons 3D estéreos. Luvas eletrônicas fornecem a sensação tátil de força, temperatura e pressão (AZUMA, 2001).</p>	 <p>Em salas do tipo CAVE compostas por múltiplas telas de projeção (CRUZ-NEIRA, 1992).</p>

A Realidade Virtual pode ser tratada como um sistema computacional usado para criar ambientes artificiais no qual o usuário tem a impressão de não somente estar dentro desses ambientes, mas também habilitado com a capacidade de navegar no mesmo e de interagir com seus objetos de maneira intuitiva e natural (CARDOSO *et al.*, 2007).

Segundo Tori, Kirner e Siscouto (2006), um sistema é classificado como uma aplicação de Realidade Virtual caso seja considerado a coexistência de três aspectos: imersão, que está ligada à sensação de presença do usuário no Ambiente Virtual; interação, que é a capacidade de o computador detectar as ações do usuário e reagir instantaneamente modificando aspectos da aplicação; e envolvimento, que é o grau de motivação para o engajamento de uma pessoa com determinada atividade.

Em ambientes de Realidade Virtual semi-imersiva o campo de visão do usuário é limitado às dimensões do monitor. Apesar desta limitação, é possível visualizar imagens estereoscópicas por meio de óculos ativos ou polarizados (DRETTAKIS, 2004). Tais ambientes

forneem a percepção de profundidade das imagens. Porém, não proporcionam imersão total, pois o usuário observa o mundo virtual ao mesmo tempo em que observa o mundo real que circunda este dispositivo de visualização (MORIE, 1994). Isso impede que o usuário se sinta completamente imerso dentro do Ambiente Virtual, já que o dispositivo não é capaz de isolá-lo das influências externas que ocorrem ao seu redor.

Em ambientes de Realidade Virtual imersiva são usados dispositivos interativos que proporcionam a imersão em mundos virtuais (MACHADO *et al.*, 2006). Os mais comuns são o capacete de visualização (HMD) e a luva eletrônica.

O HMD é um dispositivo eletrônico, montado no capacete, usado para projetar dados ou cenas diretamente no campo de visão do utilizador. É formado por dois mini monitores de cristal líquido (LCD), posicionados em frente aos olhos do usuário e um sensor de movimento que detecta os movimentos da cabeça.

Ao vestir o capacete, o usuário é isolado do mundo real e mergulhado dentro do Ambiente Virtual, ou seja, se o usuário olhar para cima, por exemplo, espera ver o céu do Ambiente Virtual, se olhar para baixo espera ver o chão e assim por diante.

A luva de dados surgiu da necessidade de se manipular os objetos virtuais no Ambiente Virtual (CARDOSO, 2006). Essa luva é capaz de responder aos movimentos da mão do usuário. Por sua vez, o sistema captura e repete estes movimentos dentro do Ambiente Virtual.

O capacete e a luva possuem dispositivos de rastreamento de posição que determinam a localização do usuário no espaço. Além desses dispositivos, existem outros com uso destinado à navegação, como joysticks e mouses-3D.

2.2.2 Ambientes Virtuais

Um Ambiente Virtual (AV) pode ser entendido como um sistema de software que cria a ilusão de um mundo não presente no ambiente real. Isto requer a combinação de entrada (interação do usuário), computação (simulação de processo) e saída (estímulos multi-sensoriais). Pode ter várias formas, representando prédios ou objetos, como automóveis e personagens (avatares), ou não ter nenhuma referência do mundo real, constituindo-se modelo abstrato (RIBEIRO, 2006).

O AV deverá conter objetos virtuais que terão certos atributos a eles associados como geometria, cores, texturas, iluminação, características dinâmicas, restrições físicas e atributos acústicos. Em geral, os objetos virtuais podem ser classificados como estáticos ou dinâmicos, dependendo da capacidade de movimentação e interação de cada um.

Além disso, o usuário deve poder navegar em três dimensões, ou seja, com seis graus de liberdade, sendo que cada grau se aplica à direção ou à rotação do movimento (TORI *et al.*, 2006).

Além disso, no Ambiente Virtual os sentidos e as capacidades das pessoas podem ser ampliados em intensidade, no tempo e no espaço. É possível ver, ouvir, sentir, acionar e viajar muito além das capacidades humanas como: muito longe; muito perto; muito forte; muito fraco; muito rápido ou muito lento. Pode-se, assim, ser tão grande (a nível das galáxias) ou tão pequeno (a nível das estruturas atômicas) quanto se queira, viajando a velocidades muito superiores a da luz e aplicando forças descomuns.

Ao mesmo tempo, pode-se ampliar a medida do tempo, para que as pessoas possam observar ocorrências muito rápidas em frações de segundos, implementando o conceito de câmera lenta, ou reduzir a medida do tempo, acelerando-o, para observar ocorrências e fenômenos muito lentos, que poderiam demorar séculos. Para isto, são utilizadas técnicas de modelagem tridimensional na elaboração dos objetos e montagem do cenário virtual, por onde o usuário poderá navegar (TORI *et al.*, 2006).

A necessidade de se fazer uso de aparatos tecnológicos para a interação do usuário com o Ambiente Virtual provoca restrições, tanto pelo aspecto econômico e tecnológico, quanto pelo desconforto, mas permite ao usuário fazer coisas que antes eram impossíveis ou inviáveis.

Os AV tem sido considerado como a forma mais natural de interação entre homem e máquina, pois permitem que o ser humano use seus sentidos, como tato, audição e visão, de forma semelhante ao mundo real, para realizar operações, enviando e recebendo informações do computador (KIRNER *et al.*, 2008).

Devido às potencialidades dos Ambientes Virtuais, surgiram diversas aplicações suportadas pela Realidade Virtual. Por exemplo, a RV tem potencial para propiciar um aprendizado como processo de explorar, descobrir, observação e construção de uma nova visão do conhecimento, oferecendo ao aprendiz a oportunidade de melhorar a compreensão do objeto de estudo. Essa tecnologia, tem potencial de colaborar no processo cognitivo do aprendiz (ROUSSOU, 2009).

Na área de medicina e da saúde, os pesquisadores acreditam que a Realidade Virtual providencia um recurso ímpar para o ensino e o treinamento em estruturas anatômicas. O aprendiz pode, repetidamente, explorar as estruturas de interesse, separando-as ou agrupando-as com distintas maneiras de visualização, imersão e exploração. Atualmente, na prática de treinamentos para procedimentos cirúrgicos, por exemplo, a RV está presente com a manipulação de instrumentos médicos, tais como bisturis e grampos virtuais, e a aplicação dos mesmos sobre o modelo.

Em treinamentos, os modelos computacionais podem ser apresentados por meio de um AV e os usuários podem interagir com o sistema virtual como se ela fosse real. Algumas aplicações possíveis são simuladores de voo, planejamento de operações militares, treinamento de astronautas, entre outras (JUAN *et al.*, 2008), (TRINDADE *et al.*, 2014).

2.2.3 Áudio3D

A tecnologia de Áudio 3D é um avanço na área de síntese de som de forma a reproduzir no sistema auditivo humano, informação sensorial idêntica estudada no mundo real (PIMENTEL *et al.*, 1995).

Essa tecnologia, também conhecido, como Som Envolvente ou Som Espacial, trata de um som que fornece ao ouvinte a sensação da localização das fontes sonoras virtuais e características de um espaço virtual envolvente. Geralmente, são distinguidos pela altura, intensidade, timbre e localização no espaço.

A localização espacial de um som é a característica que lhe dá o seu aspecto tridimensional. A capacidade de sintetizar com precisão esse som aumenta claramente a sensação de imersão em um Ambiente Virtual (AUKSTAKLANIS *et al.*, 1992).

Esta seção apresenta os princípios de funcionamento referente a tecnologias de Áudio 3D, faz uma classificação da tecnologia e analisa a proposta de aplicação desta tecnologia no suporte ao treinamento de cadeirantes com deficiência visual.

2.2.3.1 Princípios Funcionamento do Áudio 3D

O áudio é um elemento chave em multimídia. Escutar significa muito mais do que simplesmente ouvir; implica em perceber o áudio e interpretá-lo. A adição de áudio, em qualquer processo de exibição de imagens que pretende ser de alguma forma interativa, torna a exibição muito mais realista (COELHO *et al.*, 1999). Ele é considerado um fator extremamente importante para aumentar a emoção e percepção do usuário dentro de um Ambiente Virtual (SUZUKI *et al.*, 2008).

Existem variadas opções de categorias de áudios que podem ser utilizados em Ambientes Virtuais. Os que mais se destacam são: mono, estéreo e o áudio 3D.

- **Áudio mono:** utiliza apenas um canal para a gravação e reprodução do áudio, ou seja, ambos os alto-falantes emitem a mesma informação.
- **Áudio Estéreo** utiliza 2 canais, em termos de volume de informação, o áudio estéreo ocupa o dobro da informação do áudio monofônico.

- **Áudio 3D** é também conhecido como áudio binaural, que tem como objetivo proporcionar no usuário a sensação de imersão. O áudio pode vir de toda e qualquer direção (PIMENTEL *et al.*, 1995). As gravações de áudio tridimensional baseiam-se em um processo de manipulação auditiva que permite “posicionar” os sons no espaço, controlando sua direção, distância e profundidade (PINHO, 2009). É um sistema sonoro relacionado às saídas de áudio que cercam o espectador, criando a ilusão de estar dentro da ação. As saídas que compõe são os alto-falantes situados, normalmente, nas paredes laterais e atrás do usuário e possuem separação de canais.

O áudio 3D foi desenvolvido com base das seguintes áreas: acústica, percepção auditiva e processamento digital de sinal. A produção de áudio 3D baseia-se na reprodução de eventos sonoros que originem no ser humano eventos auditórios bem definidos, num determinado espaço virtual (COELHO *et al.*, 1999). Para sintetizar, o áudio 3D é necessário criar modelos que reproduzam as características do processo da transmissão e recepção de som.

A modelagem da emissão de som entra no campo da eletroacústica e da eletrodinâmica. A modelagem da propagação do áudio é realizada tendo como base a acústica, enquanto a recepção de som se baseia na percepção auditiva (FREITAS, 1990).

A modelagem acústica é quando o som emitido por objetos situados num determinado espaço tridimensional, é necessário ter em conta o fenômeno da propagação do som até o observador.

2.2.3.2 Níveis de sofisticação do Áudio 3D

Os sistemas de áudio 3D possuem dois níveis de sofisticação, consoante a modelagem acústica e auditiva. O primeiro nível consiste em utilização de pistas auditivas para dar a sensação da direção de onde chega o som, gerando dois sinais distintos, de forma a fazer chegar aos ouvidos sinais diferentes. No segundo nível de sofisticação, criam-se impressões realistas da distância a que se encontra o objeto baseado na sua posição com uma fonte móvel.

O tipo de tecnologia empregada pode gerar uma experiência sonora tridimensional. Neste caso, os sistemas são divididos em duas categorias:

- 1) **Sistema Passivo de Melhoramento de Som Estereofônico:** São métodos para melhorar a natureza tridimensional sonora capturada, sem qualquer controle da posição aparente dos eventos auditórios, mas não tem possibilidade de posicionar e controlar individualmente o movimento das fontes sonoras (CRUZ-NEIRA *et al.*, 1992).

- 2) **Sistemas de Áudio 3D Paramétrico:** Ao contrário dos sistemas passivos de melhoramento de som estereofônico, só esses sistemas podem ser considerados sistema de Áudio 3D, permitindo sintetizar um espaço auditório tridimensional de forma interativa e controlado pelo utilizador em tempo real (CRUZ-NEIRA *et al.*, 1992).

2.2.3.3 Processamento do Áudio 3D

O processamento do áudio 3D diz respeito a um método computacional para criar um som ouvido por um espectador num determinado Ambiente Virtual, contendo diversos objetos emitindo sons.

Este processamento consiste em tratar os sons como objetos unidimensionais associados a objetos geométricos num mundo tridimensional. São compostos de quatro fases: Criação de fontes sonoras, Instanciação dos sons aos objetos, Propagação do Som e Composição dos Sinais Sonoros.

Após a definição das fontes sonoras, é necessário instanciá-las aos objetos que geram esses determinados sons. Desta forma, os sons produzidos pelas fontes sonoras instanciadas adquirem as propriedades tridimensionais dos objetos, nomeadamente a sua posição, velocidade e orientação. A propagação do som calcula como o som produzido pelo emissor recebido pelo observador da cena.

A composição dos sinais sonoros e a fase final do processo, todos os sinais transformados são adicionados (misturados) produzindo assim o sinal da cena completa que vai ser reproduzido.

2.2.3.4 Áudio em Ambientes Virtuais

A adição de sons, em qualquer processo de exibição de imagens que pretende ser de alguma forma interativo, torna a exibição muito mais realista. Quando em uma tela, aparece no centro uma bola quicando, a agregação de um som mono, com a simples reprodução do som real sincronizado com o movimento da bola, já produz uma sensação de realismo muito maior para quem observa.

Historicamente, as discussões sobre imersão e realismo em Ambientes Virtuais têm dado quase que nenhuma ênfase aos aspectos de produção sonora (PINHO, 2009). O ser humano, entretanto, é constantemente bombardeado de estímulos sonoros.

Em diversos casos, o estímulo auditivo não é somente uma forma de aumentar o realismo de uma simulação. Sua ausência pode, de fato, tornar inviável uma aplicação. Begault

(BEGAULT, 1994), por exemplo, discute algumas experiências feitas pela NASA's Ames Research Center onde pilotos de avião tinham extremas dificuldades em controlar um painel de botões virtuais, nos quais não havia a correspondente geração de um som quando um deles era pressionado.

2.2.3.5 Característica do Áudio 3D em RV

Todos os sons, independentemente de onde vêm, ou de como parecem para quem os ouvem, são resultado da vibração de um objeto, causada pela aplicação de uma força sobre este objeto (AUKSTAKLANIS *et al.*, 1992).

Estas vibrações empurram as moléculas de ar ao redor do objeto, Estas moléculas, por sua vez colidem com moléculas vizinhas e assim sucessivamente, formando ondas sonoras que se propagam pelo ar.

Nossos ouvidos, quando percebem estas ondas, as transformam em sons. Na realidade, o som pode se propagar não só pelo ar, mas por qualquer meio que seja suficientemente denso para que as moléculas “se empurrem umas às outras”. Quanto mais denso for o meio, mais rápido o som irá se propagar. No ar a velocidade de propagação é de 340 m/s, na água de 1500 m/s, no ferro de 5000 m/s.

Uma onda sonora é uma curva senoidal que possui duas características relevantes:

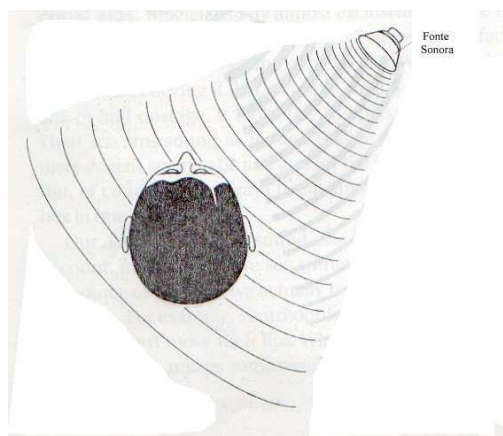
- A amplitude, expressa em decibéis (dB), define o volume do som. Uma conversação normal atinge 60 dB. A partir de 120 Db, o ouvido humano começa a sentir dor. A amplitude (ou o volume) de um som é inversamente proporcional à distância entre a fonte sonora e o ouvinte.
- A frequência, expressa em hertz (Hz), representa o número de vezes que a curva se repete em um segundo e tem uma relação direta com tipo de som percebido: sons graves são de baixa frequência, sons agudos são de alta frequência. A sensibilidade auditiva de um ser humano normal é extremamente grande. Um ouvido sadio é capaz de captar mudanças na pressão do ar causadas por movimentos bastante pequenos.

Para tornar uma simulação realista, a produção (ou reprodução) de um som deve buscar a emissão de um som que seja o mais parecido possível com o som real. Esta “semelhança”, entretanto, não é a única característica relevante. A localização deste som é de extrema importância. Um apito, por exemplo, sendo acionado a partir de uma posição à direita de um usuário, soa diferente do mesmo apito sendo acionado à esquerda deste mesmo usuário. Se o

sistema que controla o Ambiente Virtual for capaz de prover esta característica, muitas vezes conhecida como “som tridimensional”, um elevado grau de imersão pode ser atingido.

A identificação da posição de uma fonte sonora é feita pelo ser humano a partir de vários mecanismos. Os principais são a ILD (Interaural Level Difference) e as HRTFs (Head Related Transfer Functions). Conforme foi mencionado anteriormente, a distância entre a fonte sonora e o ouvinte afeta o nível de percepção do som. A partir disto é fácil de concluir que haverá diferença entre os sons captados pelos dois ouvidos. Esta diferença é chamada ILD (Interaural Level Difference). Na Figura 1, por exemplo, o ouvido direito irá captar um som mais alto do que ouvido esquerdo. Esta informação enviada ao cérebro, juntamente com a diferença no tempo de captação entre os dois ouvidos, permite a determinação da posição da fonte sonora.

Figura 1 - Captação diferenciada de sons pelos ouvidos.



Fonte: (PINHO, 2009).

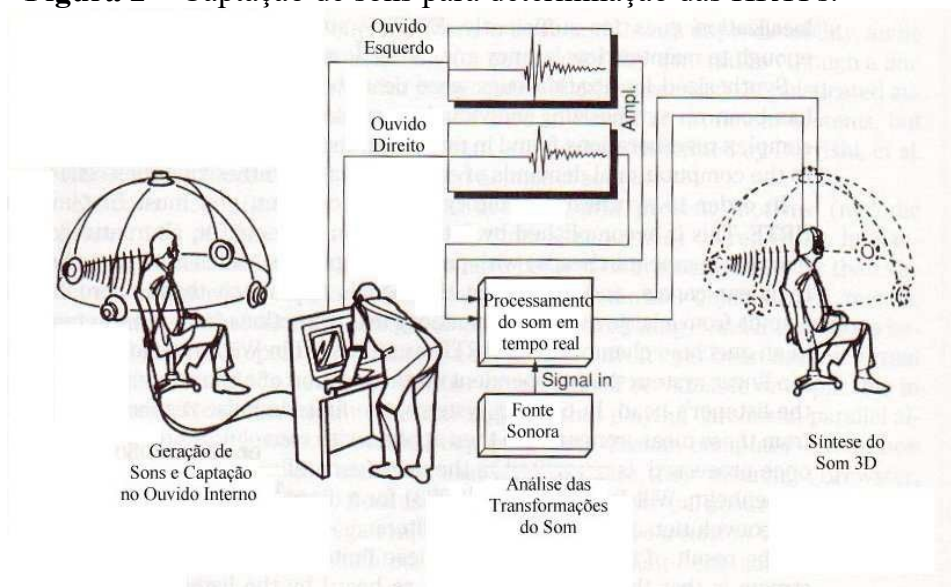
O segundo aspecto relevante na localização da fonte sonora é o formato e o tamanho das estruturas anatômicas que circundam o canal auditivo, como a cabeça, as orelhas e os ombros do ouvinte. Segundo (GARDNER, 1998 e GILKEY, 1997), as várias dobras existentes na orelha modificam as frequências que compõem um som, reforçando algumas, enfraquecendo outras, dependentemente da posição de onde provem o som.

Estas transformações sofridas pelo som, até chegar ao nervo auditivo são chamadas de Head Related Transfer Functions (HRTFs). Este fenômeno foi descoberto a partir da constatação de mesmo com um dos ouvidos totalmente surdo, algumas pessoas ainda podem detectar a posição de uma fonte sonora (BATTEAU, 1967; WIGHTMAN, 1995).

Estas funções podem ser medidas através da inserção de pequenos microfones no conduto auditivo de um ouvinte exposto a fontes sonoras (Figura 2). Na medição, uma fonte sonora é colocada em algum ponto onde o ouvinte é capaz de percebê-la e um som é emitido. Os sons captados pelos microfones são então processados e comparados com o som emitido.

O resultado destas comparações é tomado juntamente com a posição conhecida da fonte sonora a fim de criar as funções que transformam o som emitido no som captado (PINHO, 2009).

Figura 2 – Captação de sons para determinação das HRTFs.



Fonte: (PINHO, 2009).

A forma mais simples de geração de som tridimensional em um Ambiente Virtual é a disposição de alto-falantes ao redor do usuário e o correto acionamento destes conforme a necessidade de emissão do som. Esta alternativa, entretanto, pode necessitar de um demorado processo de calibração e ajuste para o correto posicionamento dos alto-falantes.

Por este motivo esta tecnologia é usada preferencialmente em ambiente com as CAVES (BARGAR, 1993), onde, por suas próprias características, o processo de montagem da estrutura também é demorado, ou em ambientes onde não são necessárias mudanças muito frequentes.

Outra técnica, mais utilizada, foi desenvolvida no NASA AMES Auditory Display Project (WENZEL, 1992). O objetivo é a geração de sons tridimensionais a partir de fones de ouvido comuns.

A ideia foi realizar testes exaustivos sobre um grande conjunto de usuários a fim de obter um padrão para as funções HRTF. Para o desenvolvimento do projeto cada usuário foi colocado sentado em uma cadeira, numa sala livre de eco, na qual havia 144 alto-falantes.

No interior dos ouvidos do usuário eram colocados minúsculos microfones para captar os sons, depois que estes sofressem as transformações causadas pelas orelhas e pela cabeça. A partir disto, sons eram emitidos dos alto-falantes e captados pelos microfones (WENZEL, 1992).

2.3 As Deficiências

2.3.1 Princípios

A Organização Mundial da Saúde (OMS) (1980) desenvolveu um manual de classificação relativa das doenças e as consequências. Incluem-se nessas a ocorrência de uma anomalia, defeito ou perda de um membro, órgão, tecido ou qualquer outra estrutura do corpo, inclusive das funções mentais.

Em consequência, tem-se uma incapacidade e uma restrição, resultante de uma deficiência, da habilidade para desempenhar uma atividade considerada normal para o ser humano. Isto surge como uma consequência direta ou a uma deficiência psicológica, física, sensorial ou outra (ICIDH *et al.*, 1993).

De fato, uma deficiência, ou uma incapacidade, que limita ou impede o desempenho de papéis de acordo com a idade, sexo, fatores sociais e culturais, trazem prejuízos para o indivíduo.

Caracterizam-se por uma discordância entre a capacidade individual de realização e as expectativas do indivíduo ou do seu grupo social (AMIRALIAN *et al.*, 2000). Para efeito legal, o Decreto Federal 13.146/2015 define as deficiências como:

Deficiência Física: alteração completa ou parcial de um ou mais segmentos do corpo humano, acarretando o comprometimento da função física. Apresenta-se sob a forma de paraplegia, paraparesia, monoplegia, monoparesia, tetraplegia, tetraparesia, triplegia, triparesia, hemiplegia, hemiparesia, ostomia, amputação ou ausência de membro, paralisia cerebral, nanismo, membros com deformidade congênita ou adquirida, exceto as deformidades estéticas e as que não produzam dificuldades para o desempenho de funções.

Deficiência auditiva: perda bilateral, parcial ou total, de 41 decibéis (dB) ou mais, aferida por audiograma nas frequências de 500Hz, 1.000Hz, 2.000Hz e 3000Hz.

Deficiência visual: cegueira, na qual a acuidade visual é igual ou menor que 0,05 no melhor olho, com a melhor correção óptica; a baixa visão, que significa acuidade visual entre 0,3 e 0,05 no melhor olho, com a melhor correção óptica; os casos nos quais o somatório da medida do campo visual em ambos os olhos for igual ou melhor que 60°; ou a ocorrência simultânea de quaisquer das condições anteriores.

Deficiência intelectual: funcionamento intelectual significante inferior à média, com manifestação antes dos dezoito anos e limitações associadas a duas ou mais áreas de habilidades adaptativas, tais como: comunicação, cuidado pessoal, habilidades sociais,

utilização dos recursos da comunidade, saúde e segurança, habilidades acadêmicas, lazer e trabalho.

A Tabela 2 apresenta ainda o entendimento relacionado com o significado das deficiências catalogadas.

Tabela 2 – Distinção semântica entre os conceitos de deficiência

Deficiência	Incapacidade	Desvantagem
Da Linguagem	De Falar	Na orientação
Da Audição (Sensorial)	De Ouvir	
Da Visão	De ver	
Musculoesquelética (física)	De andar (locomotoção)	Na independência física e mobilidade
De Órgãos (orgânica)	De realizar, vestir e alimentar	Nas Atividades Diárias
Intelectual (mental)	De Aprender	Na Capacidade Ocupacional
Psicológico	De perceber (aptidões particulares)	Na Integração Social
	De memorizar	
	De relacionar-se (comportamento)	
	De ter consciência	

Em 2001, a Organização Mundial da Saúde adotou a Classificação Internacional de Funcionalidade, Deficiência e Saúde (CIF) para descrever e medir incapacidade sob uma nova ótica, reconhecendo que todo ser humano pode experimentar uma perda ou diminuição na sua saúde (MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, SECRETARIA DE EDUCAÇÃO ESPECIAL, 2015).

2.3.2 Deficiência Visual e a Realidade Virtual

Os deficientes visuais possuem características específicas, pois os sistemas auditivo, olfativo, gustativo e tátil são muito importantes para suas experiências sensoriais. Em termos qualitativos, é muito diferente, pois é um mundo de sons, temperaturas, cheiros e texturas, pelo qual as informações trafegam.

Nesse contexto de domínios sensoriais, a quantidade e qualidade de informações que esses indivíduos recebem é significativamente essencial. Em função dos requisitos necessários para que usuários com deficiência visual consigam interagir com o mundo, na qual haja independência na interação, é necessária utilização de dispositivos multi-sensoriais e interfaces adaptadas, para promover não somente a impressão de estar imerso no ambiente, mas habilitado a navegar de maneira intuitiva e natural (CARDOSO *et al.*, 2007). A Realidade Virtual é um conceito de interface gráfica avançada (KIRNER *et al.*, 1995), na qual permite a adaptação/integração computacional homem máquina.

O estudo de interfaces obtém êxito quando este é voltado ao desenvolvimento visando o próprio usuário e à humanização da relação entre homem e máquina, tornando-a a mais fluída, ergonômica, natural, intuitiva e servindo de ferramenta no auxílio à inclusão, seja social ou tecnológica (WIXON *et al.*, 2011). Os avanços têm possibilitado novas formas de interação, cada vez mais complexas e centradas no usuário (MULLING *et al.*, 2012).

Neste cenário, pode ser destacado o crescimento de sistemas baseados em técnicas de Realidade Virtual para deficientes visuais, especialmente no caso da reabilitação visual que possui maior ocorrência à população brasileira (BRASIL *et al.*, 2012). Os deficientes visuais possuem características específicas, tais como: sistema auditivo, olfativo, gustativo e tátil são muito importantes em suas experiências sensoriais.

A utilização da RV pelo deficiente visual, pode estabelecer novos paradigmas de interface com o usuário nos quais os indivíduos não estão apenas frente a monitores, mas sim interagindo diretamente e sentindo-se imersos dentro de Ambientes Virtuais, buscando interações sensoriais a partir de estímulos propiciando novas experiências, desta forma, realizar novas formas de comunicações poucos explorados pelas pessoas sem deficiência.

Em relação a interação, observa-se que algumas técnicas podem ser implementadas e classificadas como a integração direta dos sinais de ondas cerebrais (EEG) do usuário para controles físicos e virtuais. Por meio de reconhecimento e programação do evento a ser capturado e acionado, podem ser implementados proporcionando flexibilidade, mas gerando complexidade na concepção, implementação e disponibilização do sistema.

A Realidade Virtual para deficientes visuais tem o potencial de enriquecer o conhecimento do indivíduo a respeito do ambiente que o envolve, dando ao deficiente visual uma autonomia similar a de uma pessoa com plena capacidade visual que faz uso de um mapa ou segue indicações disponíveis (GOLLEDGE *et al.*, 1998).

A vantagem deste tipo de interface é que as habilidades e conhecimentos intuitivo do usuário pode ser transferido para manipulação e controle com o AV, permitindo que estes interajam com objetos virtuais da mesma forma como fazem na vida real (JORDAN, 2001).

2.4 Tecnologias de Interatividade

2.4.1 Interação Natural

A palavra interação se origina dos termos *inter* | + | ação. Pode ser entendida como a ação entre os mesmos. Existe interação entre corpos, genes, ondas, forças, engrenagens, pessoas, máquinas dentre outros (PRIMO, 2007). A palavra interação é definida como influência recíproca de dois ou mais elementos.

De acordo com Bowman, “interação é um método que permite a um usuário realizar uma tarefa através da interface do usuário. Uma técnica de interação inclui tanto componentes de hardware (dispositivos de entrada/saída) quanto de software. As técnicas de interação utilizadas nos componentes de software são responsáveis por mapear a informação de um dispositivo de entrada em alguma ação dentro do sistema, e por mapear a saída do sistema de forma que esta possa ser interpretada pelos dispositivos de saída” (BOWMAN *et al.*, 2004).

A Interação Natural é considerada um conceito que estuda formas de o homem interagir com dispositivos eletrônicos por meio dos sentidos do ser humano: gestos; comandos de voz; movimentos e expressões corporais; detecção e identificação de partes do corpo como rosto (expressões faciais), mão, polegar, retina, articulação, entre outros.

Desenvolver aplicações que lidam com Interação Natural significa criar sistemas capazes de entender as ações dos usuários enquanto eles estão interagindo naturalmente com o ambiente a sua volta (VALLI, 2007).

A interação pode ocorrer tanto no sentido usuário-aplicação, quanto no sentido aplicação-usuário. Com a introdução de alguns dispositivos especializados, resolvem-se problemas específicos para algumas aplicações (BROLL *et al.*, 2005).

O design de técnicas de interação visa três objetivos principais: desempenho, usabilidade e utilidade. Desempenho diz respeito a quão bem as atividades estão sendo realizadas pelo usuário e pelo sistema, em cooperação, além de eficiência, precisão e produtividade. Usabilidade trata da facilidade em informar o sistema sobre as intenções do usuário, bem como a facilidade de uso e de aprendizado, é conforto (PRATES *et al.*, 2003). Utilidade mostra que a interação ajuda o usuário a atingir os seus objetivos, podendo focalizar na tarefa.

Inúmeros são os benefícios que um bom projeto de interação pode agregar a um software. Entre estes podem-se citar a usabilidade do sistema, menor curva de aprendizagem, localização e uso de todas as potencialidades da aplicação, otimização do tempo do usuário na busca pela informação, entre outros (KELNER *et al.*, 2007).

As técnicas de interação em Realidade Virtual foram classificadas em quatro categorias principais, de acordo com a tarefa realizada pelo usuário: técnicas de manipulação e seleção, controle do sistema, navegação e de entrada simbólica. (BOWMAN *et al.*, 2004).

A técnica de manipulação depende basicamente das tarefas a serem executadas e tem como condição, que seja realista para o usuário. A tarefa de seleção especifica propriedades de um objeto, como: posição, orientação, escala e forma. Tem como objetivo selecionar o objeto, navegar até o mesmo, tornar ativo e definir manipulação (realizar determinada ação). Em

relação ao controle do sistema, consiste em modificar o estado, normalmente realizadas por comandos integrados ao sistema.

Já a navegação é a movimentação física (exploração) pela cena, técnica baseada no alvo simples para se movimentar até um objeto específico, definindo delimitações para cada ação. Com relação a entrada simbólica são baseadas em teclado, caneta, gestos e fala (BASTOS *et al.*, 2006), ou seja, especificar parâmetros onde não seria suficiente para o usuário interagir com o mundo.

A interação natural tem papel de fundamental importância, com o objetivo de melhorar a imersão, envolvimento e interação na utilização da Realidade Virtual, propicia novos estímulos com a integração dos sinais cerebrais (EEG).

2.4.2 Sinais Cerebrais (EEG)

O corpo humano possibilita a interação com o mundo exterior por meio de estímulos que são enviadas ao cérebro as sensações. Nesse processo, uma rede de neurônios que fazem parte do sistema nervoso central é utilizada.

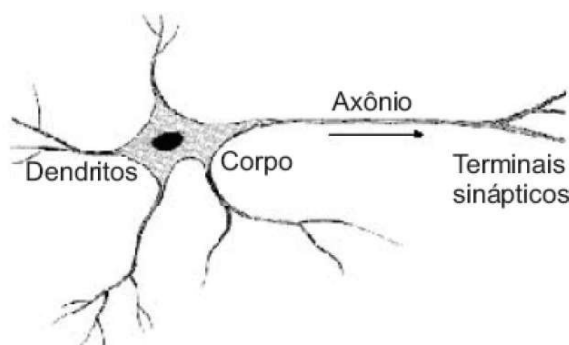
O cérebro é responsável por processar as atividades ou estímulos ocorridos e captados pelos sensores naturais existentes em nosso sistema. Isto é influenciado pelo conhecimento prévio armazenado, através do mapeamento feito durante o desenvolvimento de um ser humano (DUFFAU, 2008).

O cérebro é formado por uma estrutura altamente complexa com aproximadamente 100 bilhões de células nervosas (neurônios) conectadas por mais de 10.000 conexões sinápticas cada. É por meio de fibras protoplasmáticas, conhecidas como axônios, que os neurônios se comunicam. Eles são responsáveis por conduzirem os sinais elétricos pelo corpo humano, encaminhando-os para serem recebidos por células específicas.

Os neurônios possuem uma estrutura básica formada por um corpo celular, pelos axônios e pelos dendritos ou terminações nervosas. Cada parte possui um conjunto de atividades que permite uma interconexão entre os neurônios através da transmissão de sinais eletroquímicos, que servem de estímulos, ou seja, de entradas de dados através dos quais o sistema central possa atuar, através da interpretação desses estímulos baseados no conhecimento armazenado no cérebro (RIBEIRO, 2006).

Desta forma, o cérebro é capaz de reconhecer e responder a esses estímulos provenientes do sistema global. Um neurônio básico pode ser visto na Figura 3.

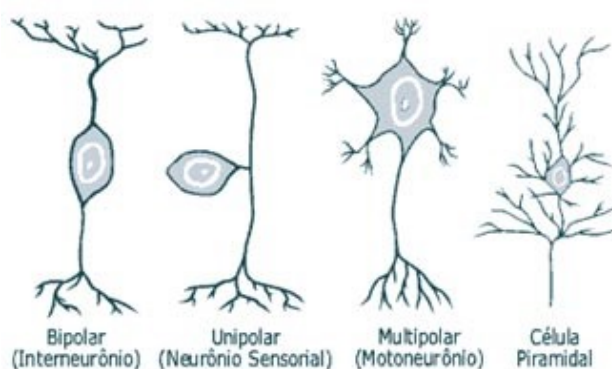
Figura 3 - Estrutura simples de um neurônio.



Fonte: (RIBEIRO, 2006)

Existem vários tipos básicos de neurônios, cada um com uma atividade bem definida. Assim, os neurônios podem ser divididos conforme o seu tamanho. Os tipos básicos de neurônios são demonstrados na Figura 4.

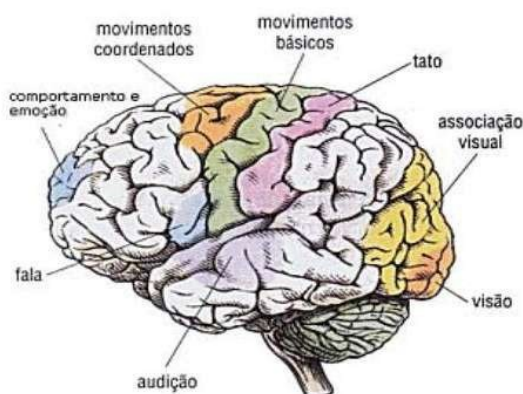
Figura 4 – Tipos básicos de neurônios.



As informações são transmitidas de neurônio a neurônio até o ponto de processamento em uma determinada área do cérebro. Os neurônios recebem as informações através dos dendritos, que transmitem o estímulo recebido para o corpo celular que por sua vez o envia a outro neurônio, através dos axônios, por meio das sinapses, e assim, sucessivamente. Essa transmissão pode ser realizada através de processos elétricos ou químicos (MANGUN, 2006). Os neurônios motores permitem a transmissão dos sinais provenientes do sistema nervoso central para as extremidades do corpo, como músculos, pele e glândulas. (GAZZANIGA *et al.*, 2006).

O cérebro, também é responsável pelo controle da audição, da visão, do olfato, do paladar, dos movimentos automáticos e das emoções, bem como da formação de um mapa neural capaz de combinar estes sentidos na identificação de determinadas sensações. Assim, os sentidos básicos ou fundamentais do corpo humano constituem-se em funções, que propiciam o relacionamento do indivíduo com o meio que o cerca, seja concreto ou abstrato. A Figura 5 ilustra um cérebro com a identificação de algumas áreas e suas respectivas responsabilidades.

Figura 5 – Partes do cérebro e o seu processamento.

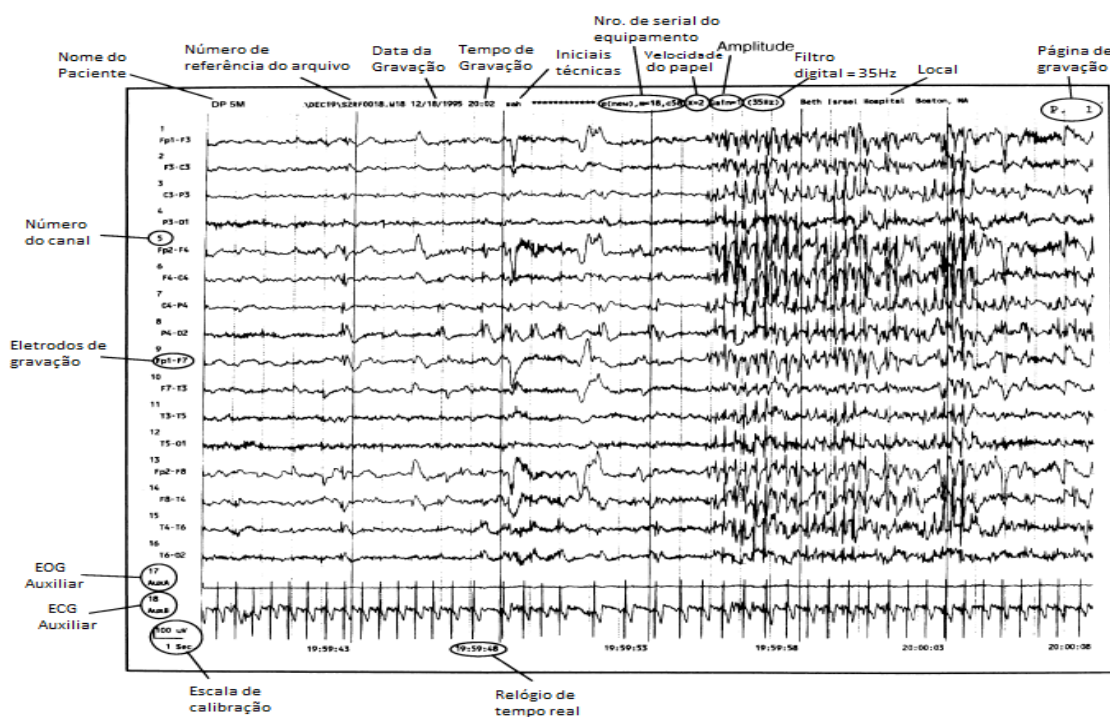


Fonte: (ZANGEROLAME, 2009).

De acordo com Zangerolame (2009), na presença do estímulo, o cérebro procura interpretar e processar a informação recebida. Esta informação é recebida através de disparos químicos ou elétricos efetuados pelos neurônios, desde a recepção ou entrada até o processamento final. Os neurônios são responsáveis por transmitir as informações recebidas nas partes mais distantes e enviá-las até o cérebro, como descritos anteriormente.

No ano de 1929, Hans Berger (HANS, 1929), psiquiatra alemão, publicou as primeiras páginas de seu trabalho: o eletroencefalograma (MALMIVUO, 1995), exemplo na Figura 6. Foi o primeiro a identificar ondas alfa (8-12 Hz), que são atividades oscilatórias no cérebro.

Figura 6 – Eletroencefalografia clássica.



Fonte: (ROPPER, 2005).

O EEG é o registro da sincronização de milhares de sinais de neurônios em conjunto (COSTA et. al., 2012). Dessa forma, a localização exata da atividade de um neurônio é

impossível de ser feita somente com o EEG. Esta atividade do cérebro produz um sinal chamado de Eletroencefalograma, exemplo demonstrado na Figura 6. O registro das atividades elétricas geradas pelo encéfalo o qual possui grande interesse clínico nos estudos e diagnósticos de diferentes tipos de epilepsia, na localização de tumores cerebrais, no estudo de doenças mentais e na polissonografia (ROPPER, 2005).

As frequências destas ondas cerebrais se apresentam na faixa de 0,5 a 100 Hz, quando comparadas com outros biopotenciais, como o eletrocardiograma por exemplo, não é de fácil interpretação por um observador com pouca experiência (BRONZINO, 2000).

Os ritmos do EEG variam consideravelmente e correlacionam-se com os estados do comportamento, como atenção, sono ou vigília e patologias, como as citadas anteriormente. Estes ritmos são categorizados por sua faixa de frequência e cada faixa é denominada por uma letra grega (BEAR, 2002).

Um dos métodos que se mostra eficaz na identificação dos sinais que correspondem a determinadas ações é a extração por bandas. As bandas são classificadas de acordo com as frequências como: delta (0-3 Hz), teta (4-7 Hz), alfa (8-13 Hz) e beta (14-20 Hz).

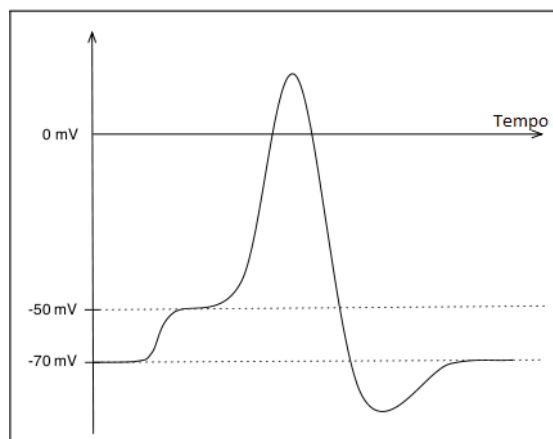
Keirn e Aunon (PFURTSCHELLER *et al.*, 1998) sugeriram que a extração apenas da banda alfa traria como resultado uma classificação pobre. Assim, as quatro bandas de frequências são consideradas na criação do conjunto de características.

Ao analisar o comportamento das ondas em alguns indivíduos utilizando todas as quatro bandas de frequências, é fácil notar que as maiores oscilações de valores são notadas entre as bandas alfa e beta (PALVA, 2007).

Com o sinal recebido, o neurônio tenta passar os impulsos elétricos à frente através de troca de potenciais: a membrana celular, em volta ao neurônio, é carregada de íons de sódio (Na^+) e potássio (K^+) que ficam se movimentando para dentro e fora da célula. Inicialmente, o interior da célula se encontra a -70mV em comparação ao lado externo.

Quando algum sinal é recebido pelo dendrito, ela fica menos negativa. Se essa despolarização chegar a -55mV, a membrana se abre para íons de sódio que entram na célula. Isto faz com que ela fique cada vez menos negativa (WARD, 2010).

Quando a célula atingir um potencial positivo, ela se abre para a saída de íons de potássio, que agora causam a rápida repolarização da membrana, que chega a um potencial menor que -70mV, como podemos ver na Figura 7.

Figura 7 – Impulso elétrico do neurônio.

Fonte: (WARD, 2010).

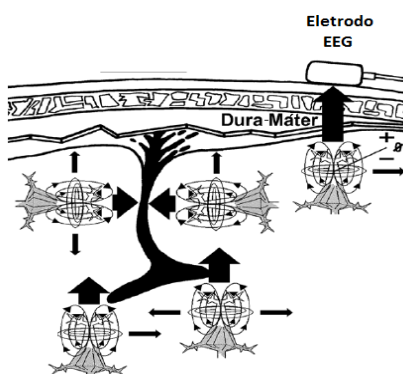
A ativação de neurotransmissores do axônio terminal para as sinapses ocorre quando um potencial de ação atinge o fim de um axônio. Existem dois tipos de neurotransmissores:

- 1° causa um influxo;
- 2° causa um escoamento de íons positivos.

Assim, os neurotransmissores ativados conseguem influenciar a mudança de potencial do neurônio subsequente à sinapse, mudando a permeabilidade da sua membrana. O nome dado a essa mudança de potencial do neurônio subsequente é potencial pós-sináptico excitatório.

Quando for uma mudança positiva, é potencial pós-sináptico inibitório, quando negativa. Esses potenciais duram em média 100ms e variam sua amplitude entre 50 e 100mV. Na Figura 8, podemos ver um salto quântico de potencial de ação de um neurônio para sinal de EEG.

Os potenciais registrados no EEG são gerados principalmente por condução iônica que circula durante a excitação sináptica dos dendritos de uma grande quantidade de neurônios piramidais entre as camadas do córtex cerebral. Este constitui aproximadamente 80% da massa encefálica e localiza-se sob a superfície craniana.

Figura 8 – Potencial de neurônio em paralelo propagando pelo eletrodo.

Fonte: (BEAR, 2002).

Os potenciais pós-sinápticos (PSPs) destas células são somados no fluido extracelular que envolve as mesmas e conduzidos através de várias camadas de tecido não neural, incluindo as meninges, fluidos, ossos do crânio, gordura e pele, para alcançar os eletrodos conectados ao amplificador de EEG, conforme demonstração na Figura 8 (BEAR, 2002).

Como o potencial elétrico produzido por cada neurônio piramidal do córtex é excessivamente pequeno, são necessários muitos milhares de neurônios subjacentes, ativados em conjunto para gerar um sinal do EEG com amplitude suficiente para ser plenamente adquirido e amplificado por um equipamento de registro de EEG.

Segundo Bear (2002), esta é razão pela qual a amplitude do sinal do EEG depende muito de quão síncrona é a atividade dos neurônios subjacentes.

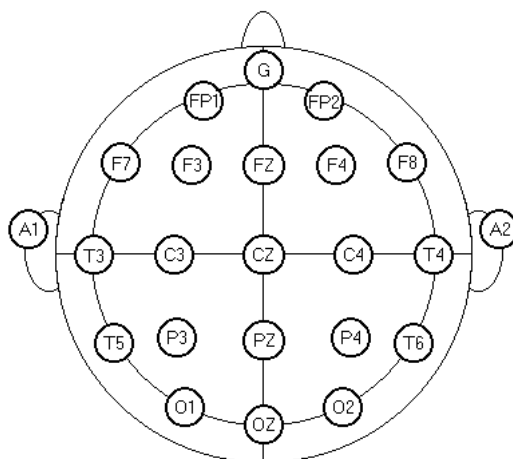
Para realizar um eletroencefalograma são necessários eletrodos capazes de medir as diferenças de potencial em pontos do couro cabeludo com relevância para o estudo em questão. Para possibilitar a repetição de estudos ao longo do tempo e em laboratórios diferentes, a federação internacional de eletroencefalografia e neurofisiologia clínica recomendou a utilização de um sistema standard para colocação dos elétrodos. (DUDA *et al.*, 2000).

Este sistema é conhecido como o sistema internacional 10-20 uma vez que usa 10% e 20% das distâncias entre alguns marcos ósseos para determinar a posição relativa dos elétrodos.

O sistema de numeração do sistema 10-20 (Figura 9), determina que os elétrodos com número ímpar se situam no hemisfério esquerdo e os elétrodos com número par ficam no hemisfério direito. Existe ainda uma letra que designa a área anatômica: F frontal, C central, P parietal e O ocipital.

Este sistema especifica setenta e cinco posições de elétrodos ao longo de cinco planos posteriores e anteriores paralelos à linha central de onze posições (LIAO *et al.*, 2007).

Figura 9 – Sistema de 10 – 20 para colocação de eletrodos.



Fonte: (LIAO *et al.*, 2007).

Antes de executar o EEG, é necessário definir a combinação de elétrodos que vai ser utilizada para adquirir o EEG. A montagem utilizada tem por objetivo a escolha das características que se quer analisar no EEG.

Uma montagem pode ser referencial, quando as diferenças de potencial são medidas entre cada elétrodo e um elétrodo de referência comum (normalmente em zonas com pouca atividade como é o caso do lóbulo da orelha), ou bipolar quando as diferenças de potencial são medidas entre pares de elétrodos.

As montagens bipolares têm especial interesse quando se pretende medir características que se manifestam de forma distinta em cada hemisfério do cérebro. Neste tipo é feita uma montagem em que cada canal mede as diferenças de potencial entre elétrodos de hemisférios diferentes.

Contudo as montagens bipolares apresentam desvantagens na aquisição de potenciais com grande distribuição espacial. O EEG está sendo muito empregada para soluções inovadoras, devido as suas novas possibilidades de integração com o computador, empregando novos métodos é denominado essa tecnologia de Interface Cérebro-Computador.

2.5 Interface Cérebro-Computador

O conceito de Interface Cérebro-Computador (ICC), ou BCI, do inglês Brain-Computer Interface foi definido por Jonathan Wolpaw no Primeiro Encontro Internacional de Tecnologias de ICCs, Nova York em 1999 (WOLPAW *et al.*, 2000). A possibilidade do nosso cérebro controlar um dispositivo apenas com pensamentos é uma opção cada vez mais emergente.

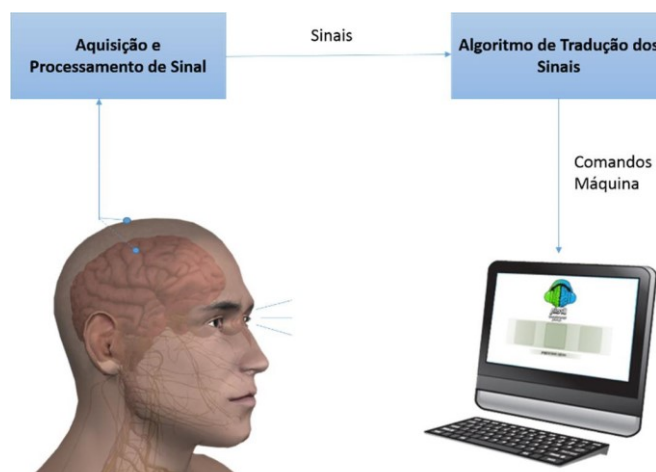
Este é o objetivo da neuro-prostética, a área de estudo responsável por estudar e criar dispositivos conhecidos por Interfaces Cérebro-Computador (ICC) que conseguem captar os sinais que o cérebro emite e transformá-los em comandos de máquina que, por sua vez, refletem as intenções do utilizador (Figura 10) (WOLPAW *et al.*, 2000).

A interface cérebro-computador é uma técnica que utiliza sinais elétricos que podem ser detectados do escalpo, da superfície cortical, ou de áreas sub-corticais cerebrais. Estes sinais são utilizados para ativar dispositivos externos tais como computadores, interruptores ou próteses.

A ICC se distingue pela utilização de dois métodos: o invasivo, ou intracraniano, e o não invasivo, de registros eletrofisiológicos. O método invasivo baseia-se em registros de pequenos ou grandes grupos de neurônios.

Um grande esforço vem sendo realizado para a criação de sistemas de ICC mais ergonômicos pela utilização de novos tipos de interface como voz, visão e outros dispositivos em Realidade Virtual (MACHADO, 2009).

Figura 10 – Funcionamento de uma Interface Cérebro-Computador.



Fonte: (WOLPAW *et al.*, 2000)

Uma ICC é um canal de comunicação e controle que não depende das vias normais de saída do cérebro, dos nervos periféricos e nem dos músculos (WOLPAW *et al.*, 2000). Isto é, através das ICCs é possível interagir com o ambiente apenas com pensamentos.

Os quatro elementos que precisam trabalhar em conjunto para compreenderem e executarem a intenção do utilizador (WOLPAW *et al.*, 2002), são:

- Aquisição de sinal – o sistema capta o sinal proveniente do cérebro;
- Processamento de sinal – conversão da informação em bruto para comandos compreendidos pela máquina;
- Dispositivo de saída – controlado através de funções e comandos que a BCI enviou; e
- Protocolo – regras implementadas para comunicação entre componentes da BCI e entre a BCI e os dispositivos de Saída.

O principal fator de classificação das ICCs diz respeito à técnica usada para captar os sinais emitidos pelo cérebro. Existem dois tipos de ICCs invasivas. Nas *Single Units* cada eletrodo faz leitura de um neurônio em específico. Nas *Multi-Units* cada eletrodo faz leitura de um conjunto de neurônios, aproveitando o fato do cérebro fazer processamento distribuído da informação por vários neurônios. As *Multi-Units* são mais eficientes que as *Single Units*, mas mais difíceis de implementar do ponto de vista técnico (LEBEDEV *et al.* 2006).

As ICCs não invasivas tratam de uma abordagem que já se provou bastante útil no desenvolvimento de formas de comunicação para pessoas paralisadas (FARIAS, 2014). Baseia-

se sobretudo em EEG e tem a grande vantagem de não expor o utilizador aos riscos que uma cirurgia ao cérebro acarreta.

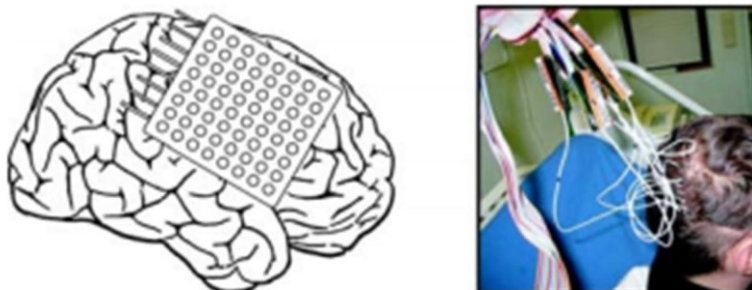
As ICCs invasivas utilizam eléktrodos intracranianos para aquisição dos dados, o que permite um sinal com menos ruído e um alto nível de controle sobre os dispositivos.

As técnicas invasivas são potencialmente perigosas pois requerem a implantação de eléktrodos na matéria cinzenta do cérebro o que pode levar a infeções e lesões teciduais permanentes.

O desenvolvimento na área das ICCs invasivas tem sido feito sobretudo em macacos. Em 2000, num estudo de Wessberg (WESSBERG *et al.*, 2000) foram instalados entre 32 e 96 microeléktrodos em diferentes áreas do córtex motor. Após um período de treino, os macacos conseguiram controlar um dispositivo robótico nas três dimensões.

Uma matriz de 96 microeléktrodos foi implantada com sucesso no córtex motor de um paciente tetraplégico (Figura 11). A intenção de movimento das mãos gerou atividade de grupos de neurónios no córtex motor primário que foi usada para mover um cursor na tela e um braço robótico (HOCHBERG *et al.*, 2006).

Figura 11 – Colocação dos eletrodos no cérebro do paciente.



Fonte: (HOCHBERG *et al.*, 2006).

Para Blankertz, o eletroencefalograma é um registo do sinal elétrico gerado pela ação cooperativa dos neurónios ou, de forma mais precisa, a sequência temporal dos potenciais extracelulares de campo gerados pela sua ação síncrona (BLANKERTZ *et al.*, 2003).

O EEG pode ser analisado como um potencial evocado por um estímulo externo ou analisado na ausência de estímulo externo, designando-se por EEG espontâneo ou potencial espontâneo.

Os potenciais evocados dizem respeito ao registo do EEG que se deve a uma resposta a um estímulo e podem ser divididos em exógenos e endógenos. Os exógenos ocorrem até cerca de 100ms após a estimulação e dependem de propriedades da estimulação (ruído, intensidade, etc.). Os potenciais endógenos ocorrem depois dos 100ms após a estimulação e dependem das

características comportamentais relacionadas com o estímulo em si (entusiasmo, aborrecimento, etc.). Os dois tipos de sistema mais utilizados são o P300 e o SSVEP.

Os potenciais P300 são uma série de picos positivos que surgem de forma espontânea no EEG, devido a um estímulo infrequente que se encontra entre vários estímulos frequentes. Estes estímulos podem ser visuais, auditivos ou sensoriais. Esta resposta surge na região parietal do couro cabeludo, 300ms depois de o estímulo infrequente ser percebido pelo utilizador (DONCHIN *et al.*, 1970). Alguns estudos demonstram que quanto mais infrequente é o estímulo, maior é a amplitude do pico gerado como resposta (POLICH *et al.*, 1996). Dado que a resposta ao estímulo é originada involuntariamente, não é necessário qualquer tipo de treino para utilizar ICCs baseadas em potenciais evocados do tipo P300. Mas a eficácia deste tipo de ICCs pode ser afetada, caso o utilizador se habitue aos estímulos infrequentes (RAVDEN *et al.*, 1999).

A maior parte dos sistemas que utilizam P300 usam estímulos visuais. Mas, em caso de pessoas invisuais, é possível serem usados estímulos auditivos (FURDEA *et al.*, 2009). Outro membro da família dos sistemas ERP são os sistemas de potenciais evocados visuais em estado estacionário (SSVEP) (BEVERINA *et al.*, 2003). Na maioria dos casos, os SSVEPs são desencadeados pela apresentação ao utilizar-se de um estímulo visual modulado com um sinal periódico, normalmente, em frequências superiores a 5Hz. O sinal periódico do estímulo pode ser observado nos sinais cerebrais medidos. Os sistemas SSVEP utilizam elétrodos posicionados na região occipital do couro cabeludo (SHAN *et al.*, 2006) e cobrem uma largura de banda muito estreita que corresponde ao estímulo efetuado. Por essa razão, os estímulos são muito fáceis de serem detectados (LOPEZ *et al.*, 2009).

Já os potenciais espontâneos, são sinais controlados voluntariamente pelo utilizador que dispensam estimulação externa e acompanham o estado cognitivo do utilizador. De todos os potenciais espontâneos, o mais utilizado é o ritmo sensório-motor. Além deste, outros sinais neurofisiológicos, como potenciais corticais lentos e sinais cognitivos não-motores, também são utilizados.

Os ritmos cerebrais relacionados a ações motoras como, por exemplo, o movimento dos membros. Estes ritmos são gerados no córtex motor e são controlados voluntariamente pelo utilizador. As conhecidas duas formas de controle de ritmos sensório-motor em ICCs: o condicionamento operante e a imaginação de movimentos. No condicionamento operante o utilizador aprende a modular voluntariamente a amplitude dos seus ritmos sensório-motores através de um treino intenso (VAUGHAN *et al.*, 2006).

Já a imaginação de movimentos funciona com o simples imaginar de movimentos das mãos e pés. O sinal que é produzido pela imaginação do movimento possui características

temporais, espaciais e de frequência bem determinadas, o que faz com que a máquina as identifique corretamente (PFURTSCHELLER *et al.*, 2006).

2.6 Dispositivo Emotiv Epoc

Os dispositivos que lidam com interação EEG têm o objetivo principal de permitir às coletas e digitalização dos sinais cerebrais EEG por meio de sensores.

O EPOC é um dispositivo de interfaceamento entre cérebro e computador, E considerado um *neuroheadset* de aquisição e processamento de sinais cerebrais com multicanal (Figura 12). Ele conta com 14 sensores para sintonizar sinais elétricos produzidos pelo cérebro afim de detectar pensamentos, sentimentos e expressões faciais dos usuários (EMOTIV, 2016).

Este dispositivo, apresentado em 2007 pela empresa australiana Emotiv, está à venda desde 2009 como um eletroencefalógrafo portátil. Faz parte dos primeiros dispositivos de baixo custo lançados no mercado. Uma das suas características mais relevantes é ser constituído por 14 elétrodos, estes elétrodos apresentam uma frequência de amostragem de 64 Hz.

Figura 12 – Dispositivo Emotiv Epoc.



Fonte: (EMOTIV, 2016).

Por outro lado, comparando com dispositivos hospitalares ou de investigação médica, estes valores ficam muito aquém das expectativas. Um aparelho de EEG hospitalar apresenta, em média 19 elétrodos, e um dispositivo de investigação clínica pode chegar a quase 4 vezes este valor. Paralelamente, a taxa de aquisição de sinais dos dispositivos mais potentes existentes na atualidade atinge os 500 Hz.

Contudo, o número de elétrodos e a frequência de amostragem do Epoc permitem a detecção das ondas EEG com mais aplicações médicas, podendo apenas estar mais sujeito a artefatos do que um aparelho hospitalar ou de investigação de topo de gama. Embora não seja necessária a utilização de gel condutor, o que é obrigatório em leituras eletroencefalográficas hospitalares, os elétrodos deste aparelho necessitam de ser umedecidos antes de cada utilização.

Este aspecto pode ser considerado uma desvantagem, já que existem alternativas existentes no mercado que funcionam com elétrodos secos, embora o umedecimento seja rápido e apenas se utilize uma solução salina semelhante ao líquido para lentes de contato.

Uma das funcionalidades exclusivas ao EPOC é a presença de um giroscópio de dois eixos, o que permite a detecção da rotação da cabeça do utilizador, bem como a eliminação do possível ruído proveniente deste tipo de movimentos.

Um aspecto que se tornou norma neste tipo de dispositivos, estando presente neste caso, é o funcionamento sem fios o que, permite um elevado grau de liberdade na sua utilização.

Esta liberdade é também aumentada pela presença de uma bateria de lítio capaz de 12 horas de atividade, tornando este dispositivo bastante portátil e independente. A facilidade de instalação num computador comum é uma prioridade óbvia, recorrendo a uma USB (universal serial bus) para o efeito, sem se necessitar de drivers adicionais para a ligação.

2.10.1 Módulo Cognitivo do Emotiv Epoc

Ao nível da detecção de pensamentos, o EPOC não pode ser comparado a um leitor de mentes da “ficção científica”, já que apenas associa determinados padrões cerebrais a operações computacionais. Ou seja, o aparelho não interpreta os nossos sinais cerebrais, apenas os detecta e quantifica. Nesta funcionalidade também se recorre a padrões eletromiográficos para permitir a criação de comandos mais sensíveis e únicos.

É, portanto, necessária uma calibração para qualquer novo utilizador, sendo os utilizadores recorrentes aconselhados a repetir este processo para uma melhor adaptação e reconhecimento (EMOTIV, 2016).

Atualmente, está presente no software disponibilizado com o dispositivo a possibilidade de se associar padrões mentais com direções espaciais: esquerda, direita, cima, baixo e frente, vários tipos de rotações, puxar um objeto ou até fazê-lo desaparecer.

Quando devidamente calibradas, é possível detectar até 4 destas ações simultaneamente, embora se note um ligeiro atraso devido à complexidade dos algoritmos utilizados.

2.10.2 Módulo Afetivo do Emotiv Epoc

O EPOC permite detectar emoções tais como o entusiasmo, frustração e engajamento. Porém, estudos demonstram que essas funcionalidades estão ainda pouco aperfeiçoadas, verificando-se por vezes uma baixa correlação entre as emoções reportadas por utilizadores e as emoções detectadas pelo dispositivo.

Devido ao elevado grau de personalidade ligado a esta tarefa, a própria empresa admite que os valores base para cada emoção possam não corresponder à realidade de todos os utilizadores.

Por fim, é de notar que os algoritmos utilizados para a detecção dos níveis emotivos não são open source, estando oculto o método de como cada resultado emotivo é calculado (EMOTIV, 2016).

2.10.3 Expressões faciais

A funcionalidade com melhor feedback neste momento é a detecção de expressões faciais (MATLOVIC *et al.*, 2016). A possibilidade de detectar variados tipos de expressões com uma elevada taxa de sucesso e rapidez torna esta funcionalidade num dos principais pontos fortes deste aparelho.

Expressões como diferentes tipos de sorrisos, gargalhadas, cerrar os dentes, a posição dos olhos, sobrancelhas ou pálpebras, incluindo o pestanejar, podem ser detectadas e associadas a comandos num computador. Uma descrição mais completa dos movimentos detectados está apresentada na Tabela 3.

Tabela 3 – Expressões faciais disponíveis para detecção no *Emotiv EPOC*.

Parte inferior da face	Parte superior da face	Movimentos oculares
Sorriso lado esquerdo	Elevar as sobrancelhas	Olhar para a esquerda
Sorriso lado direito	Franzir a sobrancelha	Olhar para a direita
Sorriso completo		Piscar o olho esquerdo
Gargalhada		Piscar o olho direito
Cerrar a mandíbula		Pestanejar

Adicionalmente, é possível ajustar a sensibilidade, mostrado na Figura 13, a cada um destes tipos de ação, permitindo uma melhor adaptação a cada utilizador.

Tal como a detecção cognitiva ou emotiva, esta detecção pode ser treinada para aumentar a sua fidelidade. Embora venha preparada com valores de origem, a aplicação pode ser melhorada e adaptar-se a cada utilizador (BREEN, 2008).

Em sistemas com interface ICC, as ferramentas são implantadas para manipular a atividade do cérebro e produzir sinais que possam ser utilizados para controlar computadores ou dispositivos de comunicação (TAN *et al.*, 2010).

Apesar de existirem outras técnicas de detectar atividade cerebral, tais como magnetoencefalografia e formas de ressonância magnética, os dispositivos baseados em EEG são mais portáteis e baratos (STAMPS *et al.*, 2010).

Na vida real, a implementação dessa tecnologia tem valor em sistemas de entretenimento e dispositivos de assistência à deficiência, para reduzir cuidados prestados (AL-HUDHUDA *et al.*, 2014).

Figura 13 – Usuário com Emotiv Epoc



Fonte: (EMOTIV, 2016)

Alguns trabalhos acadêmicos utilizam o mencionado dispositivo para se conectar com a ferramenta Matlab (LIU *et al.*, 2012), comandar um avatar através de um labirinto (CHUMERIN *et al.*, 2013), controlar os movimentos de um braço protético motorizado (SEQUEIRA; DIOGO; FERREIRA, 2013), entre outros.

2.7 Sumário e Conclusões

Este capítulo apresentou os conceitos de Deficiência, Interface Cérebro Computador e Realidade Virtual, explanando as definições, possibilidades e alcances dos temas e relatando as características a fim de subsidiar a construção de um protótipo para treinamento de cadeirantes com deficiência visual. Cabe ressaltar que o foco deste trabalho é o desenvolvimento de uma nova ferramenta para o processo de treinamento, especialmente de cadeirantes afetados na locomoção e visão, características não contempladas nas soluções avaliadas.

Este capítulo também apresentou os principais conceitos, princípios e funcionamento do Áudio 3D. Explicando as classificações qualitativa da tecnologia e métodos de aplicação na área da Realidade Virtual. Em se tratando de usuários com deficiência visual, esta tecnologia tem grande potencial de suporte no desenvolvimento de Ambientes Virtuais de treinamento, contribuindo para uma melhor imersão do usuário.

Percebeu-se que apesar de alguns pesquisadores se preocuparem em utilizar o recurso auditivo em AVs, não se pôde encontrar com facilidade trabalhos que utilizem este recurso especificamente para AVs treinamento de cadeirantes com deficiência visual. Sendo assim, existe uma lacuna a ser preenchida em relação ao uso de sons nestes ambientes. No decorrer da pesquisa foram encontradas algumas dificuldades e uma delas foi obter referências sobre o uso do áudio para cadeirantes com deficiência visual, pois a maioria das referências foca no uso do áudio em Ambientes Virtuais para usuários saudáveis, não considerando o uso da tecnologia de RV nestes casos.

Assim, o uso efetivo de sons em AVs é um aspecto ainda pouco explorado, pois acredita-se que inúmeras aplicações possam se beneficiar com este recurso.

Se em um sistema de RV for possível integrar as informações visuais com as sonoras, poderá ser aumentada a percepção por parte do utilizador do AV envolvente, bem como a sua capacidade de imersão. O próximo capítulo apresenta os trabalhos relacionados com esta pesquisa. Muitos desses trabalhos fazem uso das tecnologias e conceitos abordados neste capítulo.

Capítulo 3

Trabalhos Relacionados

3.1 Introdução

Este capítulo apresenta trabalhos relacionados com esta pesquisa. Estes trabalhos utilizam diferentes métodos para auxiliar cadeirantes a controlar uma cadeira de rodas, com a finalidade de locomoção. Alguns trabalhos utilizam sinais cerebrais (EEG) como forma de controle. Para esta revisão, foram considerados critérios específicos que, por sua vez, foram identificados como requisitos essenciais para se construir um sistema computacional para o fim de treinamento de cadeirantes com deficiência visual.

Por fim, o capítulo apresenta um resumo das principais características dos trabalhos estudados e apresenta as limitações encontradas que motivaram o desenvolvimento do sistema proposto no Capítulo 4.

3.2 Critérios para avaliação

O objetivo deste tópico é apresentar os critérios que nortearam a escolha dos sistemas relacionados com esta pesquisa. Como mencionado, este trabalho tem como objetivo promover uma solução de reabilitação para cadeirantes com deficiência visual.

Portanto, a finalidade desta revisão é elucidar as vantagens e desvantagens dos trabalhos relacionados a fim de apresentar melhorias para pacientes que tem a privação da locomoção e visão. Os critérios foram identificados por meio de pesquisa bibliográfica e entrevistas com profissionais de saúde e uma cuidadora de um indivíduo cadeirante e deficiência visual. Os critérios adotados são apresentados a seguir:

1. **Suporte ao Treinamento/Simulação em Realidade Virtual para Cadeirante:** O sistema faz uso de um Ambiente Virtual (AV) para treinamento de cadeirantes. Este critério foi adotado devido à crença de que um AV proporciona um ambiente mais natural e intuitivo para o treinamento (ALBELLARD *et al.*, 2012).
2. **Quantidade de movimentos controlados:** O sistema dispõe da função de guiar o movimento no Ambiente Virtual. Este fundamento foi organizado para utilização nos Ambiente Virtues, definindo as direções: direita, esquerda, frente, trás e parar (PALMOM *et al.*, 2011).

3. **Suporte ao EEG:** O sistema faz dos sinais cerebrais (EEG) um mecanismo de interação com AV, que interage, sem a necessidade de mecanismo artificiais, como mouse, teclado ou joystick. Este critério proporciona uma integração mais natural na locomoção de cadeirantes (BAGACINA *et al.*, 2014), (KAUFFMAN *et al.*, 2015) (ABIYEV *et al.*, 2015) (RANI *et al.*, 2015) (AKILA *et al.*, 2015) (KIM *et al.*, 2016).
4. **Feedback ao usuário:** O sistema faz uso do recurso de informar ao usuário qualquer circunstância que ocorra durante a interação no Ambiente Virtual. Este critério foi adotado devido a importância de fornecer informação ao usuário, como um requisito necessário de monitoração e orientação no Ambiente Virtual (MULLONI *et al.*, 2012).
5. **Implementação do Áudio 3D:** O sistema utiliza fontes sonoras físicas e virtuais. Fornecendo ao usuário a sensação de localização das fontes sonoras. Este critério foi aplicado no Ambiente Virtual, depois de entrevistas com profissionais da área da saúde.
6. **Suporte ao cadeirante com deficiência visual:** Os sistemas atuais não contemplam este requisito (TREVISAN *et al.*, 2011), porque envolvem a interação natural no Ambiente Virtual. Este fundamento foi empregado depois de entrevistas com profissionais da área da saúde e a cuidadora de um usuário cadeirante com deficiência visual.

3.3 Estudo comparativo dos trabalhos relacionados

Nesta seção, foram analisados trabalhos que abordam iniciativas para a locomoção de cadeirantes de forma acessível, funcional e favorável ao indivíduo com foco em pacientes deficientes que utilizam os sinais cerebrais EEG para movimentação dos cadeirantes.

3.3.1 Projeto Controle Periférico EEG

Bagacina (2014) desenvolveu um projeto para controlar uma cadeira de rodas. Nesta pesquisa, o objetivo principal é melhorar a qualidade de vida de pessoas com deficiência física. Foi desenvolvida uma aplicação de Interface Cérebro Computador integrada ao *neuroheadset Neurosky MindWave* para capturar as ondas cerebrais na parte frontal do cérebro e enviar os sinais para o processamento por meio de um computador.

Os sinais cerebrais foram armazenados, identificados e classificados conforme os padrões de sinais EEG e em seguida aplicada a técnica transformada de Fourier (FTT) no

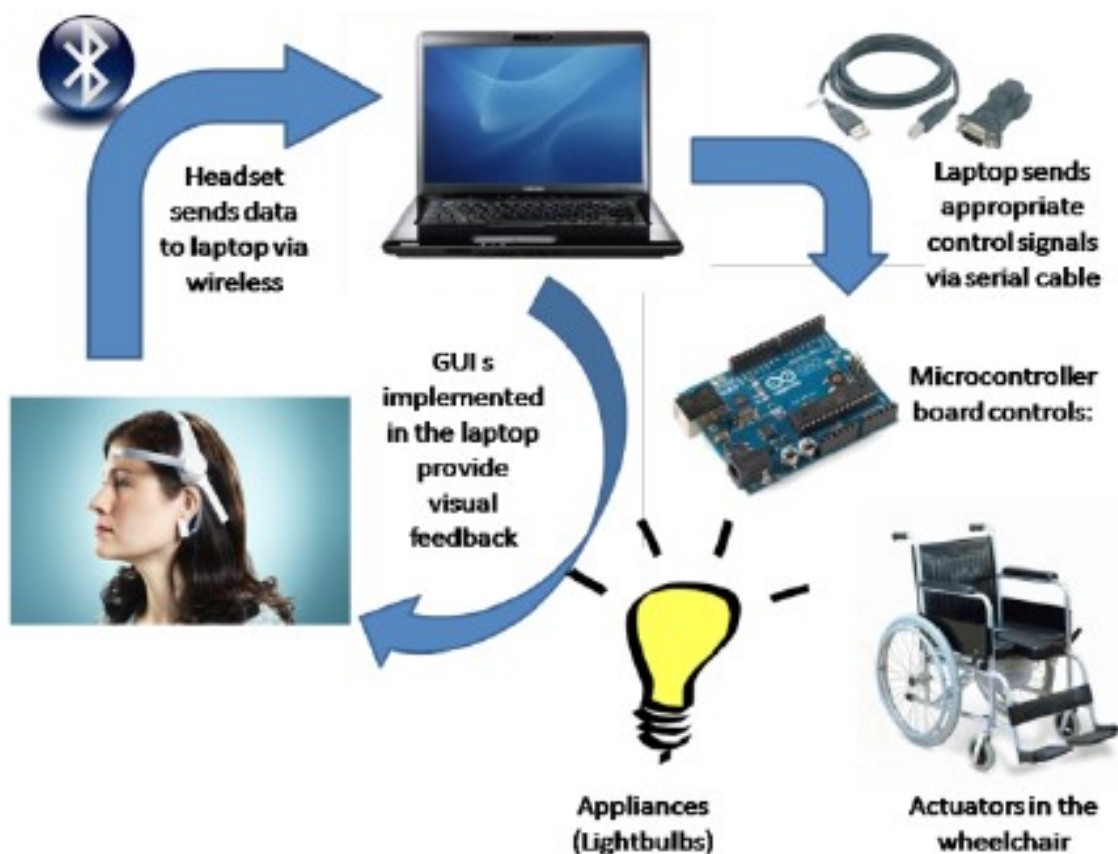
processamento dos sinais com o suporte do software Matlab, para aplicação dos filtros. Em seguida, a classificação dos sinais EEG coletados são transformados em comandos.

Entretanto, este sistema suporta apenas o movimento de ir para frente. Portanto, o sistema tem um comportamento relativamente simples, onde o movimento foi programado para ser executado baseados em apenas uma expressão facial.

Isto ocorre devido a limitação de implementação de controle e confiabilidade na detecção e execução o movimento. Assim, a liberdade de movimentos é reduzida, comprometendo a navegabilidade.

A arquitetura demonstrada na Figura 14 exibe a interação entre os componentes do sistema.

Figura 14 – Arquitetura funcional do projeto.



Fonte: (BAGACINA *et al.*, 2014).

Outra limitação encontrada é que a arquitetura não suporta a integração com uma interface gráfica. Tal fato limita a habilidade de interação do cadeirante com o Ambiente Virtual. Do mesmo modo, a arquitetura não foi projetada para funcionar de modo síncrono. Portanto, o sistema não opera em tempo real, o que reduz a possibilidade de uma simulação mais realista.

3.3.2 Wheelchair Tactually System

Kaufmann e Herweg (2015) desenvolveram o Wheelchair Tactually System com foco em indivíduos com doença degenerativa. Neste caso, o avanço da doença ocasiona o uso da cadeira de rodas por alcançar um nível de deficiência severa. Como consequência, alguns cadeirantes não conseguem utilizar um joystick para controlar a cadeira de rodas (KAUFFMANN *et al.*, 2015).

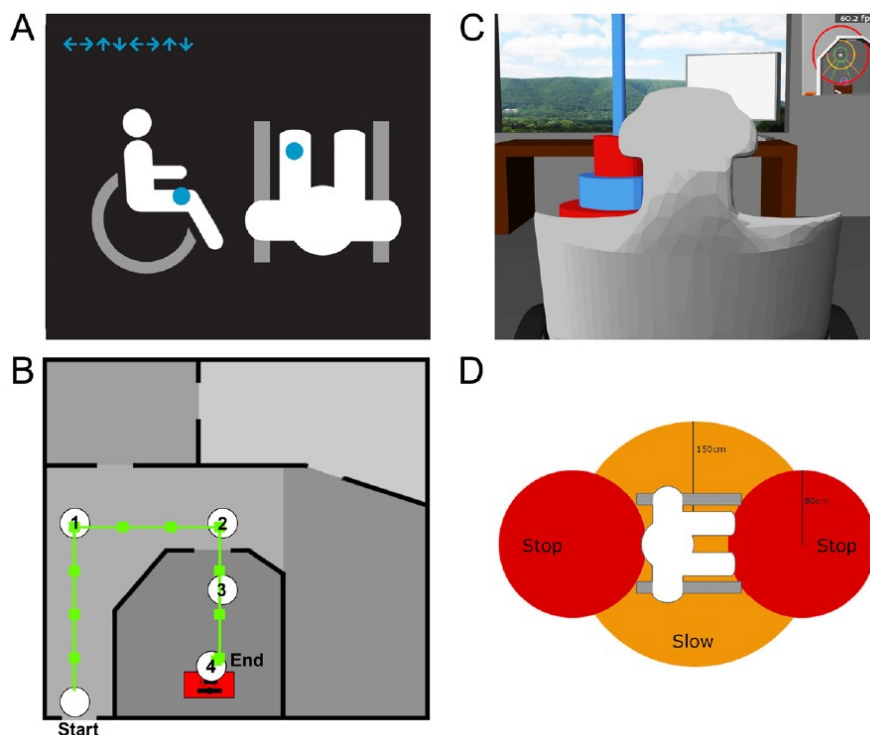
O Wheelchair Tactually System é uma solução composta de hardware, software e sensores digitais. O WTS possui um Ambiente Virtual 3D projetado em Blender, onde foram modelados um único piso com 4 quartos e vários objetos.

O AV utiliza Brain-Computer-Interface chamada de BCI2000, integrado com componentes digitais e sensores com 8 módulos táteis anexados ao corpo dos usuários, onde serão capturados as vibrações mais e 16 eletrodos passivos (gTec Engineering GmbH) para capturar os sinais cerebrais.

A primeira fase consiste na calibração com tarefas pré-definidas. O principal objetivo é dar uma volta ao redor do edifício 3D construído. A cadeira de rodas está equipada com sensores de colisão imitando o comportamento de uma cadeira de rodas inteligente. Esse sistema de colisão foi implementado utilizando a Engine Panda3D API com checkpoints pré-definidos no Ambiente Virtual. A inclusão deste recurso fez com que a velocidade dos movimentos diminuísse em 50% (KAUFFMANN *et al.*, 2015).

Antes de iniciar o experimento com o Wheelchair Tactually System, os participantes são instruídos no equipamento tátil, onde os têm a possibilidade de ajustar a posição do equipamento. Para familiarizar os participantes com o mapa e os controles principais do Ambiente Virtual, eles utilizam um teclado para mover a cadeira de rodas durante a preparação. Essa fase é chamada de calibração e ocorre uma vez para cada participante, durando 10 minutos. Ali, o usuário recebe 15 estímulos em sequência, por 8 vezes, afim de classificar as ondas cerebrais com o movimento que será executado.

Entretanto, o sistema utiliza joystick e mouses para navegar como forma de apoio, em função do perfil de seu usuário. Assim, as regras de controle e navegação são implementadas sem dar feedback ao usuário. Também não utiliza recursos sensoriais para melhorar o engajamento. Além disso, não suporta a livre escolha dos movimentos mesmo tendo uma rota objetiva em conjunto com a interface do sistema, conforme apresentado na Figura 15.

Figura 15 – Interface Visual do Sistema WTS.

Fonte: (KAUFFMANN *et al.*, 2015).

De acordo com o projeto, os recursos avançados de controle dos movimentos, velocidade e técnicas de classificação dos sinais não foram implementados na versão apresentada do WTS. Além do mais, a arquitetura cliente-servidor funciona em dois modos simultâneos: síncrono e assíncrono. Esta conduta afetou a performance funcional do sistema.

3.3.3 Brain Based-Control of Wheelchair

Abiyev desenvolveu o Brain Based-Control of Wheelchair (Figura 16) e tem como objetivo controlar uma cadeira de rodas, por meio de uma Interface 2D (ABIYEV *et al.*, 2015).

O projeto apresenta uma arquitetura de controle compartilhado em 4 camadas: Aquisição, Classificação, Controle e Ação. Utiliza o *neuroheadset* Emotiv Epoc BCI não-invasivo, usando as expressões faciais como estímulo, conectado a um computador, onde são efetuadas as classificações por algoritmo de Redes Neurais, baseado no emocional para o controle unidirecional da cadeira de rodas.

Os motores suportam 3 movimentos (direita, esquerda e a frente). Integrados a uma interface 2D, com e movimentação de baixa velocidade adequada a ambientes indoor. O processo é assíncrono.

Figura 16 – Cadeira de Rodas do Projeto BBCW.



Fonte: (ABIYEV *et al.*, 2015)

A classificação dos sinais cerebrais emprega a técnica de classificações SVM (Support Vector Machine) de redes neurais para a classificação antes de enviar os comandos de execução dos movimentos da cadeira de rodas (frente, direita, esquerda).

No entanto, o projeto focou seus esforços em normalizar os sinais EEG aplicando 3 métodos de classificação: SVM, Bayesiana e Árvore Randômica. A implementação tem o intuito de diminuir a quantidade de dados na entrada de 256 para 128 unidades. Em seguida, são normalizados os sinais de cada canal capturado. Uma Fast Fourier Transform (FFT) é aplicada para descobrir a frequência de cada sinal EEG. Finalmente, o resultado da combinação de todos os canais são interpretadas.

Contudo, a camada de classificação apresenta dificuldades na utilização dos dados classificados entre a fase de treinamento e movimentação real. Devido a utilização dos dados emocionais, gerou-se inconvenientes com treinamentos de comandos afetivos (emocionais) e são passíveis a distrações. O trabalho evidenciou efeitos negativos da utilização dos sinais emocionais porque eleva a obrigação do nível de concentração para acertos dos movimentos voluntários. Desta forma, identificou-se que o mesmo acionava os motores da cadeira de rodas de forma involuntária. Além disso, outro fator importante é a ausência do suporte a pacientes reais de locomoção, como os cadeirantes com deficiência visual. Finalmente, os requisitos de controle de navegação, feedback ao usuário e ambientes de simulação não foram mencionados no sistema, esses itens poderiam melhorar experiência do usuário.

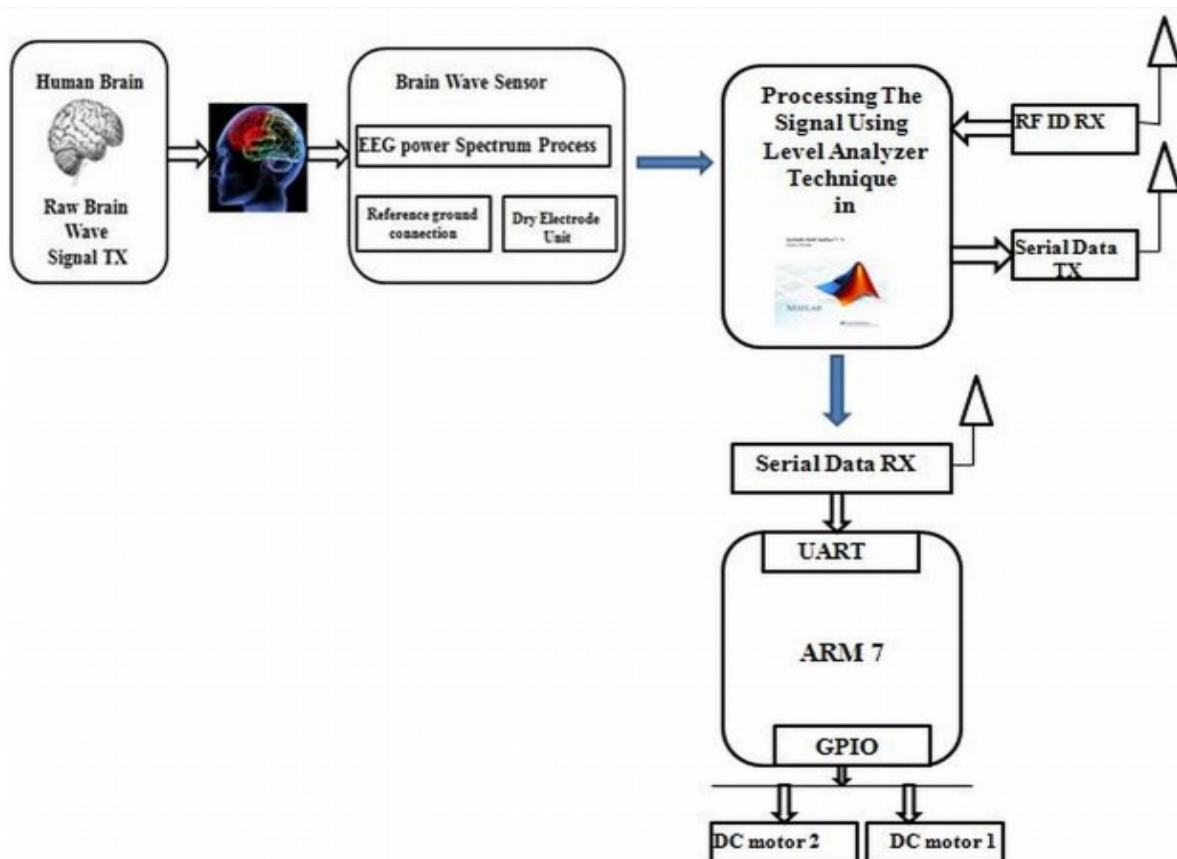
3.3.4 EEG Robotic Wheelchair Project

Em 2015, os pesquisadores Rani e Umamakeswari (RANI *et al.*, 2015) desenvolveram o “EEG Robotic Wheelchair Project” com o objetivo de criar um dispositivo de assistência a mobilidade para pessoas deficientes e idosos.

Neste trabalho foi desenvolvida uma integração entre a Interface BCI e a cadeira de rodas. Foi utilizado o *neuroheadset* NeuroSky junto ao componente P300 para análise dos sinais. A metodologia proposta consiste em uma arquitetura dividida em três módulos, conforme representado na Figura 17. Os módulos foram denominados: BCI System Module, Data Processing Module e Robotic Wheelchair Module. O módulo BCI captura os sinais cerebrais (EEG) e são enviadas ao modulo de processamento com suporte do Matlab, onde os sinais são pre-processados pela ferramenta ThinkGear e aplicadas as técnicas de análises.

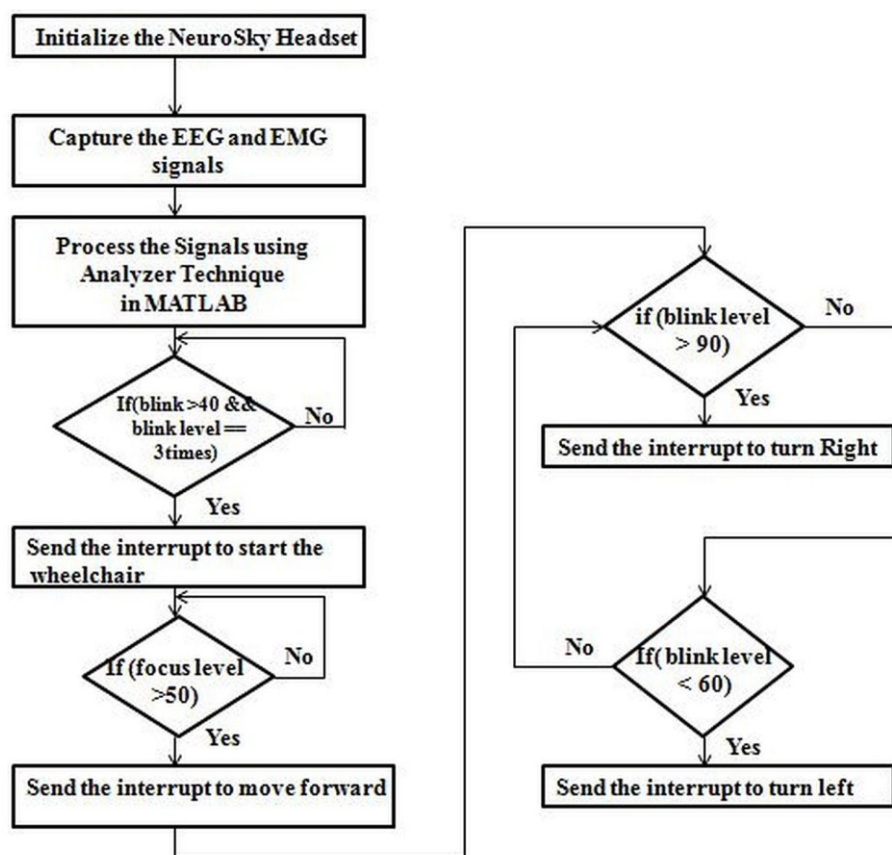
Porém, o sistema possui uma interface gráfica limitada, não fornecendo informação de orientação aos usuários para validação dos movimentos voluntários. Mas, o sistema “EEG Robotic Wheelchair” está focado em obter o sinal neural de atenção e piscadas dos olhos para mover a cadeira de rodas, usando um único canal com o sensor de captura dos sinais EEG. A Figura 18, exemplifica o processo passo a passo.

Figura 17 – Camadas e comunicação dos Módulos do Projeto.



No entanto, este sistema também funciona no modo assíncrono, limitando a interação e navegação dos usuários.

Figura 18 – Fluxo de funcionamento do sistema EEG Robotic Wheelchair.



Fonte: (RANI, 2015).

A principal contribuição deste projeto foi agregar um processador ARM7 7 (LPC2148) ao novo circuito controlador para receber os sinais EEG, via módulo RF. Após o processamento dos sinais, são encaminhados os comandos ao motor para acionamento (frente, tras, direita e esquerda).

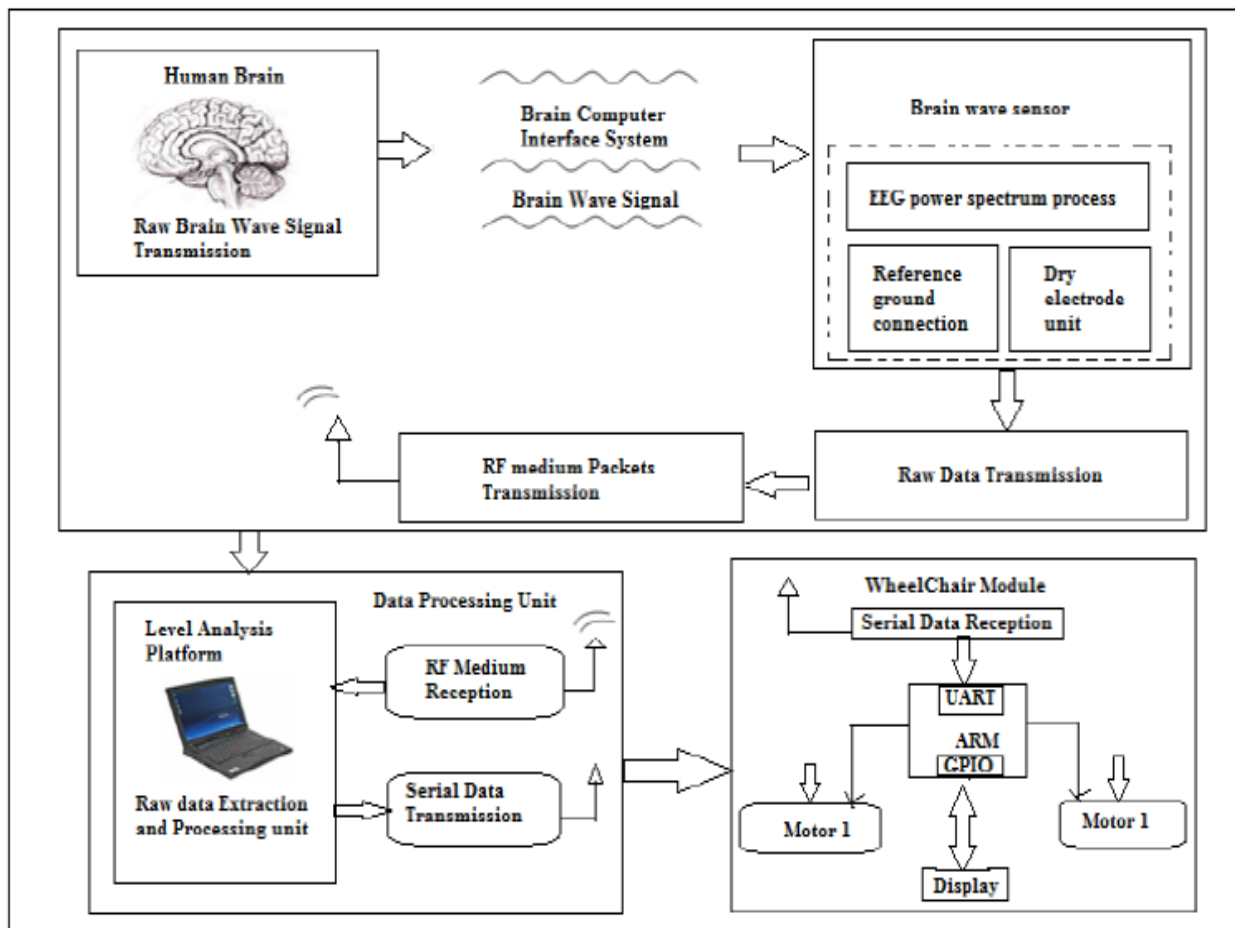
3.3.5 Wheelchair System Low

Os pesquisadores Akila, Sathiyasekar e Suresh em 2015 (Akila *et al.*, 2015), desenvolveram uma proposta de uma cadeira de rodas de baixo custo para auxiliar pessoas deficientes e idosos na atividade de locomoção. Um dos objetivos da proposta é a utilização de mais sentidos capturados para ajudar na movimentação voluntária do cadeirante ou idoso utilizando as piscadas dos olhos, centrado no nível de atenção e meditação do usuário.

O Wheelchair System tem como ponto central os métodos de controle aplicados em particular nos movimentos. Também possui uma arquitetura de controle compartilhada, utilizando o *neuroheadset* NeuroSky com um único sensor de captura.

Esse singular canal recebe os sinais brutos onde serão transmitidos para o computador onde fica o SDK nativo do dispositivo para processamento dos sinais e a classificação, conforme representado na Figura 19.

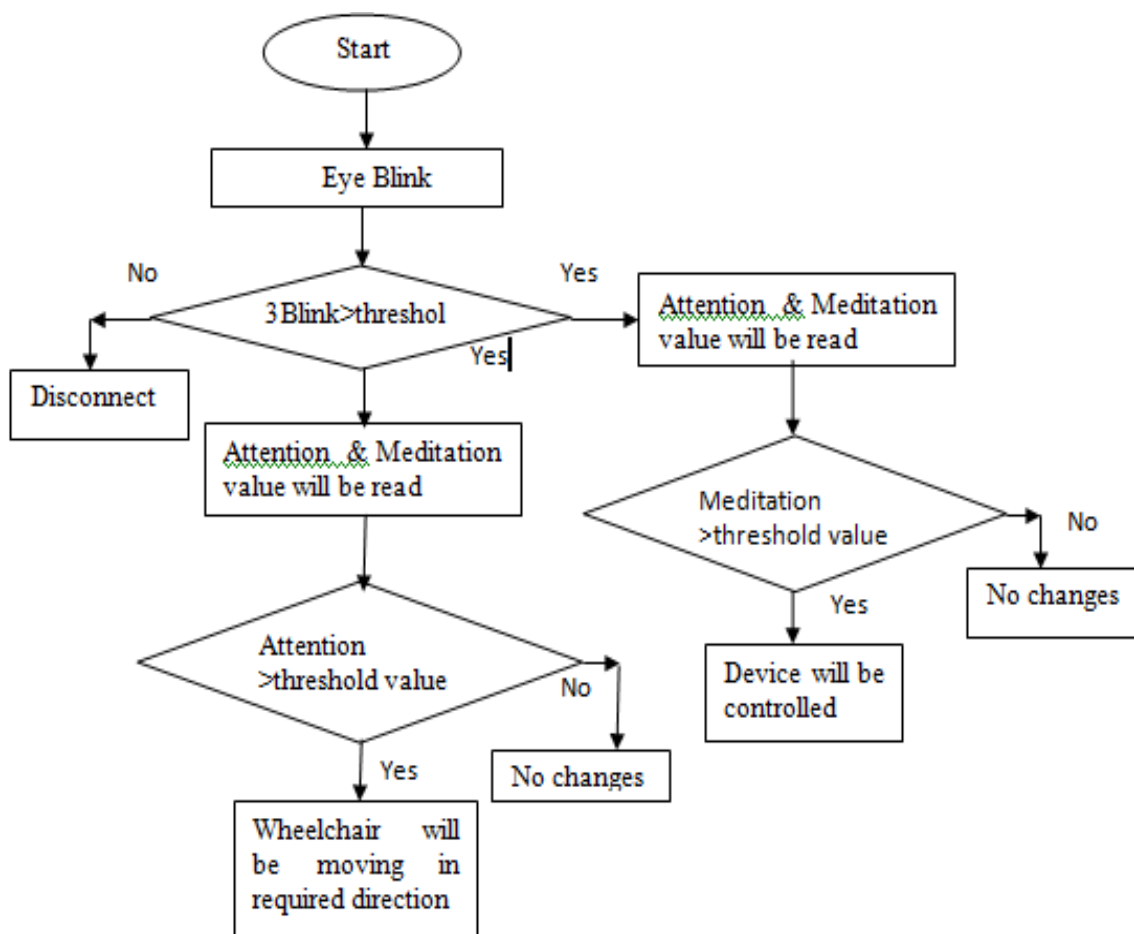
Figura 19 – Arquitetura do Projeto Wheelchair System Low Project.



Fonte: (AKILA *et al.*, 2015)

A arquitetura construída baseia-se em três módulos como: BCI, Data Processing Unit e Wheelchair.

Neste ponto, são estabelecidas as regras de execução e funcionamento do sistema para efetuar os movimentos de locomoção, seguindo as regras demonstrada no diagrama de bloco (Figura 20), que estabelece a piscada dos olhos e em paralelo o nível de atenção e meditação demonstrando uma estrutura de controle complexa e não suficiente para efetuar os movimentos, apresentando uma desvantagem para validação do movimento.

Figura 20 – Condição de Controle da Cadeira de Rodas.

Fonte: (AKILA *et al.*, 2015)

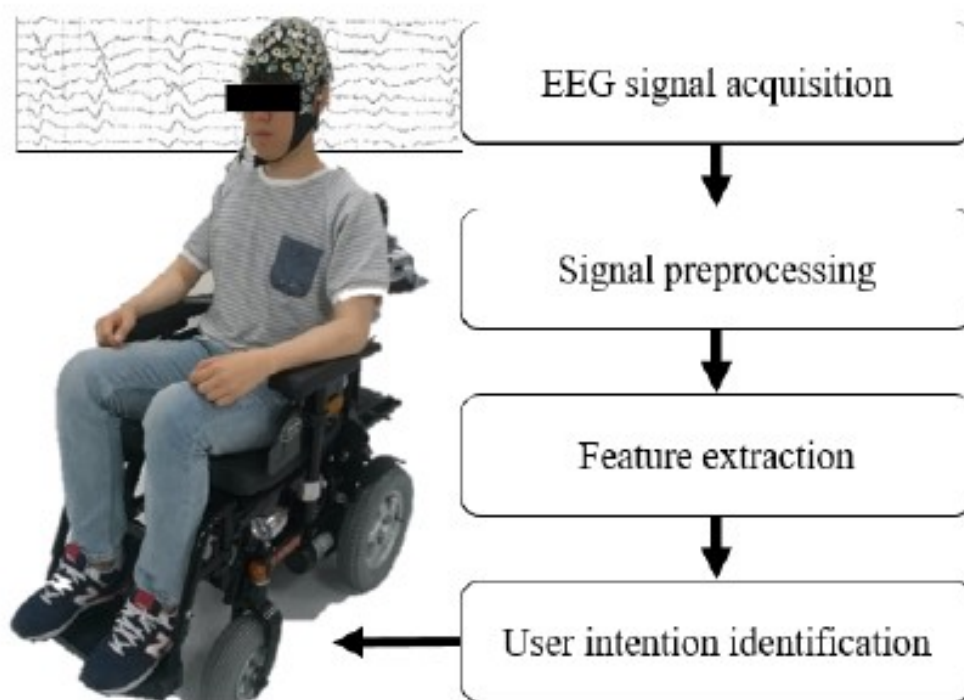
De fato, uma desvantagem é a utilização de apenas um eletrodo. Deste modo, não é suficiente para captar outros sinais EEG. Isto inviabiliza a captura de mais ondas cerebrais para ter mais opções e alternativas com possibilidade de movimento de forma mais abrangente.

3.3.6 Vibro-tactile Driving System

O sistema “Vibro-tactile Driving System” é uma aplicação BCI que utiliza SSSEP (Steady-State Somatosensory Evoked Potential) para ajudar na locomoção por meio de uma cadeira de rodas, com o suporte dos sinais EEG e sentidos sensoriais vibro-tátil para os movimentos (KIM *et al.*, 2016).

O sistema foi criado com a perspectiva de analisar os sinais cerebrais em conjunto com o vibro-tátil, em uma arquitetura, conforme demonstrado na Figura 21, composta de 4 níveis: 1) Aquisição de sinal, 2) Pré-processamento dos sinais; 3) Funcionalidade de Extração e 4) Identificação da intenção do usuário.

Figura 21 – Framework do Vibro-tactile Driving System.



Fonte: (KIM *et al.*, 2016).

A captura dos sinais utilizou o dispositivo BrainAmp, com o sistema internacional de colocação de eletrodos 10 – 20 (KIM *et al.*, 2016), conforme apresentado na Figura 7.

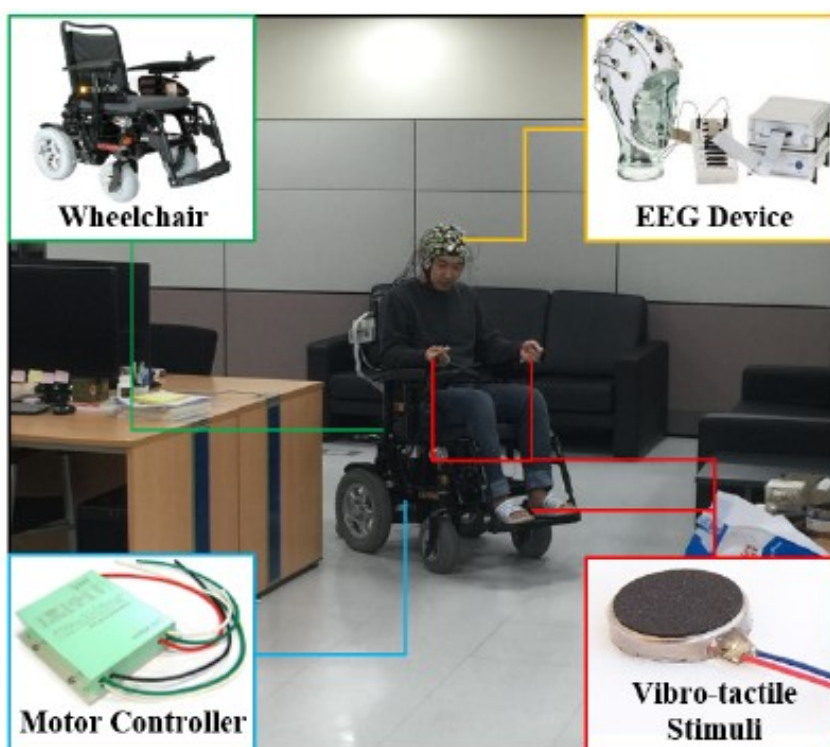
Em conjunto com o transdutor, que transforma o estímulo vibro-tátil em frequência de 13 HZ para 35 HZ, em intervalos de 2 segundos, estão normalizados e combinados os sinais EEGs bruto, por meio Análise de discriminantes Lineares (LDA). Este método que melhorou a performance das classificações.

Durante a pesquisa, identificou-se que o contato tátil e as vibrações podiam ser utilizados como estímulo para o cérebro como meio a validar a intenção dos movimentos voluntários em determinado sentido. exemplo: direita, esquerda e a frente.

No entanto, quando o cérebro recebe um estímulo vibro-tátil de forma periódica dentro de uma frequência específica, provoca o sistema nervoso central gerando atividades rítmicas consequentemente fazendo os neurônios agir e aumentar o nível de distração do usuário.

A Figura 22 apresenta uma visão geral da cadeira de rodas projetada, que apresenta desvantagens na utilização dos requisitos sensoriais em sua abordagem, agregando menor controle e confiabilidade na navegação.

Figura 22 – Condição de Controle da Cadeira de Rodas.



Fonte: (KIM *et al.*, 2016).

Em suma, o sistema funciona de modo síncrono, com critérios para movimentação, mas não contempla o feedback aos usuários ou até mesmo uma interface aos usuários como forma de validação e acompanhamento dos usuários.

Mas, a principal desvantagem deste sistema é que não pode ser utilizado por cadeirantes com deficiência visual, pois os usuários com tetraplegia ficam incapacitados de utilizar porque não conseguem mover os braços ou as pernas de maneira voluntária, para acionar os sensores vibro-táteis.

3.4 Resumo Comparativo

Nesta seção, apresenta-se um comparativo entre as estratégias de implementação dos sistemas e as suas principais características e limitações.

A Tabela 4 apresenta os trabalhos listados neste capítulo, que estão relacionados a ambientes para o controle e movimentação voluntário da cadeira de rodas suportados do eletroencefalografia. A Tabela 5 compara os trabalhos com os critérios da seção 3.2, que foi identificado como necessários para a construção de um Ambiente Virtual para treinamento de cadeirantes com deficiência visual.

Tabela 4 – Comparação de sistema de locomoção de cadeirantes utilizando EEG.

	(BAGACINA <i>et al.</i> , 2014)	(KAUFFMAN <i>et al.</i> , 2015)	(ABIYEV <i>et al.</i> , 2015)	(RANI <i>et al.</i> , 2015)	(AKILA <i>et al.</i> , 2015)	(KIM <i>et al.</i> , 2016)	(SOUZA <i>et al.</i> , 2017)
Treinamento/Simulação em Realidade Virtual para cadeirante	⊗	✓	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Quantidade de movimentos controlados	1.Frente	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda 5. Parar	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda	1.Frente 2.Trás	1.Frente 2.Trás	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda 5. Parar
Suporte ao EEG	✓ Facial	✓ Tátil	✓ Emocional	✓ Piscada Atenção	✓ Piscadas Atenção Meditação	✓ Vibro Tátil	✓ Facial
Implementação de Áudio 3D	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Feedback ao Usuário	⊗	✓ Visual	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Suporte a cadeirante com deficiência visual	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	✓

Analisando a Tabela 4, conclui-se que primeira desvantagem dos sistemas analisados é a ausência de Ambientes para Treinamento e/ou Simulação prévio a movimentação real da cadeira de rodas. Esta etapa é de grande importância, tanto para o usuário quanto para os profissionais envolvidos que podem coletar informações relevantes para o acompanhamento dos pacientes participantes das sessões.

No critério de quantidade de movimentos controlados, apenas o trabalho de Abiyev (2015), conseguiu implementar os 5 movimentos mencionados. Em contrapartida, todos os trabalhos possuem suporte a aquisição dos sinais cerebrais (EEG) como estímulo para efetuar as movimentações. Porém, estudos mostram que o melhor desempenho é encontrado nos sistemas que utilizam expressões faciais.

Outro ponto percebido é que nenhum dos sistemas levou em consideração o feedback do usuário baseado na ação em tempo real e a utilização dos recursos sensoriais como o áudio 3D. Estes dois requisitos que não são atribuídos aos sistemas, e apresentam inúmeras oportunidades de melhoria com o uso, exemplo: poderia contribuir na imersão, engajamento, usabilidade, controle e navegabilidade.

Além disso, a maior parte das pesquisas não apresentam informações relevantes de ambientes para os usuários cadeirantes e não realizam avaliações de feedback dos usuários para descobrir informações próprias dos usuários.

Sendo assim, existe uma carência de estudos que objetiva a investigação e a avaliação para o uso do EEG para cadeirante com deficiência visual. Portanto, esta tese procura, baseado nestas limitações, propor um sistema que suporte as características identificadas, conforme a última coluna da Tabela 4.

3.5 Sumário e Conclusões

Este capítulo apresentou as pesquisas envolvendo a locomoção de cadeirantes utilizando EEG, que incorporam todas as características analisadas como: navegação e controle, feedback ao usuário, estímulos, recursos sensoriais, interfaces, interações e ambiente de simulação. Além disso, as pesquisas que envolvem cadeirantes não realizaram avaliações com usuários reais.

A escassez de estudos que utilizem a RV para treinar a locomoção de cadeirantes com deficiência visual, foi a principal motivação para a realização desta pesquisa. Acredita-se que esta inclusão melhorará a acessibilidade e mobilidade destes usuários. O próximo capítulo propõe e discute uma arquitetura computacional para tratar estas limitações.

Capítulo 4

Especificação do Sistema Desenvolvido

4.1 Introdução

Este capítulo descreve os materiais e métodos empregados para atingir o objetivo principal do trabalho, que é a proposta de desenvolvimento de um Ambiente Virtual para treinamento de cadeirantes com deficiência visual com o suporte da eletroencefalografia (EEG).

Primeiramente, realizou-se um levantamento sobre os requisitos para projetar uma arquitetura e modelar uma solução que contemple desde a concepção do projeto até o funcionamento da locomoção de usuários cadeirantes com deficiência visual.

Foram estudados requisitos para cadeirantes com deficiência visual com intuito de enumerar as características importantes para o desenvolvimento da proposta.

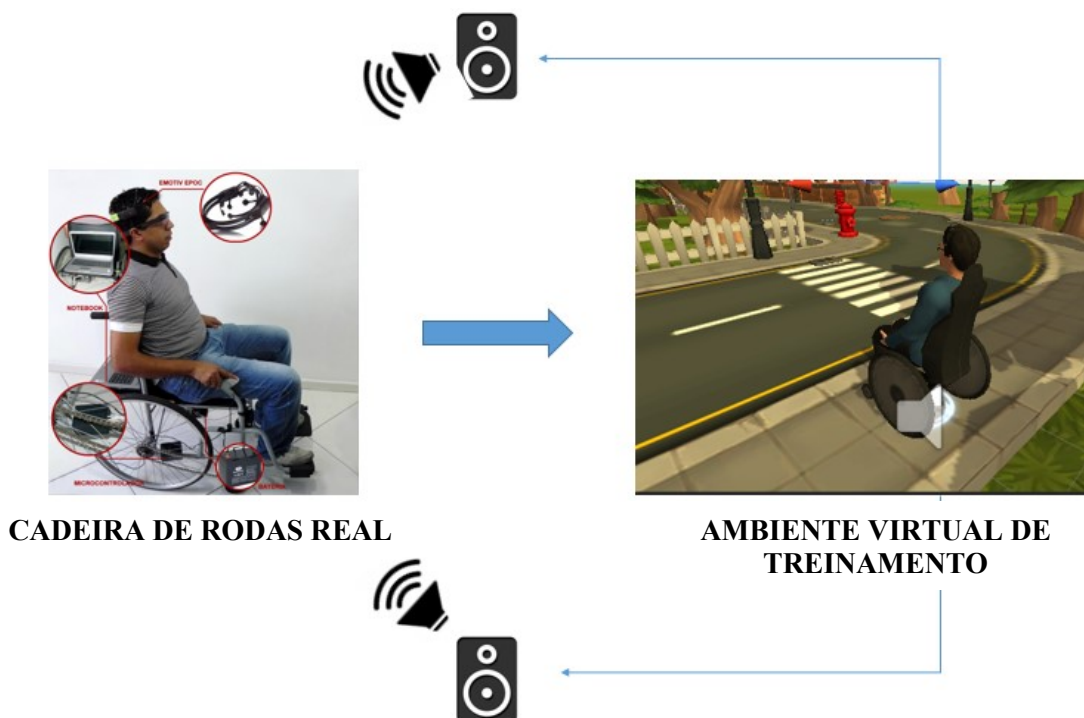
Além disso, também foi feita uma fase de análise, gerando casos de uso e diagramas de UML do sistema e que finalmente a arquitetura foi projetada.

4.2 Definição do Problema

A problemática do projeto consiste na dificuldade de locomoção de pacientes, que devido a traumas de alto impacto se tornaram cadeirantes, acrescentando a este cenário, os pacientes que também tem deficiência visual. Como as pessoas que possuem deficiências física e visual possuem severas limitações, principalmente na dependência de funções em seus lares, torna se um grande desafio o design de um sistema que seja totalmente acessível (NIELSEN, 2008).

Foi identificado que existem poucas referências e soluções no mercado para possibilitar a inclusão social e o treinamento destes pacientes. Assim, surgiu a proposta do sistema Virtual Brainy Chair conforme apresentado na Figura 23. Este sistema se encarrega de fazer as leituras das ondas cerebrais e em seguida efetua o movimento no Ambiente Virtual, tornando viável a utilização de uma cadeira de rodas real.

Portanto, o primeiro grande desafio consiste em analisar os sinais (EEG) e replicar a interação em todo o sistema, conseguindo melhorar o envolvimento, interação e imersão para o usuário. Para tanto, é necessário a criação de novas interface de comunicação e interação.

Figura 23 – Sistema Virtual Brainy Chair.

Em segundo lugar, destaca-se a necessidade de treinar e medir a capacidade de entendimento para diagnosticar aprendizado, por meio de artifícios virtuais e reais. A lógica funcional do sistema consiste que a navegação somente será liberada após a calibração do sistema, que irá armazenar as informações de movimentos e orientar o usuário.

4.3 Requisitos da Aplicação

Esta aplicação utiliza a tecnologia de Realidade Virtual (RV) e ondas cerebrais (EEG). O sistema consiste em um Ambiente Virtual que simula um cenário urbano similar ao local de onde mora o usuário, dentre outras coisas, possuem diversos obstáculos e pontos de acesso.

No sistema, o usuário deve conseguir se locomover no caminho indicado pelo AV com informações direcionadas para o usuário em formato de áudio 3D, com base em cada movimento executado, que por sua vez estimulado pelas expressões faciais. Vários obstáculos são encontrados neste cenário como: árvores, hidrantes e cercas. O usuário tem como objetivo dar uma volta ao redor da casa construída.

Dentre as limitações dos cadeirantes com deficiência visual, destaca-se que muitas vezes a utilização do movimento do corpo está limitado aos movimentos faciais e o posicionamento da cabeça. Logo, a integração dos sinais cerebrais com um Ambiente Virtual e a cadeira de rodas real foi proposto para avaliar se é possível aprender a explorar uma AV e conseguir aprender a no mundo virtual para depois navegar no mundo real, com o suporte de uma cadeira de rodas.

Normalmente, o perfil de um usuário cadeirante com deficiência visual consiste de habilidades cognitivas e capacidade cerebral igual a uma pessoa normal. Esses aspectos influenciam no desenvolvimento de um sistema de locomoção para estes usuários.

Para tal adaptação é necessário identificar os requisitos de construção do protótipo. Conforme Grant (2004), as arquiteturas são derivadas em componentes principais, oriundos destes requisitos (AYAS *et al.*, 2015).

Neste sentido, o sistema deve contar com instruções faladas e escritas e a opção de funcionamento em um Ambiente Virtual integrado a uma cadeira de rodas real. Portanto os principais requisitos funcionais (RF) são:

RF001: O sistema deve efetuar a autenticação do usuário.

RF002: O sistema deve coletar os sinais EEG.

RF003: O sistema deverá processar e classificar os sinais EEG, tornando os mesmo em comandos de controle da cadeira de rodas.

RF004: O sistema deve apresentar orientação e feedback.

RF005: O sistema deve efetuar o treinamento do usuário.

RF006: O sistema deverá permitir a navegação em Ambiente Virtual (AV).

RF007: O sistema deve enviar comandos para o AV e a Cadeira de Rodas.

RF008: O Ambiente Virtual de treinamento deve simular uma situação conhecida para o usuário.

Igualmente os principais requisitos não-funcionais (RF) são:

RNF001: divisão arquitetural do sistema em camadas para desacoplamento.

RNF002: autenticação de usuário para gravar os dados do perfil.

RNF003: oferecer resposta em tempo real.

RNF004: Integração com o sistema de controle da cadeira de rodas.

RNF005: usabilidade na utilização do sistema de controle com a cadeira de rodas.

Frente às considerações apresentadas, o trabalho apresenta uma arquitetura em camadas, apropriada para reproduzir as experiências de navegação é projetar todos os aspectos físicos, estendendo sua capacidade de acordo com os dispositivos de entrada, métodos de interação e feedback ao usuário. Esses critérios são primordiais para um AV de treinamento para cadeirantes (NINISS, 2006).

Assim, foi desenvolvida uma aplicação que utiliza as bibliotecas (SDK) do equipamento *neuroheadset* e foi também desenvolvido um algoritmo de comunicação entre o dispositivo e AV, afim de ativar a comunicação dos dados processados e classificados. Esta estratégia permite uma comunicação direta proporcionando a sincronização da informação.

No sistema desenvolvido, observa-se que a interação do usuário (paciente) com o sistema se baseia na navegação pelo ambiente urbano virtual controlando as movimentações. O sistema possui as seguintes características: movimentos controlados, integração com *neuroheadset* EEG, estrutura de hardware e software para o áudio tridimensional e o feedback ao usuário.

Em ambientes focados para pacientes com deficiências, a grande meta é alcançar um ambiente onde facilite executar as atividades diárias fornecendo uma compensação das perdas de funções, sendo uma parte do processo de reabilitação (GITLIN, 1998).

Existem várias pesquisas sobre o design, navegação e avaliação sobre o uso da cadeira de rodas. Entretanto, não foi identificada uma pesquisa com um Ambiente Virtual adaptado para pacientes cadeirantes com deficiência visual (RODRIGUEZ, 2015).

Para apoiar a navegação no Ambiente Virtual, foi implementado, a geração de som tridimensional em conjunto com a disposição de alto-falantes ao redor do usuário. As funcionalidades do projeto são mostradas no diagrama de Casos de Uso da Figura 24.

Para inicializar a solução o usuário administrador carrega um perfil existente do usuário. Então, o usuário inicia o sistema com um treinamento de controle dos movimentos no Ambiente Virtual. Em seguida, após a concluir o treinamento o usuário tem a tarefa de navegar, ou seja, dar uma volta ao redor da casa, com o auxílio de ferramentas computacionais para locomoção como orientação e retorno sobre a próxima tarefa.

A qualquer momento o administrador pode parar a sessão, como uma pausa ou até mesmo finalização, portanto esse requisito é primordial para operação e manutenção da sessão. Além disso, fornece as informações de status como retorno para casa movimento ao paciente (som) e uma mensagem na tela ao administrador.

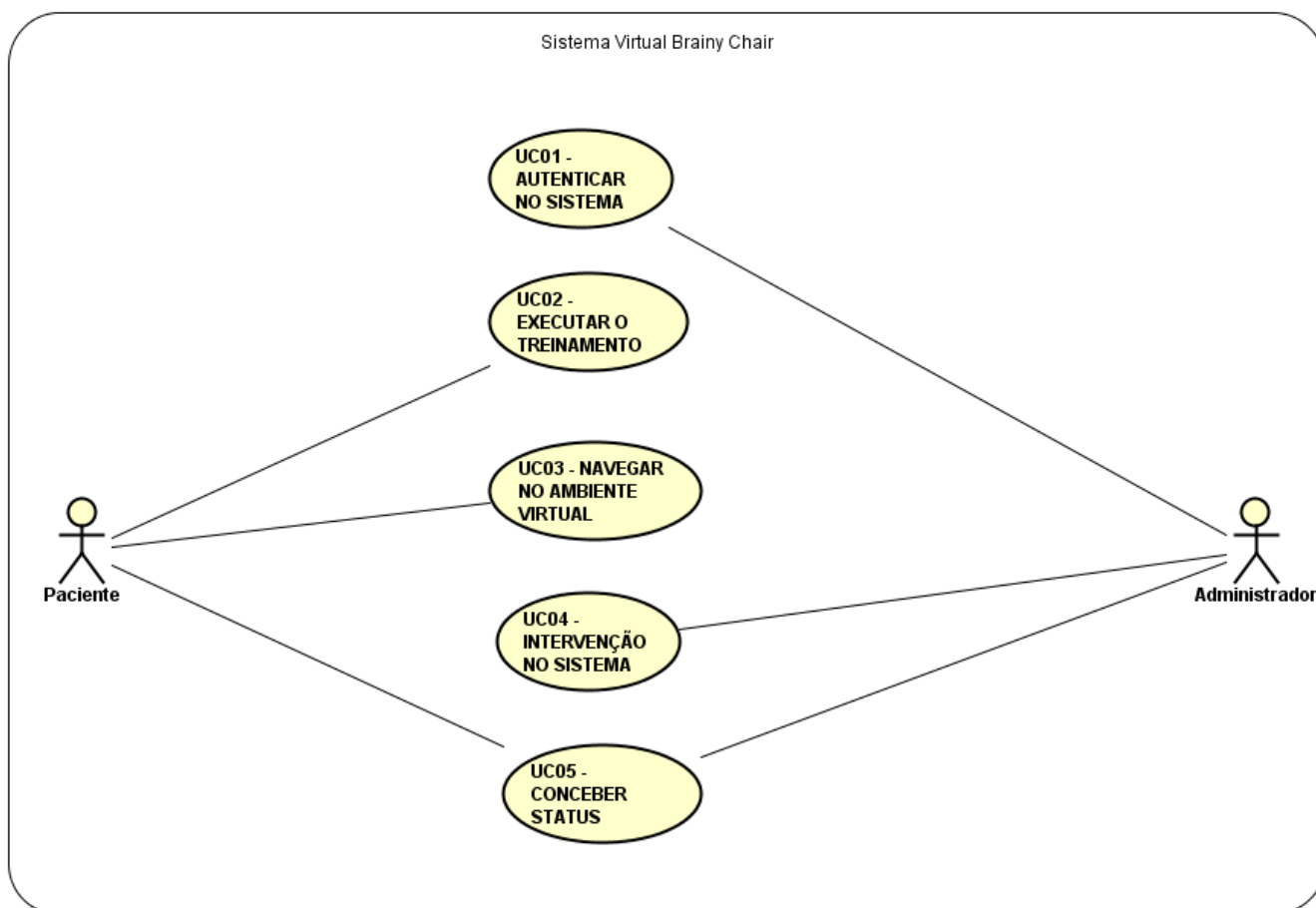
No desenvolvimento do sistema, foi utilizando os cinco (5) critérios básicos de Nielsen (Nielsen, 1993), conforme pode ser observar no diagrama de Caso de Uso na Figura 24.

No sistema foi proposto os seguintes atributos da usabilidade:

- *Intuitividade* – O sistema deve apresentar facilidade de uso permitindo que, mesmo um usuário sem experiência, seja capaz de produzir algum trabalho satisfatoriamente;

- *Eficiência* – O sistema deve ser eficiente em seu desempenho apresentando um alto nível de produtividade.
- *Memorização* – Suas telas devem apresentar facilidade de memorização permitindo que usuários ocasionais consigam utilizá-lo mesmo depois de um longo intervalo de tempo.
- *Erro* – A quantidade de erros apresentados pelo sistema deve ser o mais reduzido possível, além disso, eles devem apresentar soluções simples e rápidas mesmo para usuários iniciantes. Erros graves ou sem solução não podem ocorrer.
- *Satisfação* – O sistema deve agradar ao usuário, sejam eles iniciantes ou avançados, permitindo uma interação agradável.

Figura 24 – Diagrama de Caso de Uso – Virtual Brainy Chair.



Na Tabela 5, estão descritos os atores do sistema, bem como suas atribuições. Tendo em vista que o SRV desenvolvido possa atuar como ferramenta de treinamento, optou-se por separar os usuários “Paciente” e “Administrador” em grupos diferentes.

Tabela 5 – Especificação dos atores do sistema.

Nome	Descrição	Atribuições
Paciente	Usuário do Ambiente Virtual	Navegar pela Ambiente Virtual Urbano para realizar atividades de treinamento, locomoção e controle da cadeira de rodas.
Administrador	Responsável por fornecer acesso no sistema e monitoramento	Responsável por coletar as informações de cada sessão, além de disponibilizar as informações na tela de cada sessão.

De acordo com a especificação dos Casos de Uso do projeto (Figura 24), as principais funcionalidades identificadas são descritas nas tabelas de 6 a 10.

Tabela 6 – Descrição do caso de uso UC01 - Autenticar no sistema.

Caso de Uso	<i>Autenticar no sistema</i>
Ator Principal	<i>Administrador</i>
Descrição	<i>O sistema ao iniciar solicitar o tipo de operador, nome e o nome do paciente cadastrado</i>
Pré-Condição	<i>Ter nome de usuário e paciente</i>
Fluxo Normal	<ol style="list-style-type: none"> <i>1. O sistema apresenta uma tela em quem campos com nome e perfil cadastrado.</i> <i>2. Administrador informa os dados</i>
Fluxos Excepcionais	---
Pós-Condição	<i>Carregar os dados do usuário</i>

Tabela 7 – Descrição do caso de uso UC02 - Executar o treinamento.

Caso de Uso	<i>Executar o treinamento</i>
Ator Principal	<i>Usuário</i>
Descrição	<i>O usuário já está habilitado para receber a instruções movimento e praticar os mesmos.</i>
Pré-Condição	<i>Esta logado no sistema</i>
Fluxo Normal	<ol style="list-style-type: none"> <i>1. O usuário receber uma orientação via sistema por Áudio 3D.</i> <i>2. Usuário realiza a expressão solicitada</i> <i>3. Ambiente Virtual executa movimento</i>
Fluxos Excepcionais	<ol style="list-style-type: none"> <i>1. Usuário pode errar o movimento</i> <i>2. Refazer a expressão</i>
Pós-Condição	<i>Realizar movimento programado</i>

Tabela 8 – Descrição do caso de uso UC03 - Navegar no Ambiente Virtual.

Caso de Uso	<i>Navegar no Ambiente Virtual</i>
Ator Principal	<i>Usuário</i>
Descrição	<i>Possibilitar o usuário navegar pelo ambiente tridimensional.</i>
Pré-Condição	<i>Realizar treinamento inicial do sistema</i>
Fluxo Normal	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizar os dispositivos de entrada (neuroheadset), combinado as expressões faciais para efetuar a navegação. 2. Dar uma volta na casa
Fluxos Excepcionais	---
Pós-Condição	<i>Atualização do ponto de visão</i>

Tabela 9 – Descrição do caso de uso UC04 - Intervenção no sistema.

Caso de Uso	<i>Intervenção no sistema</i>
Ator Principal	<i>Administrador</i>
Descrição	<i>Possibilitar o administrador a pausar a atividade, e em seguida reiniciar a atividade ou solicitar refazer determinada tarefa.</i>
Pré-Condição	<ol style="list-style-type: none"> 1. Esta logado no sistema 2. Ter efetuado o treinamento 3. Está na fase de navegação
Fluxo Normal	<ol style="list-style-type: none"> 1. Acessar menu principal da aplicação. 2. Acessar sub menu navegação. 3. Clicar no botão refazer movimento ou pause.
Fluxos Excepcionais	---
Pós-Condição	---

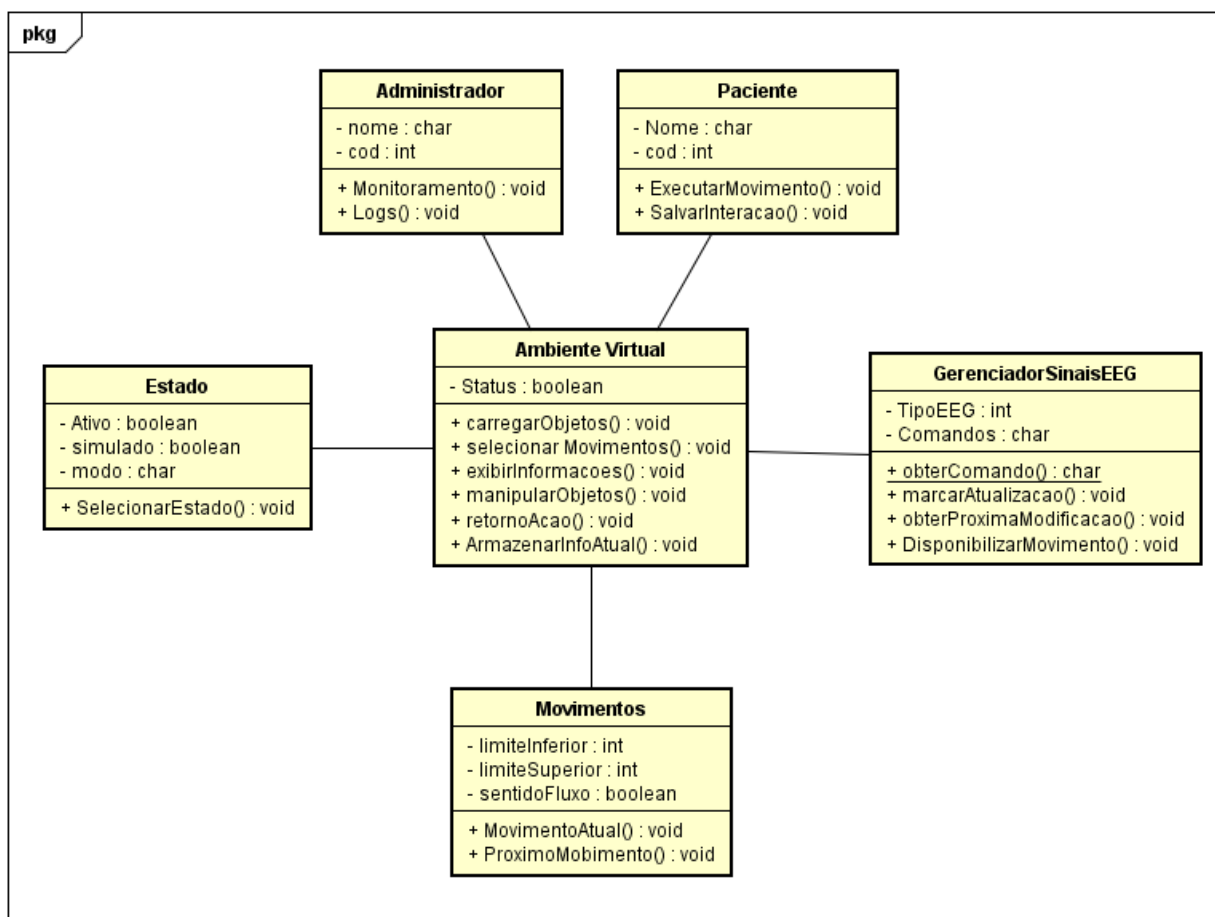
Tabela 10 – Descrição do caso de uso UC05 - Visualizar status.

Caso de Uso	<i>Conceber status</i>
Ator Principal	<i>Usuário, Administrador</i>
Descrição	<i>Permitir ao administrador e usuário receber informações sobre os estados dos movimentos, por meio de navegação com áudio e a interface exibindo a mensagem.</i>
Pré-Condição	-
Fluxo Normal	<ol style="list-style-type: none"> 1. Utilizar os dispositivos de entrada (neuroheadset), para efetuar a navegação. 2. Acessar sub menu navegação. 3. Clicar no botão Visualizar dados.
Fluxos Excepcionais	1. Habilitar visualização
Pós-Condição	---

4.3.1 Diagrama de Classes

Um Diagrama de Classes, apresentado na Figura 25, foi criado baseado nas especificações dos Casos de Uso, para especificar a visão geral da proposta do Virtual Brainy Chair.

Figura 25 – Diagrama de classe – Virtual Brainy Chair.

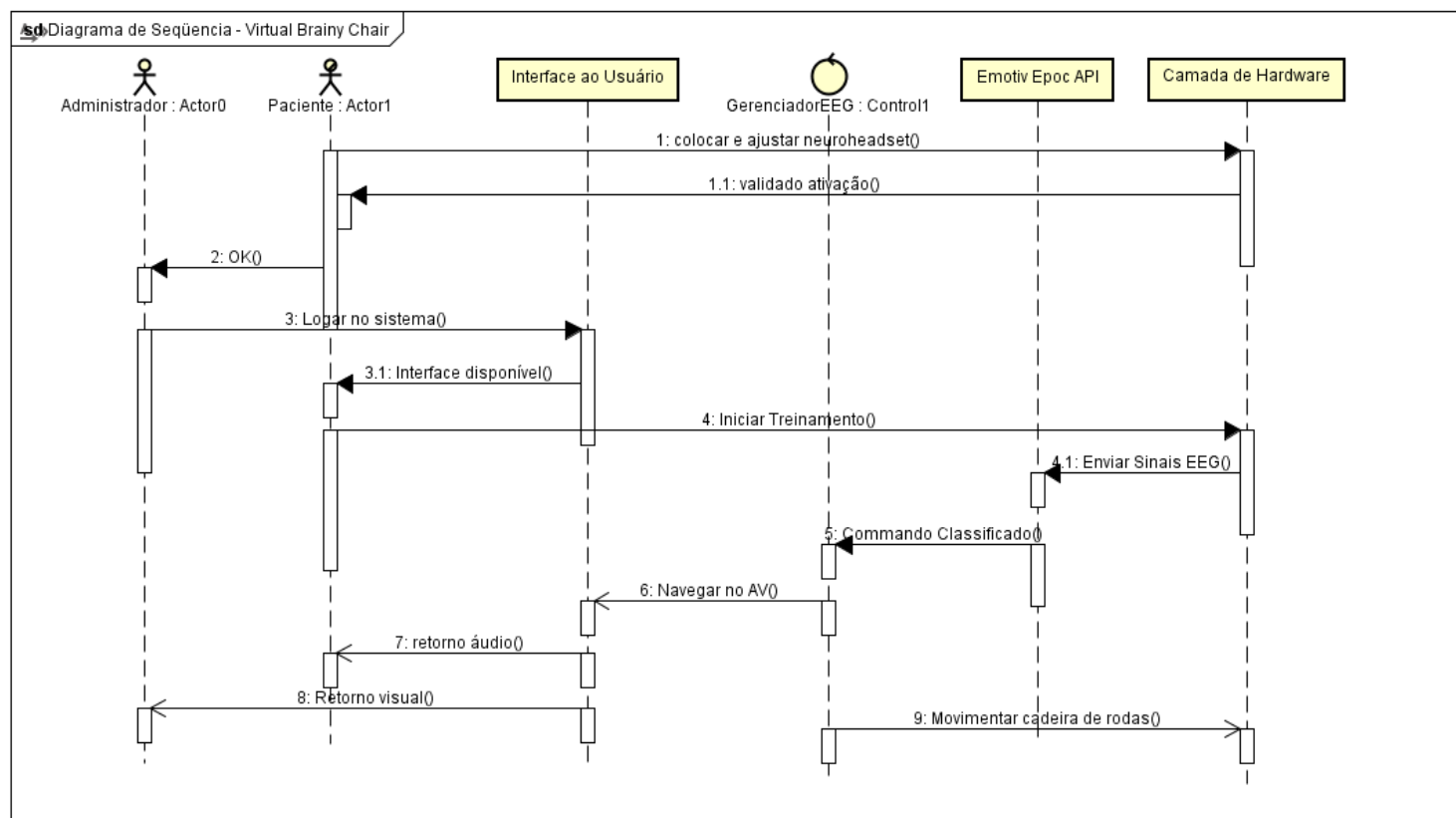


O Diagrama de Classes da Figura 25, descreve o sistema interno, pois realiza atualizações dos estados na interface 3D da locomoção do paciente periodicamente (posição e status) e permite a manipulação do AV. O componente de software chamado de *GerenciadorSinaisEEG* se responsabiliza pela rotina a ser executada (Atualização).

A entidade *AmbienteVirtual* é responsável por gerenciar uma fila de movimentos que foram efetuados, necessitando de atualização na exibição da interface. Esta interface transforma os sinais cerebrais processados e classificados e mapeia cada instância do movimento.

A Figura 26, apresenta o Diagrama de Sequência responsável pelas especificamente mensagens passadas entre objetos, desde aquisição do sinal EEG até movimento no Ambiente Virtual.

Figura 26 – Diagrama de Sequência – Virtual Brainy Chair

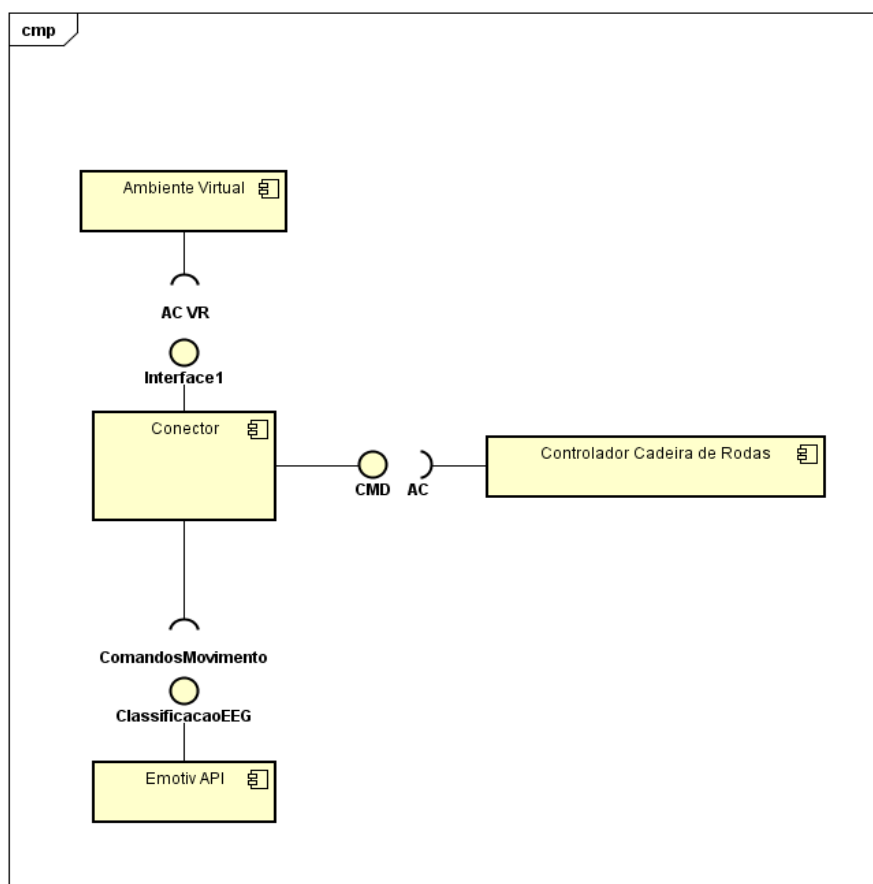


A interação inicia com o ator “Paciente” que valida a ativação do *neuroheadset*. Isto porque o dispositivo pode apresentar desconexão e/ou não habilitar todos os eletrodos. Após essa mensagem de validação o ator “Administrador” efetua a autenticação no sistema tornando o sistema disponível para o usuário iniciar sua sessão.

Ao iniciar a interação “4: Iniciar Treinamento()” a mensagem será transmitida, portanto indicando a utilizando os sinais são capturados pelo Emotiv e são processados e classificados pela API.

Por consequência, as respostas das solicitações de classificação são encaminhadas para o componente “GerenciadorEEG” que é responsável pela comunicação e atualização das informações com a interface 3D. Em seguida, a cadeira de rodas virtual é ativada quando o sistema fica em modo de navegação.

Nesta descrição foi considerado um cenário completo para determinar a sequência de iterações entre objetos, de acordo comportamento do Virtual Brain Chair. Finalmente, a Figura 27 apresenta os componentes de software do sistema, além do conjunto de interfaces do projeto.

Figura 27 – Diagrama de componentes Virtual Brainy Chair.

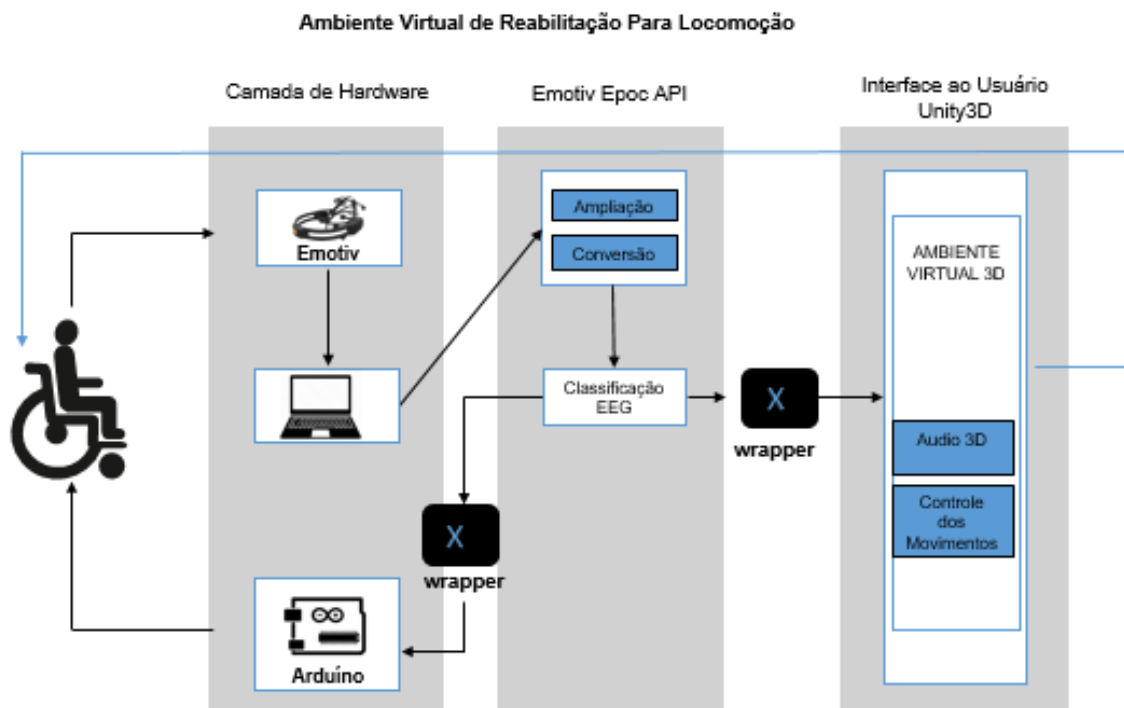
O componente AmbienteVirtual, que representa a interface gráfica do sistema, se comunica com o GerenciadorEEG, para receber os comandos de atualização da interface. Também fornece paralelamente relações com o controlador da cadeira de rodas e a API do *neuroheadset*. Essa configuração forma o sistema Virtual Brain Chair.

4.4 Arquitetura do Sistema

Esta seção apresenta detalhes da arquitetura do sistema desenvolvido. Como mencionado, identificou-se, que as atuais arquiteturas somente suportam uma deficiência por vez. Portanto, foram identificadas oportunidades com a implementação dos sinais cerebrais (EEG).

Igualmente, a utilização da Realidade Virtual suportadas por técnicas de implementação de Áudio 3D e a captura sinais EEG abriu um horizonte de desafios e viabilidades para projetar novas soluções. A arquitetura foi projetada em camadas, divididas em: Hardware, API e Interface (Figura 28).

Figura 28 – Arquitetura do AV para treinamento de cadeirantes com deficiência visual.



A arquitetura comunica-se em camadas e os componentes de forma síncrona, para se ter um controle compartilhado do sistema.

A Interface do Usuário, ou seja, GUI (Graphical User Interface), é o local onde são reproduzidos os movimentos, orientações e feedback por meio de modelos definidos em conjunto com a implementação do áudio 3D. Além disso, esta interface permite aos profissionais que acompanham a sessão visualizar graficamente, de modo interativo e em tempo real, entrada de dados e a saída de informação.

Na camada hardware, estão todos dispositivos e equipamentos como: caixas de som, *neuroheadset*, computador, cadeira de rodas adaptada e o computador. A partir do momento que o dispositivo faz a captura dos sinais EEG, estes são enviados para a camada de API que processa os sinais EEG e classifica qual a ação a ser executada. Esse estágio está alocado na camada Emotiv Epoc API, que adquire a informação bruta e processa para enviar comandos de ação ao gerenciador. Esse componente adaptado tem o objetivo de mediar as comunicações entre os outros módulos, com a informações processada pelo SDK do Emotiv, para que a ação seja replicada junto ao Ambiente Virtual. A execução e transformação da informação dentro do Ambiente Virtual faz com que ações sejam efetuadas de forma natural, conforme o objetivo do projeto.

Entre as camadas API e a Interface foi desenvolvido um GerenciadorEEG, para a comunicação com o micro controlador Arduino, que tem os parâmetros para acionamento do motor, consequentemente, o movimento da cadeira de rodas.

4.5 Sumário e Conclusões

Este capítulo apresentou a arquitetura para o desenvolvimento da aplicação para que um cadeirante com deficiência visual possa treinar em um Ambiente Virtual e em seguida a navegação por meio de uma cadeira de rodas real.

Foram aplicados os conceitos da Realidade Virtual e Interface Cérebro-Computador para o desenvolvimento de uma proposta de Ambiente Virtual de treinamento para cadeirante com deficiência visual. Além disso, o capítulo detalha o processo de concepção da proposta, arquitetura, destacando os principais módulos.

Os requisitos propostos inicialmente para o sistema foram desenvolvidos. O sistema da forma com que foi projetado possui potencial para o treinamento de usuário cadeirante com deficiência visual no processo de locomoção com o suporte de áudio tridimensional para facilitar a usabilidade do sistema.

O próximo capítulo apresenta detalhes do desenvolvimento e adaptação do Ambiente Virtual para treinamento da locomoção para cadeirantes com deficiência visual, utilizando a arquitetura proposta.

Capítulo 5

Desenvolvimento do Sistema

5.1 Introdução

Neste capítulo, são apresentados detalhes do desenvolvimento do protótipo, por meio de um estudo de caso, utilizando a arquitetura proposta anteriormente. Foram construídos um Ambiente Virtual suportado por sinais EEG (BCI) integrado com áudio 3D e uma cadeira de rodas adaptada para suportar a solução proposta. Além disso, foi desenvolvido uma versão protótipo com o *neuroheadset Emotiv Epoc* integrado utilizando estímulos faciais. O projeto oferece ao cadeirante com deficiência visual condições de treinamento de locomoção.

5.2 Tecnologias Utilizadas

Nessa seção são apresentadas as tecnologias de hardware e software necessárias para a construção do protótipo. Posteriormente, será mostrado como essas tecnologias se integram, de modo a suportar a arquitetura proposta.

5.2.1 Softwares Utilizados

5.2.1.1 Unity 3D

Unity 3D é uma engine para desenvolvimento de Ambientes 3D. Ela possui um conjunto de ferramentas que permitem criar conteúdo interativo em três dimensões. Esses podem ser jogos, conteúdos educativos ou simulações em áreas de ciência (AZZOLINI, 2014). O software contém uma IDE que simplifica o processo de criação 3D, permitindo inserir elementos pré-fabricados, como por exemplo, chuva ou terreno arborizado, e combiná-los com outros recursos de forma a criar o Ambiente Virtual (UNITY, 2016).

Esta ferramenta tem como grande vantagem a possibilidade de utilização de componentes ou elementos criados por outros softwares. Além disso, possui uma grande biblioteca de elementos disponíveis.

A Unity3D trabalha baseado em cenas, chamadas de *Game Objects*, ou seja, todos elementos são posicionados dentro da cena, dentro de sistema de coordenadas, seja em 2 ou 3

dimensões. As câmeras, modelos, luzes e sistema de partículas são *Game Objects*. Esses itens são fundamentais dentro de qualquer cena e podem se movimentar embora nem todos os fazem.

Os elementos têm uma propriedade chamada *transform*, que por sua vez contém as coordenadas para a posição, rotação e escala do objeto. Movimentar um objeto dentro da cena, é bastante simples, basta modificar a posição do objeto por meio de script.

Outros elementos importantes dentro das cenas do Unity são os modelos, materiais e texturas (Models, Materials e Textures). Os modelos são os elementos gráficos dentro de uma cena. Esses elementos são modelados utilizando materiais, texturas e os chamados *shaders*. Os materiais são baseados em texturas e *shaders*: a textura diz o que é desenhado na superfície do material, enquanto os *shaders* dizem como será desenhado. Outro item essencial são os *terrains* utilizados para a criação de paisagens dentro das cenas, principalmente em ambientes ao ar livre.

O Unity também permite a criação dos chamados *prefabs* (pré-fabricados). Estes são objetos complexos, normalmente um conjunto de vários outros objetos, que são montados de uma determinada forma e salvos para serem reutilizados. Graficamente, o Unity também utiliza os recursos de várias câmeras e luzes, que são responsáveis por criar grande parte da experiência que o usuário terá dentro do ambiente 3D. Por fim os scripts, que são atribuídos aos *Game Objects*, definem um comportamento qualquer. Os scripts podem ser desenvolvidos utilizando as linguagens C#, JavaScript ou Boot Script.

5.2.1.2 API do Emotiv Epoc – Research Edition

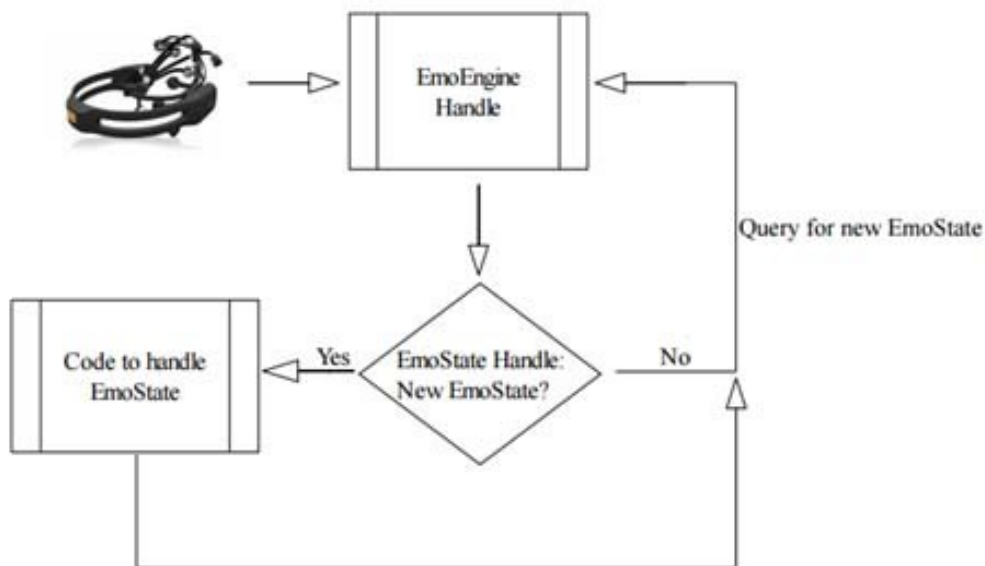
Para o desenvolvimento do AV, foi utilizado o SDK Emotiv Research Edition, a versão 5.5 do Unity 3D, Visual Studio 2015 para o desenvolvimento das interfaces de comunicação com o Arduino em C# e o software nativo do Arduino (Linguagem C) para criar um driver da placa do Arduino.

A API Emotiv é exposta como uma interface ANSI C, implementada em duas DLL do Windows: *edk.dll* e *edk_utils.dll*. Ela possui um fluxo de funcionamento conforme apresentado na Figura 29. O núcleo da EMOTIV API é o “EmoEngine” que é uma abstração lógica que se comunica com Emotiv Headset e recebe sinais EEG pré-processados juntamente com dados do giroscópio.

Da mesma forma, administra especificações configuradas da aplicação e perfil do usuário, efetua o pós-processamento e classifica o resultado da detecção em uma estrutura simplificada chamada de “EmoState”. Cada EmoState representa a entrada de cada estado capturada pelo headset.

Neste trabalho, utilizou-se a versão Research Edition, que conta com os estados facial, emocional e cognitivo, utilizando as medições dos eletrodos para cada evento gerado pelo cérebro. A API do Emotiv (Research Edition) consiste em conectar à EmoEngine, detectando e decodificando novas EmoStates, para classificar cada novo evento de forma relevante.

Figura 29 – Diagrama de Utilização do Emotiv API.



Fonte: (EMOTIV, 2016).

5.2.2 Hardware utilizado

5.2.2.1 Computador utilizado

A configuração utilizada para o sistema consiste em um notebook com processador Intel Core i5, 8GB de memória RAM, utilizando sistema operacional Windows 10 com placa gráfica AMD Radeon Graphics com 2Gb.

O equipamento Emotiv EPOC Wireless com 14 pontos EEG de captura com 2 canais de referência com acesso a dados de EEG puro e resolução espacial.

Utilizado uma cadeira de rodas adaptada, com os seguintes componentes: um motor, baterias, Emotiv Epoc e um controlador Arduino. Todo esse arcabouço foi integrado ao Ambiente Virtual para treinamento de cadeirantes com deficiência visual.

5.2.2.2 Cadeira de Rodas Adaptada

Abaixo, apresenta-se todos os componentes utilizados na montagem da cadeira de rodas utilizada no projeto Virtual Brainy Chair:

- a) **Cadeira de rodas:** uma cadeira (Figura 30) de rodas simples fabricada em aço carbono, com assento e encosto feitos em nylon, dobrável, freios bilaterais, aro impulsor bilateral, apoio para braços e pés fixos, rodas dianteiras aro seis polegadas com pneus maciços e rodas traseiras aro vinte e quatro polegadas em alumínio com pneus maciços.

Figura 30 – Cadeira de rodas.



- b) **Arduino:** Conforme a Figura 31, foi utilizada uma placa micro controladora baseado no ATmega328, com 4 entradas/saídas digitais, 6 entradas analógicas, uma conexão USB, um conector de alimentação, um cabeçalho ICSP e um botão de reset, para acionamento dos motores.

Figura 31 – Placa micro controladora Arduino UNO.



Fonte: (ARDUINO, 2015)

- c) **Motores Bosch de 24 volts:** Para executar os movimentos foram utilizados dois motores Bosch com 24 volts de potência de acordo com Tabela 11 e Figura 32.

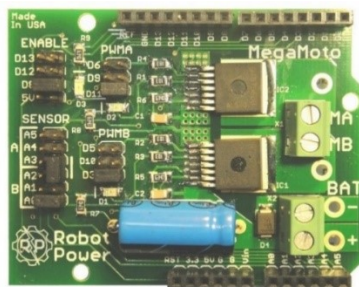
Tabela 11: Especificação técnica do motor Bosch 24 volts.

Voltagem nominal U_N	24 V
Potência nominal P_N	24 W
Corrente Nominal I_N	4,5 A
Corrente máxima I_{max}	18 A
Velocidade nominal n_N	174 min^{-1}
Torque nominal M_N	1.3 Nm
Torque de Partida M_A	13 Nm
Sentido de rotação	L/R
Grau de proteção	IP 23
Peso	Aprox. 1,10 kg
Horário	(+) no verde, (-) no marrom
Anti-horário	(+) no marrom, (-) no verde
Conector	80908 160859-1

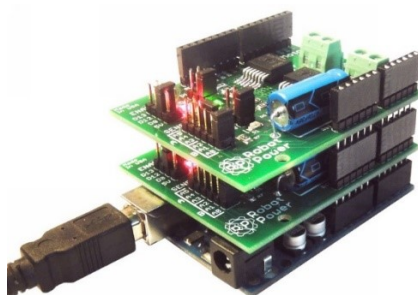
Figura 32 – Motor Bosch de 24 volts.

Estes motores foram escolhidos pelo baixo custo e por já possuírem uma pequena caixa de redução acoplada ao motor.

- d) **Megamoto:** foram agregadas 2 placas megamoto, devido a potência dos motores e a alimentação com as baterias. Na Figura 33 demonstra uma placa controladora de motores Megamoto, consiste em uma H-bridge (ponte H) que pode ser configurado para ser uma H-bridge cheia ou duas H-half-bridge (meia-ponte H). As H-Bridge são muito utilizadas na robótica, pois elas possibilitam trocar a corrente de sentido, fazendo com que um motor elétrico DC gire para o lado oposto, permitindo que o motor seja bidirecional. Isto permite que um único MegaMoto possa controlar um motor com total controle de velocidade tanto no sentido horário como no sentido anti-horário. A placa também possibilita que dois motores possam ser controlados para um único sentido (half-bridge), para fazer isso basta conectar cada uma das saídas negativas dos dois motores no polo negativo da bateria e o outro cabo do motor conecte cada um em uma das saídas da placa MegaMoto denominadas por MA e MB.

Figura 33 – Placa MegaMoto.

Podem ser utilizadas até três placas MegaMotos em um único Arduino. Isso é possível, pois a placa é um Shield (escudo) para o Arduino, podendo ser empilhadas. Com três placas MegaMoto, Figura 34, podemos controlar três motores, cada um deles independentemente, sendo possível controlar velocidade de cada motor e o sentido que cada um deles irá operar.

Figura 34 – Duas placas MegaMoto empilhadas em um Arduino.

Como no sistema é necessário controlar dois motores e cada um deles precisa funcionar tanto no sentido horário como no sentido anti-horário. O sistema permite que sejam escolhidos os pinos que a MegaMoto irá utilizar. Neste nosso projeto, o jumper de ENABLE da primeira MegaMoto está plugado no D8 e da segunda MegaMoto está plugado no D12. Estes pinos são utilizados para ativar ou desativar uma placa MegaMoto. Caso o jumper esteja ligado no 5v a placa MegaMoto ficará sempre ativada.

Os jumpers PWMA e PWMB são as saídas da placa MegaMoto. Na primeira placa MegaMoto (Figura 35) liga-se o jumper PWMA no D11 e o jumper PWMB no D3, na segunda placa MegaMoto ligamos o jumper no (Figura 36) PWMA no D6 e o jumper PWMB no D5. Com estas ligações ao utilizar o comando `analogWrite (11, 255)` o motor conectado na primeira MegaMoto gira no sentido horário a toda a velocidade. Caso seja informado `analogWrite (3, 255)` o mesmo motor irá girar no sentido anti-horário a toda velocidade.

No jumper Sensor informamos que tipo de configuração nós queremos na placa, se vai ser uma ponte H dupla ou se vai ser uma ponte H simples. E como o projeto prevê uma ponte H dupla que faz com que cada motor seja controlado por uma placa e que cada motor seja independente e funcione tanto no sentido horário ou anti-horário, o jumper entre a entrada A3 e A2, ligando-se também um jumper na entrada A0. (ROBOTPOWER, 2015)

Figura 35 – Esquema de ligação dos fios da bateria e motor e posição dos jumpers da primeira MegaMoto.

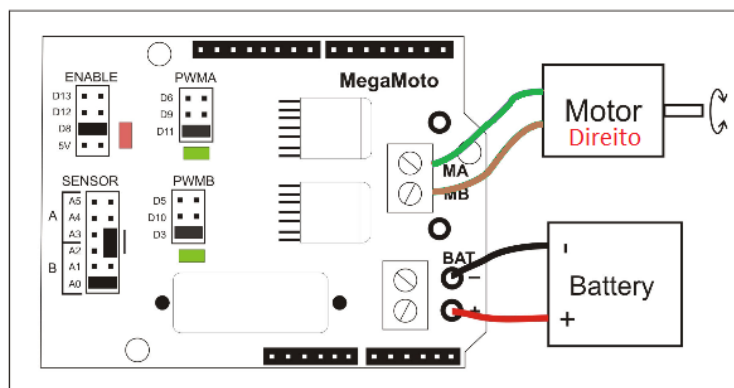
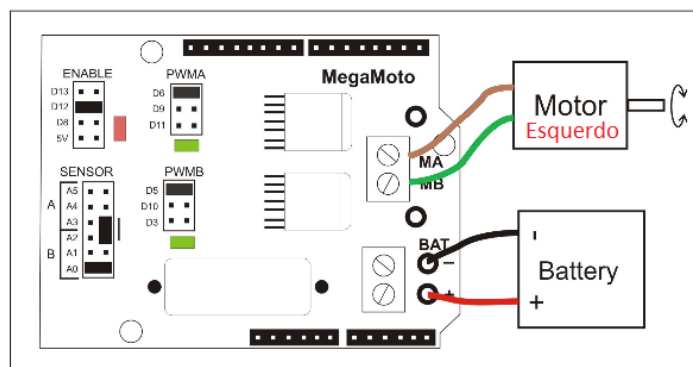
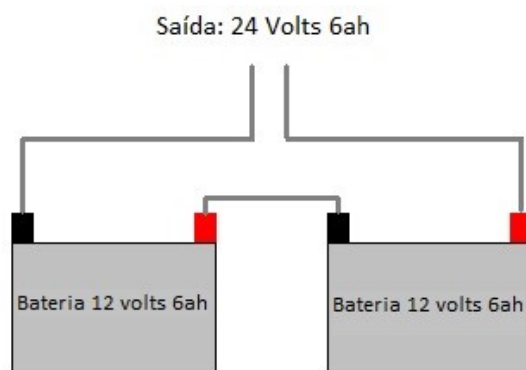


Figura 36 – Esquema de ligação dos fios da bateria e motor e posição dos jumpers da segunda MegaMoto.



- e) **Bateria selada de 12v e 6 amperes:** para acionar os motores foram necessários 24 volts de tensão para cada motor, como encontramos apenas baterias de 12 volts tivemos que fazer uma ligação entre duas baterias de 12 volts, conforme esquema apresentado na Figura 37, para conseguir uma carga de 24 volts, está ligação é chamada de ligação em série. Para fazer está ligação basta ligar o polo positivo de uma das baterias para o polo negativo da outra bateria. Foram utilizadas (04) quatro baterias no total, fazendo a ligação em série em pares.

Figura 37 – Esquema da ligação de duas baterias em série.



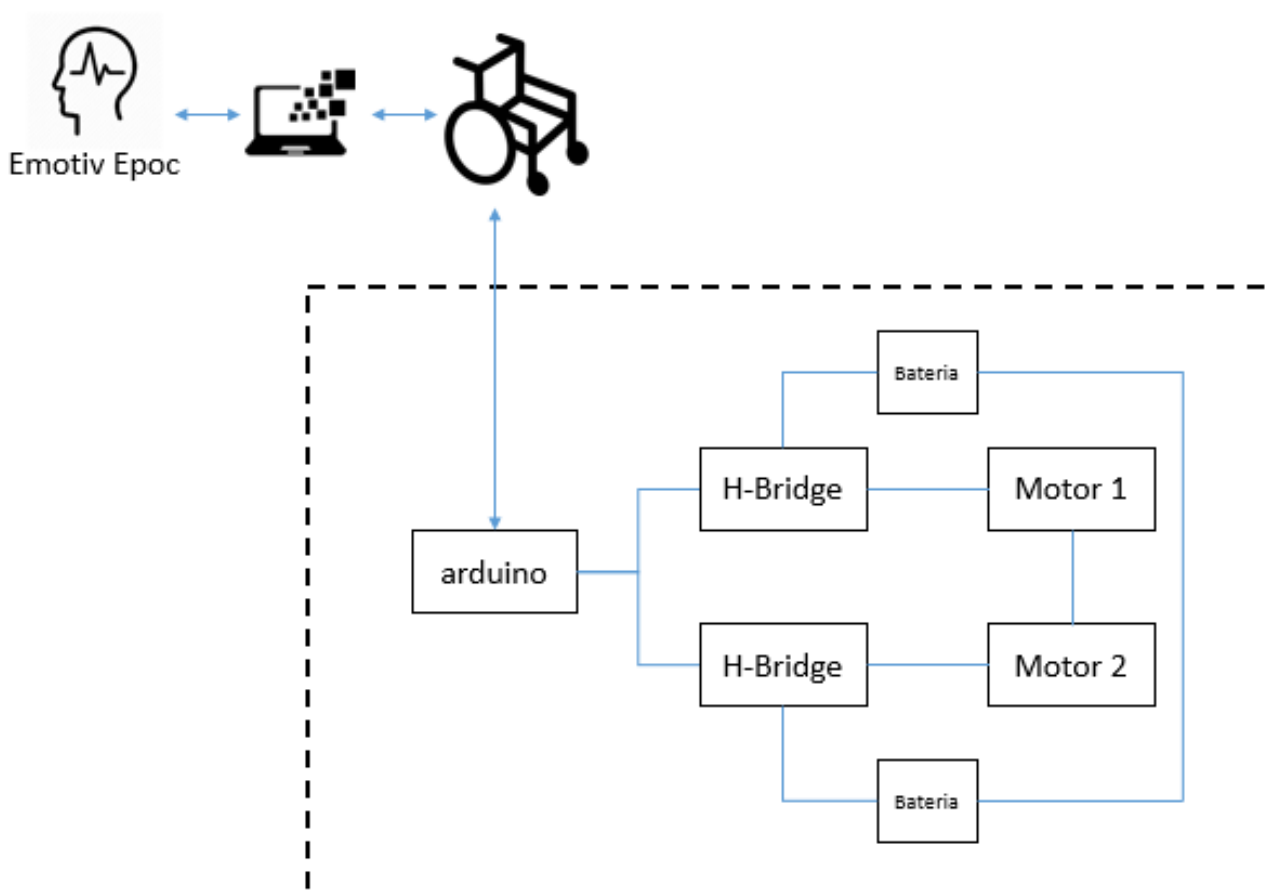
Adicionalmente, foram providenciados 2 catracas e correntes de bicicletas e um suporte para as baterias, e assim foi feita a montagem da cadeira de rodas, conforme apresentado na Figura 38.

Figura 38 – Suportes de baterias e motores, soldados na cadeira de rodas.



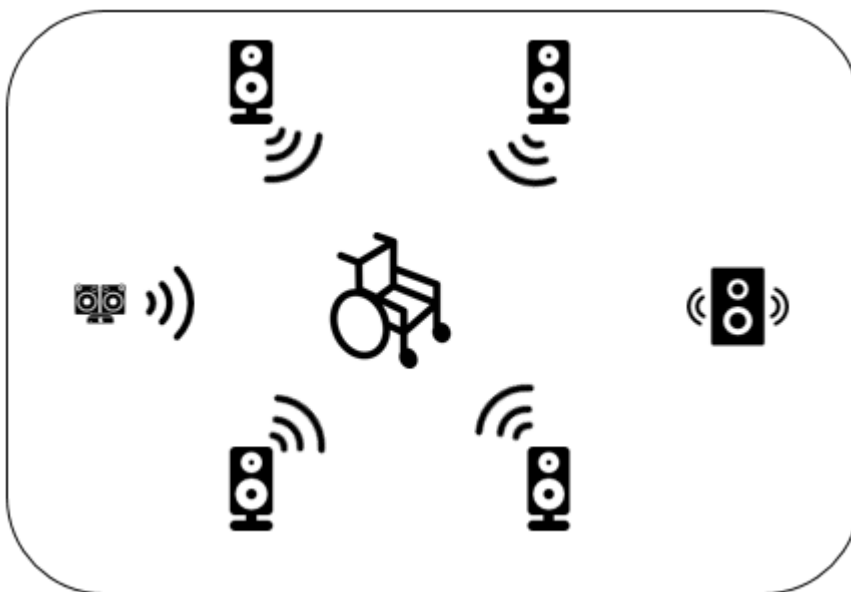
Conectar os fios dos motores e baterias e plugar os jumpers seguindo o esquema elétrico para ligação dos motores e o código que é executado pela placa Arduino, na Figura 39.

Figura 39 – Esquema de ligação dos componentes.



- f) **Caixas de Som:** A Figura 40 apresenta o sistema de auto-falantes 5.1 com potência de pico de 150 Watts com entradas diretas de seis canais usando a placa de som. As especificações são: Subwoofer: 27W, Canal Central: 16W, Satélites: 4W x 8W e Áudio direto de seis canais.

Figura 40 – Posicionamento do sistema de áudio.



O sistema (Figura 40) possui alto-falantes 5.1 com canais da esquerda, direita e centro, dois alto-falantes satélites traseiros e um subwoofer.

5.3 Ambiente Virtual do Sistema - Virtual Brainy Chair

Por meio das fundamentações e comparações realizadas entre cada técnica a ser aplicada e as limitações vivenciadas pelos usuários e pesquisadores, buscou-se desenvolver um protótipo com ambiente de treinamento, onde os usuários poderão treinar a locomoção por meio de Ambiente Virtual e produzir os movimentos reais com a cadeira de rodas.

O sistema proposto é um Ambiente Virtual de treinamento para cadeirante com deficiência visual integrado aos sinais cerebrais. Desta forma, executa os movimentos com as técnicas de Realidade Virtual para suportar feedback na orientação e navegação.

Além disso, o emprego de técnicas de áudio 3D estimula as habilidades sensoriais possibilitando a imersão. A implementação de recursos auditivo também foi considerada, porque é um diferencial que tem sido pouco utilizado. Não por falta de soluções tecnológicas, mas, pela dificuldade em responder “onde”, “qual”, “quando” e “porque” utilizá-lo (HOUNSELL *et al.*, 2006).

A locomoção ocorre de uma forma mais independente, com controles pré-definidos, por meio das expressões faciais. Isto define o envio de comandos para realização de ações, assim permitindo a exploração e navegação no ambiente. O Ambiente Virtual inicia-se com uma vista panorâmica de entrada, conforme Figura 41.

Figura 41 – Visão Geral do Ambiente Virtual.



O ambiente é composto por vias públicas, calçadas, obstáculos, casa, cercas, árvores, postes, hidrantes e jardins. Foi modelado o Ambiente Virtual baseando-se nas características urbana da residência do usuário, com intuito de facilitar a visualização a colaborar com a utilização do Ambiente Virtual.

Essas informações foram compartilhadas pelo fisioterapeuta ainda na fase de concepção do Ambiente Virtual. Apenas os elementos como hidrantes e a árvores foram inclusos de maneira a incluir desafios na navegabilidade. Além disso, o AV disponibiliza um espaço livre de movimentação virtual, sem barreiras representado pela via pública, limitando a locomoção dentro da quadra.

O primeiro passo consiste no treinamento. Durante a fase de treinamento, o usuário somente realiza a navegação pela calçada. O início da atividade de treinamento consiste em habilitar o usuário a efetuar as expressões e mover-se no ambiente. O experimento consiste no usuário fazer uma navegação independente no Ambiente Virtual, tendo como objetivo final, uma volta ao redor da casa pela calçada.

A qualquer momento o fisioterapeuta pode interferir interrompendo o experimento, caso necessário. Cada sessão consiste em dois conjuntos de atividades: treinamento no Ambiente Virtual e, após a sessão caso o médicos e fisioterapeutas concluïrem que seja viável, a utilização da cadeira de rodas real.

Considerando a estratégia de integração com o *neuroheadset Emotiv Epoc*, foram definidas correlações das expressões faciais, executando os comandos de movimentação, tanto no Ambiente Virtual quanto na cadeira de rodas, conforme descrita na Tabela 12.

Tabela 12: Lista de comandos faciais de execução dos movimentos.

Movimento	Comando: Expressão Facial	Critério 1: Tempo para Executar	Restrição*
Frente	Piscada Dupla	3 Segundos	Intervalo de 1 Segundo
Atrás	Movimentar sobrancelha duas vezes em seguida	3 Segundos	Intervalo de 1 Segundo
Direita	Olha a Direita duas vezes depois de parar	3 segundos	Em conjunto com a movimentação da cabeça
Esquerda	Olha a Esquerda duas vezes depois de parar	3 segundos	Em conjunto com a movimentação da cabeça
Parar	Sorrir duas vezes em seguida	3 Segundos	Intervalo de 1 Segundo

*As restrições são devidas as limitações do equipamento Emotiv Epoc na Captura e classificação dos sinais podendo gerar movimentações involuntárias.

Para navegação no AV, é necessário efetuar um treinamento para o usuário entender o processo de locomoção. Em contrapartida, foi desenvolvido um conector (GerenciadorEEG), para comunicação com o micro controlador Arduino, que tem a lógica para alimentar (força) e executar as ações de movimento junto ao motor para que ocorra as movimentações da cadeira de rodas. Nesta proposta admitiu-se a utilização do protótipo de duas formas: (1) Paciente com o EMOTIV EPOC + Ambientes Virtual; (2) Paciente com o EMOTIV EPOC + Ambiente Virtual + CADEIRA DE RODAS.

5.4 Características do sistema desenvolvido

A partir do momento que o dispositivo Emotiv Epoc faz a captura dos sinais EEG, estes são enviados para API processar e classificar os sinais. Os dados são enviados pelo GerenciadorEEG, por sua vez são enviados ao Ambiente Virtual.

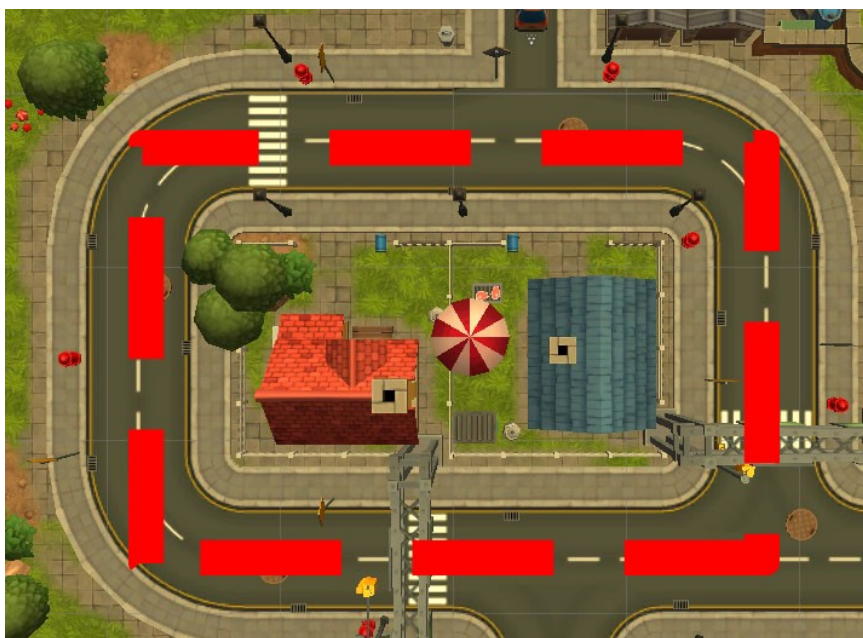
Como mencionado anteriormente, este projeto, foi modelado com o uso da Engine Unity 3D. Para tanto, foi necessário utilizar todos os recursos da ferramenta inclusive o scripting e funções multimídia para enriquecer as cenas do AV.

Além disso, foram utilizados elementos 3D (modelos) da asset store da engine Unity 3D, para criação completa do Ambiente Virtual conforme Figura 41.

Os treinamentos foram projetados para serem conduzidos ao redor da casa, com obstáculos e interações para simular a locomoção.

A movimentação comandada por EEG acontece por meio de um avatar do cadeirante na cadeira de rodas. O paciente é conduzido por orientação de sons 3D, afim de chegar ao destino, conforme a Figura 42.

Figura 42 – Rota do Ambiente Virtual.



O principal personagem do Ambiente Virtual é o paciente (Figura 43), um avatar com fisionomia próxima à do paciente para gerar mais realismo para o fisioterapeuta. Os movimentos básicos, como: frente, trás, direita, esquerda e parar foram implementados.

Figura 43 – Modelo 3D do paciente no Ambiente Virtual



Portanto, foram definidas correlações das expressões faciais executar os comandos de movimentação tanto no Ambiente Virtual quanto com cadeira de rodas, conforme descrita na Tabela 12, apresenta todas as ações projetadas para o protótipo.

Para complementar o ambiente 3D, foi desenvolvido o componente de Áudio 3D aos elementos e a câmera o componente áudio listener, que vai buscar todos os objetos que tenha áudio source habilitados. A ação de movimento projeta uma reta e identifica cada objeto de acordo com a aproximação do movimento e o avanço do deslocamento com o avatar cadeirante. Em seguida, a caixa de som mais próxima é acionada, melhorando a imersão no Ambiente Virtual.

5.5 Funcionamento do Sistema

Nesta seção está apresentado o experimento do sistema protótipo que simula a locomoção em Ambiente Virtual. O primeiro passo é umidificar a cabeça com uma solução salina semelhante ao líquido utilizado em lentes de contato, conforme Figura 44.

Figura 44 – Paciente sendo preparado para utilizar o Emotiv Epoc.



O paciente é posicionado na cama, com uma almofada nas costas, e sempre perguntado ao usuário se a posição está confortável, enquanto é encaixado o capacete para ficar na posição para aquisição correta dos sinais EEG. Em seguida, na Figura 45 é mostrado como ficou o equipamento na cabeça do usuário e o mesmo preparado para iniciar uma sessão com o projeto.

Figura 45 – O paciente utilizando o Emotiv Epoc para iniciar uma sessão.



O notebook é inicializado e verificado a conectividade com o *neuroheadset*, desta forma inicializando o Ambiente Virtual, onde posiciona a câmera em uma visão geral (Figura 46).

Figura 46 – Modelo 3D do paciente no Ambiente Virtual



Após 5 segundos a câmera é posicionada atrás do avatar cadeirante e apresenta uma mensagem de boas-vindas por meio de áudio e texto na tela do projeto. Começa com a instrução (escrita e falada) de relaxamento para o usuário limpar a mente porque irá estabelecer o treinamento para navegação e controle dos movimentos virtuais, onde exibirá mensagens por meio de áudio e mensagens na tela.

Neste primeiro momento, os movimentos testados poderão ser acionados, depois da mensagem apresentada por meio de som ao paciente conforme Figura 47.

Figura 47 – Tela Inicial do treinamento virtual



O paciente irá se mover pelo Ambiente Virtual utilizando o EMOTIV EPOC, fazendo as expressões faciais. Vale ressaltar que a médica fica acompanhando para validar, os movimentos que são executados de acordo com o planejamento.

Nesta primeira parte da sessão, todos os circuitos foram executados com o paciente em cima da cama, conforme demonstrado na Figura 48, e logo após a conclusão de maneira satisfatória o indivíduo foi encaminhado para 2ª parte do treinamento na cadeira de rodas.

Figura 48 – Simulação em andamento, com o paciente na cama.



O fisioterapeuta tem um protocolo para execução dos movimentos solicitados em ambiente de treinamento. Ao final desta primeira parte o paciente é perguntado, se deseja continuar a segunda parte com a cadeira de rodas.

O paciente é acomodado em cima da cadeira de rodas, segurado por cinta de, ajusta-se o notebook na parte de atrás da cadeira de rodas, após posicionamento do paciente, apresentado na Figura 49, o fisioterapeuta e a médica fazem o acompanhamento bem de perto.

Figura 49 – Simulação em andamento com o paciente na cadeira de rodas



Ao final do experimento foi passado um questionário avaliativo ao fisioterapeuta e paciente, com perguntas relacionada a experiência obtida com o experimento, afim de coletar informações sobre: Ambiente Virtual, Cadeira de rodas e a sessão em si.

5.6 Sumário e Conclusões

Este capítulo apresenta um sistema que fornece uma aplicação de navegação para ajudar no treinamento na locomoção de usuários com deficiência visual em cadeira de rodas utilizando as expressões faciais. Ao utilizar o sistema, o usuário consegue navegar em Ambiente Virtual de maneira independente.

Também foram descritos os experimentos, onde observou-se que o uso do EEG auxilia na atividade motora destes pacientes, contribuindo para sua inclusão social.

Os requisitos propostos para o sistema foram implementados. O sistema permite o treinamento da locomoção em um Ambiente Virtual e uma cadeira de rodas real. Além disso, é possível observar melhorias no campo cognitivo do paciente.

Este capítulo também apresentou o sistema, detalhando como foi o processo de adequação da cadeira de rodas e Ambientes Virtuais no contexto de locomoção.

O próximo capítulo apresenta os resultados alcançados por meio da utilização do sistema proposto.

Capítulo 6

Resultados e Limitações

6.1 Introdução

Este capítulo apresenta os resultados advindos do sistema desenvolvido. Como prova de conceito, foi desenvolvido um Ambiente Virtual integrado com sinais EEG para suportar a navegação natural, utilizando a tecnologia de um *neuroheadset* como protótipo. Os testes de navegação foram realizados por um voluntário cadeirante com deficiência visual, com o objetivo de demonstrar a viabilidade das abordagens propostas neste protótipo. A análise inclui os seguintes aspectos: uso do Ambiente Virtual com ondas cerebrais, validação da capacidade de navegação e controle de movimentos e empregabilidade do protótipo como ferramenta de treinamento.

O capítulo também apresenta a metodologia adotada para realizar essa avaliação e os resultados obtidos nesta pesquisa, apresentando informações referente à suas etapas, às amostras selecionadas e aos instrumentos de coleta de dados.

6.2 Metodologia da Avaliação

6.2.1 Amostra

A fim de cumprir o objetivo de avaliar o potencial das técnicas computacionais aqui propostas, o software foi testado com um voluntário cadeirante com deficiência visual. O teste foi realizado na residência do voluntário, que está sob os cuidados da instituição Associação de Apoio à Criança Deficiente (AACD). O projeto submetido e aprovado pelo Comitê de Ética da UFU (Anexo III).

Segundo (BABIN *et al.*, 2005), um censo envolve a coleta de dados de todos os membros de uma população. Na maioria das situações, não se consegue executar o censo. Portanto, extrai-se uma amostra representativa da população. A população à qual se refere o público que se deseja estudar são cadeirantes do tipo paraplégicos e deficiência visual.

O procedimento de extração da amostragem pode ser classificado em dois tipos: probabilístico e não-probabilístico. A amostragem probabilística é realizada por meio da seleção aleatória de um determinado número de indivíduos de uma população, sendo que seus resultados podem ser generalizados para a população alvo com um determinado nível de segurança. Já na amostragem não-probabilística, a seleção de elementos para a amostra não é

necessariamente feita com o objetivo de ser estatisticamente representativa da população. A característica da amostragem não-probabilística está no pesquisador basear-se em métodos como sua experiência pessoal e o conhecimento de especialistas da área para a composição da amostra a ser analisada. Isso, contudo, não invalida resultados obtidos com amostragens não-probabilísticas que, geralmente, são adotadas em pesquisas exploratórias e nada impede que tais evidências possam ser complementadas por pesquisas futuras (BABIN *et al.*, 2005).

Neste sentido, o tipo de amostragem utilizado nesta pesquisa caracteriza-se como não-probabilístico, sendo, especificamente, denominado de amostragem por conveniência, em que neste caso, há uma seleção de elementos da amostra que estejam mais disponíveis para tomar parte do estudo e que podem oferecer informações necessárias (BABIN *et al.*, 2005). A instituição escolhida foi aquela que estava com acesso disponível e permitido ao pesquisador, o que caracteriza a seleção como não-probabilística, por conveniência. O paciente da pesquisa apresenta a seguinte caracterização:

- Idade: 32 anos
- Sexo: Masculino
- Estado Civil: Divorciado
- Escolaridade: Superior incompleto
- Diagnostico: Trauma de alto impacto após acidente de transito
- Apresenta perda total da visão
- Sabe ler/escrever (Não brailleur)
- Acompanhamento: Mensal
- Atividades: Fisioterapia
- Facilitadora: Mãe e a Médica
- Conhecimento prévios de informática: Não possuía
- Hobby: Ouvir os jogos do Corinthians e música
- O que gostaria de aprender: A se locomover
- Observador: Fisioterapeuta

O paciente sofreu um acidente de carro quando retornava para casa depois de uma jornada de trabalho. O paciente foi diagnosticado como poli traumatizado com perda de massa encefálica, com conseqüente traumatismo craniano, ocasionando a perda da visão, e dos movimentos do pescoço para baixo e também da fala.

O mesmo possui um plano alimentar individualizado, conforme orientações do médico, normalmente ingestão controlada via oral, que consiste em dieta líquida completa na forma combinada com controle de nutrientes, visando suprir a demanda energética.

O único meio de comunicação do paciente são as piscadas. Durante o período que esteve internado para recuperação do acidente, a mãe do paciente percebeu os estímulos dos olhos apresentava relação com o entendimento das perguntas. O mesmo respondia pela piscadas dos olhos e foram desenvolvendo uma maneira de se comunicar.

Atualmente, a mãe dita o alfabeto e o paciente pisca na letra que deseja para formar a palavra, sucessivamente, até completar a palavra ou frase. Mas, a mãe vai completando as palavras quando identifica o que ele está tentando dizer com as piscadas.

O presente tratamento ocorre, principalmente, pela fisioterapia mensal e pela utilização de medicamentos. Contudo, está iniciando uma nova abordagem com *neuro-feedback* para que possa melhorar sua qualidade de vida.

As fontes de material utilizadas na pesquisa foram os questionários aplicados (Anexo I) e outras informações fornecidas pelos indivíduos participantes (experiência do usuário, usabilidade, desempenho, qualidade do software, necessidades de melhorias, etc.).

6.3 Aspectos Éticos

O projeto foi submetido à avaliação do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), da Universidade Federal de Uberlândia (UFU) e foi aprovado.

Todos envolvidos foram esclarecidos a respeito do objetivo, procedimentos, benefícios e riscos da pesquisa e, uma vez tendo concordado em participar deste estudo, foram instruídos a assinar um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) foi aplicada à cuidadora e a médica, conforme Resolução nº 510/2016 do Conselho Nacional de Saúde.

6.4 Procedimento

Os experimentos foram realizados em 4 sessões, tendo ocorrido, sequencialmente, em períodos espaçados entre 30 e 40 dias.

A Tabela 13 exhibe os totais das atividades realizadas e os tempos de treinamentos para este projeto.

Tabela 13: Resumo das sessões de experimentos efetuados.

Atividades	Tempo de Treinamento
Sessões Treinamentos	4
Treinamento com a Ambiente Virtual	4 Horas
Treinamento com a Cadeira de Rodas	4 Horas
Pessoas Envolvidas	De 4 a 5 Pessoas
Equipamentos Utilizados	Ambiente Virtual + Cadeira de Rodas Adaptada

Cada sessão foi efetuada fazendo uso do Ambiente Virtual e cadeira de rodas de forma individualizada, com duração total de 2 horas, contando com preparação, intervalos e interrupções.

Totalizando 8 horas de utilização/treinamento do paciente com acompanhamento da Cuidadora, Fisioterapeuta, Médica e Pesquisador.

Cada sessão ocorria com um tempo total de 120 minutos, dividido em 2 etapas:

1. Treinamento pelo Ambiente Virtual.
2. Treinamento diretamente na cadeira de rodas.

A cadeira de rodas tem algumas limitações:

- a) O paciente utiliza uma cinta para segurança do mesmo;
- b) Peso máximo suportado/testado/aprovado são de 50 a 60 quilos;
- c) Velocidade empregada é 0,40m/s com o percurso percorrido pequeno, o ambiente executa a ação e troca esperando o próximo movimento; e
- d) O fisioterapeuta e a médica ficaram sempre ao lado do paciente para auxiliar no posicionamento da cadeira de rodas e acompanhar cada movimento e a reação do paciente, cada movimento efetuado pela cadeira, a próxima ação e as pausa para iniciar o próximo movimento.

6.5 Protocolo de Intervenção

O intuito das interferências é garantir a segurança e confiabilidade das sessões de treinamento com o acompanhamento de profissionais especializados, com o objetivo principal em garantir resultados reais da pesquisa.

Conforme levantamento em conjuntos com os participantes, as pausas foram definidas seguindo dois parâmetros:

- a) *Tempo* – A cada 25 minutos houve uma pausa de 5 minutos.
- b) *Fases* – Independente do tempo, determinou-se como fundamentais as seguintes interrupções:
 - i. *Pré-imersão ao Ambiente Virtual.*
 - ii. *Pós-Imersão ao Ambiente Virtual.*
 - iii. *Pré-imersão na Cadeira de Rodas.*

Durante as pausas das sessões, foram coletados dados como: frequência cardíaca, temperatura corporal e pressão arterial. O objetivo observacional para pesquisar a relação das atividades efetuadas com as informações fisiológicas.

6.6 Resultados

Para avaliar o desempenho do sistema e verificar se o paciente é capaz de efetuar o treinamento no Ambiente Virtual, foi utilizado o estudo de Clemente (2014) que desenvolveu uma metodologia de avaliação de interfaces que fazem o uso da Realidade Virtual e os sinais cerebrais (EEG) para treinamento e reabilitação (CLEMENTE *et al.*, 2014).

Todos os procedimentos foram seguidos para proteger o bem-estar físico e mental do paciente, bem como seu anonimato.

A análise realizada abrange os seguintes aspectos:

- A validação da arquitetura e requisitos para cadeirantes com deficiência visual;
- A integração do Ambiente Virtual com sinais cerebrais;
- Validação da navegação e controle dos movimentos;
- A empregabilidade do protótipo como ferramenta de treinamento; e
- Validação dos dados fisiológicos do paciente.

6.6.1 A validação da arquitetura e requisitos

A validação da arquitetura e dos requisitos se baseia na especificação estabelecida, verificando a inconsistência, omissões e erros. Se o sistema cumpre com a proposta

estabelecida, com a revisão técnica com o rastreamento das características e estabelece quais foram atendidos, conforme demonstrado na Tabela 14.

Tabela 14 – Comparativo de características e recursos com o sistema proposto.

	(BAGACINA <i>et al.</i> , 2014)	(KAUFFMAN <i>et al.</i> , 2015)	(ABIYEV <i>et al.</i> , 2015)	(RANI <i>et al.</i> , 2015)	(AKILA <i>et al.</i> , 2015)	(KIM <i>et al.</i> , 2016)	(SOUZA <i>et al.</i> , 2017)
Treinamento/Simulação em Realidade Virtual para cadeirante	⊗	✓	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Quantidade de movimentos controlados	1.Frente	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda 5. Parar	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda	1.Frente 2.Trás	1.Frente 2.Trás	1.Frente 2.Trás 3. Direita 4.Esquerda 5. Parar
Suporte ao EEG	✓ Facial	✓ Tátil	✓ Emocional	✓ Piscada Atenção	✓ Piscadas Atenção Meditação	✓ Vibro Tátil	✓ Facial
Implementação de Áudio 3D	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Feedback ao Usuário	⊗	✓ Visual	⊗	⊗	⊗	⊗	✓
Suporte a cadeirante com deficiência visual	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	⊗	✓

Além da validação dos recursos do sistema projetado, foi validado o desempenho, compatibilidade e os mecanismos do Ambiente Virtual como: imersão, interação e o envolvimento.

A *imersão* foi melhorada com a implementação do áudio tridimensional e o feedback ao usuário tanto ao paciente quanto aos que acompanham e avaliam os treinamentos. Com a característica de suporte ao EEG, aprimora a *interação* com os objetos virtuais e/ou reais de modo natural atribuindo maior alcance funcional ao sistema. Em condições clínicas complexas, o *envolvimento* é um fator primordial para o treinamento, quando um sistema é indicado de forma específica como neste caso para cadeirante com deficiência visual, motiva o seu público.

De fato, um ambiente de simulação colabora com a segurança e no processo de aprendizado, antes de expor o paciente de forma direta a tarefa real.

6.6.2 A integração do AV com sinais cerebrais

A integração de EEGs no controle de cadeira de rodas visa alcançar um alto nível de dados relacionados à usabilidade, para comparar a interação da interface BCI, permitindo um controle e experiência satisfatórios.

O experimento começou medindo o tempo de comunicação entre a captura e processamento das ondas cerebrais para o movimento representado no Ambiente Virtual e a performance da cadeira de rodas.

A Tabela 15 demonstra que o Emotiv apresenta um falso positivo para detecção (erro 5%) para detecções da representação facial, contra 2% para a API Emotiv. Esse resultado, no entanto, não compromete o experimento, pois cada movimento pode ser validado visualmente pela expressão facial.

Outro ponto importante foi equilibrar o sistema para alinhar os tempos de cada componente e assim proporcionar um sincronismo para replicar o movimento de forma natural.

Na Tabela 15, é possível observar também as métricas de utilização do *neuroheadset*, onde foi possível catalogar a métrica de processamento do EEG junto ao sistema.

Tabela 15 – Métrica de processamento do EEG

Módulos do Sistema Virtual Brainy Chair	Tempo de captura e processamento [s]	Errors ou Falhas de Execução (%)	Sistema de controle/Feedback
#1) Emotiv Epoc	1 Sec	5%	Externo
#2) API	2.5 Sec	2 %	Dinâmica
#3) Ambiente Virtual	3 Sec	1 %	Programável
#4) Conector + Cadeira de Rodas	4 Sec	0.1 %	Robótica

Para realizar inspeções de usabilidade e classificação das interações de EEG e da cadeira de rodas, tornou-se necessário realizar vários testes especializados de acompanhamento, com testes direcionados ao desempenho do protótipo desenvolvido. A preocupação era buscar a eficácia necessária para execução dos movimentos sincronizados entre o usuário e os módulos do sistema. O teste foi efetuado de forma unitária, baseada nas métricas de: tempo e taxa de erros desta maneira validar o funcionamento do sistema desenvolvido. Na métrica *Emotiv Epoc* foi verificado o tempo para capturar os sinais EEG é de 1 segundo e a taxa de falhas de reconhecimento dos movimentos involuntários, que teve uma taxa de 5%, de certa forma alta para execução dos movimentos, afim de minimizar o impacto disto foi implementado a estratégia de executar duas vezes a expressão facial, deste modo minimizando essa taxa de erro.

A *API Emotiv Epoc* tem uma performance de processamento entorno de 2,5 segundos independente da expressão e taxa de assertividade de 98%, sendo totalmente aceitável para solução desenvolvida. O impacto no *Ambiente Virtual* é de 3 segundos para movimentação no AV com uma taxa de acerto de 99% dos movimentos classificados. A movimentação da cadeira rodas é efetuada depois de 4 segundos e taxa de erro muito baixa em 0,01.

Com essas informações é possível observar a relevância para avaliar a performance de funcionamento do sistema como satisfatória.

6.6.3 Validação da navegação e controle dos movimentos

Enquanto começava o trabalho técnico de teste, as métricas começaram a ter significado, por meio da medição de índices de produção (operação), onde foram medida cada sessão, tipos de treinamento, erros, colisões, intervenções e precisão dos movimentos.

O Ambiente Virtual apresentou várias modificações durante as concepções pré-estabelecidas. Mas, para tal comparação, realizaram-se dois testes contemplando o Ambiente Virtual e a cadeira de rodas, em momentos usando apenas o Ambiente Virtual e outro usando o Ambiente Virtual mais a cadeira de rodas (Tabela 16).

Tabela 16 – Resultado das sessões

Trials	Tipo de Treinamento	Tempo efetivo do treinamento (minutos)	Número de Colisões (VE)	Intervenções para Instruções	Errors do Sistema / Paciente	Precisão dos Movimentos (%)
Trial (Sessão 1)*	Ambiente Virtual	21	43	18	7 / 7	51%
Trial (Sessão 1)*	Cadeira de rodas	44	57	26	8 / 8	45%
Trial (Sessão 2)*	Ambiente Virtual	18	35	15	5 / 5	62%
Trial (Sessão 2)*	Cadeira de rodas	34	19	19	6 / 6	58%
Trial (Sessão 3)**	Ambiente Virtual	16	28	12	4 / 1	74%
Trial (Sessão 3)**	Cadeira de rodas	28	15	16	2 / 1	70%
Trial (Sessão 4)**	Ambiente Virtual	15	21	5	2 / 1	87%
Trial (Sessão 4)**	Cadeira de rodas	24	13	5	3 / 1	80%

* Primeira versão do protótipo (Fase 1)

** Foram aprimoradas as instruções de áudio e feedback (Fase 2)

Nas duas primeiras sessões, observamos que o paciente apresentava um baixo nível de classificação EEG correta, devido à falta de instruções formatadas com passo-a-passo para orientar cada movimento de forma mais detalhada.

As sessões #3 e #4 apresentaram melhores resultados, principalmente, depois ajustar as implementações dos comandos de instrução com áudio mais interativo no Ambiente Virtual, especialmente para o tempo de execução das atividades. Estes são indicadores de que houve uma evolução, isto é, uma aprendizagem no processo de interação.

6.6.4 Empregabilidade do protótipo como ferramenta de treinamento

O processo de treinamento incorpora um processo de aprendizado somático que visa desenvolver as capacidades perceptivas do paciente, na medida em que elas formam a base subjacente ao controle por meio EEG aos movimentos.

De acordo com Clemente (2014), sua metodologia de avaliação de Ambientes Virtuais que utilizam o EEG para navegação apresenta questionário em condições não paramétricas que analisa o senso de presença, controle e feedback. Para as realizações das inspeções de usabilidade dos experimentos se fez necessário a presença de profissionais especializados para o acompanhamento e foi preparado um questionário para as sessões direcionadas ao paciente e os profissionais da saúde (médica e fisioterapeuta), conforme apresentado no Apêndice I – Formulário de Avaliação das Sessões.

A avaliação ocorre em duas partes, coletando informações de usabilidade do paciente e dos profissionais de reabilitação que estão acompanhando no tratamento como: médico e o fisioterapeuta do paciente. Ao final, é fornecido um parecer referente a performance da sessão, seguindo as diretrizes de Clemente (2014), conforme Apêndice I – Formulário de Avaliação das Sessões, com o suporte do *checklist* de perguntas direcionadas ao paciente e profissionais de saúde (Médico/Fisioterapeuta).

A. Paciente

i. Você usaria novamente o sistema?

O paciente respondeu todas as 4 vezes que voltaria a utilizar o experimento. As respostas foram coletadas por meio das piscadas dos olhos para sim e movimento da cabeça como negativo. O paciente respondeu de forma positiva quanto a repetição das atividades.

De acordo com os profissionais que acompanham o paciente, ele está apresentando mais alegria com as sessões, inclusive pede para mãe ligar, para saber quando será a próxima sessão.

ii. Você se sentiu como se estivesse em um ambiente diferente durante os treinamentos em cima da cama?

Sim, o paciente indica corretamente a direção de onde está vindo o som, e isso contribui de forma significativa na interação, mesmo não tendo a visão.

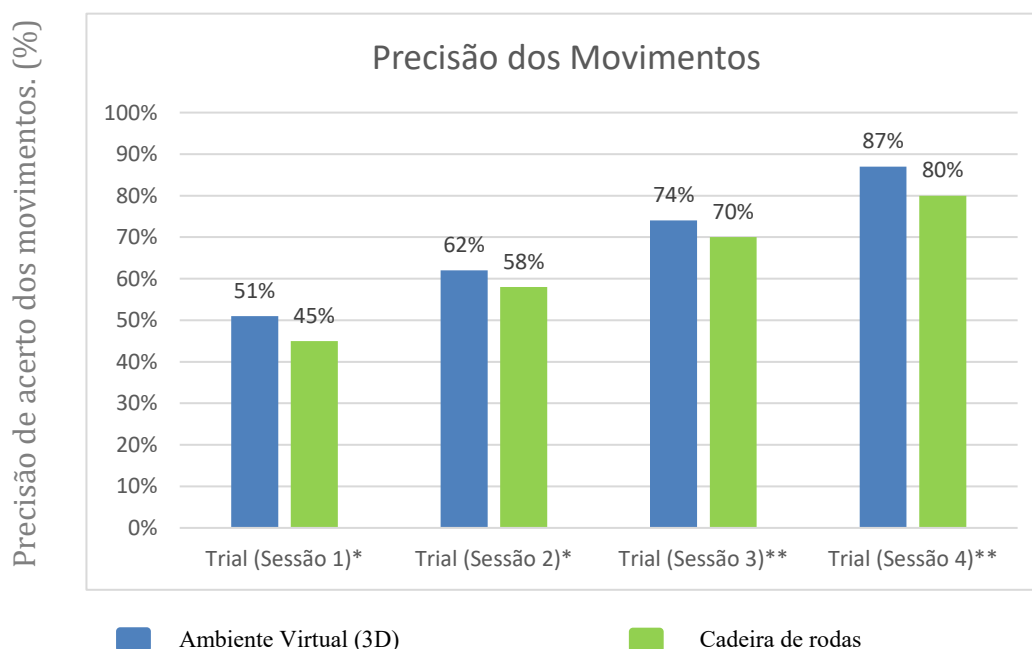
Quando o paciente está na cadeira de rodas, é percebido uma maior felicidade por parte do paciente, conforme observado, gosta muito de utilizar a cadeira de rodas, devido a movimentação real.

iii. As orientações foram claras, para você se locomover?

Quando se iniciou a primeira sessão, não estava incluído o Áudio 3D. De acordo com as reações observadas, a implementação do recurso surgiu como uma alternativa a ser avaliada. A partir da segunda sessão, o paciente demonstrou melhores resultados com as informações de feedback de orientação e confirmação da movimentação na cadeira de rodas.

Conforme aprimorado as orientações no sistema com o áudio tridimensional e o feedback para o administrador e ao paciente, uma melhor precisão aos movimentos foi alcançada. Portanto, este item colabora com o critério de eficiência, conforme Figura 50.

Figura 50 – Resultado das sessões baseadas na precisão dos movimentos.



Conforme apresentado na Figura 50, percebe-se que o treinamento no Ambiente Virtual produziu um acréscimo de aprendizado em cada sessão e que esse acréscimo foi refletido quando aplicado na cadeira de rodas real.

Isto destaca o potencial do treinamento suportado pelo Ambiente Virtual integrado como Audio3D. Acredita-se que com o passar do tempo, a adaptação do usuário à cadeira de rodas

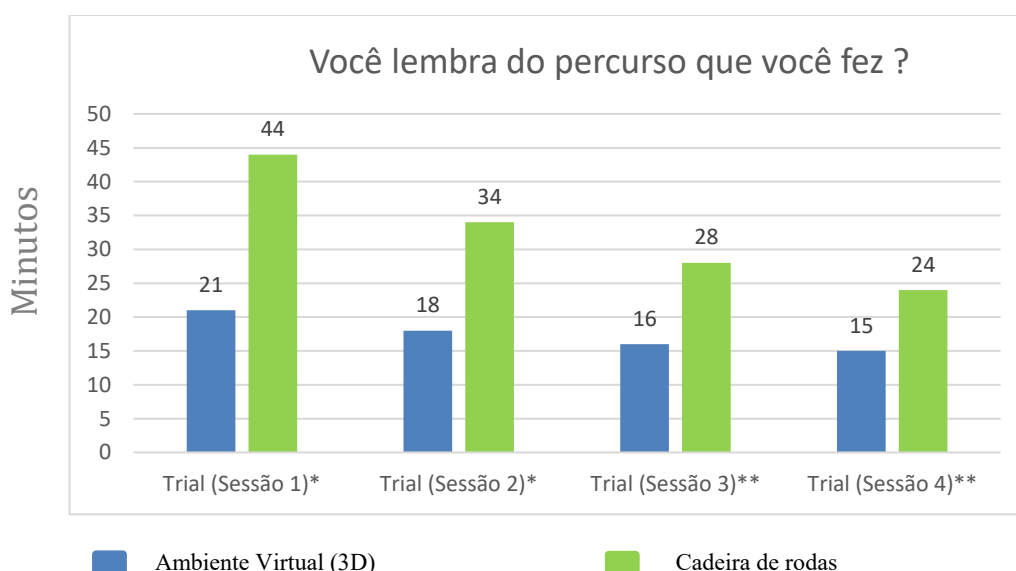
real tende a ser cada vez maior, em um espaço de tempo menor. Como pode ser observado no próximo resultado.

iv. Você lembra o percurso que você fez?

A Figura 51 demonstra que o usuário está cada vez mais rápido para fazer o percurso. Segundo os profissionais que acompanham o paciente, esse número indica que o mesmo lembra do percurso, e está a cada sessão evoluindo quanto a dinâmica dos movimentos.

A usabilidade tem como finalidade elaborar interfaces capazes de permitir uma interação fácil, agradável, com eficácia e eficiente.

Figura 51 – Tempo de execução do percurso (minutos).



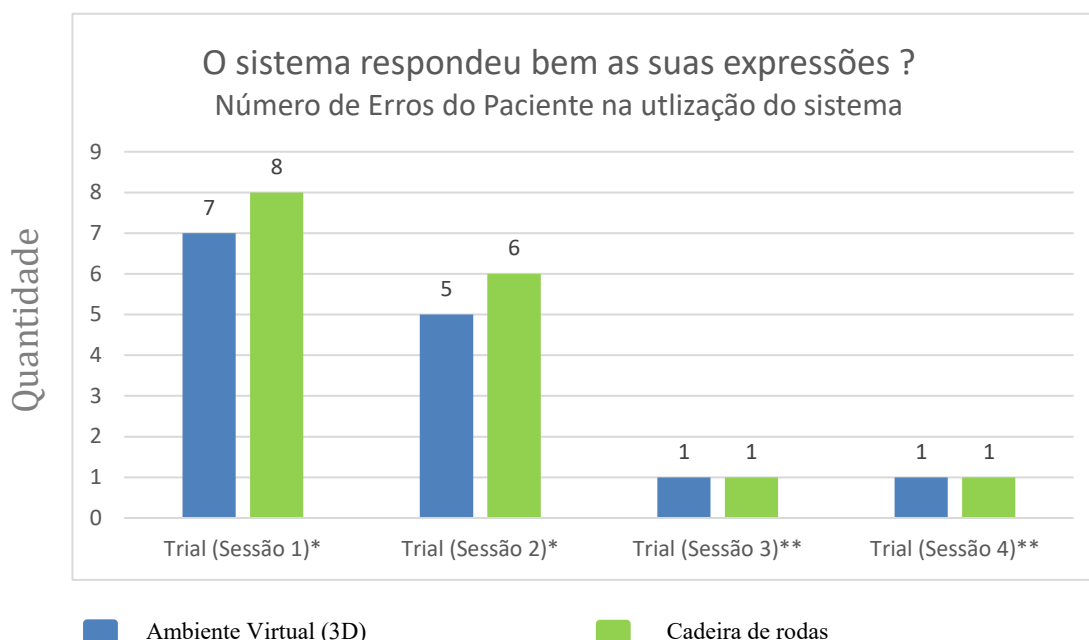
Portanto, o sistema está contribuindo com o processo de memorização, que é um fator importante para treinamento. A memorização se refere ao fato do paciente estar munido de aspectos que torne fácil sua recuperação, caso o usuário retorne ao sistema após um período de ausência.

A memorização pode ser avaliada por meio do registro do tempo decorrido desde a última interação e do tempo utilizado para executar uma tarefa específica. Uma outra maneira de avaliar é verificar se, após um determinado tempo de interação, o usuário é capaz de reconhecer comandos e ações específicas.

v. Você pensa que o sistema respondeu bem as suas expressões?

A Figura 52 demonstra os erros do paciente na utilização do sistema. O critério de erros do paciente representa a facilidade e adaptabilidade de uso ao longo das sessões.

Figura 52 – Quantidade de erros na utilização do sistema ao longo das sessões.



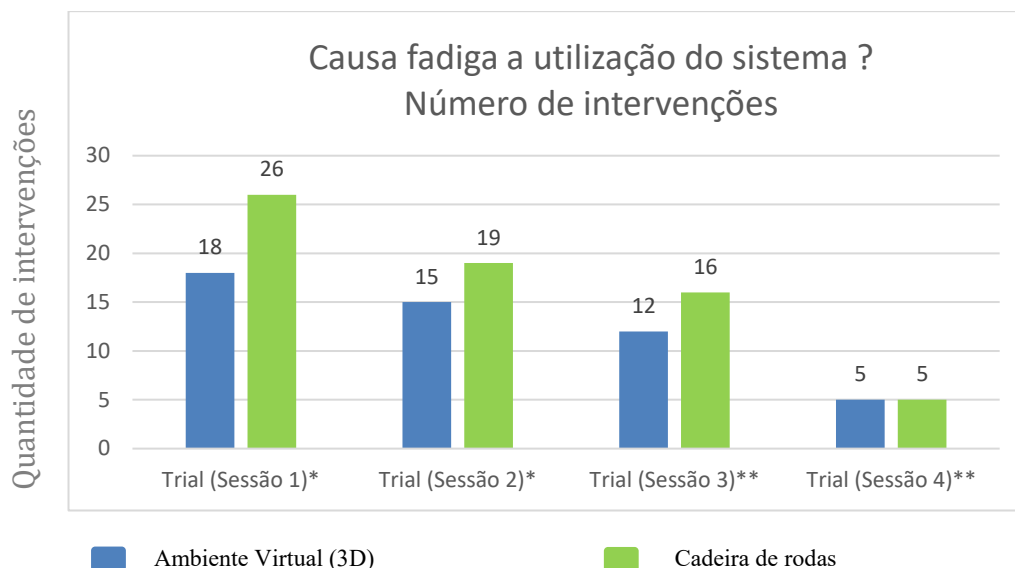
Apresentado na Figura 52, observa-se que o sistema está contribuindo no critério da aprendizagem, pois o usuário, ao longo do tempo, está se adaptando ao AV proposto.

De fato, quanto a este quesito de aprendizagem verificou-se que o sistema pôde apresentar facilidade de uso, permitindo que mesmo sem experiência, o usuário seja capaz de realizar alguma tarefa.

Este atributo é considerado o mais importante, pois para que ocorra uma interação, a interface deve apresentar características que facilitem sua utilização.

vi. Cansa ou causa fadiga a utilização do sistema?

O cansaço ou a fadiga é identificada quando há muitas intervenções de qualquer tipo, como pode observar na Figura 53. O maior índice de intervenções é feito com a cadeira de rodas, por ser um ambiente controlado, com mais segurança envolvida.

Figura 53 – Análise relacionada ao cansaço.

Este cenário se apresenta quando aparece um determinado problema no sistema. Mas, ao longo do tempo, o sistema foi evoluindo e adaptado para evitar esses problemas.

vii. Você gostou da Cadeira de Rodas?

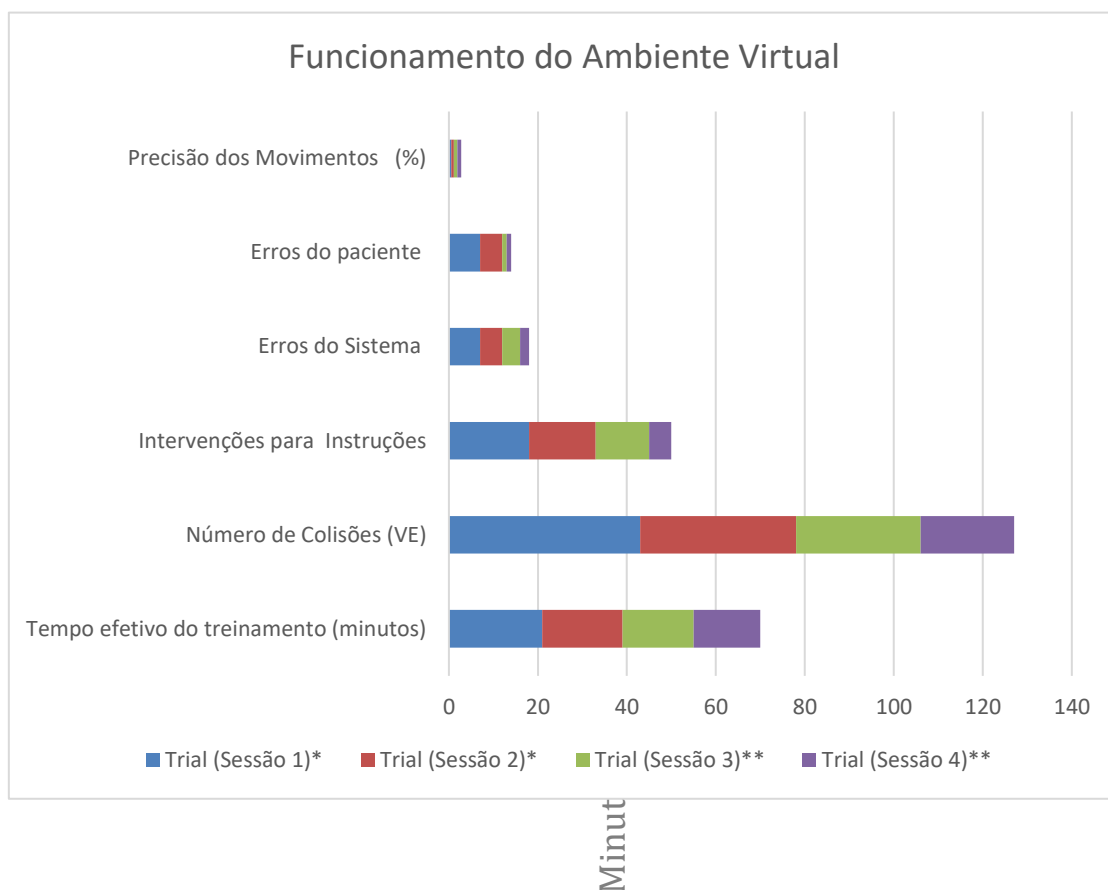
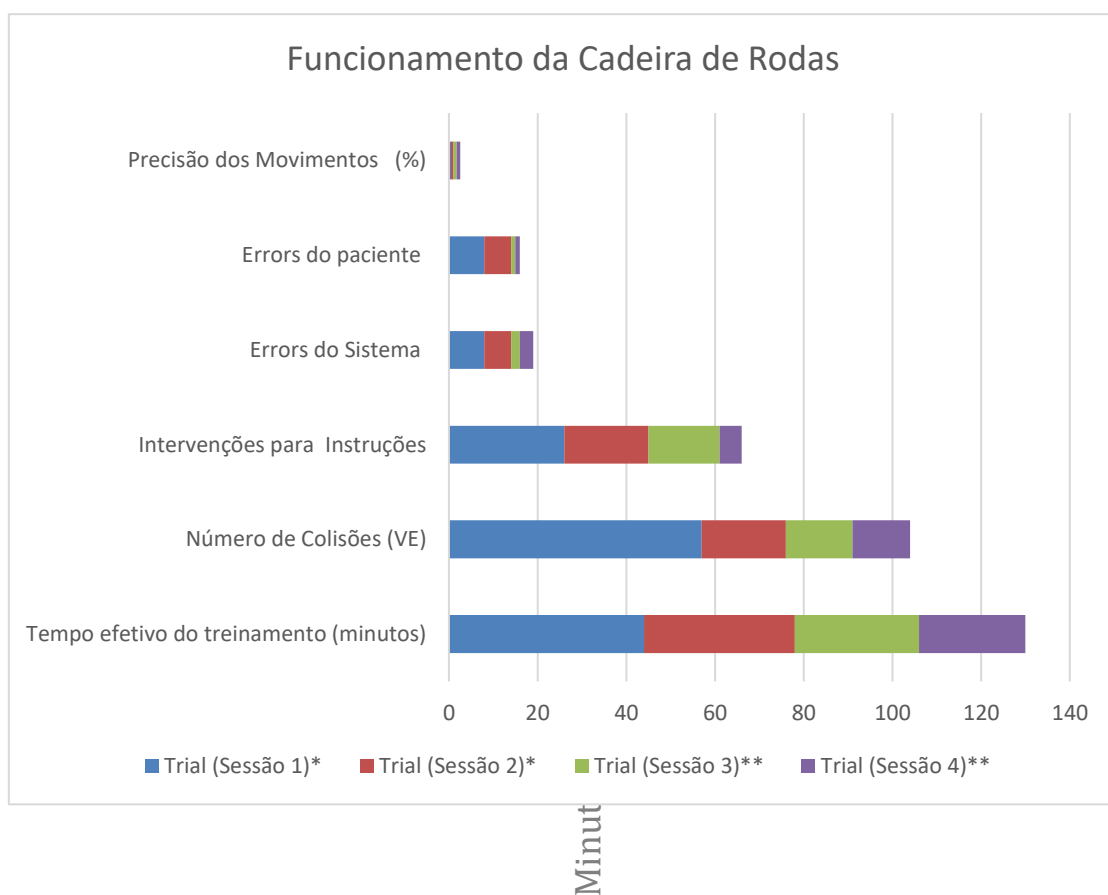
O paciente aprovou a iniciativa do projeto tanto o Ambiente Virtual quanto o uso da cadeira de rodas para o treinamento.

viii. Você conseguiu controlar a cadeira de rodas?

O controle da cadeira de rodas foi feito utilizando os seguintes critérios: precisão dos movimentos, erros do paciente, erros do sistema, intervenções, número de colisões e tempo de treinamento.

De acordo, com as informações geradas das interações tanto no Ambiente Virtual quanto na cadeira de rodas que foi possível controlar a cadeira de rodas conforme indicado nas Figura 54 e 55.

De acordo com os profissionais que acompanharam o projeto, a estratégia utilizada foi acertada, especialmente para o estudo de caso, porque são sessões com tempos determinados, considerando a fadiga e a necessidade de validação por parte dos profissionais e do paciente.

Figura 54 – Análise relacionada ao cansaço.**Figura 55** – Análise relacionada ao cansaço.

ix. O que você melhora no sistema?

Um grande desejo do paciente é desenvolvimento de um mecanismo de comunicação, porque hoje ele utiliza o recurso de piscadas dos olhos. Mas não é toda pessoa que consegue se comunicar de forma prolongada.

O paciente expressou que durante as sessões seria interessante ter uma ferramenta que ele poderia falar pelo Ambiente Virtual de maneira sintetizada, para que alguém que estivesse no local conseguisse escutar.

B. Médico e o Fisioterapeuta

x. Você usaria novamente o sistema?

Os médicos e a cuidadora tiveram posição unanime positiva na utilização do protótipo, inclusive incentivam a continuidade no desenvolvimento do projeto para que seja ampliado para mais cenários de cadeirantes.

xi. Essa abordagem foi adequada do protótipo?

Em opinião em conjunta nas 4 sessões sempre respondem que seria a melhor abordagem.

xii. As orientações foram claras, para você se locomover?

No decorrer dos treinamentos foram observados alguns ajustes, e foram ajustadas após a primeira sessão. Por esse motivo foi pontuada com 25% negativo, referente a sessão de treinamento inicial. Já nas demais foram observadas e corrigidas desta forma os profissionais de acompanhamento das sessões de treinamento avaliaram as demais como positivas, portando, sumarizando o valor de 75% aprovação.

xiii. O paciente melhorou os resultados em comparação com os métodos convencionais?

O paciente demonstrou mais motivado nas sessões de fisioterapias. De fato, houve avanços nas habilidades funcionais do paciente, como abstração, memória, pensamento, expressão facial e foi ótima a criação do ambiente de aprendizado para descobrir como o paciente aprende.

Segundo estes profissionais, trata-se de um local onde problemas podem ser identificados e ainda apresenta oportunidades de adaptação para resolver o desafio proposto.

Uma das coisas observadas é o fato de que o paciente está aprendendo, a cada sessão, a utilizar o protótipo e está alcançando um tempo mais curto a cada sessão. Na quantificação das métricas apresentadas estão descontados os intervalos realizados.

xiv. O que você melhora no sistema?

Os profissionais gostariam de algumas funcionalidades adicionais:

- Utilização de Voz Masculina e Feminina para instruções;
- Geração de Relatórios de cada sessão; e
- Ter uma ferramenta no sistema de comunicação com o paciente.

O fisioterapeuta que acompanha o paciente citou que a experiência foi satisfatória, pois consegue fornecer mais opções ao paciente.

6.6.5 A validação dos dados fisiológicos do paciente

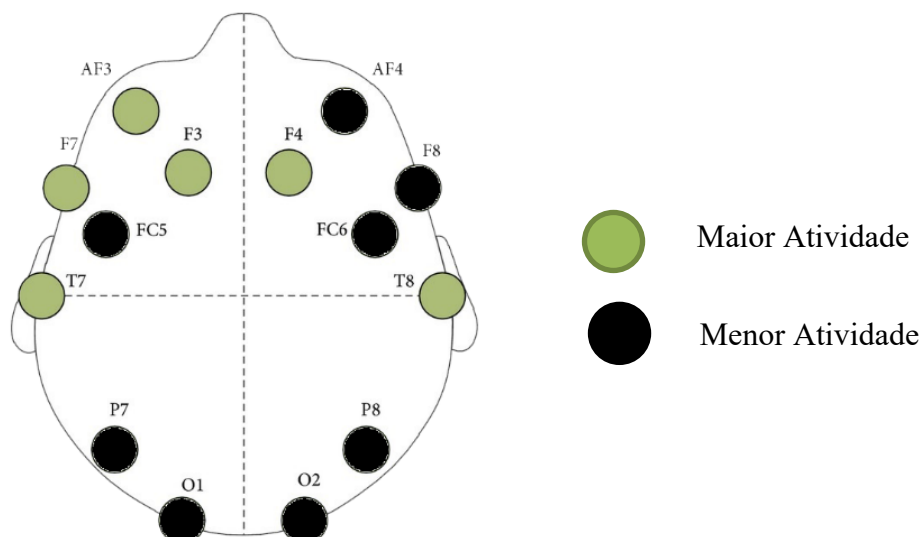
Os registros dos sinais vitais foram considerados, como um instrumento para medir o impacto dos fatores emocionais e físicos do paciente. De acordo com os resultados dos dados fisiológicos, leituras realizadas após as sessões de treinamento, mostram um aumento nos sinais vitais do paciente de acordo com a Tabela 17.

Tabela 17 – Sinais Vitais coletados durante as sessões de treinamentos

	Sessão #1	Sessão #2	Sessão #3	Sessão #4
Antes da Sessão				
Temperatura	36°C	36.1°C	36.1°C	36.1°C
Frequência Cardíaca	78	86	88	87
Pressão	12 / 9	12 / 9	12 / 9	12 / 9
Depois da Sessão				
Temperatura	36.4°C	36.5°C	36.5°C	36.4°C
Frequência Cardíaca	93	96	96	100
Pressão	13 / 9	13 / 10	13 / 9	13 / 9

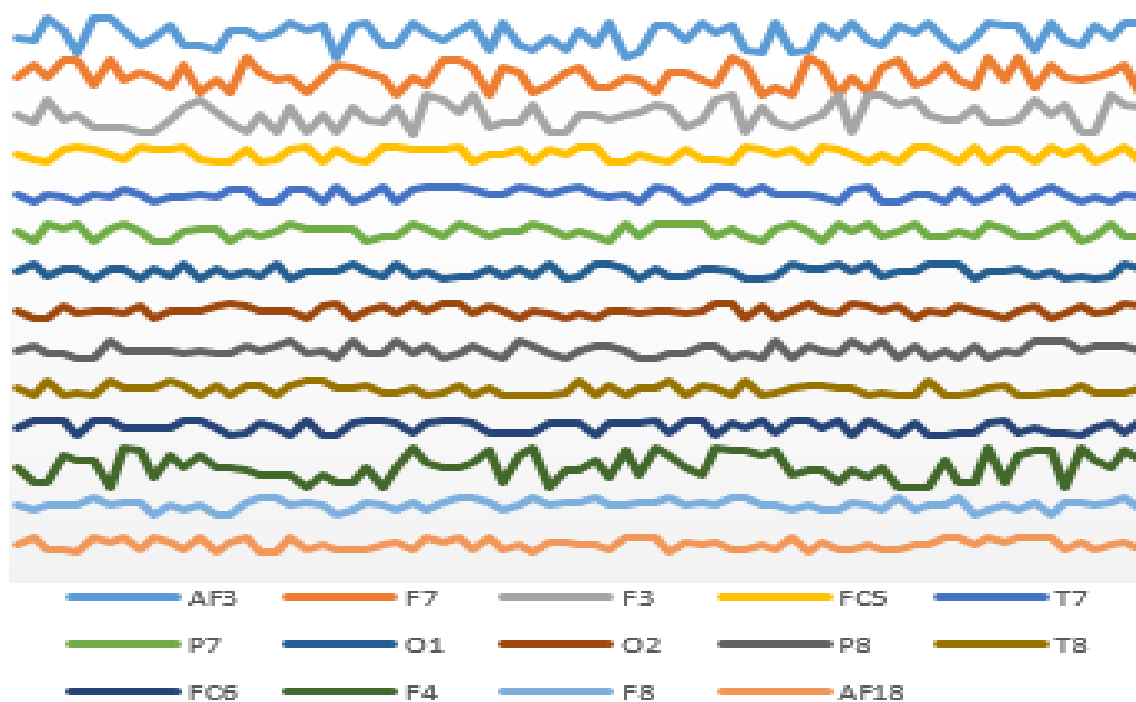
Em especial, a frequência cardíaca, segundo os profissionais que acompanham isso devido a atividade e o nível de concentração para não errar os movimentos.

Além disso, durante os experimentos, os canais AF3, F3, F7, F4, T7 e T8 foram aqueles com a maior atividade e representaram que estes são responsáveis pela navegação e controle de movimentos, conforme mostrado a Figura 56.

Figura 56 – Mapeado os canais EEG com maior intensidade.

Portanto, verificamos que os canais AF3, F3, F7, F4, T7 e T8 devem ser usados para soluções com sinais cerebrais (EEG) para usuários cadeirantes com deficiência visual, conforme mapeado ao longo dos experimentos.

Afim de registro, a última sessão os sinais cerebrais foram armazenados e ficaram registrados conforme representação da Figura 57.

Figura 57 – Sinais coletados durante toda a sessão #4.

6.7 Verificação dos Objetivos

A fim de verificar a contribuição do sistema proposto, realizou-se a validação dos objetivos já apresentados na introdução do trabalho:

1. Construir um Ambiente Virtual de treinamento, para cadeirantes com deficiência visual, cujo controle da cadeira de rodas é feita por meio de EEG.
2. Propor uma solução de treinamento virtual e avaliar o processo de aprendizagem destes pacientes.
3. Gerar uma plataforma integrada de software e hardware para treinamento do usuário, baseada em técnicas de Realidade Virtual, projetada de tal forma que o AV de treinamento seja controlado por meio de captura e processamento de sinais cerebrais do paciente (EEG).
4. Desenvolver, com supervisão de profissionais de saúde, protocolos de locomoção utilizando técnicas de RV e Interação Natural (EEG). A meta é suportar treinamentos interativos para pacientes cadeirantes com deficiência auditiva e visual fornecendo feedback.
5. Implementar técnicas de sonorização 3D para enriquecer a imersão nas sessões de treinamento, uma vez que se trata de usuário com deficiência visual.

6.8 Sumário e Conclusões

Este capítulo apresentou a avaliação do protótipo desenvolvido para o estudo de caso proposto. A preocupação inicial quanto ao protótipo foi a simples eficácia e acerto dos movimentos, ou seja, verificar se os movimentos estavam corretos além da validação por um profissional da área.

Quanto aos resultados foi possível provar a aplicabilidade de EEG mais técnicas de Realidade Virtual utilizando técnicas de áudio 3D integrada, como apoio na orientação para locomoção de pacientes cadeirantes e com deficiência visual em Ambientes Virtuais. Ainda, essa solução pode ser muito útil para pacientes com outras deficiências. Apesar da pesquisa estar em seu início, comprova-se que a solução pode ser utilizada por pacientes cadeirantes com deficiência visual.

O próximo capítulo apresenta as conclusões desta pesquisa e propões novas frentes de investigação.

Capítulo 7

Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho, foi apresentado um sistema computacional envolvendo hardware, software e técnicas computacionais, a fim de melhorar a integração em treinamento de cadeirantes com deficiência visual. A proposta visa auxiliar estes pacientes a se locomoverem de maneira mais autônoma e independente. No estudo de caso avaliado, demonstrou-se que o paciente conseguiu testar a ferramenta e efetuar práticas clínicas. Ainda conseguiu percorrer ações pré-definidas por meio da cadeira de rodas e reproduzir ações treinadas no Ambiente Virtual.

Este resultado indica que pessoas cadeirantes com deficiências visuais poderiam, mesmo tendo um quadro clínico crítico, locomoverem-se de maneira independente em Ambientes Virtuais e/ou reais, com o auxílio de ferramentas e abordagens adequadas de reabilitação, promovendo a inclusão social.

Pôde-se constatar que, atualmente, não existe no mercado soluções para tratar esses portadores de necessidades especiais, adotando ferramentas específicas que estimule o envolvimento e o interesse pela prática do treinamento.

A utilização da Realidade Virtual foi fundamental para simular em cenários complexos. Além disso, a utilização dos sentidos sensoriais para controle da cadeira de rodas contribuiu significativamente para o processo cognitivo. Uma das principais vantagens da utilização de RV para o cadeirante com deficiência visual é o suporte para integração com técnicas de áudio 3D, promovendo uma melhor imersão e contribuindo para um treinamento mais intuitivo e natural para o paciente. Além disso, o sistema se mostrou hábil em prover a função de validação visual dos movimentos, por parte dos profissionais técnicos responsáveis pela sessão.

Em relação à utilização da eletroencefalografia (EEG), o cadeirante com deficiência visual não tem os movimentos do pescoço para baixo, gerando incapacidade de exercer atividades. Com o emprego do EEG foi possível recuperar a função de controlar os movimentos de locomoção, através da cadeira de rodas adaptada utilizando os sinais cerebrais. De fato, a tecnologia EEG é realmente importante porque alcança um nível de pessoas esquecidas pelos tratamentos convencionais, por serem considerados incapacitados.

Em termos de usabilidade, o paciente aprendeu a se locomover pelo Ambiente Virtual. Portanto, conclui-se que é apropriado para fins educacionais de treinamento, sem exigência do aprendizado de uma abordagem não padrão.

Por meio da integração das ações de movimentos, associados à captura e processamento dos sinais cerebrais, demonstrou-se variadas potencialidades das interfaces cérebro/computador. A solução foi bem aceita pelo paciente e o seu cuidador e os movimentos naturais proporcionaram uma navegação real, o que facilitou a aprendizagem.

O grande diferencial deste trabalho foi identificar e desenvolver técnicas computacionais, especificamente, em pacientes que sejam cadeirante e com deficiência visual. Em geral, esses indivíduos não conseguem serem incluídos na sociedade. Porém, os testes foram determinantes para demonstrar que existe a possibilidade de desenvolver a aprendizagem e permitir sua inclusão social. O potencial deste sistema, apesar de contar ainda com reduzida acessibilidade a estes dispositivos, pôde ser verificado. De fato, incorporar interfaces cérebro/computador no dia-a-dia destas pessoas pode significar a sua integração na sociedade, de formas que não são possíveis hoje em dia.

O estudo demonstrou que com a sessões de treinamento no paciente apresentou melhorias satisfatórias de habilidades funcionais na margem de 10 %. Além disso, os resultados mostram que esta classe de paciente pode experimentar ganhos duradouros, incluindo memorização e a velocidade do raciocínio.

Finalmente, acredita-se que a pesquisa se mostra válida quanto justificativa de uma das práticas mais crescentes na reabilitação atual. Além disso, o trabalho indica potencialidades da integração sensor-motora. Desta forma, o Virtual Brainy Chair pode ser indicado no auxílio do treinamento de pacientes cadeirantes com deficiência, e consequentemente, contribuir para melhora da qualidade de vida destes indivíduos.

7.1 Trabalhos Futuros

De acordo com a evolução deste trabalho, alguns aspectos foram considerados importantes na consolidação de um produto final, com todos os requisitos, para utilização do mesmo, tanto no meio acadêmico/científico, quanto comercial.

Como trabalho futuro, pretende-se modelar outros ambientes ou réplicas virtuais de Ambientes Virtuais reais mais sofisticados. Nestes ambientes, serão incluídos obstáculos altos e baixos, interação com outros avatares.

Além disso, pretende-se integrar o EEG a uma casa automatizada, com possível controle por meio de aplicativo, onde será possível gerar mais ações dentro de uma casa no futuro tais como: acender luzes, persianas portas e equipamentos conectados e etc.

Com o advento das Internet das Coisas (IOT), abre a oportunidade de criar ambientes altamente conectados com objetos e sensores. Com o objetivo de conectar veículos, prédios e computadores com a capacidade de se comunicar e transmitir informação. Desta forma, desenvolver novas habilidades para pessoas com deficiência.

Um ponto interessante seria determinar a intenção do usuário (previsibilidade) em Ambientes Virtuais, assim, tornar mais natural a interação do usuário.

Por fim, almeja-se desenvolver novos movimentos para auxiliar no trabalho de fisioterapia e testar novos equipamentos de BCI, associados a dispositivos de segurança contra colisões.

Referências Bibliográficas

ABBR, E. *Estudo sobre prevalência de portadores de deficiência físico-Motora*.

Procedimentos ambulatoriais, setores de tratamento e fornecimento de órteses, próteses e meios de locomoção; Associação Brasileira Beneficente de Reabilitação. ABBR, 2011.

ABIYEV, R.; AKKAAYA, R; YATAC, E; GÜNSEL, I; CAGMAN, A. *Brain Based Control of Wheelchair*. International Conference Artificial Intelligence; ICAI 2015. NEVADA-USA, 2015.

AGUIAR, V. *A Escola Pública e o Dilema da Falta de Acessibilidade*. Monografia de especialização lato-sensu; Pós-Graduação em Medicina.UFRJ 2014.

AKILA, V; SATHIYASEKAR, K; SURESH, A. *Smart Brain-Controlled Wheelchair And Devices Based On EEG In Low Cost For Disabled Person*. International Journal of Computers Communications Networks and Circuit Systems. IJCCN 2015.
PMCID:PMC4571402

ABELLARD, P; RANDRIA, I; ABELLARD, A.; KHELIFA, M; RAMANANTSIZEHENA, P. *Electric Wheelchair Navigation Simulators: Why, When, How?*. Université du Sud Toulon / Ecole Supérieure Polytechnique d'Anatananarivo. France / Madagascar, 2012.

AL-HUDHUDA, G. *Using Brain Signal Patterns For Biometric Identity Verification System*. Computer In Human Behavior, v. 31. Pp 224-229. 2014.
<https://doi.org/10.1016/j.chb.2013.09.018>

ALM, N.; ARNOTT, L.; NEWELL, A. *Prediction and Conversational Momentum in na Augmentative Communication System*. ACM, 35, 5, pp. 46-56. USA, 1998.

AMIRALIAN, M; PINTO, E; GHIRARDI, M.; LICHTIG, I; MASINI, E; PASQUILIN, L The *Concept of disability*. Journal of Public Helth. Brazil, 2000. PMid:10769368

ANAGNOSTOPOULOS, J. *O processo de produção de bengalas para Cegos*. Trabalho de Conclusão de Curso, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. USP, São Paulo, 2006.

ARDUINO, S. *Open-source electronic prototyping platform enabling users to create interactive electronic objects*. <https://www.arduino.cc/>. Acessado em 15 de maio 2015.

AUKSTAKALNIS, S.; BLATNER, D. *Silicon Mirage: The Art and Science of Virtual Reality*. Berkeley, CA: Peachpit Press, 1992.

- AZUMA, R. *Recent Advances in Augmented Reality*. IEEE Computer Graphics and Applications, v. 21, n. 6, p. 34-47, 2001. <https://doi.org/10.1109/38.963459>
- AZZOLINI, V. CIDTRANS – *Jogo 3D para Educação no Trânsito*. Monografia do Curso de Engenharia da Computação, Universidade Tecnológica do Paraná, 2014.
- AYAS, M.; ALTAS, I. *A Virtual Laboratory for System Simulation and Control with Undergraduate Curriculum*. Journal Computer Application in Engineering Education, 2015, p. 122 – 130.
- BAGACINA, E.; BEDAÑO, J.; GOY, C.; OPPUS, C.; TANGNAN, G. *Peripheral Control Using EEG Signals and Facial Artifacts*. Department of Electronic, Computer and Communications Engineering, University Quezon City, Philippines, 2014.
- BARGAR, R.; DAS, S., *Virtual Sound Composition for the CAVE*, Proceedings of the 1993 International Computer Music Conference (addendum), International Computer Music Association, Tokyo, Japan, September 1993.
- BASTOS, N. C., TEICHRIEB, V. E KELNER, J., *Interação com Realidade Virtual e Aumentada*, SBC, 2006.
- BATTEAU, W. *The role of the pinna in human localization*. Proc. Roy. Soc. (London B) 158: 158–180, 1967. <https://doi.org/10.1098/rspb.1967.0058>
- BEAR, F. *Neurociências desvendando o sistema nervoso*. Porto alegre: Artmed, 2. ed., 2002.
- BEGAULT, R. *3D Sound for Virtual Reality and Multimedia*. Academic Press, Cambridge, MA, 1994. PMID:11539275
- BERRETTA, L. *Ambientes Virtuais para Auxiliar o Desenvolvimento da Cognição Espacial em Cegos: Uma Abordagem Com Interação Natural*. Tese de Doutorado, Departamento de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia, UFU, 2015.
- BERSCH, R. *Introdução a Tecnologia Assistiva*, Porto Alegre – RS, 2008. PMID:PMC2621442
- BEVERINA, F.; PALMAS, G.; SILVONI, S.; PICCIONE, F.; GIOVE, S.; *User Adaptive BCIs: SSVEP and P300 based Interfaces*. STMicroelectronics – Advanced System Technology – Agrate, Italy, 2003.

- BABIN, B.; MONEY, A.; SAMOUEL, P. *Fundamentos de Metodos de Pesquisa Em Administracao*. BOOKMAN COMPANHIA ED, 2005. ISBN 9788536304496. Disponível em: < <http://books.google.com.br/books?id=ShRikXSqrKsC> >.
- BLANKERTZ, B.; CURIO, G.; MÜLLER, R. (2003). *Classifying single trial EEG: towards brain computer interfacing*. Adv. Neural Inf. Process. Syst., 14, 157–164
- BOWMAN, D. A., KRUIJFF, E., LAVIOLA JR, J. J. E POUPYREV, I., **3D User Interfaces: Theory and Practice**, Addison-Wesley, 2004.
- BRASIL, C. CARTILHA DO CENSO 2010 – *Pessoas com Deficiência*. Luzia Maria Borges Oliveira. Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) / Coordenação Geral do Sistema de Informações sobre a pessoa com Deficiência; Brasília: SDH-PR/SNPD, 2012.
- BREEN, A.; *Demonstration of Brain Computer Interface using the Emotiv Epoc*. Stanford University Department of Electrical Engineering Computer Systems Colloquium. 2008.
- BROLL, W., LINDT, I., OHLENBURG, J., HERBST, I., WITTKÄMPER, M. E NOVOTNY, T. *An Infrastructure for Realizing Custom-Tailored Augmented Reality User Interfaces*, IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, v. 11, n. 6, p. 722-733, 2005. <https://doi.org/10.1109/TVCG.2005.90>.
- BRONZINO, D. *Bioelectronics and Instruments in R. C. Dorf* (ed). The Electrical Engineering Handbook. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. PMid:10645796
- CABREIRA, A.; MULLING, T. *Perspectivas Para Novas Interfaces: Kinect E Interações Gestuais Sob O Panorama De Interfaces Naturais Do Usuário*. In: Interaction South America – ISA 2012.
- CAETANO, D.; MATTIOLI, F. ; CARDOSO, A. ; LAMOUNIER, E.; BARBOSA, S. *O Uso de Realidade Aumentada em Treinamento de Cadeirantes por Telereabilitação. Tendências e Técnicas em Realidade Virtual e Aumentada*. Tendências e Técnicas em Realidade Virtual e Aumentada, v. 5, p. 102-120, 2015.
- CARDOSO, A; LAMOUNIER, E; KIRNER, C; KELNER, J. *Tecnologias e Ferramentas para o Desenvolvimento de Sistemas de Realidade Virtual e Aumentada*. Recife: Editora Universitária UFPE, 2007.
- CARDOSO, A.; LAMOUNIER, E. *A Realidade Virtual na Educação e Treinamento*. In: TORI, Romero; KIRNER, Claudio; SISCOUTO, Robson. Fundamentos e Tecnologia de Realidade Virtual e Aumentada. Belém: SBC, 2006. P. 304-312.

CARDOSO, A.; LAMOUNIER, E.; ZORZAL, E., NUNES, F. S. L.; MIRANDA NETO, M.; PROENÇA, A. *Realidade Virtual e Aumentada na Saúde e Reabilitação*. XXIV Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica, CBEB 2014, Uberlândia-MG, 2014.

CARLSON, W.; SWAN, E.; STREDNEY, E.; BLOSTEIN, B. *The Application of Virtual Wheelchair Simulation to the Determination of Environmental Accessibility and Standards Compliances In Architectural Design*. Proceedings of the Symposium on Computer & Innovative Architectural Design, The 7th International Conference on Systems Research Informatics & Cybernetics, Baden-Baden, Germany, 1994.

CARLSON, T.; MILLÁN, J. *Brain-Controlled Wheelchairs: A Robotic Architecture*. IEEE Robotics and Automation Magazine. 20(1): 65 – 73, IEEE, 2013.

CARROLL, J.B. *Human cognitive abilities: a survey of factoranalytic studies*. New York: Cambridge University Press, 1993. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511571312>

CAT. *Ata da Reunião VII*, de dezembro de 2007. [S.l.], 2007

CHEEIN, F.; CRUZ, C; FILHO, T.; CARELLI, R. *Maneuverability strategy for assistive for assistive vehicles navigating within confined space*. International Journal of Advanced Robotic Systems. 2011; 8:62-75. <https://doi.org/10.5772/10668>

CHRISTIE. A. *Demonstration session: stereoscopic displays and virtual reality Systems*. In: Stereoscopic Displays and Virtual Reality Systems XIV, 2007.

CHUMERIN, N.; MANYAKOV, NV.; VAN, M.; ROBBEN, A.; COMBAZ, A.; HULLEE, M. *Steady-State visual evoked potential-based computer gaming on a consumer grade EEG device*. IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games (TCIAIG) 5(2):100–110 DOI 10.1109/TCIAIG, 2013.

CLEMENTE, F.; CRUZ, C; FILHO, T.; CARELLI, R. *Assessment of the influence of navigation control and screen size on the sense of presence in virtual reality using EEG*. Journal Expert System with Applications. Elsevier. 2014; 41:1584-1592.

COELHO, A., LEITÃO, J., FERREIRA., F. *Síntese de Som 3D em Ambientes de Realidade Virtual: Aplicação a Simuladores de Condução*. 1999. Disponível em: https://sigarra.up.pt/flup/pt/pub_geral.pub_view?pi_pub_base_id=59371 Acessado em 15 de Agosto de 2017.

COGNÉA, M.; TAILLADEA, M.; N'KAOUAA, B.; TARRUELLAA, A.; KLINGERE, E.; LARRUEF, F.; SAUZÉONA, H.; JOSEPHA, P.; SORITAA, E. *The contribution of virtual*

reality to the diagnosis of spatial navigation disorders and to the study of the role of navigational aids: A systematic literature review. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, 2016.

CONTRERA, M.; VALENCIA, R. *A Criança com Deficiência Associadas*. In Bautista, R. (coord.), Necessidades Educativas Especiais (pp.378-389). 1º Edição. Lisboa, 1993.

CORREA, A. *Realidade Aumentada Musical para Reabilitação: Estudo de Caso em Musicoterapia*. Tese de Doutorado, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Sistemas Eletrônicos, USP, São Paulo, 2011.

COSTA, V. *Representações sociais da cadeira de rodas na lesão da medula espinhal: de equipamentos indispensável à expressão de autonomia*. Tese (Doutorado em Enfermagem) – Universidade de São Paulo – USP, Ribeirão Preto, 2009.

COSTA, R.; OLIVEIRA, V. *Um Estudo Sobre Interface Cérebro-Computador*. Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UNB, Brasília, 2012.

CRUZ-NEIRA, C. SANDIN, D., DEFANTI, T., KENYON, R., HART, J. *The CAVE: audio visual experience automatic virtual environment*. Communications of the ACM, v. 35, n. 6, p. 64-72, 1992. <https://doi.org/10.1145/129888.129892>

DING, D.; PARMANTO, B.; KARIMI, H. *Design Considerations for a Personalized Wheelchair Navigation System*. Proceedings of the 29th Annual International, France, 2007. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4353411>

DONCHIN, E.; SMITH, D. *The contingent negative variation and the late positive wave of the average evoked potencial, Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. Science, 1970.

DRETTAKIS, G. *Image-based techniques for the creation and display of photorealistic interactive virtual environments*. In: 10th Eurographics Symposium on Virtual Environments, 2004, p. 157-166.

DUDA, R., HART, P., STORK, D., *Pattern Classification*, WileyInterscience, 2000.

DUFFAU, H. *Brain plasticity and tumors*. In: *Advances and technical standards in neurosurgery*. Springer Vienna, 2008. p. 3-33. https://doi.org/10.1007/978-3-211-72283-1_1

EMOTIV, H. *Site Official NeuroHeadSet Emotiv*. Disponível em: <https://www.emotiv.com/>. Acessado em 16 de Abril de 2015.

FARIAS, T. *Interface cérebro-computador – Utilização do Emotiv EPOC para controlar software lúdico*. Instituto Superior de Engenharia do Porto. Mestrado em Engenharia Informática. Porto. Portugal. 2013.

FATTOUH, A.; HORN, O.; BOURHIS, G. *Emotional BCI control of a smart wheelchair*. Int. J. Comput. Sci. 10, 32–36, 2013.

FIEGENBAUM, J. *Acessibilidade no contexto escolar tornando a inclusão possível*. Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização em Educação Especial e Processos Inclusivos; Pós-Graduação em Educação. UFRGS, 2009.

FIGLIOLIA, C.; TSUKIMOTO, G.; MOREIRA, M.; TAKAMI, M.; FERRAZ, S.; BARBOSA, S.; TUACEK, T.; RAMOS, T.; SILVA, W.; RUBIO, D.; BATTISTELLA, L.; BERNADO, W.; ANDRADA, N.; IMAMURA, M. *Projeto Diretrizes – Lesão Medular: Reabilitação*. Associação Médica Brasileira, Brasil, 2012.

FIORE, L.; COBEN, E.; MERRITT, S.; LIU, P.; INTERRANTE, V. *Toward Enabling More Effective Locomotion In VR Using A Wheelchair-Based Motion Platform*. Joint Virtual Reality Conference of EGVE – EuroVR 13., 2013.

FOLANE, N.; AUTEER, R. *EEG Based Brain Controlled Wheelchair for Physically Challenged People*. International Journal Innovative Research in Computer and Communications Engineering. Vol. 4, Issue 1, 2016.

FREITAS, P. *Metodologia para determinação da capacidade ambiental de vias urbanas: o caso das interseções semaforizadas*. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 1990. 266p. Dissertação (Mestrado em Engenharia de Transportes) – Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1990.

FURDEA, A.; HALDER, S.; KRUSIENSKI, J.; BROSS, D.; NIJBOER, F.; BIRBAUMER, N.; KÜBLER, A. *An auditory oddball (P300) spelling system for brain-computer interfaces*. ISI Jornal Psychophysiology, Denmark, 2009.

GHALI, N.; SOLUIMAN, O.; EL-BENDARY, N.; NASSEF, T.; AHMED, S.; ELBARAWY, Y.; HASSANIEN, A. *Virtual Reality Technology for Blind and Visual Impaired People: Reviews and Recent Advances*. Advances in Robotics and Virtual Reality, Volume 26 of the series Intelligent Systems Reference Library pp 363-385, 2012.

GARDNER, W. *3-D Audio Using Loudspeakers*. Kluwer Academic Publishers, 1998.

GAZZANIGA, M. *Neurociência cognitiva: A Biologia da Mente*. Porto Alegre, Brasil, 2006.

- GILKEY, W. G. *Listing in a Room and the Precedence Effect, in binaural and Spatial Hearing in Real and Virtual Environment*. Erlbaum Associates, ISBN 0-8058-1654-2, 1997.
- GITLIN, L. *From Hospital to home: Individual variations in experience with assistive devices among aloder adults*. In. Designing and Using Assistive Technology. Baltimore: Paul H. Brookes, 1998. 117-135.
- GORGATTI, M.G.; BÖHME, M.T.S. *Autenticidade científica de um teste de agilidade para indivíduos em cadeira de rodas*. Revista Paulista de Educação Física. São Paulo, n. 17, n. 1, p. 41-50, 2003.
- GOLLEDGE, G.; KLATZKY, L.; LOOMIS, M; SPEIGLE, J.; TITITZ, J. *A Geographical Information System For A GPS Based Personal Guidance System*. Journal of Geographical Information Science, v. 2, n. 7, p. 727-749, 1998. <https://doi.org/10.1080/136588198241635>
- GREVE, J.M.D. *Reabilitação: conceito terapêutico*. In: GREVE, J. M D. Tratado de Medicina de Reabilitação. São Paulo: Manole, p 8-9, 2007.
- HANS, B. *Über das elektrenkephalogramm des menschen*. Psychiatrie und Nervenkrankheiten, December 1929.
- HARRISON, C.; CONWAY, B; GRANT, M. *Wheelchair Simulation*. Telepresence Reasearch Group – University of Strathclyde, Glasgow UK, 2012.
- HOCHBERG, L.; SERRUYA, M.; FRIEHS, G.; MUKAND7, J.; SALEH, M.; CAPLAN, A.; BRANNER, A.; DAVID, C.; PENN, R.; DONOGHUE, J. *Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia*. International Journal of Science – NATURE, 2006.
- HORAK, F.; SHUPERT, C. *Função do Sistema Vestibular No Controle Postural*. In: Herdman SJ. Reabilitação Vestibular. São Paulo, Brasil, 2002.
- HORTON, E.; RENGANATHAN, R.; TOTH, B.; COHEN, A.; BAJCSY, A.; BATEMAN, A.; JENNINGS, M.; KHATTAR, A.; KUO, R.; LEE, F.; LIM, M.; MIGASIUK, L.;ZHANG, A.; ZHAO, 0.; OLIVEIRA, M. *A review of principles in design and usability testing of tactile technology for individuals with visual impairments*.
- HOUNSELL, M.; SUZUKI, V.; KEMCZINSKI, A.; GASPARINI. I. *Uma Plataforma de Teste para o Projeto Auditivo de Ambientes Virtuais 3D com Propósitos Educacionais*. Brazilian Symposium On Computers In Education - SBIE, Brazil, 2006.

IICDH, O. *World Health Organization. International classification of impairments, disabilities, and handicaps: a manual of classification relating to the consequences of disease*. Geneva; 1993.

ITURRATE, I.; ANTELIS, J.; MINGUEZ, J. *Synchronous EEG Brain-Actuated Wheelchair with Automated Navigation. Robotics and Automation*. IEEE International Conference on Robotics and Automation - ICRA, 2009.
<https://doi.org/10.1109/ROBOT.2009.5152580>

JENKINS, S. *Wheelchair training provision by NHS wheelchair services*. London: UK: Whizz-Kidz; 2002.

JUAN, C; BEATRICE, F.; CANO, J. *An Augmented Reality System for Learning the Interior of the Human Body*. IEEE Advanced Learning Technologies (ICALT), p-186-188, 2008.

KANNAN, R.; ATHUL, M.; RITHUN, A.; MANOJ, R.; AJITHESH, K.; TATIKONDA, G.; DUTT, U. *Thought Controlled Wheelchair Using EEG Acquisition Device*. 3rd International Conference on Advancements In Electronics and Power Engineering (ICAEPE), Kuala Lumpur – Malaysia, 2013.

KARMAKAR, A.; COLLINS, D.; WICHMAN, T.; FRANKLIN, A.; FITZGERALD S.; DICIANNO, B.; PASQUINA, P.; COOPER, R. *Prosthesis and wheelchair use in veterans with lower-limb amputation*. JRRD. 2009;46:567–76.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2008.08.0102>

KAUFFMAN, T.; HERWEG, A.; KÜBLER, A. *Toward Brain-Computer Interface Based Wheelchair Control Utilizing Tactually-Evoked Event-Related Potentials*. Jornal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2015.

KELNER, J., TEICHRIEB, V. *Técnicas de Interação para Ambientes de Realidade Virtual e Aumentada*. In: Realidade Virtual e Aumentada: Conceitos, Projeto e Aplicações – Livro do Pré-Simpósio do SVR2007

KIM, H., LEE, S. *Towards an EEG-based intelligent wheelchair driving system with vibro-tactile stimuli*. In: IEEE System, Man and Cybernetics Society. Budapest, Hungary 2016.
<https://doi.org/10.1109/SMC.2016.7844595>

KIRNER, C.; KIRNER, T. *Evolução e Tendências da Realidade Virtual e da Realidade Aumentada*. In: Livro do XIII Pré-Simpósio de Realidade Virtual e Aumentada, Uberlândia, 2011, pp. 10-25. PMid:21282508

KIRNER, C.; KIRNER, T. *Virtual Reality and Augmented Reality Applied to Simulation Visualization*. In: SHEIKH, El Asim; AJEELI, Abid Thyab Al; ABU-TAIEH. Simulation and Modeling: Current Technologies and Applications. New York: IGI Publishing, 2008.

<https://doi.org/10.4018/978-1-59904-198-8.ch014>

KIRNER, C.; SICOUTO, R. *Realidade Virtual e Aumentada: Conceitos, Projeto e Aplicações*. Rio de Janeiro: IX Symposium on Virtual and Augmented Reality, 2007. 292 p.

LEBEDEV, M.; NICOLELIS, M. *Brain-machine interfaces: past, present and future*. Trends in Neuroscience. Duke University, 2006.

LEEB, R.; FRIEDMAN, D.; SLATER, M.; PFURTSCHELLER, G. *A Tetraplegic Patient Controls a Wheelchair in Virtual Reality*. Graz University of Technology. 2010

LI, M.; ZHANG, Y.; ZHANG, H.; HU, S. *An EEG Based Control System for Intelligent Wheelchair*. Applied Mechanics and Materials, Vols. 300-301, pp. 1540-1545, 2013.

<https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.300-301.1540>

LIANZA, S.; KODA, L.C. *Avaliação clínica da incapacidade - Medicina de Reabilitação*. 3.ed. Guanabara, 2001.

LIAO, X.; YAO, D.; LI, C. *Transductive SVM for reducing the training effort in BCI*. Journal of Neural Engineering, vol. 4, 2007.

LIN, J.; YANG, W. *Wireless Brain-Computer Interface for Electric Wheelchair With EEG Eye-Blinking Signals*, 2012.

LOKUGE, Y.; MADUMAL, P.; KUMARA, T.; RANASINGHE, N. **Indoor navigation framework for mapping and localization of multiple robotic wheelchairs**. ISMS 2014: Proceedings of the 5th International Conference on Intelligent Systems, Modelling and Simulation; 2014. <https://doi.org/10.1109/ISMS.2014.39>.

LOPEZ, M.; PELAYO, F.; MADRID, E.; PRIETO A. **Statistical characterization of steady-state visual evoked potentials and their use in brain-computer interfaces**. Neural Processing Journal, 2009.

LUNDY-EKMAN, L. *Neurociência – Fundamentos para Reabilitação*. Editora Elsevier, Rio de Janeiro, ISBN: 978-85-352-2658-4, 2008.

MACEDONIA, M. *Virtual Words: A new reality for treating post-traumatic stress disorder*. IEEE Computer Graphic and Applications, p. 86-88, 2008.

MACHADO, E. *Orientação e Mobilidade: Conhecimentos básicos para a inclusão do deficiente visual*. Brasília: [s.n.], 2003.

MACHADO, S.; CARDOSO, A. TORI, R.; KIRNER, C.; SISCOOTTO, R. *Dispositivos de entrada e saída para sistemas de realidade virtual*. In: Fundamentos e tecnologias de realidade virtual e aumentada. Livro do Pré-Simpósio VIII Symposium on Virtual Reality, p. 39-51, 2006. PMid:16623355

MACHADO, S.; CUNHA, M.; VELAQUES, B.; MINC. D.; BASTOS. V.; BUDDE, H.; CAGY, M.; PIEDADE. R.; RIBEIRO, P.; *Interface Cérebro-Computador: Novas Perspectivas para Reabilitação*. Revista Neuro Ciência, 2009.

MALMIVUO, J.; PLONSEY. R.; CAMERON. J.; *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Informa Pharma Science, January 1995.

MANGUN, R. *Neurociência cognitiva: A Biologia da Mente*. Tradução Angelica Rosat Consiglio. 2º Edição, Editora Artmed, Porto Alegre, Brasil, 2006.

MARTINOVIC, I. *On the Feasibility of Side Channel Attacks With Computer Brain Interfaces*. USENIX Conference on Security Symposium, Bellevue, WA, EUA, 2012, p. 34.

MATLOVIC, T.; GASPAR, P.; MORO, R.; SIMKO, J.; BIELIKOVA, M. *Emotions Detection Using Facial Expressions Recognition and EEG*. 11th International Workshop on Semantic and Social Media Adaptation and Personalization (SMAP), Thessaloniki, Greece, 2016. <https://doi.org/10.1109/SMAP.2016.7753378>

MAVER, T.; HARRISON, S.; DALL, P.; GRANAT, M.; GRANT, P.; CONWAY, B. *Development of a wheelchair virtual reality platform for use in evaluating wheelchair access*. BioEngineering Unit. Rottenrow, University of Strathclyde, Glasgow, UK, 2000. PMid:11078640

MESSIER, J.; ADAMOVICH, S.; BERKINBLIT, M.; TUNIK, E.; POIZNER, H.; *Influence of movement speed on accuracy and coordination of reaching movements to memorized targets in threedimensional space in a deafferented subject*. Exp Brain Res. 2003; 150:399–416. <https://doi.org/10.1007/s00221-003-1413-9>.

MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO, S. *Programa De Capacitação De Recursos Humanos Do Ensino Fundamental*. Disponível em: http://portal.mec.gov.br/seesp/arquivos/pdf/def_multipla_1.pdf. Acessado em: 14 de maio em 2015.

- MOTRIZ, R. *Revista de Educação Física - UNESP*. Volume 11. Numero 1. Disponível em: <http://www.rc.unesp.br/ib/efisica/motriz/11n1.pdf>. Acessado em: 10 de janeiro em 2015.
- MULLONI, A. *Experiences with the Impact of Tracking Technology in Mobile Augmented Reality*. MobileHCI MobiVis 2012.9.
- NEUROSKEY, H. *NeuroHeadSet Specs and Requirements*. Disponível em: <http://support.neurosky.com/kb/mindset/mindset-system-requirements>. Acessado em: 12 Agosto de 2016.
- NIELSEN, M. *A Procedure for Developing Intuitive and Ergonomic Gesture Interfaces for Man-Machine Interaction*. Aalborg University. Aalborg, Dinamarca. 2003.
- NIELSEN, M. *A Procedure For Developing Intuitive And Ergonomic Gesture Interfaces For HCI*. In: Gesture-Based Communication in Human-Computer Interaction. 5th International Gesture Workshop, GW 2003, Genova, Itália, 2003b.
- NIELSEN, M. *HCI Beyond the GUI: Design for Haptic, Speech, Olfactory and Other Nontraditional Interfaces*. In. Morgan Kaufmann, 2008. Cap.3, p. 75-103.
- NINISS, H; TAKENOBU, A. *Electric Wheelchair Simulator For Rehabilitation Of Person With Motor Disability*. National Rehabilitation Center for Person with Disabilities, JAPAN 2009.
- PALMA, M. *O desenvolvimento de habilidades motoras e o engajamento de crianças pré-escolares em diferentes contextos de jogo*. Tese (Doutorado em Estudos da Criança)-Instituto de Estudos da Criança, Universidade do Minho, Braga, 2010.
- PALMON, O.; OXMAN, R.; SHAHAR, M.; WEISS, P. *Virtual Environments in Design and Evaluation*. Laboratory for Innovations in Rehabilitation Technology, Department of Occupational Therapy, University of Haifa, Israel, 2011.
- PALVA, J.; *New vistas for -frequency band oscillations*. Trends in Neurosciences, 30(4):150 - 158, 2007. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2007.02.001>
- PESSOTTI, I. *Deficiência mental: da superstição à ciência*. São Paulo: T. A . Queiroz / EDUSP, 1984.
- PFURTSCHELLER, G.; NEUPER, C.; SCHLOGL, A.; LUGGER. K.; *Separability of EEG signals recorded during right and left motor imagery using adaptive autoregressive parameters*. Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on, 6(3):316-325, 1998.

PFURTSCHELLER, G.; NEUPWE, C.; GRAIMANN, B. *EEG-based Brain Computer Interface System*, 2006.

PICINALI, L.; AFONSO, A.; DENIS, M.; KATZ, B. *Exploration of architectural spaces by blind people using auditory virtual reality for the construction of spatial knowledge*.

International Journal of Human-Computer Studies, Volume 72, Issue 12, December 2014, Page 875. <https://doi.org/10.1016/j.ijhcs.2014.08.006>

PIMENTEL, K.; BLAU, B. *Teaching your System to share*. IEEE Computer Graphics and Application, p. 60-65, 1994. <https://doi.org/10.1109/38.250921>

PINHO, M. S. *Tópicos Especiais em Computação Gráfica*. Faculdade de Informática – PUCRS, 2009.

POLICH, J.; ELLERSON, C.; COHEN, J.; **P300, stimulus intensity, modality, and probability**. 1996

PRATES, J.; BARBOSA, S.; **Avaliação de Interfaces de Usuário – Conceitos e Métodos**. Jornada de Atualização de Informática. Rio de Janeiro, Brasil. 2003.

RANI, B.; UMAMAKESWARI, A. *Electroencephalogram-based Brain Controlled Robotic Wheelchair*. Indian Journal of Science and Technology, Vol 8(S9), 188-19, 2015. <https://doi.org/10.17485/ijst/2015/v8iS9/65580>

RATANASWASD, P.; DODD, W.; KAWAMURA, K.; NOELLE, D. *Modular behavior control for a cognitive robot*. In: Proceedings of the 12th International Conference on Advanced Robotics. [S.l.: s.n.], 2005. <https://doi.org/10.1109/ICAR.2005.1507487>

RAVDEN, D.; POLICH, J. *On P300 measurement stability: habituation, intra-trial block variation, and ultradian rhythms*. 1999.

RIBEIRO, M. *Arquitetura para Distribuição de Ambientes Virtuais Multidisciplinares*. Tese (Doutorado em Ciências) – Faculdade de Engenharia Elétrica – UFU, Uberlândia, 2006. 176f.

RIEMANN, L.; LEPHART, M. *The Sensorimotor System, Part Ii: The Role Of Proprioception In Motor Control And Functional Joint Stability*. Journal of Athletic Training 37(1), p. 80-84, 2002. PMID:16558671.

ROBOTPOWER, H. *MegaMoto Motor Control Shield for Arduino*. Disponível: http://www.robotpower.com/products/MegaMoto_info.html Acessado em: 05 de Julho de 2015.

- RODRIGUEZ, N. *Development of a Wheelchair Simulator for Children With Multiple Disabilities*. Laboratoire de Informatique – Robotique et Microélectronique de Montoellier, 2015.
- ROPPER, A.; BROWN, R. *Principles of Neurology*. Eighth Edition. McGraw-Hill, United States of America, 2005.
- ROSSIGNOL, S.; DUBUC, R. *Dynamic Sensorimotor Interactions*. In Locomotion. Psychological Reviews, 86-154, 2006.
- ROUSSOU, M. *A VR playground for learning abstract mathematics concepts*. Computer Graphics and Applications, IEEE, p. 448-454, 2009.
- ROUTHIER, F.; KIRBY, R. L.; DEMERS, L.; DEPA, M.; THOMPSON, K. *Efficacy and retention of the French-Canadian version of the wheelchair skills training program for manual wheelchair users: a randomized controlled trial*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Chicago, v. 93, n. 6, p. 940-948, 2012.
<https://doi.org/10.1016/j.apmr.2012.01.017>
- RUI, Z.; YUANQING, L.; YONGYONG, Y.; HAO, Z.; SHAOYU, W.; TIANYOU, Y.; ZHENGHUI, G. *Control of a Wheelchair in an Indoor Environment Based on a Brain*. 2013; Computer Interface and Automated Navigation. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2016.
- SALATIN, B.; GRINDLE, G.; WANG, H.; VAZQUEZ, J.; COOPER, R. *Design and development of the Personal Mobility and Manipulation Appliance*. Assist Technol. 2012;23(2):81–92.
- SCHUH, A.; LIMA, A.; HEIDRICH, R.; MOSSMANN, J.; FLORES, C. *Desenvolvimento De Um Simulador Controlador Por Interface Cérebro-Computador Não Invasivo Para Treinamento De Cadeirantes De Rodas*. CINTED-UFRGS Novas Tecnologias na Educação, Brasil, 2013.
- SEQUEIRA, S.; DIOGO, C.; FERREIRA, E. *EEG-signals based control strategy for prosthetic drive systems*. 2013 IEEE 3rd Portuguese Meeting in Bioengineering (ENBENG), Braga, Portugal, 2013. p. 1-4.
- SHAN, R.; IBRAHIM, F.; MOGHAVVEMI, M.; *Assessment of Steady-state visual evoked potencial for brain computer communication*. 3rd Kuala Lumpur international Conference of Biomedical Engineering, 2006.
- SMITH, C. *Human Factores in Haptic Interfaces*. ACM, 2001.

- SILVA, L. *Aprendizagem e acessibilidade de aluno com deficiência física em escolas públicas*. Monografia de especialização lato-sensu; Pós-Graduação em Medicina.UFRJ 2014.
- SOUZA, F. *O que é Reabilitação Cognitiva?*. Disponível em: <http://www.psicologiamsn.com/2015/06/o-que-e-reabilitacao-cognitiva.html>. Acesso em: 05 de Maio 2016.
- SPENCER, R. *Information Visualization: Design for Interaction*. [S.l.] Acm Press, 2007.
- STAMPS, K.; HAMAM, Y. *Towards inexpensive BCI control for wheelchair navigation in the enabled environment - a hardware survey*. International Conference on Brain Informatics (BI'10). Toronto, Canadá: Springer-Verlag. p. 336-345. 2010. https://doi.org/10.1007/978-3-642-15314-3_32
- SUZUKI, V., PEREIRA, A., HOUNSELL, M. *A importância do Áudio em Ambientes Virtuais*. Congresso Nacional de Ambientes Hipermídia para Aprendizagem. São Paulo, Brasil. 2008.
- TEICHRIEB, V., GOMES NETO, S., FARIAS, T., TEIXEIRA, J., LIMA, J., ALMEIDA, G. E KELNER, J. *Augmented Ambient: an Interactive Mobility Scenario*. HCI International
- TORI, R.; KIRNER, C.; SISCOOTTO, R. *Fundamentos e Tecnologia de Realidade Virtual e Aumentada*. Belém: VIII Symposium on Virtual Reality, 2006.
- TREVISAN, D. G., VANDERDONCKT, J. E MACQ, B. *Analyzing Interaction in Augmented Reality Systems*, ACM Multimedia International Workshop on Immersive Telepresence, p. 56-59. 2002.
- TREVISAN, D., SILVA, A., VITERBO, J., CLUA, E. *Helping blind users to understand real spaces through a virtual experience*. The Symposium on Virtual and Augmented Reality - Poster session.. Gramado, RS, Brazil. 2016.
- TRINDADE, D.; DAM, P.; RAPOSO, A.; SANTOS, I. *Simtjs: Uma Arquitetura para o desenvolvimento de Jogos Sérios para Treinamentos*. In: XVI Symposium on Virtual and Augmented Reality – SVR 2014, 2014.
- TURNIP, A.; SOETRAPRAWATA, DEMI.; JOELIANTO, E. *EEG-Based Brain-Controlled Wheelchair with Four Different Stimuli Frequencies*. Internet Working Indonesia Journal, Vol.8/No.1, 2016
- UMPHRED, D. *Reabilitação Neurológica* 5ª Edição. Elsevier Editora, 2010.

VALLI, A. *Notes on Natural Interaction*. [s.n.] 2007.

VAUGHAN, M.; MCFARLAND, J.; SCHALK, G.; SARNACKI, A.; KRUSIENSKI, J.; SELLERS, W.; WOLPAW, R. *The wadsworth BCI research and development program: at home with BCI*, 2006.

WARD, J. *The student's guide to cognitive neuroscience*. Psychology Press, 2010.

WEISS, A.; SHARIFI, S.; PLOTNIK, M.; VAN VUGT, J.; GILADI, N. HAUDORFF, M. *Toward automated at-home assessment of mobility*. 2004.

WENZEL, E. *Three-Dimensional Virtual Acoustic Displays*. 1992;

WESSBERG, J.; STAMBAUGH, R.; KRALIK, D.; BECK, D.; LAUBACH, M.; CHAPIN, K.; KIM, J.; BIGGS, J.; SRINIVASSAN, A.; NICOLELIS, A. *Real-Time Prediction Of Hand Trajectory By Ensembles Of Cortical Neurons In Primates*. 2000.

<https://doi.org/10.1038/35042582>

WIXON, D., WIGDOR, D. *BRASE NUI world: design natural user interface for touch and gesture*. In: Elsevier, Morgan Kaufmann, 2011, USA;

WOLPAW, J.; BIRBAUMER, N.; HEETDERKS, W.; MCFARLAND, D.; PECKMAN, P.; SCHALK, G.; DONCHIN, E.; QUATRANO, L.; ROBINSON, C.; VAUGHAN, T. *Brain Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting*, 2000.

WOLPAW, J.; BIRBAUMER, N.; MCFARLAND, D.; PFURTSCHELLER, G.; VAUGHAN, T. *Brain-computer interfaces for communication and control*. 2002.

YAZDANI, N.; KHAZAB, F.; FITZGIBBON, S.; LUERSSSEN, M.; POWERS, D.; RICHARD, C. *Towards a brain-controlled Wheelchair Prototype*. Proceedings of the 24th BCS Interaction Specialist Group Conference. Dundee, United Kingdom, p. 453-457, 2016.

YONCK, R. *The age of the Interface*. The Futurist, p. 14-19, 2010.

ZALEVSKY, Z. *Method and System for Object Reconstruction*. US20100177164 A1, 2007.

ZANGEROLAME, F. *Monitoramento analógico e digital de sinais elétricos cerebrais*. Dissertação (64 fls.). Pós-Graduação em Tecnologia. Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Foneses. CEFET/RJ. Rio de Janeiro. 2009.

Glossário

3D - Três dimensões (altura, largura e profundidade), tridimensional. Vide Espaço tridimensional.

API – (*Application Programming Interface*) Interface de programação de aplicativos. É um conjunto de funções definidas para permitir o acesso a um sistema. Por exemplo, o sistema operacional *Windows* possui centenas de APIs, contidas em bibliotecas de ligação dinâmica (DLLs), às quais um programa tem acesso quando é executado.

Capacete de Realidade Virtual - Head Mounted Display – HMD. Um dispositivo que é firmado à cabeça e que é usado para exibir uma cena gerada em um computador. Uma imagem exibida neste capacete provê tipicamente uma visão estéreo ótica (3D) pelo uso dos dois *Liquid Crystal Display (LCD)* ou exibição em *Cathode-Ray Tube (CRT)* pequenas. Nomes de marcas incluem: *EyePhone (VPL Research)*, *Visette (W-Industries)*, *Private Eye (Reflection Technologies)*, dentre outras.

CAVE – (*Cave Automatic Virtual Environment*) é um Ambiente Virtual alternativo, que utiliza telas de projeção para a visualização, em especial, de aplicações científicas.

DLL – (Dynamic Link Libraries) São bibliotecas de dados ou programas, que podem ser chamados ou acessadas por qualquer aplicativo **Windows**. Um arquivo DLL pode usar a extensão dll ou exe.

H-bridge – é um circuito de Eletrônica de potência do tipo chopper de classe E (um chopper classe E converte uma fonte fixa de corrente contínua fixa em uma tensão de corrente contínua variável abrindo e fechando diversas vezes), e, portanto, pode determinar o sentido da corrente, a polaridade da tensão e a tensão em um dado sistema ou componente. Seu funcionamento dá-se pelo chaveamento de componentes eletrônicos usualmente utilizando do método de PWM para determinar além da polaridade, o módulo da tensão em um dado ponto de um circuito.

Tem como principal função o controle de velocidade e sentido de motores DC escovados, podendo também ser usado para controle da saída de um gerador DC ou como inversor monofásico..

HMD - vide Capacete de Realidade Virtual.

Interface – É uma lista de operações e atributos que um objeto fornece. Isto inclui as assinaturas das operações, e os tipos dos atributos. Uma definição de *interface* idealmente inclui sua semântica. Um objeto satisfaz uma *interface* se puder ser especificado como o objeto alvo em cada potencial pedido descrito pela *interface*.

Anexo I

FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO DAS SESSÕES

Nome Paciente: _____

Nome Médico ou Fisioterapeuta: _____

A. Paciente

- xv. Você usaria novamente o sistema?
- xvi. Você se sentiu como se estivesse em um ambiente diferente ?
- xvii. As orientações foram claras, para você se locomover?
- xviii. Você lembra o percuso que você fez?
- xix. Você pensa que o sistema respondeu bem as suas expressões?
- xx. Cansa ou causa fadiga a utilização do sistema?
- xxi. Se sentiu dentro do AV ou observando ?
- xxii. Você gostou da Cadeira de Rodas ?
- xxiii. Você conseguiu controlar a cadeira de rodas ?
- xxiv. O que você melhorou no sistema?

B. Medico ou Fisioterapeuta

- xxv. Você usaria novamente o sistema?
- xxvi. Essa abordagem foi adequada do protótipo ?
- xxvii. As orientações foram claras, para você se locomover?
- xxviii. O paciente melhorou os resultados que os métodos convencionais ?
- xxix. O que você melhorou no sistema?

Anexo II - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este é um convite para você participar da pesquisa intitulada “ADEQUAÇÃO DE UM AMBIENTE VIRTUAL PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES COM DEFICIÊNCIAS VISUAIS POR MEIO DE EEG”, que é coordenada pelo doutorando Everton Silva de Souza. Sua participação é voluntária, o que significa que você poderá desistir a qualquer momento, retirando seu consentimento, sem que isso lhe traga nenhum prejuízo ou penalidade. Essa pesquisa procura avaliar a influência da integração de eletroencefalograma associadas à técnicas de realidade virtual para ajudar no tratamento de pessoas com deficiências múltiplas. Os resultados desta pesquisa poderão contribuir para um melhor entendimento do processo de inclusão sociais de deficientes. Caso decida aceitar o convite, você será submetido(a) ao(s) seguinte(s) procedimentos: responder questionários, , avaliação da atividade cerebral(eletroencefalograma) e treinamento por meio do dispositivo EMOTIV EPOC. Os riscos envolvidos com sua participação são pequenos e inerentes à atividade física, como: mal-estar, dispneia, tontura, e desestabilização postural. Contudo, podem ainda ser reduzidos através das seguintes providências: o treinamento de equilíbrio ocorrerá dentro dos critérios de segurança previstos pela fisiologia do exercício, quanto ao esforço, além de ocorrer em área plana e com possibilidade de suporte em caso de desequilíbrio, haverá interrupção mediante intercorrência e toda a conduta será acompanhada por dois terapeutas devidamente orientados, não apenas em relação aos protocolos aplicados em pesquisa, mas em procedimentos de urgência, caso necessários. Você terá os seguintes benefícios ao participar da pesquisa: função cerebral, uma vez que o experimento proposto trata-se da utilização de um moderno recurso com evidência demonstrada no favorecimento do desempenho cerebral e do equilíbrio humano. Todas as informações obtidas serão sigilosas e seu nome não será identificado em nenhum momento. Os dados serão mantidos após a conclusão da pesquisa por um período de 5 anos em fichas.

Declaro que compreendi os objetivos desta pesquisa, como ela será realizada, os riscos e benefícios envolvidos e concordo em participar voluntariamente da pesquisa.

**MARLI DE LIMA MARINHO ROSA -
108.498.688-40**


Anexo III


Documento de aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa

A proposta do projeto foi aceita em 09/05/2017.





DADOS DA VERSÃO DO PROJETO DE PESQUISA


Título da Pesquisa: AMBIENTE VIRTUAL PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES COM DEFICIÊNCIAS VISUAIS COM SUPORTE DA ELETROENCEFALOGRAMA
Pesquisador Responsável: Edgard Afonso Lamounier Júnior
Área Temática:
Versão: 1
CAAE: 68117717.0.0000.5152
Submetido em: 09/05/2017
Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG
Situação da Versão do Projeto: Aprovado
Localização atual da Versão do Projeto: Pesquisador Responsável
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio



Comprovante de Recepção:  PB_COMPROVANTE_RECEPCAO_911671

O projeto foi aprovado pelo comitê de ética em 15/07/2017.

Apreciação ↕	Pesquisador Responsável ↕	Versão ↕	Submissão ↕	Modificação ↕	Situação ↕	Exclusiva do Centro Coord. ↕	Ações
PO	Edgard Afonso Lamounier Júnior	1	09/05/2017	15/07/2017	Aprovado	Não	   

Tipo ↕	CAAE ↕	Versão ↕	Pesquisador Responsável ↕	Comitê de Ética ↕	Instituição ↕	Origem ↕	Última Apreciação ↕	Situação ↕	Ação
P	68117717.0.0000.5152	1	Edgard Afonso Lamounier Júnior	5152 - Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG	PO	PO	Aprovado	

Apreciação	Data/Hora	Tipo Trâmite	Versão	Perfil	Origem	Destino	Informações
PO	14/07/2017 22:50:37	Parecer liberado	1	Coordenador	Universidade Federal de Uberlândia/MG	PESQUISADOR	
PO	07/07/2017 17:04:39	Parecer do colegiado emitido	1	Coordenador	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	06/07/2017 15:35:38	Parecer do relator emitido	1	Membro do CEP	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	06/07/2017 14:54:15	Aceitação de Elaboração de Relatoria	1	Membro do CEP	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	14/05/2017 02:20:39	Confirmação de Indicação de Relatoria	1	Coordenador	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	09/05/2017 18:41:29	Indicação de Relatoria	1	Secretária	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	09/05/2017 18:37:46	Aceitação do PP	1	Secretária	Universidade Federal de Uberlândia/MG	Universidade Federal de Uberlândia/MG	
PO	09/05/2017 18:33:36	Submetido para avaliação do CEP	1	Pesquisador Principal	PESQUISADOR	Universidade Federal de Uberlândia/MG	

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AMBIENTE VIRTUAL PARA TREINAMENTO DE CADEIRANTES COM DEFICIÊNCIAS VISUAIS COM SUPORTE DA ELETROENCEFALOGRAFIA

Pesquisador: Edgard Afonso Lamounier Júnior

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 68117717.0.0000.5152

Instituição Proponente: Universidade Federal de Uberlândia/ UFU/ MG

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 2.173.870

Apresentação do Projeto:

De acordo com a pesquisa: "As pessoas com deficiência enfrentam uma batalha diária, pois a falta de acessibilidade e inclusão social ainda é um problema muito grande (FIEGENBAUM, 2009) (AGUIAR, 2014). O número de deficientes é muito alto e é necessário que existam soluções que auxiliem estas pessoas, seja para mobilidade, reabilitação, comunicação ou inclusão digital. A área de conhecimento em deficiência oferece categóricos desafios em auxiliar as pessoas com necessidades severas impactando no direito de ir e vir. Este direito constitucional é muitas vezes violado, por falta de acessibilidade (SILVA, 2014). Especialmente os pacientes com deficiências múltiplas, que são classificados como incapacitados para a vida independente. O tratamento de reabilitação destes pacientes é feito basicamente de exercícios terapêuticos, fundamentados em princípios biomecânicos. Tal tratamento é de grande importância e promove maior sobrevivência, menor morbidade e maior qualidade de vida (FIGLIOLIA et al., 2012)."

Objetivo da Pesquisa:

"O objetivo principal deste trabalho é investigar técnicas computacionais que suportem a criação de um ambiente de treinamento para cadeirantes com deficiência visual utilizando RV e a implementação do áudio 3D envolvente para interação do paciente e os profissionais da saúde

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica

Bairro: Santa Mônica

CEP: 38.408-144

UF: MG

Município: UBERLÂNDIA

Telefone: (34)3239-4131

Fax: (34)3239-4335

E-mail: cep@propp.ufu.br

envolvidos com o processo de reabilitação, integrado ao controle da cadeira de rodas por meio dos sinais de ondas cerebrais (EEG) capturados pelas ações de expressões faciais. As técnicas de Realidade Virtual e sinais EEG devem ser pesquisadas porque possibilitam novas formas de interação a fim de promover a inclusão social e integração de pessoas com deficiências motora e visual. Desta forma, espera-se explorar a navegação física e virtual através da cadeira de rodas adaptada, auxiliando no processo de reabilitação durante as sessões de fisioterapias, focadas na locomoção e capacidade de interação desses pacientes. O trabalho tem como objetivos específicos: 1. Gerar uma plataforma integrada de software e hardware para treinamento do cadeirante, baseada em técnicas de Realidade Virtual, projetada de tal forma que o AV de treinamento seja controlado por meio de captura e processamento de sinais cerebrais do paciente (EEG). 2. Desenvolver protocolo de locomoção utilizando técnicas de RV e Interação Natural (EEG). 3. Criar ambientes virtuais de RV para auxiliar nas sessões de treinamento. 4. Adaptação de uma cadeira de rodas com os dispositivos de captura de sinais. 5. Implementar técnicas de sonorização 3D para enriquecer a imersão nas sessões de treinamento. 6. Estabelecer protocolos de treinamentos interativos para pacientes cadeirantes com deficiência visual e sem fala, fornecendo feedback para todos os elementos envolvidos na atividade. 7. Desenvolver uma ferramenta funcional para treinamento de incapacitados, que ajude na avaliação das sessões terapêuticas com os pacientes. Neste trabalho, será investigado se a tecnologia de Realidade Virtual e EEG, aplicada ao contexto de treinamento de cadeirantes cegos, teria potencial para auxiliá-los na mobilidade e avaliar o comportamento das pessoas ao utilizarem o sistema. O universo da pesquisa se constitui em uma associação criada e dirigida por pessoas com deficiência física, a Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD)."

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Segundo os pesquisadores:

"Riscos: O risco que a pesquisa oferece ao indivíduo de pesquisa é de ter a sua identidade revelada, sem a sua autorização. Contudo, de acordo com o proposto no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, em nenhum momento os colaboradores da pesquisa serão identificados. Os resultados da pesquisa serão publicados e ainda assim a sua identidade será preservada. Além disso, não terão nenhum gasto ou ganho financeiro por participar da pesquisa. Esta pesquisa trará benefícios para facilitar a mobilidade e acessibilidade de pessoas que tenha deficiência física e visual através da tecnologia assistida.

Continuação do Parecer: 2.173.870

Benefícios: No âmbito da reabilitação, recursos computacionais têm sido utilizados no desenvolvimento de várias técnicas. Atualmente, os principais sistemas de RV para treinamento de cadeirantes por meio de ondas cerebrais, não suportam pacientes cadeirantes com deficiência visual (FOLANE et al., 2016). Portanto, a sincronização entre aquisição do sinal com o ambiente virtual apresenta-se como um desafio a ser superado, para a navegação (BAGACINA et al., 2014). Portanto, este trabalho propõe abordar o desenvolvimento de uma plataforma para treinamento de pacientes cadeirantes com deficiência visual (SALATIN et al., 2012). Neste contexto, posa-se o desafio de construir um ambiente de treinamento com interfaces naturais e Realidade Virtual, que favoreçam e estimulem o desenvolvimento das habilidades cognitivas e motoras, desta classe especial de usuários."

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Não há.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Apresentados de forma adequada.

Recomendações:

Não há.

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.

O protocolo não apresenta problemas de ética nas condutas de pesquisa com seres humanos, nos limites da redação e da metodologia apresentadas.

Considerações Finais a critério do CEP:

Data para entrega de Relatório Final ao CEP/UFU: Setembro de 2017.

OBS.: O CEP/UFU LEMBRA QUE QUALQUER MUDANÇA NO PROTOCOLO DEVE SER INFORMADA IMEDIATAMENTE AO CEP PARA FINS DE ANÁLISE E APROVAÇÃO DA MESMA.

O CEP/UFU lembra que:

- a- segundo a Resolução 466/12, o pesquisador deverá arquivar por 5 anos o relatório da pesquisa e os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido, assinados pelo sujeito de pesquisa.
- b- poderá, por escolha aleatória, visitar o pesquisador para conferência do relatório e documentação pertinente ao projeto.

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 2.173.870

c- a aprovação do protocolo de pesquisa pelo CEP/UFU dá-se em decorrência do atendimento a Resolução CNS 466/12, não implicando na qualidade científica do mesmo.

Orientações ao pesquisador :

- O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 466/12) e deve receber uma via original do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado.
- O pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS 466/12), aguardando seu parecer, exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade de regime oferecido a um dos grupos da pesquisa que requeiram ação imediata.
- O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS 466/12). É papel de o pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.
- Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_911671.pdf	09/05/2017 18:33:37		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PESQUISA7.pdf	09/05/2017 17:14:07	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito
Outros	digitalizar0062.pdf	09/05/2017 00:05:38	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito
TCLE / Termos de	TERMO_Nao_assinado.pdf	09/05/2017	Edgard Afonso	Aceito

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Continuação do Parecer: 2.173.870

Assentimento / Justificativa de Ausência	TERMO_Nao_assinado.pdf	00:03:38	Lamounier Júnior	Aceito
Outros	TCEE.pdf	06/05/2017 14:07:48	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito
Outros	Lattes.docx	06/05/2017 12:54:31	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito
Folha de Rosto	Folha_Rosto_Assinado.pdf	06/05/2017 12:49:12	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito
Outros	questionario.docx	06/05/2017 10:55:33	Edgard Afonso Lamounier Júnior	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

UBERLÂNDIA, 14 de Julho de 2017

Assinado por:

**Sandra Terezinha de Farias Furtado
(Coordenador)**

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica
Bairro: Santa Mônica **CEP:** 38.408-144
UF: MG **Município:** UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br

Anexo VI

Registro de testes com usuário

Reference number: [ISRCTN14024663](#)

Link: <http://www.isrctn.com/ISRCTN14024663>

Title : [A virtual environment-based training system for the blind wheelchair user through use of 3D audio supported by EEG](#)

Date submitted: 06/09/2017



ISRCTN registry

Search



Advanced Search

[View all studies](#)

[Why register?](#)

[Register your study](#)

Everton Silva de Souza

[My Account](#)

[Logout](#)

ISRCTN14024663 DOI 10.1186/ISRCTN14024663



A virtual environment-based training system for the blind wheelchair user through use of 3D audio supported by EEG



Condition category	Prospective/Retrospective
Not Applicable	Retrospectively registered
Date applied	Overall trial status
14/08/2017	Completed
Date assigned	Recruitment status
06/09/2017	No longer
Last edited	recruiting
06/09/2017	

Plain English Summary

Background and study aims

People with physical and visual disability sometimes are not able to do tasks independently. Wheelchair users sometimes have difficulty moving around in their wheelchair, especially if they have visual problems. According to the Brazilian Association of Physical Medicine and Rehabilitation (2012), the use of wheelchairs for daily activities can be helpful for rehabilitation and the training is done using wheelchairs. These devices can be adapted using technology to improve the quality of life of the users. Virtual Reality can be used to create an artificial (fake) environment that can be helpful for training blind wheelchair users. The aim of this study is to see if virtual technology and EEG technology, applies to the training context of blind wheelchair users, has the potential to assist them in mobility and to evaluate the behavior of people when using the system.

Who can participate?

Adults aged 18 and older who are blind and use wheelchairs.

What does the study involve?

Participants are told about the study and provide consent. They then fill out a questionnaire in order to get information about the virtual reality system. Participant then use the system for around 30 and 60 minutes. They then complete another questionnaire about the use of the system and their behaviour in order to see if there are any improvements or errors that need to be addressed.

What are the possible benefits and risks of participating?

Participants may benefit from facilitating mobility and accessibility of people who have physical and visual disability through assisted technology. There are risks that participants may have their identity revealed without their authorization.

Where is the study run from?

Associacao de Apoio a Crianca Deficiente (AACD) (Brazil)

When is the study starting and how long is it expected to run for?

May 2017 to August 2017

Who is funding the study?

Universidade Federal de Uberlandia (Brazil)

Who is the main contact?

Mr Everton Silva de Souza

Study information

Scientific title

A virtual environment-based training system for the blind wheelchair user through use of 3D audio supported by EEG

Acronym

Study hypothesis

The aim of this study is to investigate whether Virtual Reality and EEG technology, applied to the training context of blind wheelchair users, has the potential to assist them in mobility, and to evaluate the behavior of people when using the system.

Ethics approval

University Federal of Uberlandia, 09/05/2017, ref: CAAE: 68117717.0.0000.5152

Study design

Non-randomised study

Primary study design

Interventional

Secondary study design

Non randomised study

Sponsor information

Organisation

Universidade Federal de Uberlândia

Sponsor details

Campus Santa Mônica Bloco 3N – Sala114

Av. João Naves de Ávila 2121

Uberlândia

+55 (0)38408 100

Brazil

3239-4707

copel@ufu.br

Sponsor type

University/education

Website

www.ufu.br

Funders

Funder type

University/education

Funder name

Universidade Federal de Uberlândia

Alternative name(s)

"Federal University of Uberlandia", UFU

Funding Body Type

government organisation

Funding Body Subtype

government non-federal

Location

Brazil

Condition

User BCI Emotiv Epoc with adapted wheelchair

Intervention

The proposed path for the research will be:

1. Presentation of the research proposal, clarification as to its importance, and the invitation to the individuals and the responsible ones so that the people are collaborators, in the first moment
2. Read and explain the Term of Free and Informed Consent, together with the collection of signatures of the responsible and the individuals, in the second meeting
3. Application of a questionnaire with the purpose of knowing the profile of individuals and collecting information relevant to the development of the system
4. Use of the system in the association. The user will the System Virtual Brain Chair between 30 and 60 minutes. The system is composed of wheelchair adapted and integrated with Emotiv Epoc and Virtual Environment for replicated the movements.
5. Application of the questionnaire after use of the system
6. Analysis of the evaluation of the results obtained. It is important to point out that the individual can detect possible errors or needs for improvement of the tool which will feed back the process of analysis and development of the tool.

Primary outcome measures

1. The patient satisfaction is measured using the experience of patient and doctors that participate in the sessions with questionnaires and feedback as well as validation of time for execution of movements, percentage of correct movements and the quality of experience control
2. The viability of project is measured by assessing the validity of movements using EEG and Facial expressions, use of stereo sound for orientation and commands of movememnts, if the Virtual Environment support the doctors for validiting the movements and the immersion of blind users with Sound 3D

Secondary outcome measures

Sync between 3D interface, hardware and real movements with patients is assessed using the wheelchair adaopted integrated with Emotiv Epoch, trying to move the wheelchair with brainwaves (EEG), check if the movement is correct and examining the movements if they are oriented by sound and sync between Virtual Environment, Brainwaves and Wheelchair integration.

Overall trial start date

01/05/2017

Overall trial end date

13/08/2017

Eligibility

Participant inclusion criteria

Blind wheelchair users aged over 18

Participant type

Patient

Age group

Adult

Locations

Countries of recruitment

Brazil

Trial participating centre

Associação de Apoio a Criança Deficiente (AACD)

02037-001

Brazil

Results and Publications

Publication and dissemination plan

Planned publication in a high-impact peer reviewed journal.

IPD sharing statement

The datasets generated during and/or analysed during the current study will be stored in a publically available repository at www.ufu.br digital library for 10 years for free. The data will be anonymised based on legal restriction.

Intention to publish date

13/08/2017

Participant level data

Stored in repository

Results - basic reporting

Publication summary

Publication citations