

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO TECNOLÓGICO
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA**



ALAN SILVA DA PAZ FLORIANO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE
CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA BASEADA EM
POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE
APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA E ROBÔ DE
TELEPRESENÇA**

Vitória

2016

ALAN SILVA DA PAZ FLORIANO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE
CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA BASEADA EM
POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE
APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA E ROBÔ DE
TELEPRESENÇA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de Robótica.

Universidade Federal do Espírito Santo – UFES

Centro Tecnológico

Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

Vitória

2016

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

F635d Floriano, Alan Silva da Paz, 1990-
Desenvolvimento de uma Interface Cérebro-Computador Não Invasiva
Baseada em Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente
Aplicada à Comunicação Alternativa e Robô de Telepresença
/Alan Silva da Paz Floriano. – 2016.
78 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos Filho.
Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) –
Universidade Federal do Espírito Santo, Centro Tecnológico.

1. Interface Cérebro-Computador. 2. Potencial Evocado.
Robôs móveis. 4. Telepresença. 5. Robótica. 6. Comunicação
não-verbal. 7. Sinais cerebrais. I. Bastos Filho, Teodiano Freire.
II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro Tecnológico.
III. Título.

CDU: 621.3

ALAN SILVA DA PAZ FLORIANO

**DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE
CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA BASEADA EM
POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE
APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA E ROBÔ DE
TELEPRESENÇA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica do Centro Tecnológico da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica, na linha de pesquisa de Robótica.

Trabalho aprovado. Vitória, 11 de Março de 2016:

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

Prof. Dr. André Ferreira
Examinador Interno

Dr. Alessandro Botti Benevides
Examinador Externo

Vitória
2016

*Este trabalho é dedicado a Deus pela
oportunidade de vivenciar momentos especiais nesses anos de pesquisa.*

Agradecimentos

Agradecimentos principais para meu orientador, professor Teodiano Bastos, a quem agradeço de coração pela confiança posta em mim e em meu trabalho. Apesar do momento difícil de saúde sempre me apoiou.

Agradecimentos especiais são dirigidos a Eliete Caldeira, John Villarejo, Anibal Cotrina, Laura Vargas, Carlos Valadão, Christiane Goulart, Denis Delisle, Cecilia Parra, Berthil Longo, Javier Castillo, Flavia Aparecida, Alexandre Pomer, Alexandre Bissoli, Viviane Cardoso¹, e a todos aqueles que contribuíram para que minha produção de trabalhos científicos e acadêmicos fosse possível.

Agradeço também ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica² da Universidade Federal do Espírito Santo (UFES) pela oportunidade.

¹ Nomes dos integrantes do Laboratório de Automação Inteligente (LAI2)

² <<http://www.ele.ufes.br/>>

*Faça dos seus dias uma linda canção.
Canção que possa trazer paz e descanso ao seu filho numa noite de trevas,
mas antes de tudo, que você ao ouvi-la, lembre
que um dia foi feliz.*

Resumo

Uma parcela da população é composta por pessoas que são acometidas de doenças ou vítimas de acidentes graves que as impossibilitam de interagir e se comunicar. Novas tecnologias têm surgido para prover a essas pessoas um canal de comunicação alternativo através de sinais cerebrais. Esses sistemas são conhecidos como Interfaces Cérebro-Computador (ICCs). Este trabalho descreve o desenvolvimento de uma ICC baseada no paradigma de Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (*Steady State Visual Evoked Potential* - SSVEP) aplicada à Comunicação Alternativa e Robô de Telepresença. A interface foi construída para quatro comandos de seleção através de estímulos visuais desenvolvidos em um software utilizando a biblioteca gráfica OpenGL e executados em frequências distintas (5,6Hz, 6,4Hz, 6,9Hz e 8,0Hz). Todos os voluntários avaliados nos testes utilizando o sistema *online* conseguiram completar as tarefas propostas com uma taxa de acerto média de $88,3\% \pm 5,4\%$, tempo de classificação de $5,6s \pm 0,5s$ e ITR média de $14,2 \text{ bits/min} \pm 3,5 \text{ bits/min}$, não necessitando de treinamento e utilizando apenas um canal para aquisição do sinal eletroencefalográfico. Os resultados demonstraram a possibilidade da construção de uma ICC que poderá ser utilizada nos futuros projetos de tecnologias assistivas desenvolvidos no Laboratório de Automação Inteligente da Universidade Federal do Espírito Santo (LAI-UFES).

Palavras-chaves: SSVEP, ICC, Robô de Telepresença, Comunicação Alternativa.

Abstract

There are people who have their communication skills impaired due to infirmities, accidents or injuries. New technologies are emerging for those people, in order to provide them an alternative communication through brain signals. These systems are known as Brain Computer Interfaces (BCIs). This thesis describes the development of a SSVEP (Steady State Visual Evoked Potential) based BCI applied to alternative communication and that can also be used in a telepresence robot. The interface allows the choice of four commands using visual stimuli, which were developed using the OpenGL graphical library and that runs in distinct frequencies (5.6Hz, 6.4Hz, 6.9Hz and 8.0Hz). All volunteers who participated the tests using the online system could complete the tasks. The average rate of success was $88.3\% \pm 5.4\%$ and the classification time was $5.6s \pm 0.5s$, with mean ITR of $14.2 \text{ bits/min} \pm 3.5 \text{ bits/min}$, without the need of training and using a single channel. The results show the possibility of building a BCI that can be used in future projects of assistive technologies in the Intelligent Automation Laboratory at University of Espirito Santo.

Key-words: SSVEP, BCI, Telepresence Robot, Alternative Communication.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Diagrama geral de uma ICC.	28
Figura 2 – Representação de técnicas de aquisição dos sinais cerebrais. Adaptado de Graimann, Allison e Pfurtscheller (2010a).	28
Figura 3 – Distribuição do córtex cerebral. Adaptado de Kandel et al. (2013) . . .	30
Figura 4 – Protocolo 10-20, sobre a disposição dos eletrodos. Adaptado de Graimann, Allison e Pfurtscheller (2010a).	30
Figura 5 – Protocolo 10-10, sobre a disposição dos eletrodos para ICC-SSVEP (MÜLLER; BASTOS; SARCINELLI, 2013).	31
Figura 6 – Ritmos característicos do sinal EEG. Adaptado de Campisi e Rocca (2014).	31
Figura 7 – O ERD e ERS do ritmo alfa no lobo occipital. Em A é ilustrado o evento de sincronização (ERS) do ritmo alfa na região occipital ao fechar os olhos. A situação contrária é descrita em B, quando ao abrir os olhos é observada a dessincronização (ERD) do ritmo alfa na região occipital.	33
Figura 8 – Curva descrita durante o P300. Adaptado de He et al. (2013).	33
Figura 9 – Exemplo de uma resposta de um VEP transiente e SSVEP no domínio do tempo e da frequência. Adaptado de Vialatte et al. (2010).	34
Figura 10 – Uma comparação geral dos paradigmas SCP, ERD/ERS, P300 e SSVEP em relação ao tempo de treinamento e taxa de transferência de informação. Adaptado de Amiri et al. (2013).	35
Figura 11 – Representação geral de uma ICC-SSVEP. Adaptado de Chumerin et al. (2013).	36
Figura 12 – Exemplos de estímulos visuais gerados por LEDs ou padrões gráficos de um monitor LCD ou CRT, utilizados para evocar resposta SSVEP.	37
Figura 13 – Número de documentos publicados no período de 2005-2015	37
Figura 14 – Diagrama geral do sistema desenvolvido.	41
Figura 15 – Monitor LCD utilizado no sistema para apresentação dos estímulos visuais.	42
Figura 16 – a) A frequência 10Hz é divisora inteira da taxa de atualização, sendo possível sua realização. b) Utilizando a técnica convencional, é possível observar que não é possível sincronizar os quadros do estímulo com essa taxa de atualização. c) A nova técnica utiliza um número de quadros variáveis para gerar a frequência de estimulação. Adaptado de Wang, Wang e Jung (2010)	43
Figura 17 – Equipamento utilizado para o sistema.	44
Figura 18 – Representação esquemática da análise canônica de correlação.	47

Figura 19 – Processo de Reclassificação.	48
Figura 20 – Circuito do sensor de luz.	49
Figura 21 – Verificação dos estímulos visuais.	50
Figura 22 – Voluntário realizando o protocolo <i>offline</i>	51
Figura 23 – Custo computacional das seis configurações avaliadas em função de três valores para janelas de tempo.	53
Figura 24 – a)Menu de comunicação alternativa desenvolvido no Matlab. b) Realimentação visual da opção classificada.	54
Figura 25 – Diagrama esquemático do protocolo do menu de comunicação.	54
Figura 26 – Robô de Telepresença TRON em desenvolvimento no LAI-UFES.	55
Figura 27 – Teste proposto utilizando o ambiente virtual. a) Ambiente, avatar e robô desenvolvidos em um ambiente de realidade virtual. b) Tarefa proposta no protocolo.	56
Figura 28 – Comunicação da ICC-SSVEP com o robô TRON.	57
Figura 29 – Tarefas propostas para o protocolo do sistema. a) O voluntário deveria mover o robô TRON passando pelas zonas 1, 2, 3, 4 e 1. b) Na segunda tarefa era preciso mover o robô TRON pelas zonas 1, 3, 2, 4 e 1.	57
Figura 30 – Voluntários realizando testes com as aplicações: a) Menu de comunicação alternativa, b) Ambiente virtual, c) robô TRON real.	57

Lista de tabelas

Tabela 1 – Comparação dos métodos de registro da atividade cerebral.	29
Tabela 2 – Resultados dos testes para doze usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando os doze canais da touca de EEG.	51
Tabela 3 – Resultados dos testes para doze usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando somente os canais O1, O2 e Oz da touca de EEG.	52
Tabela 4 – Resultados dos testes para os 12 usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando somente o canal Oz da touca de EEG.	52
Tabela 5 – Resultados dos testes <i>online</i> com o Menu de comunicação alternativa. .	58
Tabela 6 – Resultados dos testes <i>online</i> com o Ambiente virtual.	58
Tabela 7 – Resultados dos testes <i>online</i> com o robô TRON.	58

Lista de abreviaturas e siglas

BCI	Brain Computer Interface
CCA	Canonical Correlation Analysis
CRT	Cathodic Ray Tube
ECoG	Electrocorticography
EEG	Electroencephalography
ELA	Esclerose Lateral Amiotrófica
ERD	Event Related Desynchronization
ERS	Event Related Synchronization
FFT	Fast Fourier Transform
fMRI	Functional Magnetic Resonance Imaging
ICC	Interface Cérebro-Computador
ICC-SSVEP	Interface Cérebro Computador baseada SSVEP
ITR	Information Transfer Rate
LCD	Liquid Crystal Display
LED	Light Emitting Diode
MEG	Magnetoencephalography
NIRS	Near Infrared Spectroscopy
PET	Positron Emission Tomography
PSDA	Power Spectral Density Analysis
SCP	Slow Cortical Potential
SSVEP	Steady State Visual Evoked Potential

Lista de símbolos

α	Ritmo no sinal eletroencefalográfico entre 8Hz a 13Hz.
β	Ritmo no sinal eletroencefalográfico entre 13Hz a 30Hz.
δ	Ritmo no sinal eletroencefalográfico entre 0,5Hz a 4Hz.
γ	Ritmo no sinal eletroencefalográfico acima de 30Hz.
θ	Ritmo no sinal eletroencefalográfico acima de 4Hz a 8Hz.

Sumário

1	INTRODUÇÃO	25
2	INTERFACES CÉREBRO-COMPUTADOR	27
2.1	Contextualização	27
2.1.1	Aquisição dos Sinais	27
2.1.2	Posicionamento dos Eletrodos	29
2.1.3	Ritmos dos Sinais Eletroencefalográficos	31
2.1.4	Paradigmas utilizados em Interfaces Cérebro-Computador	32
2.1.4.1	Sincronização e Dessincronização Relacionadas a Eventos	32
2.1.4.2	P300	32
2.1.4.3	Potenciais Corticais Lentos	33
2.1.4.4	Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente	34
2.2	Interface Cérebro-Computador Baseadas em SSVEP	35
2.2.1	Pesquisas em Interfaces Baseadas em SSVEP	37
3	MATERIAIS E MÉTODOS	41
3.1	Visão Geral	41
3.2	Software para Estimulação Visual	42
3.3	Aquisição dos Sinais de EEG	44
3.4	Pré-processamento	45
3.5	Extração de Características	45
3.5.1	Análise da Densidade Espectral de Potência (PSDA)	45
3.5.2	Análise Canônica de Correlação (CCA)	46
3.6	Classificação	46
3.6.1	Reclassificação	47
3.7	Medidas de desempenho	48
4	PROTOCOLOS EXPERIMENTAIS E RESULTADOS	49
4.1	Protocolo Experimental	49
4.1.1	Avaliação dos estímulos visuais	49
4.1.1.1	Resultados	50
4.1.2	Avaliação da Interface <i>Offline</i>	50
4.1.2.1	Resultados	51
4.1.3	Avaliação da Interface <i>Online</i>	53
4.1.3.1	Menu de Comunicação Alternativa	53
4.1.3.2	Robô de Telepresença - TRON	54

4.1.3.3	Resultados	57
5	CONCLUSÕES	59
	Conclusões	59
	Referências	63
	ANEXOS	69
	ANEXO A – CONVITE PARA PARTICIPAR DE UM PROJETO DE PESQUISA	71
	ANEXO B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLA- RECIDO	75

1 Introdução

As Interfaces Cérebro-Computador (ICCs ou, do inglês, *Brain-Computer Interfaces-BCIs*) são sistemas de comunicação que permitem o controle de dispositivos através da análise de padrões detectados nos sinais cerebrais (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012). Tais sistemas são muito úteis para pessoas que possuem algum tipo de deficiência motora severa, lesões no cérebro ou na medula espinhal, além de doenças que limitam ou impedem totalmente a utilização dos músculos, como é o caso da Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) (ORTNER et al., 2010).

Em ICCs é preferível utilizar medições não invasivas, através da Eletroencefalografia (EEG), devido à praticidade e segurança (HE et al., 2013). Os sinais de entrada típicos desses sistemas são fenômenos neurofisiológicos específicos como: Sincronização/Dessincronização Relacionada a Eventos, Potenciais Corticais Lentos, P300 e Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (do inglês *Steady-State Visual Evoked Potentials - SSVEP*) (WOLPAW et al., 2002.; HE et al., 2013). Dentre os paradigmas citados, o SSVEP apresenta características que favorecem a sua escolha para a construção de ICCs, tais como: ser observado na maioria da população (AMIRI et al., 2013), apresentar alta relação sinal-ruído (BIN et al., 2009) e requerer pouco ou nenhum treinamento (CHENG et al., 2002; BIN et al., 2009; VIALATTE et al., 2010). O SSVEP refere-se à resposta do córtex visual cerebral a estímulos visuais oscilando de forma repetitiva a uma frequência constante, manifestando-se como um componente oscilatório no eletroencefalograma, possuindo a mesma frequência (e/ou seus harmônicos) da estimulação (ZHU et al., 2010).

Portanto, ICCs baseadas em SSVEP apresentam caminhos promissores pois ao serem aplicadas a outros sistemas, podem promover novas formas de comunicação e interação. Assim, proporcionando a essas pessoas uma melhora na qualidade de vida. Como exemplo, ICCs podem ser aplicadas em Comunicação Alternativa e Robôs de Telepresença (MILLÁN et al., 2010). A Comunicação Alternativa refere-se à área de estudo que combina um conjunto de estratégias e abordagens para substituir a fala e/ou escrita através de sistemas baseados em figuras (pictogramas) ou letras (soletradores) (THOMPSON; BLAIN-MORAES; HUGGINS, 2013). Robôs de telepresença permitem uma comunicação bidirecional de áudio e vídeo através da Internet, e podem ser controlados para explorar o ambiente (TSUI et al., 2015).

Objetivo

Este trabalho tem como objetivo principal o desenvolvimento de uma Interface Cérebro-Computador não invasiva, baseada no paradigma de Potenciais Evocados Visuais

de Regime Permanente (SSVEP) aplicada à Comunicação Alternativa e Robô de Telepresença. Este sistema possui quatro classes e foi desenvolvido em um computador, o qual é utilizado tanto para realização da estimulação visual quanto para o processamento dos sinais de EEG. A aquisição dos sinais de EEG é feita através de uma touca desenvolvida a partir do dispositivo comercial de baixo custo Emotiv EPOC (LONGO et al., 2014). A seguir são descritos os objetivos específicos deste trabalho.

Objetivos Específicos

- Implementar e avaliar algoritmos que permitam a identificação do SSVEP sem a necessidade de realizar calibração.
- Desenvolver um programa para a geração da estimulação visual utilizando um monitor de computador.
- Realizar a integração entre o equipamento de aquisição de sinais de EEG e o MATLAB para o processamento de sinais no computador.
- Avaliar a capacidade de detecção do SSVEP pelo sistema, de forma *online* aplicado a um menu de comunicação alternativa e a um robô virtual e real de telepresença.

Organização do documento

- O Capítulo 2 apresenta uma contextualização e um referencial teórico a respeito das Interfaces Cérebro-Computador (ICCs) e suas etapas de aquisição de sinais e processamento.
- O Capítulo 3 descreve os materiais e métodos utilizados para a construção da ICC e as métricas para a avaliação do sistema.
- O Capítulo 4 aborda os protocolos experimentais utilizados para a avaliação do sistema e os resultados obtidos.
- O Capítulo 5 apresenta as considerações finais e as propostas para trabalhos futuros.

2 Interfaces Cérebro-Computador

Neste capítulo é feita uma descrição dos conceitos referentes às Interfaces Cérebro-Computador (ICC) e suas etapas, que vão desde a captura dos sinais cerebrais até o envio de comandos para uma aplicação. Também são abordados os padrões de ativação cerebral existentes com ênfase no padrão escolhido para o desenvolvimento do sistema desta pesquisa.

2.1 Contextualização

As Interfaces Cérebro-Computador são sistemas de comunicação que permitem o controle de dispositivos externos utilizando sinais medidos da atividade cerebral (WOLPAW et al., 2002). Devido as ICCs não utilizarem os canais de saída neuromusculares naturais, o advento dessas interfaces permite estabelecer um caminho alternativo de interação com o mundo para pessoas com deficiência motora (WOLPAW et al., 2002), (GRAIMANN; ALLISON; PFURTSCHELLER, 2010a). Uma ICC, como mostra a Figura 1, pode ser dividida em três etapas sequenciais (AZORÍN et al., 2014):

- **Aquisição dos sinais:** Nesta primeira etapa o sinal relacionado a uma atividade neuronal é adquirido do cérebro de uma pessoa. Esse sinal pode ser obtido com técnicas de diferentes níveis de invasividade e equipamentos de gravação.
- **Processamento:** Na etapa de processamento é realizada a filtragem dos sinais, sendo as características relevantes extraídas de forma a discriminar padrões específicos da atividade cerebral. Após isso, as características extraídas são classificadas em sinais lógicos (comandos).
- **Interface da aplicação:** É o módulo de interação com um dispositivo. Nesta etapa é feita a tradução dos comandos lógicos em sinais de controle apropriados para uma aplicação em particular, por exemplo, controlar um robô ou um menu de comunicação alternativa.

2.1.1 Aquisição dos Sinais

Os sinais utilizados nas Interfaces Cérebro-Computador resultantes da atividade cerebral podem ser obtidos através de técnicas classificadas como invasivas ou não invasivas. As técnicas invasivas requerem a realização de cirurgia para a inserção dos eletrodos, como é o caso dos implantes intracorticais que utilizam matrizes de microeletrodos implantados

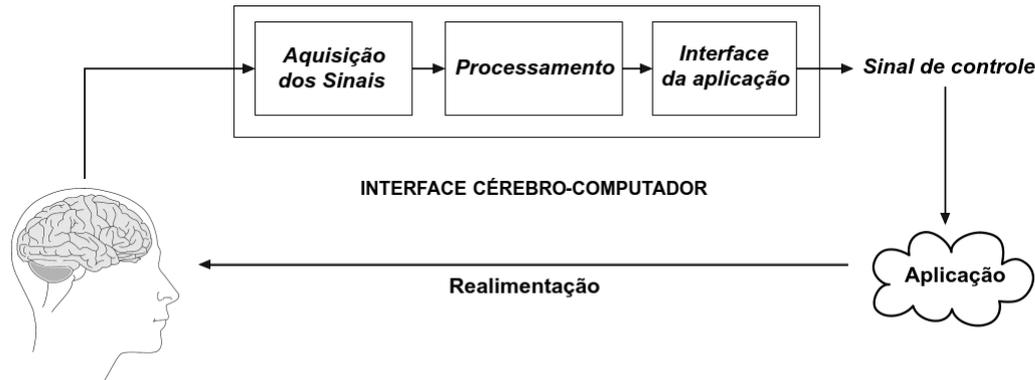


Figura 1 – Diagrama geral de uma ICC.

dentro do córtex cerebral, e o Eletrocorticograma (do inglês *Electrocorticography*- ECoG) , cujo eletrodos são posicionados sobre o córtex cerebral (HE et al., 2013). Esses métodos possuem grande vantagem devido à qualidade do sinal obtido, mas trazem riscos aos pacientes devido ao perigo de lesões ou infecções (PALANIAPPAN, 2014).

Devido aos riscos que podem existir na inserção dos eletrodos de maneira invasiva, as ICCs que utilizam dispositivos não invasivos são preferíveis, se destacando as que utilizam sinais eletroencefalográficos (EEG), os quais registram a atividade neuronal utilizando eletrodos posicionados sobre o couro cabeludo (MICHEL; BRANDEIS, 2010). A Figura 2 descreve um comparativo entre as técnicas citadas anteriormente.

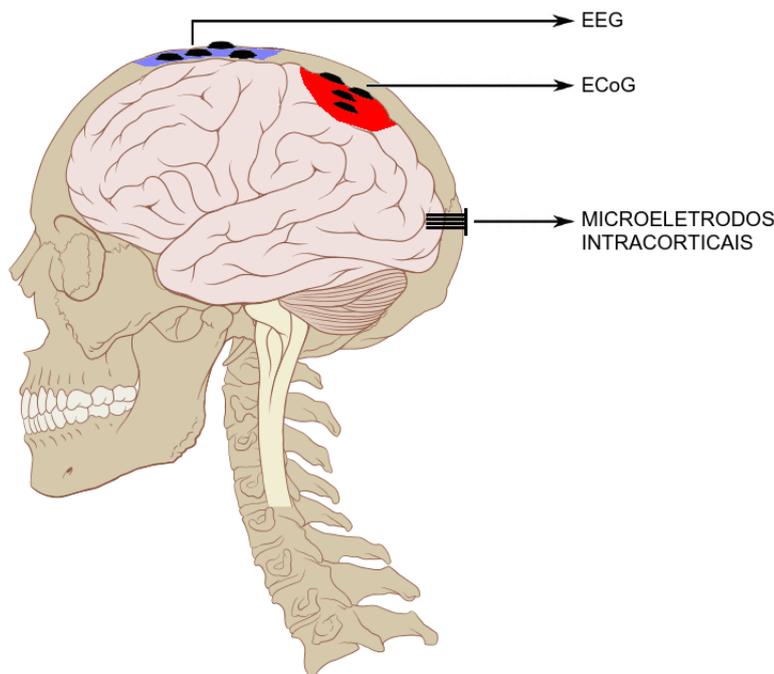


Figura 2 – Representação de técnicas de aquisição dos sinais cerebrais. Adaptado de Graimann, Allison e Pfurtscheller (2010a).

Os primeiros estudos relacionados aos potenciais elétricos do cérebro foram realizados no ano de 1875, pelo fisiologista inglês Richard Caton (WOLPAW et al., 2002). Ele

fez registros destes potenciais, capturados no encéfalo de cães e coelhos, utilizando um dispositivo com grande sensibilidade à tensão elétrica. Em 1929, o psiquiatra austríaco Hans Berger realizou os primeiros testes de EEG envolvendo seres humanos (WOLPAW et al., 2002; VAID; SINGH; KAUR, 2015).

Como a atividade neuronal também produz sinais magnéticos e metabólicos, estes podem ser medidos por outros métodos não invasivos. Por exemplo, a análise dos campos magnéticos produzidos durante alguma atividade cerebral pode ser realizada utilizando um Magnetoencefalógrafo (do inglês *Magnetoencephalography* - MEG) (KAUHANEN; NYKOPP; SAMS, 2006; MELLINGER et al., 2007; HANSEN; KRINGELBACH; SALMELIN, 2010). Já a atividade metabólica do cérebro, refletida por mudanças no fluxo sanguíneo pode ser mensurada através de um equipamento de Ressonância Magnética Funcional (do inglês *Functional Magnetic Resonance Imaging* - fMRI) (EKLUND et al., 2010).

Na Tabela 1 são apresentadas as características dos equipamentos utilizados em ICCs (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

Tabela 1 – Comparação dos métodos de registro da atividade cerebral.

Método	Resolução Temporal	Resolução Espacial	Invasividade	Atividade	Portabilidade
EEG	0.05s	10mm	não invasivo	elétrica	portátil
MEG	0.05s	5mm	não invasivo	magnética	não portátil
ECoG	0.003s	1mm	invasivo	elétrica	portátil
Intracortical	0.003s	0.05mm-0.5mm	invasivo	elétrica	portátil
fMRI	1s	1mm	não invasivo	hemodinâmico	não portátil

As alternativas que não utilizam EEG são excessivamente pesadas, não portáteis, de grande dimensão, além de serem equipamentos sofisticados e de alto custo. Devido a isso, para este trabalho é adotada a técnica de Eletroencefalografia. A parte restante desta seção dá mais detalhes sobre a natureza do sinal de EEG e descreve as configurações de gravação empregadas.

2.1.2 Posicionamento dos Eletrodos

O córtex cerebral é a região mais importante do cérebro, no que tange às ICCs. Esta área está dividida em quatro lobos: frontal, parietal, occipital e temporal (Figura 3), cada um com funções especializadas.

O lobo temporal recebe e processa informação auditiva e está relacionado à identificação e nomeação de objetos. O lobo frontal, que inclui o córtex motor e pré-motor e o córtex pré-frontal, está envolvido no planejamento de ações e movimento, assim como no pensamento abstrato. O lobo parietal é o córtex somatossensorial primário e recebe informações do tálamo sobre toque e pressão. O lobo occipital recebe e processa informação visual (KANDEL et al., 2013).

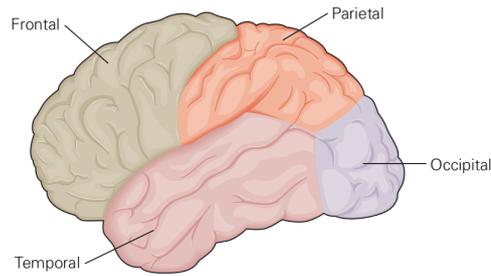


Figura 3 – Distribuição do córtex cerebral. Adaptado de [Kandel et al. \(2013\)](#)

Em 1958 Herbet Jasper sugeriu um sistema padronizado para a medição dos sinais de EEG, que passou a ser mundialmente utilizado, chamado Sistema Internacional de Posicionamento de Eletrodos 10-20 ([SCHOMER; SILVA, 2012](#)). Esse sistema permitiu estudar as ativações específicas do cérebro humano, pois suas características dependem do posicionamento dos eletrodos sobre o crânio ([GRAIMANN; ALLISON; PFURTSCHELLER, 2010b](#)). Para sua implementação, a cabeça foi mapeada por quatro pontos: Násion, Ínion, e pontos pré-auriculares direito e esquerdo. A disposição dos eletrodos foi definida através da medição da distância Násion-Ínion, estabelecendo pontos a cada 10%, 20%, 20%, 20% e 10% ao longo de seu comprimento (Figura 4).

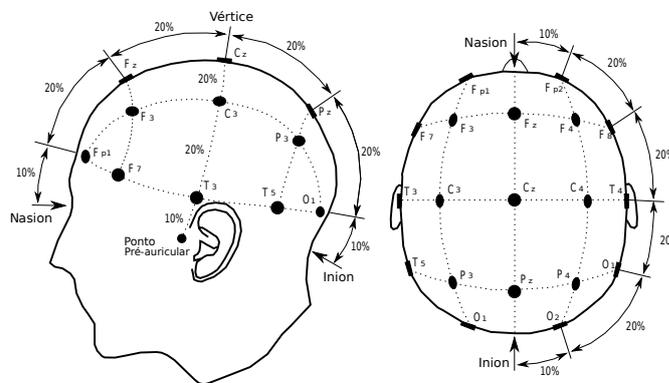


Figura 4 – Protocolo 10-20, sobre a disposição dos eletrodos. Adaptado de [Graimann, Allison e Pfurtscheller \(2010a\)](#).

Os eletrodos foram nomeados com uma letra maiúscula correspondente à inicial do lobo onde estão posicionados (F - frontal, C-central, P-parietal, O-Occipital e T-temporal), seguidos de um número par para o hemisfério direito, e ímpar para o hemisfério esquerdo. A letra A é utilizada para eletrodos colocados na orelha (auriculares). Para eletrodos colocados no lobo frontal um p é adicionado (do inglês *Frontal pole* - Fp). Para eletrodos posicionado na linha que liga o Násion ao Ínion, é utilizada a letra z, relativo a zero, para indicar a divisão do cérebro nos hemisférios. Vale ressaltar que quando é preciso ter uma densidade maior de eletrodos é utilizado o protocolo 10-10 ([JURCAK; TSUZUKI; DAN, 2007](#)), como apresentado na Figura 5.

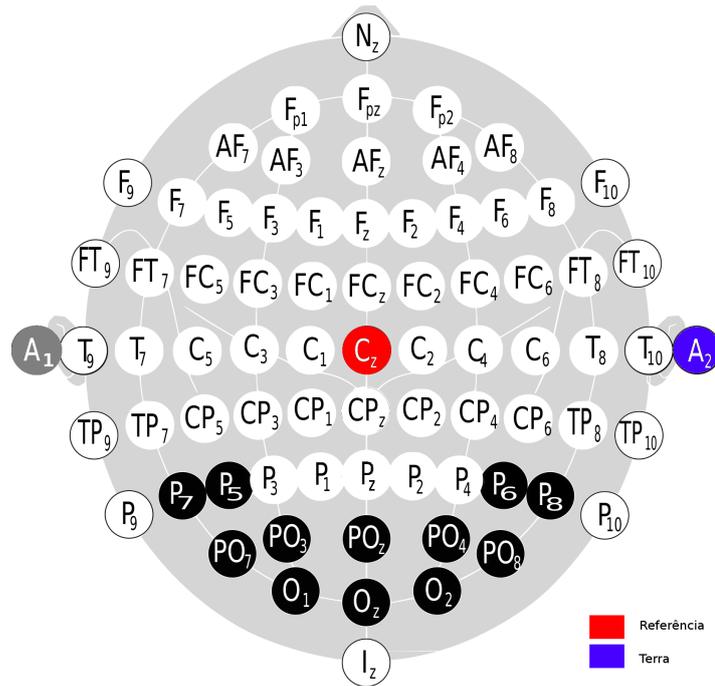


Figura 5 – Protocolo 10-10, sobre a disposição dos eletrodos para ICC-SSVEP (MÜLLER; BASTOS; SARCINELLI, 2013).

2.1.3 Ritmos dos Sinais Eletroencefalográficos

Os sinais de EEG possuem ritmos categorizados de acordo com bandas específicas de frequência (SCHOMER; SILVA, 2012). Essas bandas de frequência são conhecidas como os ritmos delta (δ), teta (θ), alfa (α), beta (β), gama (γ) e mu (μ). Na Figura 6 está descrita a forma e os intervalos de frequência dos ritmos.

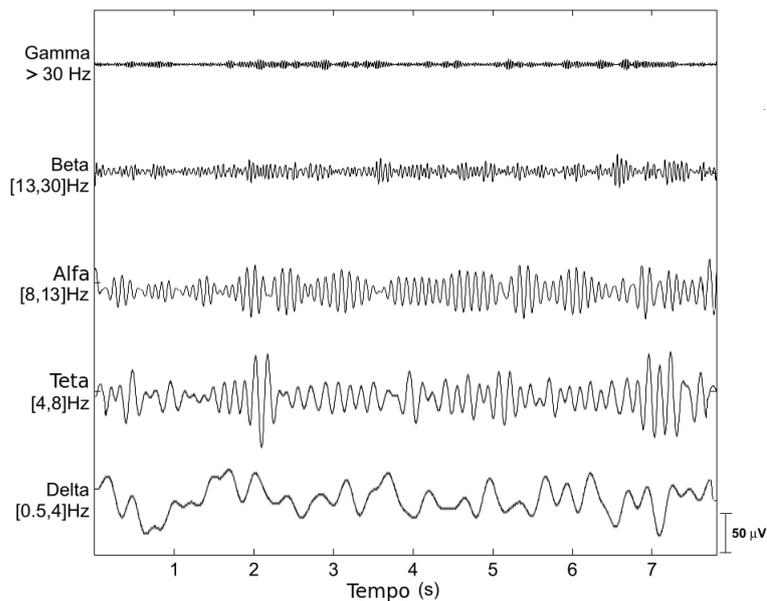


Figura 6 – Ritmos característicos do sinal EEG. Adaptado de Campisi e Rocca (2014).

2.1.4 Paradigmas utilizados em Interfaces Cérebro-Computador

Diferentes fenômenos neurofisiológicos podem ser observados nos sinais de EEG e utilizados para o envio de informação para as ICCs. Em alguns casos, tais fenômenos são gerados de forma voluntária por parte do usuário (sistemas endógenos); em outros casos existe a resposta involuntária por parte da pessoa a um estímulo externo (sistemas exógenos) (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

ICCs exógenas são desenvolvidas utilizando paradigmas como P300 e Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (do inglês *Steady-State Visual Evoked Potential - SSVEP*), enquanto as principais ICCs endógenas são baseadas em Potenciais Corticais Lentos (do inglês *Slow Cortical Potentials - SCP*) e Sincronização e Dessincronização Relacionadas a Eventos. Esses fenômenos neurofisiológicos, utilizados como sinais de entrada para ICCs, são expostos a seguir, sendo mais detalhado o SSVEP, o qual é o utilizado neste trabalho.

2.1.4.1 Sincronização e Dessincronização Relacionadas a Eventos

Sincronização e dessincronização relacionadas a eventos (*Event Related Synchronization/Desynchronization, ERS/ERD*) são fenômenos caracterizados como alterações nos níveis de energia em bandas de frequências específicas, tais como dos ritmos alfa (α), beta (β) e mu (μ) do sinal de EEG (PFURTSCHELLER; LOPES, 1999). Isto ocorre devido a uma diminuição ou aumento da sincronia das populações neuronais da região cerebral analisada, originando um ERD e ERS, respectivamente.

Por exemplo, o movimento, ou preparação para o movimento, de membros como mãos e braços produz uma diminuição de energia (ERD) nos ritmos μ e β nas regiões corticais motoras, particularmente na região contralateral ao movimento (PFURTSCHELLER; LOPES, 1999). Após o movimento acontecer, o fenômeno oposto ocorre, ou seja, é produzido um aumento de energia dos ritmos (PFURTSCHELLER; LOPES, 1999). Além disso, e mais relevante para a utilização em ICCs, destaca-se que o ERD e ERS não exigem real movimento, ou seja, eles também ocorrem através da imaginação do movimento (PFURTSCHELLER; LOPES, 1999).

Esse fenômeno também ocorre com o ritmo alfa, no ato de abrir e fechar os olhos, embora, neste caso, o sinal de EEG é adquirido na região occipital. Na Figura 7 é mostrado o ERD e ERS do ritmo alfa capturado na região occipital, na ação de abrir e fechar os olhos.

2.1.4.2 P300

P300 é um potencial que se manifesta em resposta a um estímulo específico, geralmente auditivo ou visual, que ocorre de forma repentina entre outros estímulos

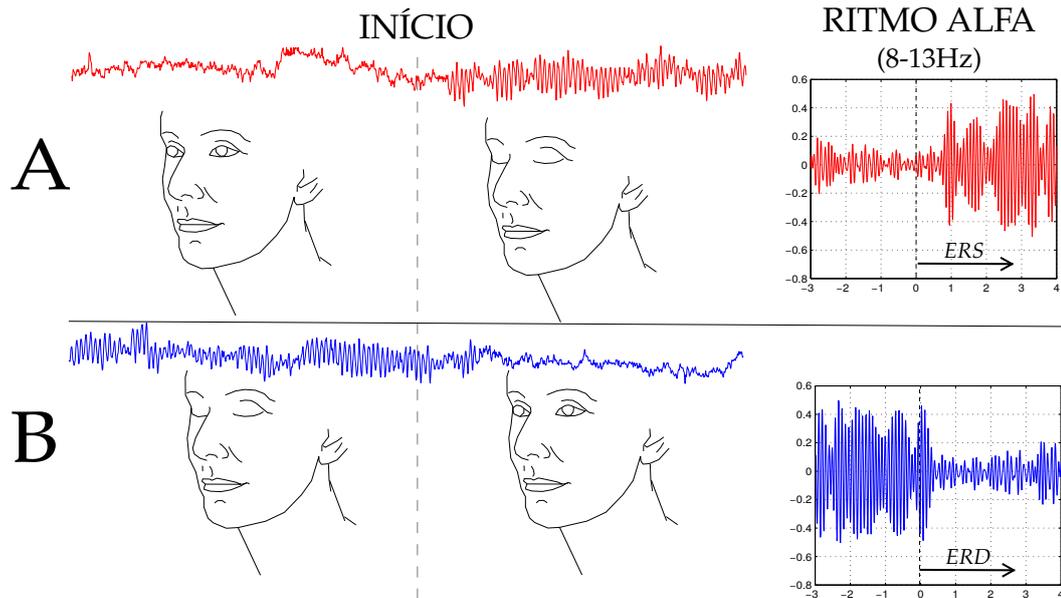


Figura 7 – O ERD e ERS do ritmo alfa no lobo occipital. Em A é ilustrado o evento de sincronização (ERS) do ritmo alfa na região occipital ao fechar os olhos. A situação contrária é descrita em B, quando ao abrir os olhos é observada a dessincronização (ERD) do ritmo alfa na região occipital.

frequentes (HE et al., 2013). Este padrão é observado no sinal de EEG em forma de uma deflexão positiva com uma latência de aproximadamente 300 milissegundos após a ocorrência do estímulo, sendo por isso a designação P300 (Figura 8).

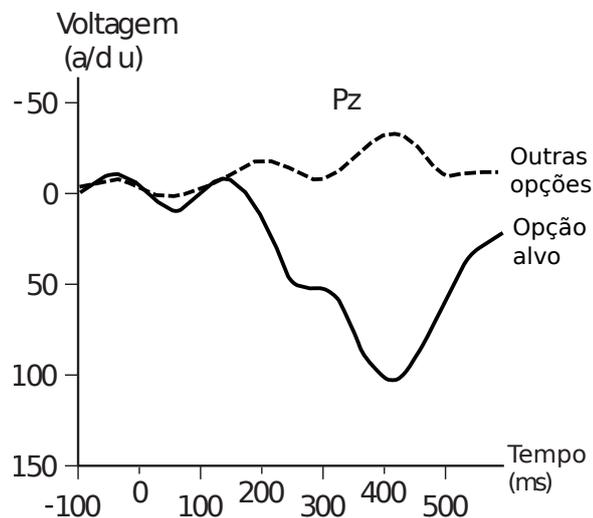


Figura 8 – Curva descrita durante o P300. Adaptado de He et al. (2013).

2.1.4.3 Potenciais Corticais Lentos

Potenciais corticais lentos (do inglês *Slow Cortical Potential* - SCP) representam variações lentas no EEG, e são normalmente medidas em janelas de 2 s, e comparadas com uma linha de base de mesma duração. Esses potenciais são portanto, variações no sinal contínuo do EEG. Tem sido demonstrado que usuários podem aprender voluntariamente a

produzir variações negativas e positivas quando é mostrada uma realimentação sensorial da ativação cerebral. SCPs negativos são tipicamente associados com funções envolvendo ativação do córtex cerebral, enquanto que SCPs positivos são correspondentes a uma redução dessa ativação (WOLPAW et al., 2002; HE et al., 2013).

2.1.4.4 Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente

Os Potenciais Evocados Visuais (*Visual Evoked Potentials, VEPs*) são modulações da atividade cerebral no córtex visual após a exposição a um estímulo visual (VIALATTE et al., 2010; NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012). Quando a estimulação ocorre em um breve espaço de tempo, a modulação resultante é temporária, originando VEPs transientes, a qual é tipicamente utilizada em diagnósticos oftalmológicos (ODOM et al., 2004; ODOM et al., 2010; VIALATTE et al., 2010).

Quando a realização de uma estimulação visual é feita em uma taxa constante por um maior tempo, isto resulta em VEPs periódicos contendo a frequência do estímulo e seus harmônicos. Esses VEPs são conhecidos como Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente (*Steady-State Visuals Evoked Potentials, SSVEPs*), cuja distribuição de amplitude do espectro apresenta picos na frequência fundamental e/ou nos harmônicos da frequência da estimulação visual (REGAN, 1989). A Figura 9 ilustra as diferenças descritas anteriormente dos potenciais evocados visuais no domínio do tempo e da frequência.

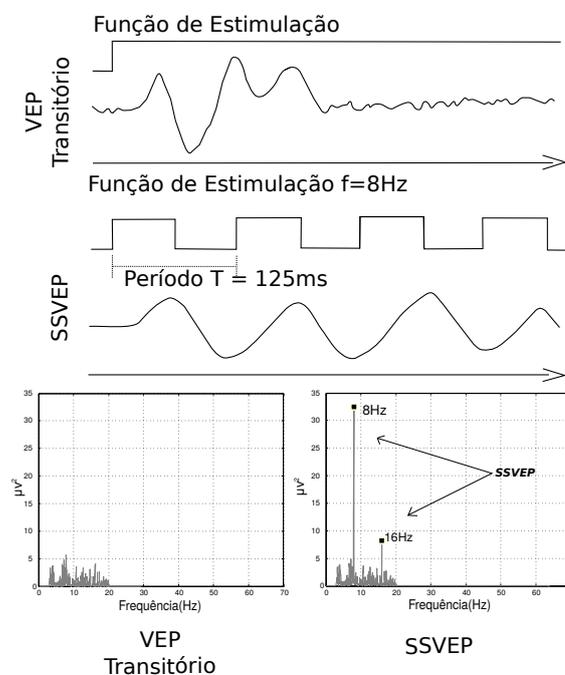


Figura 9 – Exemplo de uma resposta de um VEP transiente e SSVEP no domínio do tempo e da frequência. Adaptado de Vialatte et al. (2010).

Os SSVEPs são normalmente induzidos na faixa frequência de 1 a 100 Hz (HERRMANN, 2001) e podem ser classificados em três regiões: região de baixa (<12Hz), média

(12 - 30Hz) e alta frequência (>30Hz) (REGAN, 1989). Em geral, o SSVEP na região de baixa frequência tem maior amplitude nas respostas do que a encontrada em outras faixas de frequência, sendo assim, mais fácil de detecção (DIEZ et al., 2011).

2.2 Interface Cérebro-Computador Baseadas em SSVEP

O SSVEP é pouco influenciado por ruídos provenientes de piscadas e movimentos dos olhos, apresentando uma resposta robusta com características constantes e uma alta relação sinal-ruído em comparação aos demais paradigmas mencionados (BIN et al., 2009). O SSVEP ainda apresenta outras características que favorecem a sua escolha para a construção de ICCs, tais como: ser observado na maioria da população (AMIRI et al., 2013), requerer pouco ou nenhum treinamento (CHENG et al., 2002; BIN et al., 2009; VIALATTE et al., 2010), e apresentar facilidade para extração das características utilizadas para identificação do alvo selecionado pelo usuário (CHENG et al., 2002). Assim, muitas aplicações utilizam SSVEP para a construção de Interfaces Cérebro-Computador (VIALATTE et al., 2010). Um comparativo geral entre o SSVEP e outras técnicas é apresentado na Figura 10.

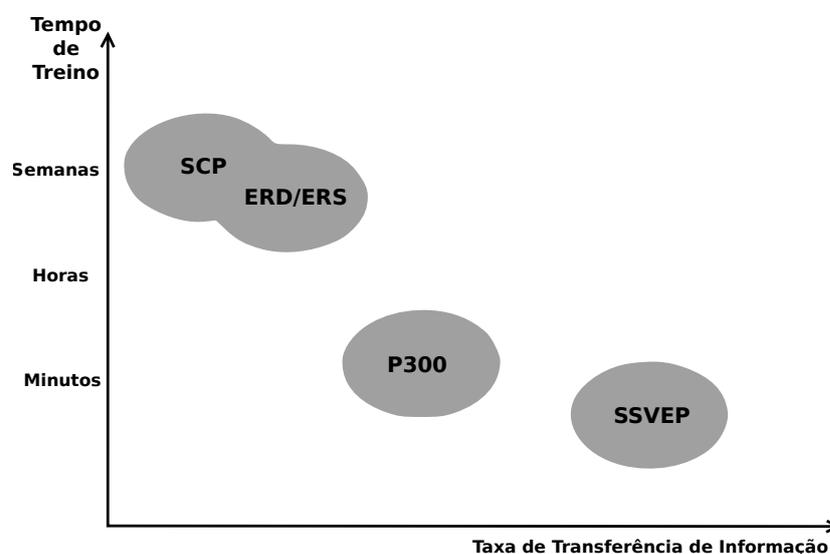


Figura 10 – Uma comparação geral dos paradigmas SCP, ERD/ERS, P300 e SSVEP em relação ao tempo de treinamento e taxa de transferência de informação. Adaptado de Amiri et al. (2013).

Em ICCs baseadas em SSVEP, como mostrado na Figura 11, as opções são estímulos visuais repetitivos que oscilam em frequências distintas (KUSÍ et al., 2013). Esses estímulos visuais podem ser produzidos através de Diodos Emissores de Luz (do inglês *Light Emitting Diodes* - LEDs) ou padrões gráficos em monitores de Cristal Líquido (do inglês *Liquid Crystal Display* - LCD) ou de Tubo de Raios Catódicos (do inglês *Cathodic Ray Tube* - CRT) (WU et al., 2008; ZHU et al., 2010). Quando o usuário concentra a sua atenção para

o alvo desejado, é observado nos sinais cerebrais (principalmente da região occipital) um aumento na amplitude da frequência (e/ou seus harmônicos) correspondente à frequência emitida pelo alvo escolhido.

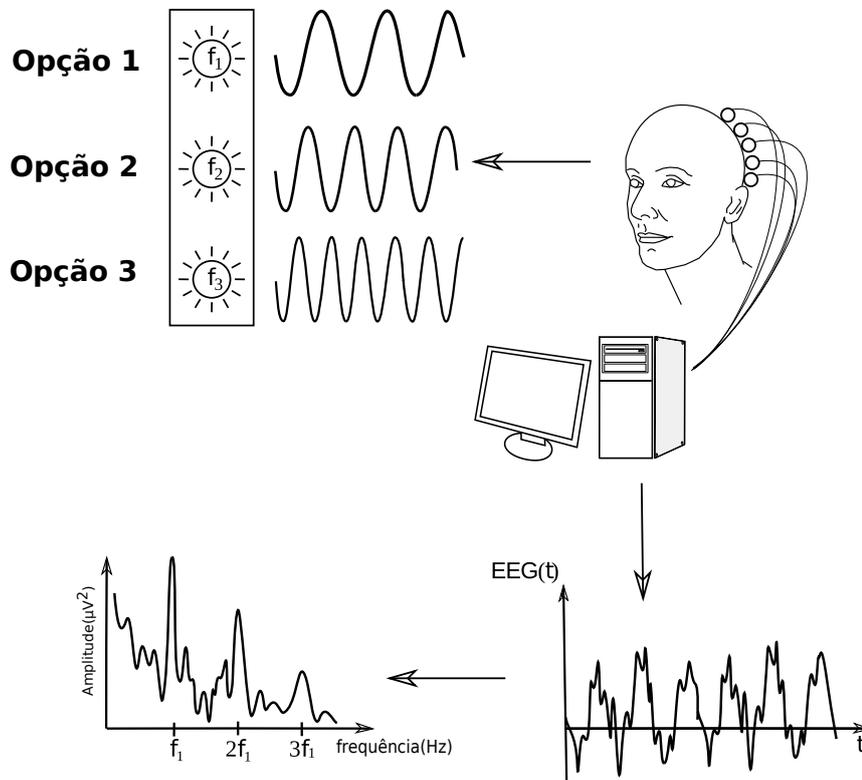


Figura 11 – Representação geral de uma ICC-SSVEP. Adaptado de [Chumerin et al. \(2013\)](#).

O SSVEP pode ser evocado por diferentes tipos de estímulos visuais. Na Figura 12 são mostrados os estímulos visuais, os quais, como comentado anteriormente, podem ser originados por fontes de luz, como LEDs, ou por monitores LCD e CRT através de padrões gráficos (retângulos, setas, letras, xadrez, entre outros) alternando em uma certa frequência ([ZHU et al., 2010](#)).

Estímulos gerados por LEDs normalmente evocam uma resposta SSVEP com maior amplitude em comparação com os monitores de vídeo ([WU et al., 2008](#)). Contudo, nessa forma de estimulação, é necessário a utilização de um hardware especializado (microcontrolador ou FPGA por exemplo) acrescentando mais complexidade e custos para construção do sistema ([BIEGER; MOLINA; ZHU, 2010; LIU et al., 2012](#)).

Do ponto de vista de implementação, é mais fácil construir uma ICC que utiliza um monitor de computador, devido principalmente à sua maior disponibilidade, flexibilidade para realizar aprimoramentos e modificações, e facilidade de integração com a aplicação ([BIEGER; MOLINA; ZHU, 2010; ZHU et al., 2010](#)).

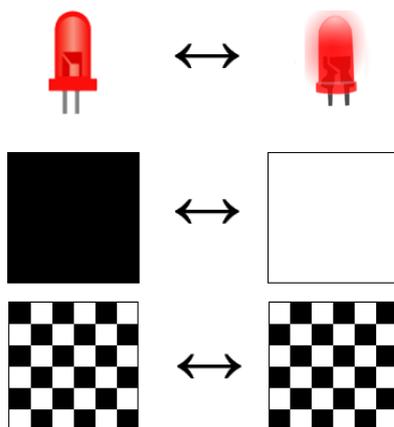


Figura 12 – Exemplos de estímulos visuais gerados por LEDs ou padrões gráficos de um monitor LCD ou CRT, utilizados para evocar resposta SSVEP.

2.2.1 Pesquisas em Interfaces Baseadas em SSVEP

Para realizar uma apuração das pesquisas existentes na área de Interfaces Cérebro-Computador baseadas em SSVEP, o banco de dados do *Scopus*¹ foi consultado utilizando critérios de pesquisa similares aos realizados em (ZHU et al., 2010). A busca utilizou a seguinte expressão regular: *(BCI or Brain-Computer Interface or BMI or Brain Machine Interface) and (SSVEP or Steady-state visually evoked potentials)*. Ao todo foram encontrados nessa base de dados 623 trabalhos referentes a pesquisas com Interfaces baseadas em SSVEP. A Figura 13 descreve a quantidade de trabalhos publicados (artigos de jornais, conferências e capítulos de livros) no período de 2005-2015.



Figura 13 – Número de documentos publicados no período de 2005-2015

Mostra-se que, nos últimos anos, estudos referentes à área de Interfaces Cérebro-

¹ www.scopus.com, acessado em 10 de novembro de 2015.

Computador utilizando o paradigma do SSVEP apresentaram um crescimento expressivo. Alguns grupos de pesquisas especializados nessa área são:

- **Universidade de Tsinghua (China)**

O grupo de pesquisa é liderado por Xiarong Gao and Shangkai Gao, com trabalhos publicados desde o ano de 1999 (MING; SHANGKAI, 1999). Em 2002, o grupo desenvolveu uma ICC-SSVEP com 13 comandos, atingindo uma Taxa de Transferência de Informação (do inglês *Information Transfer Rate, ITR*) média de 27,15 bits/minuto (CHENG et al., 2002). Em 2003 foi desenvolvido um estudo para a construção de um controle remoto por infravermelho para equipamentos do ambiente (GAO et al., 2003). No ano 2006, o grupo desenvolveu um estudo para tornar mais prático uma ICC-SSVEP, o qual visava reduzir as diferenças de desempenho para diferentes usuários, sido verificado que mais de 90% das pessoas puderam utilizar o sistema com alta ITR em ambientes reais (WANG et al., 2006). O método multicanal para detecção de frequências utilizando a Análise de Correlação Canônica (*Canonical Correlation Analysis, CCA*) é apresentado pelo grupo em 2007 (LIN et al., 2007). E em 2009 é descrita a aplicação desse método de forma *online* (BIN et al., 2009). Estudos atuais estão sendo desenvolvidos pelo grupo para a criação de um sistema de comunicação baseado em soletrador de caracteres (CHEN et al., 2015).

- **Universidade da Califórnia em San Diego (EUA)**

Existem dois grupos importantes: (1) *The Swartz Center for Computational Neuroscience* o qual é liderado por Scott Makeig, que desenvolveu um ambiente de processamento de sinais eletrofisiológicos de código aberto, EEGLAB (DELORME; MAKEIG, 2004), e que atualmente está trabalhando em projetos para o desenvolvimento de ICC-SSVEP portátil (WANG; WANG; JUNG, 2011; WANG et al., 2013), análise do SSVEP em pessoas durante a marcha (LIN; WANG; JUNG, 2013; LIN; WANG; JUNG, 2014; LIN et al., 2014) e um sistema de comunicação baseado em soletrador (NAKANISHI et al., 2014b). (2) *Cognitive Neuroscience Laboratory*, grupo do pesquisador Brendan Allison o qual está envolvido em pesquisas sobre ICCs-SSVEP híbridas (WANG et al., 2015) e na aptidão das pessoas para a utilização de um ICC-SSVEP (GUGER et al., 2012)

- **Universidade de Bremen (Alemanha)**

Esse grupo é liderado por Ivan Volosyak and Axel Gräser, com trabalhos em SSVEP desde 2007, quando o grupo propôs um método para a detecção do SSVEP usando múltiplos canais, atingindo uma alta taxa de transferência de informação (FRIMAN; VOLOSYAK; GRÄSER, 2007). Em outro trabalho, a interface desenvolvida pela Universidade foi avaliada em condições reais com 37 voluntários sem experiência com a utilização de ICC, tendo como resultado, que 32 voluntários puderam escrever

palavras predeterminadas com média de acerto de 92% e ITR de 22,6 bits/min (VOLOSAYAK et al., 2009). Foram feitas análises demográficas do uso de ICC com 106 voluntários (ALLISON et al., 2010) e uma segunda análise com 84 voluntários (VOLOSAYAK et al., 2011). Em trabalhos recentes, o grupo desenvolveu uma interface multimodal utilizando SSVEP (MALECHKA et al., 2015).

- **Universidade Federal do Espírito Santo (Brasil)**

O grupo é liderado pelo professor Teodiano Bastos, orientador deste trabalho. Foi desenvolvida uma ICC-SSVEP para o controle de uma cadeira de rodas robótica (MÜLLER; BASTOS; FILHO, 2013). Em 2014 foi desenvolvido uma ICC baseada em SSVEP para o controle de um carro autônomo (CASTILLO-GARCIA et al., 2014), e atualmente uma nova ICC está sendo desenvolvida para o controle de uma nova cadeira de rodas robótica e de equipamentos em um ambiente inteligente (TELLO et al., 2015), além de estudos sobre ICCs-SSVEP independentes (COTRINA et al., 2015).

No próximo capítulo são apresentados os materiais e métodos implementados para a construção do sistema. Também são descritas as métricas utilizadas para avaliação dos algoritmos implementados.

3 Materiais e Métodos

As ICCs com base em Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente caracterizam-se por apresentar altos índices de desempenho (acurácia e transferência de informação), e por não requisitar uma fase de treinamento para utilizá-las. Existem diferentes abordagens para a obtenção de características dos sinais de EEG no processamento e detecção das frequências dos estímulos. As características mais utilizadas são baseadas no domínio do tempo e no domínio da frequência. Neste capítulo são descritos os materiais e métodos implementados para a construção dos módulos da ICC-SSVEP deste trabalho.

3.1 Visão Geral

A Figura 14 apresenta uma visão geral do sistema de processamento construído neste trabalho.

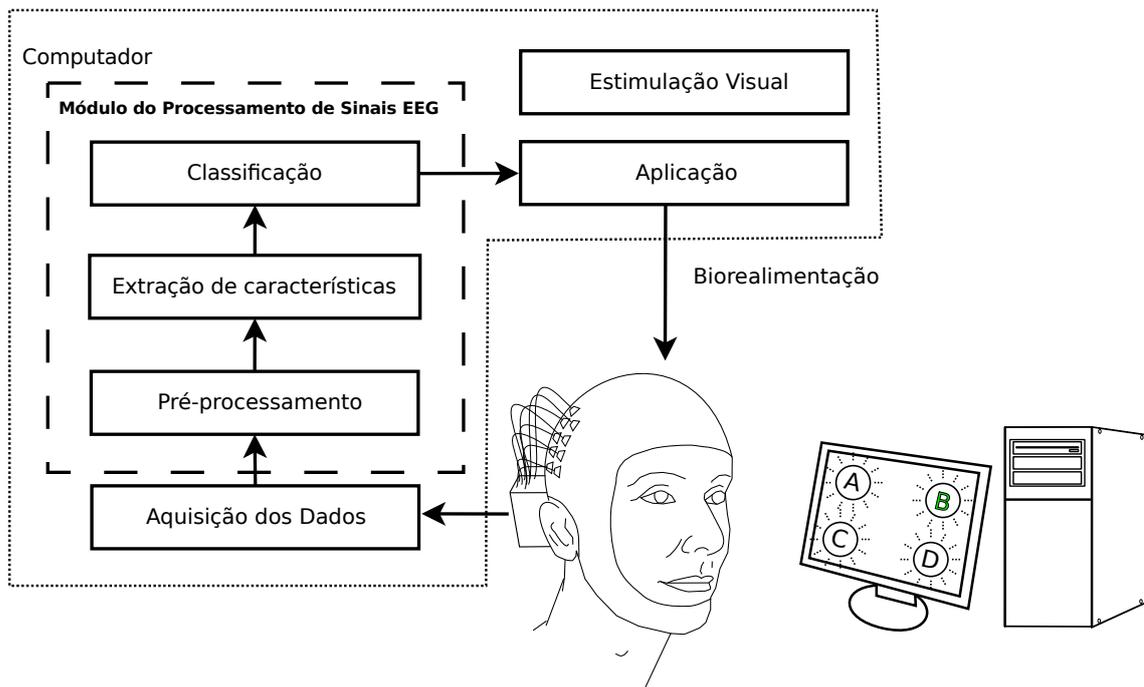


Figura 14 – Diagrama geral do sistema desenvolvido.

A ICC aqui desenvolvida é composta por quatro estímulos visuais exibidos em uma tela de computador, em frequências específicas. Para ser escolhido um comando, o usuário direciona o seu olhar para o estímulo visual, mostrado na tela, que representa o comando desejado. É feita a aquisição do sinal cerebral durante uma janela de tempo determinada. Após esse período, é realizado o processamento dos sinais de EEG, o qual é decodificado em um comando específico que é enviado a uma interface controladora da aplicação.

3.2 Software para Estimulação Visual

Para o desenvolvimento de uma ICC-SSVEP, é necessário existir uma fonte de estimulação visual. Como descrito na seção 2.2, é preferível desenvolver a estimulação utilizando uma tela de computador devido à facilidade de ajustes e integração com as aplicações (WANG et al., 2008; BIEGER; MOLINA; ZHU, 2010).

A informação exibida em uma tela de computador é atualizado a uma frequência definida. Esta taxa de atualização é o número de vezes que o monitor redesenha um quadro (informação visual) por segundo (ZHU et al., 2010). Por exemplo, um monitor que utiliza uma taxa de atualização de 60Hz atualiza 60 quadros a cada segundo. De acordo com o trabalho de Wang et al. (2008), monitores de computador do tipo LCD são capazes de induzir o SSVEP. Assim, para este trabalho foi utilizado um monitor LCD LG 17"L1753S (Figura 15) com taxa de atualização de 60Hz.



Figura 15 – Monitor LCD utilizado no sistema para apresentação dos estímulos visuais.

A frequência de atualização do monitor também determina o número de estímulos que podem ser exibidos com precisão (BIEGER; MOLINA; ZHU, 2010). A equação 3.1 descreve o conjunto de frequências que o monitor pode exibir, utilizando a abordagem convencional de número fixo de quadros por período (BIEGER; MOLINA; ZHU, 2010).

$$\frac{F}{k}, \quad k \geq 2, \quad (3.1)$$

cujas variáveis F representa a taxa de atualização e k é qualquer número inteiro maior que dois, que representa o número de quadros utilizado por período de estimulação. Isso significa que um monitor com uma taxa de atualização de 60 Hz por exemplo, pode

apresentar estímulos a 7,5 Hz (8 quadros por período), 8,57 Hz (7 quadros por período), 10 Hz (6 quadros por período), 12 Hz (5 quadros por período), 15 Hz (4 quadros por período) (NAKANISHI et al., 2014a). O mesmo não é possível para a frequência de 11Hz pois precisaria de $\approx 5,45$ quadros por período.

No trabalho prévio de Wang, Wang e Jung (2010), é proposto um método que proporciona a realização de qualquer frequência abaixo da metade da taxa de atualização. O método consiste em aproximar as frequências que não são divisoras inteiras da taxa de atualização utilizando um número variável de frames por período, sendo o sinal para gerar o estímulo visual produzido por uma função quadrada (*square*) de saída -1 e 1, onde cada valor representa os dois padrões gráficos alternados.

$$frame(f, i) = square\left(\frac{2 \cdot \pi \cdot f \cdot i}{R}\right), \quad (3.2)$$

cuja a variável R representa a taxa de atualização, f é frequência do estímulo e i é o índice do quadro.

A figura 16 exemplifica a situação com as frequências de 10Hz e 11Hz para um monitor com taxa de atualização de 60Hz¹.

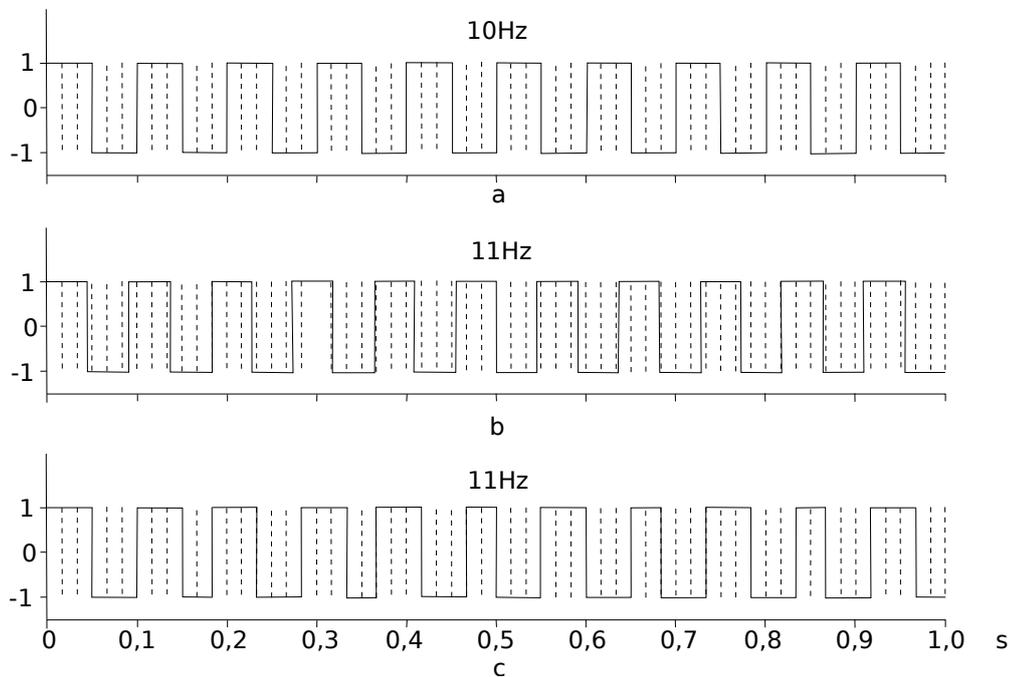


Figura 16 – a) A frequência 10Hz é divisora inteira da taxa de atualização, sendo possível sua realização. b) Utilizando a técnica convencional, é possível observar que não é possível sincronizar os quadros do estímulo com essa taxa de atualização. c) A nova técnica utiliza um número de quadros variáveis para gerar a frequência de estimulação. Adaptado de Wang, Wang e Jung (2010)

¹ A linha pontilhada representa o instante que o monitor atualiza o quadro.

O software utilizado para gerar as frequências de estimulação foi desenvolvido na linguagem de programação C++, utilizando a biblioteca gráfica OpenGL (do inglês *Open Graphics Library*). O OpenGL é uma interface de programação livre usada no desenvolvimento de software de computação gráfica (SHREINER et al., 2013). Através de funções de sua biblioteca, é possível ter o controle completo sobre o hardware do vídeo (SUGIARTO; ALLISON; GRASER, 2009), permitindo que os estímulos sejam apresentados de uma forma mais fácil e precisa na tela. Para este sistema foram gerados quatro estímulos visuais utilizando as frequências de estimulação de 5,6Hz, 6,4Hz, 6,9Hz e 8,0Hz, as quais foram avaliadas e escolhidas para o trabalho de Müller, Bastos e Sarcinelli (2013).

3.3 Aquisição dos Sinais de EEG

Para a aquisição dos sinais foi utilizada uma touca desenvolvida a partir do dispositivo de baixo custo sem fios *Emotiv EPOC* (LONGO et al., 2014). Este dispositivo comercial possui frequência de amostragem de 128Hz e os seus eletrodos são utilizados com uma solução salina para facilitar a condução dos sinais. O equipamento utilizado é mostrado na Figura 17, o qual possui um conjunto de desenvolvimento de software (do inglês *Software Development Kit - SDK*) que permite o acesso aos dados dos sinais de EEG. Após a aquisição de sinais, os dados são gravados em uma memória compartilhada com o software MATLAB, com a finalidade de serem processados e gerarem os comandos para a interface.



Figura 17 – Equipamento utilizado para o sistema.

A touca desenvolvida utiliza as posições P7, PO7, P5, PO3, POz, PO4, P6, PO8,

P8, O1, O2, e Oz, as quais foram abordadas por Müller, Bastos e Sarcinelli (2013).

3.4 Pré-processamento

O pré-processamento feito para este sistema foi implementado utilizando o filtro passa-faixa (3-20Hz) de Resposta ao Impulso Finita (do inglês *Finite Impulse Response - FIR*) (TEPLAN, 2002). O processo de filtragem, além de restringir o espectro do sinal à faixa de interesse, também tem o objetivo de retirar possíveis artefatos (ruídos). Isto decorre do fato de que artefatos, tanto de origem fisiológica (devido a ativação e movimento de partes do corpo) quanto de origem elétrica (flutuação dos eletrodos e interferência da rede de energia) podem estar presentes nos sinais de EEG. Desta forma, um filtro passa-faixa pode atenuar as faixas de frequência que não são de interesse, permitindo a passagem apenas da banda que contém as frequências utilizadas na ICC-SSVEP e também seus harmônicos (LIU et al., 2013).

Adicionalmente, para aumentar a relação sinal-ruído, foi utilizado o filtro espacial de Referência de Média Comum (do inglês *Common Average Reference - CAR*). A equação 3.3 descreve o cálculo do filtro CAR, onde é obtida a média de todos os canais e o valor é subtraído de cada canal (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

$$V_i^{CAR} = V_i - \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N V_j, \quad (3.3)$$

cuja variável V_i^{CAR} representa o sinal filtrado, V_i é o sinal medido de cada canal, e N é o número de canais utilizado. Para reduzir o tempo de processamento computacional, são utilizados apenas os três canais occipitais, O1, O2 e Oz para a extração de características e classificação.

3.5 Extração de Características

No trabalho de Liu et al. (2013) foi feita uma revisão das principais técnicas de extração das características em ICC-SSVEP, na qual são apresentadas duas técnicas padrão e bem conhecidas, a Análise da Densidade Espectral de Potência (do inglês *Power Spectral Density Analysis - PSDA*) e a Análise de Correlação Canônica (do inglês *Canonical Correlation Analysis - CCA*). Assim, esses métodos são implementados nesta Dissertação de Mestrado, os quais são baseados no estudo do domínio da frequência (PSDA) e do tempo (CCA) e são explicados a seguir.

3.5.1 Análise da Densidade Espectral de Potência (PSDA)

O método PSDA é usado frequentemente como técnica para a detecção de frequências de uma ICC-SSVEP (TANAKA; ZHANG; HIGASHI, 2012). Neste método, a Den-

sidade Espectral de Potência pode ser estimada a partir dos sinais de EEG dentro de uma janela de tempo através da Transformada Rápida de Fourier (do inglês *Fast Fourier Transform* - FFT). Assim, é feito o cálculo da relação sinal-ruído (do inglês *Signal-to-Noise Ratio* - SNR), expresso pela Equação 3.4.

$$SNR_k = 10 \log_{10} \left(\frac{P(f_k)}{\frac{1}{n} \sum_{m=1}^{n/2} P(f_k + m f_{res}) + P(f_k - m f_{res})} \right), \quad (3.4)$$

onde n é o número de dados em torno da frequência do estímulo, $P(f_k)$ é a densidade de potência na frequência do estímulo, f_{res} é a resolução de frequência, que depende do número de amostras utilizadas para o cálculo da transformada de Fourier, e $P(f_k + m f_{res})$ e $P(f_k - m f_{res})$ são as densidades de potência em torno das frequências de interesse.

3.5.2 Análise Canônica de Correlação (CCA)

Para detecção do SSVEP, o método CCA busca encontrar a máxima correlação entre a combinação linear dos sinais de EEG e os sinais predefinidos de referência senoidais associados com cada frequência de estimulação (BIN et al., 2009; LIN; WANG; JUNG, 2014). Para esse fim, o método realiza o cálculo dos vetores Wx e Wy que maximizam a correlação ρ entre $x = X^T Wx$ e $y = Y^T Wy$, através da equação 3.5.

$$\rho = \frac{E[x^T y]}{\sqrt{E[x^T x]E[y^T y]}} = \frac{E[W_x^T X Y^T W_y]}{\sqrt{E[W_x^T X X^T W_x]E[W_y^T Y Y^T W_y]}} \quad (3.5)$$

$$Y = \begin{pmatrix} \sin(2\pi f_k i) \\ \cos(2\pi f_k i) \\ \vdots \\ \sin(2\pi N_h f_k i) \\ \cos(2\pi N_h f_k i) \end{pmatrix}, i = \frac{1}{F_s}, \frac{2}{F_s}, \dots, \frac{T}{F_s} \quad (3.6)$$

onde o vetor multidimensional X representa os sinais de EEG para os N canais, e o vetor multidimensional Y representa os sinais de referência, os quais são compostos de senos e cossenos das frequências fundamentais e harmônicas dos estímulos, f_k representa a frequência de estimulação e N_h número de harmônicos. Para cada frequência de estimulação é calculada a correlação.

3.6 Classificação

O processo para determinar a classe a que pertence um conjunto de amostras é baseado na comparação direta dos índices ou valores obtidos pelos métodos de extração de características. No caso da análise da densidade espectral de potência, como foi apresentado

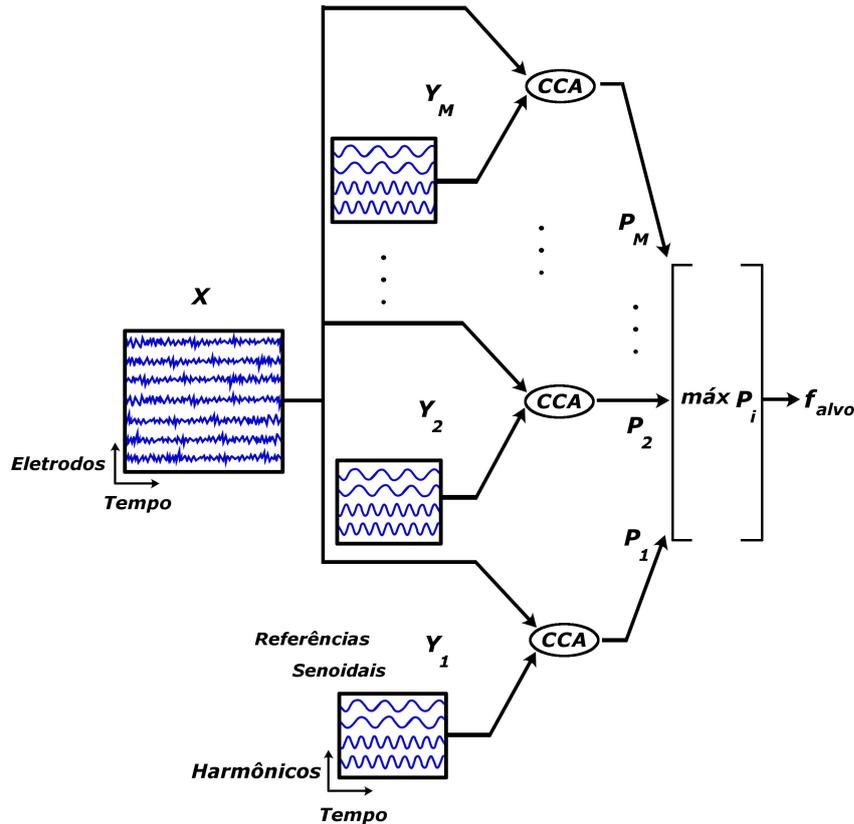


Figura 18 – Representação esquemática da análise canônica de correlação.

na seção 3.5.1, o valor gerado pela análise PSDA é uma relação sinal-ruído. Assim, para calcular a classe de saída do sistema, é necessário comparar os valores para cada frequência dos estímulos utilizados e escolher o maior valor. O CCA segue a mesma metodologia, com a correlação de cada frequência de estimulação é feita a escolha da frequência que apresenta o maior coeficiente. A Figura 18 ilustra o processo de classificação do método CCA. Na seção a seguir é proposto um processo de reclassificação, o qual é utilizado com a finalidade de melhorar a taxa de sucesso.

3.6.1 Reclassificação

O processo de extração de características é definido para uma janela de análise e uma sobreposição dos dados de acordo com o trabalho de Liu et al. (2012). Para cada janela de análise o sistema realiza um processo de classificação (detecção da frequência do estímulo da entrada). Entretanto, a classificação final é obtida através de um processo de reclassificação, no qual a saída de cada janela é enviada a um processo de votação. Se o processo resultar em unanimidade, ou seja, se todos os votos são iguais, a classe votada será escolhida caso contrário a saída do sistema será -1, significando que o comando ainda não foi reconhecido. Na Figura 19 é mostrado um exemplo, onde as quatro janelas apresentam a classe (1) após o processo de classificação, com, o sistema determinando que a classe final seria a classe = 1.

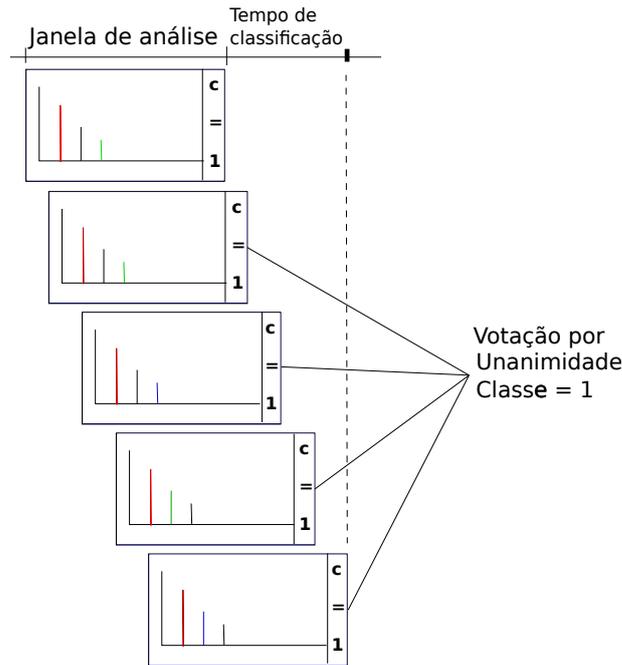


Figura 19 – Processo de Reclassificação.

Quando o comando não é identificado, é realizada a aquisição de mais um segundo de dado, deslocando-se a janela de análise um segundo para a frente reiniciando o processo de reclassificação.

3.7 Medidas de desempenho

Para avaliar o desempenho de uma interface são utilizados parâmetros como acurácia e Taxa de Transferência de Informação (do inglês *Information Transfer Rate* - ITR) como é apresentado a seguir:

- **Acurácia** é a taxa de acerto do classificador (JAPKOWICZ; SHAH, 2011).

$$Ta = \frac{100 \cdot N_{ac}}{N_T} \quad (3.7)$$

onde Ta é taxa de acerto em porcentagem, N_{ac} é número de comandos certos e N_T é o número total de comandos.

- **ITR** é uma medida que oferece a informação da quantidade de dados transmitida por unidade de tempo, e depende do número de comandos e da acurácia (THOMPSON; BLAIN-MORAES; HUGGINS, 2013). A ITR é definida pela Equação 3.8.

$$B = \left(\frac{\log_2 N + P \log_2 P + (1-P) \log_2 \left(\frac{1-P}{N-1} \right)}{c} \right), \quad (3.8)$$

onde N é o número de classes, P é a taxa de acerto do classificador e c corresponde ao tempo por comando. A unidade de medida da ITR é $[bits/s]$, mas pode ser expressa em $[bits/min]$.

4 Protocolos Experimentais e Resultados

Neste capítulo são apresentados os protocolos experimentais utilizados para a avaliação dos componentes da ICC-SSVEP desenvolvida (estímulos visuais e métodos de detecção da ICC-SSVEP). A avaliação do sistema é feita em duas etapas. A primeira é realizando um protocolo experimental para a aquisição e armazenamento dos dados de EEG, os quais são analisados para a determinação da configuração ideal (método escolhido e janela de tempo) para a configuração do sistema (análise *offline*). A segunda etapa é feita através da avaliação da ICC utilizando três protótipos de aplicação (análise *online*).

4.1 Protocolo Experimental

4.1.1 Avaliação dos estímulos visuais

Para avaliar a precisão dos estímulos foi construído, um sensor de luz, o qual é baseado em um circuito divisor de tensão contendo um Resistor Dependente de Luz (do inglês *Light Dependent Resistor - LDR*). O LDR é um componente passivo cuja resistência varia conforme a intensidade luminosa que incide sobre ele. A Figura 20 mostra o circuito construído.

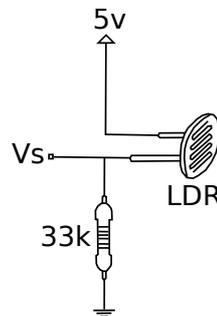


Figura 20 – Circuito do sensor de luz.

A tensão de saída (V_s) do circuito é calculada através da equação 4.1. A tensão analógica gerada é digitalizada utilizando um Arduino Due, o qual possui microcontrolador Atmel série SAM3X8E com processador de 32 bits Cortex-M3 e conversores analógico-digital de 12 bits de precisão.

$$V_s = 5 \left(\frac{33k}{33k + R_{LDR}} \right) \quad (4.1)$$

Para cada estímulo visual gerado (5,6Hz, 6,4Hz, 6,9Hz, 8,0Hz) são capturados 30 segundos de dados.

4.1.1.1 Resultados

Como resultado dos testes, a Figura 21 apresenta o PSD normalizado dos sinais dos estímulos visuais captados pelo LDR¹.

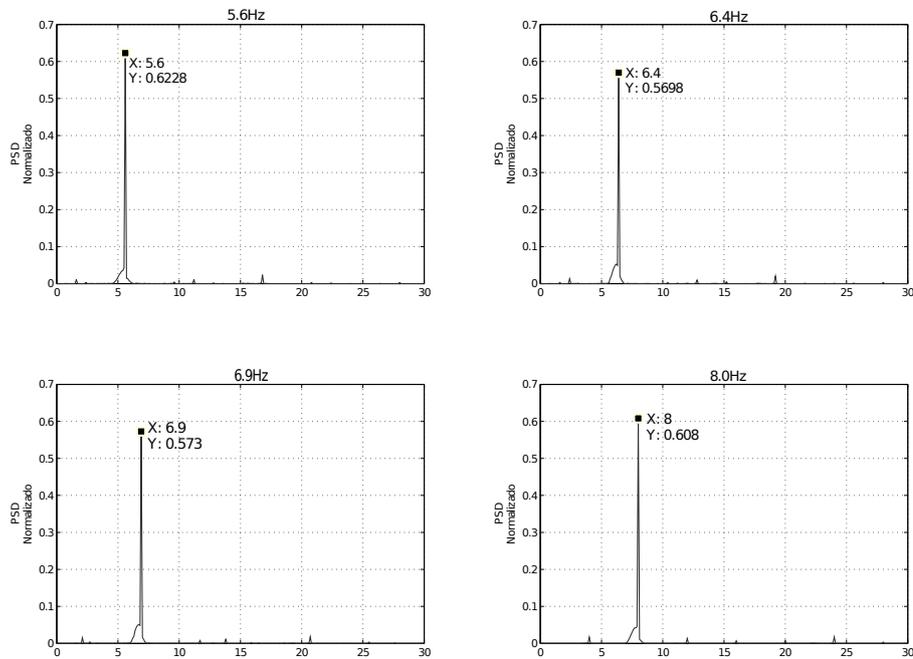


Figura 21 – Verificação dos estímulos visuais.

Através dos resultados, pode-se observar que o dispositivo LCD foi preciso para gerar os estímulos visuais propostos. Também estão presentes os harmônicos e sub-harmônicos da frequência fundamental em amplitudes menores. Vale ressaltar que os resultados obtidos estão de acordo com os encontrados no trabalho de [Wu et al. \(2008\)](#).

4.1.2 Avaliação da Interface *Offline*

Este protocolo de teste consistiu na apresentação dos estímulos visuais, durante 20 segundos, para cada uma das frequências alvo (5,6Hz, 6,4Hz, 6,9Hz e 8,0Hz), repetindo o processo três vezes semelhante ao trabalho [Chumerin et al. \(2013\)](#). A Figura 22 mostra um voluntário durante o protocolo. O usuário estava a uma distância de 70 centímetros do monitor. Doze voluntários saudáveis com idade entre 20 a 37 anos (média de $26,1 \pm 5,0$ anos) concordaram com as regras para participar do experimento (Anexo A e B).

Este protocolo teve como objetivo criar uma base de dados para que pudesse ser feita uma análise e avaliação dos métodos. Os dados obtidos foram segmentados em 60 conjuntos de quatro segundos, sem sobreposição, e rotulados de acordo com a respectiva classe (frequência de estimulação).

¹ Normalização é feita de acordo com [Wang et al. \(2006\)](#)

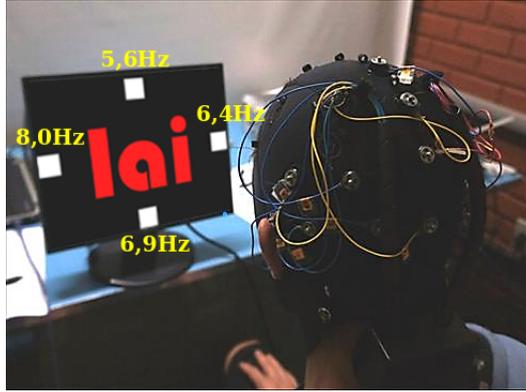


Figura 22 – Voluntário realizando o protocolo *offline*.

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

4.1.2.1 Resultados

As taxas de acerto com os métodos CCA e PSDA para a configuração com doze canais utilizando o filtro espacial CAR estão reunidos na Tabela 2. Outras duas disposições, também foram avaliadas com esses dois métodos, utilizando apenas os canais localizados no lobo occipital que, do conhecimento fisiológico, apresentam geralmente o SSVEP com maior amplitude (WANG et al., 2008). Assim, foi avaliada uma configuração utilizando três canais (O1, O2 e Oz) e a outra configuração utilizando apenas o canal Oz. As tabelas 3 e 4 mostram os resultados obtidos com essas configurações propostas.

Tabela 2 – Resultados dos testes para doze usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando os doze canais da touca de EEG.

Voluntário	CCA			PSDA		
	1s	2s	3s	1s	2s	3s
#1	75,0%	96,6%	98,3%	70,0%	91,6%	91,6%
#2	60,0%	86,6%	95,0%	56,6%	78,3%	91,6%
#3	71,6%	90,0%	96,6%	58,3%	78,3%	88,3%
#4	68,3%	80,0%	83,3%	61,6%	83,3%	85,0%
#5	65,0%	90,0%	96,6%	56,6%	81,6%	96,6%
#6	83,3%	83,3%	85,0%	61,6%	90,0%	85,0%
#7	58,3%	85,0%	93,3%	51,6%	80,0%	90,0%
#8	66,6%	78,3%	91,6%	43,3%	78,3%	93,3%
#9	83,3%	96,6%	98,3%	66,6%	91,6%	96,6%
#10	85,0%	100,0%	100,0%	68,3%	91,6%	98,3%
#11	78,3%	91,6%	95,0%	60,0%	85,0%	93,3%
#12	78,3%	96,6%	100,0%	68,3%	90,0%	96,6%
Média	72,7%	89,5%	94,4%	60,2%	85,0%	92,2%
Desvio Padrão	9,1%	7,0%	5,4%	7,7%	5,6%	4,5%

Tabela 3 – Resultados dos testes para doze usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando somente os canais O1, O2 e Oz da touca de EEG.

Voluntário	CCA			PSDA		
	1s	2s	3s	1s	2s	3s
#1	63,3%	91,6%	98,3%	55%	80,0%	81,6%
#2	68,3%	88,3%	98,3%	56,6%	73,3%	91,6%
#3	70,0%	90,0%	95,0%	55,0%	73,3%	70,0%
#4	66,6%	85,0%	95,0%	56,6%	83,3%	88,3%
#5	41,6%	73,3%	88,3%	50,0%	73,3%	81,6%
#6	66,6%	76,6%	88,3%	65,0%	91,6%	85,0%
#7	50,0%	73,3%	86,6%	51,6%	85,0%	86,6%
#8	51,6%	73,3%	88,3%	51,6%	78,3%	90,0%
#9	76,6%	96,6%	98,3%	48,3%	81,6%	88,3%
#10	81,6%	96,6%	98,3%	50,0%	85,0%	90,0%
#11	75,0%	85,0%	91,6%	61,6%	80,0%	90,0%
#12	70,0%	96,6%	100,0%	55,0%	90,0%	100,0%
Média	65,1%	85,5%	93,8%	54,7%	81,2%	86,9%
Desvio Padrão	11,7%	9,3%	4,9%	4,9%	6,1%	7,2%

Tabela 4 – Resultados dos testes para os 12 usuários com os métodos CCA e PSDA, utilizando somente o canal Oz da touca de EEG.

Voluntário	CCA			PSDA		
	1s	2s	3s	1s	2s	3s
#1	61,6%	78,3%	85,0%	48,3%	73,3%	78,3%
#2	46,6%	75,0%	90,0%	38,3%	71,6%	85,0%
#3	61,6%	73,3%	80,0%	56,6%	60,0%	65,0%
#4	61,6%	91,6%	95,0%	60,0%	85,0%	88,3%
#5	60,0%	81,6%	93,3%	56,6%	66,6%	86,6%
#6	56,6%	70,0%	80,0%	56,6%	75,0%	78,3%
#7	55,0%	86,6%	91,6%	55,0%	83,3%	86,6%
#8	36,6%	66,6%	86,6%	48,3%	68,3%	86,6%
#9	65,0%	91,6%	96,6%	50,0%	83,3%	91,6%
#10	71,6%	91,6%	100,0%	55,0%	88,3%	91,6%
#11	76,6%	80,0%	90,0%	66,6%	80,0%	88,3%
#12	83,3%	96,6%	100,0%	66,6%	88,3%	98,3%
Média	61,3%	81,9%	90,6%	54,8%	76,9%	85,4%
Desvio de Padrão	12,5%	9,7%	6,8%	7,9%	9,1%	8,4%

De acordo com as Tabelas 2, 3 e 4, pode-se observar que, na média, o método CCA apresentou índices superiores ao método PSDA nas janelas de tempo analisadas, atingindo uma taxa de acerto média máxima de $94,4\% \pm 5,4\%$, utilizando três segundos para a configuração com doze canais. Apesar de existir uma queda na média de desempenho para as configurações utilizando apenas os canais na região occipital, os índices de acerto continuam apresentando resultados acima de 90% (90,6% para um canal e 93,8% para três canais) com uma janela de tempo de três segundos, utilizando o método CCA.

Na Figura 23 é apresentado o custo computacional das configurações utilizadas, avaliando o tempo para a obtenção da classificação para cada método de extração de características. O custo computacional é baixo para o método tanto no domínio do tempo como no domínio da frequência, não ultrapassando 3,5 ms.

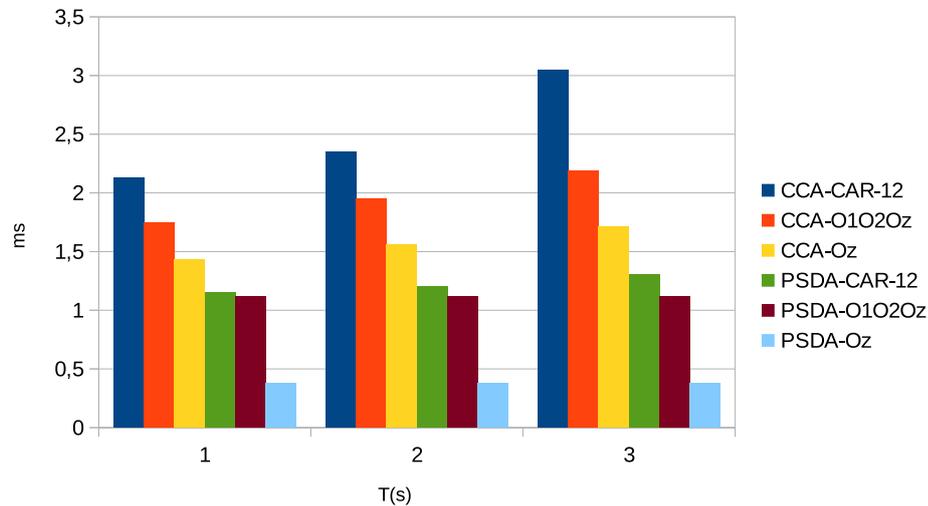


Figura 23 – Custo computacional das seis configurações avaliadas em função de três valores para janelas de tempo.

Para a configuração final do sistema, foi adotado o método CCA e apenas o canal Oz, por apresentar uma configuração mais simples e uma taxa de acerto de $90,6\% \pm 6,8\%$ com uma janela de tempo de 3 segundos. Este desempenho é melhorado aplicando a técnica de reclassificação, sendo que, a taxa de acerto atinge o valor de $97,8\% \pm 1,9\%$ e ITR de $23,8 \pm 3,9$ bits/min.

4.1.3 Avaliação da Interface *Online*

Para esta etapa, a ICC-SSVEP foi analisada em funcionamento para enviar comandos para três aplicações distintas com tarefas específicas: menu de comunicação alternativa, comando de um robô virtual e comando de um robô de telepresença real. A seguir, é feito detalhamento das aplicações e os testes executados.

4.1.3.1 Menu de Comunicação Alternativa

A interface do programa é composta de um menu de comunicação alternativa (ou seja, utiliza os sinais de EEG para produzir a comunicação), o qual é composto por quatro opções, conforme a Figura 24a. As opções de seleção são imagens em que cada uma representa, respectivamente: “estou com fome” (prato de comida), “estou passando mal” (rosto triste), “estou com sede” (copo de água), “preciso ir ao banheiro” (pessoa no banheiro). Os estímulos são dispostos nos cantos da tela próximos às suas respectivas imagens.



Figura 24 – a) Menu de comunicação alternativa desenvolvido no Matlab. b) Realimentação visual da opção classificada.

Para a realização deste protocolo, foram impressas doze cartas com as opções da interface (três por opção). No início do protocolo é pedido ao voluntário que embaralhe as cartas e, a cada rodada ele tem 5 segundos para apanhar uma carta que indique a opção que deveria escolher na interface, como mostra a Figura 25. Então, após esse período, o sistema realiza a captura e o processamento dos sinais de EEG, enviando ao menu a opção escolhida, a qual é indicada com a cor verde na interface. A Figura 24b mostra a opção “estou com fome” selecionada. É também reproduzido um áudio gravado narrando a opção selecionada.



Figura 25 – Diagrama esquemático do protocolo do menu de comunicação.

4.1.3.2 Robô de Telepresença - TRON

TRON é o acrônimo para *Telepresence Robotic Navigation* ou em português "Navegação Robótica de Telepresença", sendo que esse é o nome do robô de telepresença em desenvolvimento no LAI-UFES (BALDO et al., 2015). Robôs de telepresença permitem

uma comunicação bidirecional de áudio e vídeo através da Internet. Além disso, esses robôs podem ser controlados por um operador para explorar o ambiente (TSUI et al., 2015).

O TRON utiliza como base a plataforma robótica Pioneer 3DX, o qual é composto por duas rodas de tração diferencial com encoders, sensor laser (modelo SICK LMS-200) e ultrassom para detecção de obstáculos, um microcontrolador e computador embarcado. Sobre esta plataforma robótica foi construída uma estrutura para acoplar um *tablet* (contendo uma câmera de vídeo) e as baterias para alimentação do laser ao robô (Figura 26).

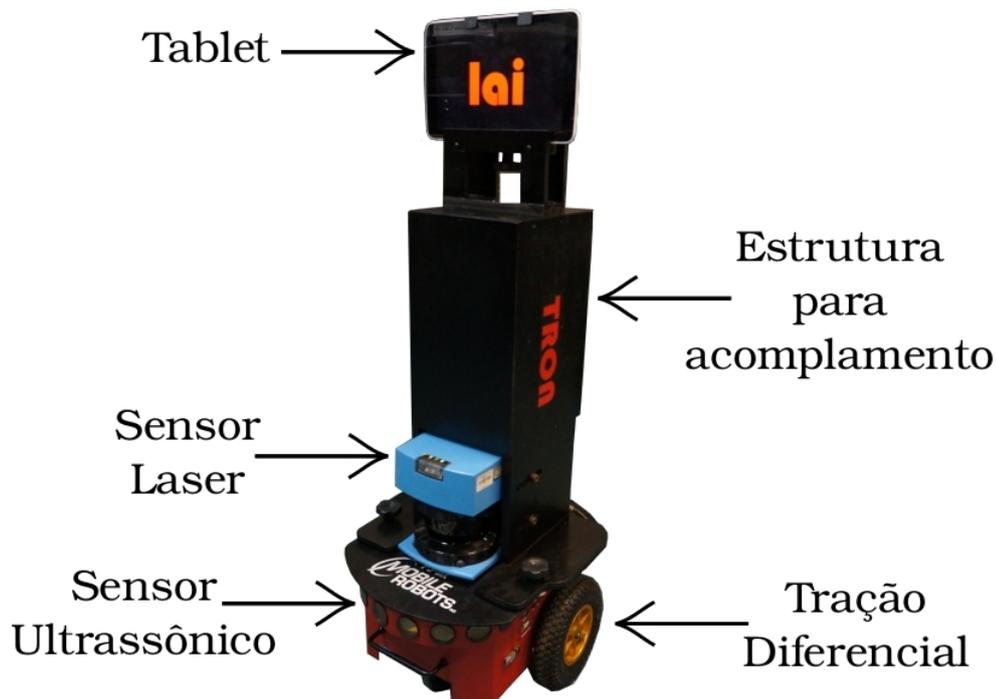


Figura 26 – Robô de Telepresença TRON em desenvolvimento no LAI-UFES.

A avaliação da interface com o robô TRON foi realizada primeiramente utilizando um Ambiente Virtual (AV). O AV foi construído utilizando o programa Unity3D para simular o uso do robô TRON por um avatar, e replicar tanto a estrutura do robô quanto o ambiente de uma casa e sua utilização através de câmera de vídeo. A imagem apresentada ao usuário do simulador provém da câmera posicionada exatamente na mesma posição que a câmera utilizada no robô real apresentando o mesmo campo de visão para que a simulação seja o mais fiel possível à realidade.

Os estímulos visuais foram dispostos nas laterais da tela, como mostra a Figura 22 e, correspondem aos comandos de deslocamento para frente (5,6 Hz), para trás (6,9 Hz) e rotação para a direita (8,0 Hz) e esquerda (6,4 Hz) (MÜLLER; BASTOS; FILHO, 2013). Ao iniciar a interface, é feita a aquisição dos dados de EEG por uma janela de tempo. Durante a aquisição, o voluntário deve manter a atenção no estímulo correspondente ao comando desejado. Em seguida, é feito o processamento dos sinais e a determinação do

comando que será enviado ao ambiente virtual para que o robô execute o movimento selecionado. Após a realização da ação, o robô pára e aguarda o envio de um novo comando pela interface.

Neste protocolo, o voluntário foi orientado a comandar o robô pelos pontos A, B, C, D, E, F e A, movendo-se por todos os cômodos da casa, e retornando para o quarto, tal como é exibido na Figura 27b. Este protocolo foi realizado por três voluntários.

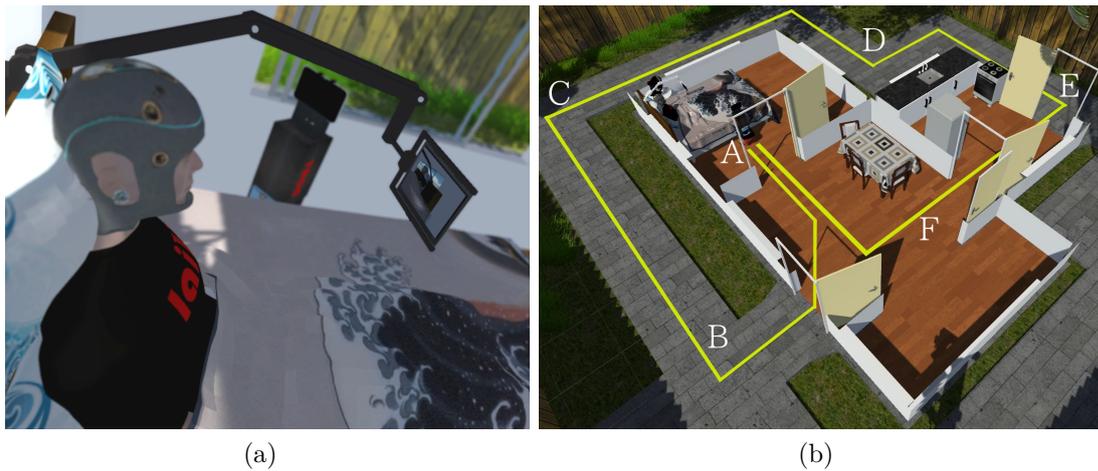


Figura 27 – Teste proposto utilizando o ambiente virtual. a) Ambiente, avatar e robô desenvolvidos em um ambiente de realidade virtual. b) Tarefa proposta no protocolo.

A outra etapa de avaliação foi realizada utilizando o robô real TRON no LAI-UFES. A comunicação da ICC-SSVEP com o robô foi feita através de dois programas desenvolvidos em C++, um cliente e um servidor, os quais executados no computador do usuário e do robô respectivamente. Esses dois programas foram conectados através do Protocolo de Controle de Transmissão (do inglês *Transmission Control Protocol* - TCP) que garante a entrega dos pacotes que estão sendo transmitidos na comunicação (FALL; STEVENS, 2011). Ao realizar o processamento dos sinais de EEG, o comando identificado é enviado pelo programa Cliente através de uma rede local (do inglês *Local Area Network* - LAN) para o programa Servidor, o qual está sendo executando no robô TRON. Após o recebimento do comando, é efetuada a ação do robô, com movimentos para frente, atrás, à direita e à esquerda. Depois de realizar o movimento é enviada uma mensagem informando a ICC. A figura 28 é apresentado um diagrama da comunicação do sistema.

Para o protocolo de avaliação desse sistema foram definidas duas tarefas (A e B), como mostra a Figura 29. Na tarefa A era pedido ao voluntário para enviar comandos de movimento para que o robô TRON se movesse pelas zonas 1, 2, 3, 4 e 1. Na tarefa B era necessário mover o robô pelas zonas 1, 3, 2, 4 e 1. Este protocolo foi realizado por dois voluntários.

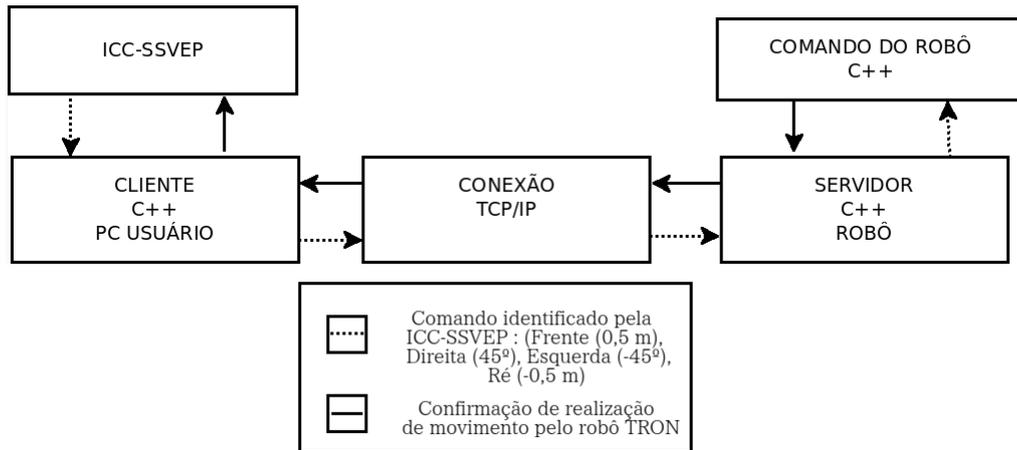


Figura 28 – Comunicação da ICC-SSVEP com o robô TRON.

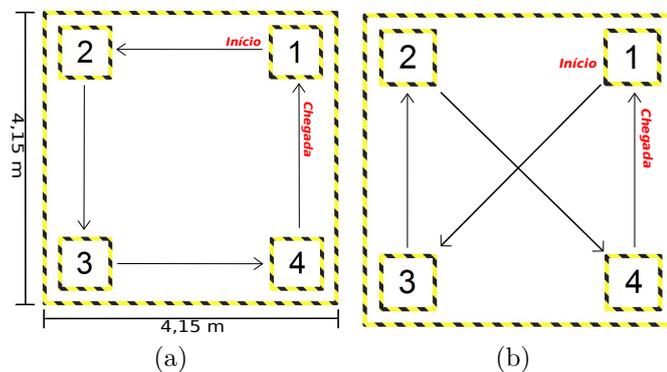


Figura 29 – Tarefas propostas para o protocolo do sistema. a) O voluntário deveria mover o robô TRON passando pelas zonas 1, 2, 3, 4 e 1. b) Na segunda tarefa era preciso mover o robô TRON pelas zonas 1, 3, 2, 4 e 1.

4.1.3.3 Resultados

A Figura 30 mostra voluntários realizando os testes com a ICC-SSVEP nas três aplicações.

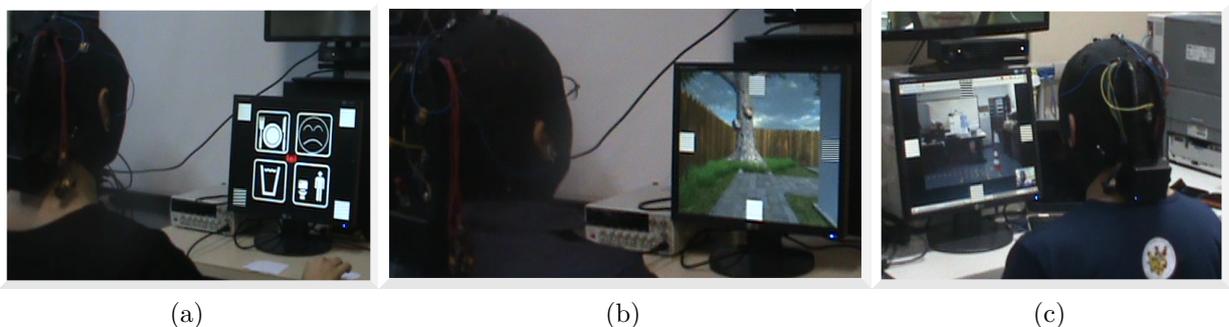


Figura 30 – Voluntários realizando testes com as aplicações: a) Menu de comunicação alternativa, b) Ambiente virtual, c) robô TRON real.

Na Tabela 5 são apresentados os resultados obtidos pelos cinco voluntários no

protocolo do Menu de comunicação.

Tabela 5 – Resultados dos testes *online* com o Menu de comunicação alternativa.

Voluntário	Taxa de acerto(%)	Tempo de classificação(s)	ITR(bits/min)
#1	91,6	4,4	19,8
#2	91,6	5,5	15,8
#3	83,3	5,9	11,0
#14	91,6	5,1	17,1
#15	100,0	6,0	20,0
Média	91,6	5,3	16,7
Desvio de Padrão	5,9	0,6	3,7

Na Tabela 6 são apresentados os resultados obtidos no protocolo do Ambiente virtual para os três voluntários.

Tabela 6 – Resultados dos testes *online* com o Ambiente virtual.

Voluntário	Taxa de acerto(%)	Tempo de classificação(s)	ITR(bits/min)
#1	81,1	6,0	10,0
#2	87,9	5,6	13,7
#13	92,4	5,6	16,0
Média	87,1	5,7	13,2
Desvio de Padrão	5,7	0,2	3,0

Na Tabela 7 são apresentados os resultados obtidos pelos dois voluntários no protocolo com o robô TRON.

Tabela 7 – Resultados dos testes *online* com o robô TRON.

Tarefa	Voluntário	Taxa de acerto(%)	Tempo de classificação(s)	ITR(bits/min)
A	#1	87,5	6,1	12,4
	#2	86,5	5,6	13,0
B	#1	82,0	5,7	10,9
	#2	84,0	6,3	10,6
	Média	85,0	5,9	11,7
	Desvio Padrão	2,5	0,3	1,2

Os resultados da ICC-SSVEP para as três aplicações apresentaram altas taxas de acerto (de até 100%), embora na média seja inferiores aos obtidos na avaliação *offline*. Uma razão para isso é que os voluntários precisavam mudar várias vezes a sua atenção para os estímulos visuais para enviar os comandos, enquanto que no protocolo *offline* essa movimentação era bem menos intensa. De forma geral, o sistema *online* obteve uma taxa de acerto média de $88,3\% \pm 5,4\%$ com um tempo de classificação de $5,6s \pm 0,5s$ e ITR média de $14,2 \text{ bits/min} \pm 3,5 \text{ bits/min}$, possibilitando a todos os voluntários avaliados completar as tarefas.

5 Conclusões e Trabalhos Futuros

Neste trabalho foi desenvolvido uma Interface Cérebro-Computador não invasiva, baseada em Potenciais Evocados Visuais de Regime Permanente aplicada à Comunicação Alternativa e Comando de um Robô de Telepresença. O sistema foi desenvolvido utilizando um equipamento sem fios de baixo custo para aquisição de sinais, e um computador para realizar a estimulação visual e o processamento dos sinais de EEG.

As técnicas implementadas permitiram obter uma ferramenta sem a necessidade de um processo de calibração utilizando apenas um canal, com uma taxa de acerto média de $88,3\% \pm 5,4\%$, tempo de classificação de $5,6s \pm 0,5s$ e ITR média de $14,2 \text{ bits/min} \pm 3,5 \text{ bits/min}$, podendo ser utilizada para o desenvolvimento de novas pesquisas em tecnologias de apoio a pessoas com deficiências motoras.

Trabalhos futuros

Como trabalhos futuros, são propostos testes com pessoas com deficiência severa, tais como pessoas com Esclerose Lateral Amiotrófica (do inglês *Amyotrophic Lateral Sclerosis* - ALS) e a construção de um sistema híbrido que possa ser ativado e desativado de acordo com a necessidade do usuário (por exemplo utilizando padrões ERD/ERS do ritmo alfa, como feito em [Castillo \(2014\)](#)).

Adicionalmente, são necessárias novas pesquisas para a implementação de novas técnicas para detecção do SSVEP, que contribuam para o aumento da taxa de acerto e redução do tempo de classificação. Além disso, pode-se implementar um número maior de estímulos, permitindo ao usuário ter mais opções na interface, e avaliar a possibilidade de utilização de sinais de EEG capturados no interior do ouvido (do inglês *EAR-EEG*), com vista à construção de ICCs mais discretas e de fácil montagem, tal como feito por [Kidmose et al. \(2013\)](#).

Publicações

Apresenta-se uma relação das produções científicas geradas neste trabalho, os quais são frutos das pesquisas realizadas:

Trabalhos completos publicados

1. **FLORIANO, A.**, LONGO B., BALDO G., BASTOS FILHO, T. Desenvolvimento de uma Interface Cérebro-Computador baseada em Potenciais Evocados Visuais

- de Regime Permanente para o Comando de um Robô de Telepresença In: XII SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 2015, NATAL-RN. ANAIS DO XII SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 2015, p. 277-285.
2. BALDO G., **FLORIANO, A.**, LONGO B., BASTOS FILHO, T Shared Control Strategy applied to Command of an Assstive Telepresence Robot In: XII SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 2015, NATAL-RN. ANAIS DO XII SIMPÓSIO BRASILEIRO DE AUTOMAÇÃO INTELIGENTE, 2015, p. 272-276.
 3. **FLORIANO, A.**, LONGO B., BASTOS FILHO, T. Visual Stimulator for Brain-Computer Interface Based on Steady-State Visual Evoked Potentials In:1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, p. 232-234.
 4. **FLORIANO, A.**, LONGO B., BASTOS FILHO, T. Proposta de um sistema de transmissão de vídeo para um robô de telepresença In:1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, p. 203-205.
 5. LONGO B., **FLORIANO, A.**, BASTOS FILHO, T. Desenvolvimento de Ambientes Virtuais para Tecnologias Assistivas In:1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, Vitória. Proceedings of the 1st 1st International Workshop on Assistive Technology, 2015, p. p. 130-133.
 6. **FLORIANO, A.** ; CASTILLO-GARCIA, J. . ; LONGO, B. B. ; BASTOS FILHO, T. F. . Proposal of a Telepresence Robot Using Brain Computer Interface for People with Motor Disabilities. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014, Uberlândia. Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014. p. 4 pg.
 7. CASTILLO-GARCIA, J. ; CAICEDO, E. ; LONGO, B. B. ; **FLORIANO, A.** ; BASTOS FILHO, T. F. Motor Imagery Based on Wavelet Power Spectrum for a Brain Computer Interface. In: Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014, Uberlândia. Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB), 2014. p. 4 pg.
 8. 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), 2014. p. 4 pg.

-
9. CASTILLO-GARCIA, J. ; LONGO, B. B. ; **FLORIANO, A.** ; CAICEDO, E. ; BASTOS FILHO, T. F. Optimización de una Intefaz Cerebro Computador Basada en Imaginería Motora Usando Emotiv Epoc. In: VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, 2014, Asunción. Memorias de las VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad, 2014. p. 4 pg.

Resumos publicados

1. **FLORIANO, A.**, CASTILLO-GARCIA, J., LONGO B., Teodiano B. INTER-FACE CÉREBRO-COMPUTADOR BASEADA EM SSVEP PARA CONTROLE DE UM ROBÔ DE TELEPRESENÇA In: Workshop Internacional de Engenharia Biomédica,2014.
2. CASTILLO-GARCIA, J., LONGO B., COTRINA-ATENCIO A., **FLORIANO, A.**, Caicedo E. Teodiano B. ACTIVE LEARNING FOR ADAPTIVE BRAIN COMPUTER INTERFACE BASED ON SOFTWARE AGENT In: Workshop Internacional de Engenharia Biomédica,2014.
3. LONGO B., CASTILLO-GARCIA, J.,**FLORIANO, A.**, Teodiano B. DESENVOLVIMENTO DE AMBIENTES VIRTUAIS PARA ICC APLICADAS À REABILITAÇÃO E TECNOLOGIAS ASSISTIVAS In: Workshop Internacional de Engenharia Biomédica,2014.

Prêmios

1. MENÇÃO HONROSA pelo trabalho. DESENVOLVIMENTO DE AMBIENTES VIRTUAIS PARA ICC APLICADAS À REABILITAÇÃO E TECNOLOGIAS ASSISTIVAS In: Workshop Internacional de Engenharia Biomédica,2014.

Referências

- ALLISON, B. et al. Bci demographics: How many (and what kinds of) people can use an ssvep bci? *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 18, n. 2, p. 107–116, 2010.
- AMIRI, S. et al. A review of p300, ssvep, and hybrid p300/ssvep brain-computer interface systems. *Brain-Computer Interface Systems—Recent Progress and Future Prospects*, 2013.
- AZORÍN, J. M. et al. Interfaces baseadas na atividade cerebral. In: *A Interação de Pessoas com Deficiência com o Computador*. [S.l.: s.n.], 2014.
- BALDO, G. et al. Shared control strategy applied to command of an assistive telepresence robot. In: SBA. *XII Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente - SBAI, NATAL*. [S.l.], 2015. p. 272–276.
- BIEGER, J.; MOLINA, G. G.; ZHU, D. Effects of stimulation properties in steady state visual evoked potential based brain-computer interfaces. In: *32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.: s.n.], 2010.
- BIN, G. et al. An online multi-channel SSVEP-based brain-computer interface using a canonical correlation analysis method. *Journal of neural engineering*, v. 6, n. 4, 2009.
- CAMPISI, P.; ROCCA, D. L. Brain waves for automatic biometric-based user recognition. *Information Forensics and Security, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 9, n. 5, p. 782–800, 2014.
- CASTILLO-GARCIA, J. et al. *Proposal of a Brain Computer Interface to Command an Autonomous Car*. 2014. 5th IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (BRC 2014).
- CASTILLO, J. *INTERFACE CÉREBRO COMPUTADOR BASEADA EM SSVEP E ERD PARA O COMANDO DE UM VEÍCULO AUTÔNOMO*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Federal do Espírito Santo, 10 2014.
- CHEN, X. et al. High-speed spelling with a noninvasive brain-computer interface. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, National Acad Sciences, v. 112, n. 44, p. E6058–E6067, 2015.
- CHENG, M. et al. Design and implementation of a brain-computer interface with high transfer rates. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2002.
- CHUMERIN, N. et al. Steady-state visual evoked potential-based computer gaming on a consumer-grade eeg device. *Computational Intelligence and AI in Games, IEEE Transactions on*, 2013.
- COTRINA, A. et al. Statistical evaluation of a novel ssvep-bci stimulation setup based on depth-of-field. *Research on Biomedical Engineering, SciELO Brasil*, v. 31, n. 4, p. 295–306, 2015.

- DELORME, A.; MAKEIG, S. Eeglab: an open source toolbox for analysis of single-trial eeg dynamics including independent component analysis. *Journal of neuroscience methods*, Elsevier, 2004.
- DIEZ, P. F. et al. Asynchronous bci control using high-frequency ssvep. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, BioMed Central, v. 8, n. 1, p. 1, 2011.
- EKLUND, A. et al. A brain computer interface for communication using real-time fmri. In: *Pattern Recognition (ICPR), 2010 20th International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2010. p. 3665–3669. ISSN 1051-4651.
- FALL, K. R.; STEVENS, W. R. *TCP/IP illustrated, volume 1: The protocols*. [S.l.]: addison-Wesley, 2011.
- FRIMAN, O.; VOLOSYAK, I.; GRÄSER, A. Multiple channel detection of steady-state visual evoked potentials for brain-computer interfaces. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 54, n. 4, p. 742–750, 2007.
- GAO, X. et al. A bci-based environmental controller for the motion-disabled. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 2003.
- GRAIMANN, B.; ALLISON, B.; PFURTSCHELLER, G. Brain-computer interfaces: A gentle introduction. In: *Brain-Computer Interfaces*. [S.l.]: Springer, 2010.
- GRAIMANN, B.; ALLISON, B.; PFURTSCHELLER, G. Revolutionizing human-computer interaction. In: _____. [S.l.]: Springer-Verlag, 2010. cap. Brain-Computer Interface: A Gentle Introduction, p. 1–28.
- GUGER, C. et al. How many people could use an SSVEP BCI? *Frontiers in neuroscience*, v. 6, 2012.
- HANSEN, P.; KRINGELBACH, M.; SALMELIN, R. *MEG: an introduction to methods*. [S.l.]: Oxford university press, 2010.
- HE, B. et al. Brain-computer interfaces. In: _____. *Neural Engineering*. USA: Springer, 2013. p. 87–151.
- HERRMANN, C. S. Human eeg responses to 1–100 hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena. *Experimental brain research*, 2001.
- JAPKOWICZ, N.; SHAH, M. *Evaluation Learning Algorithms a Classification Perspective*. [S.l.]: Cambridge University Press, 2011.
- 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*, 2007.
- KANDEL, E. R. et al. *Principles of neural science*. [S.l.]: McGraw-Hill New York, 2013.
- KAUHANEN, L.; NYKOPP, T.; SAMS, M. Classification of single {MEG} trials related to left and right index finger movements. *Clinical Neurophysiology*, v. 117, n. 2, p. 430 – 439, 2006. ISSN 1388-2457.
- KIDMOSE, P. et al. A study of evoked potentials from ear-eeg. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 60, n. 10, p. 2824–2830, 2013.

- KUŚ, R. et al. On the quantification of ssvep frequency responses in human eeg in realistic bci conditions. *PloS one*, 2013.
- LIN, Y.-P.; WANG, Y.; JUNG, T.-P. A mobile ssvep-based brain-computer interface for freely moving humans: The robustness of canonical correlation analysis to motion artifacts. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2013.
- LIN, Y.-P.; WANG, Y.; JUNG, T.-P. Assessing the feasibility of online ssvep decoding in human walking using a consumer eeg headset. *J. Neuroeng. Rehabil.*, 2014.
- LIN, Y.-P. et al. Assessing the quality of steady-state visual-evoked potentials for moving humans using a mobile electroencephalogram headset. *Frontiers in human neuroscience*, v. 8, 2014.
- LIN, Z. et al. Frequency recognition based on canonical correlation analysis for ssvep-based bcis. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2007.
- LIU, Q. et al. Review: Recent development of signal processing algorithms for ssvep-based brain computer interfaces. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2013.
- LIU, Y. et al. Implementation of ssvep based bci with emotiv epoc. In: *Virtual Environments Human-Computer Interfaces and Measurement Systems (VECIMS), 2012 IEEE International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2012.
- LONGO, B. et al. A MULTI-PROPOSAL MOBILE EEG SYSTEM. In: *XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, CBEB 2014*. [S.l.: s.n.], 2014. p. 937–940.
- MALECHKA, T. et al. sbci-headset—wearable and modular device for hybrid brain-computer interface. *Micromachines*, Multidisciplinary Digital Publishing Institute, v. 6, n. 3, p. 291–311, 2015.
- MELLINGER, J. J. et al. An meg-based brain–computer interface (bci). *NeuroImage*, v. 36, n. 3, p. 581 – 593, 2007. ISSN 1053-8119.
- MICHEL, C.; BRANDEIS, D. Simultaneous EEG and fMRI: Recording, Analysis, and Application. In: _____. [S.l.]: Oxford University Press, 2010. cap. Physiological Basics of EEG and fMRI, p. 3–19.
- MILLÁN, J. d. R. et al. Combining brain–computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges. *Frontiers in neuroscience*, Frontiers, v. 4, p. 161, 2010.
- MING, C.; SHANGKAI, G. An eeg-based cursor control system. In: *[Engineering in Medicine and Biology, 1999. 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society] BMES/EMBS Conference, 1999. Proceedings of the First Joint*. [S.l.: s.n.], 1999.
- MÜLLER, S.; BASTOS, T.; SARCINELLI, M. Proposal of a SSVEP-BCI to Command a Robotic Wheelchair. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*, v. 24, p. 97–105, 2013.
- MÜLLER, S. M. T.; BASTOS, T. F.; FILHO, M. S. Proposal of a ssvep-bci to command a robotic wheelchair. *Journal of Control, Automation and Electrical Systems*, Springer, v. 24, n. 1-2, p. 97–105, 2013.

NAKANISHI, M. et al. Generating visual flickers for eliciting robust steady-state visual evoked potentials at flexible frequencies using monitor refresh rate. *PLoS ONE*, 2014.

NAKANISHI, M. et al. A high-speed brain speller using steady-state visual evoked potentials. *International journal of neural systems*, World Scientific, v. 24, n. 06, p. 1450019, 2014.

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

ODOM, J. V. et al. Visual evoked potentials standard (2004). *Documenta ophthalmologica*, 2004.

ODOM, J. V. et al. Iscev standard for clinical visual evoked potentials (2009 update). *Documenta ophthalmologica*, 2010.

ORTNER, R. et al. Ssvep based brain-computer interface for robot control. In: _____. *Computers Helping People with Special Needs: 12th International Conference, ICCHP 2010, Vienna, Austria, July14-16, 2010, Proceedings, Part II*. Berlin: Springer, 2010. p. 85–90.

PALANIAPPAN, R. Electroencephalogram-based brain–computer interface: An introduction. In: *Guide to Brain-Computer Music Interfacing*. [S.l.]: Springer, 2014.

PFURTSCHELLER, G.; LOPES, F. Event-related eeg/meg synchronization and desynchronization: basic principles. *Clinical Neurophysiology*, 1999.

REGAN, D. *Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine*. [S.l.]: Elsevier, 1989.

SCHOMER, D. L.; SILVA, F. L. D. *Niedermeyer's electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

SHREINER, D. et al. *OpenGL programming guide: The Official guide to learning OpenGL, version 4.3*. [S.l.]: Addison-Wesley, 2013.

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*. [S.l.: s.n.], 2009.

TANAKA, T.; ZHANG, C.; HIGASHI, H. SSVEP Frequency detection methods considering background EEG. *IEEE SCIS-ISIS*, p. 20–24, 2012.

TELLO, R. J. M. G. et al. Development of a human machine interface for control of robotic wheelchair and smart environment. In: *11th IFAC Symposium on Robot Control (SYROCO)*. [S.l.: s.n.], 2015.

TEPLAN, M. Fundamentals of eeg measurement. *Measurement science review*, v. 2, n. 2, p. 1–11, 2002.

THOMPSON, D. E.; BLAIN-MORAES, S.; HUGGINS, J. E. Performance assessment in brain-computer interface-based augmentative and alternative communication. *Biomed. Eng. Online*, v. 12, n. 43, p. 10–1186, 2013.

- TSUI, K. M. et al. Accessible human-robot interaction for telepresence robots: A case study. *Paladyn, Journal of Behavioral Robotics*, 2015.
- VAID, S.; SINGH, P.; KAUR, C. Eeg signal analysis for bci interface: A review. In: *Advanced Computing Communication Technologies (ACCT), 2015 Fifth International Conference on*. [S.l.: s.n.], 2015.
- VIALATTE, F.-B. et al. Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives. *Progress in neurobiology*, 2010.
- VOLOSYAK, I. et al. Evaluation of the bremen ssvep based bci in real world conditions. In: *IEEE. Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on*. [S.l.], 2009. p. 322–331.
- VOLOSYAK, I. et al. Bci demographics ii: how many (and what kinds of) people can use a high-frequency ssvep bci? *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, IEEE, v. 19, n. 3, p. 232–239, 2011.
- WANG, M. et al. A new hybrid bci paradigm based on p300 and ssvep. *Journal of neuroscience methods*, 2015.
- WANG, Y. et al. Brain-computer interfaces based on visual evoked potentials. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, 2008.
- WANG, Y. et al. A practical vep-based brain-computer interface. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, 2006.
- WANG, Y.; WANG, Y.-T.; JUNG, T.-P. Visual stimulus design for high-rate ssvep bci. *Electronics letters*, 2010.
- WANG, Y.-T. et al. Developing stimulus presentation on mobile devices for a truly portable ssvep-based bci. In: *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2013 35th Annual International Conference of the IEEE*. [S.l.: s.n.], 2013.
- WANG, Y.-T.; WANG, Y.; JUNG, T.-P. A cell-phone-based brain-computer interface for communication in daily life. *Journal of neural engineering*, 2011.
- WOLPAW, J. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, v. 113, n. 6, p. 767–791, 2002.
- WOLPAW, J. et al. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, v. 113, n. 6, p. 767–791, 2002.
- WU, Z. et al. Stimulator selection in ssvep-based bci. *Medical engineering & physics*, 2008.
- ZHU, D. et al. A survey of stimulation methods used in ssvep-based bcis. *Computational intelligence and neuroscience*, 2010.

Anexos

ANEXO A – Convite para Participar de um Projeto de Pesquisa

INFORMAÇÃO SOBRE O PROJETO DE PESQUISA

Título do Projeto de Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA BASEADA EM POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA E ROBÔ DE TELEPRESENÇA

Pesquisadores Envolvidos:

- Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (Coordenador do Projeto de Pesquisa, Tel.:4009-2077)
- Alan Silva da Paz Floriano, M.Sc. (Estudante de Mestrado)

Prezado(a) Senhor(a),

Você está sendo convidado a participar de um Projeto de Pesquisa do Laboratório de Automação Inteligente (LAI) da UFES. Este formulário descreve o Projeto de Pesquisa em uma linguagem direta. Por favor, leia este formulário cuidadosamente para entender o projeto antes de decidir participar. Se você tiver qualquer dúvida em relação ao Projeto, por favor, pergunte a um dos pesquisadores do mesmo.

Quem está envolvido neste Projeto de Pesquisa? Por que ele está sendo realizado? Neste Projeto de Pesquisa estão envolvidos o Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos, do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, Coordenador do Projeto, e Alan Silva da Paz Floriano, estudante de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da UFES e orientado pelo Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos. Este Projeto de Pesquisa está sendo realizado para o desenvolvimento de um sistema que utiliza os sinais cerebrais.

Por que você foi escolhido? Você foi escolhido porque inicialmente o sistema vai ser otimizado antes de ser utilizado pelos potenciais usuários.

Sobre o quê é o Projeto de Pesquisa? Qual o objetivo da pesquisa? O Projeto de pesquisa é um estudo sobre potenciais evocados visuais. O objetivo da pesquisa é conseguir desenvolver um sistema que capta e identifica padrões nos sinais cerebrais.

Se eu concordar em participar, o que eu preciso fazer? Para participar da pesquisa, serão inicialmente colocados doze eletrodos (com auxílio de um gorro) na

superfície da cabeça, além das orelhas, e será aplicado uma solução salina de acoplamento aos eletrodos. Em seguida você se sentará em frente a um monitor de computador. Você será instruído a não se mover e manter ambos os braços relaxados.

Um sinal sonoro indicará então que o experimento começará. Aparecerá então na tela do computador uns retângulos pretos e brancos que irão piscar a uma determinada frequência. Os valores da frequência de piscada irão variar de 5 até 8 Hz.

Quais são os riscos envolvidos na minha participação? Não há qualquer risco envolvido, pois serão utilizados eletrodos e equipamentos normalmente utilizados na coleta de dados de sinais cerebrais e, a faixa de frequências utilizadas é segura.

Quais são os benefícios associados com a minha participação? Os benefícios com a sua participação são que você estará contribuindo para que seja desenvolvido uma interface comandada por sinais cerebrais.

O que acontecerá com a informação que eu fornecerei? A informação que você fornecer durante a realização das pesquisas não será utilizada para que você seja identificado, a não ser por decisão judicial ou por uma ordem expressa sua.

Quais são os meus direitos como participante? Os direitos que você tem como participante desta pesquisa são os seguintes:

1. Direito de desistir de participar, em qualquer momento, sem prejuízo para você.
2. Direito de ter qualquer informação sobre a sua participação destruída, se você considerar que ela pode ser utilizada para te identificar ou se você considerar que os experimentos representam riscos para sua.
3. Direito de ter todas as suas dúvidas esclarecidas, em qualquer momento.

Quem eu deveria procurar, se eu tiver qualquer dúvida? Teodiano Freire Bastos Filho (Tel.: 4009-2077, E-mail: teodiano@ele.ufes.br).

Sobre quais outros aspectos eu deveria ser informado se eu decidir participar? Esta pesquisa não apresenta qualquer risco para os participantes, pois envolve o uso de eletrodos e equipamentos geralmente utilizados em captação de sinais cerebrais. Além disso, os experimentos envolvem procedimentos não invasivos e o equipamento que será utilizado para adquirir os sinais cerebrais é um equipamento comercial que atende a requerimentos de segurança. Todos os dados obtidos durante os experimentos serão gravados de tal forma que os participantes não são e não poderão ser identificados.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos
(Coordenador do Projeto de Pesquisa)

Alan Silva da Paz Floriano (Estudante de Mestrado)

ANEXO B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

NOME DO PACIENTE:

DATA DE NASCIMENTO:

RESPONSÁVEL:

ENDEREÇO:

TELEFONE:

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

1. Título da Pesquisa: DESENVOLVIMENTO DE UMA INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR NÃO INVASIVA BASEADA EM POTENCIAIS EVOCADOS VISUAIS DE REGIME PERMANENTE APLICADA À COMUNICAÇÃO ALTERNATIVA E ROBÔ DE TELEPRESENÇA.
2. Pesquisadores Responsáveis: Dr. Teodiano Freire Bastos Filho e Alan Silva da Paz Floriano, M.Sc.
3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais eletroencefalográficos (impulsos elétricos gerados no córtex cerebral).
4. A pesquisa será realizada com os sinais captados do córtex cerebral, através de equipamento comercial para aquisição de sinais cerebrais.
5. A pesquisa envolve risco mínimo, pois o exame realizado não requer sedação ou anestesia, bem como não envolve qualquer procedimento invasivo.
6. 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.
7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.
8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Confirmo 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.

Paciente ou Responsável

Pesquisador Responsável