



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

HARLEI MIGUEL DE ARRUDA LEITE

DESIGN DE INTERAÇÃO PARA INTERFACES CÉREBRO-COMPUTADOR
BASEADAS EM POTENCIAIS VISUALMENTE EVOCADOS

CAMPINAS

2018



HARLEI MIGUEL DE ARRUDA LEITE

**DESIGN DE INTERAÇÃO PARA INTERFACES CÉREBRO-COMPUTADOR
BASEADAS EM POTENCIAIS VISUALMENTE EVOCADOS**

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Doutor em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Engenharia de Computação.

Orientador: Prof. Dr. Dalton Soares Arantes
Coorientador: Prof. Dr. Heiko Horst Hornung

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA TESE DEFENDIDA PELO ALUNO HARLEI MIGUEL DE ARRUDA LEITE, ORIENTADO PELO PROF. DR. DALTON SOARES ARANTES E COORIENTADO PELO PROF. DR. HEIKO HORST HORNUNG.

CAMPINAS

2018

Agência(s) de fomento e nº(s) de processo(s): CAPES, 1409604

Ficha catalográfica
Universidade Estadual de Campinas
Biblioteca da Área de Engenharia e Arquitetura
Luciana Pietrosanto Milla - CRB 8/8129

L536d Leite, Harlei Miguel de Arruda, 1989-
Design de interação para interfaces cérebro-computador baseadas em potenciais visualmente evocados / Harlei Miguel de Arruda Leite. – Campinas, SP : [s.n.], 2018.

Orientador: Dalton Soares Arantes.
Coorientador: Heiko Horst Hornung.
Tese (doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Interfaces cérebro-computador. 2. Potenciais evocados. 3. Interação humano-máquina. 4. Jogos digitais. 5. Processamento de sinais. I. Arantes, Dalton Soares, 1946-. II. Hornung, Heiko Horst, 1976-. III. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. IV. Título.

Informações para Biblioteca Digital

Título em outro idioma: Design of interactions for brain-computer interface based on visually evoked potential

Palavras-chave em inglês:

Brain-computer interfaces
Evoked potentials
Human-machine interaction
Digital games
Signal processing

Área de concentração: Engenharia de Computação

Titulação: Doutor em Engenharia Elétrica

Banca examinadora:

Dalton Soares Arantes [Orientador]
Diogo Coutinho Soriano
Cecília Sosa Arias Peixoto
Romis Ribeiro de Faissol Attux
Plínio Roberto Souza Vilela

Data de defesa: 19-01-2018

Programa de Pós-Graduação: Engenharia Elétrica

Banca Examinadora – Tese de Doutorado

Candidato: Harlei Miguel de Arruda Leite - RA: 134159

Data da Defesa: 19 de janeiro de 2018

Título da Tese: “Design de Interação para Interfaces Cérebro-Computador baseadas em Potenciais Visualmente Evocados”.

Membros da Banca Examinadora:

Presidente: Prof. Dr. Dalton Soares Arantes (FEEC/UNICAMP)

Membro externo: Prof. Dr. Diogo Coutinho Soriano (CECS/UFABC)

Membro externo: Profa. Dra. Cecília Sosa Arias Peixoto (UNASP)

Membro interno: Prof. Dr. Romis Ribeiro de Faissol Attux (FEEC/UNICAMP)

Membro interno: Prof. Dr. Plínio Roberto Souza Vilela (FT/UNICAMP)

A ata de defesa, com as respectivas assinaturas dos membros da banca examinadora, encontra-se no processo de vida acadêmica do aluno.

À minha avó Maria Tereza Machado.

Agradecimentos

Primeiramente, agradeço a Deus pela conclusão deste trabalho.

Agradeço ao meu orientador Prof. Dr. Dalton Soares Arantes, por estar ao meu lado durante todas as etapas deste projeto, tornando possível a realização deste trabalho. Seus valiosos conselhos serão úteis em toda minha vida profissional e pessoal. Certamente o terei sempre como um exemplo a ser seguido.

Também não posso deixar de agradecer ao meu coorientador Prof. Dr. Heiko Horst Hornung, por todo o empenho e paciência. Seu auxílio foi fundamental para alcançar os resultados deste trabalho.

Agradeço à minha avó Maria Tereza, à minha mãe Alessandra, à minha irmã Isabella e aos meus tios Cássio e Denise pelo apoio, compreensão e amor incondicional. Também agradeço a minha esposa, Sarah, pelo seu amor, companheirismo e cumplicidade, que foram fundamentais para a realização deste trabalho.

Também gostaria de agradecer à família ComLab, em especial aos amigos Fábio Lumertz, Veruska Rodrigues, Tiago Cinto, Carlos Betancourth, André Souza, Cláudio Ferreira, Alaelson Jatobá e Lailson Santos. Agradeço também aos meus amigos Rodrigo Morbach, Thiago Bulhões, Rodrigo Mologni e Raquel Santos.

Agradeço a todos os professores e funcionários da FEEC e do IC que contribuíram para a minha formação, em especial: Prof. Dr. Romis Attux, Profa. Dra. Maria Baranauskas, Prof. Dr. Yuzo Iano, Prof. Dr. José Mario de Martino, Prof. Dr. Luíz Meloni, Prof. Dr. Ivan Ricarte e Noêmia Benatti. Agradeço também aos meus orientadores de graduação, Prof. Dr. Plínio Vilela e Profa. Dra. Marina Teresa Vieira.

Agradeço a todos os voluntários que participaram dos experimentos.

E por fim, agradeço a Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de doutorado, e à UFOP, pela concessão do afastamento parcial.

*We can only see a short distance ahead, but we can
see plenty there that needs to be done.*

Alan Turing.

Resumo

Interface Cérebro-Computador (BCI - *Brain-Computer Interface*) é um sistema que possibilita ao usuário a comunicação com dispositivos por meio de sinais cerebrais. Por permitir uma comunicação direta entre o cérebro e o computador, sistemas BCI são interessantes em diferentes tipos de aplicações, desde tecnologia assistiva até entretenimento. Por se tratar de um meio de interação não trivial, uma vez que envolve a interpretação de sinais cerebrais, sistemas BCI ainda apresentam comportamento inesperado em algumas situações devido à perda de concentração do usuário, interferência eletromagnética, ruído do ambiente, dentre outras variáveis desconhecidas, sendo ainda uma tecnologia em desenvolvimento. Este trabalho tem por objetivo estudar a Interação Humano-Computador provida por sistemas BCI baseados em Potenciais Evocados Visualmente em Regime Estacionário (SSVEP - *Steady State Visually Evoked Potentials*). Para isso, foi realizada uma revisão sistemática da literatura com a finalidade de compreender o estado da arte no desenvolvimento de interfaces para aplicações controladas por BCI-SSVEP. Posteriormente, um jogo denominado *Get Coins* foi desenvolvido como um instrumento de avaliação em um estudo de caso envolvendo 30 voluntários, com a finalidade de analisar o nível de desconforto causado pelos estímulos visuais e pelo equipamento de eletroencefalografia, a influência de efeitos sonoros como música de fundo, o impacto do *feedback* sonoro na interação do usuário, a percepção de controle proporcionado por sistemas BCI-SSVEP e o nível de fadiga causado na etapa de treinamento do classificador, além de analisar a ocorrência de olhos lacrimejantes, tonturas e incômodos de postura neste tipo de interação. O experimento mostrou que todos os voluntários foram capazes de controlar o jogo, embora com variações no desempenho, como esperado, indicando a necessidade de uma melhor compreensão do cérebro, das técnicas de processamento de sinais e das reais necessidades dos potenciais usuários deste inovador meio de interação.

Palavras-chave: Interface Cérebro-Computador, Potenciais Evocados Visualmente em Regime Estacionário, Interação Humano-Computador, Jogos Digitais, Sinais Cerebrais.

Abstract

Brain-Computer Interface (BCI) is a system that enables the user to communicate with devices through brain signals. By allowing direct communication between the brain and the computer, BCI systems are interesting in a different range of applications, from assistive technology to entertainment. Since BCI involves the interpretation of brain signals, that are non-trivial, these systems still present unexpected behavior in some situations due to loss of user concentration, electromagnetic interference, noises, among other unknown variables, being thus a technology in development. This research aims to study the Human-Computer Interaction provided by BCI systems based on Steady State Visually Evoked Potentials (SSVEP). For this, a systematic review of the literature was carried out in order to understand the state of the art in the development of application interfaces controlled by BCI-SSVEP. Subsequently, a game called Get Coins was developed as an evaluation instrument in a case study involving 30 volunteers, to analyze the level of discomfort caused by visual stimuli and electroencephalography equipment, the influence of sound effects such as background music, the impact of sound feedback on user interaction, the perception of control and the level of fatigue caused in the classifier training stage. Also, the occurrence of tearful eyes, dizziness and postural discomfort were analyzed. The experiment showed that all volunteers were able to control the game, with variations in performance, as expected, indicating the need for a better understanding of the brain, signal processing techniques and the real needs of users of this innovative technology.

Keywords: *Brain-Computer Interface, Steady State Visually Evoked Potential, Human-Computer Interaction, Digital Games, Brain Signals.*

Lista de Figuras

Figura 2.1 – Etapas de um sistema BCI.....	21
Figura 2.2 – Cérebro humano. Traduzido e adaptado de [1]......	22
Figura 2.3 – Padrão 10-10. Fonte: Adaptado de [19]......	24
Figura 2.4 – g.USBamp e g.SAHARAsys da g.tec medical engineering. Fonte: [21]......	25
Figura 2.5 – Interface de aplicação BCI-SSVEP.....	27
Figura 2.6 – Sinal EEG proveniente do canal Oz no domínio do tempo e da frequência.	27
Figura 2.7 – Onda P300. Fonte: [36]......	29
Figura 2.8 – Interface de um <i>speller</i> baseado em P300.....	29
Figura 2.9 – Sinal EEG com estimulação em 10 Hz bruto e filtrado por CAR.....	32
Figura 2.10 – Matriz de características e vetor de rótulos.....	34
Figura 2.11 – Diagrama de um <i>wrapper</i> incremental.....	35
Figura 2.12 – Hiperplano de classificação de duas classes.	36
Figura 2.13 – Arquitetura do sistema BCI2000. Traduzido e adaptado de [51]......	39
Figura 2.14 – Arquitetura do sistema OpenViBE. Traduzido e adaptado de [52].	40
Figura 3.1 – Concatenação de palavras-chave por operadores lógicos.	45
Figura 3.2 – Diagramas apresentando as etapas da revisão sistemática.....	46
Figura 3.3 – Distribuição entre estudos teóricos e práticos.....	47
Figura 3.4 – Formato de estímulo: (a) <i>checkerboard</i> ; (b) quadrado; (c) seta; (d) círculo; (e) hexágono; (f) vídeo; (g) fotos/figuras e (h) LED.	49
Figura 3.5 – Distribuição da quantidade de trabalhos versus número de estímulos visuais.....	50
Figura 4.1 – Menu inicial do Get Coins.	58
Figura 4.2 – Tela principal do Get Coins.	59
Figura 4.3 – Possibilidade de movimentos do jogador.....	60
Figura 4.4 – Tela de parabenização.	60
Figura 4.5 – Diagrama de transição entre telas.	61
Figura 4.6 – Interpretador de <i>log</i>	61
Figura 4.7 – Alteração no menu inicial.	62
Figura 4.8 – Alterações na tela principal.....	63
Figura 4.9 – Alterações na tela de parabenização.	63
Figura 4.10 – Estímulos visuais: (A) quadrado e (B) <i>checkerboard</i>	64
Figura 4.11 – Comparação de formato dos estímulos. Traduzido e adaptado de [55]......	65

Figura 4.12 – Resposta SSVEP para estímulos nas frequências de 6, 10, 12 e 15 Hz.	66
Figura 4.13 – Distância em graus entre os estímulos.	66
Figura 4.14 – Abordagem de estimulação quadro a quadro.	68
Figura 4.15 – Abordagem de estimulação por <i>delay</i>	68
Figura 4.16 – Abordagem por onda simulada.	69
Figura 4.17 – Disposição dos 16 eletrodos no escalpo seguindo o padrão 10-10. Fonte: [3]. .	71
Figura 4.18 – Setup do experimento piloto.	72
Figura 4.19 – Protocolo de treinamento.	72
Figura 4.20 – Histograma do número médio de moedas coletadas nos cenários controlados por BCI-SSVEP.	77
Figura 4.21 – Relação entre desempenho no treinamento e número médio de moedas coletadas durante o jogo.	78
Figura 4.22 – Número médio de moedas coletadas em cada versão do jogo por jogadores e não jogadores.	82
Figura 4.23 – Comparação entre a percepção de jogadores e não jogadores considerando a Versão 4 do jogo.	83

Lista de Tabelas

Tabela 3.1 – Distribuição de artigos por meio de publicação.	47
Tabela 3.2 – Distribuição de artigos por país.	48
Tabela 3.3 – Distribuição de artigos por tipo de estimulação.	50
Tabela 4.1 – Configuração do jogo em cada um dos cenários.	70
Tabela 4.2 – Dados compilados do primeiro piloto (2 participantes – P1 e P2)	74
Tabela 4.3 – Dados compilados do segundo piloto (2 participantes – P1 e P2).....	75
Tabela 4.4 – Número médio de moedas coletadas em diferentes versões do jogo.....	77
Tabela 4.5 – Nível médio de fadiga nas diferentes versões do jogo.	79

Lista de Abreviaturas e Siglas

BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
CAR	<i>Common Average Reference</i>
DFT	<i>Discrete Fourier Transform</i>
ECoG	Eletrorcortigrama
EEG	Eletroncefalografia
ERP	<i>Event-Related Potentials</i>
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>
fMRI	<i>functional Magnetic Resonance Imaging</i>
FPS	Quadros por segundo
HUD	<i>Heads-Up Display</i>
IHC	Interaçãõ Humano-Computador
ITR	<i>Information Transfer Rate</i>
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MEG	Magnetoencefalografia
MSE	<i>Mean Square Error</i>
NIRS	<i>Near InfraRed Spectroscopy</i>
SSVEP	<i>Steady State Visually Evoked Potentials</i>
TCP	<i>Transmission Control Protocol</i>
UDP	<i>User Datagram Protocol</i>

Índice

1.	Introdução.....	16
2.	Interface Cérebro-Computador.....	20
	2.1 Introdução	20
	2.2 Cérebro Humano.....	21
	2.3 Aquisição de Sinal Cerebral.....	23
	2.3.1 Aquisição por EEG	24
	2.4 Paradigmas de BCI	26
	2.4.1 Sistemas BCI Exógenos	26
	2.4.2 Sistemas BCI Endógenos	30
	2.5 Processamento de Sinais Cerebrais.....	30
	2.5.1 Pré-Processamento	31
	2.5.2 Extração de Características	32
	2.5.3 Seleção de Características	34
	2.5.4 Classificação	36
	2.6 Plataformas de Pesquisa em BCI.....	38
	2.7 Conclusão Parcial.....	42
3.	Revisão Sistemática em BCI-SSVEP	43
	3.1 Introdução	43
	3.2 Metodologia de Pesquisa	43
	3.2.1 Questões de Pesquisa	43
	3.2.2 Seleção de Base de Dados e Critérios de Pesquisa.....	44
	3.2.3 Critérios de Exclusão	45
	3.2.4 Extração de dados	46
	3.3 Resultados	46
	3.4 Demografia	48
	3.5 Estimulação.....	48

3.6	Número de estímulos	50
3.7	Características de diferenciação de estímulos visuais.....	51
3.8	Cor do estímulo visual	51
3.9	Discussão	52
3.10	Conclusão Parcial.....	55
4.	Aplicações BCI-SSVEP	57
4.1	Introdução	57
4.2	Apresentação do Jogo Get Coins	57
4.3	Inspeção Heurística	62
4.4	Decisões de Design – Get Coins	64
4.5	Gerador de Estímulos.....	67
4.6	Metodologia de Avaliação	70
4.7	Get Coins – Experimento Piloto	73
4.8	Get Coins – Experimento Principal	76
4.9	Conclusão Parcial.....	84
5.	Conclusão	86
5.1	Revisão Sistemática	86
5.2	Desenvolvimento de Aplicações Controladas por BCI-SSVEP	87
5.3	Análise da Interação provida por Sistemas BCI-SSVEP.....	88
5.4	Trabalhos Futuros	91
	Bibliografia.....	92
	Anexo A – Questionário de Inspeção Heurística	114
	Anexo B - Parecer do Comitê de Ética.....	124
	Anexo C - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido - Voluntários Saudáveis	127
	Anexo D – Questionário de Avaliação	130

1. INTRODUÇÃO

A capacidade de controlar dispositivos mentalmente é intensamente explorada nos filmes de ficção científica. A partir da década de 60, com a compreensão da anatomia e do funcionamento do cérebro humano, juntamente com o avanço da tecnologia que tornou viável a monitoração e o processamento da atividade cerebral, surgiu o primeiro sistema de Interface Cérebro-Computador (BCI - *Brain-Computer Interface*), tornando realidade a capacidade de interação humano computador por meio de sinais cerebrais [1].

O controle e dispositivos sem a necessidade de interação muscular torna os sistemas BCI atrativos para o desenvolvimento de tecnologias assistivas, como cadeiras de rodas automatizadas e controle de próteses. Esta característica inovadora também os torna atrativos no desenvolvimento de aplicações de entretenimento, como jogos. No entanto, trata-se de uma tecnologia ainda em fase de desenvolvimento, com poucas aplicações disponíveis para o usuário final, sendo a maioria delas restritas a experimentos em laboratório.

Para a popularização dos sistemas BCI, é necessário avanços na compreensão do funcionamento do cérebro e das técnicas de aquisição e processamento do sinal cerebral. Além disso, é importante analisar os sistemas BCI da perspectiva da Interação Humano-Computador (IHC), identificando as necessidades dos potenciais usuários deste meio de interação. Esta análise é importante pois pode indicar as variáveis que dificultam a interação por sistemas BCI. Por meio de uma revisão sistemática da literatura, foi possível observar uma tendência em pesquisar meios de aumentar o desempenho do sistema BCI; no entanto, o fator humano é deixado para segundo plano. Uma melhora no desempenho do sistema pode afetar positivamente a interação, no entanto, além do desempenho, a experiência provida pela interação também deve ser levada em consideração.

A motivação para este trabalho foi a carência de estudos envolvendo a análise da interação provida pelos sistemas BCI, além da falta de padronização na construção de interfaces de aplicações controladas por BCI baseado no paradigma SSVEP (*Steady State Visually Evoked Potentials*), observadas durante uma ampla e criteriosa revisão sistemática, conduzida de forma a conhecer o estado da arte no que tange o desenvolvimento de interfaces para aplicação BCI-SSVEP. Sendo assim, este trabalho contribui na análise da interação e no desenvolvimento de interfaces para aplicações controladas por sistemas BCI-SSVEP.

Para isso, um jogo denominado “*Get Coins*” controlado por BCI-SSVEP foi desenvolvido com a finalidade de servir como instrumento de avaliação, utilizado em um experimento envolvendo 30 voluntários, cujo objetivo foi analisar a interação do ponto de vista do usuário, considerando dados quantitativos, referentes ao desempenho no jogo, assim como dados qualitativos, obtidos através do *feedback* do usuário obtido por meio de questionários. Tomou-se o cuidado em desenvolver o jogo de forma a minimizar a influência de variáveis fora do escopo do experimento, tendo sido construído de acordo com recomendações encontradas na revisão sistemática e submetido a uma inspeção heurística conduzida por quatro especialistas em IHC do Instituto de Computação (IC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP). Adicionalmente, uma base de dados com sinais cerebrais provenientes dos 30 voluntários foi gerada, podendo servir de material para trabalhos futuros. O sistema BCI-SSVEP utilizado neste trabalho foi desenvolvido por um grupo de pesquisadores da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) da UNICAMP [2,3].

O desenvolvimento deste trabalho está vinculado a dois projetos:

- BRAINN (*Brazilian Research Institute for Neuroscience and Neurotechnology*), que tem por objetivo a investigação dos princípios que levam à epilepsia e Acidente Vascular Cerebral (AVC) e também visa o desenvolvimento de BCIs no contexto de tecnologias assistivas. O projeto é financiado pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP).
 - XTReMe (eXperiências de Tecnologias de Reabilitação em Medicina), continuação do projeto DesTINe (Desenvolvimento de Tecnologias de Informação para Neurologia), que tem por objetivo o desenvolvimento de tecnologias assistivas e de reabilitação, voltadas para pacientes que sofreram AVC. O projeto é financiado pela Financiadora de Estudos e Projetos (FINEP).
-

Os resultados desta pesquisa e trabalhos relacionados ao presente projeto de doutorado foram publicados conforme segue:

Trabalho aguardando revisão em periódico:

1. LEITE, H. M. A.; CARVALHO, S. N.; COSTA, T. B. S.; ATTUX, R.; HORNUNG, H. H.; ARANTES, D. S. Analysis of user interaction with BCI based on SSVEP: a case study of a game. Submetido para: Computational Intelligence and Neuroscience.

Trabalhos publicados em anais de eventos:

1. LEITE, H. M. A.; CARVALHO, S. N.; ATTUX, R. R. F.; HORNUNG, H.; ARANTES, D. S. Análise de Interfaces de Estímulos Visuais para BCI/SSVEP. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP, 2015, Campinas. Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP, v. 2. p. 212-212, 2015.
 2. TAVARES, T. V.; COSTA, T. B. S.; URIBE, L. F. S.; LEITE, H. M. A.; YARED, G. F. G.; SORIANO, D. C.; ATTUX, R. R. F.; CARVALHO, S. N. Análise de Técnicas de Filtragem Espacial em Sistemas BCI-SSVEP. In: VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP, 2015, Campinas. Anais do VII Simpósio de Instrumentação e Imagens Médicas (SIIM) / VI Simpósio de Processamento de Sinais da UNICAMP, v. 2. p. 70-73, 2015.
 3. JESUS JUNIOR, B. J.; SENA, M. L. R.; LEITE, H. M. A.; COSTA, T. B. S.; HORNUNG, H. H.; ARANTES, D. S.; ATTUX, R.; CARVALHO, S. N. Análise do Potencial Evocado Visualmente em Sinais Cerebrais para Implementação de BCIs. In: Brazilian Technology Symposium, 2016, Campinas. BTSym'16 - Proceedings, 2016.
-

4. SORIANO, D. C.; SOUTELLO, L. F. M. G.; COSTA, T. B. S.; CARVALHO, S. N.; URIBE, L. F. S.; LEITE, H. M. A.; KERSANACH, M. B.; STEFANO FILHO, C. A.; ATTUX, R. SSVEP-Based BCIs: The Brain as a Digital Communication Channel. In: 3rd CEPID BRAINN Congress, 2016, Campinas. *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*. v. 22. p. 113-114, 2016.
5. CUNHA, W. L.; LEITE, H. M. A.; COSTA, T. B. S.; URIBE, L. F. S.; SORIANO, D. C.; ATTUX, R.; CARVALHO, S. N. Analysis of feature extraction techniques of brain signals for the development of SSVEP BCI system. In: 3rd CEPID BRAINN Congress, 2016, Campinas. *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*, v. 22. p. 106-104, 2016.
6. LEITE, H. M. A.; CARVALHO, S. N.; COSTA, T. B. S.; ATTUX, R.; HORNUNG, H. H.; ARANTES, D. S. Controlling a Game using a BCI-SSVEP with Four Commands. In: 4rd BRAINN Congress, 2017, Campinas. *Anais do 4rd BRAINN Congress, 2017*. Aguardando reimpressão no *Journal of Epilepsy and Clinical Neurophysiology*.

A organização deste trabalho foi estruturada em 5 capítulos. O Capítulo 2 introduz o princípio de funcionamento de um sistema BCI. O Capítulo 3 expõe o resultado da revisão sistemática que apresenta o estado da arte no desenvolvimento de interfaces para aplicativos controlados por sistemas BCI-SSVEP. O Capítulo 4 apresenta o desenvolvimento de um jogo controlado por BCI-SSVEP, assim como a análise de interação. O Capítulo 5 apresenta as conclusões gerais do trabalho, bem como as perspectivas futuras.

2. INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR

2.1 INTRODUÇÃO

Interface Cérebro-Computador é uma modalidade de Interação Humano-Computador que estabelece uma comunicação direta entre o cérebro e o computador, permitindo a interação sem a necessidade de movimento muscular, o que a torna atrativa tanto para tecnologias assistivas como para aplicações de entretenimento [4].

Pesquisas envolvendo o estudo de sinais cerebrais começaram no século XIX. Em 1875, Caton usou um galvanômetro e posicionou dois eletrodos sobre o escalpo de animais, constatando a existência de sinal elétrico associado à atividade cerebral, e que estes sinais podem ser alterados por meio de estimulação sensorial, surgindo o conceito de eletroencefalografia (EEG), um método de monitoramento eletrofisiológico [5]. Em 1929, Hans Berger monitorou pela primeira vez o sinal cerebral humano, e ao longo de sua carreira deu importantes contribuições na área de eletrofisiologia, descrevendo as ondas cerebrais alfa e beta e também as alterações no registro eletroencefalográfico associado ao esforço mental [6].

Em 1964, Grey Walter inseriu eletrodos diretamente no córtex motor de um paciente que necessitava de uma cirurgia cerebral, registrando sua atividade cerebral. Durante o procedimento, foi requisitado ao paciente que apertasse um botão para avançar os *slides* de um projetor. Posteriormente, estes sinais registrados foram utilizados para desenvolver um sistema que permitisse ao paciente controlar o avanço de *slides* pelo desejo de apertar o botão. Infelizmente o trabalho não foi publicado, de forma que existem poucos registros sobre os procedimentos utilizados [1].

O primeiro trabalho que relata o desenvolvimento de um sistema BCI foi “*Toward Direct Brain-Computer Communication*”, de autoria de Vidal e publicado em 1973 [7]. Em seu trabalho, desenvolvido na Universidade da Califórnia, Vidal usou os mais modernos recursos computacionais da década de 70 para processar os sinais cerebrais em tempo de execução, mostrando ser factível a construção de sistemas BCI, incentivando posteriormente pesquisas que buscam uma melhor compreensão do cérebro humano.

Em 1999 ocorreu o primeiro encontro internacional de pesquisadores da área de BCI, relatado por Wolpaw *et al.* [8]. Este evento foi importante para revisar o estado da arte no

desenvolvimento de BCIs e também para propor padrões de metodologia no desenvolvimento de pesquisas na área. Na ocasião, formalizou-se a definição de BCI da seguinte forma: “Uma interface cérebro-computador (BCI) é um sistema de comunicação que não depende dos canais de saída convencionais do cérebro, dos nervos periféricos e músculos”.

Com a compreensão da atividade cerebral junto com o aperfeiçoamento das técnicas de processamento de sinais, foi possível expandir os limites de atuação das aplicações BCI. Atualmente, existe um esforço em tornar a tecnologia de BCI acessível ao usuário final, já existindo iniciativas envolvendo BCIs com tecnologias assistivas, jogos e simuladores [9].

Um sistema BCI consiste em um sistema de controle em malha fechada, conforme mostra a Figura 1.1. Primeiro, o sinal cerebral é adquirido por meio de eletrodos. Em seguida, o sinal é amplificado e digitalizado (conversor analógico-digital – A/D) e submetido ao módulo de processamento de sinais a fim de obter padrões relevantes que, posteriormente serão relacionados a comandos de aplicação. Por fim, o usuário recebe *feedback* de qual comando foi executado, completando o ciclo. O módulo de processamento de sinais é descrito com maiores detalhes na Seção 2.5.

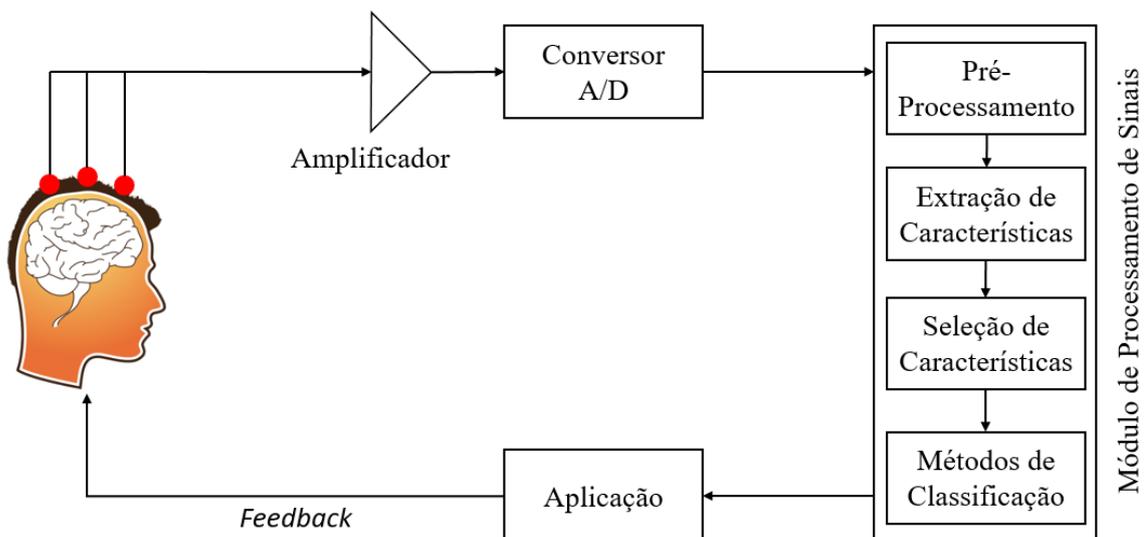


Figura 2.1 – Etapas de um sistema BCI.

2.2 CÉREBRO HUMANO

O cérebro é o principal órgão do ser humano e centro do sistema nervoso, contendo cerca de 85 bilhões de neurônios conectados com o objetivo de realizar diversas funções do corpo humano por meio da condução do impulso nervoso [10]. A Figura 2.2 ilustra o cérebro humano, destacando as diferentes regiões cerebrais.

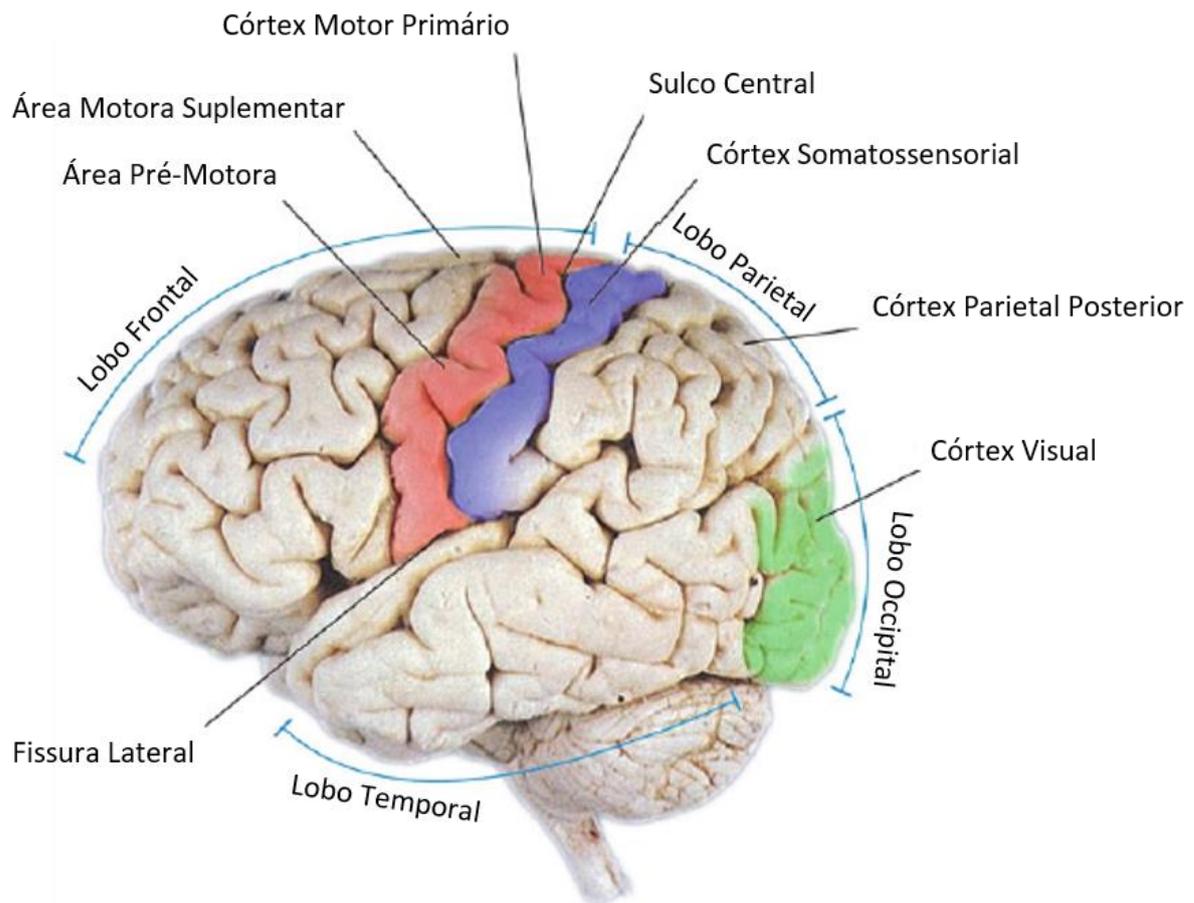


Figura 2.2 – Cérebro humano. Traduzido e adaptado de [1].

O lobo occipital está localizado na parte inferior do cérebro e tem a finalidade de processar estímulos visuais, sendo a região do cérebro responsável pela visão. O lobo parietal se localiza na região superior do cérebro e processa estímulos provenientes do tato, recebendo, portanto, informações de todo o corpo humano. O lobo frontal corresponde à parte da frente do cérebro e coordena a motricidade e a fala, e, por fim, o lobo temporal é responsável por processar estímulos auditivos, estando próximo da região das orelhas [11].

Considerando que cada região do cérebro é responsável por determinada função especializada, é possível analisar os sinais elétricos gerados por determinada região de interesse de forma a tentar compreender os padrões desses sinais para determinadas tarefas, e com isso criar uma forma de Interação Humano-Computador, neste caso, *Brain-Computer Interface* [1].

2.3 AQUISIÇÃO DE SINAL CEREBRAL

A aquisição do sinal cerebral é o primeiro passo de um sistema BCI. Uma aquisição acurada é fundamental para que o sistema BCI consiga obter de maneira precisa as atividades cerebrais, gerando uma resposta que condiga com a intenção do usuário. Existem duas modalidades para registrar o sinal cerebral: invasiva e não invasiva [1].

A modalidade invasiva consiste em implantar por meio cirúrgico os eletrodos diretamente no córtex do usuário. As técnicas invasivas mais comuns são o eletrocorticograma (ECoG) [12], no qual os eletrodos são posicionados na superfície do córtex e a gravação intracortical, na qual os eletrodos são posicionados diretamente sobre o tecido cortical [13]. A principal diferença entre os métodos é que o eletrocorticograma registra a atividade de um conjunto de neurônios, enquanto a gravação intracortical registra a atividade de um único neurônio ou um pequeno conjunto de neurônios.

A principal vantagem da modalidade invasiva é a qualidade do sinal, devido ao número reduzido de barreiras físicas entre o córtex e o eletrodo, impactando em uma relação sinal ruído maior, além de uma alta resolução espacial. No entanto, por requerer uma neurocirurgia para implantação dos eletrodos, as técnicas invasivas oferecem riscos que nem sempre são viáveis, além de serem caras por envolverem procedimentos cirúrgicos.

A modalidade não invasiva consiste em obter o sinal cerebral sem procedimento cirúrgico ou de risco. As técnicas mais comuns são o EEG, no qual os eletrodos são posicionados sobre o escalpo do usuário [14], ressonância magnética funcional (fMRI - *functional Magnetic Resonance Imaging*), que mede a atividade cerebral por meio de ressonância magnética [15], magnetoencefalografia (MEG), no qual os campos magnéticos do cérebro são monitorados por magnetômetros [16] e espectroscopia de infravermelho próximo (NIRS - *Near InfraRed Spectroscopy*), que monitora o fluxo de oxigenação cerebral por meio de luz infravermelho [17].

A principal vantagem da modalidade não invasiva é não expor o usuário a nenhum procedimento de risco. No entanto, devido às barreiras físicas entre o córtex e o equipamento de aquisição, a relação sinal ruído do sinal cerebral é baixa em comparação com o sinal cerebral adquirido por meio de técnicas invasivas, além de possuir uma baixa resolução espacial.

Neste projeto foi utilizado o amplificador de sinais biológicos g.USBamp, com 16 canais, 24 bits de quantização e frequência de amostragem que pode ser ajustada no intervalo entre 64 Hz e 38.400 Hz. Também foi utilizado um conjunto de eletrodos secos g.SAHARAsys, cujo posicionamento se dá por meio de uma touca, não necessitando da aplicação de gel no escalpo. Tanto o amplificador quanto o eletrodo são produtos da g.tec Medical Engineering [21]. A Figura 2.4 apresenta o equipamento.



Figura 2.4 – g.USBamp e g.SAHARAsys da g.tec medical engineering. Fonte: [21].

O equipamento da g.tec é direcionado para uso profissional, tanto na área médica quanto tecnológica, devido ao conhecimento necessário para a sua configuração e ao elevado custo do equipamento. No entanto, atualmente existem dispositivos que oferecem uma configuração mais simples e de custo inferior, como o EMOTIV [22], NeuroSky [23] e OpenBCI [24], que apresentam eletrodos fixos preposicionados, facilitando a configuração.

Após o procedimento de posicionamento dos eletrodos, dá-se início ao processo de aquisição da atividade cerebral, que pode ser realizado seguindo duas modalidades distintas de medidas [25]: referencial ou bipolar. Na modalidade referencial, os eletrodos são posicionados nas regiões em que se tem interesse de medir a atividade elétrica em conjunto com um eletrodo de referência, que é colocado em uma posição neutra, com baixa atividade cerebral, como os lóbulos das orelhas. Na modalidade bipolar, diferente da modalidade referencial, cada eletrodo tem a sua própria referência, ou seja, a atividade elétrica é medida pela diferença de potência entre dois eletrodos distintos.

2.4 PARADIGMAS DE BCI

Pode-se classificar um sistema BCI em duas categorias [26]: exógenos ou endógenos. Os sistemas BCI exógenos dependem da resposta cerebral do usuário provocada por estímulos externos, como uma imagem cintilando em determinada frequência, uma vibração em determinada parte do corpo ou um tom sonoro em determinada frequência. Por outro lado, os sistemas BCI endógenos não necessitam de nenhum tipo de estímulo externo, dependendo somente da capacidade do usuário em controlar a sua atividade cognitiva por meio da concentração e/ou imaginação. As duas categorias serão descritas com maiores detalhes nas subseções seguintes.

2.4.1 SISTEMAS BCI EXÓGENOS

Sistemas BCI exógenos são baseados em atenção seletiva, que é uma habilidade cerebral que permite ao usuário se concentrar em um único estímulo, que pode ser visual, sonoro ou somatossensorial, em meio a inúmeros outros estímulos presentes no ambiente e na interface de aplicação. Esses estímulos provocam uma atividade cerebral que normalmente tem um padrão específico e pode ser usada para gerar comandos de aplicação BCI. Enquadram-se nesta categoria de sistemas BCI as abordagens SSVEP e P300.

O SSVEP se baseia no paradigma de Potencial Relacionado a Evento (ERP - *Event-Related Potentials*), que permite identificar um padrão cerebral quando o usuário é exposto a um determinado estímulo, como um LED (*Light Emitting Diode*) ou imagem cintilando em determinada frequência [27]. A Figura 2.5 apresenta uma interface com quatro estímulos visuais em formato de quadrado que alternam as cores entre preto e branco, cada qual em uma frequência específica determinada. Quando o usuário se concentra em um dos estímulos, os neurônios do córtex visual sincronizam seus disparos na mesma frequência de oscilação do estímulo, gerando um aumento de potencial que pode ser registrado por meio do EEG [28].

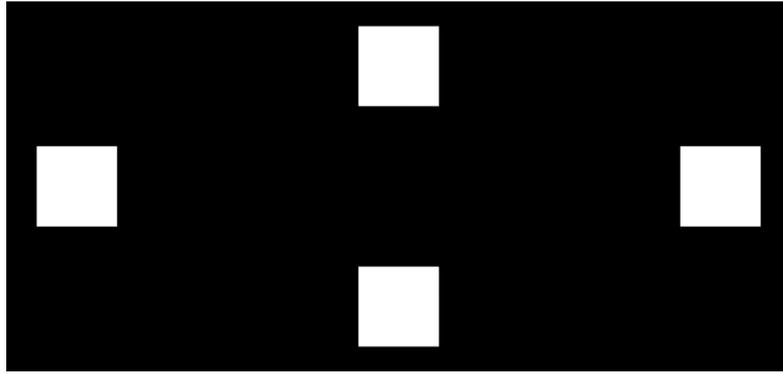


Figura 2.5 – Interface de aplicação BCI-SSVEP.

A Figura 2.6 apresenta o sinal EEG-SSVEP proveniente do canal posicionado em Oz (considerando o padrão 10-10), no domínio do tempo e da frequência, de um usuário exposto a um estímulo visual cintilante em 12 Hz. O sinal foi coletado em uma sessão com duração de 12 segundos. No domínio da frequência podem-se ver picos que indicam uma maior energia; no entanto, o pico na frequência do estímulo no qual o usuário está concentrado se sobressai, indicando uma maior atividade cerebral em sintonia com a frequência do estímulo visual.

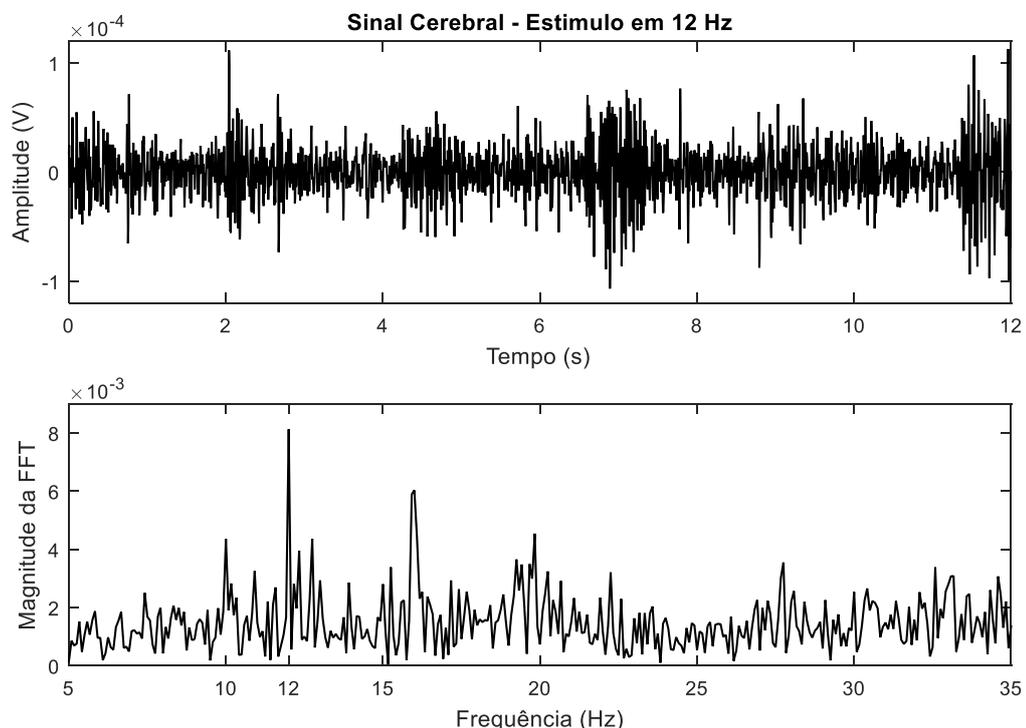


Figura 2.6 – Sinal EEG proveniente do canal Oz no domínio do tempo e da frequência.

Também é possível estimular o usuário de maneira tátil. Esta abordagem é conhecida como somatossensorial e consiste na aplicação sucessiva de pressão na pele do

usuário [29]. Por exemplo, pode-se definir para cada dedo da mão do usuário um comando de aplicação específico, e aplicar pressão em todos os dedos da mão, e pedir para que o usuário se concentre em um único dedo, que representaria o comando desejado. A análise do potencial evocado nos córtices somatossensoriais primário e secundário permite identificar em qual dedo o usuário estava concentrado. Esta técnica é especialmente útil no desenvolvimento de aplicações direcionadas a pessoas com deficiência visual.

Por fim, é possível estimular o usuário de maneira sonora, por exemplo, com tons senoidais em frequências determinadas. Neste caso, a análise do sinal cerebral proveniente do córtex auditivo permite identificar em qual estímulo sonoro o usuário manteve a concentração, gerando assim comandos de aplicação [30].

A principal vantagem em se usar BCIs baseadas em atenção seletiva é que esta abordagem requer pouco ou nenhum treinamento, exigindo do usuário somente a capacidade de concentração no estímulo [31]. A sua elevada taxa de transferência de informação, que pode chegar até a 75 bits/min, também é uma vantagem, pois permite o seu uso em aplicações relativamente complexas, como jogos eletrônicos e controle de cadeira de rodas [32]. No entanto, o ato de olhar, ouvir ou sentir determinado estímulo repetitivo por um longo período pode causar fadiga, necessitando de cuidados na construção das interfaces e estímulos de forma a minimizar este revés [33].

Também fazem parte da categoria de sistemas BCI exógenos a abordagem P300, que é um potencial que aparece na região do lobo parietal cerca de 300 ms após o disparo de um evento inesperado pelo usuário [34]. Apesar da abordagem se chamar P300 por conta do tempo que leva para se observar o potencial após o disparo do evento, este tempo é diferente dependendo da idade do usuário. Ao nascimento, o P300 ocorre por volta de 500 ms, passando para 300 ms na puberdade (por volta de 15 anos) e para 450 ms em usuários acima de 65 anos [35]. A Figura 2.7 mostra uma forma de onda com vários componentes ERP, sendo possível visualizar o N1 e N2 que são as tensões negativas e P1, P2 e P3 que são as tensões positivas. Vale salientar que o pico P300 está representado no gráfico pela marcação P3.

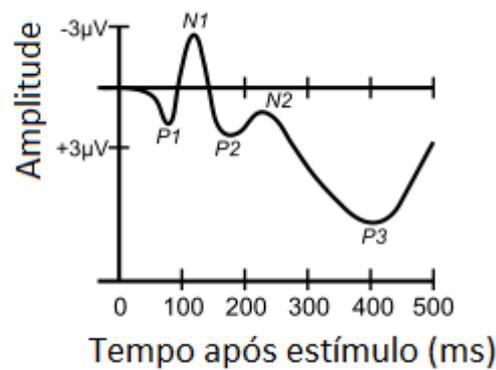


Figura 2.7 – Onda P300. Fonte: [36].

Existe uma grande variedade de aplicações nas quais a abordagem P300 pode ser utilizada. A primeira BCI-P300 foi desenvolvida em 1988 e consistia de um *speller*, isto é, um teclado no qual a seleção das letras era realizada por meio da identificação da onda P300. O seu princípio de funcionamento consiste em uma matriz de letras, como mostra a Figura 2.8, onde as linhas e colunas são destacadas aleatoriamente, de modo que a intersecção entre linha e coluna ressalta uma única letra. Caso esta letra seja a esperada pelo usuário, uma onda P300 é gerada, possibilitando assim identificar para qual letra o usuário estava concentrado [37].

A	B	C	D	E	F
G	H	I	J	K	L
M	N	O	P	Q	R
S	T	U	V	W	X
Y	Z	0	1	2	3
4	5	6	7	8	9

Figura 2.8 – Interface de um *speller* baseado em P300.

Uma vez que um potencial P300 é gerado de maneira inconsciente, a técnica também pode ser utilizada em interrogatórios, no qual várias imagens de cenas de crimes aleatórias são misturadas com a cena do crime em que se imagina que o suspeito tenha participado. Caso o suspeito tenha alguma relação com a imagem da cena do crime, uma onda P300 é gerada cerca de 300 ms após aparecer a imagem da cena do crime em que ele participou, indicando assim o seu provável envolvimento [38].

A principal vantagem da modalidade P300 é a confiabilidade na detecção e também por não necessitar de treinamento prévio, uma vez que a onda P300 é gerada naturalmente pelo cérebro na ocorrência de um evento inesperado [39].

2.4.2 SISTEMAS BCI ENDÓGENOS

Sistemas BCI endógenos consideram as variações da atividade cerebral relacionadas a processos cognitivos. Existem duas técnicas neurocognitivas de estimular a imaginação: imagética motora e imagética não motora.

A imagética motora consiste em imaginar determinado movimento do membro sem executá-lo. Por exemplo, pode-se pedir ao usuário para imaginar o movimento dos pés sem que ele execute de fato os movimentos. Esta imaginação gera uma atividade no córtex motor nas faixas mu e beta, permitindo a sua identificação por meio da análise do sinal [40]. Um fato interessante é que mesmo pessoas amputadas conseguem imaginar o movimento de seus membros perdidos, uma vez que a habilidade de imaginar o movimento de um membro amputado permanece. Atualmente, pode-se encontrar inúmeras aplicações utilizando imagética motora, como o controle de cadeira de rodas [41], jogos eletrônicos [42] e próteses [43].

A imagética não motora se baseia na imaginação de tarefas mentais, por exemplo, na imaginação de um quadrado, de uma palavra ou até mesmo de determinada música. O processo de imaginação dessas tarefas gera uma atividade cerebral específica que pode ser usada de forma a identificar o que o usuário imaginou. A região específica do cérebro a ser analisada usando a imagética não motora pode variar, uma vez que depende da tarefa mental.

Tanto a imagética motora quanto a não motora exigem treinamento intenso e um alto nível de concentração por parte do usuário, diferente dos sistemas BCI exógenos, em que somente a concentração em estímulo é o suficiente para gerar um padrão de sinal cerebral.

2.5 PROCESSAMENTO DE SINAIS CEREBRAIS

O módulo de processamento de sinais de um sistema BCI é responsável por receber, processar e classificar o sinal cerebral. Ele é dividido em 4 etapas principais, discutidos em detalhes no decorrer deste capítulo: pré-processamento, extração de características, seleção de atributos e classificação. Cada uma dessas etapas varia de acordo com o paradigma de BCI

utilizado. Nas subseções seguintes são apresentadas as técnicas usadas na implementação do sistema BCI-SSVEP usado neste trabalho.

2.5.1 PRÉ-PROCESSAMENTO

Os sinais de EEG coletados são acompanhados de artefatos. Isso se deve às influências do ambiente, do equipamento utilizado, do baixo potencial do sinal, na ordem de dezenas de microvolts, e também das respostas fisiológicas do usuário. Os artefatos são divididos em duas categorias [44]: instrumentais e fisiológicos.

Os artefatos instrumentais são oriundos de fontes externas, como a interferência eletromagnética, interferência da rede elétrica, artefatos de impedância, dentre outros. Pode-se diminuir os artefatos instrumentais isolando eletromagneticamente os equipamentos utilizados e fazendo a aquisição em uma sala com nível reduzido de ondas provenientes de equipamentos eletrônicos. Por sua vez, os artefatos fisiológicos se originam do próprio usuário, através dos movimentos musculares, batimento cardíaco, respiração, piscar de olhos, dentre outros. Comparado aos artefatos instrumentais, estes são mais difíceis de serem evitados por estarem intrinsecamente relacionados ao funcionamento biológico, no entanto, podem ser reduzidos com a concentração e com a redução de movimentos desnecessários durante o processo de aquisição.

A etapa de pré-processamento tem o objetivo de melhorar a qualidade do sinal cerebral aumentando a relação sinal ruído para as etapas posteriores do processamento de sinais. Neste trabalho, foi utilizada a técnica de filtragem espacial Referência de Média Comum (CAR - *Common Average Reference*). Esta filtragem proporciona um bom desempenho, é simples e permite trabalhar com janelas temporais pequenas, condição essencial para sistemas que precisem dar respostas em um curto intervalo de tempo.

O CAR é uma técnica que reduz os componentes que estão presentes em um maior número de eletrodos e consiste na subtração do valor médio da diferença de potencial calculada para todos os eletrodos, como segue

$$V_i^{CAR} = V_i^{ER} - \frac{1}{N_e} \sum_{j=1}^{N_e} V_j^{ER} \quad (2.1)$$

onde V_i^{ER} é o potencial do i -ésimo eletrodo e N_e é o número de eletrodos utilizados. Para esta técnica, o processo de aquisição deve ser realizado seguindo a modalidade referencial. Na

Figura 2.9 pode-se ver o efeito da filtragem em um sinal EEG proveniente do canal Oz de um usuário exposto a um estímulo visual cintilante em 10 Hz. No sinal bruto sobressaem inúmeros picos provenientes de artefatos. No sinal filtrado por CAR, estes artefatos são suavizados, realçando o pico na frequência de 10 Hz e também em sua harmônica em 20 Hz.

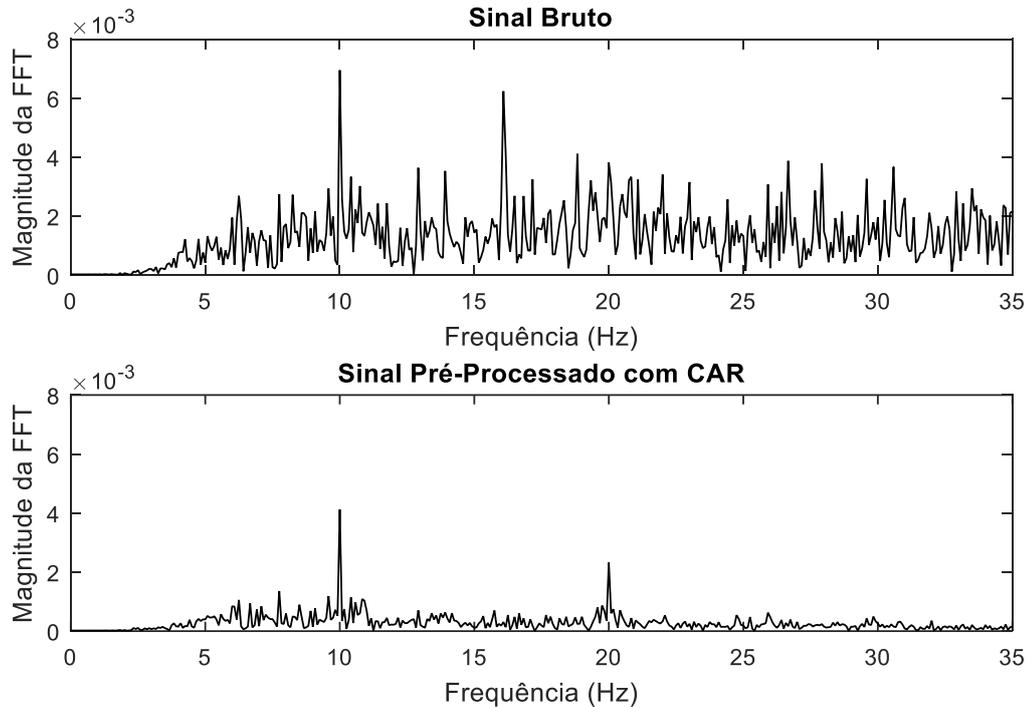


Figura 2.9 – Sinal EEG com estimulação em 10 Hz bruto e filtrado por CAR.

2.5.2 EXTRAÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

O objetivo da etapa de extração de características é descrever as informações de interesse contidas no sinal por meio de uma representação compacta e eficiente, que possibilite ao classificador atuar indicando para qual estímulo visual o usuário estava concentrado.

A extração de características de sinais EEG-SSVEP pode ser implementada de diferentes maneiras, trabalhando com o sinal no domínio do tempo ou da frequência. Os resultados encontrados na literatura indicam uma superioridade na eficiência das técnicas de extração de características espectrais [45,3]. A Figura 2.9 apresentada anteriormente permite uma percepção imediata sobre qual foi o potencial evocado visualmente da simples observação do espectro de frequências, o qual apresenta picos nas frequências evocadas e em suas

harmônicas. Diante disso, neste trabalho optou-se por realizar a extração de características analisando o sinal no domínio da frequência.

Para transformar uma sequência $x[n]$, no domínio do tempo, para uma sequência $X[k]$, no domínio da frequência, pode-se empregar a Transformada Discreta de Fourier (DFT - *Discrete Fourier Transform*). A DFT é um procedimento matemático que permite calcular o conteúdo espectral de uma sequência de valores discretos [46]. Dada uma sequência $x[n]$ de comprimento finito N , tal que

$$x[n] = \begin{cases} 0, & n < 0 \text{ e } n > N - 1 \\ \forall, & 0 \leq n \leq N - 1 \end{cases} \quad (2.2)$$

a representação no domínio da frequência de $X[k]$ é dada por

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] W_N^{kn} \quad k = 0, \dots, N - 1 \quad (2.3)$$

sendo $W_N = e^{-j(2\pi/N)}$.

Computacionalmente, aplicar a equação (2.3) para calcular a sequência $X[k]$ é custoso, da ordem $O(N^2)$. Um algoritmo eficiente, da ordem $O(N \cdot \log_2 N)$, que implementa o cálculo da DFT, surgiu em 1965, tratando-se da bem conhecida Transforma Rápida de Fourier (FFT - *Fast Fourier Transform*) [47].

A etapa de extração de características consiste em receber o sinal cerebral $x[n]$ filtrado na etapa de pré-processamento; aplicar o algoritmo da FFT no sinal $x[n]$ obtendo a sequência $X[k]$ com a descrição espectral do sinal; ler o valor do módulo da FFT, $|X[k]|$, nas frequências evocadas e em suas harmônicas e com estas informações, montar a matriz de características que representa de forma compacta as informações do sinal que possibilitarão a discriminação entre as classes pelo classificador.

Sistemas BCI-SSVEP operam em dois modos: treinamento e *online*. O objetivo do modo de treinamento é colher amostras de sinais cerebrais, com o indivíduo exposto aos estímulos a serem usados na aplicação, e fazer a extração de características para treinar o classificador. Já o modo *online* se refere ao controle da aplicação em tempo real. A etapa de extração de características varia de acordo com o modo de operação.

Considere, para fins de exemplo, um cenário onde o usuário deve controlar uma aplicação BCI-SSVEP por meio de 4 estímulos cintilando nas frequências de 6, 10, 12 e 15 Hz

cujo sinal cerebral é adquirido por 16 eletrodos. Neste caso, uma matriz de características com informações provenientes dos 16 canais é gerada com a descrição espectral nas frequências de interesse, como mostra a Figura 2.10. Sendo assim, a primeira linha da matriz é gerada por meio da aquisição de sinal quando o usuário é exposto a um estímulo de 6 Hz, a segunda, quando o usuário é exposto a um estímulo de 10 Hz e assim consecutivamente.

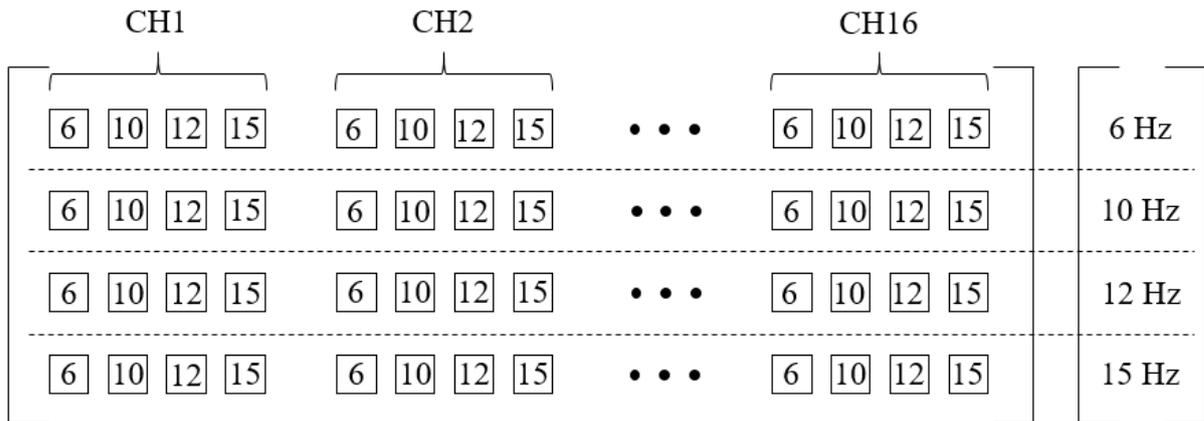


Figura 2.10 – Matriz de características e vetor de rótulos.

A matriz de características juntamente com o vetor de rótulos, que relaciona cada linha da matriz de atributos ao estímulo em que o usuário estava exposto, é utilizada para treinar o classificador; sendo assim, na etapa de treinamento, a matriz pode ser gerada com dados provenientes de várias sessões de treinamento. No entanto, no modo *online*, com o classificador já treinado, a matriz se resume a um vetor com uma única linha, proveniente do sinal que está chegando naquele instante.

2.5.3 SELEÇÃO DE CARACTERÍSTICAS

A etapa de seleção de características consiste em determinar as características mais informativas a serem usadas para gerar o sistema de classificação, ou seja, identificar o melhor conjunto de canais para o usuário. Esta etapa tem por objetivo melhorar o desempenho do classificador e proporcionar preditores mais rápidos e eficientes [48]. Neste trabalho foi utilizado o método de seleção por *wrapper* incremental [49].

O objetivo do *wrapper* é selecionar um subconjunto de características que forneça informações úteis para a discriminação das classes pelo classificador, ou seja, cada subconjunto é usado para treinar um modelo, que, posteriormente, é testado com amostras não utilizadas no

processo de treinamento. Este procedimento permite encontrar o melhor subconjunto de características com base na taxa de erro do classificador. A seleção de *wrapper* tende a garantir um melhor desempenho do sistema, no entanto, devido ao algoritmo de busca de subconjuntos, no espaço de todas as características possíveis e a avaliação de cada modelo, o processo se torna custoso computacionalmente. Pode-se ver na Figura 2.11 o esquema de funcionamento de um *wrapper* incremental.

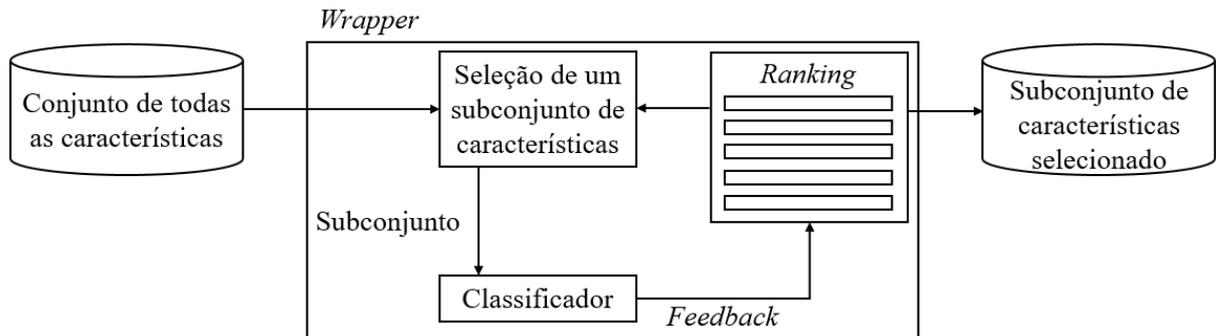


Figura 2.11 – Diagrama de um *wrapper* incremental.

A primeira etapa de um algoritmo *wrapper* consiste na estratégia de busca. Esta primeira etapa tem por objetivo realizar uma busca no espaço de características, que é da ordem $2^M - 1$, sendo M a quantidade de características. Existem várias estratégias de buscas como algoritmos genéticos, arrefecimento simulado, heurísticas gulosas, dentre outras [50]. No entanto, neste trabalho, foi adotada uma heurística gulosa com base na seleção incremental, uma vez que dava um melhor desempenho e usava um número menor de canais. Nesta abordagem, supõe-se que os atributos são mais bem correlacionados por uma incorporação progressiva.

O critério de parada de um *wrapper* varia de acordo com o algoritmo adotado. No entanto, tradicionalmente se utiliza como critério a taxa de acerto estipulada para determinado subconjunto e o tempo de busca. Neste trabalho, o algoritmo gerava um *ranking* com os melhores subconjuntos de acordo com a taxa de acerto e ao final do processo, selecionava o melhor subconjunto do *ranking*.

A etapa de seleção de características por *wrapper* é afetada diretamente pelo classificador, uma vez que o *feedback* necessário para a etapa de seleção é proveniente do classificador. A grande maioria das estruturas de classificação permite que se trabalhe com *wrapper*.

2.5.4 CLASSIFICAÇÃO

Em um sistema BCI, o classificador é responsável por identificar, a partir de um conjunto de características do sinal, qual foi o comando dado pelo usuário. Esta etapa varia de acordo com o modo de operação da BCI. No modo de treinamento, através da matriz de atributos e do vetor de rótulos, o classificador mapeia cada característica, selecionada pela etapa de seleção de características, em uma determinada classe. Após este mapeamento, um conjunto de características diferente daquele utilizado no mapeamento é usado para validar a taxa de acerto do classificador. No modo *online*, o classificador já treinado recebe dados e, por meio das características, o classifica em determinada classe. No contexto de BCI-SSVEP, os dados de entrada são as características extraídas do sinal cerebral e as classes são os possíveis comandos dado pelo usuário que estão associados aos estímulos visuais. Neste trabalho, foi utilizado um classificador linear.

Para um classificador linear, usa-se uma função discriminante do tipo

$$g(\mathbf{x}) = \mathbf{w}^T \mathbf{x} + w_0 \quad (2.4)$$

sendo \mathbf{x} o vetor de atributos, \mathbf{w} o vetor de pesos e w_0 o bias [48]. A orientação do hiperplano $g(\mathbf{x})$ é definida pela norma do vetor de pesos \mathbf{w} . Esta função discriminante determina a regra de decisão para duas classes C_1 e C_2 , como segue

$$\begin{cases} \mathbf{w}^T \mathbf{x} > w_0 \Rightarrow \mathbf{x} \in C_1 \\ \mathbf{w}^T \mathbf{x} < w_0 \Rightarrow \mathbf{x} \in C_2 \end{cases} \quad (2.5)$$

A Figura 2.12 mostra um caso de separação das características de duas classes por um hiperplano de separação $g(\mathbf{x})$.

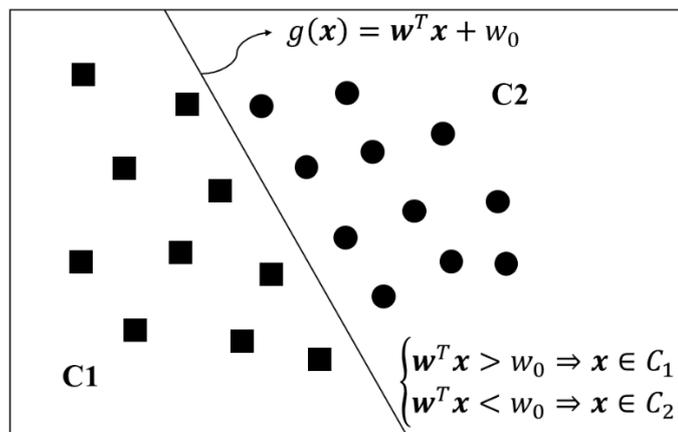


Figura 2.12 – Hiperplano de classificação de duas classes.

Para o caso de N classes, a função do discriminante linear é representada por

$$g(\mathbf{x}) = \sum_{i=1}^N \mathbf{w}_i \mathbf{x}_i \quad (2.6)$$

com $x_0 = 1$, de forma que w_0 represente o valor de *offset* do hiperplano [48].

A definição do hiperplano pode ser feita de diversas formas, como o discriminante de Fisher e mínimos quadrados (MSE - *Mean Square Error*). Neste trabalho, foi adotado o MSE, que é uma técnica usada para encontrar um hiperplano que separe de maneira ótima os dados do conjunto de treinamento, ou seja, permite determinar o vetor de pesos \mathbf{w} que define o melhor hiperplano capaz de separar as classes. O problema de otimização a ser solucionado para encontrar o vetor \mathbf{w} é:

$$\min_{\mathbf{w}} J(\mathbf{w}) = \min_{\mathbf{w}} \left[\sum_{i=1}^N (y_i - \mathbf{x}_i^T \mathbf{w})^2 \equiv \sum_{i=1}^N e_i^2 \right] \quad (2.7)$$

O erro entre o vetor de rótulos y_i e a saída estimada $\mathbf{x}_i^T \mathbf{w}$ é calculado sobre todas as características da matriz de treinamento. Minimizando a equação (2.7) em relação a \mathbf{w} tem-se:

$$\sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i (y_i - \mathbf{x}_i^T \mathbf{w}) = 0 \Rightarrow \left(\sum_{i=1}^N \mathbf{x}_i \mathbf{x}_i^T \right) \mathbf{w} = \sum_{i=1}^N (\mathbf{x}_i y_i) \quad (2.8)$$

De acordo com a Equação 2.8, tem-se a seguinte representação matricial

$$X = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_1^T \\ \mathbf{x}_2^T \\ \vdots \\ \mathbf{x}_k^T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{11} & x_{12} & \cdots & x_{1l} \\ x_{21} & x_{22} & \cdots & x_{2l} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{k1} & x_{k2} & \cdots & x_{kl} \end{bmatrix}, \quad \mathbf{y} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_k \end{bmatrix} \quad (2.9)$$

sendo X uma matriz $k \times l$ cujas linhas são os vetores de características e \mathbf{y} o vetor de rótulos.

Supondo que

$$\sum_{i=1}^k \mathbf{x}_i \mathbf{x}_i^T = X^T X \quad (2.10)$$

e também que

$$\sum_{i=1}^k \mathbf{x}_i y_i = X^T \mathbf{y} \quad (2.11)$$

a expressão (2.8) pode ser reescrita como

$$(X^T X)\hat{\mathbf{w}} = X^T \mathbf{y} \Rightarrow \hat{\mathbf{w}} = (X^T X)^{-1} X^T \mathbf{y} \quad (2.12)$$

ou seja, o vetor $\hat{\mathbf{w}}$ de pesos ótimo é dado pela solução das equações lineares.

2.6 PLATAFORMAS DE PESQUISA EM BCI

Atualmente, existem várias implementações de BCI disponibilizadas publicamente. Essas implementações foram desenvolvidas em diversos laboratórios de pesquisa e têm como público alvo outros pesquisadores envolvidos com BCI. Dentre as implementações, BCI2000 [51] e OpenViBE [52] são as que mais se destacam por conta das funcionalidades implementadas e facilidade de uso. No entanto, é comum que cada laboratório de pesquisa desenvolva seu próprio sistema BCI alinhado com seus interesses e compatível com seus equipamentos de aquisição, de forma que existem inúmeras outras implementações.

O BCI2000 é um *software* destinado à pesquisas na área de BCI, desenvolvido no ano de 2000 dentro de um projeto que integrava o Centro Wadsworth do Departamento de Saúde do Estado de Nova York (Albany, EUA) e o Instituto de Psicologia Médica e Neurobiologia Comportamental da Universidade de Tübingen (Tübingen, Alemanha) [51]. Neste mesmo projeto, houve participação também do *BrainLab* da Universidade do Estado da Geórgia (Atlanta, EUA) e da fundação Santa Lúcia (Roma, Itália).

A motivação que levou ao desenvolvimento do BCI2000 foi a padronização das pesquisas em BCI para fins de comparação de dados, além de facilitar pesquisas na área disponibilizando um conjunto de ferramentas implementadas e devidamente documentadas, agilizando o trabalho de pesquisadores iniciantes e facilitando o trabalho dos pesquisadores experientes [51].

A arquitetura do sistema BCI2000 consiste em quatro módulos: (i) interface de operação; (ii) fonte; (iii) processamento de sinais e (iv) aplicação do usuário, conforme mostra a Figura 2.13.

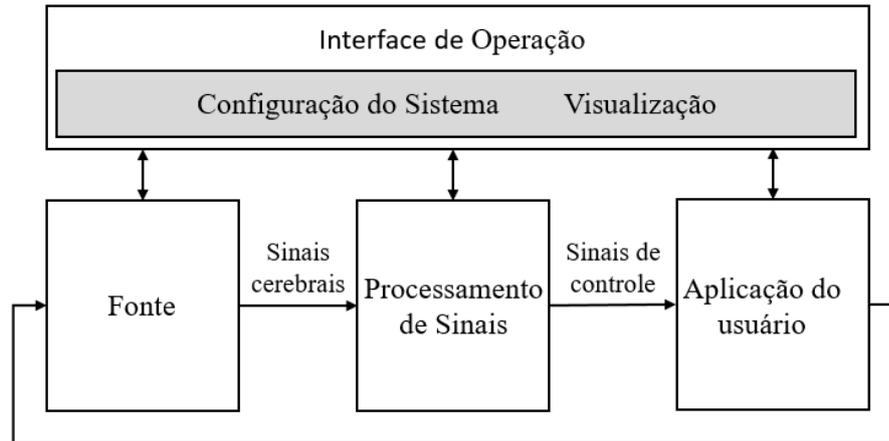


Figura 2.13 – Arquitetura do sistema BCI2000. Traduzido e adaptado de [51].

O módulo de interface de operação é a central de comandos na qual pode-se visualizar informações referentes ao experimento, além de servir como uma central de configurações dos parâmetros do sistema BCI.

O módulo fonte é responsável pelo processo de aquisição e armazenamento de dados. Nele estão contidas as rotinas de comunicação com o equipamento de EEG, além dos processos de armazenamento. Os sinais são armazenados em uma estrutura de arquivo que consiste em um cabeçalho em ASCII seguido das amostras coletadas no formato binário. A estrutura do arquivo permite armazenar quantos canais forem necessários para a aplicação.

O módulo de processamento de sinais tem por objetivo interpretar os sinais cerebrais e gerar sinais de controle. Este módulo acomoda a implementação de vários algoritmos de pré-processamento, extração de características, seleção de características e classificação. Também é possível implementar algoritmos e integrar na plataforma.

O módulo de aplicação do usuário recebe os sinais de controle para o controle de aplicações. O sistema disponibiliza algumas aplicações básicas, sendo possível desenvolver novas aplicações e integrar na plataforma. O usuário pode receber *feedback* visual, auditivo ou tátil.

O sistema BCI2000 foi escrito em C++ no ambiente Borland C++ *Builder* e pode ser executado em qualquer sistema operacional. Atualmente, o código fonte do sistema, assim como toda sua documentação, pode ser obtido gratuitamente para propósitos educacionais e de pesquisa [51].

O OpenViBE, assim como o BCI2000, também é um *software* destinado a pesquisas na área de BCI, cujo desenvolvimento iniciou-se no ano de 2005. O projeto foi financiado pela Agência Francesa de Pesquisa (ANR) e desenvolvido pelo Instituto Francês de Pesquisas em Ciência da Computação e em Automação (INRIA) e pelo Instituto Francês de Saúde em Pesquisa Médica (Inserm), e teve o primeiro protótipo cinco anos após o início de desenvolvimento [52]. A motivação que levou ao projeto foi a necessidade de fomentar pesquisas na área de BCI na França, as quais eram quase inexistentes à época.

A arquitetura do OpenViBE é altamente modularizada, conforme mostra a Figura 2.14. A modularização é baseada no uso de *plug-ins* de forma a facilitar a inserção de novas funcionalidades, tornando o sistema escalável.

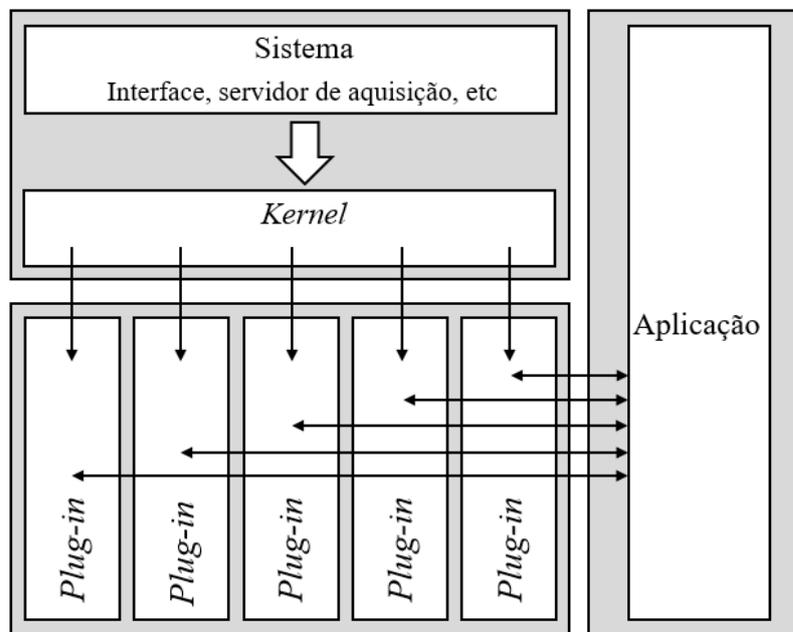


Figura 2.14 – Arquitetura do sistema OpenViBE. Traduzido e adaptado de [52].

O módulo de sistema consiste na interface do OpenViBE, do servidor de aplicação e também permite o acesso a funcionalidades do *kernel*, que por sua vez se encarrega de conectar e gerenciar todos os *plug-ins* em tempo de execução, gerando a aplicação. Os *plug-ins* se dividem em três diferentes categorias: *driver plug-ins*, *algorithm plug-ins* e *box plug-ins*.

A categoria de *driver plug-ins* permite que o usuário adicione dispositivos de aquisição de dados. Um *driver* lê o sinal do dispositivo de aquisição por meio de uma conexão física e o digitaliza, para posteriormente ser interpretado pelo OpenViBE.

A categoria de *algorithm plug-ins* é uma abstração para qualquer extensão que possa ser adicionada à plataforma, como uma nova técnica de extração de dados ou uma nova técnica de classificação. Esta arquitetura facilita o reuso de *software* e o compartilhamento de novas funcionalidades entre a comunidade acadêmica que utiliza o OpenViBE.

A categoria de *box plug-ins* tem a funcionalidade de encapsular *plug-ins* que juntos realizam determinada tarefa. Um desenvolvedor pode unir um conjunto de *plug-ins* e fornecer uma interface intuitiva de entrada e saída de dados, além da documentação, facilitando o uso por terceiros. Uma característica importante dos *box plug-ins* é a possibilidade de codificar usando a linguagem MATLAB. No entanto, para um melhor desempenho, é recomendado codificar na linguagem C++.

O OpenViBE também fornece um conjunto de aplicações que podem ser usadas para testar na prática os sistemas BCI, além de permitir que novas aplicações possam ser desenvolvidas e integradas.

Neste projeto, optou-se por utilizar um sistema BCI desenvolvido por um grupo de pesquisadores da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação (FEEC) da Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), vinculado ao projeto de Desenvolvimento de Tecnologias da Informação para Neurologia (DESTINE), financiado pela FINEP e do *Brazilian Institute of Neuroscience and Neurotechnology* (BRAINN), financiado pela FAPESP.

O sistema BCI utilizado foi desenvolvido em MATLAB por conta dos recursos disponíveis pela linguagem que facilitam o desenvolvimento de algoritmos de processamento de sinais [2]. Embora já existam implementações BCI prontas, como BCI2000 e OpenViBE, o grupo de pesquisadores preferiu desenvolver o seu próprio sistema para uma melhor compreensão e domínio de todas as etapas de um sistema BCI, bem como para fornecer uma plataforma flexível de acordo com as necessidades do grupo para trabalhos futuros.

A arquitetura do sistema BCI desenvolvido na FEEC consiste em cinco módulos: (i) estimulação; (ii) aquisição; (iii) processamento; (iv) treinamento e (v) comunicação e controle. O módulo de estimulação é responsável por gerar uma imagem de exibição de estímulos visuais. Este módulo foi desenvolvido usando HTML5. O módulo de aquisição consiste em um conjunto de funções responsáveis por fazer a comunicação com o equipamento de EEG. O módulo de processamento contém um conjunto de técnicas de processamento de sinais para tratar e classificar o sinal cerebral. O módulo de treinamento tem o objetivo de

realizar a seleção de características e treinar o classificador e por fim o módulo de comunicação e controle envia um sinal de controle para a aplicação de acordo com a saída do classificador.

Apesar de seu excelente funcionamento, o sistema BCI da FEEC necessita de uma interface de *setup* que facilite a sua configuração, uma vez que atualmente ela deve ser realizada diretamente no código fonte da aplicação. No entanto, por ainda ser um sistema em desenvolvimento, a falta de uma interface de usuário mais elaborada é justificável. A falta de uma aplicação de exemplo integrada ao sistema BCI também dificulta a execução de experimentos *online*. A aplicação desenvolvida neste trabalho, apresentada no Capítulo 4, foi integrada no sistema BCI da FEEC para uso em trabalhos futuros.

2.7 CONCLUSÃO PARCIAL

Sistemas BCI são complexos por envolverem um órgão ainda não completamente compreendido: o cérebro humano. Sendo assim, este capítulo buscou apresentar as principais características de um sistema BCI, dando destaque para as técnicas que foram usadas no sistema BCI-SSVEP adotado neste trabalho. Uma descrição mais detalhada do sistema BCI-SSVEP desenvolvida na FEEC pode ser encontrada em Costa [2], enquanto que maiores detalhes a respeito do funcionamento de um sistema BCI pode ser encontrado em Wolpaw et al. [4]. Um estudo comparativo das principais técnicas de pré-processamento, extração e seleção de atributos e classificação foi realizado por Carvalho [3,36]. Em relação à análise e interpretação de sinais de EEG, assim como a instrumentação envolvida, o livro de Kamel e Malik [11] é uma boa referência.

3. REVISÃO SISTEMÁTICA EM BCI-SSVEP

3.1 INTRODUÇÃO

O processo de desenvolvimento de aplicações deve seguir as metodologias da engenharia de *software* e o processo de construção de interfaces de usuário deve levar em consideração aspectos de IHC para prover uma interface de usuário com boa qualidade de uso. Sendo assim, para compreender como as interfaces para aplicações controladas por sistemas BCI-SSVEP estão sendo construídas, uma revisão sistemática foi realizada. Por meio desta revisão, foi possível identificar tendências e desafios na construção de interfaces e compreender o caminho das pesquisas que buscam analisar sistemas BCI do ponto de vista da IHC.

3.2 METODOLOGIA DE PESQUISA

Para uma revisão sistemática possuir um escopo bem definido, confiável e reproduzível, uma metodologia de revisão precisa ser definida. Para o propósito desta pesquisa, a metodologia foi dividida em 4 etapas, de acordo com as diretrizes de Creswell [53]:

1. Definição das questões de pesquisa a serem respondidas pela revisão sistemática;
2. Seleção de base de dados e critérios de pesquisas capazes de garantir uma completa e confiável pesquisa na área de interesse de forma a responder as questões de pesquisa;
3. Definição de critérios de exclusão de artigos, com o objetivo de filtrar os resultados obtidos;
4. Documentação formal, análise, síntese e apresentação do resultado da revisão sistemática.

3.2.1 QUESTÕES DE PESQUISA

A principal questão que este estudo buscou responder foi: Como a interface de usuário para aplicações controladas por BCI-SSVEP tem sido projetada? Com base nesta questão, outras questões específicas foram definidas para um melhor entendimento da área:

- Pesquisas publicadas na área de BCI-SSVEP apresentam uma abordagem mais teórica ou aplicada?
- Quais são os meios de estimulação mais usados em BCI-SSVEP?
- Quantos estímulos simultâneos têm sido usados nas aplicações controladas por BCI-SSVEP?
- Quais características têm sido usadas para a diferenciação de estímulos visuais?
- As cores usadas na interface de usuário influenciam o desempenho do usuário no controle de aplicações controladas por BCI-SSVEP?

3.2.2 SELEÇÃO DE BASE DE DADOS E CRITÉRIOS DE PESQUISA

A seleção de base de dados é de extrema importância em uma revisão sistemática, uma vez que ela deve incluir os artigos relevantes publicados na área de interesse. Neste estudo, três critérios foram considerados para selecionar as bases de dados: (i) apresentar um extenso número de artigos publicados na área de interesse desta pesquisa; (ii) conter ferramentas automatizadas de filtragem de resultados e (iii) apresentar boa reputação no meio acadêmico. Com base nos três critérios, quatro bases de dados foram selecionadas:

- ACM Digital Library;
- IEEE Xplore;
- ScienceDirect;
- SpringerLink.

As palavras-chave foram cuidadosamente escolhidas e combinadas de forma a selecionar um conjunto de artigos relevantes as questões de pesquisa, como segue:

1. *Brain-Computer Interface*;
 2. *Brain-Computer Interfaces*;
 3. BCI;
 4. *Steady State Visually Evoked Potential*;
 5. *Steady State Visually Evoked Potentials*;
 6. SSVEP;
 7. *Stimuli*;
 8. *Stimulus*.
-

Uma vez que o objetivo da revisão sistemática foi responder como as interfaces de usuário para aplicações BCI-SSVEP têm sido construídas, a palavra-chave “*interface*” não foi incluída porque o termo “*Brain-Computer Interface*” também é utilizado para se referir à interface de usuário, e também pelo motivo de que a palavra “*interface*” retornava um número considerável de artigos não relevantes para responder as questões de pesquisa. Por fim, as palavras chaves foram concatenadas por operadores lógicos conforme mostra a Figura 3.1.

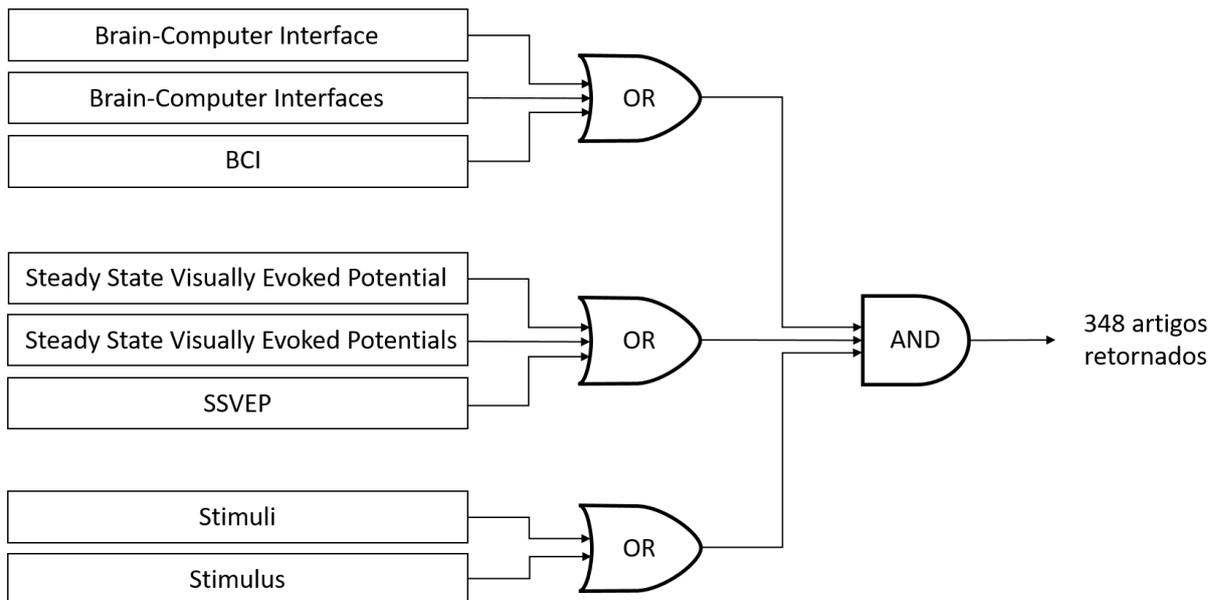


Figura 3.1 – Concatenação de palavras-chave por operadores lógicos.

3.2.3 CRITÉRIOS DE EXCLUSÃO

O processo de pesquisa somente com as palavras-chave resultou em um extenso conjunto de artigos. Com o objetivo de filtrar o resultado mantendo somente os trabalhos relevantes para responder as questões de pesquisa, o seguinte critério foi estabelecido para remoção de artigos da base de dados inicial:

1. Artigos duplicados;
2. Publicados antes de 2010;
3. Não escritos em inglês;
4. Não relacionados a BCI-SSVEP;
5. Que não apresentavam a interface de usuário.

Os critérios de exclusão de 1 a 3 foram aplicados durante o processo de busca, enquanto os critérios 4 e 5 foram aplicados durante o processo de leitura dos artigos.

3.2.4 EXTRAÇÃO DE DADOS

Após a aplicação dos critérios de exclusão, um conjunto de informação foi extraído dos artigos selecionados para responder as questões de pesquisa. A extração de dados foi realizada durante a leitura minuciosa de todos os artigos selecionados. As informações coletadas foram as seguintes:

- Título do artigo;
- Lista de autores;
- País (País de filiação do primeiro autor);
- Ano de publicação;
- Meio de publicação (jornal, conferência e outros);
- Cor do estímulo (preto e branco ou colorido);
- Foco do estudo (teórico ou prático);
- Número de estímulos visuais;
- Formato do estímulo visual (LED, *checkerboard*, quadrado e outros);
- Frequências usadas nos estímulos;
- Tipo de diferenciação entre estímulos (fase e/ou frequência).

3.3 RESULTADOS

O procedimento de busca retornou 348 artigos, sendo que após a aplicação dos critérios de exclusão 139 artigos foram selecionados e passaram pela etapa de extração de dados, conforme mostra a Figura 3.2.

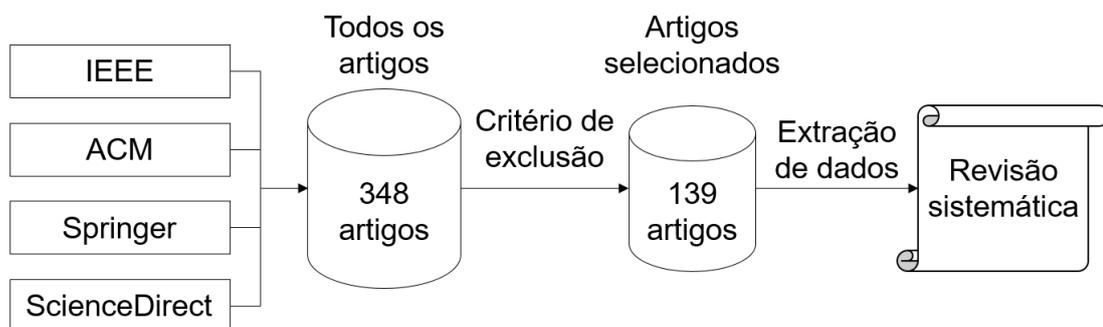


Figura 3.2 – Diagramas apresentando as etapas da revisão sistemática.

A Tabela 3.1 apresenta a distribuição dos artigos por meio de publicação. Mais da metade dos artigos (71%) foram publicados em conferências. É importante enfatizar que nenhum filtro quanto ao meio de publicação foi aplicado.

Tabela 3.1 – Distribuição de artigos por meio de publicação.

Meio de publicação	Número de artigos	Total (%)
Conferência	99	71
Jornal	27	19
Simpósio	6	4
Workshop	4	3
Letters	3	2

Em relação ao foco do estudo, 75 trabalhos (54%) apresentam uma abordagem teórica com contribuições pontuais em desenvolvimento de interfaces e 64 trabalhos (46%) apresentaram uma abordagem prática, reportando aplicações controladas por BCI-SSVEP, como jogos e simuladores. A Figura 3.3 apresenta a distribuição entre trabalhos teóricos e práticos, além dos tipos de aplicações reportadas nos trabalhos práticos. É possível observar que as aplicações de controle e automação são as mais comuns (33%) e consistem em aplicações como o controle de cadeira de rodas robotizada, carros de controle remoto, controle de robôs móveis, automação residencial, controle de humanoides, dentre outros. O desenvolvimento de teclados digitais controlados por BCI-SSVEP foi a segunda categoria de aplicativos reportados (31%). A categoria de jogos controlados por BCI-SSVEP ficou em terceiro lugar (23%). Aplicações de *smart glasses* ocuparam a quarta posição (11%), com soluções para comando binário para pessoas cegas ou para pacientes que não conseguem controlar a abertura das pálpebras, e por fim, somente 2% dos artigos reportaram o uso de BCI-SSVEP em aplicações de segurança.

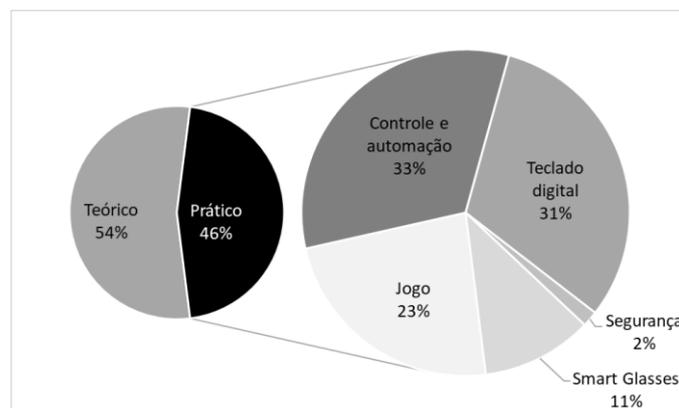


Figura 3.3 – Distribuição entre estudos teóricos e práticos.

3.4 DEMOGRAFIA

A Tabela 3.2 apresenta a distribuição demográfica dos 139 artigos avaliados. Os artigos originam de instituições de 29 países (considerando o país de filiação do primeiro autor). Fazendo uma análise por continente, pode-se verificar que 52% dos estudos foram desenvolvidos na Ásia/Australásia, 36% na Europa e 14% na América. Também é interessante observar que os 5 primeiros países são responsáveis por 52% dos artigos analisados.

Tabela 3.2 – Distribuição de artigos por país.

Posição	País	Número de artigos	Total (%)
1	Japão	22	16
2	China	18	13
3	Coreia do Sul	14	10
4	Estados Unidos	10	7
5	Brasil	8	6
6	Holanda	7	5
6	Taiwan	7	5
7	Alemanha	5	4
7	Polônia	5	4
7	França	5	4
8	Tailândia	4	3
9	Reino Unido	3	2
9	Áustria	3	2
9	Bangladesh	3	2
9	Dinamarca	3	2
9	Inglaterra	3	2
9	Malta	3	2
9	Itália	3	2
10	Austrália	2	1
10	México	2	1
10	Índia	1	1
11	Indonésia	1	1
11	Irlanda	1	1
11	Portugal	1	1
11	Romênia	1	1
11	Espanha	1	1
11	Turquia	1	1
11	Bélgica	1	1
11	Israel	1	1

3.5 ESTIMULAÇÃO

O estímulo visual é o elemento central de uma interface de usuário de uma aplicação controlada por BCI-SSVEP. Cada estímulo evoca uma resposta cerebral que é relacionada a um

comando específico da aplicação. No contexto de uma aplicação BCI-SSVEP, um bom estímulo deve gerar uma boa resposta SSVEP e ser integrado aos demais elementos visuais da interface de usuário.

A estimulação visual pode ser gerada por LEDs ou por imagens. De um total de 139 estudos, 52 (37%) usam estimulação por LEDs, enquanto que 87 (62%) adotam a estimulação por imagens exibidas em monitores.

A estimulação por LED é mais flexível em relação à escolha das frequências de estimulação, no entanto, é limitada quanto ao formato do estímulo, sendo restrito somente ao formato e cor de um único LED ou de uma matriz de LEDs. Por outro lado, a estimulação usando imagens exibidas em monitor permite uma ampla variedade de formatos e cores, no entanto, as frequências possíveis para os estímulos são restritas pela taxa de atualização do monitor. A Figura 3.4 apresenta diferentes formatos de estímulos visuais.

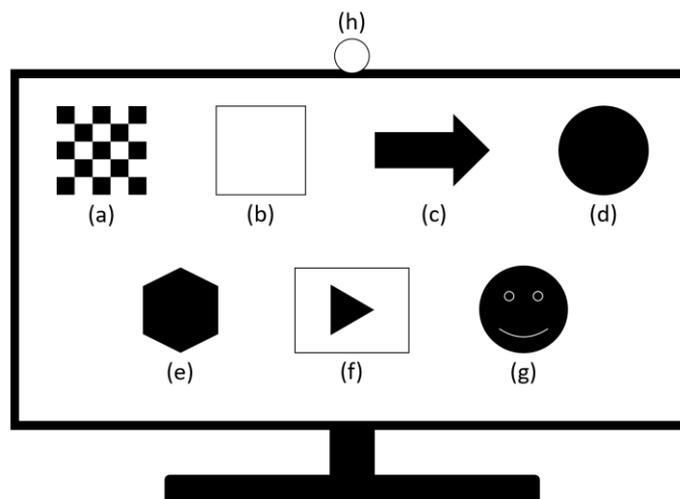


Figura 3.4 – Formato de estímulo: (a) *checkerboard*; (b) quadrado; (c) seta; (d) círculo; (e) hexágono; (f) vídeo; (g) fotos/figuras e (h) LED.

A Tabela 3.3 categoriza os artigos de acordo com o tipo de estímulo usado. A grande incidência de uso do LED, quadrado e *checkerboard* pode ser explicada por serem formatos de estimulação que reconhecidamente evocam um bom sinal SSVEP [54,55]. Apesar da grande variedade de formatos de estímulos, sua escolha também deve levar em consideração o contexto da aplicação e os elementos presentes na interface do usuário, de forma que o estímulo apresente uma significância e se integre à interface do usuário [56].

Tabela 3.3 – Distribuição de artigos por tipo de estimulação.

Formato do estímulo	Referências	Total (%)
LED	[33,54], [57–106]	37,4
Quadrado	[55], [107–151]	33,1
<i>Checkerboard</i>	[152–174]	16,5
Fotos / Figuras	[56], [175–179]	4,3
Círculo	[180–184]	3,6
Seta	[185–189]	3,6
Hexágono	[190]	0,7
Vídeo	[191]	0,7

3.6 NÚMERO DE ESTÍMULOS

O número de estímulos visuais é diretamente relacionado com o número de comandos da aplicação controlada por BCI-SSVEP. A Figura 3.5 apresenta um histograma que mostra a quantidade de estímulos usados simultaneamente nos artigos analisados. É interessante notar que apenas 39 estudos utilizam mais do que 4 estímulos simultâneos. Isso provavelmente se deve ao fato de que aplicativos com muitos estímulos podem confundir o usuário além de gerar artefatos decorrentes da visão periférica afetada pela grande quantidade de estímulos simultâneos e próximos uns aos outros [190].

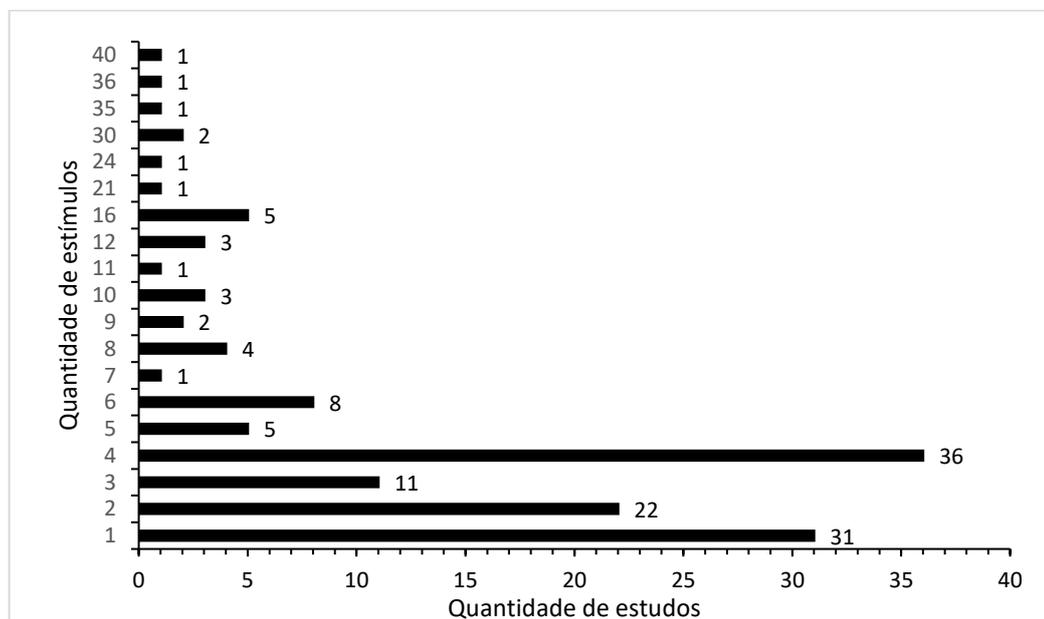


Figura 3.5 – Distribuição da quantidade de trabalhos versus número de estímulos visuais.

3.7 CARACTERÍSTICAS DE DIFERENCIAÇÃO DE ESTÍMULOS VISUAIS

Um estímulo visual pode ser diferenciado por meio de sua fase e/ou de sua frequência. A diferenciação por frequência foi utilizada em 126 estudos (91%), enquanto que 13 estudos (9%) utilizaram diferenciação por fase. Os estudos que utilizaram a diferenciação por fase foram: [65,66,71,75,79,104,106,138,144,148,173,187,192].

A diferenciação por fase é especialmente útil quando o estímulo visual é reproduzido em um monitor, uma vez que neste meio de reprodução as frequências permitidas são restritas as frequências submúltiplas da taxa de atualização do monitor para uma maior acurácia na reprodução do estímulo. Por exemplo, um monitor com 60 Hz de taxa de atualização permite a reprodução de estímulos nas frequências 30, 20, 15, 12, 10, 7.5, 6, 5, 4, 3, 2 e 1 Hz. No entanto, frequências baixas normalmente causam uma maior fadiga visual por conta da percepção visual da cintilação, reduzida em frequências maiores, e também por serem mais suscetíveis a artefatos, uma vez que grande parte dos processos fisiológicos interferem na faixa abaixo de 5 Hz [1]. Neste sentido, a diferenciação por fase pode ser uma solução em situações onde o número de estímulos deve ser maior que a quantidade de frequências possíveis para reprodução em monitor.

Em relação à diferenciação por frequência, 121 trabalhos (87%) utilizaram frequências ≤ 30 Hz, enquanto que 18 trabalhos (13%) utilizaram frequências > 30 Hz. Todos os trabalhos que utilizaram frequências > 30 Hz utilizaram o LED como meio de estimulação, devido às limitações decorrentes da taxa de atualização do monitor.

3.8 COR DO ESTÍMULO VISUAL

Por meio da análise dos artigos da revisão sistemática, foi possível identificar 69 trabalhos (50%) que usaram interfaces e estímulos coloridos, 48 trabalhos (35%) que usaram interface e estímulos em preto e branco e 22 trabalhos (16%) que usaram estímulos em preto e branco integrado em uma interface cujos outros componentes gráficos eram coloridos. Dentro dos valores citados, os meios de estimulação por LED foram considerados como interfaces e estímulos coloridos, por conta dos LEDs possuírem cores diferentes do preto e branco e por estarem integrados ao ambiente, naturalmente colorido.

3.9 DISCUSSÃO

Os estudos analisados na revisão sistemática indicam que o processo de compreensão de como uma interface deve ser projetada e construída para uma aplicação controlada por BCI-SSVEP ainda se encontra em fase de desenvolvimento, não havendo consenso quanto às melhores práticas de projeto e desenvolvimento de interfaces para este tipo de aplicação. Além disso, todos os 64 trabalhos práticos encontrados na revisão sistemática são restritos a ambientes controlados sob supervisão técnica. Foi observada uma variação no modo de projetar e construir interfaces para aplicações controladas por BCI-SSVEP, uma vez que sistemas BCI ainda se encontram em fase de desenvolvimento, não existindo um conjunto de *guidelines* para direcionar como sistemas BCI e suas aplicações devem ser projetadas e construídas. Um exemplo disso é o desconhecimento de quais cores de estímulo evocam um melhor sinal SSVEP. De um lado, Cao *et al.* [192] mencionam que as cores que melhor evocam uma resposta SSVEP são (em ordem decrescente): branco, cinza, vermelho, verde e azul. Por outro lado, Hasan *et al.* [119] indicam que existe uma relação entre cor e frequência, mostrando que para estímulos em 10 Hz, o vermelho evoca uma melhor resposta SSVEP, enquanto que o azul é a melhor cor para estímulos em 15 e 20 Hz. No entanto, é possível determinar a melhor cor para um determinado intervalo de frequência? Esta divergência dificulta a criação de um conjunto de *guidelines* sobre a definição de cores de estímulos. O motivo para este tipo de dificuldade se deve ao fato dos sistemas BCI serem alimentados por sinais biológicos, que apresentam comportamento que varia de acordo com o indivíduo. Isso significa que pode não existir uma única cor ou um conjunto delas que evoquem uma melhor resposta SSVEP considerando qualquer tipo de indivíduo, sendo necessário uma avaliação de quais as melhores cores para cada indivíduo. Além do mais, Allison *et al.* [193] mostram que nem todos os indivíduos são capazes de utilizar um sistema BCI-SSVEP, uma vez que algumas pessoas não conseguem evocar uma resposta SSVEP. Certamente, uma melhor compreensão do funcionamento do cérebro humano é necessária para melhorar a qualidade dos sistemas BCI e, por conseguinte, a interação por meio dela.

Em relação ao design de interação, o formato do estímulo e a sua posição devem apresentar um significado relacionado ao comando ativado por ele, facilitando a criação de modelos mentais e aprimorando a usabilidade. Alguns estudos salientam a importância em dar significado ao estímulo visual por meio de seu formato e posição, por exemplo, Bakardjian *et al.* [152] apresentam um jogo cujo objetivo é controlar um carro por uma pista de corrida. Em

sua interface, 8 estímulos visuais, cada qual cintilando em determinada frequência, posicionados em torno do carro nas posições correspondentes ao movimento ativado por cada estímulo: cima, baixo, esquerda, direita, diagonal superior esquerda, diagonal superior direita, diagonal inferior esquerda e diagonal inferior direita. Todos os estímulos possuem o formato de *checkerboard*. A relação entre o posicionamento do estímulo e a direção em que o carro move torna a interação mais fácil, além de não exigir do usuário a memorização do comando associado a cada estímulo. Outro exemplo neste sentido é apresentado por Legény *et al.* [56], que propõem um jogo de nave espacial cujo objetivo é destruir as naves inimigas que surgem no topo da tela. Neste jogo, o estímulo visual é um componente da nave, consistindo da asa esquerda, asa direita e bico da nave, que são responsáveis pelos comandos de voar para a esquerda, direita e atirar, respectivamente. A estratégia de integrar os estímulos com elementos da interface minimiza a efeito artificial produzido pelos estímulos em formatos genéricos como quadrado e *checkerboard*. Para sistemas que adotam a estimulação por LED, as possibilidades de integração do estímulo com a interface são restritas, uma vez que existe a limitação quanto ao formato do LED/Matriz de LEDs. No entanto, no controle de dispositivos físicos por BCI-SSVEP, como cadeira de rodas, a estimulação por LED pode ser uma vantagem devido ao seu formato compacto e facilidade de instalação.

O número de estímulos usados na interface varia e depende da quantidade de comandos necessários para controlar a aplicação. Na revisão sistemática houve casos de trabalhos que usavam um único estímulo assim como trabalhos que usavam 40 estímulos simultâneos. A exibição simultânea de vários estímulos próximos espacialmente pode causar artefatos no sinal, pois podem competir pela atenção do usuário [190]. Legény *et al.* [56] defendem que os estímulos devem ser exibidos somente em momentos onde o comando associado a ele seja possível de ser ativado. Por exemplo, em uma aplicação hipotética onde o usuário deve mover o cursor pela tela por meio de 4 estímulos posicionados nos quatro cantos da tela, não faz sentido apresentar o estímulo da esquerda na situação em que o cursor do mouse já se encontra na margem esquerda da tela, impossibilitando qualquer movimento a mais nesta direção; nesta situação, o estímulo visual da esquerda poderia ser desativado, desaparecendo da interface e aparecendo novamente quando houvesse a possibilidade do cursor movimentar para a esquerda. Esta abordagem, além de tornar a interface mais simples, pode contribuir com o processo de classificação, uma vez que a discriminação dos comandos poderá ser realizada com menos opções de classes.

Diversos estudos têm mostrado a aplicação de sistemas BCI-SSVEP em tecnologias assistivas. Para fins de exemplo, considerando os trabalhos encontrados na revisão sistemática, Han *et al.* [68] mostraram a possibilidade de pacientes com comprometimento oculomotor controlarem aplicações por BCI-SSVEP usando estimulação por LEDs. Para isso, os LEDs foram posicionados nas lentes de um óculos de forma que a luz proveniente do LED ultrapassasse a barreira da pálpebra, evocando um potencial SSVEP sem a necessidade do usuário abrir os olhos para receber a luz proveniente do estímulo. Também no contexto de aplicações assistivas, Müller *et al.* [129] demonstraram ser possível o controle de uma cadeira de rodas motorizada. Apesar das promessas de aplicação dos sistemas BCI, particularmente no contexto da tecnologia assistiva, Krishnaswamy *et al.* [194] reportaram que sistemas BCI ainda não proveem uma resposta rápida, segura e precisa. De fato, atualmente sistemas BCI permitem uma interação lenta quando comparado com os dispositivos de interação clássicos, como teclado, *mouse* e até mesmo fala. Além do mais, para a correta operação de sistemas BCI, é necessário o treinamento prévio do usuário, que pode ser cansativo, principalmente para usuários debilitados.

A dificuldade de se construir um sistema BCI que apresente uma resposta rápida, segura e precisa pode ser explicada pelo seu princípio de funcionamento. Por exemplo, diferentes modelos de *mouse* variam no formato, cor, resolução, número de botões, sensibilidade, tipo do sensor de movimento, dentre outros. No entanto, a forma de usá-los é semelhante independentemente do modelo, não exigindo treinamento prévio. Obviamente que a diferença entre o formato e a sensibilidade de diferentes modelos de *mouse* podem gerar um certo nível de desconforto para o novo usuário, no entanto, o processo de adaptação é simples e rápido. Por outro lado, sistemas BCI necessitam de treinamento, tanto para que o usuário entenda seu princípio de funcionamento quanto para que o sistema possa compreender o padrão de sinal cerebral emitido pelo usuário. Além do mais, o desempenho de um sistema BCI depende da capacidade de concentração do usuário, que pode variar no decorrer da interação.

Da perspectiva da IHC, a maioria dos sistemas BCI se encontram na “primeira onda” denominada “fatores humanos”, de acordo com Bannon [195,196]. Isto se deve ao fato de os sistemas BCI considerarem o usuário como um “componente” do sistema, que deve interagir seguindo um conjunto de regras do sistema. Nesta abordagem, o correto funcionamento do sistema depende da correta operação por parte do usuário, de forma que um engano cometido pelo usuário pode comprometer o correto funcionamento do sistema. Esta

abordagem fazia sentido no passado, quando os sistemas eram operados somente por usuários com conhecimento técnico. Atualmente, os sistemas devem ser projetados para serem usados por qualquer pessoa, com e sem conhecimento técnico, com diferentes preferências e habilidades, além de serem empregados em diferentes circunstâncias de uso (no trabalho, em casa, no trânsito, dentre outras). Conseqüentemente, o sistema deve se adaptar às necessidades do usuário, e eventuais “enganos” do usuário não devem interferir no correto funcionamento do sistema. Esse processo de adaptação do sistema ao usuário ainda não é uma realidade nos sistemas BCI, tornando necessário a continuidade das pesquisas com o objetivo de tornar esta tecnologia acessível ao usuário final.

3.10 CONCLUSÃO PARCIAL

Sistemas BCI permitem a interação direta entre o cérebro e o computador. Este inovador meio de interação permite o envio de comandos para aplicações sem a necessidade de movimento muscular, como requerido em outros dispositivos de interação, como *mouse*, teclado e *joystick*. Esta particularidade é especialmente interessante no escopo de desenvolvimento de tecnologias assistivas, no auxílio a pessoas com deficiências físicas que impedem o uso dos meios convencionais de interação. A revisão sistemática apresentada neste capítulo permitiu uma visão geral de como as pesquisas em BCI-SSVEP têm sido conduzidas. Para isso, um total de 139 artigos foram criteriosamente selecionados e analisados.

Os estudos mostram que os sistemas BCI são tecnicamente viáveis como meio de interação humano-computador, mas que no estágio atual de desenvolvimento, ainda não permitem uma interação eficiente, segura e precisa para uso no dia-a-dia. Todos os trabalhos analisados apresentam sistemas BCI que necessitam de conhecimento técnico para a configuração do sistema, como o posicionamento dos eletrodos, do sistema de aquisição de sinal cerebral e do módulo de processamento de sinais, para fins de exemplo. Os sistemas BCI também se mostraram sensíveis a artefatos, de forma que as análises eram realizadas em ambientes controlados, normalmente com baixa luminosidade, redução de ruídos e livre de interferências eletromagnéticas. Por fim, o custo dos equipamentos de EEG ainda é um fator limitante para a popularização dos sistemas BCI, mesmo com o surgimento de opções mais viáveis economicamente, como o EMOTIV [22], NeuroSky [23] e OpenBCI [24].

Os estudos analisados indicam um grande interesse da comunidade científica de melhorar o desempenho dos sistemas BCI, incrementando a taxa ITR (*Information Transfer Rate*), melhorando a acurácia do sistema de classificação e desenvolvendo melhores técnicas de processamento de sinais. No entanto, apesar do desejo de gerar um produto direcionado ao usuário final, a revisão sistemática mostrou que o foco dos trabalhos em sua maioria não leva em consideração fatores como a interação do usuário, da fadiga causada pelo uso, das melhores cores de interface, do posicionamento de estímulos, da influência do ambiente em que o sistema está sendo utilizado, bem como as necessidades do potencial usuário de um sistema BCI-SSVEP. Apesar da necessidade de aprimorar constantemente os detalhes de processamento do sinal cerebral e do desempenho do sistema em geral, também é importante analisar os sistemas BCI do ponto de vista da IHC, com o objetivo de tornar a interação mais agradável e também para identificar o que ainda precisa ser melhorado nos sistemas BCI considerando a percepção do usuário.

Sendo assim, sistemas BCI se encontram na perspectiva da IHC na “primeira onda” denominada “fatores humanos”, uma vez que o sistema depende que o usuário se adeque a ele para o correto funcionamento, necessitando de uma mudança de perspectiva para a “segunda onda” denominada “atores humanos”, onde o sistema se adapta as necessidades do usuário e a diferentes contextos de uso.

Finalmente, os resultados decorrentes do engajamento da comunidade científica no desenvolvimento de BCIs são animadores, já sendo possível vislumbrar um futuro onde sistemas BCI farão parte do cotidiano das pessoas, se tornando uma opção de interação tanto para pessoas com limitações físicas quanto para pessoas que desejam um novo meio de interação humano-computador.

4. APLICAÇÕES BCI-SSVEP

4.1 INTRODUÇÃO

A análise de sistemas BCI do ponto de vista da IHC é fundamental para a popularização da tecnologia, sendo preciso compreender como elementos de interface afetam a interação do usuário e, conseqüentemente, o desempenho do sistema. Sendo assim, o jogo *Get Coins* controlado por BCI-SSVEP foi desenvolvido com o propósito de ser um instrumento de avaliação, com o objetivo de analisar diferentes configurações de interface. Apesar das inúmeras possibilidades de aplicações possíveis de serem controladas por BCI-SSVEP, optou-se pelo desenvolvimento de um jogo cujo objetivo fosse simples e direto, para não confundir o usuário. Uma segunda motivação para a escolha de um jogo foi o apelo da aplicação, tornando o experimento potencialmente mais agradável.

Por meio da análise da interação provida pelo jogo, foi possível coletar dados quantitativos e qualitativos, através da aplicação de questionários e também da análise do desempenho do voluntário, que serviram para compreender como a interação ocorre e quais as dificuldades encontradas. Neste capítulo, o desenvolvimento do jogo é apresentado, assim como o protocolo experimental e a discussão proveniente da análise da interação.

4.2 APRESENTAÇÃO DO JOGO GET COINS

O objetivo do jogo *Get Coins* é coletar moedas através da movimentação de uma esfera. O jogo foi completamente desenvolvido na *game engine* Unity3D utilizando a linguagem C#. O controle da esfera se dá por meio de um sistema BCI-SSVEP, pela concentração do jogador nos estímulos visuais. Ao iniciar o jogo, a primeira tela que o usuário tem contato é a de menu, conforme mostra a Figura 4.1. No menu, o usuário deve se concentrar no estímulo na parte inferior, que cintila em determinada frequência, até que o sistema BCI identifique a frequência e retorne uma mensagem de controle para iniciar o jogo. O fundo escuro e estático foi uma decisão de projeto para não competir a atenção do jogador com o estímulo visual.

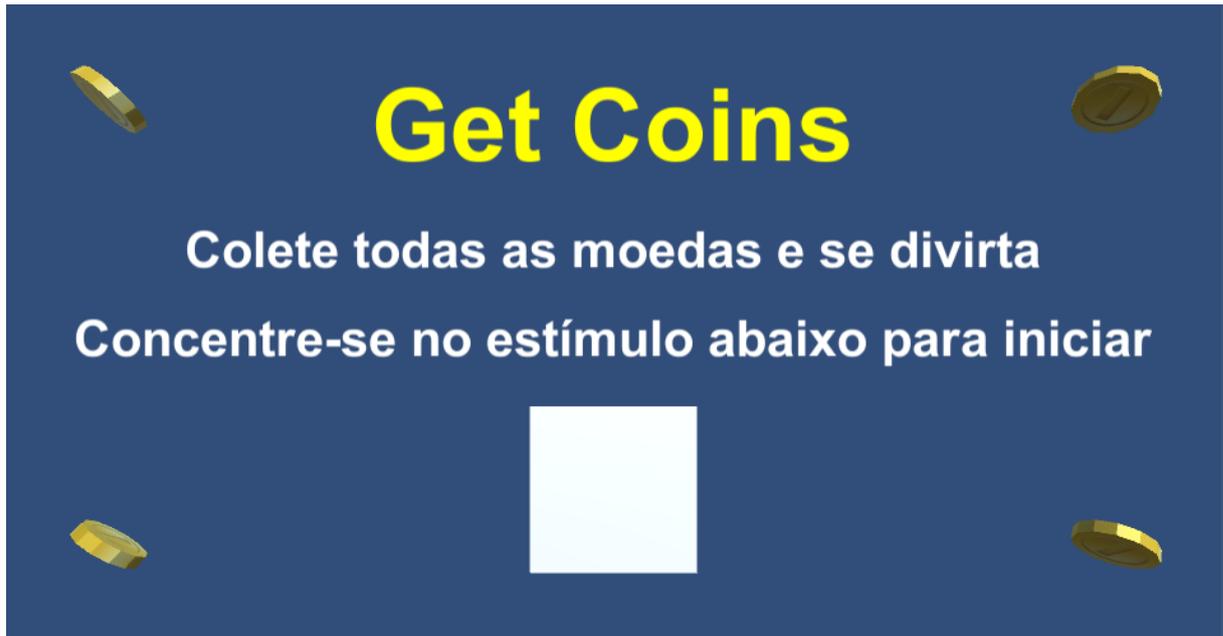


Figura 4.1 – Menu inicial do Get Coins.

Após o menu inicial, a tela principal do jogo é exibida, como mostra a Figura 4.2. Nela pode-se visualizar a arena, que consiste em um quadrado azul cercado por paredes brancas. Nas laterais quatro estímulos visuais cintilam nas frequências 6 Hz (esquerda), 10 Hz (direita), 12 Hz (baixo) e 15 Hz (cima). Por meio desses quatro estímulos o jogador controla o movimento da esfera. A posição do estímulo visual indica para qual lado será realizado o movimento da esfera. As moedas amarelas possuem localização estática no cenário e são capturadas quando a esfera passa por ela ou pelas posições adjacentes a ela. Um efeito sonoro é reproduzido a cada movimento da esfera, assim como quando a moeda é coletada. Durante toda a partida uma música de fundo instrumental é reproduzida. A cada moeda coletada, o contador de dinheiro localizado na parte superior esquerda da tela é incrementado em \$1,00. O jogo é finalizado após o jogador coletar todas as quatro moedas ou ao atingir o tempo máximo de 120 segundos.

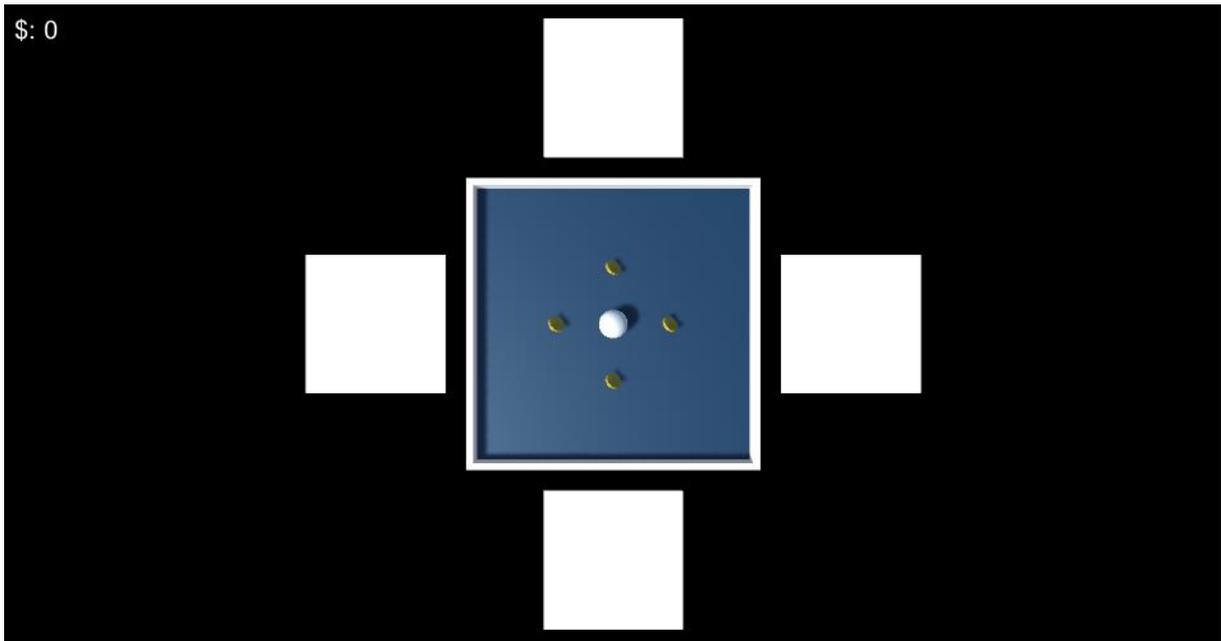


Figura 4.2 – Tela principal do Get Coins.

Uma diferença importante entre o controle realizado por sistemas BCI e por dispositivos convencionais é o ITR consideravelmente menor nos sistemas BCI [1]. Por conta disso, as aplicações controladas por BCI-SSVEP precisam considerar esta limitação. Inicialmente pensou-se em fazer o movimento da esfera ser influenciado pela inércia, ou seja, a esfera continuava a se mover após determinado comando sofrendo a influência do atrito até alcançar o repouso. No entanto, com o efeito da inércia, o tempo que o usuário levaria para ativar um segundo comando para mudar a direção de movimento da esfera inviabilizaria movimentos precisos em direção às moedas. Diante desta dificuldade, o movimento da esfera passou a ser por meio de pequenos deslocamentos sempre de mesmo comprimento. Esta mecânica de movimento baseado em *grid* possibilita uma jogabilidade mais lenta, se adaptando melhor às limitações da BCI. No total, partindo do centro do tabuleiro, o jogador pode dar 8 saltos para cada direção (cima, esquerda, direita ou baixo) até chegar nos limites da arena, como mostra a Figura 4.3.

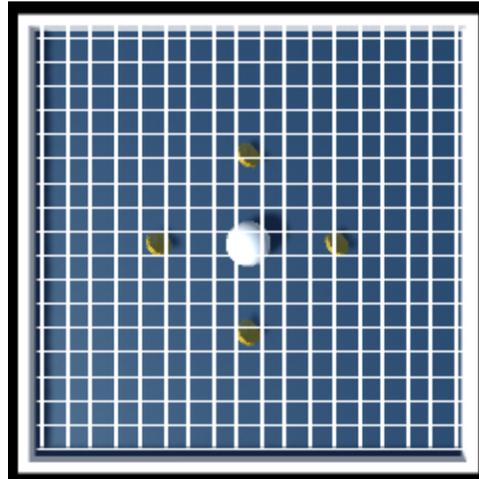


Figura 4.3 – Possibilidade de movimentos do jogador.

Após o jogador coletar todas as moedas ou após o limite de 120 segundos, uma tela de parabenização é exibida ao jogador, como mostra a Figura 4.4. Caso o usuário se concentre no estímulo visual localizado na parte inferior da tela, o jogo é reiniciado na tela principal.

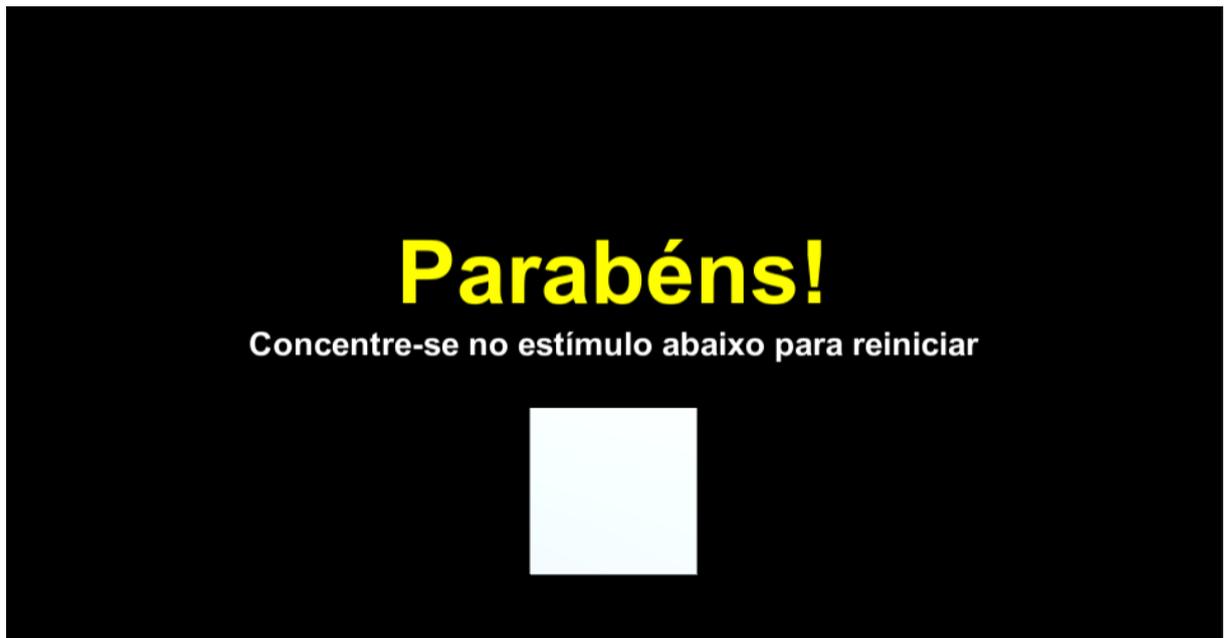


Figura 4.4 – Tela de parabenização.

As frequências de todos os estímulos visuais do jogo podem ser definidas facilmente no Unity3D. Toda a arquitetura do jogo foi desenvolvida de forma a tornar fácil o processo de customização da interface com o usuário. É possível alterar a cor, formato, frequência e posição dos estímulos visuais, a cor de fundo da aplicação e do tabuleiro, a cor, o tamanho e o deslocamento da esfera controlada pelo jogador, o tamanho, quantidade e posição

das moedas, o som relacionado ao salto e à coleta das moedas, a música de fundo, as fontes, cores e texto das legendas além da duração máxima de cada partida. Esta facilidade de alterar a interface do jogo foi pensada de forma a facilitar a realização de experimentos envolvendo a variação dos elementos de interface para fins de pesquisas e investigações futuras. As possibilidades de transições entre as telas são apresentadas na Figura 4.5.

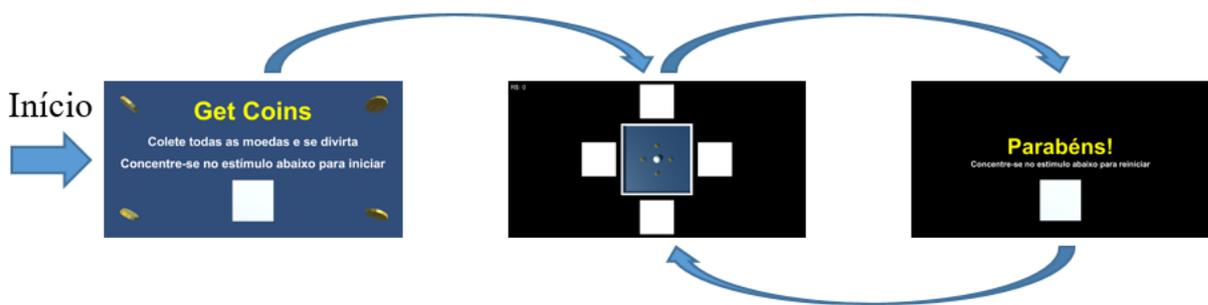


Figura 4.5 – Diagrama de transição entre telas.

Ao final do jogo um *log* é gerado com as informações do caminho percorrido pela esfera, o tempo que o jogador levou para conseguir coletar todas as moedas além do número de movimentos realizados. Para facilitar a visualização do arquivo de *log*, que consiste em um arquivo *txt*, um interpretador foi desenvolvido, como mostra a Figura 4.6, permitindo visualizar graficamente as informações de *log*. A malha quadriculada representa a arena, cujos quadrados representam as posições possíveis de deslocamento da esfera. Os quadrados em vermelho representam as posições por onde a esfera passou. Também é apresentado na lateral direita da tela o tempo total de jogo e a quantidade de deslocamentos.

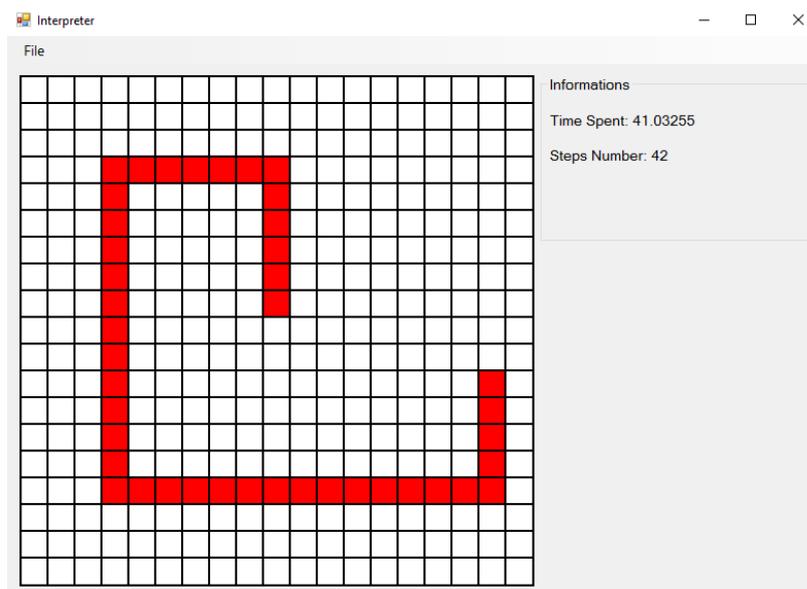


Figura 4.6 – Interpretador de *log*.

O jogo e o sistema BCI rodam em computadores diferentes devido ao alto recurso computacional exigido pelo sistema BCI, de forma que a execução paralela com o jogo poderia afetar o seu desempenho. A integração entre os computadores ocorre por meio de uma conexão serial ou através de uma conexão de rede através do protocolo UDP (*User Datagram Protocol*) ou TCP (*Transmission Control Protocol*). O computador que executa a BCI envia ao computador que executa o jogo a saída do classificador. Este, por sua vez, recebe esta informação e faz a correspondência da saída do classificador com o comando da aplicação.

4.3 INSPEÇÃO HEURÍSTICA

Para chegar à versão final da interface do jogo apresentada na seção anterior, uma inspeção heurística foi conduzida por quatro especialistas em IHC do Instituto de Computação (IC) da UNICAMP, seguindo as dez heurísticas de Nielsen, sendo elas [197]: (1) visibilidade do *status* do sistema; (2) compatibilidade do sistema com o mundo real; (3) controle do usuário e liberdade; (4) consistência e padrões; (5) prevenção de erros; (6) reconhecimento ao invés de relembração; (7) flexibilidade e eficiência de uso; (8) estética e *design* minimalista; (9) ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros e (10) *help* e documentação. Também foi avaliada a fadiga causada pelo jogo. O questionário de avaliação usado pelos especialistas se encontra no Anexo A.

Na Figura 4.7 é apresentada a interface do menu inicial antes e depois da inspeção heurística, levando em consideração o *feedback* dos especialistas. A alteração consistiu na remoção do efeito de partículas no fundo da tela, com o objetivo de evitar qualquer tipo de distração que pudesse competir a atenção do jogador com o estímulo visual localizado na parte inferior da tela. Esta alteração, além de facilitar a concentração do usuário, também ressaltou o texto das legendas e o estímulo visual.



Figura 4.7 – Alteração no menu inicial.

Na Figura 4.8 pode-se ver as modificações realizadas na tela principal. Para fins de internacionalização da interface, o símbolo “R\$” foi substituído por “\$”. O tamanho da esfera foi duplicado para permitir ao jogador o monitoramento dela através da visão periférica, mantendo o foco da visão no estímulo. As posições das moedas no cenário também foram alteradas, ficando mais próximas da posição inicial da esfera, exigindo um número menor de movimentos para a sua coleta. Para fins de comparação, inicialmente, com as moedas afastadas do ponto inicial da esfera, no melhor caso era necessário dar 42 comandos para conseguir coletar as 4 moedas. Após aproximar as moedas da posição inicial da esfera, o número de movimentações para coletar as quatro moedas diminuiu para 28 no melhor caso. Considerando que o tempo entre cada movimento é de 2 segundos, esta modificação se mostrou adequada, tornando o desafio compatível com o tempo limite de jogo de 120 segundos.

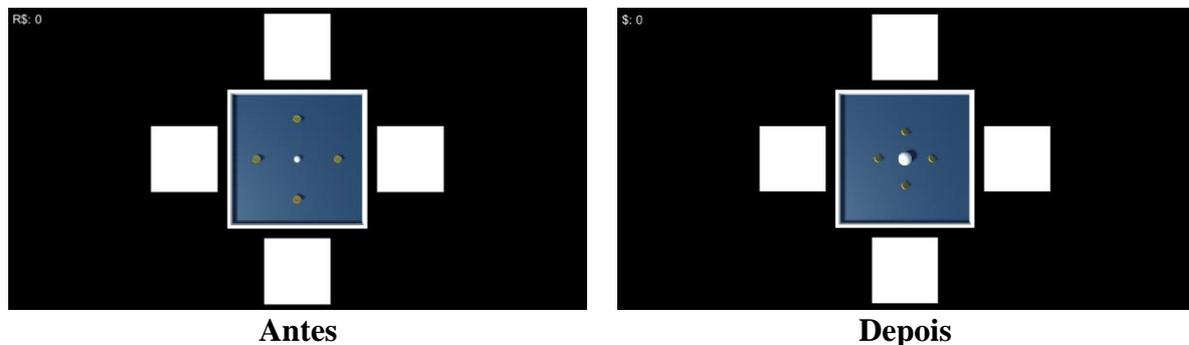


Figura 4.8 – Alterações na tela principal.

Na Figura 4.9 são apresentadas as modificações realizadas na tela de parabenização. Assim como no menu inicial, o fundo da tela continha um efeito de partículas simulando fogos de artifício. Este efeito foi removido para não competir a atenção do usuário com o estímulo visual responsável por reiniciar o jogo. Esta alteração ressaltou o texto das legendas assim como o estímulo visual. Independentemente do resultado do jogador, a tela de parabenização é exibida, com a intenção de motivar e agradecer a participação do voluntário no experimento.

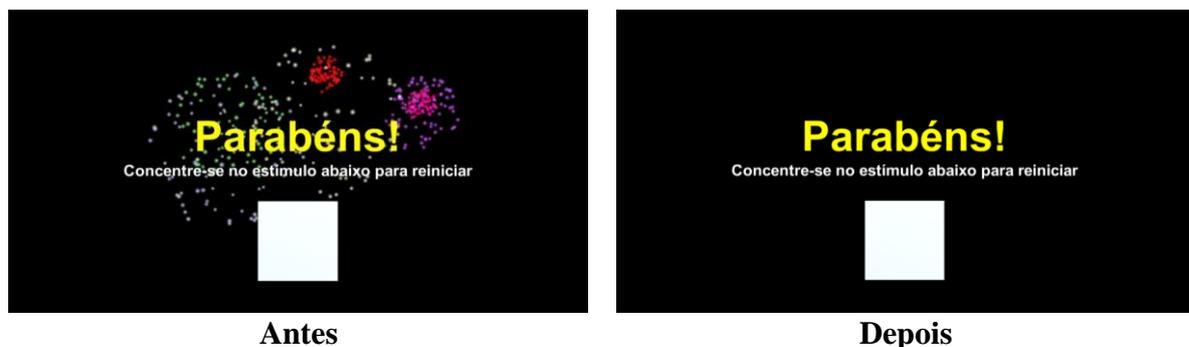


Figura 4.9 – Alterações na tela de parabenização.

Por fim, a transição entre as telas do jogo foi alterada. Inicialmente, na tela de parabenização, após o jogador se concentrar no estímulo para reiniciar o jogo, o menu inicial era exibido. No entanto, para agilizar o início de uma nova partida, optou-se por fazer a transição diretamente para a tela principal, uma vez que o menu principal é para apresentar o jogo, sendo desnecessária a sua exibição a cada nova partida.

4.4 DECISÕES DE DESIGN – GET COINS

Durante o projeto e desenvolvimento de interfaces é necessário decidir quais componentes de interface serão utilizados, o aspecto visual além de suas funcionalidades. No jogo *Get Coins*, a maior parte dos componentes de interface são tridimensionais. Os estímulos visuais e as legendas do jogo são os únicos elementos bidimensionais, exibidos no HUD (*Heads-Up Display*) do jogo.

A escolha do formato do estímulo visual não deve ser pautada somente na estética, pois influência também no desempenho da BCI, uma vez que determinados formatos evocam um melhor sinal SSVEP. Na literatura, o quadrado e o *checkerboard*, apresentados na Figura 4.10, são os formatos de estímulos visuais mais empregados, devido a sua simplicidade, facilidade de implementação e também por evocarem um bom sinal SSVEP.

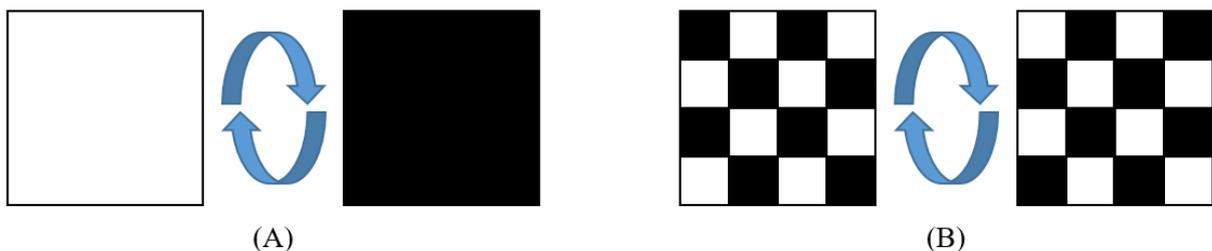


Figura 4.10 – Estímulos visuais: (A) quadrado e (B) *checkerboard*.

A Figura 4.11 compara a intensidade da resposta SSVEP evocada por um quadrado e por um *checkerboard* nas frequências 6.67, 7.50, 10 e 12 Hz. Pode-se ver uma melhor intensidade na resposta SSVEP quando o usuário é estimulado com o quadrado em relação ao *checkerboard* [55], motivando a escolha do quadrado como estímulo visual no *Get Coins*.

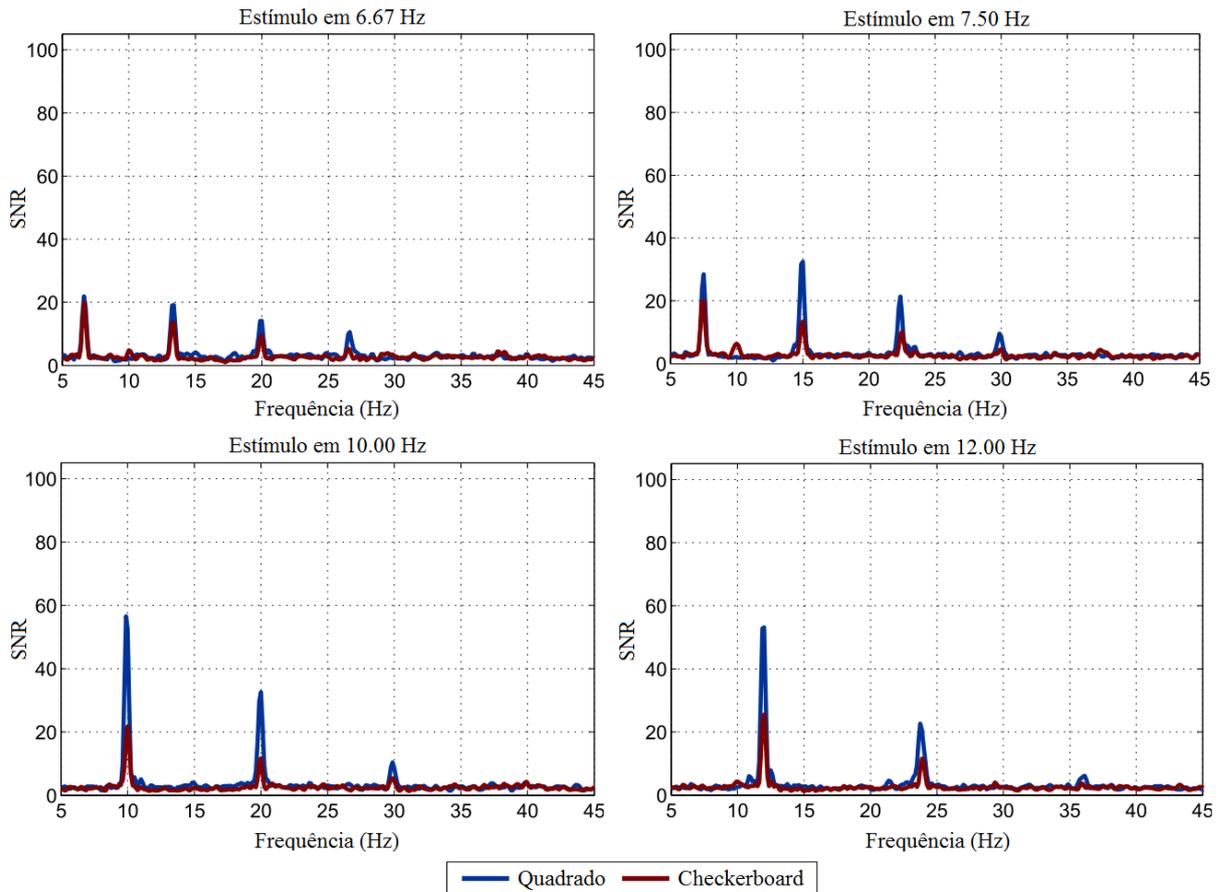


Figura 4.11 – Comparação de formato dos estímulos. Traduzido e adaptado de [55].

Além do formato, uma segunda característica do estímulo que afeta a resposta SSVEP é a cor. Teoricamente o estímulo pode ter qualquer cor, inclusive efeitos em gradiente e transparências. No entanto, a cor do estímulo visual também influencia na intensidade da resposta SSVEP. Cao *et al.* investigaram a resposta SSVEP para as combinações de cores preto/branco, preto/vermelho, preto/verde, preto/azul e preto/cinza e constataram que a melhor combinação de cores para estímulos foi o preto/branco, seguido pelo preto/cinza, preto/vermelho, preto/verde e preto/azul, respectivamente [192]. Sendo assim, no *Get Coins*, a combinação preto/branco foi adotado para o estímulo visual.

Em relação as frequências usadas nos estímulos visuais, e considerando que quanto maior a frequência menor é a intensidade da resposta SSVEP [198], conforme mostra a Figura 4.12, as frequências selecionadas foram 6 Hz (esquerda), 10 Hz (direita), 12 Hz (baixo) e 15 Hz (cima).

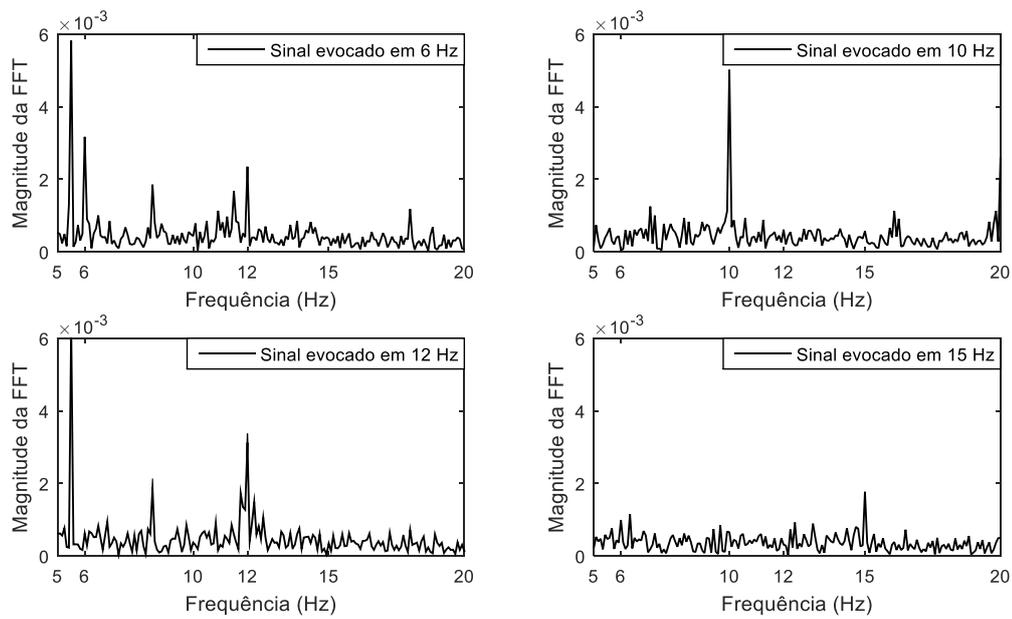


Figura 4.12 – Resposta SSVEP para estímulos nas frequências de 6, 10, 12 e 15 Hz.

A interface de aplicações controladas por BCI-SSVEP que contém mais do que um estímulo visual na tela deve ser projetada de forma que os estímulos estejam distanciados por pelo menos 5 graus de distância em relação ao centro da fóvea, que é a região central da retina do olho humano [190]. Esta distância é necessária para que não ocorra interferência entre estímulos decorrentes da visão periférica. No *Get Coins*, os estímulos presentes na arena estão distanciados por aproximadamente 8° e 10°, considerando o usuário a uma distância de 70 cm da tela do computador, como se pode ver na Figura 4.13.

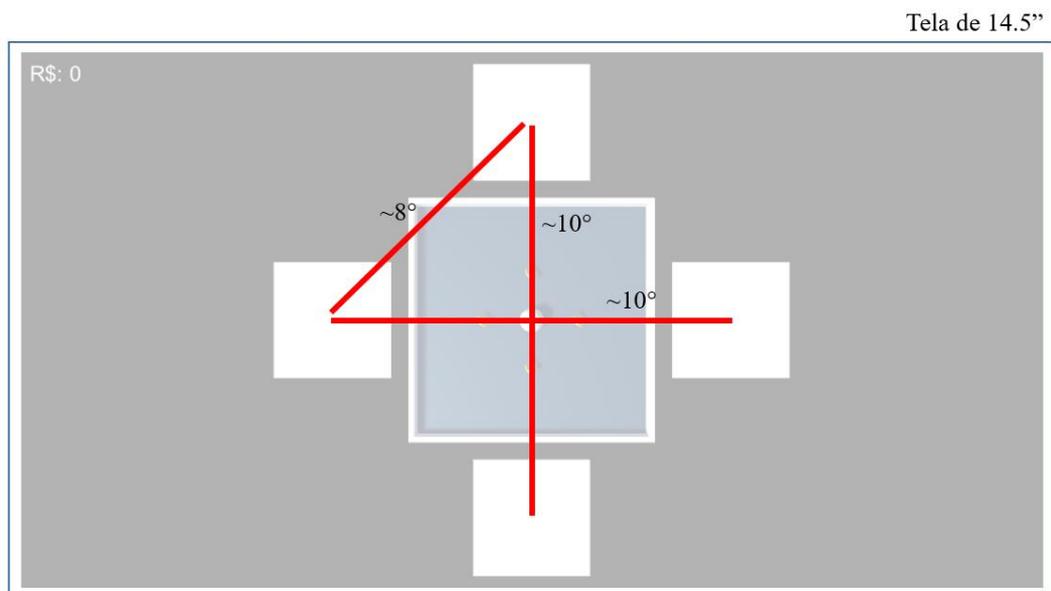


Figura 4.13 – Distância em graus entre os estímulos.

Por fim, os estímulos foram posicionados de forma representativa, de maneira que a sua posição na tela indica a direção em que a esfera vai se deslocar (direita, esquerda, cima e baixo). Esta representatividade facilita o controle, pois é intuitivo ao usuário fixar o olhar para o estímulo na direção que ele deseja movimentar a esfera.

4.5 GERADOR DE ESTÍMULOS

Para evocar uma resposta SSVEP é necessário expor o usuário a um estímulo visual. Um estímulo visual consiste em um LED ou uma figura exibida em um monitor que oscila precisamente em uma determinada frequência. Tanto o LED quanto o monitor apresentam vantagens e desvantagens que devem ser consideradas em um projeto de BCI.

A estimulação por LED permite a oscilação em um intervalo maior de frequências comparada com a estimulação por monitor. Sua implementação também é simplificada pelo uso de um gerador de ondas interligado ao LED, possibilitando uma oscilação precisa na frequência desejada [199]. No entanto, a alta luminosidade dos LEDs pode fadigar o usuário quando exposto por longo período [33].

A estimulação em monitores, diferente da estimulação por LED, restringe as frequências possíveis de estimulação de acordo com a taxa de atualização do monitor [200]. Por outro lado, permite uma variedade de formatos e cores de estímulos visuais, além de serem facilmente integrados à interface da aplicação. No entanto, requer um esforço maior de codificação para alcançar uma oscilação precisa, devido ao fato de os sistemas operacionais executarem diferentes processos em paralelo, que pode influenciar na taxa de oscilação do estímulo, além da variação de FPS (quadros por segundo) pelo sistema de renderização. Atualmente, três abordagens podem ser usadas na geração de estímulos em monitor: (i) quadro a quadro, (ii) uso de *delay* e (iii) onda simulada.

A abordagem quadro a quadro é muito utilizada devido à sua facilidade de implementação. No entanto, ela exige que o FPS se mantenha constante para garantir uma oscilação precisa [200]. Para fins de exemplo, considerando um monitor com taxa de atualização de 60 Hz, um estímulo oscilando em 10 Hz deve trocar a imagem pelo padrão reverso a cada 3 quadros, totalizando 10 trocas em um período de 1 segundo, como mostra a Figura 4.14.

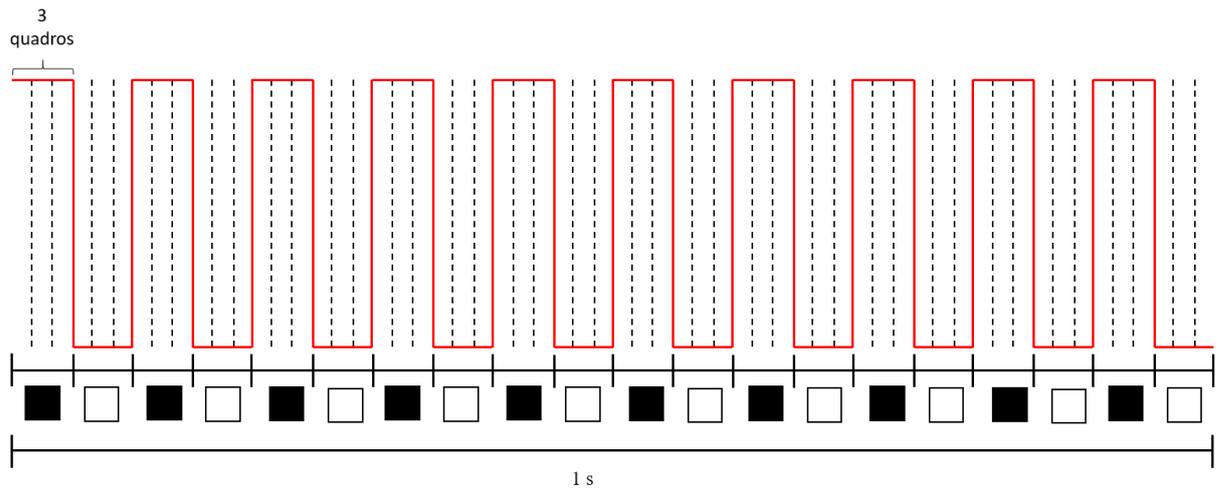


Figura 4.14 – Abordagem de estimulação quadro a quadro.

A abordagem por *delay* leva em consideração a resolução de tempo provido pelo sistema operacional, em geral na ordem de milissegundos, microssegundos ou nanossegundos. Nesta abordagem, dada uma frequência de oscilação desejada, é calculado o tempo que cada imagem deve permanecer visível até a troca pela imagem com padrão reverso [201]. Para fins de exemplo, considerando um estímulo oscilando em 10 Hz, o tempo que uma imagem deve permanecer visível antes de ser trocada pelo padrão reverso é de 50 milissegundos, como mostra a Figura 4.15.

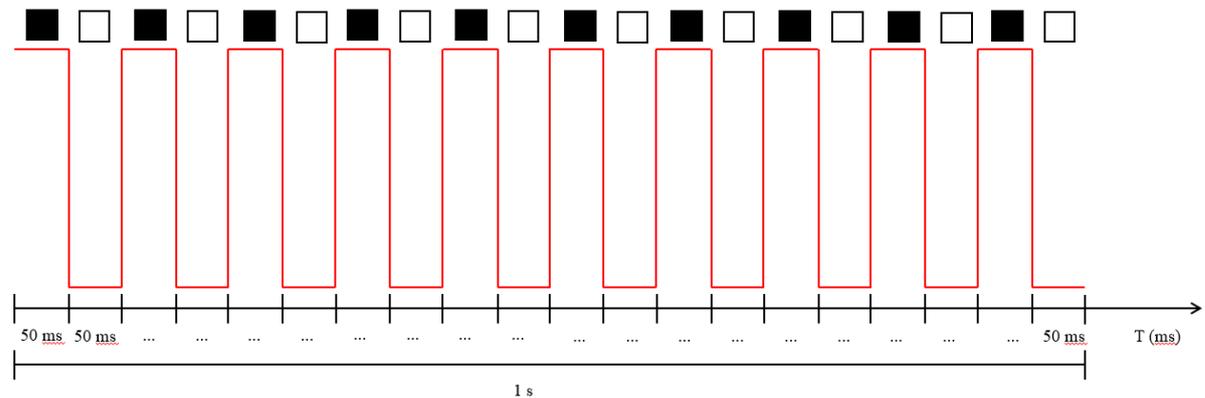


Figura 4.15 – Abordagem de estimulação por *delay*.

A abordagem por onda simulada consiste em gerar uma onda senoidal via *software* na frequência de oscilação desejada. Assim como a abordagem por *delay*, a abordagem por onda simulada também faz uso do tempo provido pelo sistema operacional. O seu princípio de funcionamento consiste em calcular o seno para cada instante de tempo, fazendo a troca de imagem toda vez que a onda senoidal cruza o zero (raiz), como segue:

$$\begin{cases} \text{sen}(t) > 0 \Rightarrow \text{Figura 1} \\ \text{sen}(t) < 0 \Rightarrow \text{Figura 2} \end{cases} \quad (4.1)$$

sendo t o tempo provido pelo sistema e *Figura 1* e *Figura 2* os padrões de alternância do estímulo. A Figura 4.16 ilustra uma onda senoidal de 10 Hz no intervalo de 1 segundo. É possível ver que após cada cruzamento da onda senoidal com o zero a imagem do estímulo é alternada, gerando assim a oscilação na frequência desejada.

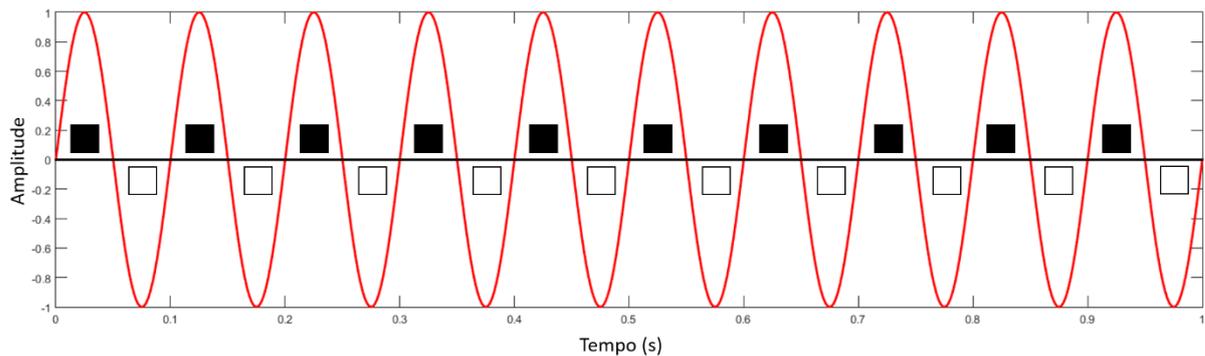


Figura 4.16 – Abordagem por onda simulada.

Os estímulos usados no *Get Coins* foram desenvolvidos seguindo a abordagem por onda simulada. A motivação que levou a escolha desta abordagem foi a não dependência de uma taxa de FPS fixa e a facilidade em alterar a frequência e a fase dos estímulos. A possibilidade de diferenciar comandos por meio da fase é especialmente interessante quando a estimulação é feita por monitor, uma vez que as frequências possíveis de estimulação são limitadas pela taxa de atualização [202]. Apesar do jogo *Get Coins* ser controlado por uma BCI que faz a diferenciação somente pela frequência, a possibilidade de alterar a fase pode ser interessante em projetos futuros que envolvam o jogo.

Independentemente do meio de estimulação, em situações onde o estímulo visual não cintila precisamente na frequência desejada, o sinal SSVEP poderá ser evocado em uma frequência não desejada, ter uma intensidade reduzida, ou até mesmo não ser evocado. No entanto, em situações onde o sinal SSVEP não é evocado, um estudo maior é aconselhado para identificar a origem do problema, uma vez que em determinadas pessoas, aproximadamente 20% da população, o sinal SSVEP não é expressivo mesmo com estímulos precisos, sendo ainda desconhecido o motivo dessas pessoas não conseguirem evocar um sinal SSVEP [193].

4.6 METODOLOGIA DE AVALIAÇÃO

A metodologia para o experimento envolvendo o jogo *Get Coins* foi formulada com o objetivo de analisar como as características de interface afetam a interação do usuário com o jogo. Para isso, cinco versões do jogo foram desenvolvidas com pequenas diferenças em seus elementos de interface e controle, conforme mostra a Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Configuração do jogo em cada um dos cenários.

	Estímulos Visuais	Feedback Sonoro	Cor de Fundo	Música de Fundo	Controle por BCI	Controle por teclado
Treinamento	✓	✗	Preto	✗	✗	✗
Versão 01	✓	✓		✗	✓	✗
Versão 02	✗	✓		✗	✗	✓
Versão 03	✓	✓		✓	✓	✗
Versão 04	✓	✗		✗	✓	✗
Versão 05	✓	✓	Cinza	✗	✓	✗

As versões do jogo foram disponibilizadas aleatoriamente para cada voluntário, de modo a minimizar o fator aprendizado e eliminar efeitos do cansaço em uma única versão. A versão 02 foi desenvolvida para ser controlada pelo teclado, com o uso das setas direcionais, com o objetivo de comparar a interação por teclado com a interação por BCI-SSVEP.

O experimento foi realizado em laboratório com baixa iluminação artificial. Para evitar interferências, equipamentos geradores de ondas eletromagnéticas como celulares e *tablets* foram afastados dos equipamentos de aquisição EEG. Todos os voluntários receberam informações a respeito do projeto, foram informados de que poderiam desistir do experimento a qualquer momento e assinaram um termo de consentimento aprovado pelo comitê de ética em Pesquisa da UNICAMP, parecer número 791/2010 CAAE 0617.0.146.000-10, apresentado no Anexo B e C.

A primeira etapa do experimento consistia no posicionamento da touca e da pulseira anti-estática no voluntário. Durante todo o processo, tomou-se o cuidado para minimizar o nível de desconforto do voluntário. No experimento foram utilizados 16 eletrodos secos nas posições O1, O2, Oz, POz, Pz, PO3, PO4, PO7, PO8, P1, P2, Cz, C1, C2, CPz e FCz, respeitando o padrão 10-10, conforme mostra a Figura 4.17. Uma vez vestida a touca, o voluntário era orientado a permanecer imóvel durante a aquisição dos sinais cerebrais, com o objetivo de evitar artefatos mecânicos.

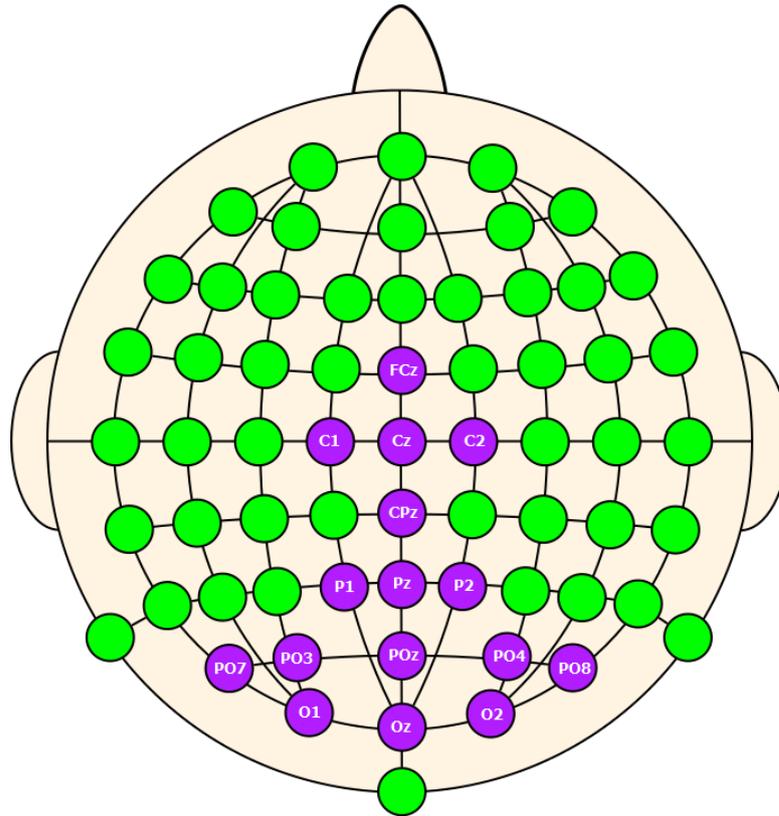


Figura 4.17 – Disposição dos 16 eletrodos no escalpo seguindo o padrão 10-10. Fonte: [3].

Após o posicionamento da touca, o equipamento de aquisição era calibrado, de forma que a impedância dos canais e dos eletrodos estivesse entre 0,5 e 5,0 k Ω . O sinal cerebral foi amostrado em 256 Hz, usando 24 bits para quantização. Foi aplicado um filtro analógico do tipo *notch* na faixa de 58 a 62 Hz, para eliminar a interferência da rede e um filtro passa banda do tipo *Butterworth* de oitava ordem no intervalo de 5 a 60 Hz [203]. O objetivo dos filtros é conservar a energia do sinal cerebral na faixa de 5 a 58 Hz, atenuando a energia do sinal fora desta faixa de frequência.

Para executar o jogo *Get Coins*, assim como o cenário de treinamento, um *notebook* de configuração Intel Core i5-3210M de 2,5GHz, 6 Gb de memória, placa gráfica NVIDIA GeForce GT 630M, com uma tela de 14,5” na resolução 1366x768, rodando o sistema operacional Microsoft Windows 7 64 bits foi posicionado em uma mesa a uma distância de 70 cm do voluntário, que tinha a liberdade de ajustar o ângulo da tela de forma a obter a melhor visualização. A Figura 4.18 mostra o *setup* do experimento.



Figura 4.18 – Setup do experimento piloto.

Na etapa de treinamento o voluntário era orientado a se concentrar em cada um dos estímulos por 12 s, sendo este informado oralmente para qual estímulo olhar e o início e fim de cada período. Este procedimento era repetido por oito vezes, como mostra a Figura 4.19. Antes de cada repetição, o usuário dispunha de um tempo livre para descanso, recomeçando o ciclo quando o voluntário sinalizava estar pronto.

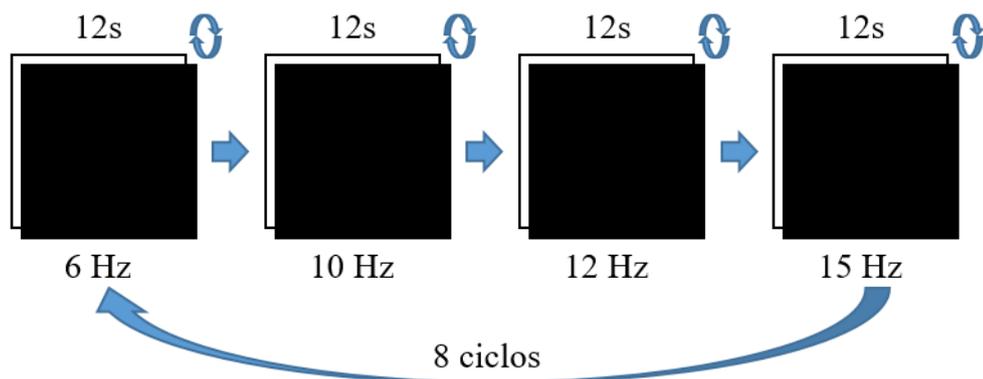


Figura 4.19 – Protocolo de treinamento.

Após o treinamento, o voluntário jogava cada uma das versões do jogo *Get Coins*, preenchendo um questionário após cada versão concluída. O objetivo do voluntário era coletar o máximo possível de moedas em um intervalo de 2 minutos. O questionário foi pensado de forma a não influenciar as respostas dos participantes. Por conta disso, optou-se pelo uso de

escalas analógicas que variavam de dois extremos, onde o participante avaliava determinada questão de acordo com sua percepção. O comprimento total da escala era de 10 cm.

4.7 GET COINS – EXPERIMENTO PILOTO

Com o objetivo de verificar o adequado funcionamento do jogo *Get Coins* e do protocolo do experimento, assim como obter um *feedback* inicial do usuário quanto ao sistema de controle e aparência do jogo antes de conduzir um estudo com um número maior de participantes, dois experimentos piloto foram conduzidos. Tanto no primeiro como no segundo experimento piloto, dois voluntários participaram, sendo um homem e uma mulher no primeiro experimento, com 31 e 59 anos, respectivamente, e dois homens no segundo experimento, com 26 e 40 anos, respectivamente. Todos os quatro voluntários apresentavam no mínimo formação de nível superior completo, tinham conhecimento em informática e jogavam esporadicamente.

O jogo *Get Coins* executou de maneira satisfatória tanto no primeiro quanto no segundo experimento piloto, não apresentando nenhum imprevisto. No entanto, no primeiro piloto foram identificadas questões duplicadas ou sobressalentes no questionário, que foi corrigido após o primeiro experimento piloto. No segundo experimento piloto nenhuma anormalidade foi identificada. A versão final do questionário é apresentada no Anexo D.

Nas Tabelas 4.2 e 4.3 é apresentada uma compilação dos resultados dos dois experimentos piloto. Nelas, podem-se ver os resultados para as questões do formulário. Os valores numéricos são referentes à distância do ponto marcado pelo usuário na escala partindo da origem. As células que apresentam um traço são referentes ao cenário cuja pergunta não foi realizada. Pode-se notar que nenhum participante sentiu tontura, incomodo de postura ou pensou em desistir no meio do processo. A única ressalva foi no segundo experimento piloto, no qual um participante sentiu os olhos lacrimejarem devido à exposição aos estímulos. No entanto, após um período de descanso, o desconforto desapareceu permitindo a continuidade do experimento.

Uma vez que o objetivo do experimento piloto foi analisar o questionário, o funcionamento do jogo e do equipamento EEG utilizado, nenhuma análise estatística foi aplicada aos dados deste experimento, uma vez que o baixo número de participantes também inviabilizaria conclusões estatísticas representativas.

Tabela 4.2 – Dados compilados do primeiro piloto (2 participantes – P1 e P2)

	Cenário 00		Cenário 01		Cenário 02		Cenário 03		Cenário 04		Cenário 05	
	P1	P2										
Conforto da touca	9,0	10,0	8,3	10,0	-	-	5,0	10,0	5,0	10,0	9,3	10,0
Motivação para o treinamento	5,0	5,0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Fadiga causada pelo treinamento	3,3	9,4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Conforto visual do estímulo	5,9	8,4	6,1	10,0	-	-	6,4	10,0	6,5	10,0	6,6	10,0
Posição dos estímulos	-	-	7,9	10,0	-	-	-	-	-	-	-	-
Música de fundo	-	-	-	-	-	-	1,3	10,0	-	-	-	-
Fez falta música de fundo?	-	-	1,8	0,0	-	-	-	-	-	-	-	-
Cor de fundo	-	-	10,0	10,0	-	-	-	-	-	-	10,0	10,0
Feedback sonoro	-	-	8,9	9,9	-	-	-	-	-	-	-	-
O feedback sonoro fez falta?	-	-	-	-	-	-	-	-	10,0	0,0	-	-
Controle	-	-	1,6	1,1	10,0	10,0	-	-	9,2	9,9	-	-
Controle pelo teclado é mais divertido?	-	-	-	-	0,8	10,0	-	-	-	-	-	-
Fadiga causada pelo jogo	-	-	5,0	9,9	5,0	10,0	5,0	8,8	5,0	7,5	5,0	8,8
Gostou do jogo?	-	-	8,6	9,1	8,2	10,0	-	-	-	-	-	-
Desafio do jogo	-	-	8,1	9,9	0,0	0,0	-	-	7,6	10,0	-	-
Sentiu os olhos lacrimejarem?	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Sentiu tonturas?	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Pensou em desistir no meio do processo?	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Sentiu incômodo de postura?	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N
Número de moedas coletadas	-	-	2	2	4	4	1	1	3	1	2	1

Tabela 4.3 – Dados compilados do segundo piloto (2 participantes – P1 e P2)

	Cenário 00		Cenário 01		Cenário 02		Cenário 03		Cenário 04		Cenário 05	
	P1	P2										
Conforto da touca	8,9	5,0	8,9	5,0	-	-	9,1	5,1	9,4	5,1	8,7	5,1
Motivação para o treinamento	6,1	3,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Fadiga causada pelo treinamento	5,0	4,8	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
Conforto visual do estímulo	6,0	5,0	5,5	5,1	-	-	8,9	5,1	9,0	5,0	8,0	5,1
Posição dos estímulos	-	-	8,8	7,5	-	-	-	-	-	-	-	-
Música de fundo	-	-	-	-	-	-	5,8	9,9	-	-	-	-
Fez falta música de fundo?	-	-	8,6	0,1	-	-	-	-	-	-	-	-
Cor de fundo	-	-	8,8	7,6	-	-	-	-	-	-	7,9	3,7
Feedback sonoro	-	-	9,0	9,3	-	-	-	-	-	-	-	-
O feedback sonoro fez falta?	-	-	-	-	-	-	-	-	3,8	8,5	-	-
Os controles do jogo são	-	-	9,1	9,9	10,0	9,8	-	-	8,6	9,9	-	-
Você se sentiu no controle?	-	-	8,9	6,6	0	0,1	-	-	2,6	6,7	-	-
Controle pelo teclado é mais divertido?	-	-	-	-	7,5	0,2	-	-	-	-	-	-
Fadiga causada pelo jogo	-	-	7,7	5,1	8,9	5,1	8,3	5,5	8,1	5,1	7,8	5,1
Gostou do jogo?	-	-	9,0	7,9	9,3	7,9	-	-	-	-	-	-
Desafio do jogo	-	-	9,0	6,6	0,1	0,1	-	-	8,8	8,5	-	-
Sentiu os olhos lacrimejarem?	N	N	N	N	-	-	N	N	S	N	N	N
Sentiu tonturas?	N	N	N	N	-	-	N	N	N	N	N	N
Pensou em desistir no meio do processo?	N	N	N	N	-	-	N	N	N	N	N	N
Sentiu incômodo de postura?	N	N	N	N	-	-	N	N	N	N	N	N
Número de moedas coletadas	-	-	1	4	4	4	3	4	3	4	2	3

4.8 GET COINS – EXPERIMENTO PRINCIPAL

O experimento possibilitou a geração de uma base de dados de sinais cerebrais de 30 indivíduos coletados durante a etapa de treinamento. A base de dados contém, para cada indivíduo, 8 coletas de 12 s para cada uma das quatro frequências usadas no experimento, sendo elas 6, 10, 12 e 15 Hz. Adicionalmente, a percepção do usuário em relação aos elementos da interface e à sua interação com o jogo foram registrados por meio da aplicação de um questionário. Todos os dados coletados contribuíram para um melhor entendimento de como a interação por sistemas BCI ocorre.

Todos os 30 voluntários conseguiram completar todo o experimento. Nenhum voluntário solicitou que o experimento fosse interrompido, indicando que o nível de desconforto causado pela touca com eletrodos, além da fadiga visual e mental causada pelos estímulos visuais foram toleráveis. A média de duração total do procedimento foi de $34'38'' \pm 04'51''$. Esta base de dados permitiu a realização de análises estatísticas. Foi utilizado o teste t de Wilcoxon para análises envolvendo dois grupos e o modelo ANOVA para análises envolvendo três ou mais grupos.

Apesar das iguais condições para todos os voluntários, o desempenho de cada jogador, considerando o número de moedas coletadas, variou consideravelmente, como esperado, uma vez que o desempenho do sistema BCI depende da resposta neurofisiológica dos indivíduos, bem como da habilidade de concentração nos estímulos. Dos 30 voluntários, 8 conseguiram coletar todas as 4 moedas do jogo em pelo menos uma das versões controladas por BCI, sendo que 4 voluntários conseguiram coletar todas as 4 moedas dos jogos em todas as versões do jogo. Apesar do limite de tempo de 120 segundos para coletar todas as moedas, os 4 voluntários que coletaram todas as moedas em todas as versões do jogo precisaram de em média 76.94 ± 16.36 segundos. Por outro lado, 4 voluntários não conseguiram coletar nenhuma moeda em uma das versões controladas por BCI-SSVEP, e 1 voluntário não coletou nenhuma moeda em duas versões do jogo. A Figura 4.20 apresenta o número médio de moedas coletadas, considerando as 4 versões do jogo controladas por BCI-SSVEP (versões 1, 3, 4 e 5).

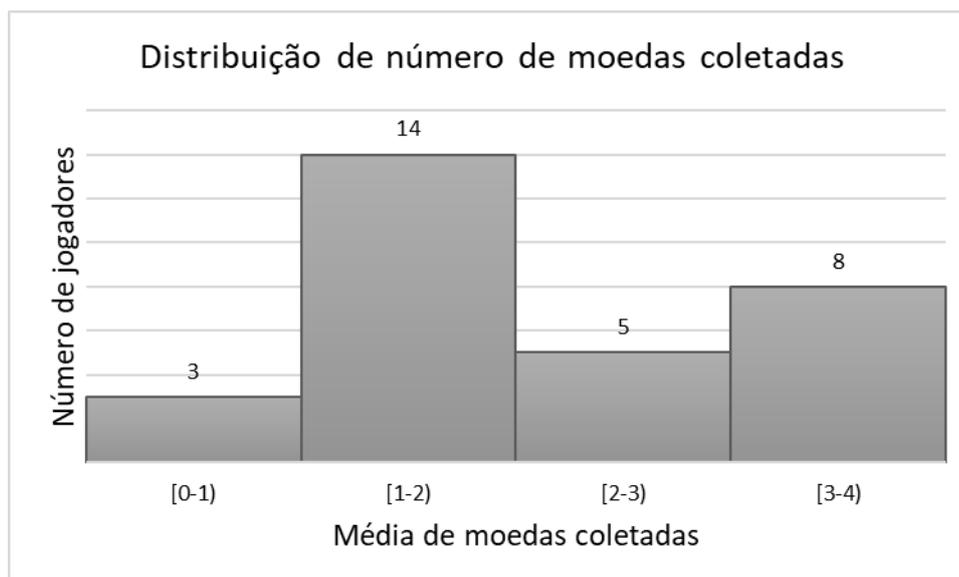


Figura 4.20 – Histograma do número médio de moedas coletadas nos cenários controlados por BCI-SSVEP.

A Tabela 4.4 apresenta o número de moedas coletadas nas cinco versões do jogo. Somente na versão 02, controlada pelo teclado, todos os voluntários coletaram as 4 moedas do jogo. Uma diferença estatisticamente significativa da média de moedas coletadas foi detectada somente entre a versão controlada por teclado e cada uma das outras 4 versões controladas por BCI-SSVEP ($p < 0.0001$). Além disso, considerando as versões controladas por BCI-SSVEP, a média de moedas coletadas foi 2.05 ± 1.26 , que permaneceu constante durante o experimento, indicando que a fadiga e o fator de aprendizado não influenciaram quantitativamente no desempenho dos voluntários.

Tabela 4.4 – Número médio de moedas coletadas em diferentes versões do jogo.

Versão do jogo	Número de moedas coletadas
01	2.13 ± 1.22
02	4.00 ± 0.00
03	2.10 ± 1.30
04	2.00 ± 1.39
05	1.97 ± 1.19

Outra característica importante é que o desempenho previsto com os dados de treinamento nem sempre corresponde diretamente ao desempenho alcançado durante o jogo, como mostra a Figura 4.21. Apesar de ser possível observar uma tendência de correspondência direta entre o desempenho no jogo (número de moedas coletadas) e no treinamento, alguns usuários com bom desempenho na sessão de treinamento apresentaram baixo desempenho no jogo, e vice-versa. Algumas das razões que podem explicar este comportamento são: durante

o jogo, o usuário está motivado e tem um objetivo bem definido, que é coletar as moedas, no entanto, para controlar o jogo é necessário mover os olhos para os diferentes estímulos, o que pode ocasionar momentos de distração, além da distração decorrente dos elementos visuais do jogo. No entanto, esses fatores agem de forma diferente para cada voluntário, dependendo da capacidade de concentração, motivação pessoal e habilidade. O material de treinamento era formado por 8 coletas de 12s para cada uma das 4 frequências. Para avaliar o desempenho do usuário no treinamento, o sinal de 12s foi dividido em 6 segmentos, sem *overlap*, de 2s cada, totalizando 48 amostras para cada frequência (192 amostras no total). Destas, 168 amostras (balanceadas entre as quatro frequências) foram utilizadas para treinar o classificador e 48 para validar o desempenho do sistema.

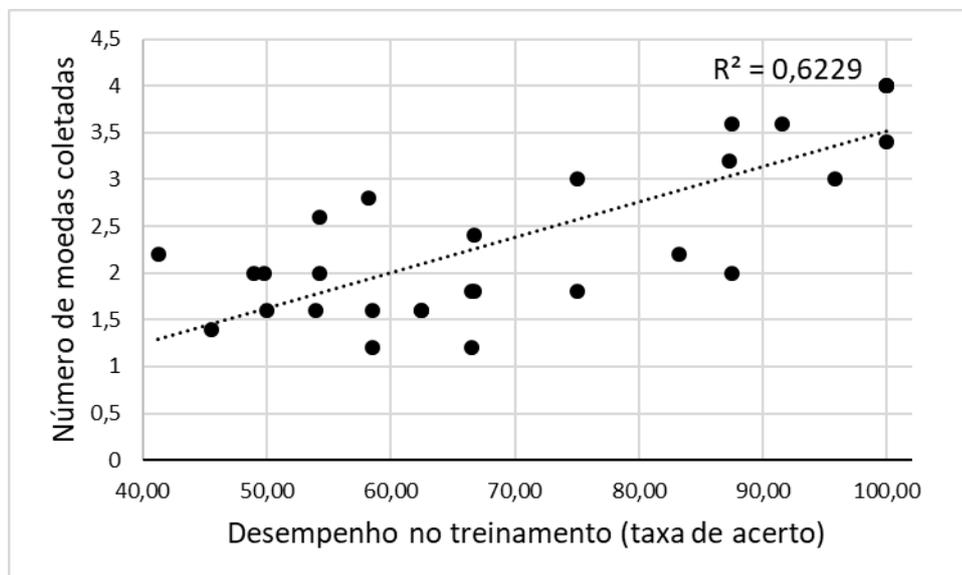


Figura 4.21 – Relação entre desempenho no treinamento e número médio de moedas coletadas durante o jogo.

Em relação à motivação para a realização da etapa de treinamento, os voluntários indicaram que se sentiram motivados com uma média de 6.98 ± 1.98 , com um máximo de 10 para “muito motivado”. Durante o estágio de treinamento, dois voluntários reportaram fadiga e um voluntário relatou ter sentido espasmos nos olhos. De fato, a etapa de treinamento é cansativa, uma vez que o voluntário precisa manter a concentração nos estímulos durante 12 segundos, repetindo o processo 8 vezes para cada um dos quatro estímulos. Uma possibilidade para tornar a etapa de treinamento menos exaustiva seria diminuir o número de amostras coletadas para treinar o sistema de classificação. No entanto, esta opção poderia degradar o desempenho do classificador e conseqüentemente do sistema BCI.

Em relação à percepção da fadiga causada pelo jogo, houve diferença estatística significativa apenas entre a versão 02 do jogo (controlada pelo teclado) e as outras 4 versões controladas por BCI-SSVEP ($p < 0.0001$). Os valores médios são apresentados na Tabela 4.5 (sendo 0 muito cansativo – 10 muito revigorante). Assim, pode-se concluir que a interação por sistema BCI-SSVEP é mais cansativa do que a interação por teclado, no entanto, a fadiga nas versões controladas por BCI foi aceitável (média de 5.59 ± 1.83). Uma possível explicação para o maior nível de fadiga nas versões controladas por BCI-SSVEP pode ser devido ao fato dos usuários terem executado o dobro de comandos em média para completar os objetivos do jogo nas versões controladas por BCI (média de 49.45 ± 11.29) em comparação com a versão controlada pelo teclado (média de 24.60 ± 2.43), decorrente possivelmente dos erros do sistema de classificação e/ou pelos lapsos de concentração do usuário. Uma segunda explicação seria o esforço mental maior exigido pelas versões controladas por BCI.

Tabela 4.5 – Nível médio de fadiga nas diferentes versões do jogo.

Versão do jogo	Nível de fadiga (0 muito cansativo – 10 muito revigorante)
01	5.58 ± 1.78
02	7.51 ± 2.19
03	5.63 ± 1.83
04	5.46 ± 1.97
05	5.70 ± 1.79

A percepção do desconforto causado pelo estímulo visual foi de neutra para confortável (média de 5.84 ± 1.78), considerando 0 como muito desconfortável e 10 como muito confortável. O nível de desconforto considerando o intervalo entre o início e o final do experimento não alterou estatisticamente durante as sessões ($p = 0.6550$).

De acordo com a percepção dos voluntários, não houve desconforto causado pela touca com os eletrodos (média de 6.94 ± 2.01), sendo 10 muito confortável e 0 muito desconfortável. Considerando o nível de desconforto indicado no início do experimento e no final, para cada voluntário, o nível de desconforto permaneceu constante, não havendo diferença significativa ($p = 0.5826$), mostrando que houve uma boa aceitação do uso regular da touca com eletrodos no tempo de duração do experimento. No entanto, o sistema de aquisição de EEG ainda precisa de melhorias, uma vez que o posicionamento correto dos eletrodos não é trivial para uma pessoa sem conhecimento técnico. Além disso, em uma aplicação real não é razoável exigir que o usuário limite os movimentos da cabeça com a finalidade de não deslocar os eletrodos das posições corretas, evitando a perda de contato do eletrodo com o escalpo.

Aplicações controladas por BCI-SSVEP podem requerer interações de longa duração, de modo que a interface deve ser projetada com o objetivo de minimizar o desconforto causado pela touca e também pelos estímulos visuais, uma vez que a fadiga pode levar a perda de concentração, comprometendo a intensidade da resposta SSVEP, e, conseqüentemente, o desempenho do sistema [204]. O nível aceitável de desconforto da touca e do estímulo no experimento pode ter sido influenciado por conta do objetivo bem definido do jogo, e também por oferecer um nível de desafio alcançável pelos jogadores, incentivando a interação e a busca por bons resultados, distraindo o jogador do desconforto decorrente da interação, sendo necessário um estudo adicional para conclusões precisas.

Em relação ao controle por BCI-SSVEP, os jogadores indicaram que a sensação do sistema estar interpretando corretamente suas intenções era de médio a baixo, com uma média de 5.61 ± 2.73 , sendo 0 controle total e 10 nenhum controle, contra uma média de 0.91 ± 2.53 alcançado pelos teclados ($p < 0.0001$), sendo que nove voluntários reportaram dificuldade em mover a bola para a direção desejada. Isto se deve ao fato de os sistemas BCIs não apresentarem uma taxa de acerto do sistema de classificação em 100%, o que pode levar a comandos interpretados de maneira errada, dando ao usuário a sensação de perda de controle. No entanto, curiosamente um desses nove voluntários que relatou dificuldade em mover a bola para a direção desejada conseguiu coletar todas as moedas em todos os cenários. Em outras palavras, ele apresentou um ótimo controle do jogo, embora a sua percepção fosse contrária.

Em relação ao controle ser intuitivo, a versão controlada pelo teclado foi indicada como “intuitivo” pelos jogadores, com uma média de 8.98 ± 2.05 , sendo 0 para nada intuitivo e 10 para muito intuitivo, assim como nas versões controladas por BCI, onde os jogadores indicaram que a posição dos estímulos na interface tornou os comandos intuitivos, com uma média de 7.65 ± 2.49 .

Os resultados mostraram que os voluntários gostaram do jogo em ambos os modos de controle, com uma média de 7.09 ± 2.10 para as versões controladas por BCI-SSVEP e 7.04 ± 2.01 para a versão controlada pelo teclado, (sendo 0 desagradável – 10 agradável). Quanto ao nível de desafio do jogo, a versão controlada pelo teclado foi considerada fácil, com um valor médio de 0.88 ± 2.04 , e as versões controladas por BCI foram consideradas desafiadoras, com uma média de 6.01 ± 3.31 , sendo 0 muito fácil e 10 muito desafiante ($p < 0.0001$).

Em relação ao *feedback* acústico, os voluntários relataram que ele auxilia no controle do jogo, com uma diferença estatisticamente significativa ($p = 0.0426$) entre as versões

do jogo com *feedback* acústico (versões 1, 3 e 5) e a versão 4 sem *feedback*. No entanto, o desempenho em termos de número de moedas coletadas não foi estatisticamente significativo ($p = 0.3810$). Embora o desempenho quantitativo do jogo não tenha sido estatisticamente diferente, o *feedback* acústico se mostrou importante por indicar ao jogador quando a esfera rolava sem a necessidade do jogador desviar a atenção do estímulo visual. Além disso, dois voluntários sugeriram que para cada comando houvesse um sinal sonoro diferente, indicando para qual direção a esfera se deslocou, reiterando a importância do *feedback* acústico.

Ainda em relação aos efeitos sonoros, a quantidade de moedas coletadas não foi estatisticamente diferente ($p = 0.7188$) entre a versão 3, com música de fundo e as outras versões do jogo sem música de fundo. Os usuários relataram que a música de fundo não fazia falta (média de 3.37 ± 2.98), sendo 0 nenhuma falta e 10 fez falta, mas que também a sua presença não atrapalhava o jogo (média de 6.77 ± 3.33), sendo 0 atrapalha muito e 10 não atrapalha. Este resultado é especialmente importante, uma vez que em uma aplicação operada em um ambiente real, é praticamente impossível controlar o nível de ruído do ambiente. Os resultados indicam que os sons de fundo tendem a não impactar na qualidade da interação, tanto de forma quantitativa como qualitativa. No entanto, no presente estudo, a música de fundo fazia parte do contexto da aplicação, sendo necessário uma maior investigação para verificar o impacto de sons aleatórios, como pessoas falando, tráfego, sons repentinos, dentre outros.

Em relação à cor de fundo do jogo, os voluntários relataram que ambas as cores, preto e cinza, foram agradáveis com média de 6.81 ± 1.94 para preto e 6.26 ± 2.25 para cinza, considerando 0 como muito desagradável e 10 como muito agradável, não havendo diferença estatística significativa entre a percepção dos usuários nos dois casos ($p = 0.3837$). Considerando a quantidade de moedas coletadas, para a versão 01, com fundo preto, foram coletadas em média 2.13 ± 1.22 moedas, enquanto que na versão 05 com fundo cinza, a média foi de 1.97 ± 1.19 . Na versão com fundo cinza, os estímulos apresentam um menor contraste comparado com a versão com fundo preto, no entanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os desempenhos considerando o número de moedas coletadas ($p = 0.3629$).

Dentre os 30 voluntários que participaram do experimento, 15 afirmaram ter o costume de jogar jogos eletrônicos e 15 afirmaram não ter. O grupo cujos voluntários jogavam teve um desempenho melhor que o grupo dos não jogadores. Isso foi verificado para todas as versões do jogo controladas por BCI, conforme mostra a Figura 4.22. No entanto, não houve diferença estatisticamente significativa no desempenho médio considerando o número de

moedas coletadas entre os dois grupos, com um nível de confiança de 95% ($p = 0.0529$). Possivelmente, o melhor desempenho do grupo de jogadores se deva à familiaridade com jogos.

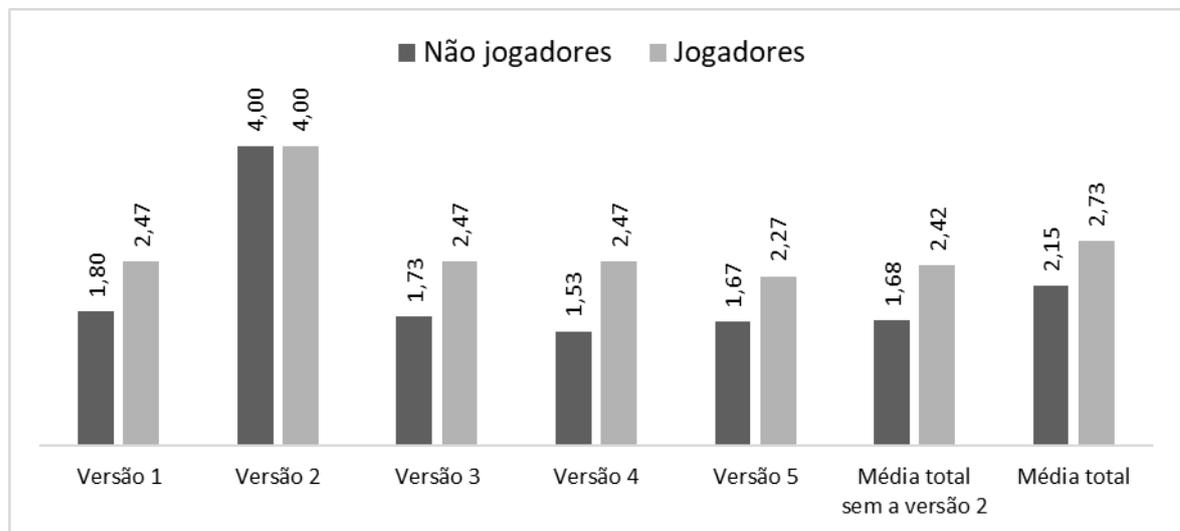


Figura 4.22 – Número médio de moedas coletadas em cada versão do jogo por jogadores e não jogadores.

Considerando a versão 4 do jogo que apresentou a maior discrepância média entre o grupo de jogadores e não jogadores, a Figura 4.23 mostra a percepção dos voluntários em relação aos seguintes parâmetros:

1. Fadiga causada pelo treinamento: 0 muito cansativo – 10 muito revigorante.
2. Conforto visual dos estímulos: 0 muito desconfortável – 10 muito confortável.
3. Auxílio do feedback acústico: 0 Não auxilia nada – 10 auxilia muito.
4. Desafio do jogo: 0 muito fácil – 10 muito desafiante.
5. Intuitividade do controle: 0 nada intuitivo – 10 muito intuitivo.
6. Controlabilidade: 0 controle total – 10 nenhum controle.
7. Fadiga causada pelo jogo: 0 muito cansativo – 10 muito revigorante.

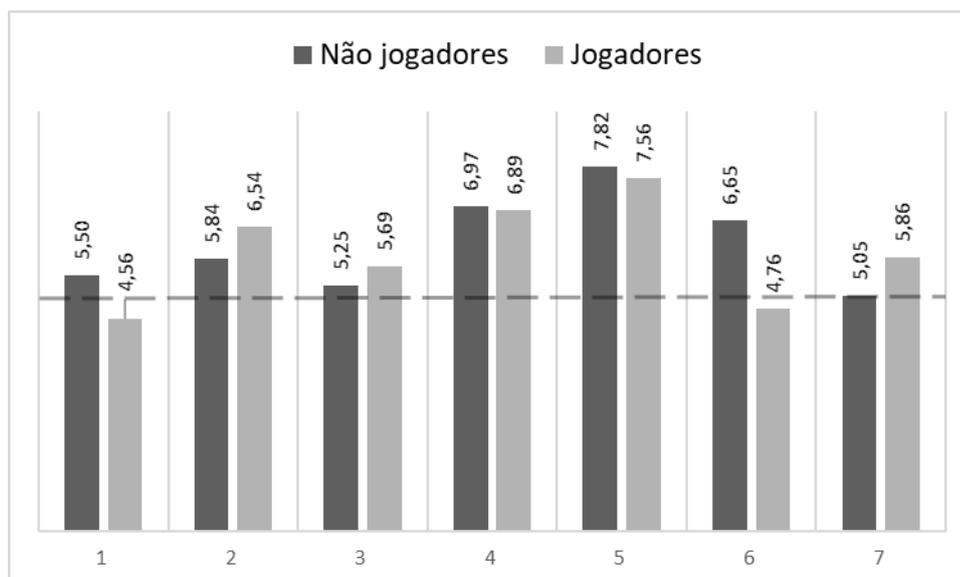


Figura 4.23 – Comparação entre a percepção de jogadores e não jogadores considerando a Versão 4 do jogo.

Não houve nenhuma diferença estatisticamente significativa entre os valores médios entre os grupos que jogam e não jogam ($p > 0.05$). A maior diferença entre as médias é observada na coluna 6 da Figura 3.23 em relação à controlabilidade. Embora os voluntários com experiência em jogos tenham tido um melhor desempenho, eles relataram uma menor percepção de controle (4.76 ± 2.07) em relação ao grupo de não jogadores (6.55 ± 2.85), mas sem significância estatística ($p = 0.0529$). Uma possível explicação para isso pode ser o costume dos jogadores em utilizar dispositivos de interação consolidados no controle de jogos, como teclado, mouse ou *joysticks*, além de nunca terem experimentado o controle por BCI, ocasionando em uma baixa confiança. A sensação de falta de controle sentida pelos voluntários que tinham o costume de jogar provavelmente afetou também o nível de fadiga sentida por eles na etapa de treinamento (coluna 1 da Figura 3.23) e de jogo (coluna 7 da Figura 3.23).

Em relação ao gênero dos voluntários, dos 30 voluntários, 8 eram mulheres, das quais 6 não tinham o costume de jogar, enquanto 22 eram homens, sendo que 9 não tinham o costume de jogar. A média de moedas coletadas, considerando todas as versões do jogo controladas por BCI, foi de 1.81 ± 1.26 para as mulheres e de 2.14 ± 1.13 para os homens, não apresentando diferença significativa entre o desempenho quantitativo dos grupos ($p = 0.4513$).

4.9 CONCLUSÃO PARCIAL

A possibilidade de se usar sistemas BCIs para o controle de dispositivos sem a necessidade de movimentação muscular torna esta tecnologia promissora, especialmente para conceber tecnologias assistivas e aplicações de entretenimento. Apesar do potencial dos sistemas BCI e dos resultados encorajadores já alcançados pela comunidade científica, os sistemas BCI ainda se encontram em fase de desenvolvimento.

Neste trabalho, 30 voluntários participaram de um experimento envolvendo o controle de jogos usando BCI-SSVEP. Os resultados permitiram avaliar diversas características de interface, bem como analisar a interação do usuário por meio de um sistema BCI-SSVEP e comparar os resultados com uma versão do jogo controlada pelo teclado.

Nenhum dos voluntários tinha experiência prévia no uso de sistemas BCI no controle de jogos. Todos os voluntários entenderam o objetivo do jogo e tiveram a oportunidade de jogar cinco partidas, sendo quatro usando o controle por BCI-SSVEP e uma usando o controle por teclado. Todos os voluntários coletaram ao menos uma moeda nas partidas controladas por BCI-SSVEP, enquanto 4 voluntários coletaram todas as moedas em todas as cinco versões do jogo. Na versão controlada pelo teclado, todos os voluntários coletaram todas as moedas, devido à familiaridade com o teclado e à simplicidade do controle, servindo para mostrar que todos os voluntários entenderam o objetivo e a mecânica do jogo.

Em relação à fadiga causada pelo jogo, os voluntários relatam que a versão controlada pelo teclado era menos cansativa que a versão controlada por BCI-SSVEP, o que é compreensível, uma vez que a interação pelo teclado era mais rápida do que a interação por BCI-SSVEP, limitado a um comando a cada 2 segundos. Além disso, na versão controlada pelo teclado não havia a necessidade de se concentrar em estímulos visuais, que naturalmente causam fadiga visual. Apesar de sua limitação frente aos dispositivos de interação convencionais, sistemas BCIs ainda são interessantes do ponto de vista da tecnologia assistiva e entretenimento, uma vez que podem ser a única forma de interação humano-computador para pessoas com mobilidade reduzida, e no caso de aplicações de entretenimento, por ser um meio de interação inovador.

Quanto às características de interface, os voluntários relataram que o *feedback* acústico auxiliou no controle do jogo, permitindo ao jogador saber se determinado movimento havia sido realizado sem a necessidade de desviar a atenção do estímulo visual. No entanto, o

desempenho em relação ao número de moedas coletadas entre a versão com e sem *feedback* acústico não foi estatisticamente significativo. Em relação à música de fundo, os usuários relataram que a sua presença ou ausência não impacta no jogo, e, portanto, poderia ser um elemento opcional ao jogador. Isso indica possivelmente que ruídos de fundo, em níveis razoáveis, tendem a ser irrelevantes na interação com sistemas BCI-SSVEP, apesar de essa conclusão requerer estudos adicionais.

A cor de fundo do jogo não afetou o número de moedas coletadas e, de acordo com a percepção dos voluntários, não impactou no nível de fadiga. Apesar de três voluntários terem relatado fadiga visual em algum momento do experimento, todos decidiram continuar com o experimento até o fim. O nível de fadiga visual causado pelo jogo, considerando o início e o final do experimento, não foi significativamente diferente, provavelmente pelo fato de cada partida ser restrita a dois minutos de duração com um tempo de descanso entre elas. Por ser a primeira vez que os voluntários controlaram um jogo por BCI-SSVEP, a motivação também pode ter influenciado positivamente na percepção da fadiga. O nível de fadiga causada pela touca com os eletrodos também permaneceu constante durante todo o experimento, não apresentando nenhuma diferença estatisticamente significativa no decorrer do experimento.

Dos 30 voluntários que participaram desta experiência, 15 não tinham o costume de jogar enquanto 15 tinham o costume. Comparando o desempenho desses dois grupos em relação ao número de moedas coletadas, não foi possível identificar nenhuma diferença estatisticamente significativa, apesar de os jogadores terem apresentado um melhor desempenho do que os não jogadores em todas as versões do jogo controladas por BCI.

É importante salientar que os resultados apresentados levaram em consideração uma população de 30 voluntários. Experimentos envolvendo sistemas BCI são morosos e custosos, o que dificulta experimentos envolvendo um número grande de voluntários. Para uma completa generalização, um estudo envolvendo uma população maior pode ser necessária.

Por fim, este estudo buscou compreender como ocorre a interação por sistemas BCI-SSVEP. Estudos adicionais para a compreensão dos sistemas BCI do ponto de vista da IHC devem ser realizados com o objetivo de trazer os sistemas BCI mais próximos do usuário. De fato, o estudo dos sistemas BCI do ponto de vista da IHC é essencial para compreender as reais necessidades dos potenciais usuários dessa tecnologia, tornando viável a aplicação em um ambiente real e não controlado

5. CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi estudar a Interação Humano-Computador provida por sistemas BCI-SSVEP, ou seja, identificar as necessidades do usuário por meio da análise da interação usando dados quantitativos e qualitativos coletados em um experimento envolvendo um jogo controlado por BCI-SSVEP. Esta análise é importante para compreender as reais necessidades do usuário e direcionar futuras pesquisas no sentido de tornar esta tecnologia acessível ao usuário final. Neste contexto, um jogo, denominado *Get Coins*, foi desenvolvido para servir como uma plataforma de testes para analisar a influência de variações de elementos de interface. Este experimento possibilitou compreender como a interação humano-computador ocorre por sistemas BCI-SSVEP. Adicionalmente, uma revisão sistemática foi realizada para identificar o estado da arte na área e as direções tomadas no desenvolvimento de interfaces para aplicativos controlados por BCI-SSVEP. Neste capítulo, os resultados deste trabalho são sintetizados e discutidos.

5.1 REVISÃO SISTEMÁTICA

Uma revisão sistemática envolvendo 4 bases de dados (*ACM Digital Library*, *IEEE Xplore*, *ScienceDirect* e *SpringerLink*) foi realizada. O objetivo da revisão sistemática foi compreender como a interface de usuário das aplicações controladas por BCI-SSVEP tem sido projetada. O processo de busca de trabalhos nas bases de dados, usando palavras-chave adequadas, retornou 348 artigos, dos quais 139 artigos foram criteriosamente selecionados e analisados.

Dos 139 artigos, 99 artigos (71%) foram publicados em conferências, 27 (19%) em jornal, 6 (4%) em simpósio, 4 (3%) em *workshop* e 3 (2%) em *letters*, sendo que 52% dos trabalhos foram escritos por autores cuja filiação originava da Ásia/Australasia, 36% da Europa e 14% da América. Do total de trabalhos, 75 (54%) relatavam estudos teóricos relativos à interface de aplicações controladas por BCI-SSVEP e 64 trabalhos (46%) relatavam estudos práticos, envolvendo o desenvolvimento de aplicações controladas por BCI-SSVEP.

Em relação às interfaces das aplicações e/ou experimentos relatados nas publicações, 69 trabalhos optaram por desenvolver uma interface completamente colorida, incluindo os estímulos visuais, 48 trabalhos (35%) optaram pelo desenvolvimento de

aplicativos usando somente as cores preto e branco e 22 trabalhos (16%) adotaram o meio termo, adotando estímulos preto e branco integrados a interfaces coloridas. Em relação ao estímulo visual, 52 trabalhos (37%) adotaram a estimulação por LEDs, enquanto que 87 trabalhos (62%) adotaram a estimulação por figuras exibidas no monitor. Em relação às frequências de estímulos visuais utilizadas, 121 trabalhos (87%) usaram frequências ≤ 30 Hz, enquanto que 18 trabalhos (13%), usaram frequências > 30 Hz. Quanto à diferenciação de estímulos, 126 trabalhos (91%) adotaram a diferenciação por frequência, enquanto que 13 trabalhos (9%) adotaram a diferenciação por fase.

A análise sistemática dos trabalhos indicou que o projeto e o desenvolvimento de interfaces para aplicativos controlados por sistemas BCI-SSVEP ainda não é consolidado, ou seja, o desenvolvimento ainda é direcionado com base nas regras de construção de interfaces para aplicativos controlados por dispositivos de outra natureza, como teclado e mouse. No entanto, já é possível visualizar um esforço da comunidade científica em padronizar o desenvolvimento de interfaces de forma a permitir uma interação segura e eficiente por sistemas BCI-SSVEP, ainda que diversas contradições sejam encontradas na literatura.

Este esforço em analisar sistemas BCI do ponto de vista da IHC é fundamental para tornar a tecnologia acessível ao usuário final. Atualmente, as falhas ou enganos do usuário influenciam negativamente no desempenho da BCI, dando a ele toda a responsabilidade para o correto funcionamento do sistema. Estudos devem ser conduzidos de forma a tirar esta responsabilidade do usuário, com o desenvolvimento de técnicas que possam identificar possíveis enganos, se adaptando as suas necessidades e limitações.

5.2 DESENVOLVIMENTO DE APLICAÇÕES CONTROLADAS POR BCI-SSVEP

Para a realização de experimentos envolvendo a variação de componentes de interface, uma aplicação controlada por BCI-SSVEP foi desenvolvida. Atualmente, diversas aplicações controladas por BCI-SSVEP estão disponíveis para experimentos, no entanto, para um maior controle das possibilidades de alterações na interface, surgiu a necessidade de desenvolver uma aplicação específica para este projeto. Uma segunda motivação que levou ao desenvolvimento de uma aplicação própria foi a necessidade de integração com o sistema BCI desenvolvida na FEEC, utilizado neste trabalho.

A aplicação desenvolvida foi o jogo *Get Coins*, que consiste em uma esfera que deve ser movimentada pelo usuário por meio de sinais cerebrais em direção as moedas, com o objetivo de coletá-las. Ao coletar as 4 moedas ou ao final dos 2 minutos disponíveis para completar o jogo, o jogo finaliza. Sua mecânica simples possibilita que usuários com diferentes perfis possam entender e jogar sem a necessidade de treinamento prévio.

A interface do jogo foi desenvolvida com base em recomendações encontradas nos trabalhos analisados na revisão sistemática. A primeira versão da interface foi submetida a uma inspeção heurística conduzida por quatro especialistas em IHC, seguindo as 10 heurísticas de Nielsen, sendo posteriormente adaptada conforme às sugestões. O desenvolvimento do jogo foi realizado em Unity3D e tomou-se o cuidado para tornar o processo de customização da interface simples, para modificações decorrentes de estudos futuros.

5.3 ANÁLISE DA INTERAÇÃO PROVIDA POR SISTEMAS BCI-SSVEP

Para a análise da interação por BCI-SSVEP, as percepções do usuário enquanto jogavam o jogo *Get Coins* foram coletadas. O experimento consistia em cinco versões distintas do jogo, sendo quatro controladas por BCI-SSVEP e uma controlada pelo teclado, cada qual com variações de interface com o objetivo de avaliar o impacto na interação com o usuário. Para coletar as percepções, um questionário foi desenvolvido, permitindo ao usuário avaliar questões referentes à interface, além de disponibilizar um campo de comentário livre e de preenchimento opcional, onde o usuário tinha total liberdade para comentar sobre qualquer assunto referente ao experimento e à sua experiência no controle do jogo. Informações quantitativas como número de moedas coletadas, tempo de jogo, caminho percorrido e número de comandos emitidos pelo sistema BCI foram coletados automaticamente pelo jogo e pelo sistema BCI, gerando um arquivo de *log* da partida.

Com o objetivo de identificar precocemente possíveis falhas no protocolo do experimento, dois estudos piloto foram conduzidos com dois voluntários diferentes participando em cada um deles. No primeiro estudo piloto, foi identificada a necessidade de ajustes no questionário, enquanto no segundo nenhum viés foi identificado. Tanto no estudo piloto quanto no experimento todos os voluntários assinaram um termo de consentimento e eventuais dúvidas a respeito da pesquisa, do equipamento de EEG e do uso dos dados coletados foram devidamente esclarecidas.

Todos os voluntários completaram o experimento sem nenhum imprevisto. Em relação ao desempenho, foi possível observar que a interação por sistemas BCI-SSVEP é possível, uma vez que houve a coleta de moedas até mesmo pelo voluntário que apresentou o menor desempenho no experimento. No entanto, foi possível observar que ainda existem variáveis desconhecidas que impactam no desempenho da interação, e outras que são difíceis de mensurar, como nível de concentração e motivação. A dependência dos sistemas BCI atuais da correta operação por parte do usuário também precisa ser superada, pois no estado atual, é necessário que o usuário se adapte aos requisitos do sistema, como manter a concentração e evitar a movimentação muscular, além dos requisitos do ambiente, que não deve conter nenhum emissor de ondas eletromagnéticas nas proximidades do equipamento de EEG para evitar ruídos no sinal. Estas limitações tornam o processo de interação restrito, sendo possível somente em um ambiente controlado.

Quanto à etapa de treinamento, os usuários não relataram qualquer tipo de desmotivação causada pelo longo processo repetitivo. Apesar da importância da etapa de treinamento, uma vez que o desempenho do sistema BCI depende dela, a correspondência direta entre o desempenho no treinamento e no jogo não se aplica em todos os casos. Isso mostra que a motivação e o empenho em cumprir com o objetivo do jogo pode incrementar o desempenho do sistema BCI. No entanto, estudos adicionais devem ser realizados para compreender este fenômeno.

Para o controle por BCI-SSVEP, é necessário que o usuário mantenha a concentração em estímulos visuais, que pode levar a níveis de fadiga visual consideráveis. No entanto, durante o experimento, apesar da interação por BCI-SSVEP ter sido mais cansativa comparado com a interação por teclado, o nível médio de fadiga relatado pelos voluntários foi aceitável, assim como o nível de conforto da touca, que também pode incomodar devido ao contato com os eletrodos. Este resultado é animador, e mostra que é possível uma interação relativamente longa por BCI, em torno de 34 minutos, duração total do experimento.

O *feedback* é uma característica importante dos sistemas BCI. Por meio dele, o usuário consegue identificar qual comando foi interpretado pelo sistema. No jogo *Get Coins*, foi implementado o *feedback* visual, que consiste na movimentação da esfera, e o sonoro, que consiste em um som reproduzido a cada movimentação da esfera e também ao coletar moedas. Os usuários relataram que o *feedback* sonoro auxilia no controle, pois tira a necessidade de desviar o foco visual do estímulo para verificar se a esfera se movimentou. Em relação ao

número de moedas coletadas, considerando as versões com e sem *feedback* sonoro, não houve diferença estatisticamente significativa. Quanto a música de fundo, os usuários relataram não fazer falta, podendo ser um recurso opcional ao usuário.

Em relação à percepção de controle, os usuários relataram não ter completo domínio sobre a movimentação da esfera. Esta percepção é interessante, pois foi relatada inclusive por voluntários que conseguiram coletar todas as moedas em todos os cenários, e foi mais recorrente entre os voluntários que tinham o costume de jogar jogos eletrônicos. Uma possível explicação pode ser a falta de experiência no controle de aplicações por BCI-SSVEP, a comparação da interação por BCI com os meios de interação como teclado e *mouse*, que de fato são mais rápidos e precisos, uma vez que seu princípio de funcionamento não faz uso de sistemas de classificação, eliminando desta forma erros decorrentes da interpretação do comando dado pelo usuário ou devido à problemas de interface do jogo. A percepção de falta de controle ressalta ainda mais a necessidade de analisar sistemas BCI do ponto de vista da IHC, assim como no desenvolvimento de novas formas de *feedback*, com o objetivo de tornar a interação mais segura e confiável.

Em síntese, os dados obtidos por meio do experimento mostram ser factível o controle de aplicações controladas por sistemas BCI-SSVEP usando quatro comandos em um ambiente controlado. No entanto, devido as inúmeras variáveis que podem impactar no desempenho de um sistema BCI-SSVEP, não se pode generalizar que seja possível controlar qualquer tipo de aplicação tendo como base o experimento desenvolvido neste projeto, no entanto, outras conclusões igualmente valiosas foram expostas referente a análise da interação provida por BCI-SSVEP. Apesar de os sistemas BCI se encontrarem em fase de desenvolvimento, sendo suscetíveis a erros de classificação, que degradam a qualidade da interação, já é possível vislumbrar seu uso por usuários finais em um futuro próximo, mesmo que muitos desafios precisem ser superados, como a criação de um sistema de aquisição EEG acessível financeiramente ao usuário final, sistemas BCI de fácil configuração e tolerante a falhas e enganos por parte do usuário, além da formalização do conhecimento em desenvolvimento de interfaces para aplicações controladas por sistemas BCI-SSVEP.

5.4 TRABALHOS FUTUROS

O desenvolvimento de sistemas BCI envolve conhecimentos multidisciplinares provenientes da medicina, física, engenharia, computação, dentre outras. Sendo assim, as sugestões de trabalhos futuros se limitam ao que foi identificado durante o desenvolvimento deste trabalho, dentro do escopo de conhecimento da engenharia e da computação.

Como relatado intensamente em todos os capítulos desta tese, a interpretação errada de comandos é um problema recorrente dos sistemas BCI. De fato, muitos trabalhos publicados relacionados a sistemas BCI tratam de melhorias que possam incrementar a taxa de acerto do classificador, seja por meio de novos algoritmos de processamento de sinais e classificação, seja por meio de interfaces que evitem a distração e, conseqüentemente, a geração de sinais cerebrais fora do padrão esperado pelo sistema. Apesar do grande esforço da comunidade científica em aumentar o desempenho dos sistemas BCI, eles ainda não estão completamente imunes a erros.

Em relação à interface de usuário, estudos adicionais são necessários. Atualmente não existe uma metodologia consolidada para o desenvolvimento de interfaces para aplicações controladas por BCI, sendo as interfaces construídas com base nas metodologias de desenvolvimento de interfaces para aplicativos controlados por outros meios de interação, como *mouse*, teclado, *joystick*, dentre outros, que podem não serem adequadas as aplicações controladas por BCI-SSVEP.

Por fim, sistemas de aquisição de EEG, necessários para a interação por BCI, são caros e de difícil configuração. Para a popularização da tecnologia é necessário o desenvolvimento de equipamentos mais baratos e igualmente precisos para proporcionar uma interação de qualidade e acessível ao usuário final. Também é importante que o processo de configuração do equipamento, como o posicionamento correto dos eletrodos, seja simplificado, não exigindo conhecimento técnico por parte do usuário.

BIBLIOGRAFIA

- [1] B. Graimann, B. Allison, and G. Pfurtscheller, “Brain-Computer Interfaces: A Gentle Introduction,” in *Brain-Computer Interfaces*, Springer Berlin Heidelberg, 2010, pp. 1–27.
 - [2] T. B. S. Costa, “Desenvolvimento de Interface Cérebro-Computador baseada em Potenciais Evocados Visualmente em Regime Estacionário,” University de Campinas, 2015.
 - [3] S. N. Carvalho, T. B. S. Costa, L. F. S. Uribe, D. C. Soriano, G. F. G. Yared, L. C. Coradine, and R. Attux, “Comparative analysis of strategies for feature extraction and classification in SSVEP BCIs,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 21, pp. 34–42, 2015.
 - [4] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, “Brain-computer interfaces for communication and control,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, pp. 767–791, 2002.
 - [5] R. Caton, “The Electric Currents of the Brain,” *Am. J. EEG Technol.*, vol. 10, no. 1, pp. 12–14, 1970.
 - [6] H. Berger, “Über das Elektrenkephalogramm des Menschen,” *Eur. Arch. Psychiatry Clin. Neurosci.*, vol. 87, no. 1, pp. 527–570, 1929.
 - [7] J. J. Vidal, “Toward Direct Brain-Computer Communication,” *Annu. Rev. Biophys. Bioeng.*, pp. 157–180, 1973.
 - [8] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, W. J. Heetderks, D. J. McFarland, P. H. Peckham, G. Schalk, E. Donchin, L. A. Quatrano, C. J. Robinson, and T. M. Vaughan, “Brain-Computer Interface Technology: A Review of the First International Meeting,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 164–173, 2000.
 - [9] N. Alamdari, A. Haider, R. Arefin, A. K. Verma, K. Tavakolian, and R. Fazel-Rezai, “A Review of Methods and Applications of Brain Computer Interface Systems,” in *2016 IEEE International Conference on Electro Information Technology (EIT)*, 2016, pp. 345–350.
 - [10] S. Herculano-Houzel, “The human brain in numbers: a linearly scaled-up primate brain,”
-

- Front. Hum. Neurosci.*, vol. 3, pp. 1–11, 2009.
- [11] K. Nidal and A. S. Malik, *EEG/ERP Analysis: Methods and Applications*. CRC Press, 2014.
- [12] G. Schalk and E. C. Leuthardt, “Brain-Computer Interfaces Using Electrocorticographic Signals,” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 4, pp. 140–154, 2011.
- [13] M. A. L. Nicolelis, “Actions from thoughts,” *Nature*, vol. 409, pp. 403–407, 2001.
- [14] N. Kamel and A. S. Malik, *EEG/ERP Analysis - Methods and Applications*. 2015.
- [15] N. Weiskopf, K. Mathiak, S. W. Bock, F. Scharnowski, R. Veit, W. Grodd, R. Goebel, and N. Birbaumer, “Principles of a Brain-Computer Interface (BCI) Based on Real-Time Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI),” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 966–970, 2004.
- [16] J. Mellinger, G. Schalk, C. Braun, H. Preissl, W. Rosenstiel, N. Birbaumer, and A. Kübler, “An MEG-based brain-computer interface (BCI),” *Neuroimage*, vol. 36, pp. 581–593, 2007.
- [17] S. M. Coyle, T. E. Ward, and C. M. Markham, “Brain-computer interface using a simplified functional near-infrared spectroscopy system,” *J. Neural Eng.*, vol. 4, pp. 219–226, 2007.
- [18] G. H. Klem, H. O. Lüders, H. H. Jasper, and C. E. Elger, “The ten-twenty electrode system of the International Federation,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 10, no. 1, pp. 371–375, 1958.
- [19] G. E. Chatrian, E. Lettich, and P. L. Nelson, “Ten Percent Electrode System for Topographic Studies of Spontaneous and Evoked EEG Activities,” *Am. J. EEG Technol.*, vol. 25, no. 2, pp. 83–92, 1985.
- [20] V. Jurcak, D. Tsuzuki, and I. Dan, “10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems,” *Neuroimage*, vol. 34, pp. 1600–1611, 2007.
- [21] “g.tec Medical Engineering,” 2017. [Online]. Available: <http://www.gtec.at/>.
- [22] “Emotiv,” 2017. [Online]. Available: <https://www.emotiv.com/>.
- [23] “NeuroSky,” 2016. [Online]. Available: <http://neurosky.com/>. [Accessed: 20-Oct-2016].
-

- [24] “OpenBCI,” 2016. [Online]. Available: <http://openbci.com/>. [Accessed: 20-Oct-2016].
- [25] C. Mulert and L. Lemieux, *EEG-fMRI - Physiological Basis, Technique and Applications*. Springer Science & Business Media, 2009.
- [26] A. T. Chan, J. C. Quiroz, S. Dascalu, and F. C. Harris, “An Overview of Brain Computer Interfaces,” in *Proceedings of The 2015 International Conference on Computers and Their Application*, 2015, pp. 9–11.
- [27] M. Middendorf, G. McMillan, G. Calhoun, and K. S. Jones, “Brain-Computer Interfaces Based on the Steady-State Visual-Evoked Response,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 8, no. 2, pp. 211–214, 2000.
- [28] C. S. Herrmann, “Human EEG responses to 1-100 Hz flicker: resonance phenomena in visual cortex and their potential correlation to cognitive phenomena,” *Exp. Brain Res.*, vol. 137, pp. 346–353, 2001.
- [29] M. E. Thurlings, J. B. F. Van Erp, A.-M. Brouwer, and P. Werkhoven, “Controlling a Tactile ERP-BCI in a Dual Task,” *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 129–140, 2013.
- [30] J. Guo, S. Gao, and B. Hong, “An Auditory Brain-Computer Interface Using Active Mental Response,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 3, pp. 230–235, 2010.
- [31] Y. Wang, X. Gao, B. Hong, C. Jia, and S. Gao, “Brain-Computer Interfaces Based on Visual Evoked Potentials,” *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 27, no. 5, pp. 64–71, 2008.
- [32] Y. Wang, Y. T. Wang, and T. P. Jung, “Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI,” *Electron. Lett.*, vol. 46, no. 15, pp. 1057–1058, 2010.
- [33] S. Mouli, R. Palaniappan, I. P. Sillitoe, and J. Q. Gan, “Performance Analysis of Multi-frequency SSVEP-BCI Using Clear and Frosted Colour LED Stimuli,” in *Bioinformatics and Bioengineering (BIBE), 2013 IEEE 13th International Conference on*, 2013, pp. 1–4.
- [34] A. Y. Kaplan, S. L. Shishkin, I. P. Ganin, I. A. Basyul, and A. Y. Zhigalov, “Adapting the P300-Based Brain-Computer Interface for Gaming: A Review,” *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 141–149, 2013.
- [35] J. L. Duarte, K. F. Alvarenga, and O. A. Costa, “P300 Cognitive potential in free field:
-

- test applicability,” *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, vol. 70, no. 6, pp. 780–785, 2004.
- [36] S. N. Carvalho, “Contribuições ao Desenvolvimento de Interfaces Cérebro-Computador baseadas em Potenciais Evocados Visualmente em Regime Estacionário,” University de Campinas, 2016.
- [37] L. A. Farwell and E. Donchin, “Talking off the top of your head: toward a mental prosthesis utilizing event-related brain potentials,” *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 70, no. 6, pp. 510–523, 1988.
- [38] L. A. Farwell and E. Donchin, “The Truth Will Out: Interrogative Polygraphy (‘Lie detection’) With Event-Related Brain Potentials,” *Psychophysiology*, vol. 28, no. 5, pp. 531–547, 1991.
- [39] C. C. Postelnicu and D. Talaba, “P300-Based Brain-Neuronal Computer Interaction for Spelling Applications,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 2, pp. 534–543, 2013.
- [40] M. Hamed, S.-H. Salleh, and A. M. Noor, “Electroencephalographic Motor Imagery Brain Connectivity Analysis for BCI: A Review,” *Neural Comput.*, pp. 999–1041, 2016.
- [41] R. Zhang, Y. Li, Y. Yan, H. Zhang, S. Wu, T. Yu, and Z. Gu, “Control of a Wheelchair in an Indoor Environment Based on a Brain-Computer Interface and Automated Navigation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 24, no. 1, pp. 128–139, 2016.
- [42] L. Bonnet, F. Lotte, and A. Lécuyer, “Two Brains , One Game: Design and Evaluation of a Multiuser BCI Video Game Based on Motor Imagery,” *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 185–198, 2013.
- [43] T. Aflalo, S. Kellis, C. Klaes, B. Lee, Y. Shi, K. Pejsa, K. Shanfield, S. Hayes-Jackson, M. Aisen, C. Heck, C. Liu, and R. A. Andersen, “Decoding motor imagery from the posterior parietal cortex of a tetraplegic human,” *Science*, no. 6237, pp. 906–910, 2015.
- [44] C. L. Dickter and P. D. Kieffaber, *EEG methods for the Psychological Sciences*. SAGE Publications, 2014.
- [45] M. H. Chang and K. S. Park, “Frequency Recognition Methods for Dual-Frequency SSVEP Based Brain-Computer Interface,” in *35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2220–2223.
- [46] P. Duhamel and M. Vetterli, “Fast Fourier transforms: A tutorial review and a state of
-

- the art,” *Signal Processing*, vol. 19, no. 4, pp. 259–299, 1990.
- [47] J. W. Cooley and J. W. Tukey, “An Algorithm for the Machine Calculation of Complex Fourier Series,” *Math. Comput.*, vol. 19, no. 90, pp. 297–301, 1965.
- [48] C. M. Bishop, *Neural Networks for Pattern Recognition*. Oxford university press, 1995.
- [49] R. Kohavi and G. H. John, “Wrappers for feature subset selection,” *Artif. Intell.*, vol. 97, pp. 273–324, 1997.
- [50] A. L. Blum and P. Langley, “Selection of relevant features and examples in machine learning,” *Artif. Intell.*, vol. 97, no. 1–2, pp. 245–271, 1997.
- [51] G. Schalk, D. J. McFarland, T. Hinterberger, N. Birbaumer, and J. R. Wolpaw, “BCI2000: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 6, pp. 1034–1043, 2004.
- [52] Y. Renard, F. Lotte, G. Gibert, M. Congedo, E. Maby, V. Delannoy, O. Bertrand, and A. Lécuyer, “OpenViBE: An Open-Source Software Platform to Design, Test, and Use Brain-Computer Interfaces in Real and Virtual Environments,” *Presence*, vol. 19, no. 1, pp. 35–53, 2010.
- [53] J. W. Creswell, *Research design: Qualitative, quantitative, and mixed methods approaches*. Sage publications, 2013.
- [54] H. Cecotti, I. Volosyak, and A. Gräser, “Reliable visual stimuli on LCD screens for SSVEP based BCI,” in *2010 18th European Signal Processing Conference*, 2010, pp. 919–923.
- [55] R. Zerafa, T. Camilleri, O. Falzon, and K. P. Camilleri, “Comparison of Plain and Checkerboard Stimuli for Brain Computer Interfaces Based on Steady State Visual Evoked Potentials,” in *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2013, pp. 33–36.
- [56] J. Legény, R. Vicianá-Abad, and A. Lécuyer, “Toward Contextual SSVEP-Based BCI Controller: Smart Activation of Stimuli and Control Weighting,” *IEEE Trans. Comput. Intell. AI Games*, vol. 5, no. 2, pp. 111–116, 2013.
- [57] A. Akhtar, J. J. S. Norton, M. Kasraie, and T. Bretl, “Playing checkers with your mind: An interactive multiplayer hardware game platform for brain-computer interfaces,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and*
-

- Biology Society*, 2014, pp. 1650–1653.
- [58] D. Aminaka, S. Makino, and T. M. Rutkowski, “Chromatic SSVEP BCI paradigm targeting the higher frequency EEG responses,” in *Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA), 2014 Asia-Pacific*, 2014, pp. 1–7.
- [59] D. Aminaka, S. Makino, and T. M. Rutkowski, “EEG Filtering Optimization for Code-Modulated Chromatic Visual Evoked Potential-Based Brain-Computer Interface,” in *Symbiotic Interaction: 4th International Workshop, Symbiotic 2015, Berlin, Germany, October 7--8, 2015, Proceedings*, B. Blankertz, G. Jacucci, L. Gamberini, A. Spagnoli, and J. Freeman, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2015, pp. 1–6.
- [60] P. Bialas and P. Milanowski, “A high frequency steady-state visually evoked potential based brain computer interface using consumer-grade EEG headset,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 5442–5445.
- [61] M. H. Chang, H. J. Baek, S. M. Lee, and K. S. Park, “An amplitude-modulated visual stimulation for reducing eye fatigue in SSVEP-based brain–computer interfaces,” *Clin. Neurophysiol.*, vol. 125, no. 7, pp. 1380–1391, 2014.
- [62] M. H. Chang and K. S. Park, “Frequency recognition methods for dual-frequency SSVEP based brain-computer interface,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2220–2223.
- [63] L. Davlea and B. Teodorescu, “Modular brain computer interface based on steady state visually evoked potentials (SSVEP),” in *2011 E-Health and Bioengineering Conference (EHB)*, 2011, pp. 1–4.
- [64] P. Dechwechprasit, M. Phothisonothai, and S. Tantisatirapong, “Time-frequency analysis of red-green visual flickers based on steady-state visual evoked potential recording,” in *2016 9th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, 2016, pp. 1–4.
- [65] O. Falzon, K. Camilleri, and J. Muscat, “Complex-Valued Spatial Filters for SSVEP-Based BCIs With Phase Coding,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 9, pp. 2486–2495, 2012.
-

- [66] O. Falzon and K. P. Camilleri, "Multi-colour stimuli to improve information transfer rates in SSVEP-based brain-computer interfaces," in *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2013, pp. 443–446.
- [67] A. Güneysu and H. L. Akin, "An SSVEP based BCI to control a humanoid robot by using portable EEG device," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 6905–6908.
- [68] C. H. Han, H. J. Hwang, J. h. Lim, and C. H. Im, "Development of an eyes-closed brain-computer interface system for communication of patients with oculomotor impairment," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2236–2239.
- [69] K. Holewa and A. Nawrocka, "Emotiv EPOC neuroheadset in brain - computer interface," in *Proceedings of the 2014 15th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, 2014, pp. 149–152.
- [70] G. Huang, L. Yao, D. Zhang, and X. Zhu, "Effect of duty cycle in different frequency domains on SSVEP based BCI: A preliminary study," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 5923–5926.
- [71] Y. P. Huang, Y. Y. Chien, F. C. Lin, J. K. Zao, Y. Wang, and T. P. Jung, "Brain-display interactive system by using steady-state visual evoke potential(SSVEP) stimulation," in *2014 13th Workshop on Information Optics (WIO)*, 2014, pp. 1–4.
- [72] N. Inkaew, N. Charoenkitkamjorn, C. Yangpaiboon, M. Phothisonothai, and C. Nuthong, "Frequency component analysis of eeg recording on various visual tasks: Steady-state visual evoked potential experiment," in *2015 7th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST)*, 2015, pp. 180–183.
- [73] A. Itai and A. Funase, "Spectrum based feature extraction using spectrum intensity ratio for SSVEP detection," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 5947–5950.
- [74] P. Kaczmarek and P. Salomon, "Towards SSVEP-based, portable, responsive Brain-Computer Interface," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 1095–1098.
-

- [75] P. L. Lee, C. L. Yeh, J. Y. S. Cheng, C. Y. Yang, and G. Y. Lan, "An SSVEP-Based BCI Using High Duty-Cycle Visual Flicker," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 12, pp. 3350–3359, 2011.
- [76] J. H. Lim, H. J. Hwang, and C. H. Im, "Eyes-closed SSVEP-based BCI for binary communication of individuals with impaired oculomotor function," in *2013 International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)*, 2013, pp. 79–80.
- [77] F. C. Lin, J. K. Zao, K. C. Tu, Y. Wang, Y. P. Huang, C. W. Chuang, H. Y. Kuo, Y. Y. Chien, C. C. Chou, and T. P. Jung, "SNR analysis of high-frequency steady-state visual evoked potentials from the foveal and extrafoveal regions of Human Retina," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 1810–1814.
- [78] Y. T. Lin and C. H. Kuo, "Development of SSVEP-based intelligent wheelchair brain computer interface assisted by reactive obstacle avoidance," in *2016 IEEE International Conference on Industrial Technology (ICIT)*, 2016, pp. 1572–1577.
- [79] G. G. Molina, D. Zhu, and S. Abtahi, "Phase detection in a visual-evoked-potential based brain computer interface," in *2010 18th European Signal Processing Conference*, 2010, pp. 949–953.
- [80] N. Mora, V. Bianchi, I. De Munari, and P. Ciampolini, "A BCI Platform Supporting AAL Applications," in *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design and Development Methods for Universal Access: 8th International Conference, UAHCI 2014, Held as Part of HCI International 2014, Heraklion, Crete, Greece, June 22-27, 2014, Proceedings, Part I*, C. Stephanidis and M. Antona, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2014, pp. 515–526.
- [81] N. Mora, I. De Munari, and P. Ciampolini, "Improving BCI Usability as HCI in Ambient Assisted Living System Control," in *Foundations of Augmented Cognition: 9th International Conference, AC 2015, Held as Part of HCI International 2015, Los Angeles, CA, USA, August 2-7, 2015, Proceedings*, D. D. Schmorrow and C. M. Fidopiastis, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2015, pp. 293–303.
- [82] S. Mouli and R. Palaniappan, "Eliciting higher SSVEP response from LED visual stimulus with varying luminosity levels," in *2016 International Conference for Students on Applied Engineering (ICSAE)*, 2016, pp. 201–206.
-

- [83] S. Mouli and R. Palaniappan, "Radial photic stimulation for maximal EEG response for BCI applications," in *2016 9th International Conference on Human System Interactions (HSI)*, 2016, pp. 362–367.
- [84] S. Mouli, R. Palaniappan, I. P. Sillitoe, and J. Q. Gan, "Quantification of SSVEP responses using multi-chromatic LED stimuli: Analysis on colour, orientation and frequency," in *2015 7th Computer Science and Electronic Engineering Conference (CEEC)*, 2015, pp. 93–98.
- [85] S. M. T. Müller, P. F. Diez, T. F. Bastos-Filho, M. Sarcinelli-Filho, V. Mut, and E. Laciari, "SSVEP-BCI implementation for 37 - 40 Hz frequency range," in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 6352–6355.
- [86] S. Nishifuji, "Binary brain computer interface in terms of steady state visual evoked potentials with eyes-closed by use of mental concentration on flicker stimuli," in *The SICE Annual Conference 2013*, 2013, pp. 1641–1646.
- [87] S. Nishifuji, "Toward binary brain computer interface using steady-state visually evoked potential under eyes closed condition," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2232–2235.
- [88] S. Nishifuji, "Two-class brain computer interface using eyes-closed steady-state visual evoked potential," in *2014 Proceedings of the SICE Annual Conference (SICE)*, 2014, pp. 237–242.
- [89] S. Nishifuji and T. Kuroda, "Impact of mental focus on steady-state visually evoked potential under eyes closed condition for binary brain computer interface," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 1765–1768.
- [90] S. Nishifuji and Y. Sugita, "Eye-gaze independent brain machine interface using amplitude modulation of steady-state visual evoked potential with eyes-closed associated with mental concentration," in *2014 IEEE 3rd Global Conference on Consumer Electronics (GCCE)*, 2014, pp. 607–611.
- [91] P. Perego, A. C. Turconi, G. Andreoni, L. Maggi, E. Beretta, S. Parini, and C. Gagliardi, "Cognitive ability assessment by Brain–Computer Interface: Validation of a new assessment method for cognitive abilities," *J. Neurosci. Methods*, vol. 201, no. 1, pp.
-

- 239–250, 2011.
- [92] L. Po-Lei, S. Hao-Teng, and C. Hsiang-Chih, “Design a brain computer interface gaming system using steady-state visual evoked potential,” in *2014 IEEE International Conference on Consumer Electronics - Taiwan*, 2014, pp. 5–6.
- [93] P. Poryzala and A. Materka, “Cluster analysis of {CCA} coefficients for robust detection of the asynchronous {SSVEPs} in brain–computer interfaces,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 10, pp. 201–208, 2014.
- [94] S. G. Ramos, D. R. Celino, F. F. Rodor, M. R. N. Ribeiro, S. M. T. Müller, T. F. B. Filho, and M. S. Filho, “Experimental evidences for visual evoked potentials with stimuli beyond the conscious perception threshold,” in *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference 2011*, 2011, pp. 1–5.
- [95] P. Riyahi and A. Eskandarian, “A robust Gauss-Newton algorithm for analyzing Steady-State Visual Evoked Potentials,” in *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2013, pp. 1323–1326.
- [96] S. Tantisatirapong, P. Dechwechprasit, W. Senavongse, and M. Phothisonothai, “Time-frequency based coherence analysis of red and green flickering visual stimuli for EEG-controlled applications,” in *2017 9th International Conference on Knowledge and Smart Technology (KST)*, 2017, pp. 279–283.
- [97] F. Teng, Y. Chen, A. M. Choong, S. Gustafson, C. Reichley, P. Lawhead, and D. Waddell, “Square or Sine: Finding a Waveform with High Success Rate of Eliciting SSVEP,” *Intell. Neurosci.*, vol. 2011, p. 2:1--2:5, 2011.
- [98] I. Volosyak, T. Malechka, D. Valbuena, and A. Gräser, “A novel calibration method for SSVEP based brain-computer interfaces,” in *2010 18th European Signal Processing Conference*, 2010, pp. 939–943.
- [99] I. Volosyak, D. Valbuena, T. Luth, T. Malechka, and A. Graser, “BCI Demographics II: How Many (and What Kinds of) People Can Use a High-Frequency SSVEP BCI?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 19, no. 3, pp. 232–239, 2011.
- [100] N. B. Wicaksono, T. L. R. Mengko, and Suprijanto, “Steady-State Visual Evoked Potential based Brain Computer Interface: Experiment of LED stimulation in two-rooms condition,” in *2015 4th International Conference on Instrumentation, Communications,*
-

- Information Technology, and Biomedical Engineering (ICICI-BME)*, 2015, pp. 90–93.
- [101] D. O. Won and S. W. Lee, “Frequency-wise optimal duty-cycle selection in steady state visual evoked potentials: A pilot study,” in *2014 International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)*, 2014, pp. 1–2.
- [102] D. O. Won, H. H. Zhang, C. Guan, and S. W. Lee, “A BCI speller based on SSVEP using high frequency stimuli design,” in *2014 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC)*, 2014, pp. 1068–1071.
- [103] C. H. Wu and H. Lakany, “The Effect of the Viewing Distance of Stimulus on SSVEP Response for Use in Brain-Computer Interfaces,” in *2013 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 2013, pp. 1840–1845.
- [104] H. Y. Wu, P. L. Lee, H. C. Chang, and J. C. Hsieh, “Accounting for Phase Drifts in SSVEP-Based BCIs by Means of Biphasic Stimulation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 58, no. 5, pp. 1394–1402, 2011.
- [105] D. Zhu, G. Garcia-Molina, V. Mihajlović, and R. M. Aarts, “Online BCI Implementation of High-Frequency Phase Modulated Visual Stimuli,” in *Universal Access in Human-Computer Interaction. Users Diversity: 6th International Conference, UAHCI 2011, Held as Part of HCI International 2011, Orlando, FL, USA, July 9-14, 2011, Proceedings, Part II*, C. Stephanidis, Ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 645–654.
- [106] D. Zhu, G. G. Molina, V. Mihajlović, and R. M. Aarts, “Phase synchrony analysis for SSVEP-based BCIs,” in *2010 2nd International Conference on Computer Engineering and Technology*, 2010, vol. 2, pp. V2-329-V2-333.
- [107] A. Akce, J. J. S. Norton, and T. Bretl, “An SSVEP-Based Brain-Computer Interface for Text Spelling With Adaptive Queries That Maximize Information Gain Rates,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 23, no. 5, pp. 857–866, 2015.
- [108] B. Allison, T. Luth, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, and A. Graser, “BCI Demographics: How Many (and What Kinds of) People Can Use an SSVEP BCI?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 2, pp. 107–116, 2010.
- [109] P. G. d. Angel, E. Bojorges-Valdez, and O. Yanez-Suarez, “SSVEP-based BCI control of the DASHER writing system,” in *2011 5th International IEEE/EMBS Conference on*
-

- Neural Engineering*, 2011, pp. 446–448.
- [110] T. Cao, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, M. I. Vai, and Y. Hu, “Flashing color on the performance of SSVEP-based brain-computer interfaces,” in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 1819–1822.
- [111] T. Cao, X. Wang, B. Wang, C. M. Wong, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, and M. I. Vai, “A high rate online SSVEP based brain-computer interface speller,” in *2011 5th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering*, 2011, pp. 465–468.
- [112] J. Castillo-Garcia, S. Müller, E. Caicedo, A. Cotrina, and T. Bastos, “Comparison among feature extraction techniques based on power spectrum for a SSVEP-BCI,” in *2014 12th IEEE International Conference on Industrial Informatics (INDIN)*, 2014, pp. 284–288.
- [113] H. Cecotti, “Classification of Steady-State Visual Evoked Potentials based on the visual stimuli duty cycle,” in *2010 3rd International Symposium on Applied Sciences in Biomedical and Communication Technologies (ISABEL 2010)*, 2010, pp. 1–5.
- [114] H. Cecotti and B. Rivet, “Effect of the visual signal structure on Steady-State Visual Evoked Potentials detection,” in *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2011, pp. 657–660.
- [115] J. N. da Cruz, C. M. Wong, T. Cao, and F. Wan, “Patterned visual stimuli for enhancement of SSVEP-based BCI performance,” in *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2013, pp. 1045–1048.
- [116] I. Daly, M. Billinger, R. Scherer, and G. Müller-Putz, “Brain-Computer Interfacing for Users with Cerebral Palsy, Challenges and Opportunities,” in *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design Methods, Tools, and Interaction Techniques for eInclusion: 7th International Conference, UAHCI 2013, Held as Part of HCI International 2013, Las Vegas, NV, USA, July 21-26, 2013, Proceedings, Part I*, C. Stephanidis and M. Antona, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 623–632.
- [117] J. Faller, G. Müller-Putz, D. Schmalstieg, and G. Pfurtscheller, “An Application Framework for Controlling an Avatar in a Desktop-based Virtual Environment via a Software Ssvep Brain-computer Interface,” *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 19, no. 1, pp. 25–34, 2010.
-

- [118] A. González-Mendoza, J. L. Pérez-Benítez, J. A. Pérez-Benítez, and J. H. Espina-Hernández, “Brain Computer Interface based on SSVEP for controlling a remote control car,” in *2015 International Conference on Electronics, Communications and Computers (CONIELECOMP)*, 2015, pp. 93–97.
- [119] M. K. Hasan, T. M. Hossain, A. K. Faisal, and M. Ahmad, “Effect of diverse stimulations of brain on EEG signal for SSVEP based Brain Computer Interface,” in *2015 International Conference on Electrical Engineering and Information Communication Technology (ICEEICT)*, 2015, pp. 1–6.
- [120] M. K. Hasan, R. Z. Rusho, and M. Ahmad, “A direct noninvasive brain interface with computer based on steady-state visual-evoked potential (SSVEP) with high transfer rates,” in *2013 2nd International Conference on Advances in Electrical Engineering (ICAEE)*, 2013, pp. 341–346.
- [121] H.-J. Hwang, J.-H. Lim, Y.-J. Jung, H. Choi, S. W. Lee, and C.-H. Im, “Development of an SSVEP-based {BCI} spelling system adopting a QWERTY-style {LED} keyboard,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 208, no. 1, pp. 59–65, 2012.
- [122] E. C. Johnson, J. J. S. Norton, D. Jun, T. Bretl, and D. L. Jones, “Sequential selection of window length for improved SSVEP-based BCI classification,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 7060–7063.
- [123] C. Kick and I. Volosyak, “Evaluation of different spelling layouts for SSVEP based BCIs,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 1634–1637.
- [124] B. Koo, H. G. Lee, Y. Nam, and S. Choi, “Immersive BCI with SSVEP in VR head-mounted display,” in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2015, pp. 1103–1106.
- [125] N. L. A. Krishna, N. Apoorva, D. V Kadetotad, D. Ramesh, H. Bhatia, M. Kedlaya, and B. Sujatha, “A Brain-Computer Interface Based Security System,” in *2013 Texas Instruments India Educators’ Conference*, 2013, pp. 248–252.
- [126] N. S. Kwak, D. O. Won, K. T. Kim, H.-J. Park, and S. W. Lee, “Analysis of steady state visual evoked potentials based on viewing distance changes for brain-machine interface speller,” in *2016 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*
-

- (SMC), 2016, pp. 1502–1505.
- [127] P.-L. Lee, H.-C. Chang, T.-Y. Hsieh, H.-T. Deng, and C.-W. Sun, “A Brain-Wave-Actuated Small Robot Car Using Ensemble Empirical Mode Decomposition-Based Approach,” *Trans. Sys. Man Cyber. Part A*, vol. 42, no. 5, pp. 1053–1064, 2012.
- [128] N. Morikawa and T. Tanaka, “A brain-computer interface using binary phase-shift keying visual stimuli,” in *2014 13th International Conference on Control Automation Robotics Vision (ICARCV)*, 2014, pp. 1–6.
- [129] S. M. T. Müller, T. F. Bastos-Filho, and M. Sarcinelli-Filho, “Using a SSVEP-BCI to command a robotic wheelchair,” in *2011 IEEE International Symposium on Industrial Electronics*, 2011, pp. 957–962.
- [130] M. Nakanishi, Y. Wang, Y. T. Wang, Y. Mitsukura, and T. P. Jung, “An approximation approach for rendering visual flickers in SSVEP-based BCI using monitor refresh rate,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2176–2179.
- [131] M. Nakanishi, Y. Wang, Y. T. Wang, Y. Mitsukura, and T. P. Jung, “Integrating interference frequency components elicited by monitor refresh rate to enhance frequency detection of SSVEPs,” in *2013 6th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2013, pp. 1092–1095.
- [132] A. Nawrocka and K. Holewa, “Brain - Computer interface based on Steady - State Visual Evoked Potentials (SSVEP),” in *Proceedings of the 14th International Carpathian Control Conference (ICCC)*, 2013, pp. 251–254.
- [133] M. Ordikhani-Seyedlar, H. B. D. Sorensen, T. W. Kjaer, H. R. Siebner, and S. Puthusserypady, “SSVEP-modulation by covert and overt attention: Novel features for BCI in attention neuro-rehabilitation,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 5462–5465.
- [134] H. J. Park, K. T. Kim, and S. W. Lee, “Towards a smart TV control system based on steady-state visual evoked potential,” in *The 3rd International Winter Conference on Brain-Computer Interface*, 2015, pp. 1–2.
- [135] Y. Punsawad and Y. Wongsawat, “Motion visual stimulus for SSVEP-based BCI system,” in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine*
-

- and Biology Society*, 2012, pp. 3837–3840.
- [136] X. Shu, L. Yao, J. Meng, X. Sheng, and X. Zhu, “Visual Stimulus Background Effects on SSVEP-Based Brain-Computer Interface,” in *Proceedings of the 6th International Conference on Intelligent Robotics and Applications - Volume 8102*, 2013, pp. 453–462.
- [137] P. Stawicki, F. Gembler, and I. Volosyak, “A User-Friendly Dictionary-Supported SSVEP-based BCI Application,” in *Symbiotic Interaction: 5th International Workshop, Symbiotic 2016, Padua, Italy, September 29--30, 2016, Revised Selected Papers*, L. Gamberini, A. Spagnolli, G. Jacucci, B. Blankertz, and J. Freeman, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2017, pp. 168–180.
- [138] K. Suefusa and T. Tanaka, “Decoding of responses to mixed frequency and phase coded visual stimuli using multiset canonical correlation analysis,” in *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2016, pp. 1492–1495.
- [139] H. Touyama, “A study on EEG quality in physical movements with Steady-State Visual Evoked Potentials,” in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 4217–4220.
- [140] K. Tsuru, H. Miura, and D. Matsui, “A New Stimulation for Steady-State Visually Evoked Potentials Based Brain-Computer Interface Using Semi-transmissive Patterns with Smartglasses,” in *2015 International Conference on Cyberworlds (CW)*, 2015, pp. 165–168.
- [141] A. Vilic, T. W. Kjaer, C. E. Thomsen, S. Puthusserypady, and H. B. D. Sorensen, “DTU BCI speller: An SSVEP-based spelling system with dictionary support,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 2212–2215.
- [142] M. Wang, Y. Lv, M. Wen, S. He, and G. Wang, “A Fan Control System Base on Steady-State Visual Evoked Potential,” in *2016 International Symposium on Computer, Consumer and Control (IS3C)*, 2016, pp. 81–84.
- [143] X. Wang, T. Cao, B. Wang, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, M. I. Vai, and C. Li, “An online SSVEP-based chatting system,” in *Proceedings 2011 International Conference on System Science and Engineering*, 2011, pp. 536–539.
-

- [144] Y. Wang, X. Chen, X. Gao, and S. Gao, "A Benchmark Dataset for SSVEP-Based Brain-Computer Interfaces," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. PP, no. 99, p. 1, 2017.
- [145] Y. Wang, Y. t. Wang, and T. p. Jung, "Visual stimulus design for high-rate SSVEP BCI," *Electron. Lett.*, vol. 46, no. 15, pp. 1057–1058, 2010.
- [146] Y. T. Wang, Y. Wang, C. K. Cheng, and T. P. Jung, "Developing stimulus presentation on mobile devices for a truly portable SSVEP-based BCI," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 5271–5274.
- [147] Y.-T. Wang, Y. Wang, and T.-P. Jung, "A Cell-phone Based Brain-computer Interface for Communication in Daily Life," in *Proceedings of the 2010 International Conference on Artificial Intelligence and Computational Intelligence: Part II*, 2010, pp. 233–240.
- [148] C. M. Wong, B. Wang, F. Wan, P. U. Mak, P. I. Mak, and M. I. Vai, "An improved phase-tagged stimuli generation method in steady-state visual evoked potential based brain-computer interface," in *2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 2010, vol. 2, pp. 745–749.
- [149] T. Yamaguchi, K. Omori, J. Irie, and K. Inoue, "Feature extraction from EEG signals in SSVEP spelling system," in *Proceedings of SICE Annual Conference 2010*, 2010, pp. 58–62.
- [150] E. Yin, Z. Zhou, J. Jiang, Y. Yu, and D. Hu, "A Dynamically Optimized SSVEP Brain-Computer Interface (BCI) Speller," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 6, pp. 1447–1456, 2015.
- [151] Y. Zhang, P. Xu, K. Cheng, and D. Yao, "Multivariate synchronization index for frequency recognition of SSVEP-based brain-computer interface," *J. Neurosci. Methods*, vol. 221, pp. 32–40, 2014.
- [152] H. Bakardjian, T. Tanaka, and A. Cichocki, "Optimization of SSVEP brain responses with application to eight-command Brain-Computer Interface," *Neurosci. Lett.*, vol. 469, no. 1, pp. 34–38, 2010.
- [153] T. Bender, T. W. Kjaer, C. E. Thomsen, H. B. D. Sorensen, and S. Puthusserypady, "Semi-supervised adaptation in ssvep-based brain-computer interface using tri-training,"
-

- in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 4279–4282.
- [154] L. Bi, X. Fan, K. Jie, T. Teng, H. Ding, and Y. Liu, “Using a Head-up Display-Based Steady-State Visually Evoked Potential Brain-Computer Interface to Control a Simulated Vehicle,” *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.*, vol. 15, no. 3, pp. 959–966, 2014.
- [155] L. Bi, K. Jie, X. a. Fan, and Y. Li, “A SSVEP brain-computer interface with the hybrid stimuli of SSVEP and P300,” in *2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, 2013, pp. 211–214.
- [156] L. Bi, Y. Li, K. Jie, and X. a. Fan, “A new SSVEP brain-computer interface based on a head up display,” in *2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, 2013, pp. 201–204.
- [157] S. N. Carvalho, T. B. S. Costa, L. F. S. Uribe, D. C. Soriano, S. R. M. Almeida, L. L. Min, G. Castellano, and R. Attux, “Effect of the combination of different numbers of flickering frequencies in an SSVEP-BCI for healthy volunteers and stroke patients,” in *2015 7th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering (NER)*, 2015, pp. 78–81.
- [158] J. Castillo, S. Müller, E. Caicedo, and T. Bastos, “Feature extraction techniques based on power spectrum for a SSVEP-BCI,” in *2014 IEEE 23rd International Symposium on Industrial Electronics (ISIE)*, 2014, pp. 1051–1055.
- [159] J. Castillo, S. Müller, E. Caicedo, A. F. De Souza, and T. Bastos, “Proposal of a Brain Computer Interface to command an autonomous car,” in *5th ISSNIP-IEEE Biosignals and Biorobotics Conference (2014): Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC)*, 2014, pp. 1–6.
- [160] A. Funase, K. Wakita, A. Itai, and I. Takumi, “SSVEP by checkerboard related to grid size and board size,” in *2015 Asia-Pacific Signal and Information Processing Association Annual Summit and Conference (APSIPA)*, 2015, pp. 1141–1144.
- [161] C. H. Han, H. J. Hwang, and C. H. Im, “Classification of visual stimuli with different spatial patterns for single-frequency, multi-class SSVEP BCI,” *Electron. Lett.*, vol. 49, no. 22, pp. 1374–1376, 2013.
- [162] C. H. Han, H. J. Hwang, and C. H. Im, “Modified pattern-reversal visual checkerboard
-

- stimuli with dual alternating frequencies for multi-class ssvep-based brain-computer interfaces,” in *2013 International Winter Workshop on Brain-Computer Interface (BCI)*, 2013, pp. 86–88.
- [163] H.-J. Hwang, D. H. Kim, C.-H. Han, and C.-H. Im, “A new dual-frequency stimulation method to increase the number of visual stimuli for multi-class SSVEP-based brain-computer interface (BCI),” *Brain Res.*, vol. 1515, pp. 66–77, 2013.
- [164] A. Itai and T. Sakakibara, “The relationship between a location of visual stimulus and SSVEP,” in *2015 15th International Symposium on Communications and Information Technologies (ISCIT)*, 2015, pp. 145–148.
- [165] C.-H. Kim, B. Choi, D.-G. Kim, S. Lee, S. Jo, and P.-S. Lee, “Remote Navigation of Turtle by Controlling Instinct Behavior via Human Brain-computer Interface,” *J. Bionic Eng.*, vol. 13, no. 3, pp. 491–503, 2016.
- [166] Y. Kimura, T. Tanaka, H. Higashi, and N. Morikawa, “SSVEP-Based Brain-Computer Interfaces Using FSK-Modulated Visual Stimuli,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 60, no. 10, pp. 2831–2838, 2013.
- [167] M. A. Lopez-Gordo, F. Pelayo, and A. Prieto, “A high performance SSVEP-BCI without gazing,” in *The 2010 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, 2010, pp. 1–5.
- [168] H. Nezamfar, U. Orhan, D. Erdogmus, K. E. Hild, S. Purwar, B. Oken, and M. Fried-Oken, “On visually evoked potentials in eeg induced by multiple pseudorandom binary sequences for brain computer interface design,” in *2011 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2011, pp. 2044–2047.
- [169] K. B. Ng, A. P. Bradley, and R. Cunnington, “Effect of posterized naturalistic stimuli on SSVEP-based BCI,” in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 3105–3108.
- [170] A. Szalowski and D. Picovici, “Investigating brain signal peaks vs electroencephalograph electrode placement using multicolour 10Hz flickering graphics stimulation for Brain-computer Interface development,” in *2016 27th Irish Signals and Systems Conference (ISSC)*, 2016, pp. 1–5.
- [171] H. Tanaka and H. Sakata, “Measurement of the Characteristics for BCI by SSVEP,” in
-

- HCI International 2013 - Posters' Extended Abstracts: International Conference, HCI International 2013, Las Vegas, NV, USA, July 21-26, 2013, Proceedings, Part I*, C. Stephanidis, Ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 623–627.
- [172] R. M. G. Tello, S. M. T. Müller, T. Bastos-Filho, and A. Ferreira, “Comparison between wire and wireless EEG acquisition systems based on SSVEP in an Independent-BCI,” in *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2014, pp. 22–25.
- [173] J. J. Wilson and R. Palaniappan, “On the Stimulus Duty Cycle in Steady State Visual Evoked Potential,” *Int. J. Know.-Based Intell. Eng. Syst.*, vol. 18, no. 2, pp. 73–79, 2014.
- [174] C. Zhang, Y. Kimura, H. Higashi, and T. Tanaka, “A simple platform of brain-controlled mobile robot and its implementation by SSVEP,” in *The 2012 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN)*, 2012, pp. 1–7.
- [175] J. Giron and D. Friedman, “Eureka: Realizing That an Application is Responding to Your Brainwaves,” in *Universal Access in Human-Computer Interaction. Design and Development Methods for Universal Access: 8th International Conference, UAHCI 2014, Held as Part of HCI International 2014, Heraklion, Crete, Greece, June 22-27, 2014, Proceedings, Part I*, C. Stephanidis and M. Antona, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2014, pp. 495–502.
- [176] H. Gürkök, G. Hakvoort, and M. Poel, “Evaluating User Experience in a Selection Based Brain-Computer Interface Game A Comparative Study,” in *Entertainment Computing - ICEC 2011: 10th International Conference, ICEC 2011, Vancouver, Canada, October 5-8, 2011. Proceedings*, J. C. Anacleto, S. Fels, N. Graham, B. Kapralos, M. Saif El-Nasr, and K. Stanley, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 77–88.
- [177] G. Hakvoort, H. Gürkök, D. Plass-Oude Bos, M. Obbink, and M. Poel, “Measuring Immersion and Affect in a Brain-Computer Interface Game,” in *Human-Computer Interaction -- INTERACT 2011: 13th IFIP TC 13 International Conference, Lisbon, Portugal, September 5-9, 2011, Proceedings, Part I*, P. Campos, N. Graham, J. Jorge, N. Nunes, P. Palanque, and M. Winckler, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2011, pp. 115–128.
- [178] J. Legény, R. V. Abad, and A. Lécuyer, “Navigating in Virtual Worlds Using a Self-
-

- paced Ssvep-based Brain-computer Interface with Integrated Stimulation and Real-time Feedback,” *Presence: Teleoper. Virtual Environ.*, vol. 20, no. 6, pp. 529–544, 2011.
- [179] N. Zhang, J. Jiang, J. Tang, Z. Zhou, and D. Hu, “A Novel Steady-State Visually Evoked Potential-Based Brain-Computer-Interface Paradigm to Steer a Humanoid Robot,” in *Proceedings of the 2014 Fourth International Conference on Instrumentation and Measurement, Computer, Communication and Control*, 2014, pp. 774–778.
- [180] M. K. Hasan, N. Al Mahmud, M. S. Hossain, and M. Ahmad, “Alpha band dependency of EEG signal on different stimulation of brain for human computer interaction,” in *2015 2nd International Conference on Electrical Information and Communication Technologies (EICT)*, 2015, pp. 148–151.
- [181] C. Mühl, H. Gürkök, D. Plass-Oude Bos, M. E. Thurlings, L. Scherffig, M. Duvinage, A. A. Elbakyan, S. Kang, M. Poel, and D. Heylen, “Bacteria Hunt,” *J. Multimodal User Interfaces*, vol. 4, no. 1, pp. 11–25, 2010.
- [182] M. Obbink, H. Gürkök, D. Plass-Oude Bos, G. Hakvoort, M. Poel, and A. Nijholt, “Social Interaction in a Cooperative Brain-Computer Interface Game,” in *Intelligent Technologies for Interactive Entertainment: 4th International ICST Conference, INTETAIN 2011, Genova, Italy, May 25-27, 2011, Revised Selected Papers*, A. Camurri and C. Costa, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 183–192.
- [183] N. Zhang, Y. Yu, J. Jiang, and Z. Zhou, “Research on the Virtual Moving Object Recognition Based on the SSVEP-BCI,” in *2015 7th International Conference on Information Technology in Medicine and Education (ITME)*, 2015, pp. 584–587.
- [184] Z. İşcan and Z. Dokur, “A novel steady-state visually evoked potential-based brain-computer interface design: Character Plotter,” *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 10, pp. 145–152, 2014.
- [185] N. Chumerin, N. V Manyakov, A. Combaz, A. Robben, M. van Vliet, and M. M. Van Hulle, “Steady State Visual Evoked Potential Based Computer Gaming - The Maze,” in *Intelligent Technologies for Interactive Entertainment: 4th International ICST Conference, INTETAIN 2011, Genova, Italy, May 25-27, 2011, Revised Selected Papers*, A. Camurri and C. Costa, Eds. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 28–37.
- [186] P. Gergondet, D. Petit, and A. Kheddar, “Steering a robot with a brain-computer
-

- interface: Impact of video feedback on BCI performance,” in *2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, 2012, pp. 271–276.
- [187] R. Parafita, G. Pires, U. Nunes, and M. Castelo-Branco, “A spacecraft game controlled with a brain-computer interface using SSVEP with phase tagging,” in *2013 IEEE 2nd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*, 2013, pp. 1–6.
- [188] D. Petit, P. Gergondet, A. Cherubini, M. Meilland, A. I. Comport, and A. Kheddar, “Navigation assistance for a BCI-controlled humanoid robot,” in *The 4th Annual IEEE International Conference on Cyber Technology in Automation, Control and Intelligent*, 2014, pp. 246–251.
- [189] R. Wang, Y. Leng, Y. Yang, W. Wu, K. Iramina, and S. Ge, “A partial least squares-based stimulus frequency recognition model for steady-state visual evoked potentials detection,” in *2014 7th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*, 2014, pp. 699–703.
- [190] K. B. Ng, A. P. Bradley, and R. Cunnington, “Effect of competing stimuli on SSVEP-based BCI,” in *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, pp. 6307–6310.
- [191] B. Li, “Effectiveness of flickering video clips as stimuli for SSVEP-based BCIs,” in *TENCON 2015 - 2015 IEEE Region 10 Conference*, 2015, pp. 1–4.
- [192] T. Cao, F. Wan, P. U. Mak, P.-I. Mak, M. I. Vai, and Y. Hu, “Flashing Color on the Performance of SSVEP-based Brain-Computer Interfaces,” in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2012, pp. 1819–1822.
- [193] B. Allison, T. L  th, D. Valbuena, A. Teymourian, I. Volosyak, and A. Gräser, “BCI Demographics: How Many (and What Kinds of) People Can Use an SSVEP BCI?,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 2, pp. 107–116, 2010.
- [194] K. Krishnaswamy, R. Kuber, and T. Oates, “Developing a limb repositioning robotic interface for persons with severe physical disabilities,” *Univers. Access Inf. Soc.*, vol. 15, no. 4, pp. 609–627, Nov. 2016.
-

- [195] L. Bannon, "From Human Factors to Human Actors: the Role of Psychology and Human-Computer Interaction Studies in System Design," in *Design at Work: Cooperative Design of Computer Systems*, J. Greenbaum and M. Kyng, Eds. Hillsdale, New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates, 1992, pp. 25–44.
- [196] S. Bødker, "When Second Wave HCI Meets Third Wave Challenges," in *NordiCHI '06: Proceedings of the 4th Nordic Conference on Human-Computer Interaction, Oslo, Norway, October 14-18, 2006*, 2006, pp. 1–8.
- [197] J. Nielsen, "Heuristic Evaluation," in *Usability Inspection Methods*, J. Nielsen and R. L. Mack, Eds. New York, NY, USA: John Wiley & Sons, Inc., 1994, pp. 25–62.
- [198] D. Regan, "Steady-state evoked potentials," *J. Opt. Soc. Am.*, vol. 67, no. 11, pp. 1475–1489, 1977.
- [199] A. Güneysu and H. L. Akın, "An SSVEP Based BCI to Control a Humanoid Robot by Using Portable EEG Device," in *2013 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, 2013, pp. 6905–6908.
- [200] H. Cecotti, I. Volosyak, and A. Gräser, "Reliable visual stimuli on LCD screens for SSVEP based BCI," in *2010 18th European Signal Processing Conference*, 2010, pp. 919–923.
- [201] V. Jaganathan, S. T. M. Mukesh, and M. R. Reddy, "Design and implementation of High Performance Visual Stimulator for Brain Computer Interfaces," *2005 IEEE Eng. Med. Biol. 27th Annu. Conf.*, pp. 5381–5383, 2005.
- [202] P.-L. Lee, J.-J. Sie, Y.-J. Liu, C.-H. Wu, M.-H. Lee, C.-H. Shu, P.-H. Li, C.-W. Sun, and K.-K. Shyu, "An SSVEP-Actuated Brain Computer Interface Using Phase-Tagged Flickering Sequences: A Cursor System," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 38, no. 7, pp. 2383–2397, 2010.
- [203] A. V Oppenheim, *Discrete-time signal processing*. Pearson Education, 1999.
- [204] J. Xie, G. Xu, J. Wang, M. Li, C. Han, and Y. Jia, "Effects of Mental Load and Fatigue on Steady-State Evoked Potential Based Brain Computer Interface Tasks: A Comparison of Periodic Flickering and Motion-Reversal Based Visual Attention," *PLoS One*, pp. 1–15, 2016.
-

ANEXO A – QUESTIONÁRIO DE INSPEÇÃO HEURÍSTICA

OBS: O questionário foi aplicado *online*. A versão a ser apresentada foi adaptada para o formato impresso.

Graus de severidade para os problemas de usabilidade:

- 4 - Problema catastrófico - correção obrigatória para entrega do produto
- 3 - Problema grave - alta prioridade na correção
- 2 - Problema pequeno - baixa prioridade na correção
- 1 - Problema cosmético - corrigir se houver tempo extra
- 0 - Não concordo que seja um problema de usabilidade

Link para o produto a ser avaliado:

<http://www.comlab.com.br/BCI/Roll%20a%20Ball%20Navegador.html>

Para poder acessar o aplicativo, é necessário utilizar o Internet Explorer ou Firefox. Colocar no formato tela cheia clicando com o botão direito no jogo e selecionando "*Go Fullscreen*".

Ligar o som do computador.

É necessária a instalação do *Unity Player*. Seguir as recomendações da página.

No questionário, os itens de 1 a 10 se referem às Heurísticas de Nielsen.

Nome do avaliador:

1 - Visibilidade do status do sistema

O sistema deve informar continuamente ao usuário sobre o que ele está fazendo. Uma vez que o usuário necessita fixar o olhar em determinado estímulo, ele deve estar ciente das ações que estão sendo tomadas, mesmo que de forma não visual (por exemplo, de forma auditiva).

2 - Compatibilidade do sistema com o mundo real

A terminologia utilizada na aplicação deve ser coerente com a linguagem do usuário. O usuário deve ser capaz de compreender todos os textos exibidos na aplicação.

3 - Controle do usuário e liberdade

O usuário deve ter controle total de suas ações. A aplicação não deve tomar nenhuma ação sem que o usuário deseje ou seja consultado previamente.

4 - Consistência e padrões

Um mesmo padrão de comando ou ação deve ser utilizado em toda aplicação. Os componentes da aplicação, assim como a funcionalidade atrelada a ele, deve condizer com a sua aparência e posição na tela do usuário. Os componentes devem ser autoexplicativos.

5 - Prevenção de erros

A aplicação deve tratar todos os erros do usuário. A interface deve ser projetada de forma a minimizar a quantidade de erros.

6 - Reconhecimento ao invés de relembração

A aplicação deve exigir o mínimo possível da memória do usuário. As informações que o usuário necessita devem ser acessíveis por meio da aplicação.

7 - Flexibilidade e eficiência de uso

Para usuários experientes, a interface deve oferecer meios mais rápidos (mesmo que mais complexos) de interação.

8 - Estética e design minimalista

Somente os componentes de interface que o usuário precisa no momento deve ser exibido. A interface deve adotar um estilo de forma a evidenciar os componentes chave da aplicação sem agredir a visão do usuário.

9 - Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros

As mensagens de erro devem ser claras e sem termos técnicos incompreensíveis para o usuário. A mensagem deve ajudar o usuário a entender e resolver o problema. Mensagem de erro não deve culpar as ações do usuário, mesmo que estas tenham provocado um erro.

10 - Help e documentação

O ideal é que a aplicação seja fácil e intuitiva o suficiente de forma que o usuário não necessite de ajuda ou documentação. A interface deve direcionar a forma com que o usuário deve interagir com a aplicação.

Fadiga

A aplicação deve ser projetada de forma a minimizar a fadiga do usuário.

Sugestões de melhoria (Opcional)

Respostas do Questionário de Inspeção Heurística

Nome do avaliador: Leonara de Medeiros Braz

1 - Visibilidade do status do sistema

Um fator que está relacionado à visibilidade da primeira tela, é o efeito de bolas surgindo no centro da tela. Acredito que este problema tem grau de severidade 1, sendo mais cosmético, mas que pode ser melhorado - o mesmo vale para a página de parabéns. Na primeira tela, quando o usuário se concentra no estímulo para iniciar o jogo, ele deveria receber uma informação sonora (podemos fazer uma analogia ao jogo do mario bros, na qual, ao selecionar uma fase, antes que a mesma comece, o usuário recebe um aviso sonoro que a fase vai iniciar). Para este problema, atribuo grau de severidade 2. Sobre o estímulo visual, acho ele muito estonteante. Acredito que ele poderia ser menor e que possuísse mais harmonia com a interface da página.

2 - Compatibilidade do sistema com o mundo real

Grau 2. Na página de "parabéns" a mensagem transmitida ao usuário é "concentre-se no estímulo abaixo para reiniciar" porém, ao fazer isso o usuário é redirecionado para a página inicial e não para reiniciar o jogo. A mensagem deve ser mudada.

3 - Controle do usuário e liberdade

Grau 3. Caso o usuário, por algum motivo, inicie o jogo sem a intenção de iniciá-lo, a aplicação não permite que ele abandone o jogo. O mesmo vale caso o usuário queira reiniciar a jogada que está fazendo. Essas são ações comuns que o sistema deve permitir ao usuário.

4 - Consistência e padrões

Grau 1. Deve-se manter uma consistência entre as telas. Por exemplo as cores utilizadas não possuem padrão ou harmonia - uma tela é azul outra é preta, etc.

5 - Prevenção de erros

Grau 0.

6 - Reconhecimento ao invés de relembração

Grau 0.

7 - Flexibilidade e eficiência de uso

Grau 0.

8 - Estética e design minimalista

Grau 3. Essa heurística me lembra de uma frase muito interessante: "seja simples, não simplista". A estética do jogo está tão simples que tira o prazer de jogá-lo. Use cores mais harmônicas, deixando as páginas mais consistentes. O design está bastante minimalista (acredito que até demais), porém, algumas funcionalidades necessárias deveriam ser apresentadas ao usuário, por exemplo, poder abandonar a partida e/ou reiniciar a partida. Outra funcionalidade que não é tão importante mas que deve ser considerada é a configuração de som (música e não efeitos sonoros), pois alguns jogadores preferem jogar sem tal barulho.

9 - Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros

Grau 3.

Acredito que a aplicação deve ter:

1. mensagem informando ao usuário que o jogo vai começar
2. mensagem de erro informando ao usuário que ao bater na parede a bolinha não se move (o usuário pode imaginar que a bolinha atravessa a parede, igual ao jogo da cobrinha, por exemplo).
3. mensagem informando a tarefa que o usuário deve fazer (na página do jogo e não na página inicial)

10 - Help e documentação

Grau 0.

Fadiga

Acredito que a aplicação não proporcione fadiga ao usuário, mas sim desconforto, devido ao estímulo utilizado.

Sugestões de melhoria (Opcional)

Essa é mais uma dúvida do que uma sugestão.

Ao jogar com o teclado, o usuário pode se locomover para a direita, esquerda, cima, baixo e na diagonal. Porém, os estímulos visuais só estão em quatro cantos (cima, baixo, direita e esquerda). Como o usuário faz para se mover na diagonal? Minha sugestão é utilizar estímulos menores e ao invés de utilizar quatro, passar a utilizar 12 (além dos quatro existentes, mais 8 - uma em cada extremidade do quadrado)

Nome do avaliador: Heiko Horst Hornung

1 - Visibilidade do status do sistema

Quando a bola está nas bordas do tabuleiro, não tem um som ao "bater" na borda (sev 3)

2 - Compatibilidade do sistema com o mundo real

A bola, por ser menor que as moedas, não p/mim não tem o affordance de coletar/captar as moedas (sev 3 num jogo de verdade, não tão importante para o experimento) --> talvez usar um porquinho de mealheiro, um magneto, etc.; para nosso propósito, não gaste tempo com isso e deixa do jeito que está :D

O som do movimento da bola não parece um movimento de uma bola (sev 3 num jogo de verdade, não tão importante para o experimento)

As moedas parecem levemente maior que o tamanho do campo em que estão. Quando a bola está num campo adjacente, parece que bola e moeda se tocam (sev 1) --> sugestão: diminuir o tamanho da moeda um pouco

3 - Controle do usuário e liberdade

Nenhum comentário

4 - Consistência e padrões

O usuário do teclado talvez tem a expectativa que a bola continua se mover se fica com a tecla apertada (sev 0 --> não mudaria pq complica a captura de dados do experimento; talvez no futuro seria algo interessante p/avaliar)

5 - Prevenção de erros

Nenhum comentário

6 - Reconhecimento ao invés de relembração

Nenhum comentário

7 - Flexibilidade e eficiência de uso

O jogo não permite ao usuário desativar o som de fundo e os tons das ações (severidade 4 num jogo real, para o experimento menos relevante)

O jogo não permite ao usuário mudar o volume do som de fundo e dos tons das ações de forma separada (sev. 1)

Não tem um jeito fácil de reiniciar o jogo (sev 0 para o experimento, 3 para um jogo real)

Ao terminar o jogo, para reiniciar, o jogo talvez já deve começar uma nova rodada ao invés de cair na tela inicial (mas pode ser que para o experimento é melhor deixar do jeito que está; neste caso sugiro colocar "retornar para a tela inicial").

8 - Estética e design minimalista

Na tela inicial, pensando em BCI, os elementos animados (moedas e "starfield") podem distrair o jogador (sev. 3, a não ser que quer testar isso)

9 - Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros

Nenhum comentário

10 - Help e documentação

Nenhum comentário

Fadiga

Nenhum comentário

Sugestões de melhoria (Opcional)

Encontrei um bug, que ainda não consigo bem reproduzir. Parece que ou ao fazer muitos movimentos/movimentos rápidos ou ao bater na borda da área (ou os dois), a bola parece que pula, depois rola sozinha, e depois ao fazer mais movimento some da área (não gaste tempo com isso, pq deve ser chato de descobrir, e não sei se isso acontece no experimento).

Nome do avaliador: Vanessa Regina Margareth Lima Maike
1 - Visibilidade do status do sistema 1 - Tenho avisos sonoros para início do jogo (música), movimentação da bola e coleta de moedas, mas não tenho nenhum aviso sonoro quando concluo a tarefa com sucesso.
2 - Compatibilidade do sistema com o mundo real 1 - Talvez "estímulo" não seja a palavra mais adequada. Para o pesquisador faz sentido, mas para o usuário talvez possa ser mais literal, como "quadrado piscante" ou algo do gênero.
3 - Controle do usuário e liberdade 0 - Nesta interface não vejo problemas quanto a isso, mas pelo que conheço de BCI, é bem possível que as ações de iniciar ou reiniciar o jogo sejam desencadeadas sem que o usuário concentre-se nos estímulos.
4 - Consistência e padrões 3 - O mesmo estímulo que é utilizado como desencadeador de ações está presente no jogo, dando a impressão de que ele também realizará alguma ação dentro do jogo. Entretanto, pelo que percebi, nesse momento ele está lá para distrair, o que pode ser confuso para o usuário.
5 - Prevenção de erros 2 - Pensando no item anterior, como o jogo lidaria com a possibilidade de o usuário concentrar-se nos estímulos dentro do jogo, esperando acontecer alguma coisa?
6 - Reconhecimento ao invés de relembração 0 - Não encontrei problemas quanto a isso.
7 - Flexibilidade e eficiência de uso 0 - Não vejo diferença entre o caminho do expert e o caminho do novato. Será que com BCI alguém mais experiente consegue concentrar-se nos estímulos com mais facilidade e desencadear as ações mais rapidamente?
8 - Estética e design minimalista 2 - A tela de fundo durante o jogo é preta e está OK. Entretanto, na tela de abertura há vários elementos que podem distrair (moedas, pontos brilhantes). Na tela de sucesso, os fogos de artifício também podem distrair. Não sei se é proposital ou não, mas caso não seja, eles poderiam ser minimizados, removidos ou pelo menos deixados estáticos, sem animação.

9 - Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros

0 - Não encontrei mensagens de erro.

10 - Help e documentação

2 - Há pouco help e aparentemente o jogo realmente não precisa de muita documentação. No caso da interface normal, explicar Enter é a maneira de iniciar o jogo. No caso da BCI, talvez explicar melhor o que significa "se concentrar no estímulo" (novamente, talvez seja melhor trocar a palavra "estímulo"). Significa olhar atentamente para a luz piscante? Deve-se esvaziar a mente?

Fadiga

0 - Não encontrei nenhuma fadiga.

Sugestões de melhoria (Opcional)

Nenhum comentário

Nome do avaliador: Luã Marcelo Muriana
1 - Visibilidade do status do sistema * Na tela do jogo, não há identificação do nível (fase) que o usuário está. Antes do início do jogo poderia ter uma tela informando com texto e áudio qual será a fase jogada - 3 problema grave * Ao final do jogo o usuário não é informado de quantas moedas ele coletou - 1 problema cosmético
2 - Compatibilidade do sistema com o mundo real Na contagem das moedas no canto superior esquerdo, se for considerado as moedas como reais, corrigir para R\$ n,00; acrescentar a vírgula e os dois zeros após o número. Ao invés de "reais", poderia apenas contar "1 moeda", "2 moedas"... - 1 problema cosmético
3 - Controle do usuário e liberdade E se o usuário quiser parar o jogo? E se ele quiser voltar a jogar de onde parou mais tarde? Não há essas opções disponíveis - 3 problema grave
4 - Consistência e padrões Não detectei problemas.
5 - Prevenção de erros - Não há instruções de como mover a bolinha para coletar as moedas - 3 problemas grave. - Na tela inicial há bolinhas em movimento e um quadrado piscando, no qual o usuário deve se concentrar para iniciar o jogo. Todavia, as bolinhas em movimento podem chamar a atenção do usuário e tirar sua concentração do local necessário. O mesmo vale para a tela final com os fogos - 3 problema grave.
6 - Reconhecimento ao invés de relembração Não detectei problemas.
7 - Flexibilidade e eficiência de uso Não detectei problemas.
8 - Estética e design minimalista A bolinha poderia ser um pouco maior - 1 problemas cosmético.

9 - Ajudar os usuários a reconhecer, diagnosticar e corrigir erros

Não foi possível analisar essa heurística.

10 - Help e documentação

Não há help - 2 problemas pequeno.

Fadiga

Como utilizei o teclado de setas para jogar, não me senti fadigado. Não sei dizer o quanto de esforço mental é necessário para mover a bolinha.

Sugestões de melhoria (Opcional)

Talvez a música pudesse ser opcional, pois tem gnt que não gosta ou ela pode atrapalhar dependendo da situação que o usuário está jogando.

Para uma avaliação melhor, talvez fosse interessante que houvesse mais níveis para jogarmos.

ANEXO B - PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.htmlCEP, 13/10/10
(Grupo III)**PARECER CEP:** N° 791/2010 (Este n° deve ser citado nas correspondências referente a este projeto).
CAAE: 0617.0.146.000-10**I - IDENTIFICAÇÃO:****PROJETO: “DESENVOLVIMENTO DE TECNOLOGIA DE INFORMAÇÃO PARA NEUROLOGIA - DESTINE”.****PESQUISADOR RESPONSÁVEL:** Li Li Min**INSTITUIÇÃO:** Hospital das Clínicas/UNICAMP**APRESENTAÇÃO AO CEP:** 11/08/2010**APRESENTAR RELATÓRIO EM:** 13/10/11 (O formulário encontra-se no *site* acima).**II - OBJETIVOS**

Referente à parte do departamento de neurologia: mapear as regiões de maior 'atividade elétrica cerebral' de pacientes que sofreram um AVC para otimizar (para cada paciente, individualmente) a captação dos sinais cerebrais proporcionados por estímulos voluntários. O objetivo é que esses sinais sejam posteriormente captados e utilizados a proporcionar um melhor controle de cadeiras de rodas motorizadas através da 'evocação' dos estímulos voluntários previamente mapeados. Além do 'mapeamento cerebral', são previstos exames físicos e aplicação de questionários (instrumentos de avaliação) para melhor caracterizar o comprometimento neurológico e fatores referentes à qualidade de vida dos pacientes.

III - SUMÁRIO

O projeto é interdisciplinar (envolvendo a Faculdade de Engenharia Elétrica, a Faculdade de Ciências Médicas e o Instituto de Física da UNICAMP, bem como o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer) e prevê um esforço muito grande na parte da engenharia envolvida na captação dos sinais cerebrais dos pacientes que sofreram AVC, no processamento desses sinais, e de sua 'interface' com cadeiras de rodas motorizadas. É lembrado que pacientes que sofreram AVC frequentemente se encontram incapacitados tanto do exercício de atividades motoras (através das quais uma cadeira motorizada poderia ser comandada por um joystick) como da suas capacidades vocais (através da qual uma cadeira motorizada poderia ser comandada pela voz). Referente ao mapeamento das 'melhores regiões/melhores estímulos' de atividade cerebral deve ser feito caso-a-caso, e levará em conta, além de aquisições de eletroencefalograma (EEG), informações oriundas de técnicas de neuroimagem como a ressonância magnética funcional (fMRI) e a tomografia proporcionada pela técnica de espectometria no infravermelho próximo (NIRS)

IV - COMENTÁRIOS DOS RELATORES

Após respostas às pendências, o projeto encontra-se adequadamente redigido e de acordo com a Resolução CNS/MS 196/96 e suas complementares, bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.

Comitê de Ética em Pesquisa - UNICAMP
Rua: Tessália Vieira de Camargo, 126
Caixa Postal 6111
13083-887 Campinas - SP

FONE (019) 3521-8936
FAX (019) 3521-7187
cep@fcm.unicamp.br

**FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA**

www.fcm.unicamp.br/pesquisa/etica/index.html

V - PARECER DO CEP

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP, após acatar os pareceres dos membros-relatores previamente designados para o presente caso e atendendo todos os dispositivos das Resoluções 196/96 e complementares, resolve aprovar sem restrições o Protocolo de Pesquisa, bem como ter aprovado o Termo do Consentimento Livre e Esclarecido, assim como todos os anexos incluídos na Pesquisa supracitada.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/FCM/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

VI - INFORMAÇÕES COMPLEMENTARES

O sujeito da pesquisa tem a liberdade de recusar-se a participar ou de retirar seu consentimento em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo ao seu cuidado (Res. CNS 196/96 – Item IV.1.f) e deve receber uma cópia do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, na íntegra, por ele assinado (Item IV.2.d).

Pesquisador deve desenvolver a pesquisa conforme delineada no protocolo aprovado e descontinuar o estudo somente após análise das razões da descontinuidade pelo CEP que o aprovou (Res. CNS Item III.1.z), exceto quando perceber risco ou dano não previsto ao sujeito participante ou quando constatar a superioridade do regime oferecido a um dos grupos de pesquisa (Item V.3.).

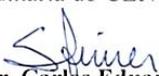
O CEP deve ser informado de todos os efeitos adversos ou fatos relevantes que alterem o curso normal do estudo (Res. CNS Item V.4.). É papel do pesquisador assegurar medidas imediatas adequadas frente a evento adverso grave ocorrido (mesmo que tenha sido em outro centro) e enviar notificação ao CEP e à Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA – junto com seu posicionamento.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas. Em caso de projeto do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-las também à mesma junto com o parecer aprovatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res. 251/97, Item III.2.e)

Relatórios parciais e final devem ser apresentados ao CEP, de acordo com os prazos estabelecidos na Resolução CNS-MS 196/96.

VII- DATA DA REUNIÃO

Homologado na VIII Reunião Ordinária do CEP/FCM, em 24 de agosto de 2010.


Prof. Dr. Carlos Eduardo Steiner
PRESIDENTE do COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
FCM / UNICAMP



CEP, 24/06/14.
(PARECER CEP: Nº 791/2010)

Universidade Estadual de Campinas
Pró-Reitoria de Pesquisa
Comitê de Ética em Pesquisa



PARECER

I – IDENTIFICAÇÃO:

PROJETO: “DESENVOLVIMENTO DE TECNOLOGIA DE INFORMAÇÃO PARA NEUROLOGIA - DESTINE”.

PESQUISADOR RESPONSÁVEL: Li Li Min

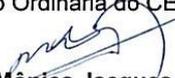
II – PARECER DO CEP.

O Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Estadual de Campinas tomou ciência e aprovou a solicitação de adendo para inclusão da Prof.^a Gabriela Castellano ao estudo, a inclusão dos indivíduos sadios no estudo, bem como a versão do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido para voluntários saudáveis, do protocolo de pesquisa supracitado.

O conteúdo e as conclusões aqui apresentados são de responsabilidade exclusiva do CEP/UNICAMP e não representam a opinião da Universidade Estadual de Campinas nem a comprometem.

III – DATA DA REUNIÃO.

Homologado na V Reunião Ordinária do CEP/UNICAMP, em 24 de junho de 2014.


Dra. Mônica Jacques de Moraes
VICE-COORDENADORA DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
UNICAMP

**ANEXO C - TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO -
VOLUNTÁRIOS SAUDÁVEIS**

DESTINE: Desenvolvimento de Tecnologia de Informação para Neurologia

Pesquisadores responsáveis: Prof. Dr. Li Li Min e Profa. Dra. Gabriela Castellano

Você está sendo convidado a participar da pesquisa “Desenvolvimento de Tecnologia de Informação para Neurologia”, que tem como objetivo geral avaliar o uso de sistemas de computadores em pacientes com lesão do cérebro para a reabilitação. Espera-se com esta pesquisa desenvolver novos sistemas de computadores e equipamentos que auxiliem pessoas com algum tipo de lesão cerebral ou paralisia para que tenham a possibilidade de se mover ou se comunicar novamente com esses equipamentos. Para isso, serão feitos experimentos também com voluntários saudáveis, como é o seu caso.

Você poderá ser submetido a três tipos de exames: ressonância magnética (RM), eletroencefalografia (EEG) e tomografia de luz próximo da faixa de infravermelho (NIRS), para avaliar as estruturas cerebrais e seu funcionamento. Você poderá ser convidado mais de uma vez para realizar esses exames para aumentar a precisão dos resultados. Além disso, você poderá ser solicitado para testar alguns equipamentos em desenvolvimento, neste caso seriam realizados os exames de EEG e/ou NIRS com o intuito de captar sinais cerebrais para comandar os equipamentos, por exemplo, comandar uma cadeira de rodas à distância, sem estar sentado nela e sem fazer esforço físico. Todos esses exames são não invasivos, e nenhum deles utiliza radiação ionizante.

No exame de RM, você entrará na máquina de RM e lá permanecerá, deitado e imóvel, por volta de 30 a 60 minutos. Durante esse tempo a máquina medirá sinais provenientes do seu cérebro e fará imagens do mesmo. O exame não causa nenhuma dor e também não possui nenhum efeito nocivo para o corpo humano – em particular, nesta pesquisa não será feito nenhum exame de RM usando contraste. No entanto, você poderá sentir desconforto devido ao grande barulho que a máquina faz (para isso serão fornecidos tampões de ouvido), e ao fato de que você deverá permanecer o mais imóvel possível dentro da máquina, para que os sinais possam ser medidos de forma correta. Além disso, devido a que o campo magnético usado na máquina de RM é alto (como um forte ímã), caso você possua algum metal dentro do seu corpo

(como pinos, marca-passos, próteses metálicas, balas de revólver), não poderá, de nenhuma maneira, realizar o exame, e NÃO DEVE DEIXAR DE AVISAR o pesquisador responsável (que estiver realizando os exames). Por esse motivo também, antes de entrar na sala da RM, você deverá remover do corpo qualquer objeto metálico, como anéis, brincos, pulseiras e óculos, etc. Também é importante que você remova objetos magnetizados como cartões de crédito, pois eles podem ser apagados ou danificados pelo campo magnético.

No caso dos exames de EEG e NIRS, uma touca com vários sensores será colocada sobre sua cabeça, para a medida dos seus sinais cerebrais. Esses exames também não possuem nenhum efeito nocivo para o corpo humano, mas você poderá sentir dor e desconforto devido ao contato apertado e prolongado dos sensores sobre o couro cabeludo, devido a que a touca deve ser colocada bem apertada para poder medir bem o sinal. Para evitar ou minimizar esse desconforto, é importante que você avise a pessoa que estiver colocando a touca em você, sobre qualquer desconforto que sentir no momento da colocação da mesma. Você também poderá, se quiser, interromper a aquisição em qualquer momento que deseje e os sensores serão retirados, sem que isso acarrete nenhum prejuízo para sua pessoa.

A sua participação nesta pesquisa não implicará em nenhum benefício pessoal, não é obrigatória e não trará riscos previsíveis. Os riscos possíveis são mínimos, relacionados aos procedimentos clínicos não invasivos, descritos acima. Você não receberá nenhum pagamento por sua participação nesta pesquisa, mas caso venha a ter despesas de transporte ou alimentação para poder realizar estes exames, elas serão ressarcidas.

Caso queira, você poderá desistir da sua participação a qualquer momento, sem que isso lhe cause prejuízo. Você será acompanhado e assistido pelo pesquisador responsável e a sua equipe durante esses procedimentos, podendo fazer perguntas sobre qualquer dúvida que apareça durante todo o estudo. Os dados coletados estarão sob o resguardo científico e o sigilo profissional, e contribuirão para o alcance dos objetivos deste trabalho e para posteriores publicações dos dados.

Para quaisquer dúvidas, você pode contactar os pesquisadores responsáveis deste projeto: o Dr. Li Li Min, no ambulatório de Neurologia (tel: 19 3521 7754, email: limin@fcm.unicamp.br, endereço: Departamento de Neurologia, Faculdade de Ciências Médicas, UNICAMP, Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, CEP 13083-887, Campinas, SP), ou a Dra. Gabriela Castellano (tel: 19 3521 5519, email: gabriela@ifi.unicamp.br, endereço:

Departamento de Raios Cósmicos e Cronologia, Instituto de Física Gleb Wataghin, UNICAMP, Rua Sérgio Buarque de Holanda, 777, CEP 13083-859, Campinas, SP).

Para denúncias ou reclamações referentes aos aspectos éticos você pode contactar o Comitê de Ética em Pesquisa da UNICAMP (tel: 3521-8936, email: cep@fcm.unicamp.br, endereço: Rua Tessália Vieira de Camargo, 126, CEP 13083-887, Campinas, SP).

Você receberá uma cópia deste termo de consentimento esclarecido.

Eu li, entendi, e aceito participar voluntariamente desta pesquisa.

Nome legível do participante

Idade

Assinatura do participante

Assinatura do responsável

Assinatura do pesquisador

Campinas, ____/____/20____

ANEXO D – QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO CENÁRIO 00 - TREINAMENTO

Nome		Idade	Profissão
Escolaridade	Costuma jogar? Se sim, que tipo de jogo?		Sexo [] M [] F
Deficiência motora [] S [] N Detalhe:	Deficiência visual [] S [] N Detalhe:	Problemas neurológicos [] S [] N Detalhe:	Deficiência auditiva [] S [] N Detalhe:

Conforto da touca

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

Conforto visual do estímulo

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

Fadiga causada pelo treinamento

Muito Cansativo | _____ | Muito Revigorante

Motivação para o treinamento

Muito Desmotivador | _____ | Muito Motivador

Sentiu os olhos lacrimejarem? [] S [] N	Sentiu tonturas? [] S [] N
Pensou em desistir no meio do processo? [] S [] N	Sentiu incômodo de postura? [] S [] N

Informações adicionais/Observações ou sugestões (opcional)
--

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO CENÁRIO 01

Conforto da touca

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

Conforto visual do estímulo

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

Posição dos estímulos

Muito Desagradável | _____ | Muito Agradável

Cor de fundo

Muito Desagradável | _____ | Muito Agradável

Feedback sonoro

Não Auxilia Nada | _____ | Auxilia Muito

Os controles do jogo são

Nada Intuitivos | _____ | Muito Intuitivos

Você se sentiu no controle?

Controle Total | _____ | Nenhum Controle

Desafio do jogo

Muito Fácil | _____ | Muito Desafiante

Gostou do jogo?

Detestei | _____ | Adorei

Fadiga causada pelo jogo

Muito Cansativo | _____ | Muito revigorante

Fez falta música de fundo?

Nenhuma Falta | _____ | Muita Falta

Sentiu os olhos lacrimejarem? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu tonturas? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N
Pensou em desistir no meio do processo? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu incômodo de postura? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO CENÁRIO 02

Os controles do jogo são

Nada Intuitivos | _____ | _____ | Muito Intuitivos

Você se sentiu no controle?

Controle Total | _____ | _____ | Nenhum Controle

Desafio do jogo

Muito Fácil | _____ | _____ | Muito Desafiante

Gostou do jogo?

Detestei | _____ | _____ | Adorei

Fadiga causada pelo jogo

Muito Cansativo | _____ | _____ | Muito revigorante

Controle pelo teclado é mais divertido?

Não | _____ | _____ | Sim

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO CENÁRIO 03

Conforto da touca

Muito Desconfortável | _____ | _____ | Muito Confortável

Conforto visual do estímulo

Muito Desconfortável | _____ | _____ | Muito Confortável

Música de fundo

Atrapalha Muito | _____ | _____ | Não Atrapalha

Fadiga causada pelo jogo

Muito Cansativo | _____ | _____ | Muito revigorante

Sentiu os olhos lacrimejarem? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu tonturas? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N
Pensou em desistir no meio do processo? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu incômodo de postura? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N

Informações adicionais/Observações ou sugestões (opcional)
--

**QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO
CENÁRIO 04**

Conforto da touca

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

Conforto visual do estímulo

Muito Desconfortável | _____ | Muito Confortável

O feedback sonoro fez falta?

Nenhuma Falta | _____ | Muita Falta

Desafio do jogo

Muito Fácil | _____ | Muito Desafiante

Os controles do jogo são

Nada Intuitivos | _____ | Muito Intuitivos

Você se sentiu no controle?

Controle Total | _____ | Nenhum Controle

Fadiga causada pelo jogo

Muito Cansativo | _____ | Muito revigorante

Sentiu os olhos lacrimejarem? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu tonturas? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N
Pensou em desistir no meio do processo? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu incômodo de postura? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N

Informações adicionais/Observações ou sugestões (opcional)

QUESTIONÁRIO DE AVALIAÇÃO CENÁRIO 05

Conforto da touca

Muito Desconfortável | _____ | _____ | Muito Confortável

Conforto visual do estímulo

Muito Desconfortável | _____ | _____ | Muito Confortável

Cor de fundo

Muito Desagradável | _____ | _____ | Muito Agradável

Fadiga causada pelo jogo

Muito Cansativo | _____ | _____ | Muito revigorante

Sentiu os olhos lacrimejarem? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu tonturas? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N
Pensou em desistir no meio do processo? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N	Sentiu incômodo de postura? <input type="checkbox"/> S <input type="checkbox"/> N

Informações adicionais/Observações ou sugestões (opcional)
