

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

BERTHIL BORGES LONGO

**Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas
em Tecnologias Assistivas Baseadas em Sinais
Biológicos**

VITÓRIA

2015

BERTHIL BORGES LONGO

**Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas
em Tecnologias Assistivas Baseadas em Sinais
Biológicos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho.

VITÓRIA

2015

BERTHIL BORGES LONGO

**Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas
em Tecnologias Assistivas Baseadas em Sinais
Biológicos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Apresentada em 05 de Março de 2015.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dra. Adriana Madeira Alvares da Silva
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador Interno

Prof. Dr. Alberto López Delis
Universidad de Oriente (Cuba)
Examinador Externo

VITÓRIA

2015

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Setorial do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do
Espírito Santo, ES, Brasil)

Longo, Berthil Borges, 1980 -

L848d Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas em Tecnologias
Assistivas Baseadas em Sinais Biológicos / Berthil Borges Longo –
2015.

70 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos-Filho.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal
do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Tecnologia Assistiva. 2. Eletroencefalografia.
3. Biotecnologia. I. Bastos-Filho, Teodiano Freire.
II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da
Saúde. III. Título.

CDU: 61



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

“Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas em Tecnologias Assistivas Baseadas em Sinais Biológicos”

Berthil Borges Longo

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Aprovado por:

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)

Orientador

Prof^a. Dr^a. Adriana Madeira Álvares da Silva Conforti (UFES)

Membro Interno

Prof. Dr. Alberto López Delis (Universidad de Oriente/Cuba)

Membro Externo

Vitória-ES, 05 de Março de 2015.

AGRADECIMENTOS

À toda minha família pela força, incentivo e compreensão, em especial a meus pais Mário e Janice, e aos meus irmãos Bruno e Priscila.

Ao professor e orientador Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, por acreditar em minhas ideias e me dar liberdade para desenvolvê-las.

Aos colegas do laboratório LAI (Laboratório de Automação Inteligente): Alexandre Pomer-Ascher, Flávia Lotério, Christiane Goulart, Anibal Cotrina, Alessandro Botti, Richard Tello, Malte Trauernich e Carlos Valadão. Devo agradecimentos especiais a Alan Floriano e Javier Castillo, pois sem suas ajudas este trabalho não teria sido possível.

À agência de apoio e financiamento CAPES.

Somewhere, something incredible is waiting to be known.

Carl Sagan

RESUMO

Novas ferramentas de Tecnologias Assistivas (TAs) têm aparecido ultimamente. Um exemplo são os Ambientes Virtuais (AVs), os quais são importantes para o desenvolvimento de novas TAs, que podem ser direcionadas para promoverem uma melhor qualidade de vida de pessoas com mobilidade reduzida permanente ou promover a reabilitação de pessoas com deficiência motora temporária. Outras ferramentas, que surgiram há algumas décadas com o desenvolvimento dos computadores, também ajudam no tratamento de pessoas com deficiência motora, que são as Interfaces Humano-Máquina (IHM). Utilizando em conjunto com equipamentos que capturam sinais biológicos, como equipamentos de Eletromiografia (EMG) e Eletroencefalografia (EEG), essas ferramentas se configuram como canais de comunicações entre o ser humano e os computadores, diferentemente das comumente utilizadas. Isso abre uma gama de possibilidades para sua utilização no tratamento e na assistência de pessoas com deficiência motora, onde sinais EMG podem ser utilizados para controlar próteses robóticas; e sinais EEG, quando capturados da região do córtex motor, podem ser utilizados em neuroreabilitação. Por outro lado, quando capturados na região occipital, os sinais de EEG podem ser utilizados para gerar comandos e outras finalidades. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de novas ferramentas para auxiliar em pesquisas de TAs envolvendo sinais biológicos. Três diferentes AVs foram desenvolvidos para auxiliar nesse tipo de pesquisa. Além deles, um equipamento EEG comercial foi adaptado para ser utilizado com uma IHM, o qual utiliza dois desses três AVs desenvolvidos. Como resultados, temos a utilização bem sucedida do equipamento EEG obtido com sua utilização com SSVEP e Imaginação motora, além da implementação com sucesso dos três AVs desenvolvidos, que estão disponíveis para *download* gratuito, e que podem ser utilizados em demais pesquisas envolvendo TAs.

Palavras-chave: Tecnologias Assistivas, Ambientes Virtuais, EEG, EMG.

ABSTRACT

New Assistive Technology (AT) tool has appeared lately. An example are the Virtual Environments (VE) which are important to new ATs development, that can aim to improve the life quality of people with permanent reduced mobility or to promote rehabilitation to people with temporary motor disability. Other tool that appeared some decades ago with computer development can also help in the treatment of motor disability persons, which are called Human Machine-Interface (HMI). Using it together with equipment that can acquire biological signals like Electromyography (EMG) and Electroencephalography (EEG), these tools behave as communication channels between humans and computers, different from the ones usually used. This opens a wide range of possibilities for its usage in the treatment and assistance of motor disability people, which EMG signals can be used to control robotic prosthesis, and EEG signal, when acquired from the motor cortex, can be used in neurorehabilitation. On the other hand, when these signals are captured from the occipital region, the EEG signals can be used to generate commands or used in other purposes. This work presents the development of new tools to be used in AT which uses biological signals. Three different VE where built to assist this kind of research. Furthermore, a commercial EEG equipment was adapted to be used with a HMI, which uses two of the built VE. As results, we have the successful use of the adapted EEG equipment with with SSVEP and motor imagery. Furthermore, the three developed AVs were successfully implemented, which are available for free download to be used in other TA projects.

Keywords: Assistive Technology, Virtual Environments, EEG, EMG.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Interface Homem-Computador. Esquema que mostra os passos de uma IHC que utiliza sinais EMG para comandar um braço robótico. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....18
- Figura 2 - Interface Cérebro-Computador. Esquema que mostra os passos de uma ICC que utiliza sinais EEG para comandar um AV. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....19
- Figura 3 - Sistema Internacional 10-20. O Sistema Internacional 10-20 é um protocolo de posicionamento de eletrodos que guia o posicionamento de eletrodos sobre o escalpo do indivíduo que se pretender adquirir os sinais EEG. Fonte: Modificado de GRAIMANN, B., ALLISON, B., PFURTSCHELLER, G., 2010.....20
- Figura 4 - Figura 4 - Divisões do Córtex Cerebral. As regiões de interesse para estimulação visual e aplicações motoras estão destacadas com as cores verde e vermelho, respectivamente. Fonte: Modificado de GRAIMANN, B., ALLISON, B., PFURTSCHELLER, G., 2010.....21
- Figura 5 - Figura 5 - Aplicação EEG em ICC utilizando movimento ou imaginação motora. Sequência de eventos de uma ICC desde o estímulo até sua aplicação, através do teste de finger tapping. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....23
- Figura 6 - *Homunculus* Motor. Padrão homuncular de organização do córtex motor. Fonte: Modificado de PENFIELD, W., RASMUSSEN, T., 1950.....24
- Figura 7 - Aplicação EEG em ICC utilizando SSVEP. Sequência de eventos de uma ICC desde o estímulo até sua aplicação. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....25
- Figura 8 – Tecnologias úteis para TAs. Diferentes tecnologias que podem ser utilizadas em TAs e que podem ser confundidas entre si. A) Ambiente virtual. B) Óculos de realidade virtual. C) Realidade aumentada. D) Robô de telepresença. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....27

Figura 9 – Wireframes e resultado. Diferentes subdivisões no wireframe resultam em diferentes resultados mas podem sobrecarregar o hardware, e assim, gerar problemas na utilização do AV. A) 1920x1080 pixels e 1019 faces, com tempo de processamento de 1,17 segundos. B) 4069 faces, com tempo de processamento de 3,25 segundos. C) 1920x1080 pixels e 16276 faces, com tempo de processamento de 8,57 segundos. D) Resultado final utilizando 4069 faces, textura e iluminação. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	31
Figura 10 - Dispositivos EEG. A) BrainNet 36 (BNT). B) Emotiv EPOC. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	34
Figura 11 - Figura 11 - Eletrodos do Emotiv EPOC. A) Esquema de posicionamentos de eletrodos do Emotiv EPOC. Os eletrodos estão representados na cor cinza, as referências na cor preto e a região próxima ao córtex motor, onde o Emotiv EPOC não apresenta eletrodos, está circulada de vermelho. B) Usuário utilizando o Emotiv EPOC. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	35
Figura 12 - Equipamento EEG modificado. A) modelo construído baseando em coordenadas esféricas. B) Plotagem dos pontos do modelo para a touca de neoprene. C) <i>O-ring</i> segurando eletrodo na touca. D) Equipamento EEG modificado completo. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	36
Figura 13 - Posicionamento de Eletrodos utilizado no teste de ERD/ERS. Posicionamento de eletrodos e referências. Fonte: Modificado de DEBENER et al., 2013.....	37
Figura 14 - Protocolo de <i>finger tapping</i> . Fonte: Modificado de LONGO, CASTILLO-GARCIA e BASTOS-FILHO, 2015.....	38
Figura 15 - Utilização do equipamento modificado. A) A imagem mostra a concentração de eletrodos na parte posterior da touca. B) Detalhe do posicionamento da referência no lobo auricular utilizando eletrodo adesivo. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	39
Figura 16 - Dois diferentes padrões de estímulos utilizados em SSVEP. A) Padrão Gráfico Simples. B) Padrão Xadrez. Fonte: Modificado de FLORIANO, LONGO E BASTOS, 2015.....	40

Figura 17 – AV onde o avatar caminha em uma sala de reabilitação. Fonte: LONGO et al., 2014.....	41
Figura 18 – TRON (Telepresence Robotic Navigation). A) Robô real. B) Modelo 3D do robô. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	44
Figura 19 - Testes de controle do TRON. A) Visão superior do AV da sala de testes. B) Quatro tarefas executadas pelo voluntário. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	45
Figura 20 – Possíveis posicionamentos de eletrodos obtidos com o uso do Emotiv EPOC modificado. Os eletrodos estão representados na cor cinza, as referências na cor preto. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.....	49
Figura 21 – Resultado do teste de finger tapping. Fonte: LONGO et al., 2014B.....	50
Figura 22 - Resultado do teste para avaliar a capacidade do equipamento de distinguir 4 frequências SSVEP. A) Padrão Gráfico Simples. B) Padrão Xadrez. Fonte: FLORIANO, LONGO E BASTOS, 2015.....	51
Figura 23 – Interface com o resultado da ICC e o movimento do avatar no AV. Fonte: Modificado de LONGO et al., 2014.....	52
Figura 24 – Comparação entre a atividade do voluntário e o feedback do AV. A) Repouso. B) Flexão do dedo polegar. C) Flexão do dedo anelar. Fonte: ELABORADO PELO AUTOR, 2015.....	55

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Trabalhos produzidos com o uso do Emotiv EPOC modificado.....	50
Tabela 2: Resultado obtido pelo usuário ou utilizar o AV de simulação do controle do TRON.....	52

LISTA DE SIGLAS

AV	Ambiente Virtual
BNT	BrainNet 36
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
ECoG	Eletrocorticografia
EEG	Eletroencefalografia
EMG	Eletromiografia
ERD	Dessincronização Relacionada a Eventos (do inglês Event-related Desynchronization)
ERS	Sincronização Relacionada a Eventos (do inglês Event-related Synchronization)
HMD	Head Mounted Display
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICC	Interfaces Cérebro-Computador
IHC	Interface Homem-Computador
IHM	Interface Humano-Máquina
IRMf	Imagem por Ressonância Magnética Funcional
LAI	Laboratório de Automação Inteligente
MEG	Magnetoencefalografia
NA	Número de Acertos
OMS	Organização Mundial da Saúde
ONU	Organização das Nações Unidas
PSD	Densidade de Potência Espectral (do inglês Power Spectral Density)
RV	Realidade Virtual
sEMG	Surface EMG
SSVEP	Potenciais Evocados Visuais em Regime Permanente (do inglês Steady-State Visual Evoked Potential)
TA	Tecnologia Assistiva
TAc	Taxa de Acerto
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TEP	Tomografia por Emissão de Pósitrons
TRON	Telepresence Robotic Navigation
TT	Total de Tentativas
UFES	Universidade Federal do Espírito Santo

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	15
1.1 Tecnologias Assistivas	15
1.2 Interfaces Humano-Máquina	16
1.2.1 Interfaces Homem-Computador utilizando EMG	17
1.2.2 Interfaces Cérebro-Computador utilizando EEG	19
1.2.2.1 ERD/ERS	23
1.2.2.2 SSVEP	24
1.3 Ambientes Virtuais e Realidade Virtual	25
1.3.1 Importância do uso de AVs e RV em TAs	28
1.3.2 Influência do Hardware e Software nos AVs	30
2 OBJETIVOS	31
2.1 Objetivo geral	31
2.2 Objetivos específicos	32
3 METODOLOGIA	32
3.1 Desenvolvimento de um Equipamento EEG multipropósito a partir da modificação de um equipamento EEG comercial	33
3.1.1 Teste finger tapping para validação do equipamento	36
3.1.2 Teste SSVEP para validação do equipamento	38
3.2 AV-1 Controle de um avatar para neuroreabilitação	40
3.2.1 ICC Off-line	41
3.2.2 ICC On-line	42
3.3 AV-2 simulação do controle de um robô de telepresença	43
3.4 AV-3 Simulação do controle dos movimentos de uma mão em realidade virtual	46
3.5 Avaliação dos AVs criados pelos usuários	47
3.6 Livre distribuição dos AVs criados	47
3.7 Aspectos éticos da pesquisa	47
3.8 Voluntários	48
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	48
4.1 Desenvolvimento de um Equipamento EEG multipropósito a partir da modificação de um equipamento EEG comercial	48

4.1.1 Teste <i>finger tapping</i> para validação do equipamento.....	49
4.1.2 Teste <i>SSVEP</i> para validação do equipamento	50
4.2 AV-1 Controle de um avatar para neuroreabilitação	52
4.3 AV-2 Simulação do controle de um robô de telepresença	53
4.4 AV-3 Simulação do controle dos movimentos de uma mão em realidade virtual	54
4.5 Avaliação do uso dos AVs criados.....	56
4.5 Livre distribuição dos AVs criados	56
5 CONCLUSÕES.....	56
6 REFERÊNCIAS	59
APÊNDICE A	65
APÊNDICE B	67

1 INTRODUÇÃO

1.1 Tecnologias Assistivas

A velocidade do surgimento de inovações na área da saúde neste início de século não tem paralelo com outros momentos da história da humanidade. Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), cerca de 50% de todos os avanços terapêuticos disponíveis hoje em dia não existiam até o início do século 21. Novos equipamentos, drogas, medicamentos e procedimentos médicos, biomédicos e cirúrgicos surgem a cada dia para a prevenção, o diagnóstico, o tratamento das doenças e para a reabilitação (BRASIL, 2007A). Neste contexto, as Tecnologias Assistivas (TAs) também são beneficiadas com os avanços tecnológicos. TAs, que até há alguns anos atrás eram chamados Ajudas Técnicas, é um conceito cunhado recentemente. É utilizado para identificar uma área do conhecimento, de característica interdisciplinar, que contribui para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência, incapacidades ou mobilidade reduzida, visando sua autonomia, independência, qualidade de vida e inclusão social (BERSCH, 2008), (BRASIL, 2007B).

Em 2008, entrou em vigor a Convenção sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência, tratado da Organização das Nações Unidas (ONU). Esse fato simbolizou a determinação da comunidade internacional em colocar o tema “Pessoas com Deficiência” na agenda global da perspectiva dos Direitos Humanos, devendo os governos tomar ações que transformem as vidas dessas pessoas visando sua inclusão à sociedade. O Brasil ratificou essa Convenção e a incorporou ao seu ordenamento jurídico, conferindo-lhe equivalência constitucional (BRASIL, 2009). No ano de 2006, no Brasil, foi instituído um comitê específico, visando aperfeiçoar, dar transparência e legitimidade ao desenvolvimento das TAs (BRASIL, 2009). No País, o número de pessoas com deficiência, somado a pessoas com mobilidade reduzida, seja ela em caráter permanente ou temporário, chega a aproximadamente 43,5% da população. Se contabilizarmos o envolvimento das famílias e profissionais no cuidado e acompanhamento dessas pessoas, essa cifra pode ultrapassar 70% (BRASIL, 2009). Segundo resultados divulgados pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), do Censo 2010, o País possui aproximadamente 13,3 milhões de

peças que apresentam alguma deficiência motora (5 milhões para homens e 8,3 milhões para mulheres, aproximadamente) (BRASIL, 2010).

As TAs tem um papel importante no tratamento e/ou na melhoria da qualidade de vida de pessoas com mobilidade reduzida temporária ou permanente, ou que precisem de algum dispositivo para auxiliar em suas atividades diárias devido a alguma disfunção. Um bom exemplo é o uso de TAs na assistência e no tratamento de pessoas que sofreram Acidente Vascular Cerebral (AVC) e que apresentam prejuízos neurológicos que interferem no sistema neuromuscular. Em grande parte das vítimas, o AVC causa redução da capacidade de realização de tarefas diárias de forma autônoma (BELDALOIS et al., 2011). As características clínicas mais comuns nesses indivíduos são hemiparesia, padrão anormal da marcha, espasticidade muscular e perda de equilíbrio (CAPÓ-LUGO; MULLENS; BROWN, 2012), e algumas dessas ferramentas de TA podem ajudar na reabilitação dessas pessoas. Outro exemplo importante que envolve TAs é o desenvolvimento de próteses para amputados. Esses dispositivos oferecem ao usuário um aumento da independência em suas atividades diárias para melhorar a qualidade de vida, fazendo com que esses indivíduos se sintam capazes de levar uma vida produtiva (GOFFI, 2004). As próteses podem ser simples, sem movimento, ou até mesmo dispositivos sofisticados com vários graus de liberdade acionados eletricamente por interfaces que utilizam sinais biológicos (OSKOEI e HU, 2007).

1.2 Interfaces Humano-Máquina

Uma Interface Humano-Máquina (IHM) pode ser definida como uma interface de interação entre humanos e máquinas, sendo máquina, neste caso, qualquer mecanismo mecânico ou elétrico que transmite ou transforma energia para realizar ou ajudar no desempenho de atividades humanas. Muitas TAs utilizam IHM. Algumas delas são específicas para computadores, conhecidas como TAs de acesso ao computador, e permitem às pessoas que têm dificuldade em usar os métodos tradicionais de acesso ao computador, como teclados, mouses ou monitores, terem uma forma alternativa para essa finalidade. Algumas dessas TAs podem utilizar sinais biológicos extraídos dos corpos de seus usuários para realizar esse controle. Dentre as IHM podemos destacar as Interface Homem-Computador (IHC) que utilizam

Eletromiografia (EMG) e as Interfaces Cérebro-Computador (ICC) que utilizam Eletroencefalografia (EEG) (ÇAKIR, 2013).

1.2.1 Interfaces Homem-Computador utilizando EMG

As IHC permitem a interação entre pessoas e computadores, onde os indivíduos utilizam seus movimentos para interagir e enviar comandos para o computador. Essa interação acontece enquanto as pessoas digitam em seus computadores ou mexem no mouse por exemplo. Isso acontece por simples dispositivos de entrada (por exemplo, teclado, mouse, microfone) e saída (por exemplo, monitor, impressora). Essa interface pode também ser um pouco mais complexa, utilizando sinais biológicos para gerar informações de entrada, como por exemplo os sinais de EMG. O EMG é uma técnica de monitoramento da atividade elétrica muscular, e pode ser obtido através do posicionamento de eletrodos na superfície da pele próximo à região muscular alvo, chamado *Surface EMG* (sEMG). O sEMG é um método não invasivo, que provê um fácil acesso a processos fisiológicos responsáveis por fazerem os músculos produzirem movimento (DE LUCA, 1997). Esses eletrodos são ligados a um equipamento que realiza o monitoramento da atividade elétrica dessas células musculares, por meio da leitura da tensão elétrica. O sinal mioelétrico obtido é o somatório algébrico de todos os sinais detectados sob a área de alcance dos eletrodos, os quais podem ser utilizados para manipular programas de computador (AHSAN, M., IBRAHIMY, I., KHALIFA, O. 2009), para controlar próteses robóticas (MAYOR et al., 2014) ou exoesqueletos (PARRA et. al, 2014, FLEISCHER, C., HOMMEL, G. 2008).

Para obter esse tipo de controle, os sinais EMG precisam ser processados. Esse processo é dividido em três subestágios: Pré-processamento (remoção de ruídos), extração de características (transforma o sinal capturado num vetor de características que representa o fenômeno associado ao sinal), e classificação (transforma o vetor de características em uma das ações do dispositivo que se pretende controlar). Assim a interface pode aplicar o resultado obtido no equipamento que se pretende controlar. A Figura 1 é um exemplo de IHC onde o sinal adquirido do antebraço do indivíduo pelo equipamento EMG é pré-processado (remoção de artefatos de movimentos

indesejados e de ruído da rede elétrica por exemplo), tem suas características extraídas (sinal de contração dos músculos do antebraço responsáveis pelo movimento de fechar a mão), é feita sua classificação, permitindo a aplicação de um comando no braço robótico (movimento de fechar a mão).

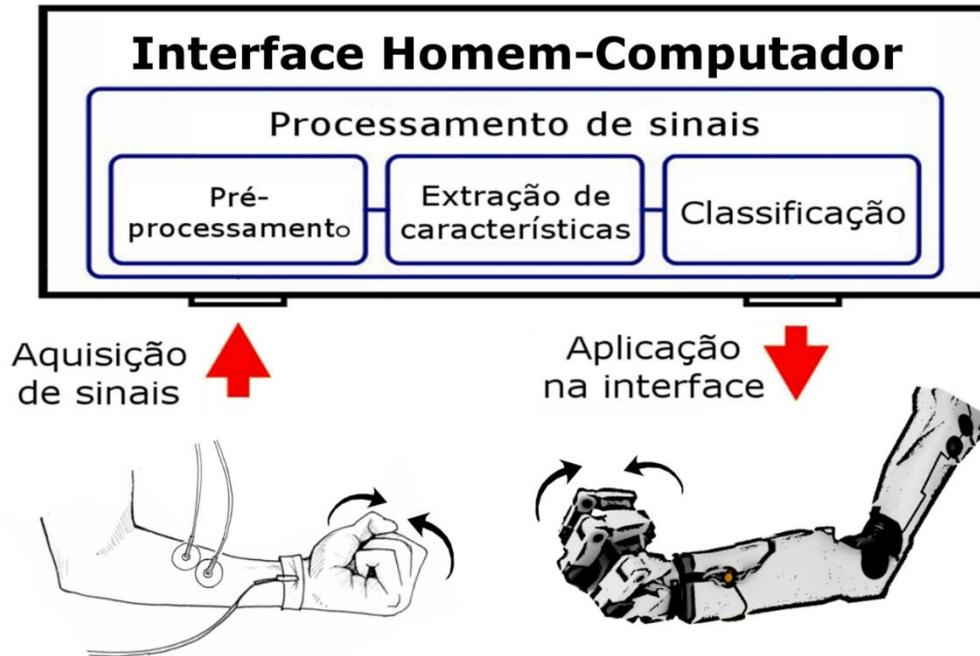


Figura 1 - Interface Homem-Computador. Esquema que mostra os passos de uma IHC que utiliza sinais EMG para comandar um braço robótico. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

Nos últimos 20 anos muitas pesquisas focaram no desenvolvimento de próteses de mão controladas por sEMG, sendo um dos campos mais desenvolvidos da área de reabilitação robótica. Muitos desses trabalhos visam o desenvolvimento de técnicas para melhorar o controle, proporcionando maior funcionalidade às próteses. Uma prótese ideal deve ser reconhecida pelo amputado como uma parte natural de seu corpo, fornecendo habilidades motora e sensorial. Um dos maiores problemas no uso de próteses é a aceitação por parte dos amputados, sendo a aparência externa e suas funcionalidades os maiores problemas (MATRONE et al., 2012). O feedback na reabilitação e adaptação às próteses pode prover aos pacientes a oportunidade de melhorar suas habilidades através da resposta da atividade muscular e o aprendizado do controle de seus movimentos (MA et al., 2010).

1.2.2 Interfaces Cérebro-Computador utilizando EEG

Uma ICC é um sistema de comunicação entre um indivíduo e um computador, que utiliza como sinal biológico para gerar informações a atividade elétrica cerebral. Essa tecnologia permite às pessoas enviarem mensagens ou comandos diretamente de seus cérebros para o mundo externo, sem a necessidade de utilizarem seus nervos periféricos ou atividades musculares (Figura 2). Ela é extremamente útil para pessoas que apresentam problemas de perda de mobilidade severa. Além disso, elas podem ser utilizadas também por pessoas saudáveis, aumentando as possibilidades de interações entre homens e máquinas. Neste caso, os sinais de maior relevância estão ligados ao trabalho cognitivo, à atenção e às emoções.

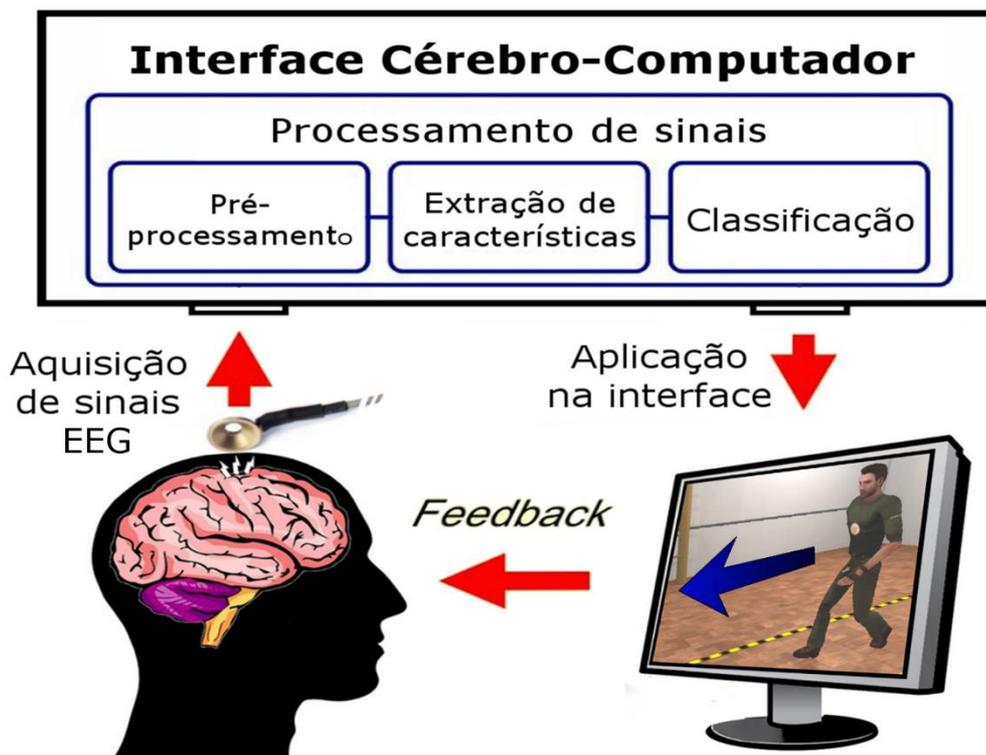


Figura 2 - Interface Cérebro-Computador. Esquema que mostra os passos de uma ICC que utiliza sinais EEG para comandar um AV. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

Para registrar os sinais cerebrais com um equipamento EEG, um conjunto de eletrodos é posicionado sobre o escalpo do indivíduo em regiões pré-determinadas, e um equipamento ou computador faz o registro destes sinais das regiões próximas a cada eletrodo. Esse posicionamento geralmente segue um protocolo internacional chamado Sistema Internacional 10-20 (Figura 3). Para sua implementação, a cabeça é mapeada por 4 pontos: Nasion, Inion, e pontos pré-auriculares direito e esquerdo.

O posicionamento dos eletrodos é definido através da distância Nasion-Inion, e estabelecendo pontos a cada 10%, 20%, 20%, 20%, 20% e 10% ao longo de seu comprimento. Este sistema foi considerado o padrão por quase meio século, mas com os avanços de *hardware* dos equipamentos EEG e a necessidade de aumentar o número de eletrodos para a captura de sinais, o Sistema Internacional 10-10 foi criado, sendo uma extensão do Sistema Internacional 10-20 (JURCAK, TSUZUKI e DAN, 2007).

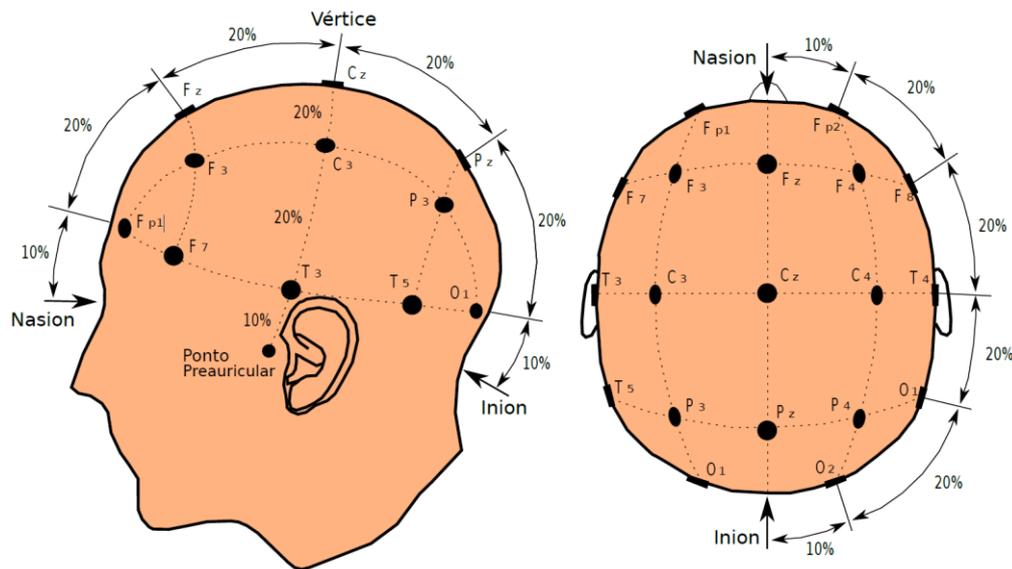


Figura 3 – Sistema Internacional 10-20. O Sistema Internacional 10-20 é um protocolo de posicionamento de eletrodos que guia o posicionamento de eletrodos sobre o escalpo do indivíduo que se pretender adquirir os sinais EEG. Fonte: Modificado de GRAIMANN, B., ALLISON, B., PFURTSCHELLER, G., 2010.

A região do escalpo de interesse e quais eletrodos serão utilizados no processamento variam de acordo com as regiões do córtex cerebral e suas funções. A Figura 4 ilustra essa divisão de funções do córtex cerebral. Nessa figura pode ser observado que a região de interesse para se obter sinais EEG referentes ao processamento visual é a região occipital (córtex visual). Por outro lado, para se obter sinais EEG referentes a movimento, a região de interesse é a sensorimotora (córtex motor somado ao córtex somatosensorial).

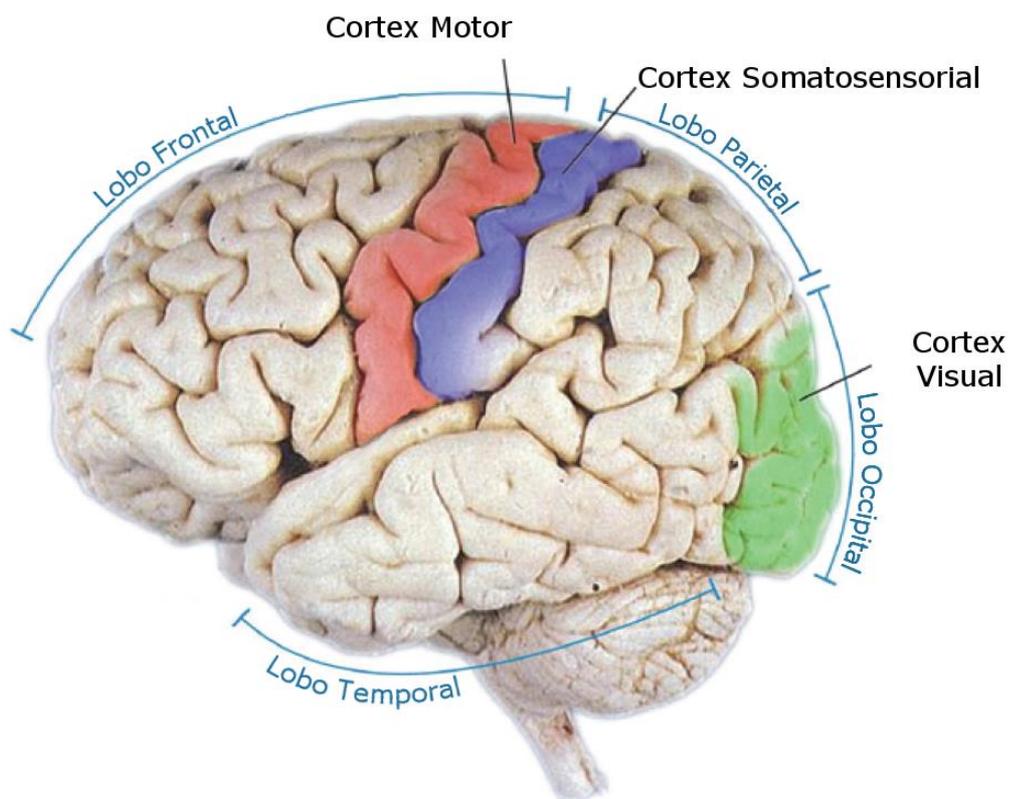


Figura 4 - Divisões do Córtex Cerebral. As regiões de interesse para estimulação visual e aplicações motoras estão destacadas com as cores verde e vermelho, respectivamente. Fonte: Modificado de GRAIMANN, B., ALLISON, B., PFURTSCHELLER, G., 2010.

Após adquiridos, esses sinais cerebrais podem ser processados em tempo real (ICC *On-line*), ou posteriormente (ICC *Off-line*). ICC *off-line* são geralmente utilizadas para melhorar a qualidade da interface e fazer testes iniciais, enquanto ICC *on-line* são utilizadas para melhorar a interação, ou para utilizar o equipamento em si (TAN, NIJHOLT, 2010). O processamento dos sinais cerebrais, assim como o processamento dos sinais EMG, é dividido em três subestágios: Pré-processamento, extração de características e classificação, e os resultados podem ser enviados como comandos para o *software/hardware*, refletindo a intenção do usuário, e gerando uma realimentação (*feedback*) imediatamente após o processamento, no caso de uma ICC *On-line*.

As ICC trabalham com o reconhecimento de padrões nas oscilações dos sinais cerebrais. Essas oscilações são tipicamente categorizadas de acordo com bandas de frequência específica, e são nomeadas com letras gregas (delta: abaixo de 4 Hz, teta: 4-7 Hz, alfa: 8-12 Hz, beta: 12-30 Hz, gama: acima de 30 Hz) (GRAIMANN, ALLISON,

PFURTSCHELLER, 2010). Essas interfaces podem ainda ser divididas em 3 tipos diferentes, como foi proposto por ZANDER et al. (2010):

- ICC Ativa – Sua saída deriva da atividade cerebral que é diretamente e conscientemente controlada pelo usuário para controlar uma aplicação, independente de eventos externos. Como exemplo, podemos citar ICC controladas por imaginação de movimentos.
- ICC Reativa - Sua saída deriva da atividade cerebral emergindo como uma reação a um estímulo externo, que pode ser utilizado para controlar uma aplicação. Como exemplo podemos citar ICC que utilizam estímulos visuais para controlar aplicações.
- ICC Passiva - Sua saída deriva de atividades cerebrais arbitrárias sem controle voluntário, utilizadas para melhorar a interação humano-computador com informações implícitas. Como exemplo, podemos citar ICC que promovem alterações na interface baseadas em estados emocionais do usuário.

As ICC podem ainda ser do tipo síncrona ou assíncrona. Na ICC síncrona o usuário recebe uma dica (um som ou imagem no monitor) sobre o momento em que deve executar a tarefa. Neste caso o sistema é projetado para analisar um período de tempo específico e o usuário só pode utilizar a ICC para enviar o comando naquele momento específico. A ICC assíncrona não leva em conta a possibilidade do usuário não querer se comunicar no período de tempo predeterminado, ou fora desse período de tempo específico, o que não condiz com a realidade em diversas tarefas diárias. Porém, a utilização do processamento do sinal EEG apenas em momentos específicos reduz drasticamente essa demanda de processamento pela ICC.

Já na ICC assíncrona, o usuário pode enviar o comando a qualquer momento durante a utilização da ICC. Ele decide o momento da ação, e o sistema é projetado para analisar constantemente o sinal EEG, esperando por um padrão específico gerado pela tarefa do usuário. Esse tipo de ICC exige mais processamento, uma vez que o sinal é processado constantemente, mas oferece uma forma mais natural e conveniente de interação com a ICC (GRAIMANN, ALLISON, PFURTSCHELLER, 2010).

1.2.2.1 ERD/ERS

Mover um membro, a preparação para um movimento, ou até mesmo a imaginação de um movimento pode alterar os ritmos dos sinais cerebrais na região sensorimotora. A queda da atividade oscilatória em uma banda de frequência específica é chamada Dessincronização Relacionada a Eventos (DRE, ERD em inglês). Correspondentemente, o aumento da atividade oscilatória de uma banda de frequência específica é chamada de Sincronização Relacionada a Eventos (SRE, ERS em inglês). Padrões de ERD/ERS podem ser voluntariamente produzidos por movimento e imaginação motora (que é a imaginação do movimento sem realmente produzir o movimento) (Figura 5). Testes de *finger tapping* (ato motor de mexer o dedo de forma ascendente e descendente repetidamente) podem ser utilizados para verificar o padrão ERD/ERS no sinal EEG (ANG et al., 2011).

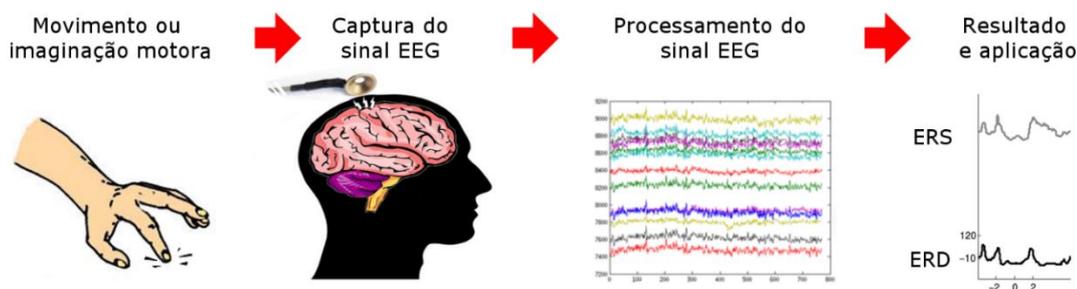


Figura 5 - Aplicação EEG em ICC utilizando movimento ou imaginação motora. Sequência de eventos de uma ICC desde o estímulo até sua aplicação, através do teste de *finger tapping*. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

As frequências que são mais importantes para a imaginação motora são as alfa e beta nos sinais EEG (GRAIMANN, ALLISON, PFURTSCHELLER, 2010). Os padrões de aquisição de padrões ERD/ERS seguem, topograficamente, o padrão homuncular de organização do córtex motor (Figura 6). Assim, para obter sinais motores referentes a região de interesse, os eletrodos devem ser posicionados sobre o escalpo, seguindo essa distribuição homuncular.

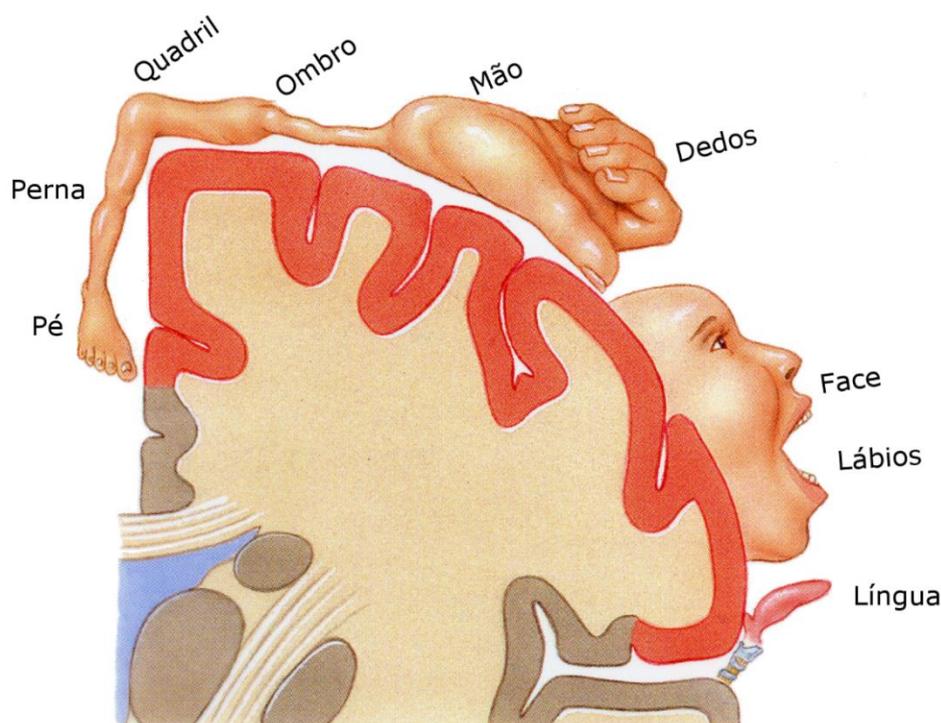


Figura 6 - *Homunculus Motor*. Padrão homuncular de organização do córtex motor. Fonte: Modificado de PENFIELD, W., RASMUSSEN, T., 1950.

No caso da neuroreabilitação de movimentos utilizando ICC, os paradigmas comumente utilizados envolvem a região cerebral afetada, ou seja, a região sensorimotora. Alguns trabalhos demonstram que o uso da imaginação motora pode ajudar na neuroreabilitação (JACKSON et al., 2001; PRASAD et al., 2009). Assim, as ICC, assim como as TAs, podem ser divididas em dois outros tipos: assistivas e restaurativas. As TAs e ICC restaurativas buscam normalizar a atividade neurofisiológica e facilitar a recuperação motora (neuroreabilitação), como por exemplo, com o uso contínuo de imaginação motora na reabilitação. Por outro lado, as TAs e ICC assistivas têm como objetivo, mesmo sem a recuperação motora do indivíduo, melhorar sua qualidade de vida através de, por exemplo, a substituição dos movimentos perdidos pelo controle de partes robóticas ou o uso de robôs de telepresença (SOEKADAR, BIRBAUMER, COHEN, 2011).

1.2.2.2 SSVEP

Um paradigma comumente utilizado em ICC assistivas é o SSVEP (do inglês Steady-State Visual Evoked Potential) ou Potenciais Evocados Visuais em Regime Permanente. Com ela, o usuário recebe um estímulo visual em uma determinada frequência e essa mesma frequência pode ser observada no sinal EEG após

processamento. Utilizando frequências diferentes o usuário pode, por exemplo, selecionar opções diferentes em uma tela de computador, sem movimentar seu corpo, apenas com o olhar. Essa técnica é utilizada em diversas pesquisas para desenvolver ferramentas para pessoas com deficiência motora, como por exemplo sua aplicação no controle de cadeiras de rodas (MULLER, 2012), na soletração de palavras para comunicação (SUGIARTO, BRENDAN, GRASER, 2009 e YIN, et al. 2014) ou controle de robôs de telepresença (FLORIANO et. al., 2014).

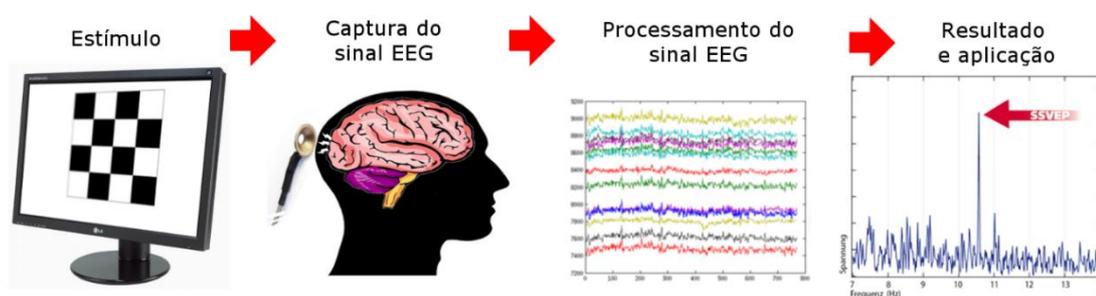


Figura 7 - Aplicação EEG em ICC utilizando SSVEP. Sequência de eventos de uma ICC desde o estímulo até sua aplicação. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

1.3 Ambientes Virtuais e Realidade Virtual

As IHM que utilizam sinais biológicos podem ser beneficiadas com o uso de Ambientes Virtuais (AVs) e da Realidade Virtual (RV) (HALTON, 2008). Essas tecnologias têm um amplo campo de utilização, por exemplo, no treinamento militar, salas de aula virtuais ou simuladores de voo e direção, e vêm sendo utilizadas desde a década de 70 (KILNER e TORI, 2004).

Várias definições de AVs e RV podem ser encontradas na literatura. Independente das definições estabelecidas, em todos os sistemas, sua composição básica é formada por:

- Um operador humano;
- Uma máquina;
- Uma Interface Humano-Máquina ligando o operador humano à máquina.

Especificamente, AVs são ambientes de terceira dimensão, geralmente exibidos em telas de computador (Figura 8A), com os quais o operador interage. AVs podem, sem

dúvida, fornecem um feedback mais enriquecedor e motivador para usuários de IHM quando comparados a sistemas tradicionais de *feedback* que utilizam o formato padrão de resposta em uma tela.

Por outro lado, RV utiliza um AV aliado a informações sensoriais adicionais (KILNER e TORI, 2004). O usuário de RV se sente imerso no ambiente virtual através dos dispositivos de saída de dados (por exemplo, áudio e vídeo). Os dispositivos de entrada de dados (por exemplo, sensores de movimento), por sua vez, permitem a movimentação e interação do usuário com o mundo virtual, que é geralmente apresentado em primeira pessoa. Um dispositivo de entrada e saída de dados muito utilizado em RV, e que substitui a tela de computador, promovendo uma imersão mais profunda nos AVs, são os *Head Mounted Display* (HMD). Os HMD são capacetes com telas embutidas que promovem uma visão estereoscópica do AV projetado, aliados a sistemas de som também embutidos. Esses dispositivos estão equipados com sensores de movimento (por exemplo, giroscópios) que detectam os movimentos da cabeça do usuário e os transportam para o controle do AV, onde as imagens apresentadas ao usuário e o sistema de som apresentados aos seus ouvidos são modificados em tempo real de acordo com o posicionamento da cabeça do usuário. Através desse monitoramento, as imagens projetadas para o usuário podem ser constantemente modificadas de forma que, não importa o quanto o usuário mova sua cabeça, os objetos do mundo virtual permanecem em suas posições, assim como são no mundo real. Dessa forma o usuário tem a impressão de estar em um mundo estável, mesmo que este seja criado artificialmente. O Oculus Rift DK2 é um dispositivo desse tipo que e que já vem sendo utilizado em pesquisas com RV (Figura 8B).

Outras definições que podem ser confundidas com AV e RV são definidas por (DURLACH e MAVOR, 1994):

- Realidade Aumentada: Em um sistema de realidade aumentada, o operador interage com o mundo real, que é aprimorado utilizando informações do mundo real com informações entregues por um computador. Geralmente sua estrutura é composta por um display translúcido, onde é possível visualizar o mundo real, e, ao mesmo tempo, visualizar as informações apresentadas pelo computador (Figura 8C).

- Sistema de Telepresença: Em um sistema teleoperado, a máquina é uma ferramenta eletromecânica que contém sensores e atuadores (geralmente um robô de telepresença) que criam uma extensão do sistema sensorimotor do operador, permitindo a ele sentir e manipular o ambiente real de uma nova forma (Figura 8D).

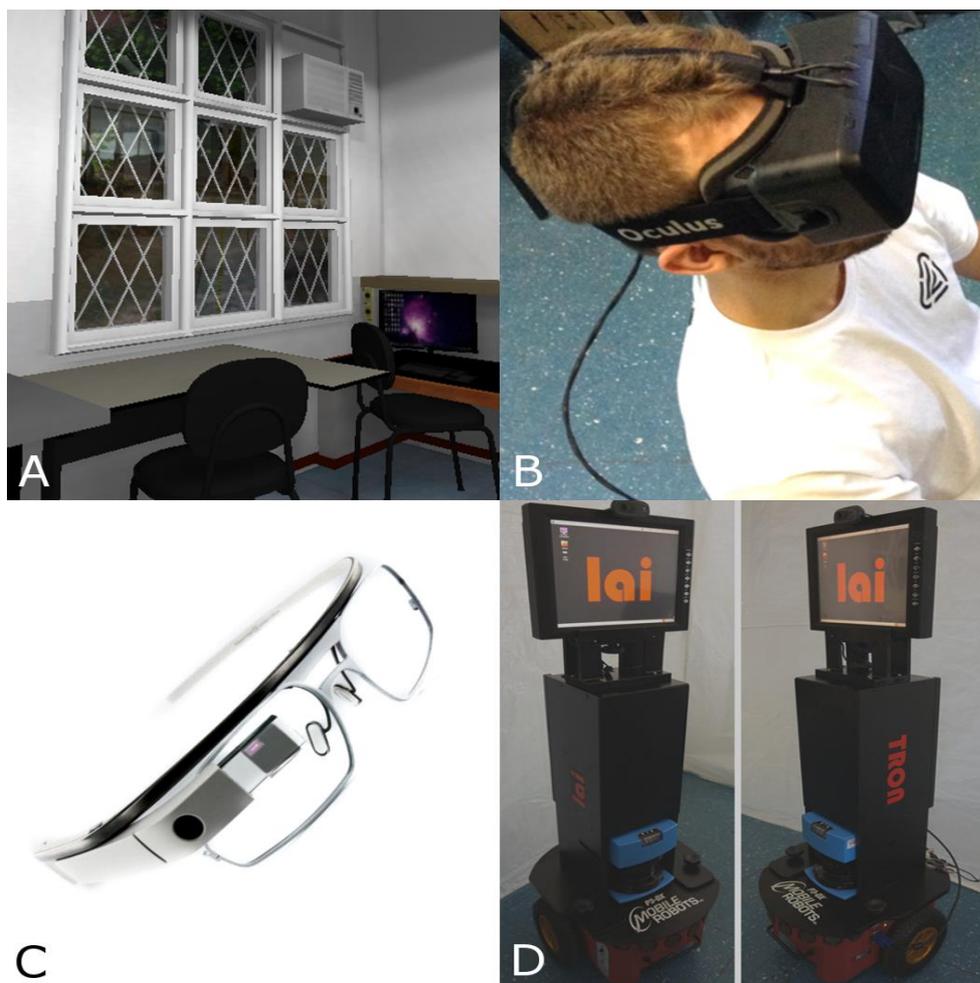


Figura 8 – Tecnologias úteis para TAs. Diferentes tecnologias que podem ser utilizadas em TAs e que podem ser confundidas entre si. A) Ambiente virtual. B) Óculos de realidade virtual. C) Realidade aumentada. D) Robô de telepresença. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

É muito comum, em AVs, o uso de avatares para representarem os usuários. Avatares são modelos que podem ser usados como substitutos de “pessoas reais” para diversas funções (BADLER, 1997). Eles podem assumir desde formas tridimensionais, como visto normalmente em jogos, ou forma bidimensionais que são comumente usadas em ícones de fóruns de internet ou comunicação *on-line* (FINK, 1999). Eles ainda podem ter forma humana, animal, realista ou caricaturada (KURLANDER, SKELLY, SALESIN. 1996), ou qualquer outra forma que se enquadre

no contexto no qual é utilizado. Esse termo, conceito do Hinduísmo (*Avatãra*), diz respeito a uma manifestação corporal terrena de um deus, e foi inicialmente utilizado em 1985 no desenvolvimento do jogo Habitat (MORABITO, 1986), tornando-se popular entre os meios de comunicação e informática devido às figuras que são criadas ao gosto do usuário, permitindo sua personalização no interior das máquinas e telas de computador.

1.3.1 Importância do uso de AVs e RV em TAs

A simulação de ambientes do mundo real para fins de reabilitação, com o uso da RV e dos AVs, é conhecido como Reabilitação Virtual. Recentemente esse tipo de reabilitação tem recebido atenção de pesquisadores e médicos que reconhecem seus benefícios devido ao seu potencial terapêutico (HALTON, 2008). Os AVs e a RV são ferramentas valiosas para a reabilitação, não apenas pelos resultados clínicos obtidos com seu uso, mas também pela satisfação dos pacientes e pessoas com deficiência ao utilizá-los. Eles podem simular tarefas e situações específicas, e introduzem o fator lúdico ao treinamento dessas tarefas, que geralmente são repetitivas e cansativas (CARDOSO et al., 2004).

A exploração dessa tecnologia apresenta inúmeras vantagens se comparado a tratamentos convencionais:

- Provê uma interface que gera um alto nível de interesse, conferindo ao sujeito um papel ativo na exploração do ambiente, promovendo assim, seu maior envolvimento, com o aumento também da atenção e persistência do utilizador na tarefa, aumentando seu investimento motivacional.
- Pode ser utilizada por pessoas com incapacidades físicas ou mentais, simulando de forma segura um ambiente que poderia ter algum risco para a segurança do indivíduo;
- Oferece recursos para que o indivíduo pratique procedimentos de forma segura e que podem ser posteriormente aplicados no mundo real;
- Facilita o estudo das características e capacidades motoras e cognitivas dos usuários;

- Permite a vivência e a observação de cenas em diferentes ângulos;
- Oferece entretenimento e diversão aos usuários.

A utilização dos AVs e de RV no tratamento de pessoas com deficiências diversas oferece novas abordagens que seriam impossíveis de serem realizadas normalmente. Atualmente, essas ferramentas vêm sendo utilizados para apoiar terapias em uma variedade de propostas, e incluem aplicações voltadas para atacar problemas causados por distúrbios de alimentação, fobias, dores, autismo, lesões cerebrais traumáticas, paralisia cerebral, e ainda, para prevenir acidentes com pacientes idosos (CARDOSO et al., 2004). Um outro campo em que o uso dessas ferramentas vem sendo aplicada é o da fisioterapia, reabilitação, terapia física e terapia ocupacional. Diversas publicações avaliam seu uso em reabilitação de membros inferiores e superiores para adultos e crianças que estão se recuperando de distúrbios no sistema sensorimotor. Em uma revisão realizada em 11 diferentes bancos de dados por artigos publicados entre Janeiro de 1995 e Maio de 2008 (um total de 74 trabalhos), foi examinado o impacto do uso de AVs na reabilitação motora de crianças, apontando um potencial promissor nessa área. Treze dos 16 artigos que satisfaziam os critérios de inclusão obtiveram resultados positivos nas seguintes áreas: qualidade dos movimentos, orientação espacial e mobilidade, ludicidade e autoeficácia (convicção de uma pessoa de ser capaz de realizar uma tarefa específica) (SANDLUND et. al., 2009).

Recentemente os AVs vêm tendo seu uso ampliado junto às IHM que utilizam sinais biológicos. Existem várias razões para essa ampliação (FRIEDMAN et. al., 2010; LEEB et al., 2013):

- Testes de IHM que utilizam sinais biológicos no mundo real podem ser perigosos (por exemplo, controlar uma cadeira de rodas com sinais EEG);
- São úteis para criar, testar e calibrar protótipos (por exemplo, mão robótica);
- São úteis para testar novos métodos de controle;
- Aumentam a motivação ou o esforço dedicado pelo usuário a fim de obter um *feedback* da IHM;
- São mais motivadores se comparados aos sistemas de *feedback* tradicionais em formato de barras 2D exibidos no monitor;

- Aumentam o aprendizado do usuário da IHM reduzindo o tempo necessário até o usuário estar apto para sua utilização.

1.3.2 Influência do Hardware e Software nos AVs

Apesar de estarem presentes há algumas décadas, apenas em anos recentes essas tecnologias tiveram um salto no número de projetos que as utilizam, devido aos avanços de *hardwares* de processamento de vídeo. Isso possibilitou a criação de ambientes realistas que aumentaram a imersão dos usuários, além da redução de seu custo e popularização dessa tecnologia. Pelo fato de o olho humano ser o órgão sensorial que capta mais informações na maioria das pessoas (ZWERN, 1995), o requerimento básico para simular a realidade é um computador poderoso o suficiente para gerar gráficos realistas. Na utilização de um AV, o processamento deve ser capaz de processar as imagens, onde os objetos são formados por polígonos texturizados, e ao mesmo tempo manter uma taxa de entrega de quadros aceitável, que fica geralmente acima de 30 quadros por segundo (CLAYPOOL, CLAYPOOL e DAMAA, 2006). Assim, na construção dos AVs o projetista (designer) deve ter conhecimento do *hardware* que será utilizado para executá-lo, promovendo assim um balanço entre a qualidade e a performance (velocidade com que os quadros são mostrados na tela). Outros fatores como iluminação, qualidade das texturas e tamanho dos frames, por exemplo, também influenciam na qualidade e performance final dos AVs. A Figura 9 apresenta imagens de um modelo de uma mão em *wireframe*, e uma imagem mostrando o resultado final do modelo com equilíbrio entre qualidade e performance. Este modelo virtual foi empregado em um AV desenvolvido nessa pesquisa, o qual utiliza sinais EMG para mover os dedos de uma mão virtual.

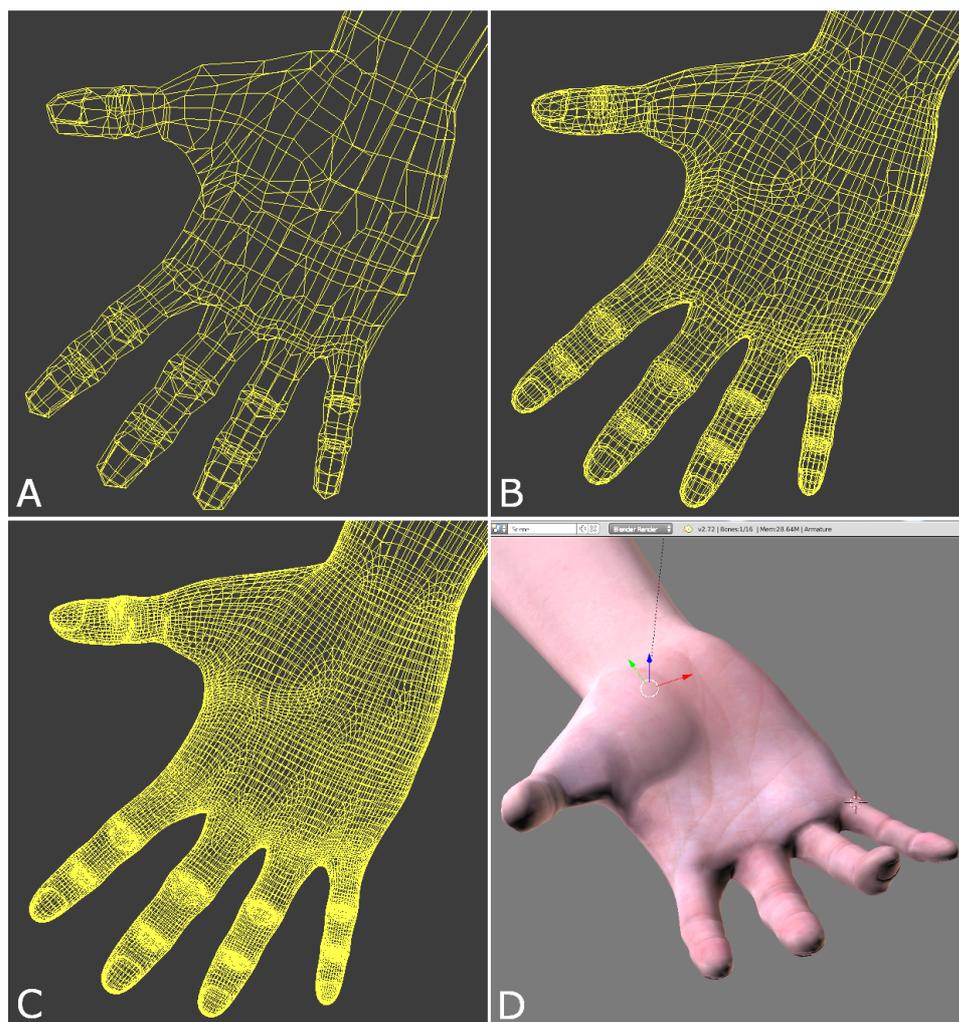


Figura 9 – *Wireframes* e resultado. Diferentes subdivisões no *wireframe* resultam em diferentes resultados mas podem sobrecarregar o *hardware*, e assim, gerar problemas na utilização do AV. A) 1920x1080 pixels e 1019 faces, com tempo de processamento de 1,17 segundos. B) 4069 faces, com tempo de processamento de 3,25 segundos. C) 1920x1080 pixels e 16276 faces, com tempo de processamento de 8,57 segundos. D) Resultado final utilizando 4069 faces, textura e iluminação. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Esta pesquisa de mestrado tem como objetivo principal desenvolver ferramentas para serem utilizadas em IHM que fazem uso de sinais biológicos, e que são úteis em pesquisas relacionadas ao desenvolvimento de TAs.

2.2 Objetivos específicos

- Construir, a partir da adaptação de um equipamento EEG, um equipamento EEG portátil e multipropósito, para ser utilizado nos AVs que utilizam EEG como sinal biológico.
- Criar um AV para ser utilizado como ferramenta para neuroreabilitação, utilizando imaginação motora.
- Criar um AV para ser utilizado como simulador de um robô de telepresença que utiliza SSVEP para gerar comandos de controle.
- Criar um AV para ser utilizado com um óculos de realidade virtual (Oculus Rift), que apresenta sua visão ligada à visão de um avatar, que tem os movimentos dos dedos da mão direita comandados por sinais de EMG do antebraço direito do usuário.
- Auxiliar pesquisas que já estão em andamento e futuros projetos do Laboratório de Automação Inteligente da Universidade Federal do Espírito Santo (LAI-UFES) ligados à utilização de IHM com AVs, RV, e com o equipamento EEG modificado, além de beneficiar outros grupos de pesquisa dessa área com a livre distribuição dos AVs criados.

3 METODOLOGIA

Quatro ferramentas foram desenvolvidas ao longo de quase dois anos de pesquisa de mestrado, sendo três *softwares* (três diferentes AVs) e um *hardware* (uma modificação de um equipamento EEG) para que fossem utilizados em pesquisas envolvendo TAs no LAI-UFES e em demais laboratórios de pesquisa nessa área. Um dos AVs utiliza EMG como sinal biológico, e os outros dois utilizam EEG. Os AVs tiveram suas estruturas (*wireframes*) construídos utilizando o *software* livre de modelagem e animação Blender. Texturas e imagens utilizadas foram feitas no *software* livre Gimp. As funcionalidades dos AVs foram desenvolvidas utilizando uma versão gratuita do *software* Unity, que, segundo Silva e Silva (2012), é um dos programas mais adequados para essa finalidade.

Todos os programas supracitados têm a possibilidade de serem executados tanto no sistema operacional Microsoft Windows como no Canonical Ubuntu (e outras distribuições Linux), exceto o Unity. Este último só pode ser executado no Microsoft Windows, pois ainda não existe uma versão para Linux, mas os AVs nele criados podem ser exportados para serem executados no Linux ou Windows de forma independente, além de outras plataformas como IOS, Android, entre outras.

Os AVs foram construídos utilizando um computador rodando um sistema operacional Microsoft Windows 7 64bits, com um processador AMD Phenom II X6 2.8GHz, 8GB de memória RAM, placa de vídeo nVidia GeForce 460 e um HDD de 250 GB.

3.1 Desenvolvimento de um Equipamento EEG multipropósito a partir da modificação de um equipamento EEG comercial

A primeira ferramenta desenvolvida durante a pesquisa de mestrado veio para suprir uma necessidade durante o desenvolvimento do primeiro AV, que para seu funcionamento, precisava de um equipamento EEG que pudesse obter dados da região do córtex motor e, ao mesmo tempo, ser utilizado de forma *on-line* na ICC. Nos estágios iniciais do desenvolvimento do AV, dois equipamentos para aquisição de sinal EEG que estavam disponíveis no LAI-UFES foram testados, mas ambos apresentavam algum entrave para sua utilização com essa ICC. O primeiro equipamento testado foi o BrainNet 36 (BNT). O BNT (Figura 10A) é um dispositivo brasileiro, relativamente barato e de alta performance desenvolvido para testes clínicos de EEG, utilizado em pesquisas em diversas universidades brasileiras, mas que não exporta seus dados de forma *on-line*. Comunica com o computador por uma porta Ethernet e possui 36 canais e taxa de amostragem de 256Hz. Geralmente utiliza toucas com eletrodos que fazem contato com o escalpo do usuário através de gel condutor. Normalmente, em aplicações *off-line*, o programa “EEGCaptações” do BNT é utilizado para gravar o sinal EEG, e o programa “EEGTelas” é usado para exportar os dados adquiridos para serem manipulados em programas de computação numérica como o MATLAB. Contudo, esses programas não foram desenvolvidos para exportar os dados de forma *on-line* (BENEVIDES et al., 2014). Para ser utilizado com o AV que estava em desenvolvimento, o equipamento EEG deveria capturar os sinais EEG do usuário e enviá-los imediatamente para o programa de processamento de sinais. Após

esse processamento o resultado deve ser aplicado no AV, gerando um *feedback* quase que imediato para o usuário (ICC *on-line*), para que este pudesse decidir sua próxima ação.

O segundo equipamento testado foi o Emotiv EPOC (Figura 10B), que é um equipamento de captura de sinais EEG comercial e de baixo custo, desenvolvido para o público geral, e que vem sendo utilizado também em pesquisas (NICOLAS-ALONSO, GOMEZ-GIL, 2012; BADCOCK et al., 2013). Esse equipamento apresenta 14 canais, taxa de amostragem de 128Hz, é portátil, possui bateria interna e realiza comunicação sem fio com o computador. Seus eletrodos fazem contato com o escalpo do usuário através de uma solução salina. Uma característica adicional, vantajosa se comparada ao BNT, é a de disponibilizar os dados obtidos de forma *on-line*, que podem ser visualizados em tempo real, possibilitando assim a sua utilização em programas de processamento de sinais (KRANCZIOCH, 2014.). Entretanto a impossibilidade de posicionar seus eletrodos na região motora, uma vez que são fixos em determinadas regiões (Figura 11), impossibilitou sua utilização com a ICC que estava sendo desenvolvida juntamente com o AV, visto que a imaginação motora seria utilizada para gerar comandos para o AV.



A



B

Figura 10 – Dispositivos EEG. A) BrainNet 36 (BNT). B) Emotiv EPOC. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

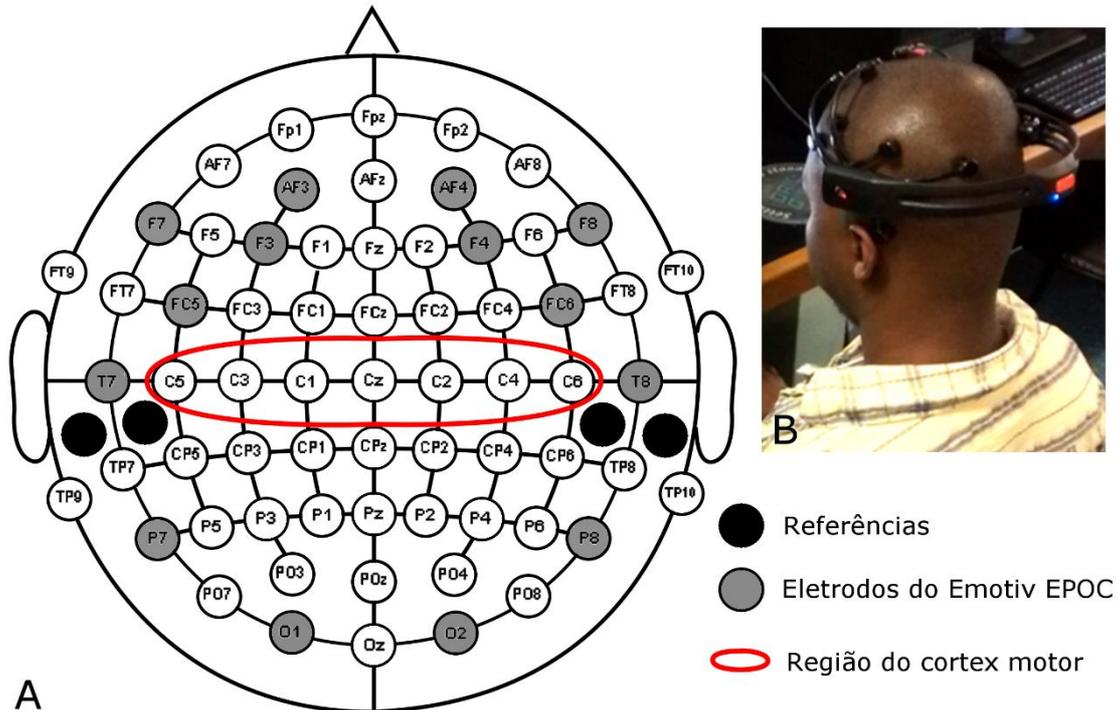


Figura 11 - Eletrodos do Emotiv EPOC. A) Esquema de posicionamentos de eletrodos do Emotiv EPOC. Os eletrodos estão representados na cor cinza, as referências na cor preto e a região próxima ao córtex motor, onde o Emotiv EPOC não apresenta eletrodos, está circulado de vermelho. B) Usuário utilizando o Emotiv EPOC. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

Optou-se então pela adaptação do equipamento Emotiv EPOC de forma que este pudesse ter eletrodos posicionados na região motora. Essa modificação foi baseada em um trabalho que fundiu o Emotiv EPOC a uma touca de eletrodos que utiliza gel condutor, eliminando os eletrodos originais do aparelho (DEBENER et al., 2013). Essa estratégia foi abordada inicialmente, mas logo foi substituída pelo uso dos eletrodos originais do Emotiv EPOC, pois estes apresentaram maior compatibilidade, uma vez que foram desenvolvidos especificamente para este aparelho. Uma touca de neoprene foi utilizada para fixar cada eletrodo na posição desejada. Para plotar os pontos do Sistema Internacional 10-10 na touca, um modelo (Figura 12A) foi construído baseado em coordenadas esféricas (Apêndice A) disponibilizadas pela BIOSEMI em seu website (BIOSEMI, 2015). Assim, a touca de neoprene foi fixada ao modelo e os pontos plotados no modelo indicaram o posicionamento correto dos furos onde cada eletrodo se encaixaria (Figura 12B). Para fixar os eletrodos na touca, dando contato destes ao escalpo do usuário, foram utilizados anéis *o-ring* de borracha, que seguram cada eletrodo em sua posição (Figura 12C). Esses eletrodos podem ser colocados e retirados individualmente nas posições desejadas. A estrutura de plástico original do Emotiv EPOC foi removida, e seus fios foram substituídos e rearranjados,

de forma que cada eletrodo pudesse ser posicionado em qualquer uma das posições plotadas na touca. Seus componentes internos (placas de circuito integrado e bateria) foram rearranjados em uma caixa de plástico rígido, que adere à parte posterior da touca. A Figura 12D nos dá uma visão geral do equipamento obtido, onde pode ser visto a touca de neoprene, o Emotiv EPOC modificado, uma caixa contendo os eletrodos e um frasco com a solução salina.



Figura 12 - Equipamento EEG modificado. A) modelo construído baseando em coordenadas esféricas. B) Plotagem dos pontos do modelo para a touca de neoprene. C) *O-ring* segurando eletrodo na touca. D) Equipamento EEG modificado completo. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

3.1.1 Teste finger tapping para validação do equipamento

Nos teste inicial realizado para validar o equipamento, o posicionamento das referências foi mantido como no trabalho de Debener (2013), que utiliza as seguintes posições de eletrodos: FPZ, FZ, F3, F4, CZ, C3, C4, TP9, TP10, P3, PZ, P4, O1 e O2 (Figura 13), utilizando AFZ e FCZ como referências.

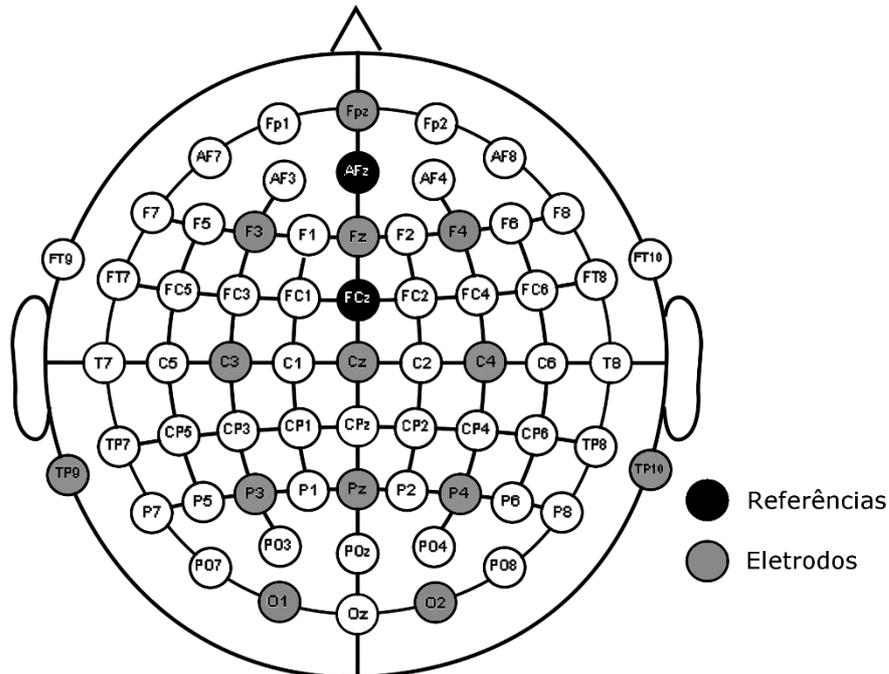


Figura 13 - Posicionamento de eletrodos utilizado no teste de ERD/ERS. Os eletrodos estão representados na cor cinza, as referências na cor preto. Fonte: Modificado de DEBENER et al., 2013.

Foram realizados testes de *finger tapping* para verificar a obtenção do padrão ERD/ERS no sinal EEG para a validação do equipamento (LONGO, CASTILLO-GARCIA e BASTOS-FILHO, 2014B). Esses dados foram obtidos de 7 voluntários, que estavam de acordo e assinaram o TCLE (Apêndice B). Estes foram instruídos a se sentarem em uma cadeira de frente para uma mesa, com um monitor LCD que estava a sua frente. Uma contagem de 0 a 10 segundos foi apresentada nesse monitor e os voluntários foram instruídos a manter sua mão direita sobre a mesa, e a levantar o dedo indicador no segundo 4 da contagem, e baixá-lo no segundo 5, tocando a mesa nesse momento. Vinte ensaios foram realizados com cada voluntário. A Figura 14 mostra um diagrama de blocos com o esquema do protocolo utilizado nesse teste.

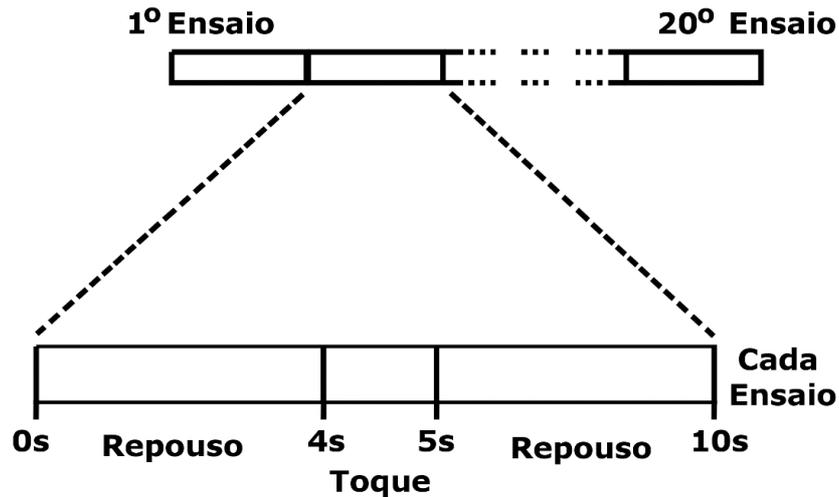


Figura 14 - Protocolo de *finger tapping*. Fonte: Modificado de LONGO, CASTILLO-GARCIA e BASTOS-FILHO, 2015.

Os sinais EEG foram processados no MATLAB 8.01 em um notebook com processador Intel Core i5 2.5GHz, com 6GB de memória RAM e sistema operacional Canonical Ubuntu 14.04.

3.1.2 Teste SSVEP para validação do equipamento

Um segundo teste foi realizado para avaliar a capacidade do equipamento de distinguir 4 frequências SSVEP dispostas na tela ao mesmo tempo. Essa distinção permite a obtenção de uma ICC que pode utilizar esses 4 comandos em suas aplicações, como por exemplo controlar um robô de telepresença em 4 direções diferentes (frente, trás, esquerda e direita). Este segundo teste foi feito utilizando as seguintes posições de eletrodos: CPZ, P5, P6, P7, P8, PZ, PO3, PO4, PO7, PO8, POZ, O1, O2 e OZ. Com essa distribuição, foi aumentada a densidade de eletrodos próximos à região occipital (Figura 15A), responsável pelo processamento visual. Além disso, optou-se por fixar as duas referências nos lobos auriculares, substituindo o eletrodo original do Emotiv EPOC por eletrodos adesivos, que são plugados aos fios das referências (Figura 15B) (FLORIANO, LONGO E BASTOS, 2015). Dessa forma, as referências ficam fixas com um contato mais estável, uma vez que não dependem da solução salina para fazer contato com o escalpo do indivíduo. A solução salina tem a desvantagem de secar com o tempo de uso do eletrodo, diminuindo gradualmente a impedância do contato, mas tem a vantagem de poder ser utilizada mesmo em regiões onde são encontrados pelos ou cabelos, o que não pode ser feito com os

eletrodos adesivos. Assim, a região do lobo auricular é ideal para a utilização dos eletrodos adesivos.

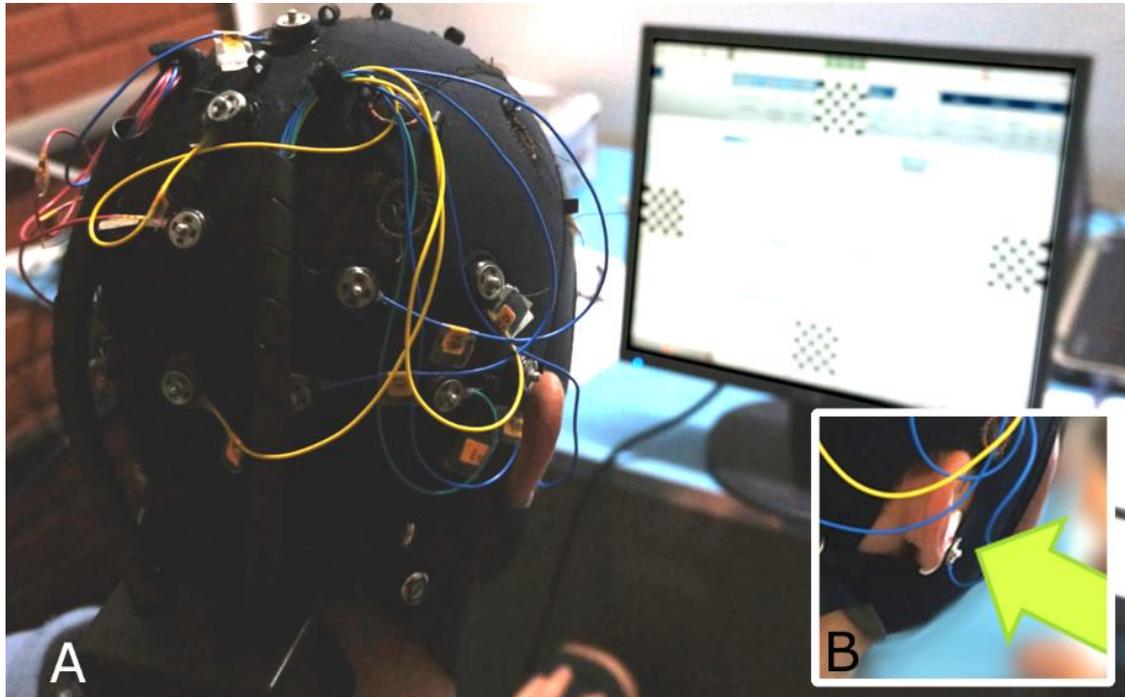


Figura 15 - Utilização do equipamento modificado. A) A imagem mostra a concentração de eletrodos na parte posterior da touca. B) Detalhe do posicionamento da referência no lobo auricular utilizando eletrodo adesivo. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

Quatro voluntários participaram desse teste, os quais estavam de acordo e assinaram o TCLE (Apêndice B). As 4 frequências (5.6, 6.4, 6.9 e 8 Hz) (MULLER, 2012) foram apresentadas nas partes superior, direita, inferior, e esquerda do monitor, respectivamente (Figura 15A). Dois padrões diferentes foram testados com essas 4 frequências (Figura 16A e B). Assim, os voluntários foram instruídos a se sentarem em uma cadeira com um monitor LCD que estava sobre uma mesa, a 70cm a sua frente. Um padrão Xadrez (Figura 16B) foi apresentado aos voluntários, que foram instruídos a olhar para cada frequência por 20 segundos, processo que foi repetido três vezes. Em seguida, o padrão Gráfico Simples (Figura 16A) foi exibido para o voluntário seguindo o mesmo protocolo do padrão Xadrez.

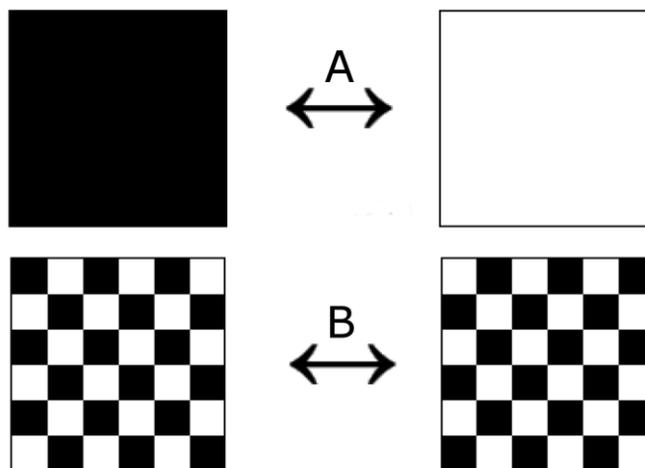


Figura 16 - Dois diferentes padrões de estímulos utilizados em SSVEP. A) Padrão Gráfico Simples. B) Padrão Xadrez. Fonte: Modificado de FLORIANO, LONGO E BASTOS, 2015.

Os sinais EEG foram processados no MATLAB 8.01 em um notebook com processador Intel Core i5 2.5GHz, com 6GB de memória RAM e sistema operacional Canonical Ubuntu 14.04.

3.2 AV-1 Controle de um avatar para neuroreabilitação

Este AV foi planejado para apresentar um avatar humano, que se locomove com sinais de imaginação motora, capturados do usuário através de um equipamento EEG. Ao longo do processo de criação foi decidido que o ambiente escolhido para este avatar simularia uma sala de reabilitação, visto que este poderia ser utilizado para ICC com essa finalidade, ou seja, neuroreabilitação de indivíduos utilizando sinais cerebrais da região do córtex motor. Assim, o AV foi construído para simular uma pessoa que caminha em uma sala de reabilitação (Figura 17). Neste ambiente, o avatar permanece de pé esperando algum comando, e foi programado para dar passos para frente quando a ICC classifica corretamente o comando enviado pelo usuário. Ele segue em linha reta dentro de uma área delimitada por uma faixa marcada no chão, e pode caminhar até que essa faixa termine, no lado oposto da sala.



Figura 17 – AV onde o avatar caminha em uma sala de reabilitação. Fonte: LONGO et al., 2014.

3.2.1 ICC Off-line

No início do desenvolvimento deste AV, a preocupação maior estava ligada à criação do AV em si e sua ligação com o programa que realizaria a captura dos sinais cerebrais, seu processamento e classificação, e os devolveria em forma de comandos para gerar o *feedback*. Para atingir estes objetivos, e testar sua confiabilidade, sinais pré-adquiridos de imaginação motora foram utilizados para testar o AV como um *feedback* para uma ICC *off-line* (LONGO et al., 2014). Em relação ao ambiente de experimentação no qual foram obtidos os sinais cerebrais, um equipamento BNT é utilizado juntamente com uma touca que contém eletrodos, produzida pela empresa MedCap. Foram utilizados 19 eletrodos posicionados de acordo com o Systema Internacional 10-20. O eletrodo terra foi posicionado na frente do usuário, e uma referência monoauricular foi adotada. O processamento dos sinais EEG foi realizado com o programa MATLAB 7.11, em um computador com um processador Intel Core™ i7 2.10 GHz, 8 GB de RAM, e um HD de 1 TB. No trabalho para o qual foram originalmente obtidos dados de EEG (BENEVIDES, 2013), foram utilizadas cinco tarefas mentais: imaginação de movimento da mão esquerda, imaginação de movimento da mão direita, imaginação de movimento de ambos os pés, imaginação

da manipulação de um cubo de Rubick e imaginação musical. Dessas, apenas a imaginação da manipulação de um cubo de Rubick, tarefa que obteve maior taxa de acerto, foi utilizada para movimentar o avatar no modo *off-line*. Os dados foram adquiridos de um indivíduo do sexo masculino de 30 anos de idade, que realizou os testes das cinco tarefas mentais citadas anteriormente. Os comandos foram enviados, do programa de processamento de sinais MATLAB para o AV, utilizando um Java Robot Class e o interpretador javascript do MATLAB. O Robot Class foi utilizado para controlar o mouse e o teclado, assim emulando o pressionar de teclas previamente configuradas no AV para fazer o avatar andar, que neste caso era a letra "w" do teclado. Assim, após a classificação de cada tarefa, o MATLAB rodava um comando que jogava a janela do AV para o primeiro plano e enviava um comando para locomover o avatar. Cada vez que essa tecla era pressionada virtualmente, o avatar dava 2 passos para frente e permanecia parado esperando o próximo comando. Uma outra forma de enviar os comandos para o avatar foi mais tarde desenvolvida. Nela não há alternância entre janelas, mas a utilização de memória compartilhada para gerar comunicação entre os dois *softwares*.

3.2.2 ICC On-line

No caso da utilização deste AV no modo *on-line*, o equipamento utilizado foi o Emotiv Eloc modificados. Nesse modo, a ligação entre o programa de processamento de sinais (MATLAB) e o AV foi feita através de memória compartilhada, sendo este mais confiável que o método anterior. O uso de memória compartilhada é um método de comunicação entre processos, ou seja, é uma memória que pode ser acessada simultaneamente por múltiplos programas com a intenção de prover comunicação entre eles (DE ROSE e NAVAU, 2003). O protocolo utilizado consiste em fazer uso da imaginação motora de forma alternada com o estado de relaxamento, utilizando 6 segundos para cada estado. Assim, o avatar dá 2 passos quando a ICC classifica corretamente a realização da tarefa pelo usuário (imaginação motora), e permanece parado quando a ICC reconhece que o usuário não está realizando a tarefa. O teste on-line foi executado em um notebook com processador Intel Core i5 2.5GHz, com 6GB de memória RAM e sistema operacional Canonical Ubuntu 14.04. Este AV foi construído levando em conta o balanço entre performance e qualidade para as características de *hardware* do notebook utilizado.

Este AV pode ser também utilizado como feedback para outras TAs de reabilitação. Um exemplo seria utilizar sinais EMG da perna ou qualquer outro músculo para enviar comandos ao AV e fazer o avatar se locomover quando o músculo é contraído e ficar parado enquanto o músculo está relaxado. Este processo pode ser útil em reabilitação que exige movimento muscular. Atualmente é comum o uso de jogos ou AV em processos de reabilitação (SHUSONG, XIA, 2010; MA et al. 2010; OPPENHEIM, H., ARMIGER, R., VOGELSTEIN, J., 2010).

3.3 AV-2 Simulação do controle de um robô de telepresença

Um segundo AV foi criado para simular, em uma sala de testes, o uso de um robô de telepresença construído no LAI-UFES. Este trabalho propõe uma ICC utilizando SSVEP para pessoas com deficiência motora severa, com o intuito de utilizar esses sinais como comandos para operar um robô de telepresença (FLORIANO et al., 2014). O sistema proposto tem como objetivo permitir que uma pessoa com deficiência motora grave possa interagir com seus familiares através do robô TRON (*Telepresence Robotic Navigation*) em sua casa, sendo que este tem integrado um sistema multimídia que permite enviar e receber imagens e sons para a teleoperação do robô. O AV criado para simular o uso deste robô replica tanto a estrutura do robô real (Figura 18A), quanto a sala de testes (Figura 19A) e sua utilização através de câmera de vídeo e sinais SSVEP. O modelo do robô (Figura 18B), na simulação, se comporta como o robô real e apresenta mesma velocidade de locomoção. A imagem apresentada ao usuário do simulador vem de uma câmera posicionada exatamente na mesma posição que a câmera utilizada no robô real, e apresenta o mesmo campo de visão (FOV – Field of View), de 60°, para que a simulação seja a mais fiel possível à realidade. A sala de testes foi construída a partir de imagens e medidas do LAI-UFES, local onde são feitos os testes reais com o robô. A sala virtual possui obstáculos na parte central (caixas de papelão), assim como nas laterais da sala (mesas e cadeiras). Existe também uma marcação no chão para que o usuário guie o robô dentro de seus limites. Tanto o robô de telepresença quanto os objetos da sala apresentam características que simulam esses objetos reais (gravidade, tamanho, peso e impacto). Os estímulos utilizados para controlar a simulação também são os mesmos utilizados para controlar o robô real. São apresentados ao usuário 4

estímulos de SSVEP em frequências diferentes (5.6, 6.4, 6.9 e 8 Hz) em uma ICC síncrona *on-line*. Os estímulos SSVEP utilizados foram o de padrão Gráfico Simples (Figura 16A), utilizados anteriormente na validação do equipamento EEG modificado, sendo este o equipamento utilizado nesta ICC.



Figura 18 – TRON (Telepresence Robotic Navigation). A) Robô real. B) Modelo 3D do robô. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

No teste de controle, 4 trajetos com dificuldades diferentes foram utilizados, onde o usuário tinha tempo livre para percorrer os trajetos preestabelecidos (Figura 19B). Este teste foi feito utilizando as seguintes posições de eletrodos: CPZ, P5, P6, P7, P8, PZ, PO3, PO4, PO7, PO8, POZ, O1, O2 e OZ. Um voluntário participou do teste. Este estava de acordo e assinou o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice B). As 4 frequências (5.6, 6.4, 6.9 e 8 Hz) foram apresentadas nas partes superior, inferior, esquerda e direita do monitor, e o restante da tela exibia o AV como plano de fundo, onde o resultado da ICC *online* era apresentado como controle do AV. Quando o voluntário fixava o olhar para a frequência na parte superior da tela, por exemplo, o TRON virtual se locomovia para frente quando a ICC classificava corretamente o sinal. Se o resultado do processamento gerasse um erro, o TRON

virtual se locomoveria para uma das outras 3 direções, sendo assim calculada a taxa de acerto, e que é baseada no número de erros e acertos, segundo a Equação 1:

$$TAc = \frac{NA}{TT}, \quad (1)$$

onde TAc é a Taxa de Acerto, NA é o número de acertos e TT é o número total de tentativas.

Também foi registrado o tempo total utilizado pelo usuário em cada tarefa para, em testes futuros, este tempo ser comparado com o tempo de uso dos demais testes.

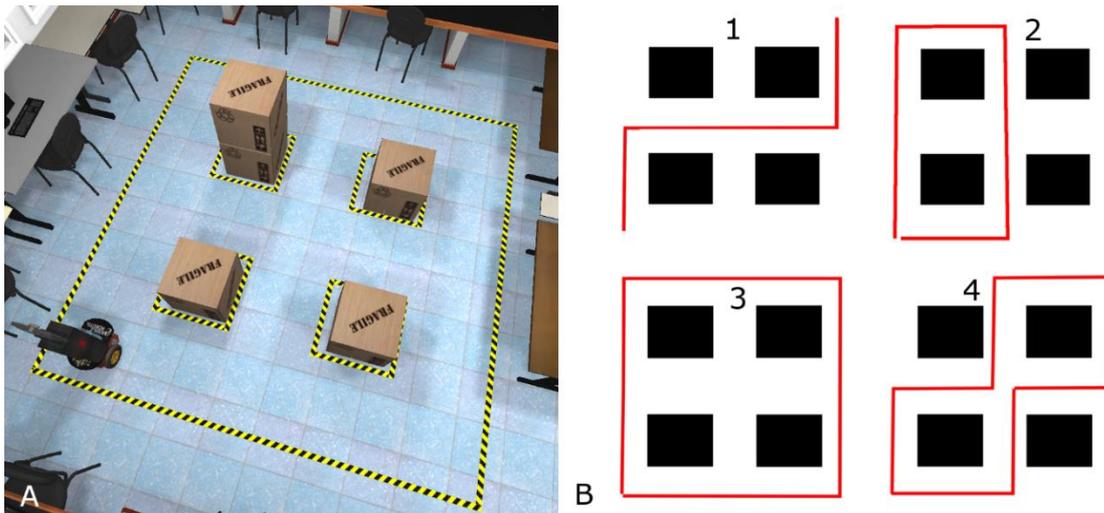


Figura 19 - Testes de controle do TRON. A) Visão superior do AV da sala de testes. B) Quatro tarefas executadas pelo voluntário. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

Os testes do AV para simulação do controle de um robô de telepresença foram executados em um notebook com processador Intel Core i5 2.5GHz, com 6GB de memória RAM e sistema operacional Canonical Ubuntu 14.04. Este AV foi construído levando em conta o balanço entre performance e qualidade para as características de *hardware* do notebook utilizado.

3.4 AV-3 Simulação do controle dos movimentos de uma mão em realidade virtual

Um terceiro AV foi criado para ser utilizado em um projeto de desenvolvimento de prótese de mão robótica controlada por sinais sEMG (VILLAREJO et al., 2014). Este projeto utiliza, para aquisição dos sinais, um equipamento EMG NI USB-6009. Neste caso, deseja-se a validação de reconhecimento de padrões de controle mioelétrico utilizando uma mão virtual. Assim, um avatar foi construído para representar o usuário, com seu braço direito apoiado sobre uma mesa. Quando o usuário da interface executa movimentos de flexão e extensão dos dedos da mão direita utilizando os eletrodos sEMG em seu antebraço, o sistema reconhece esses movimentos e envia para o AV o comando para o avatar flexionar o dedo ou os dedos que o usuário mexeu. O indivíduo pode controlar, neste avatar, os 5 dedos da mão direita, individualmente, ou executar um movimento de fechar e abrir a mão. Este AV apresenta a simulação da sala de testes, e o exato posicionamento do indivíduo nessa sala. Esse posicionamento é importante porque os óculos de RV (Oculus Rift DK2) (Figura 8B) são utilizados para aumentar a imersão do usuário (BOLAS et al., 2013). Como comentado anteriormente, este aparelho é equipado com sensores que movem a visão do avatar no AV quando o usuário move sua cabeça durante o teste. Assim, o usuário pode olhar para o posicionamento de sua mão sobre a mesa e ver a mão virtual do avatar, gerando um *feedback* realista e uma melhor imersão durante a execução dos testes.

Os sinais foram adquiridos utilizando eletrodos ativos bipolares produzidos pela empresa Touch Bionic, os quais apresentam pré-amplificação e filtro em 60Hz. Para a realização dos testes, a pele do voluntário foi previamente limpa com álcool 70% e um gel condutor foi aplicado nos eletrodos antes de posicioná-los em seu antebraço. Quatro eletrodos foram posicionados na pele sobre os seguintes músculos: canal 1 - músculo abdutor longo do polegar (*abductor pollicis longus*), canal 2 - músculo flexor superficial dos dedos (*flexor digitorum superficialis*), canal 3 - músculos flexores do pulso (*flexor carpi radialis* e *flexor carpi ulnaris*) e canal 4 – músculos extensores do punho (*extensor carpi radialis longus*, *extensor carpi radialis brevis* e *extensor carpi ulnaris*). O voluntário foi instruído a ficar sentado com o braço direito sobre uma mesa. Inicialmente testes *off-line* foram realizados para treinar o sistema antes da tarefa em si, sem apresentação de feedback por RV para o usuário. O sinal sEMG foi capturado

enquanto o voluntário realizava a flexão de cada dedo individualmente por um tempo de 5 segundos cada, em uma sequência preestabelecida, seguida de uma pausa de 5 segundos para evitar a fadiga após a flexão de cada dedo. Um sinal sonoro indicava ao voluntário o momento de contrair ou relaxar a musculatura de cada dedo. Esse protocolo foi realizado 3 vezes. Após a etapa de treinamento do sistema, os testes *on-line* foram realizados utilizando o AV e os óculos de RV Oculus Rift, com o *feedback* de movimento dos dedos do avatar para cada dedo do voluntário. O teste *on-line* consistiu em mover livremente cada dedo da mão direita do participante e observar a resposta do avatar no AV. Este teste foi executado em um notebook com processador Intel Core i3 2.0GHz, com 8GB de memória RAM e sistema operacional Microsoft Windows. Este AV foi construído levando em conta o balanço entre performance e qualidade para as características de hardware do notebook utilizado.

3.5 Avaliação do uso dos AVs criados

Os três ambientes virtuais foram avaliados pelos voluntários que os utilizaram, após cada um dos teste, segundo o conforto de sua utilização, pois um AV rodando em uma taxa de apresentação de quadros na tela abaixo de 30 por segundo pode gerar um certo desconforto para o usuário (CLAYPOOL, CLAYPOOL e DAMAA, 2006).

3.6 Livre distribuição dos AVs criados

Os AVs criados durante essa pesquisa de mestrado são de livre distribuição, podendo ser utilizados em qualquer pesquisa da área de TA. Os arquivos de cada AV foram compactados com instruções de utilização dos mesmos, e hospedados em um servidor para download (LONGO, 2015).

3.7 Aspectos éticos da pesquisa

Este projeto de pesquisa encontra-se em consonância com os aspectos éticos inerentes à pesquisa com seres humanos, estabelecidos na Resolução nº 196/96 do

Conselho Nacional de Saúde, e em suas normas complementares. As informações coletadas são mantidas em caráter de confidencialidade, sendo assegurada a privacidade e o sigilo, bem como a proteção à identidade dos participantes da pesquisa. O projeto de pesquisa foi registrado na Plataforma Brasil, e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. O projeto possui Certificado de Apresentação para Apreciação Ética (**CAAE nº: 41393614.4.0000.5060**). Os dados somente foram coletados após a assinatura do TCLE (Apêndice B) por todos aqueles que aceitaram participar livre e voluntariamente da pesquisa, depois de devidamente informados sobre seu objetivo.

3.8 Voluntários

Os voluntários dos testes realizados com as quatro ferramentas são integrantes do LAI-UFES, destros, do sexo masculino, e com idades entre 23 e 34 anos. Esses voluntários apresentam conhecimentos nas áreas em comum com a pesquisa realizada, o que facilitou o entendimento do funcionamento dos equipamentos utilizados, assim como o entendimento dos protocolos a serem seguidos durante os testes.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Desenvolvimento de um Equipamento EEG multipropósito a partir da modificação de um equipamento EEG comercial

O equipamento EEG desenvolvido pôde ser utilizado nos dois AVs que utilizavam sinais EEG para controlar suas respectivas ICC. Este equipamento, que fica disponível no LAI-UFES para ser utilizado em demais pesquisas, é portátil, sem fios (*wireless*), de baixo custo e multipropósito, ou seja, pode ser utilizado em diferentes tipos de ICC, pois o posicionamento dos eletrodos é variável e pode ser estabelecido pelo pesquisador (LONGO et al., 2014B). A Figura 20 nos dá uma visão dos possíveis posicionamentos dos eletrodos que podem ser utilizados com o equipamento obtido, sendo que destas posições devem ser escolhidas 14 a serem utilizadas, uma vez que esse é o número máximo de eletrodos do equipamento. As possíveis posições são:

F3, FZ, F4, FC5, FC3, FC1, FCZ, FC2, FC4, FC6, C3, CZ, C4, CP5, CP1, CPZ, CP2, CP6, P7, P5, P3, PZ, P4, P6, P8, PO7, PO3, POZ, PO4, PO8, O1, OZ e O2.

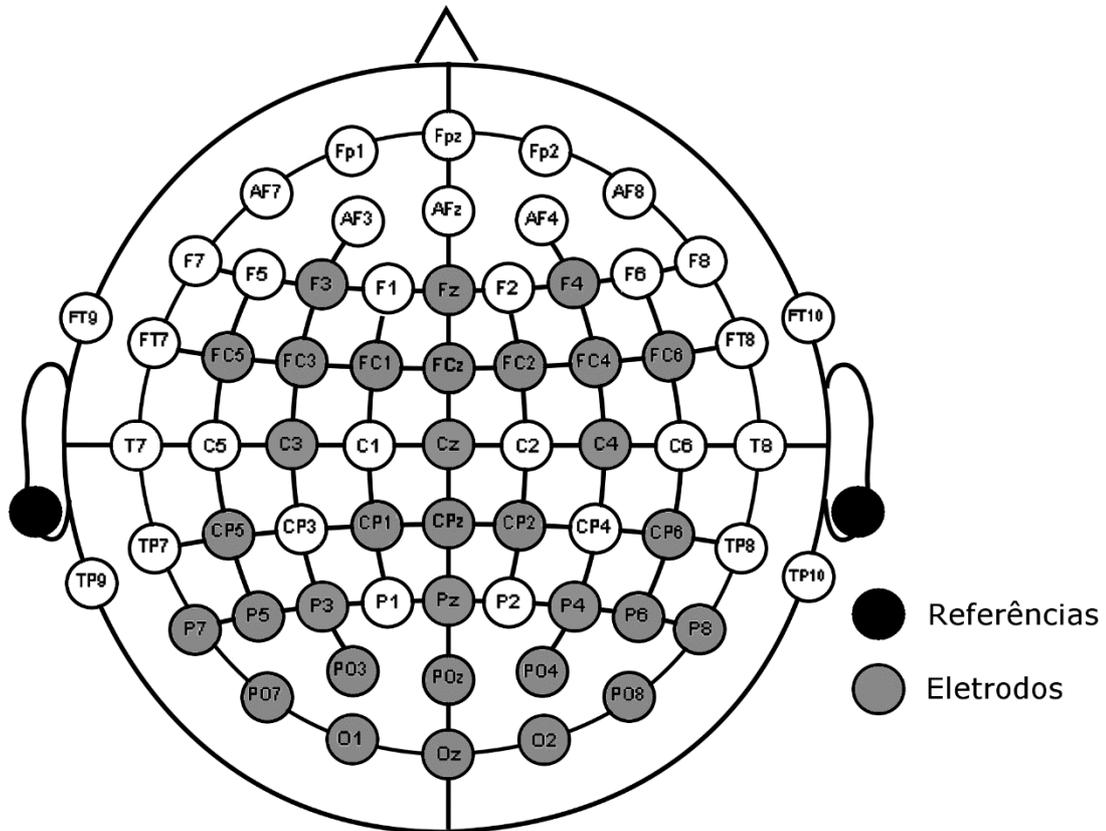


Figura 20 – Possíveis posicionamentos dos eletrodos obtidos com o uso do Emotiv EPOC modificado. Os eletrodos estão representados na cor cinza, as referências na cor preto. Fonte: Elaborado pelo autor, 2015.

4.1.1 Teste *finger tapping* para validação do equipamento

No primeiro teste com o equipamento foi observado que este possui a capacidade de reconhecer padrões ERD/ERS. O resultado do teste de *finger tapping* para gerar os resultados de tarefa motora pode ser observado na Figura 20, onde temos o padrão ERD/ERS usando os eletrodos C3, CZ e C4. Nessa mesma figura é possível reconhecer a oscilação característica do padrão ERD/ERS presente em C3, que fica posicionado próximo ao córtex motor do hemisfério esquerdo, enquanto que em C4 fica sobre o córtex motor do hemisfério direito e o CZ fica no ponto entre os dois hemisférios, ou seja, entre C3 e C4. O cruzamento dos feixes nervosos na decussação das pirâmides é o responsável pela mudança de hemisfério registrado no resultado, uma vez que o movimento do dedo indicador da mão direita foi utilizado para gerar o

padrão, e o resultado obtido é registrado em C3, posicionado sobre o hemisfério esquerdo (MARTINI, NATH, BARTHOLOMEW. 2014).

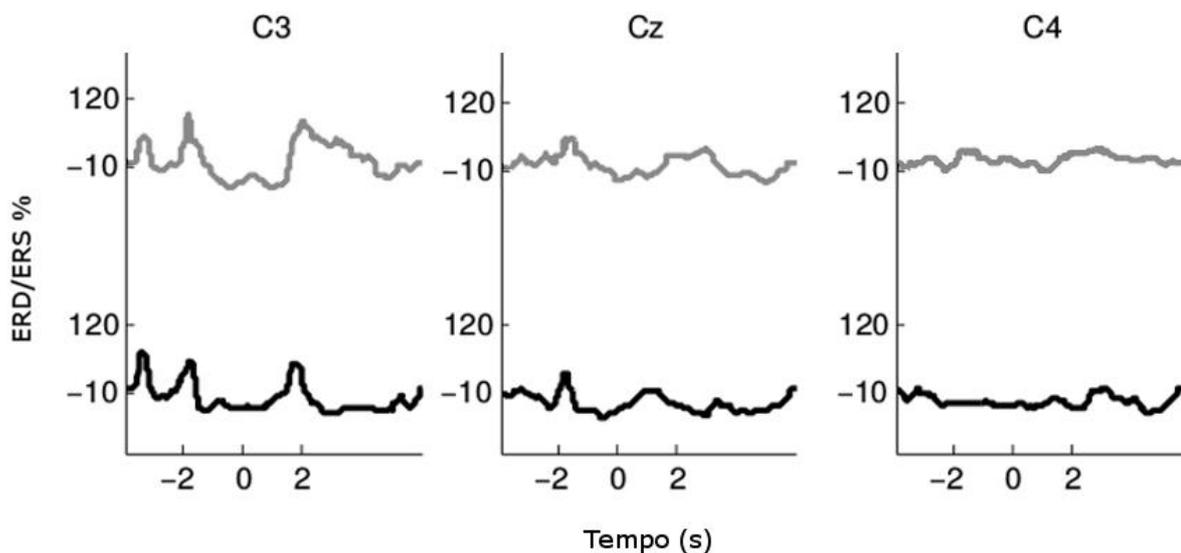


Figura 21 – Resultado do teste de *finger tapping*. Fonte: LONGO et al., 2014B.

Assim, este equipamento pode ser utilizado para ICC envolvendo tarefas motoras para gerar sinais de entrada para o sistema.

4.1.2 Teste SSVEP para validação do equipamento

O equipamento também é capaz de captar a resposta SSVEP dos participantes do protocolo. O resultado do teste para avaliar a capacidade do equipamento de distinguir 4 frequências SSVEP pode ser observado na Figura 21, que mostra a resposta SSVEP normalizada média utilizando o método PSD (Densidade de Potência Espectral, do inglês *Power Spectral Density*) para cada frequência, e para os dois tipos de estímulos diferentes utilizados (Figura 21A para o padrão Gráfico Simples e Figura 21B para o padrão Xadrez). Nela é possível observar um significativo aumento de amplitude nas 4 frequências (5.6, 6.6, 6.9 e 8.0 Hz) utilizadas no protocolo. Essa distinção das frequências possibilita a utilização do equipamento EEG modificado na ICC-SSVEP, onde é necessário gerar 4 diferentes comandos de controle.

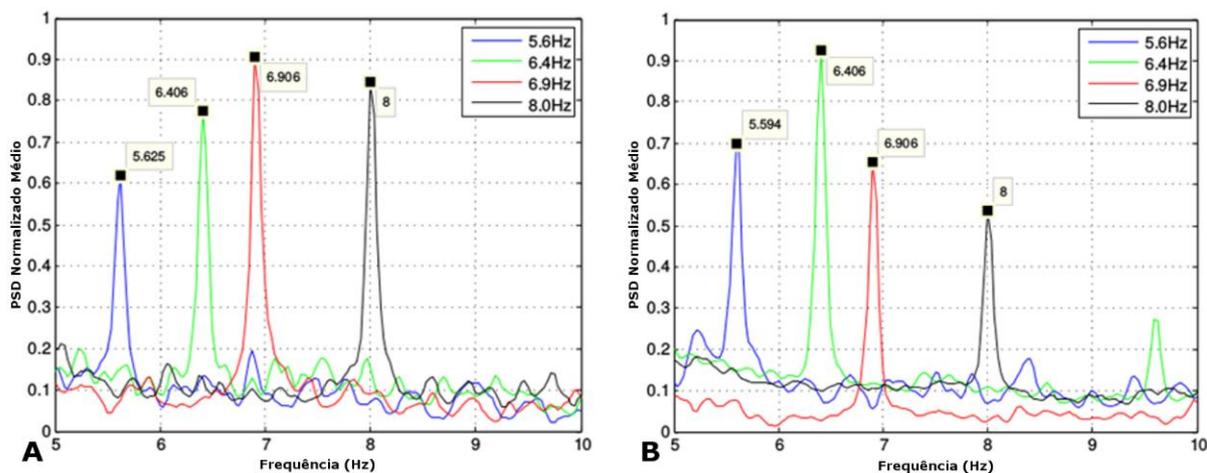


Figura 22 - Resultado do teste para avaliar a capacidade do equipamento de distinguir 4 frequências SSVEP. A) Padrão Gráfico Simples. B) Padrão Xadrez. Fonte: FLORIANO, LONGO E BASTOS, 2015.

A modificação do Emotiv EPOC aliado à utilização da touca construída para este foi utilizado nos testes dos AVs que utilizam imaginação motora e SSVEP a partir do sinal EEG obtido pelo equipamento. Este equipamento foi também utilizado no LAI-UFES em outras pesquisas. A Tabela 1 lista os trabalhos produzidos até o início de 2015, os quais utilizaram o equipamento obtido:

Tabela 1: Trabalhos produzidos com o uso do Emotiv EPOC modificado.

Título	Autores	Tipo	Ano
A Multi-Proposal Mobile EEG System	Longo, B., Floriano, A., Castillo, J., Bastos-Filho	Anais de evento - XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica	2014
Interface Cérebro-Computador Baseada em SSVEP e ERD para o Comando de um Veículo Autônomo	Castillo, J.	Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica - UFES	2014
Desenvolvimento de Ambientes Virtuais para ICC Aplicadas à Reabilitação e Tecnologias Assistivas	Longo, B., Floriano, A., Castillo, J., Bastos-Filho	Anais de evento - Workshop Internacional de Engenharia Biomédica	2014
Interface Cérebro-Computador Baseada em SSVEP para Controle de um Robô de Telepresença	Floriano, A., Longo, B., Castillo, J., Bastos-Filho	Anais de evento - Workshop Internacional de Engenharia Biomédica	2014

Visual Stimulator for Brain-Computer Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potentials	Floriano, A., Longo, B., Bastos-Filho	Anais de evento – 1st International Workshop on Assistive Technology	2015
Desenvolvimento de Ambientes Virtuais para Tecnologias Assistivas	Longo, B., Floriano, A., Bastos-Filho	Anais de evento – 1st International Workshop on Assistive Technology	2015

4.2 AV-1 Controle de um avatar para neuroreabilitação

O AV construído com o propósito de ser utilizado para promover neuroreabilitação utilizando imaginação motora foi testado inicialmente no modo *off-line*, onde este funcionou com sucesso utilizando sinais EEG previamente adquiridos. A tarefa mental utilizada para disparar o comando para fazer o avatar andar foi a imaginação da rotação de um cubo, que, no estudo original obteve uma taxa de acerto de $93,75 \pm 6,25\%$. A Figura 22 mostra o resultado apresentado na tela com o avatar dando passos e a interface utilizada na ICC no modo *off-line*. No modo *on-line* a integração entre o AV, o programa de processamento de sinais (MATLAB) e o Emotiv EPOC modificado foi realizada com sucesso, entregando o *feedback* do AV poucos segundos após a execução da tarefa motora pelo usuário da ICC.

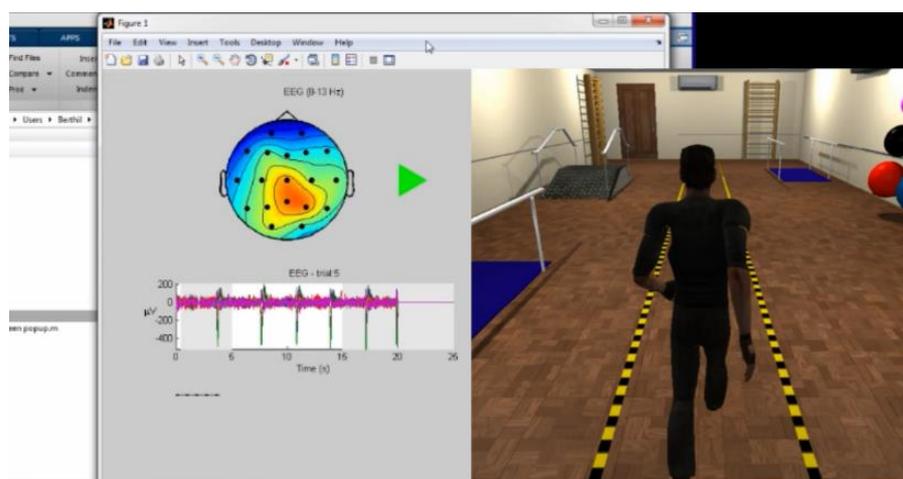


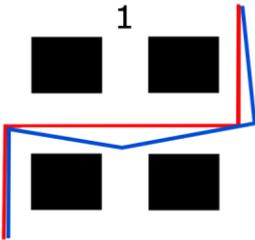
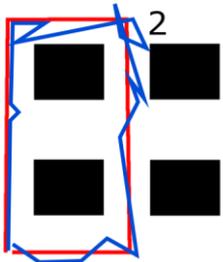
Figura 23 – Interface com o resultado da ICC e o movimento do avatar no AV. Fonte: Modificado de LONGO et al., 2014.

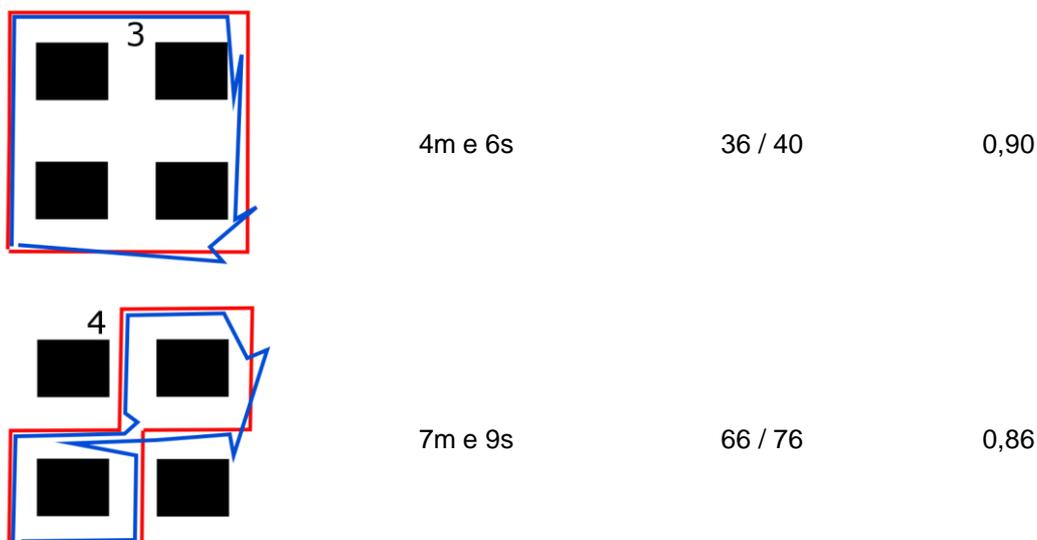
É importante frisar que os testes foram realizados com pessoas saudáveis e apenas para testar a interligação entre o AV, o programa de processamento de sinais e o equipamento EEG. Para avaliar sua eficácia no processo de neuroreabilitação são necessários testes com pessoas com alguma lesão no córtex motor (como por exemplo pessoas em reabilitação pós-acidente vascular cerebral). Tanto no modo *on-line* quanto no modo *off-line*, o desempenho do AV foi satisfatório, apresentando uma apresentação de quadros acima de 30 por segundo.

4.3 AV-2 Simulação do controle de um robô de telepresença

Nos testes com o AV de simulação de controle do TRON na sala com obstáculos através da ICC baseada em SSVEP, o usuário conseguiu completar os 4 diferentes percursos. A taxa de acerto para cada uma das tarefas, o número de acertos e erros, e o tempo total para completar cada percurso são apresentados na Tabela 2. No esquema gráfico de cada tarefa, a linha vermelha representa o percurso estabelecido que o usuário deveria fazer, enquanto a linha azul representa o percurso que o usuário fez controlando o TRON virtual pela sala de testes.

Tabela 2: Resultado obtido pelo usuário ao utilizar o AV de simulação do controle do TRON.

Tarefa	Tempo	Nº de acertos/erros	Taxa de acerto
 <p>1</p>	2m e 3s	20 / 21	0,95
 <p>2</p>	5m e 20s	44 / 54	0,81



Com a simulação do ambiente onde serão feitos os testes reais, foi possível testar a utilização da ICC para o controle do robô de telepresença real. Foi possível também perceber que os estímulos utilizados respondem bem às intenções do usuário no modo *on-line*. O desempenho do AV no quesito qualidade/desempenho foi satisfatório, apresentando uma apresentação de quadros acima de 30 por segundo.

Após a fase de testes com o simulador, o LAI-UFES será preparado para a realização dos testes com o robô real e a disposição da marcação, dos obstáculos centrais, e das mesas e cadeiras serão o mais semelhante possível à simulação.

4.4 AV-3 Simulação do controle dos movimentos de uma mão em realidade virtual

O AV desenvolvido para simular o controle dos movimentos da mão de um avatar a partir de sinais EMG do antebraço de um usuário conseguiu apresentar de forma eficiente os comandos dos dedos necessários para realizar a realimentação visual do sistema. A Figura 23 mostra 3 exemplos desse controle, onde na Figura 23A pode ser observado que o usuário e o avatar estão em repouso. A Figura 23B mostra o usuário flexionando o polegar e, como resposta ao sinal EMG capturado, o avatar flexiona o

mesmo dedo. Já na Figura 23C, pode-se observar o usuário flexionando o dedo anelar com o avatar flexionando o mesmo dedo como resposta ao sinal EMG.

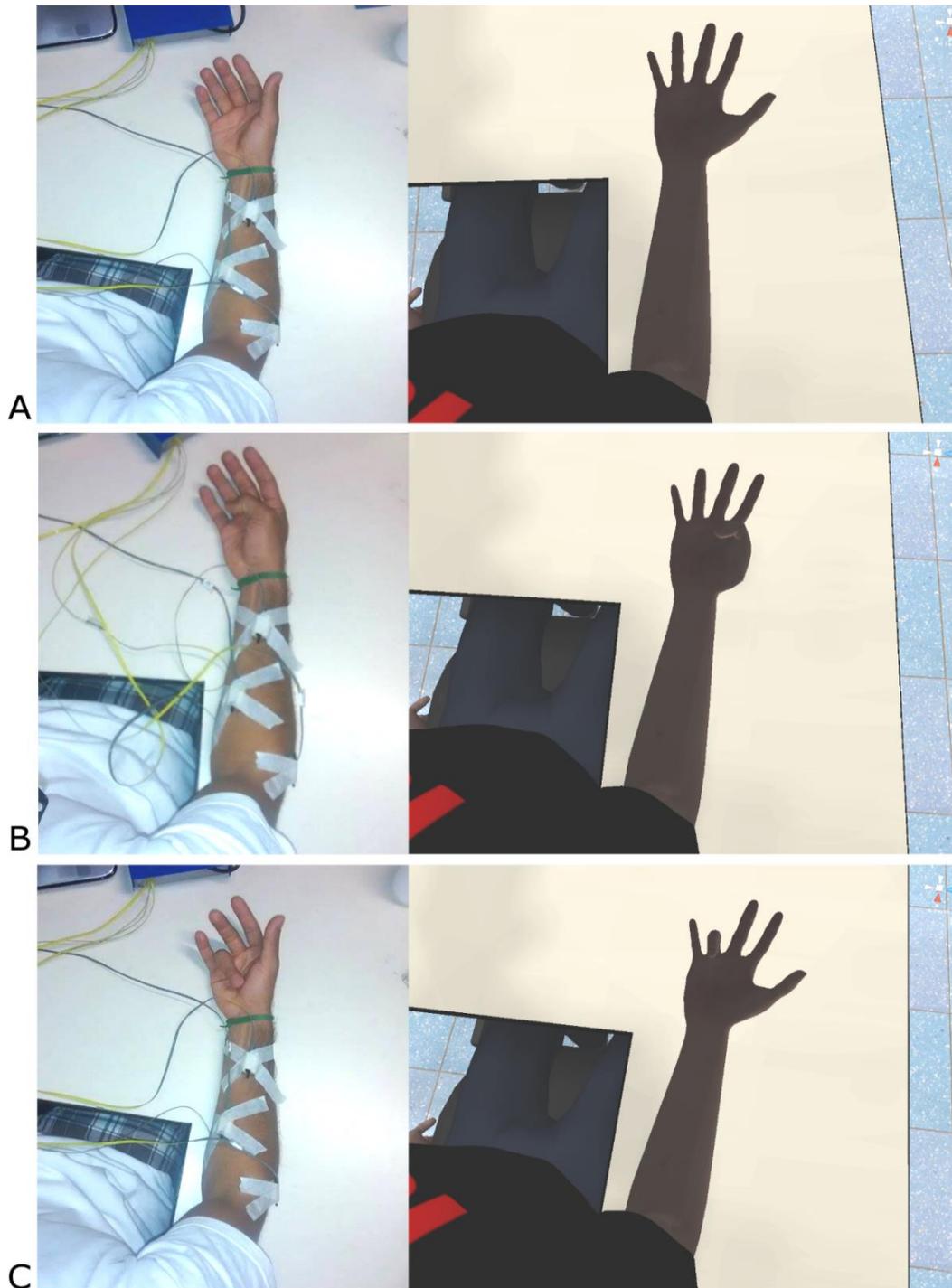


Figura 24 - Comparação entre a atividade do voluntário e o feedback do AV. A) Repouso. B) Flexão do dedo polegar. C) Flexão do dedo anelar. Fonte: ELABORADO PELO AUTOR, 2015.

A utilização dos óculos de realidade virtual (Oculus Rift) aumentou consideravelmente a imersão do usuário no AV. O fato do AV simular o local dos testes também ajudou

nesse processo de imersão. Apesar disso, este dispositivo ainda apresenta alguns entraves para sua utilização comercial, como a necessidade de um computador de alto desempenho e pelo fato de, segundo a literatura, em alguns casos seus usuários apresentarem náuseas leves (HAKKINEN, VUORI, PAAKKA, 2002). Entretanto, este tipo de reação é mais comum quando se utilizam os Oculus Rift em AVs que apresentam movimentação de cenário, o que não é o caso deste AV.

O desempenho do AV no quesito qualidade/desempenho foi satisfatório. Mesmo com a utilização dos Oculus Rift, o AV apresentou uma apresentação de quadros acima de 30 por segundo.

4.5 Avaliação do uso dos AVs criados

Segundo a avaliação de conforto do uso dos Avs, feita por cada um dos usuários após sua utilização, nenhum dos Avs utilizados causou desconforto durante os testes.

4.6 Livre distribuição dos AVs criados

Para distribuir livremente os AVs criados durante a pesquisa de mestrado, um website (www.lai-ve.com) foi criado e já está em funcionamento para divulgar e direcionar os interessados para os links de download (LONGO, 2015). Os AVs estão disponíveis para os sistemas operacionais Microsoft Windows e Linux, e em duas versões diferentes cada um deles, sendo uma versão controlada por memória compartilhada e uma outra versão controlada por teclas do teclado para a execução de testes.

5 CONCLUSÕES

Podemos concluir que o desenvolvimento de ferramentas para serem utilizadas em pesquisas envolvendo TAs aqui apresentadas contribuíram significativamente para os trabalhos nos quais foram aplicadas. O equipamento EEG multipropósito obtido pela modificação do Emotic EPOC, somado à construção da touca de neoprene para posicionar seus eletrodos gerou diversas publicações e está disponível no LAI-UFES

para ser utilizado em outras pesquisas. Vale ressaltar que este equipamento teve um baixo custo para sua obtenção. Isso é devido ao fato do equipamento EEG que foi modificado é um equipamento comercial de baixo custo. Se comparado a equipamentos médicos utilizados em ICC ou a equipamentos específicos para ICC, esse custo é muito inferior. Seus testes de validação demonstraram a possibilidade de sua utilização com ICC que fazem uso de imaginação motora e SSVEP. Grupos de pesquisa na área de ICC que não podem arcar com equipamentos caros podem utilizar esse tipo de equipamento modificado para realizar pesquisas em ICC envolvendo esses dois paradigmas.

O AV criado para neuroreabilitação está disponível para ser utilizado em testes com este e outros propósitos. Os AVs estão disponíveis gratuitamente para download no website criado para a divulgação (www.lai-ve.com) (LONGO, 2015). O AV criado para simular o robô de telepresença TRON e a sala de testes foi bem sucedido em sua aplicação. Ajustes finos estão sendo feitos no controlador do TRON utilizando este AV, e o teste real está sendo preparado. Sua utilização foi importante para executar todo um processo de implementação do sistema de forma rápida e segura, antes de ser utilizada no robô real. O AV de simulação de controle dos movimentos da mão de um avatar a partir de sinais EMG também foi bem sucedido e importante para o desenvolvimento deste trabalho. Este AV pode ser utilizado para testar sistemas de controle de próteses antes mesmo que as próteses estejam disponíveis. Vale ressaltar que é importante testar este sistema com voluntários amputados, visto que a RV pode gerar um *feedback* ainda mais atrativo para esses usuários, pois uma das queixas mais comuns destes usuários é a aparência das próteses. Assim, a RV pode aumentar o interesse e o desempenho desses usuários, sendo estes de extrema importância para o desenvolvimento de próteses robóticas.

Como trabalhos futuros, temos a continuidade do uso dos AVs criados em seus respectivos trabalhos e sua utilização em demais pesquisas. Os AVs ainda podem ser complementados com sistemas de customização e pontuação, o que deixa estes ainda mais atrativos e eficientes. A continuidade do desenvolvimento de outros AVs, somados ao aperfeiçoamento dos já criados, tem como objetivo a criação de uma plataforma de AVs para serem utilizados em TAs englobando um grande número de aplicações.

Finalmente, é importante ressaltar que durante a realização desta pesquisa de Mestrado, foram publicados os seguintes trabalhos científicos:

Em capítulos de livros:

LONGO, B. B. ; GARCIA, J. F. C. ; PARRA, A. C. V. ; DELISLE, D. ; BASTOS-FILHO, T. F. EEG-BCI Technologies for Neurorehabilitation. In: Adriano de Oliveira Andrade, Alcimar Barbosa Soares, Alexandre Cardoso, Edgard Afonso Lamounier. (Org.). **Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica** (pp. 301-318). Bauru: Canal6 Editora. 2014.

Em congressos internacionais:

GARCIA, J. F. C. ; LONGO, B. B. ; FLORIANO, A. ; CAICEDO, E. ; BASTOS-FILHO, T. F. Optimización de una Intefaz Cerebro Computador Basada en Imaginería Motora Usando Emotiv Epoc. **Memorias de las VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad**. Asunción: AITADIS. In press 2014.

GARCIA, J. F. C. ; Cotrina-Atencio, Anibal ; BENEVIDES, Alessandro Botti ; DELISLE, D. ; LONGO, B. B. ; CAICEDO, E. ; BASTOS-FILHO, T. F. Adaptive BCI Based on Software Agents. **Proc. of the 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. Chicago: EMBC'14. 2014.

ATENCIO, A. C., GARCIA, J. C., BENEVIDES, A. B., LONGO, B. B., FERREIRA, A., PORNER-ESCHER, A., BASTOS-FILHO, T. F. Computing Stress-Related Emotional State via Frontal Cortex Asymmetry to be Applied in Passive-ssBCI . **Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, (pp. 1-6). Salvador: IEEE. 2014.

LONGO, B. B. ; BENEVIDES, BOTTI A.; GARCIA, J. F. C. ; BASTOS-FILHO, T. F. Using Brain-Computer Interface to Control an Avatar in a Virtual Reality Environment. **Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, (pp. 1-6). Salvador: IEEE. 2014.

LONGO, B. B. ; FLORIANO, A. ; BASTOS-FILHO, T. F. Desenvolvimento de Ambientes Virtuais para Tecnologias Assistivas. **Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology: 1st International Workshop on Assistive Technology**, p. 130-133. Vitória, 2015.

FLORIANO, A. ; LONGO, B. B. ; BASTOS-FILHO, T. F. Visual Stimulator for Brain-Computer Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potentials. **Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology: 1st International Workshop on Assistive Technology**, p. 232-234. Vitória, 2015.

FLORIANO, A. ; LONGO, B. B. ; BASTOS-FILHO, T. F. Proposta de Sistema de Transmissão de Vídeo para uma Plataforma Robótica Assistiva de Telepresença. **Proceedings**

of the 1st International Workshop on Assistive Technology: 1st International Workshop on Assistive Technology, p. 203-205. Vitória, 2015.

Em congressos nacionais:

- GARCIA, J. F. C. ; CAICEDO, E. ; LONGO, B. B. ; FLORIANO, A. ; BASTOS-FILHO, T. F. Motor Imagery Based on Wavelet Power Spectrum for a Brain Computer Interface. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)***. Uberlândia: CBEB. In press 2014.
- LONGO, B. B. ; FLORIANO, A. ; GARCIA, J. F. C. ; BASTOS-FILHO, T. F. A Multi-Proposal Mobile EEG System. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)***. Uberlândia: CBEB. In press 2014.
- LONGO, B. B. ; FLORIANO, A. ; GARCIA, J. F. C. ; BASTOS-FILHO, T. F. Controle de um Avatar em um Ambiente Virtual Baseado em uma Interface Cérebro-Computador. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)***. Uberlândia: CBEB. In press 2014.
- FLORIANO, A. ; GARCIA, J. F. C. ; LONGO, B. B. ; BASTOS-FILHO, T. F. Proposal of a Telepresence Robot Using Brain Computer Interface for People with Motor Disabilities. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)***. Uberlândia: CBEB. In press 2014.
- COTRINA-ATENCIO, A. ; GARCIA, J. F. C. ; BENEVIDES, BOTTI A. ; LONGO, B. B. ; FERREIRA, A. ; BASTOS-FILHO, T. F. Statistical Spectral Power Evaluation of Alpha Rhythms for Hybrid-BCI. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)***. Uberlândia: CBEB. In press 2014.

6 REFERÊNCIAS

- AHSAN, M. R., IBRAHIMY, M. I., KHALIFA, O. O. EMG signal classification for human computer interaction: a review. ***European Journal of Scientific Research***, 33(3), 480-501. 2009
- ANG K.; GUAN C.; CHUA K.; ANG B.; KUAH C.; WANG C.; PHUA K.; CHIN Z.; ZHANG H. A large clinical study on the ability of stroke patients to use an EEG-based motor imagery brain-computer interface. ***Clinical EEG and Neuroscience***. v. 42, n. 4, p. 253-258, 2011.
- BADCOCK, N. A., MOUSIKOU, P., MAHAJAN, Y., DE LISSA, P., THIE, J., MCARTHUR, G. Validation of the Emotiv EPOC® EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs. ***PeerJ***, v.1, p. 38, 2013.

BADLER, N. I. Real-time virtual humans. In: **Computer Graphics and Applications, 1997 Proceedings. The Fifth Pacific Conference on.** IEEE, p. 4-13. 1997.

BELDA-LOIS, J. M. et al. Rehabilitation of gait after stroke: a review towards a top-down approach. **Journal of neuroengineering and rehabilitation** 8(1):66, 2011.

BENEVIDES, A. B., ATENCIO, A. C., CASTILLO, J., & BENEVIDES, A. B. An Ethernet sniffer for On-line acquisition of EEG with the BrainNet36® device applied to a BCI. In **Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**, 5th ISSNIP-IEEE, pp. 1-6. 2014

BENEVIDES, A. **A Brain-Computer Interface Architecture Based on Motor Mental Task and Music Imagery.**2013. 142 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Espírito Santo. Departamento de Engenharia Elétrica, Vitória, Espírito Santo, Brasil. 2013.

BERSCH, R. Introdução à tecnologia assistiva. **Assistiva - Tecnologia e Educação.** Porto Alegre. CEDI, 2008.

BIOSEMI, Downloads - **Position Coordinates** Disponível em: <http://www.biosemi.com/download/Cap_coords_all.xls>. Acesso em: 04 nov. 2013.

BOLAS, M., HOBERMAN, P., LUCKEY, P., ILIFF, J., BURBA, N., MCDOWALL, I., KRUM, D. M. Open virtual reality. **2013 IEEE Virtual Reality (VR)**, 183–184, 2013.

BRASIL. Hotel Nacional em Brasília – DF. **Ata da VII Reunião do Comitê de Ajudas Técnicas (CAT) - Coordenadoria Nacional para Integração da Pessoa Portadora de Deficiência (CORDE)** - Secretaria Especial dos Direitos Humanos (SEDH) - Presidência da República (PR). Realizada nos dias 13 e 14 de dezembro de 2007B.

BRASIL. Ministério do Planejamento, Orçamento e Gestão. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE. **Censo demográfico 2010: características gerais da população, religião e pessoas com deficiência.** Rio de Janeiro, p.1-215, 2010.

BRASIL. Subsecretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência. Comitê de Ajudas Técnicas. **Tecnologia Assistiva.** Brasília. CORDE. 138 p. 2009.

BRASIL. A Coleção Progestores – Para entender a gestão do SUS. **Ciência e Tecnologia em Saúde.** 1 ed. Brasília. 2007A.

ÇAKIR, A. Computer access for people with disabilities: a human factors approach. **Behaviour & Information Technology**, v. 32, n. 6, p. 625-626, 2013.

CAPÓ-LUGO, C.E.; MULLENS, C.H.; BROWN, D. A. Maximum walking speeds obtained using treadmill and overground robot system in persons with post-stroke hemiplegia. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**. 9:80, 2012.

CARDOSO, L., COSTA, R., PIOVESANA, A., CARVALHO, J., FERREIRA, H., LOPES, M., BRANDÃO, G. Utilização de ambientes virtuais na reabilitação de pacientes com lesão cerebral por AVC e TCE. **Edital CT-Saúde**. V. 24, 1-6. 2004.

CLAYPOOL, M., CLAYPOOL, K., DAMAA, F. The effects of frame rate and resolution on users playing First Person Shooter games. In **Electronic Imaging International Society for Optics and Photonics**. 2006.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. **Journal of applied biomechanics**, v. 13, p. 135-163, 1997.

DEBENER, S., MINOW, F., EMKES, R., GANDRAS, K., VOS, M. How about taking a low-cost, small, and wireless EEG for a walk? **Psychophysiology**, 49(11), 1617-1621. 2012.

DE ROSE, C., NAVAUX, P. Classificações de máquinas paralelas. **Arquiteturas paralelas**. Porto Alegre, Brasil: Editora Sagra Luzzatto, 2003.

FINK, J. Cyberseduction: reality in the age of psychotechnology. **Avatar (computing)**. Prometheus Books, p.47-53. 1999.

FLEISCHER, C., HOMMEL, G. A Human-Exoskeleton Interface Utilizing Electromyography. **Robotics, IEEE Transactions on**, 24(4), 872-882. 2008.

FLORIANO, A. ; GARCIA, J. F. C. ; LONGO, B. B. ; BASTOS-FILHO, T. F. Proposal of a Telepresence Robot Using Brain Computer Interface for People with Motor Disabilities. **Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB). Uberlândia: CBEB**. In press 2014.

FLORIANO, A., LONGO, B., BASTOS, T. Visual Stimulator for Brain-Computer Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potentials. in: International Workshop on Assistive Technologies (IWAT), 2015, Vitória. **Anais do International Workshop on Assistive Technologies (IWAT)**. p. 4 pg. 2015

FRIEDMAN, D., LEEB, R., PFURTSCHELLER, G., SLATER, M. Human-Computer Interaction Issues in Brain-Computer Interface and Virtual Reality. **Human-Computer Interaction**, 67-94. 2010.

GOFFI, F.S. Técnica Cirúrgica. **Bases Anatômicas, Fisiopatológicas e Técnicas da Cirurgia**. 4ª ed. Rio de Janeiro: Editora Atheneu, 2004.

GRAIMANN, B.; ALLISON, B.; PFURTSCHHELLER, G. Brain-computer interfaces: A gentle introduction. In: **Brain-Computer Interfaces**. Springer Berlin Heidelberg. p. 1-27. 2010.

HAKKINEN, J.; VUORI, T.; PAAKKA, M. Postural stability and sickness symptoms after HMD use. In: **IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics**. p. 147-152. 2002.

HALTON, J. Virtual rehabilitation with video games: A new frontier for occupational therapy. **Occupational Therapy Now**, v. 9, n. 6, p. 12-14, 2008.

JACKSON, P. L., LAFLEUR, M. F., MALOUIN, F., RICHARDS, C., DOYON, J. Potential role of mental practice using motor imagery in neurologic rehabilitation. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 82, n. 8, p. 1133-1141, 2001.

JURCAK, V. ; TSUZUKI, D. ; DAN, I. 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: their validity as relative head-surface-based positioning systems. **Neuroimage**, v. 34, n. 4, p. 1600-1611, 2007.

KILNER, C., TORI, R. Introdução à Realidade Virtual, Realidade Misturada e Hiper-realidade. **Realidade Virtual: conceitos e tendências**. Editora Mania de Livro. São Paulo. p. 3, 2004.

KRANCZIOCH, C., ZICH, C., SCHIERHOLZ, I., STERR, A. Mobile EEG and its potential to promote the theory and application of imagery-based motor rehabilitation. **International Journal of Psychophysiology**, 91(1), 10-15. 2014.

KURLANDER, D.; SKELLY, T.; SALESIN, D. Comic chat. In: **Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques**. ACM, p. 225-236. 1996.

LEEB, R., LANCELLE, M., KAISER, V., FELLNER, D. W., PFURTSCHHELLER, G. Thinking penguin: Multi-modal brain-computer interface control of a VR game. **IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games**, v. 5, p. 117-128, 2013.

LONGO, B. B. **Lai-VE**. Ambientes Virtuais para Tecnologias Assistivas. Disponível em: <www.lai-ve.com>. Acesso em: 23 Fevereiro de 2015.

LONGO, B. B.; BENEVIDES, A. B.; GARCIA, J. F. C.; BASTOS FILHO, T. F. Using Brain-Computer Interface to Control an Avatar in a Virtual Reality Environment. In: 5th IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (BRC 2014), 2014, Salvador. **Proc. of the 5th IEEE Biosignals and Biorobotics Conference**, 2014. p. 6 pg.

LONGO, B. B.; FLORIANO, A.; CASTILLO-GARCIA, J.; BASTOS FILHO, T. F. A Multi-Proposal Mobile EEG System. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014, Uberlândia. **Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB)**, p. 4 pg. 2014B.

MA, S.; VARLEY, M.; SHARK, L. K.; RICHARDS, J. EMG biofeedback based VR system for hand rotation and grasping rehabilitation. In **Information Visualisation (IV), 2010 14th International Conference** (pp. 479-484). IEEE. 2010.

MAYOR, J. J. V.; COSTA, R. M.; FRIZERA, A.; BASTOS-FILHO, T. F. Movement Identification Using Weak sEMG Signals of Low Density for Upper Limb Control. In: Adriano de Oliveira Andrade, Alcimar Barbosa Soares, Alexandre Cardoso, Edgard Afonso Lamounier. (Org.). **Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica**. 1ed.Bauru: Canal6 Editora, v. 1, p. 280-300. 2014

MARTINI F., NATH J., BARTHOLOMEW E. The Brain and Cranial Nerves. **Fundamentals of Anatomy & Physiology**, p. 461-507. Pearson Education. San Francisco, CA. 2014

MATRONE, G. C.; CIPRIANI, C.; CARROZZA, M. C.; MAGENES, G. Real-time myoelectric control of a multi-fingered hand prosthesis using principal components analysis. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, 9(1), 40. 2012.

MORABITO, Margaret. Enter the On-Line World of Lucasfilm. **Run Magazine**, v. 8, p. 24-28, 1986.

MULLER, S. M. T. **Interface Cérebro-Computador Baseada em Potenciais Evocados Visuais em Regime Permanente para Comando de uma Cadeira de Rodas Robótica**. 2012. 139 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) - Universidade Federal do Espírito Santo. Departamento de Engenharia Elétrica, Vitória, Espírito Santo, Brasil. 2012.

NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 1211-1279, 2012.

OPPENHEIM, Harry; ARMIGER, Robert S.; VOGELSTEIN, R. Jacob. WiiEMG: A real-time environment for control of the Wii with surface electromyography. In: Circuits and Systems (ISCAS), **Proceedings of 2010 IEEE International Symposium on**. IEEE, p. 957-960. 2010.

OSKOEI, M. A.; HU, H. Myoelectric control systems—A survey. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 2, n. 4, p. 275-294, 2007.

PARRA, A. C. V.; DELISLE, D.; LOTERIO, F. A.; VALADÃO, C.; BASTOS FILHO, T. F.; FRIZERA NETO, A. Robotic Systems for Gait Rehabilitation. In: Adriano de Oliveira Andrade, Alcimar Barbosa Soares, Alexandre Cardoso, Edgard Afonso

Lamounier. (Org.). **Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica**. 1ed. Bauru: Canal6 Editora, v. 1, p. 264-279. 2014

PENFIELD, W., RASMUSSEN, T. The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function. **The Macmillan Company**, New York, N.Y. 248 pp. 1950.

PRASAD, G., HERMAN, P., COYLE, D., MCDONOUGH, S., CROSBIE, J. Using motor imagery based brain-computer interface for post-stroke rehabilitation. In: **Neural Engineering, 2009. NER'09. 4th International IEEE/EMBS Conference on**. IEEE. p. 258-262. 2009.

SANDBLUND, M.; MCDONOUGH, S.; HÄGER-ROSS, C. Interactive computer play in rehabilitation of children with sensorimotor disorders: a systematic review. **Developmental Medicine & Child Neurology**, v. 51, n. 3, p. 173-179, 2009.

SHUSONG, X.; XIA, Z. EMG-driven computer game for post-stroke rehabilitation. In: **Robotics Automation and Mechatronics (RAM), 2010 IEEE Conference on**. IEEE, p. 32-36. 2010.

SILVA, R., SILVA, A. Tecnologias para Construção de Mundos Virtuais: Um Comparativo Entre as Opções Existentes no Mercado, **FAZU em Revista**, p. 211-215. 2012.

SOEKADAR, S. R.; BIRBAUMER, N.; COHEN, L. G. Brain-computer interfaces in the rehabilitation of stroke and neurotrauma. In: **Systems neuroscience and rehabilitation**. Springer Japan. p. 3-18. 2011.

SUGIARTO, I.; ALLISON, B.; GRASER, A. Optimization strategy for SSVEP-based BCI in spelling program application. In: **Computer Engineering and Technology, 2009. ICCET'09. International Conference on**. IEEE, 2009. p. 223-226.

TAN, D.; NIJHOLT, A. Brain-Computer Interfaces. Applying our Minds to Human-Computer Interaction. **Preface**. Springer. London, 2010.

VILLAREJO, JOHN J; COSTA, REGINA M; BASTOS, TEODIANO; FRIZERA, ANSELMO. Identification of low level sEMG signals for individual finger prosthesis. In: **5th IEEE Biosignals and Biorobotics conference (BRC 2014), 2014, Salvador. 5th ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)**. p. 1-6. 2014.

YIN, E., ZHOU, Z., JIANG, J., YU, Y., HU, D. A dynamically optimized SSVEP brain-computer interface (BCI) speller. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. pp.10. 2014.

ZANDER, T. O.; KOTHE, C.; JATZEV, S.; GAERTNER, M. Enhancing human-computer interaction with input from active and passive brain-computer interfaces. In **Brain-computer interfaces**. pp. 181-199. Springer London. 2010.

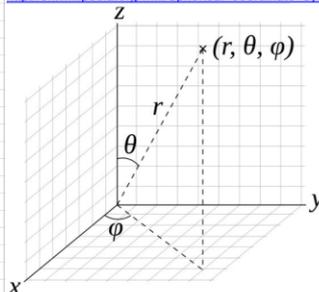
ZWERN, A. Virtual reality: state-of-the-art and key challenges. In **WESCON'95. Conference record.'Microelectronics Communications Technology Producing Quality Products Mobile and Portable Power Emerging Technologies'** IEEE. p. 686. 1995.

APÊNDICE A

Spherical coordinates

The spherical coordinates are in degrees, the head is approximated as a sphere.
 Spherical angles are measured from an imaginary center in the middle of the head.
 Inclination: positive is right hemisphere, directing Cz is 0, negative is left hemisphere.
 Azimuth: from T7 for left hemisphere, and from T8 for the right hemisphere,
 pos is anti-clockwise, neg is clockwise

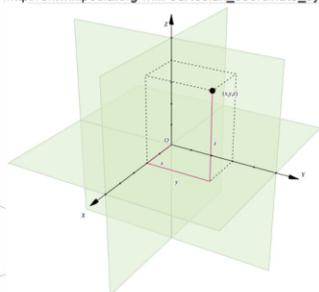
http://en.wikipedia.org/wiki/Spherical_coordinate_system

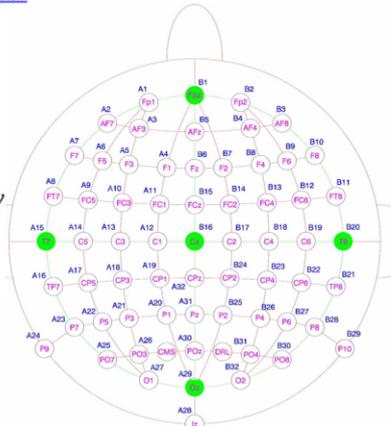


Cartesian coordinates

Below Cartesian values are in length, with r chosen at 100.
 The center of the head is located at position 0,0,0.
 x: positive is direction neck.
 y: positive is direction right ear.
 z: positive is direction sky.

http://en.wikipedia.org/wiki/Cartesian_coordinate_system





Electrode	θ (Inclination)	φ (Azimuth)		$x = -r \sin\theta \sin\varphi$	$y = r \sin\theta \cos\varphi$	$z = r \cos\theta$
27 Fp1	-92	-72		-95	-31	-3
28 AF7	-92	-54		-81	-59	-3
30 AF3	-74	-65		-87	-41	28
31 F1	-50	-68		-71	-29	64
32 F3	-60	-51		-67	-55	50
33 F5	-75	-41		-63	-73	26
34 F7	-92	-36		-59	-81	-3
35 FT7	-92	-18		-31	-95	-3
36 FC5	-72	-21	9,21	-34	-89	31
37 FC3	-50	-28	45	-36	-68	64
38 FC1	-32	-45		-37	-37	85
39 C1	-23	0	7,233517085	0	-39	92
40 C3	-46	0		0	-72	69
41 C5	-69	0	11,14084602	0	-93	36
42 T7	-92	0	6,512453455	0	-100	-3
43 TP7	-92	18		31	-95	-3
44 CP5	-72	21		34	-89	31
45 CP3	-50	28		36	-68	64
46 CP1	-32	45		37	-37	85
47 P1	-50	68	69,11503838	71	-29	64
48 P3	-60	51		67	-55	50
49 P5	-75	41		63	-73	26
50 P7	-92	36		59	-81	-3
51 P9	-115	36		53	-73	-42
52 PO7	-92	54		81	-59	-3
53 PO3	-74	65		87	-41	28
54 O1	-92	72		95	-31	-3
55 Iz (inion)	115	-90		91	0	-42
56 Oz	92	-90		100	0	-3
57 POz	69	-90		93	0	36
58 Pz	46	-90		72	0	69
59 CPz	23	-90		39	0	92
60 Fpz	92	90		-100	0	-3
61 Fp2	92	72		-95	31	-3
62 AF8	92	54		-81	59	-3
63 AF4	74	65		-87	41	28
64 Afz	69	90		-93	0	36
65 Fz	46	90		-72	0	69
66 F2	50	68		-71	29	64
67 F4	60	51		-67	55	50
68 F6	75	41		-63	73	26
69 F8	92	36		-59	81	-3
70 FT8	92	18		-31	95	-3

71	FC6	72	21			-34	89	31
72	FC4	50	28			-36	68	64
73	FC2	32	45			-37	37	85
74	FCz	23	90			-39	0	92
75	Cz	0	0			0	0	100
76	C2	23	0			0	39	92
77	C4	46	0			0	72	69
78	C6	69	0			0	93	36
79	T8	92	0			0	100	-3
80	TP8	92	-18			31	95	-3
81	CP6	72	-21			34	89	31
82	CP4	50	-28			36	68	64
83	CP2	32	-45			37	37	85
84	P2	50	-68			71	29	64
85	P4	60	-51			67	55	50
86	P6	75	-41			63	73	26
87	P8	92	-36			59	81	-3
88	P10	115	36			-53	73	-42
89	PO8	92	-54			81	59	-3
90	PO4	74	-65			87	41	28
91	O2	92	-72			95	31	-3
92								
93								
94								
95								
96	Nasion, Inion, T9 (left preauricular) and T10 (right preauricular) reference points:							
97	Nasion	115	90					
98	Inion	115	-90					
99	T9	-115	0					
100	T10	115	0					

APÊNDICE B

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

NOME DO PARTICIPANTE:

DATA DE NASCIMENTO:

ENDEREÇO:

TELEFONE:

Eu, _____ portador (a) do registro e identidade número _____, declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa: **Desenvolvimento de Ambientes Virtuais Aplicados a Tecnologias Assistivas.**
2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Berthil Borges Longo e Alan Silva da Paz Floriano.
3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais eletroencefalográficos (impulsos elétricos gerados no córtex cerebral), através de equipamento comercial de eletroencefalograma para controlar ambientes virtuais.
4. Durante a pesquisa não haverá risco iminente, já que não envolve procedimentos invasivos e não requer sedação ou anestesia.
5. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.
6. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto possa interferir na minha decisão de participar da mesma.
7. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames, fotografias ou vídeos dos procedimentos experimentais exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Para qualquer outra informação, o (a) Sr (a) poderá entrar em contato com os pesquisadores no endereço Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras, Vitória - ES - CEP 29075-910. Telefone 27 3335-2661. Caso não consiga contatar o (a) pesquisador (a) ou para relatar algum problema, posso contatar o Comitê de Ética e Pesquisa do CCS/UFES pelo telefone (27) 3335-7211 ou correio, através do seguinte endereço: Universidade Federal do Espírito Santo, Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe, Prédio da Administração do CCS, CEP 29.040-090, Vitória - ES, Brasil.

Confirmando que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2015.

Participante da Pesquisa

Pesquisador Responsável



UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

BERTHIL BORGES LONGO

**Desenvolvimento de Ferramentas para Pesquisas
em Tecnologias Assistivas Baseadas em Sinais
Biológicos**

VITÓRIA

2015

PPGBiotec

BERTHIL BORGES LONGO

2015