

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

INTERFACES HUMANO-COMPUTADOR UTILIZANDO
APARELHOS DE ELETROENCEFALOGRAMA

Haryann A. C. Draghi

Curitiba (PR), novembro de 2016

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
CURSO DE CIÊNCIA DA COMPUTAÇÃO

INTERFACES HUMANO-COMPUTADOR UTILIZANDO
APARELHOS DE ELETROENCEFALOGRAMA

Haryann A. C. Draghi

Relatório apresentado à Banca Examinadora do
Trabalho de Conclusão do Curso de Ciência da
Computação para análise e aprovação
Orientador: Luciano Silva
Data de defesa: 22/12/2016

Curitiba (PR), novembro de 2016

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS	4
LISTA DE IMAGENS	5
LISTA DE TABELAS	6
RESUMO	7
ABSTRACT	8
1. INTRODUÇÃO	9
1.1 Formulação do Problema	10
1.2 Solução Proposta	10
1.3 Objetivos	11
1.4 Metodologia	11
1.5 Estrutura	12
2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	13
2.1 Neurociência	13
2.1.1 Histologia Cerebral	14
2.1.2 Estrutura do Cérebro	15
2.2 Eletroencefalografia	18
2.2.1 Ondas Cerebrais	19
2.2.2 Brain-Computer Interfaces	20
2.3 Trabalhos Relacionados	22
3. DESENVOLVIMENTO	26
3.1 Preparação	27
3.2 Coleta e interpretação de dados	29
3.3 Implementação da Interface	33
3.4 Testes	36
3.4.1 Primeiro Modelo	37
3.4.2 Segundo Modelo	39
4. CONCLUSÃO	40
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

LISTA DE ABREVIATURAS

EEG	Eletroencefalograma/Eletroencefalografia
BCI	<i>Brain-Computer Interface</i>
TCC	Trabalho de Conclusão de Curso
SNC	Sistema Nervoso Central
LCR	Líquido Cefalorraquidiano
Hz	Hertz
DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency
USB	Universal Serial Bus
IBE	Insulated BioElectrode
ERP	Event-Related Potentials

LISTA DE IMAGENS

Imagem 1. Região do rombencéfalo	15
Imagem 2. Divisão dos lobos cerebrais no telencéfalo	17
Imagem 3. Eletrodos utilizados em um EEG	18
Imagem 4. Os principais grupos de ondas cerebrais	20
Imagem 5. Topografia de frequência 12Hz	23
Imagem 6. Diagrama de progressão das etapas de treinamento do estudo	24
Imagem 7. Emotiv EPOC utilizado nos experimentos	27
Imagem 8. Posicionamento correto do EPOC na cabeça do usuário	28
Imagem 9. Emotiv Control Panel	29
Imagem 10. Gráficos gerados durante a resolução de um problema matemático	30
Imagem 11. Gráficos gerados durante relaxamento	31
Imagem 12. Números dos eletrodos e suas posições na cabeça do usuário	32
Imagem 13. Exemplo de um gráfico gerado com intervalo de coleta de 50ms	33
Imagem 14. Gráficos gerados movimentando a boca para a esquerda e direita ..	34
Imagem 15. Versão básica do jogo Snake, utilizada nos testes	37

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Tabela de pesos atribuídos aos sensores	35
Tabela 2. Resultados da primeira sessão de testes	38
Tabela 3. Resultados da segunda sessão de testes	38
Tabela 4. Erros registrados separados por direção desejada pelo usuário	39
Tabela 5. Resultados dos testes no segundo modelo da interface	40

RESUMO

Haryann A. C. Draghi

Interfaces humano-computador utilizando aparelhos de eletroencefalograma

Com o avanço da tecnologia, estamos sempre em busca de novas formas de interagir de forma cada vez mais fácil e acessível com computadores e outros dispositivos. Nos últimos anos, surgiram várias pesquisas na área de mapeamento de nossas ondas cerebrais utilizando aparelhos de EEG (Eletroencefalograma). Com isso, surge também o interesse em criar interfaces entre nossos cérebros e computadores, conhecidas como BCI (Brain Computer Interface) ou BMI (Brain Machine Interfacing). Este trabalho busca utilizar um dispositivo de EEG portátil para capturar e interpretar ondas cerebrais, utilizando os resultados na criação de uma simples interface humano-computador.

Palavras-chave: EEG. BCI. Interface humano-computador. Reconhecimento de padrões.

ABSTRACT

With the advances in technology, we are always seeking new ways of interacting with computers and other devices in a simpler, more accessible manner. In the last few years, there was a lot of new research in the field of brainwaves mapping using EEG (Electroencephalogram) devices. With it, also appears the interest on creating interfaces between our brains and computers, now known as BCI (Brain Computer Interface) or BMI (Brain Machine Interfacing). This work seeks to utilize a portable EEG device to capture and interpret brainwaves, using the results to create a basic human-computer interface.

Keywords: EEG. BCI. Human-computer interface. Pattern recognition.

1. INTRODUÇÃO

O cérebro humano é o principal órgão do nosso sistema nervoso. Ele está constantemente recebendo e enviando sinais nervosos, que são pequenos sinais elétricos, para nossos órgãos e músculos e é considerado por muitos a parte mais complexa do corpo humano. Por vários anos, cientistas vêm tentando decifrar a função das diversas partes do cérebro, e decodificar cada sinal elétrico que passa por nossos sistemas nervosos. Uma das formas de captura e gravação desses sinais é através de Eletroencefalogramas (EEGs).

O EEG surgiu graças ao psiquiatra alemão Hans Berger, que descobriu que a atividade cerebral podiam ser registrados na forma de impulsos elétricos. Mais tarde, desenvolveu-se o exame no qual vários eletrodos eram aplicados no couro cabeludo do paciente e estes captavam e transmitiam os sinais elétricos do cérebro para outro dispositivo chamado galvanômetro, que registrava os sinais em uma tira deslizante de papel, em forma de ondas. Com a associação do EEG à informática, surgiram diversas oportunidades.

A principal delas com relação a este trabalho foi a idealização das BCIs (*Brain-Computer Interfaces*), primeiramente implementada pelo pesquisador Philip Kennedy em 1998. O conceito das BCIs é interpretar os sinais recebidos pelo EEG em tempo real, permitindo que determinados impulsos nervosos correspondam à uma ação em um computador, como mover um cursor, apertar um botão ou até mesmo mover algo mecânico.

Neste trabalho de conclusão de curso foi utilizado um capacete de EEG portátil para medir ondas cerebrais durante determinadas ações, com o intuito de reconhecer e isolar padrões nos sinais. Estes padrões foram então isolados e utilizados na criação de uma interface básica.

1.1 Formulação do Problema

Pelo fato de BCIs ser um conceito relativamente recente, ainda existem muitos refinamentos que precisam ser feitos às BCIs atuais, como melhorar a coleta e precisão de sinais. Existem muitas limitações de precisão na decodificação dos sinais recebidos, tempo de treinamento necessário para que usuários habituem-se com a interface, ou até mesmo em encontrar uma interface que seja mais intuitiva, permitindo que seu uso seja difundido e popularizado. Coisas como a qualidade da recepção de sinais ou a separação de sinais importantes dos ruídos gerados podem ser os grandes limitadores da tecnologia, pois não há muito espaço para melhoramentos. Talvez sejam necessárias inovações na tecnologia de captação não intrusiva de sinais elétricos antes que os EEGs e BCIs tenham um avanço significativo no interesse mundial.

Outro grande fator que vêm limitando avanços nesta área é a questão ética da constante captura de informações cerebrais de um indivíduo para que uma BCI possa ser treinada e refinada. Há um forte problema de privacidade relacionado à coleção e divulgação destas informações, portanto toda pesquisa dessa natureza precisa seguir de forma muito cautelosa e responsável.

1.2 Solução Proposta

Este Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) busca entender melhor a captura e interpretação dos impulsos cerebrais, com o intuito de criar uma interface simples e intuitiva entre o capacete de EEG e o computador para realizar uma atividade básica. Levando em conta as questões éticas envolvidas nos testes mencionadas na formulação do problema, para a realização deste trabalho, apenas serão capturados meus próprios sinais cerebrais para a interpretação e treinamento da interface. A interface será então testada com

outros usuários para comprovar sua efetividade em indivíduos de diferentes padrões cerebrais.

1.3 Objetivos

A motivação para o estudo de EEG voltada à computação é que essa ainda é uma área relativamente nova, com bastante espaço para inovações e ideias que podem levar à adaptação dessa tecnologia para utilização em diversas aplicações como para auxiliar em tarefas simples, tornar-se uma nova forma de interagir com os computadores ou até mesmo possibilitar que pessoas com limitações físicas ou paralisia possam contar com próteses que respondam à comandos cerebrais assim como um membro humano faz naturalmente.

O potencial para a criação de interfaces que se aproveitem de nossos sinais cerebrais para as mais diversas criações é muito vasto e merece ser explorado a fundo. No âmbito deste trabalho, o objetivo principal é o de entender o comportamento básico de um grupo específico de ondas cerebrais, e utilizar este conhecimento na criação de uma simples interface humano-computador.

1.4 Metodologia

A metodologia utilizada para a realização deste trabalho está dividida nas seguintes etapas:

- Pesquisa
- Coleta de dados
- Interpretação de dados
- Implementação

- Validação
- Documentação

Na etapa de pesquisa foi realizada a revisão bibliográfica baseada na leitura de livros, artigos e *sites* na internet. Realizou-se então a análise das tecnologias disponíveis atualmente para melhor entender as etapas seguintes.

Na etapa de Coleta de dados foram realizadas diversos testes com o capacete de EEG, gerando os gráficos das ondas cerebrais para cada atividade específica.

Na etapa de Interpretação de dados foram analisados todas as informações coletadas na etapa anterior de forma a identificar os padrões nas ondas cerebrais para cada atividade específica

Na etapa de Implementação a interface foi desenvolvida levando em conta os padrões detectados na etapa anterior.

Na etapa de Validação a interface foi testada para avaliar sua precisão.

Na etapa de Documentação foi realizada a redação dos textos produzidos que compõe este relatório.

1.5 Estrutura

Este trabalho se divide em 4 capítulos, sendo o Capítulo 1 uma introdução sobre os assuntos abordados. O Capítulo 2 apresenta a base teórica no qual são descritos os assuntos relevantes ao trabalho. No Capítulo 3 são abordados a interpretação dos dados coletados e a implementação da interface. Por fim, no Capítulo 4 são apresentadas as considerações finais.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Neurociência

O cérebro humano é considerado o mais avançado em relação à todos os outros seres vertebrados. Graças à ele, possuímos consciência de tudo que está ao nosso redor, uma vez que ele está constantemente processando informações de todas as nossas fontes sensoriais. Além de ser responsável por gerenciar as necessidades mais básicas de nossos corpos, como os movimentos musculares ou nossa temperatura corporal, ele também nos possibilita sentir, pensar, imaginar e lembrar eventos de nossas vidas. A neurociência foi criada para tentar melhor entender o cérebro e o sistema nervoso como um todo.

Os primeiros registros de estudos nessa área remetem ao Egito, e foram encontrados no mais antigo texto sobre cirurgia traumática conhecido na atualidade, o Papiro de Edwin Smith, datado em cerca de 1700 a.C. Apesar de a cultura do Egito antigo dar maior importância ao coração, como foi observado no famoso Livro dos Mortos, cujo ritual de mumificação recomendava a preservação cuidadosa do coração e o descarte do cérebro, o Papiro de Edwin Smith detalha diversos casos que lidam diretamente com o cérebro e a espinha dorsal, indicando que o autor sabia que o cérebro era responsável por controlar nossos movimentos.

Pelos próximos séculos, diversas teorias surgiram para tentar explicar a inteligência e consciência humana, dentre elas as teorias de Hipócrates de que o cérebro estava envolvido com nossos sentidos e inteligência, mas que o coração era a base de nossa consciência. Em 1543, Andreas Vesalius escreve o primeiro livro-texto médico relacionado à neurociência, *De Humani Corporis Fabrica* (Da Organização do Corpo Humano).

2.1.1 Histologia Cerebral

Nosso cérebro é constituído por dois tipos de células: os neurônios, responsáveis por toda a comunicação e processamento de informações, e as neuroglias, que servem de suporte para os neurônios, fornecendo proteção e nutrição.

Existem diferentes tipos de neurônios que realizam diferentes tarefas, dependendo de sua localização. Os neurônios sensoriais são os responsáveis por levar as informações recebidas através de nossos sentidos até o cérebro. Já os neurônios motores transmitem informações do cérebro para nossos músculos. Por fim, temos os interneurônios que realizam a comunicação entre diferentes neurônios no corpo.

A comunicação entre neurônios é um processo parte elétrico e parte químico. Cada neurônio, além de possuir seu corpo celular, possui também dendrites e axônios. As dendrites são minúsculas ramificações que funcionam como extensões do corpo celular para aumentar a área de contato da célula com suas vizinhas. Elas são as receptoras de informação do neurônio. Ao receber essas informações, elas são passadas até o corpo celular e o axônio.

Os axônios são responsáveis por gerar e conduzir os impulsos elétricos que partem do corpo celular até um neurônio vizinho. Quando o impulso chega até o fim do axônio, ele precisa ser transmitido através das sinapses, que são pequenas separações entre o axônio e as dendrites de um neurônio vizinho. Em alguns casos, o sinal elétrico é o suficiente para atravessar a sinapse. Caso contrário, o axônio precisa liberar um agente químico na sinapse para auxiliar a transmissão. Esses agentes químicos são conhecidos como neurotransmissores.

Existem diversas substâncias conhecidas na medicina atual que agem como neurotransmissoras. Algumas delas auxiliam na comunicação entre neurônios, como a adrenalina. Já algumas outras, são utilizadas para bloquear a comunicação, como os analgésicos por exemplo, utilizados para diminuir ou inibir dores.

2.1.2 Estrutura do Cérebro

Atualmente no campo de neurociência, o encéfalo (conjunto do tronco cerebral, cerebelo e cérebro) pode ser subdividido em três regiões principais: o Rombencéfalo, o Mesencéfalo e o Prosencéfalo.

O Rombencéfalo se localiza na parte posterior do encéfalo, onde estão localizados o tronco cerebral e o cerebelo. O tronco cerebral é onde ocorre a conexão entre o cérebro e a medula espinhal e ele controla a maior parte das funções básicas de sobrevivência do cérebro. Já o cerebelo é uma pequena região do cérebro localizada atrás do tronco cerebral que é responsável por gerenciar nossas funções motoras, desde as mais básicas como equilíbrio e postura até as mais complexas como caminhar ou escrever.

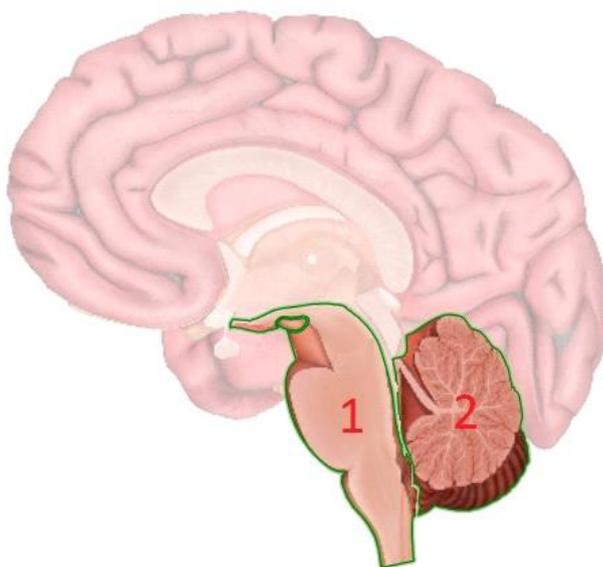


Imagem 1. Região do rombencéfalo, onde estão o tronco cerebral (1) e o cerebelo (2)

Fonte: Taylor (2016).

O Mesencéfalo trata da região superior do tronco cerebral. Nesta região, dentre outros, encontram-se o tecto, responsável por alguns de nossos reflexos, como por exemplo a dilatação das pupilas, e os pedúnculos cerebrais que formam a conexão entre partes do cérebro e o tronco cerebral.

Por fim, o Prosencéfalo engloba a parte anterior do encéfalo. Ele é constituído pelo Diencefalo, o Telencefalo, as Meninges e o Líquido Cefalorraquidiano (LCR).

O Diencefalo é a região onde encontram-se, entre outros, o tálamo, hipotálamo e a glândula pineal. O tálamo tem um papel importante no aprendizado, pois recebe informações sensoriais do corpo e as distribui para as regiões apropriadas do cérebro. O hipotálamo, localizado logo abaixo do tálamo, funciona como o centro de controle do cérebro, responsável por manter funções como nossa temperatura corporal, fome, sede, pressão sanguínea, produção de hormônios, etc. A função principal da glândula pineal é a produção de melatonina, o hormônio encarregado de induzir sono. A produção de melatonina é interrompida quando nossos olhos detectam claridade, o que explica por que a escuridão tem um efeito sonífero enquanto as luzes atrapalham nosso sono.

O Telencefalo é a maior região do cérebro e controla as funções cerebrais mais avançadas como a linguagem, lógica e criatividade. Esta região é composta primordialmente pelo córtex cerebral, uma massa de matéria cinzenta onde ocorre a maior parte do processamento de informações no cérebro. Interno ao córtex, existe uma camada de matéria branca que serve de conexão entre diversas partes do telencefalo.

O telencefalo é dividido em 2 hemisférios, esquerdo e direito, por uma semi-separação conhecida como fissura longitudinal do cérebro. Além disso, o telencefalo é subdividido em lobos, os principais sendo o lobo frontal, parietal, temporal e occipital.

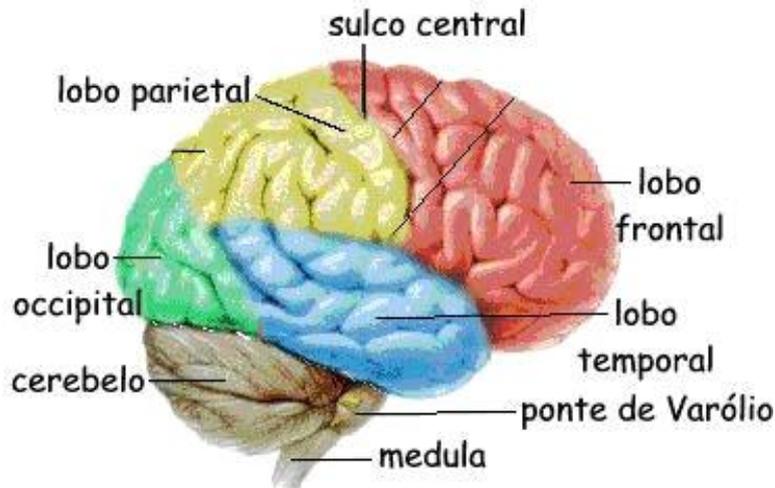


Imagem 2. Divisão dos lobos cerebrais no telencéfalo

Fonte: Gladis (2010)

Cada lobo cerebral já foi mapeado por diversos estudos para algumas funções básicas:

- O lobo frontal corresponde à ações relacionadas ao pensamento e movimentos
- O lobo parietal recebe informações sobre o tato, dor, gosto, frio e calor
- O lobo temporal responde à audição e olfato
- O lobo occipital processa nossa visão

Finalmente, as Meninges e o Líquido Cefalorraquidiano (LCR) servem de proteção para todas estas frágeis partes do corpo. As meninges são 3 camadas de tecido que envolvem o cérebro e a medula espinhal. Já o LCR é um fluido no qual o cérebro e a medula ficam suspensos, protegendo-os no caso de o corpo sofrer algum tipo de impacto.

2.2 Eletroencefalografia

A eletroencefalografia consiste basicamente da gravação dos impulsos elétricos ocorridos na região superficial do cérebro em um determinado período, resultando em um eletroencefalograma (EEG). Essa gravação é feita através da implantação de diversos eletrodos no couro cabeludo do indivíduo. No campo da neurologia, o EEG é muito utilizado em diagnósticos de casos de epilepsia, coma, encefalopatias em geral e até mesmo para detectar morte cerebral. EEGs costumavam também ser usados na detecção e diagnóstico de tumores, derrames e outras desordens localizadas, mas foi substituído por métodos mais detalhados como ressonâncias magnéticas ou tomografias.

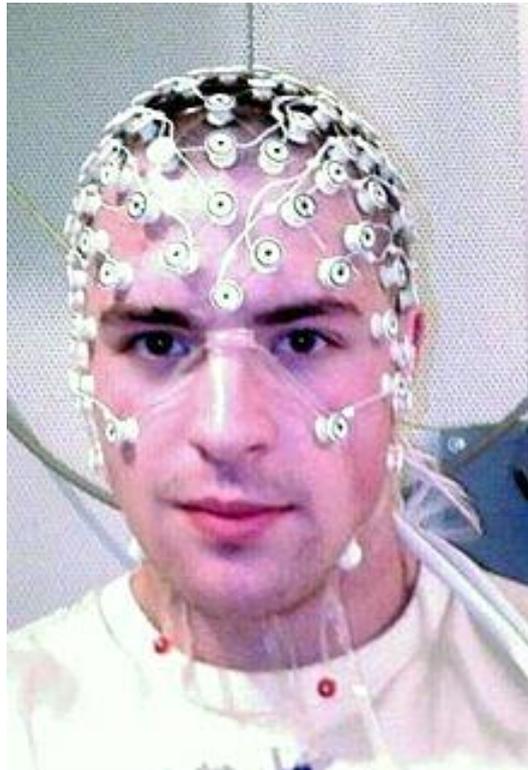


Imagem 3. Eletrodos utilizados em um EEG

Fonte: Cox (2016)

Os primeiros estudos na área de EEG datam de 1875, quando o médico Richard Caton publicou no British Medical Journal um artigo sobre suas descobertas sobre a presença de impulsos elétricos nos cérebros de coelhos e

macacos. Houveram ainda alguns outros estudos por diversos pesquisadores testando os cérebros de alguns outros mamíferos. Foi só em 1920 que começaram os primeiros testes em humanos, pelo fisiologista e psicólogo alemão Hans Berger. Ele é considerado por muitos o criador dos EEGs, apesar de existirem pesquisas anteriores à dele. Em meados de 1935 foram identificados padrões de ondas cerebrais relacionados à epilepsia, o que deu início à área médica da eletroencefalografia.

2.2.1 Ondas Cerebrais

Atualmente, as ondas cerebrais são subdivididas em grupos baseados na frequência, em Hz, das ondas geradas. Os principais grupos são as ondas Gamma, Beta, Alfa, Theta e Delta.

As ondas Gamma são as de maior frequência, cerca de 31Hz ou mais. Elas estão ligadas ao processamento simultâneo da informação que passa em diversas regiões do cérebro. Além disso, estima-se que estas são as ondas que refletem nossa consciência e, juntamente com as ondas beta, refletem nossa atenção, percepção e cognição. As ondas Gamma foram por muito tempo consideradas apenas como "barulho" nos sinais cerebrais, por serem muito sutis e difíceis de detectar.

As ondas Beta encontram-se entre 12 e 30Hz e são comumente separadas em β_1 e β_2 , ou então "low-beta" e "high-beta", para uma melhor observação de sinais. Estas ondas estão relacionadas à nossa concentração e ficam bastante ativas quando resolvendo um problema matemático, por exemplo.

As ondas Alfa ficam na faixa de 7,5 até 12Hz e são principalmente ligadas ao estado de relaxamento do cérebro. Pode notar-se um grande aumento nestas ondas durante a meditação e, em geral, acredita-se que são encarregadas de auxiliar no nosso aprendizado.

As ondas Theta, localizadas entre 3,5 e 7,5Hz estão relacionadas a um estágio mais profundo de relaxamento, geralmente no limiar entre estar acordado ou dormindo. Também estão fortemente ligadas ao nosso aprendizado e à memória.

Por fim, as ondas Delta, que possuem uma frequência entre 0,5 e 3,5Hz, são as ondas mais lentas e ocorrem primordialmente no estado de sono profundo. Consideradas muito importantes para a regeneração celular, por isso a importância de uma boa noite de sono para o nosso corpo.

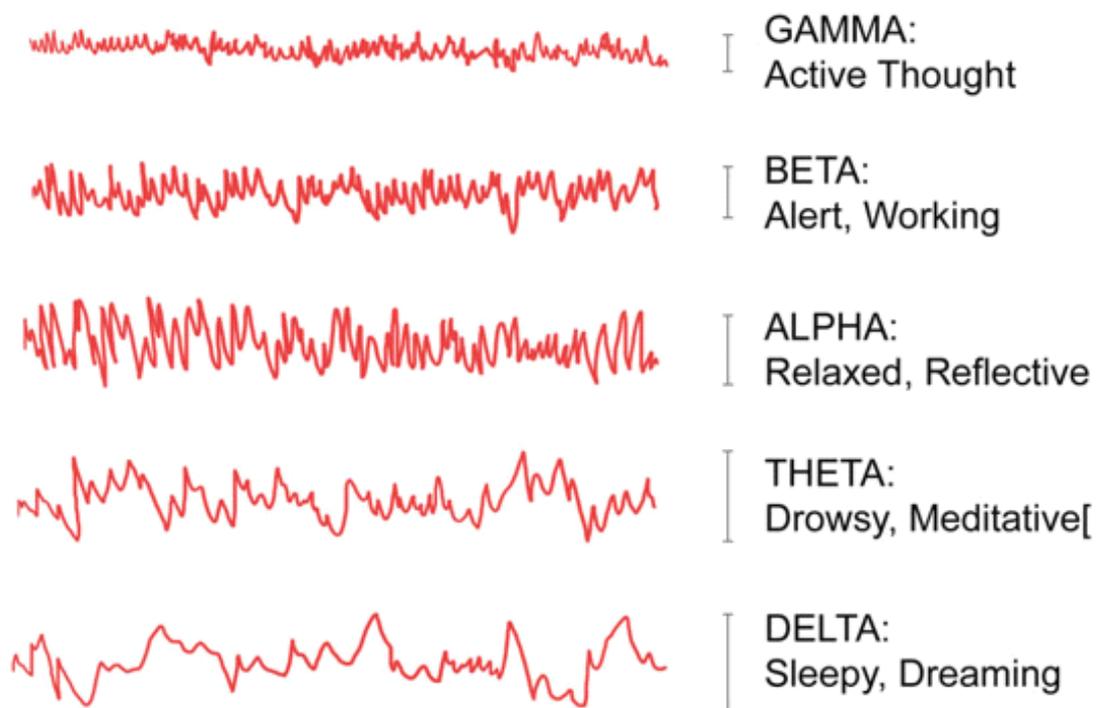


Imagem 4. Os principais grupos de ondas cerebrais

Fonte: Mendoza (2016)

2.2.2 Brain-Computer Interfaces

Uma BCI consiste de um meio de comunicação entre um humano e uma máquina que, diferentemente das outras interfaces humano-computador

existentes, utiliza os impulsos cerebrais como o método de entrada principal. Este tipo de interface é obviamente muito benéfico nos casos onde as demais não são viáveis, como no caso de pessoas com deficiências motoras, por exemplo.

A ideia de utilizar as ondas cerebrais para controlar um dispositivo vem desde que Hans Berger apresentou suas pesquisas sobre EEG, em 1929. Somente 40 anos mais tarde, nos anos 70, pesquisadores foram capazes de desenvolver uma primeira versão de tal dispositivo. A DARPA, agência de pesquisa avançada do Pentágono, foi responsável por financiar as primeiras pesquisas na área, com o intuito de desenvolver dispositivos biônicos para auxiliar soldados em batalha. Mais tarde a pesquisa foi generalizada para toda a área de biocibernética, com foco em controlar dispositivos em tempo real utilizando o processamento de qualquer sinal biológico emitido pelo corpo humano. Pesquisas subsequentes obtiveram relativo sucesso utilizando EEGs, mas o campo das BCIs também expandiu para diversas outras formas de coleta de sinais.

Atualmente, as BCIs já são utilizadas para auxiliar usuários em comunicação, locomoção e atividades diárias, ainda que limitadas à um ambiente de pesquisa. A maioria das aplicações atuais dessa tecnologia está voltada em auxiliar pessoas com algum tipo de deficiência muscular.

Um fator a se considerar sobre o uso de EEG no âmbito de BCIs é que atualmente a tecnologia permite que uma BCI seja capaz de decodificar e diferenciar apenas uma pequena parte dos milhões de diferentes sinais elétricos que passam pelo cérebro humano. Os eletrodos colocados de forma não invasiva na cabeça do indivíduo são capazes de captar apenas os sinais que passam superficialmente pelo cérebro.

Além disso, ainda são precisos refinamentos às BCIs que existem atualmente. Por exemplo, ainda existem muitas limitações de precisão na decodificação dos sinais recebidos, tempo de treinamento necessário para que usuários se habituem com a interface, ou até mesmo em encontrar uma

interface que seja mais intuitiva. Talvez sejam necessárias inovações na tecnologia de captação não intrusiva de sinais elétricos antes que os EEGs e BCIs tenham um avanço significativo em sua praticidade e um uso mais difundido.

Outras formas de captação de sinais cerebrais já existem, mas não se comparam com a praticidade dos capacetes de EEG. Uma delas é o implante de eletrodos diretamente no cérebro, aumentando muito a capacidade de captação de sinais. Este método já é utilizado em alguns casos de implantes de próteses, mas o risco de rejeição dos componentes pelo corpo e a necessidade de cirurgia intrusiva no crânio do indivíduo torna-o pouco conveniente para aplicações mais simples.

A outra forma de captação de sinais cerebrais é ainda mais ineficiente para um uso difundido no dia-a-dia. Trata-se da ressonância magnética, uma imã gigantesco utilizado em hospitais que é capaz de mapear o cérebro inteiro em alguns minutos de uso. Além de seu tamanho ser um empecilho para seu uso em BCIs, o aparelho de ressonância magnética não tem a capacidade de captar sinais numa fração curta de tempo. Ele é capaz de mostrar áreas do cérebro que estavam ativas em um determinado espaço de tempo, mas para aplicações em tempo real, a ressonância magnética não é muito recomendável.

2.3 Trabalhos Relacionados

Neste trecho serão apresentados alguns dos trabalhos relacionados à BCIs e EEGs que serviram como inspiração e como base para o desenvolvimento deste texto.

O primeiro artigo, que pode ser encontrado em [3], trata-se de uma pesquisa feita em 2013 sobre o uso de BCIs para a navegação de um drone por espaços tridimensionais. Para captar os sinais cerebrais foi utilizado um método de captação não invasivo, tecnologia similar à utilizada neste trabalho. Os usuários era colocados sentados em frente à um computador, que recebia a

imagem em tempo real da câmera acoplada ao drone e o capacete EEG utilizado nos testes possuía 64 canais. O estudo consistiu basicamente de uma etapa de treinamento e calibração, uma fase de teste experimental e a fase de testes finais com o drone em si.

Para o estudo foram escolhidos 5 indivíduos, 4 dos quais nunca haviam tido contato algum com BCIs. Para controlar a interface, os usuários deveriam imaginar estar movimentando suas mãos esquerda e direita. Estes sinais puderam ser facilmente isolados, como pode-se observar na imagem abaixo.

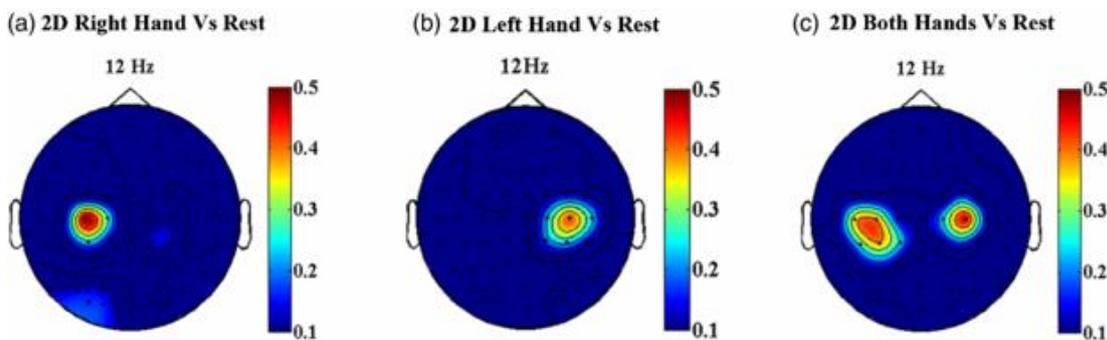


Imagem 5. Topografia de frequência 12Hz. As áreas destacadas apresentam maior diferencial de atividade na faixa dos 12Hz comparativamente ao estado de repouso.

Fonte: LaFleur [3]

Os 5 indivíduos foram inicialmente treinados para utilizar estes comandos para mover um cursor em ambientes 1D e 2D e depois em um programa de simulação virtual de helicópteros desenvolvido em um trabalho anterior semelhante. Na primeira etapa, os usuários foram treinados até atingir uma precisão superior a 80% nos testes, para então avançarem para a próxima fase.

O teste do cursor consistia em uma série de alvos que apareciam na tela, à esquerda ou à direita do cursor, e o usuário deveria utilizar a imagem mental da movimentação das mãos esquerda ou direita para mover o cursor até os alvos. Uma segunda etapa de treinamento, realizada independentemente da primeira, colocava os alvos acima e abaixo do cursor. Os usuário deveriam mover o cursor para cima imaginando cerrar os punhos e para movê-lo para baixo eles deveriam ficar em um estado relaxado.

Finalmente, um teste final colocava alvos nas 4 direções distintas e cada indivíduo precisava obter 70% de sucesso na média de 10 testes para prosseguir. Com isso, eles passaram a utilizar estes comandos para pilotar o helicóptero na simulação virtual. Foram feitas até 3 sessões com a simulação, cada uma durando cerca de uma hora, para acostumar os usuários com os controles que usariam com o drone. No total, os 4 indivíduos sem experiência prévia com BCIs passaram em média por 5h e 20 min de treinamento virtual até passarem para o drone.

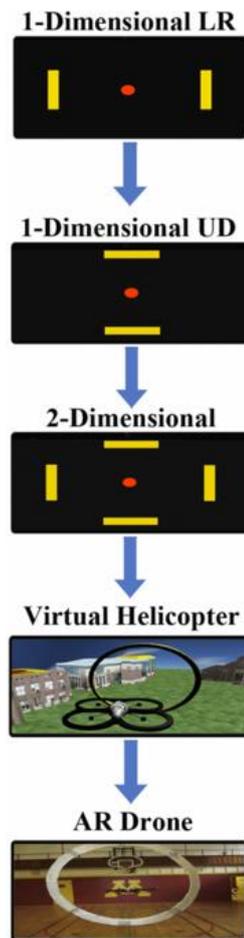


Imagem 6. Diagrama de progressão das etapas de treinamento do estudo

Fonte: LaFleur [3]

O teste final foi realizado em um ginásio de esportes, onde haviam 2 aros de cerca de 2m de diâmetro colocados suspensos a 1m do chão, por onde os usuários deveriam fazer com que o drone passasse. Após os testes, a precisão final levou em conta o tempo de voo, número de passagens pelos

aros, o número de colisões com os aros e colisões com paredes. Os resultados completos podem ser encontrados em [3], mas, em geral, os indivíduos foram capazes de uma média de precisão de 75-80% levando os fatores acima em conta.

O uso de imagens mentais no estudo acima para controlar a BCI inspirou vários testes deste trabalho, mas pela diferença na precisão dos sinais entre o EPOC, com 16 canais, e o capacete utilizado no estudo, com 64 canais, optou-se por implementar a interface utilizando sinais menos complexos.

Outro artigo relevante para este trabalho pode ser encontrado em [4]. O autor busca melhorar o processo de coleta dos sinais nervosos, estudando diferentes formas de eletrodos e, comparativamente, seus desempenhos. O estudo se focou numa nova forma de bioeletrodo, os chamados IBEs (insulated bioelectrodes) desenvolvidos pela QUASAR.

O problema do uso do tipo mais comum de eletrodos, os eletrodos de contato que são grudados na pele, é que esse método é altamente intrusivo para a pele, necessitando de preparação através de limpeza com álcool ou as vezes até mesmo abrasão para garantir a aderência dos eletrodos e também para garantir um bom contato elétrico com a pele. Além de desconfortável e possivelmente levar à irritação da pele se utilizado por longos períodos de tempo, os eletrodos costumam perder aderência rapidamente, levando a degradação do sinal, ruídos e até perda do mesmo.

Já o problema dos métodos mais recentes de captação de sinais, com eletrodos de cerâmica, ou que utilizam soluções salinas como o deste trabalho é que, apesar de não necessitarem de preparação prévia da pele como os eletrodos de contato, ainda sim podem causar irritação da pele se utilizados por longos períodos e também sofrem de perda de confiabilidade com o tempo. Todos esses métodos apresentados também sofrem com um aumento significativo no ruído dos sinais captados quando o usuário faz qualquer atividade física como caminhar ou correr.

Com a nova tecnologia dos bioeletrodos, não só não precisam de nenhuma preparação da pele, são altamente compatíveis com ela e não sofrem perda de contato ou sinal à longo prazo, mas também funcionam pelo contato através de tecidos de roupas ainda mantendo confiabilidade mesmo durante exercícios físicos.

Nos primeiros testes, o bioeletrodo foi comparado com o padrão ótimo atual de eletrodos de contato, com um porém: o bioeletrodo era colocado por cima da camiseta do indivíduo enquanto o eletrodo de contato era colocado da forma habitual. A correlação dos sinais foi superior a 99%, demonstrando o potencial da nova tecnologia em relação à atual. Nos testes de estresse físico do indivíduo, as leituras do bioeletrodo da QUASAR se mostraram sempre equivalente ou até mesmo superior ao padrão de eletrodos de contato.

O único problema é que, apesar de avanços com essa nova tecnologia, medições de sinais mais fracos, como ERPs (Event-Related Potentials) que são os sinais gerados por um evento sensorial, motor ou cognitivo, ainda precisam de uma preparação muito rigorosa da pele o que dificultam muito o monitoramento de longo prazo. Mesmo assim, esse é o tipo de tecnologia que possibilita o uso de eletrodos mais abrangentemente, consequentemente abrindo espaço para as BCIs.

3. DESENVOLVIMENTO

A implementação deste trabalho foi feita em Java, utilizando o ambiente de desenvolvimento Eclipse Neon. Para captação dos sinais do cérebro foi utilizado um capacete de EEG EPOC, desenvolvido pela empresa Emotiv, mostrado na imagem abaixo. Como suporte foram utilizados softwares e bibliotecas disponibilizados no site da Emotiv.



Imagem 7. Emotiv EPOC utilizado nos experimentos

O capacete EPOC é um capacete wireless de EEG com 16 canais desenvolvido especificamente para pesquisas, entre elas o desenvolvimento de BCIs avançadas.

3.1 Preparação

O capacete EPOC é um capacete wireless de EEG com 16 canais desenvolvido especificamente para pesquisas, entre elas o desenvolvimento de BCIs avançadas.

Para utilizar o EPOC, primeiramente deve-se hidratar os 16 eletrodos com uma solução salina, de forma que a captação de sinais seja efetiva. Depois de hidratados, os eletrodos são encaixados nos braços do capacete, que é encaixado na cabeça do usuário como na imagem 8. O capacete se conecta com o computador utilizando um dispositivo USB que recebe as informações do capacete via bluetooth.

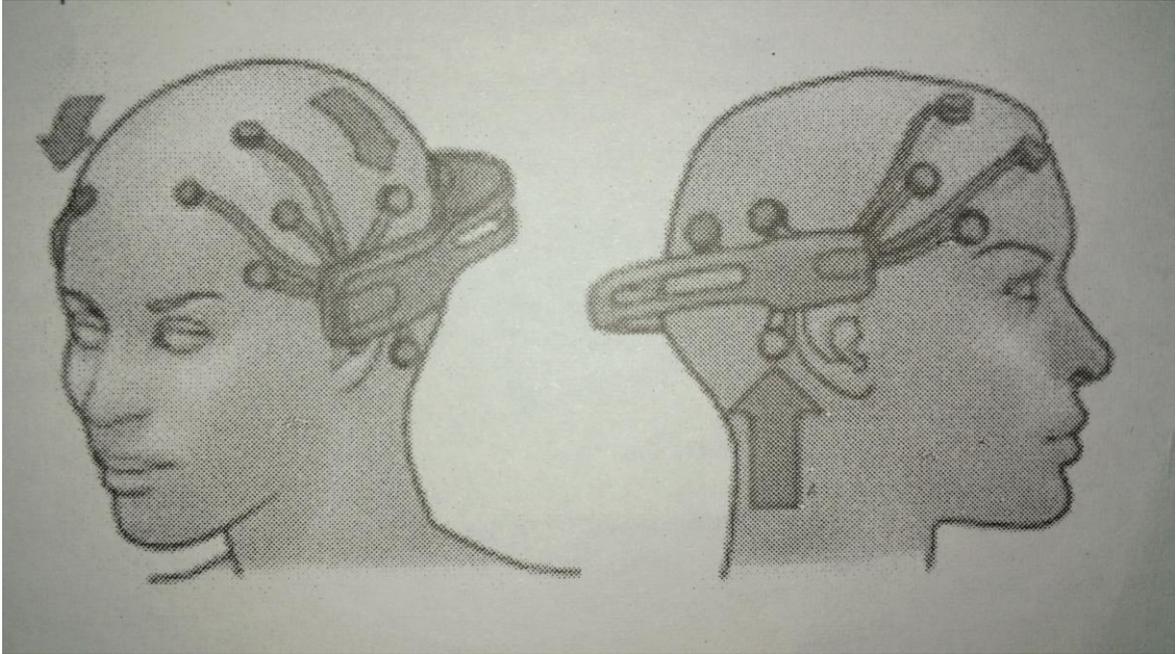


Imagem 8. Posicionamento correto do EPOC na cabeça do usuário

Para garantir a qualidade do sinal dos eletrodos, a Emotiv disponibiliza para os usuários do capacete o Emotiv Control Panel, um software que permite, dentre outras coisas, verificar a precisão dos sinais e testar algumas das funções básicas do dispositivo. Durante todos os testes deste trabalho, o Emotiv Control Panel foi utilizado como base para checar se todos os eletrodos estavam conectados corretamente.

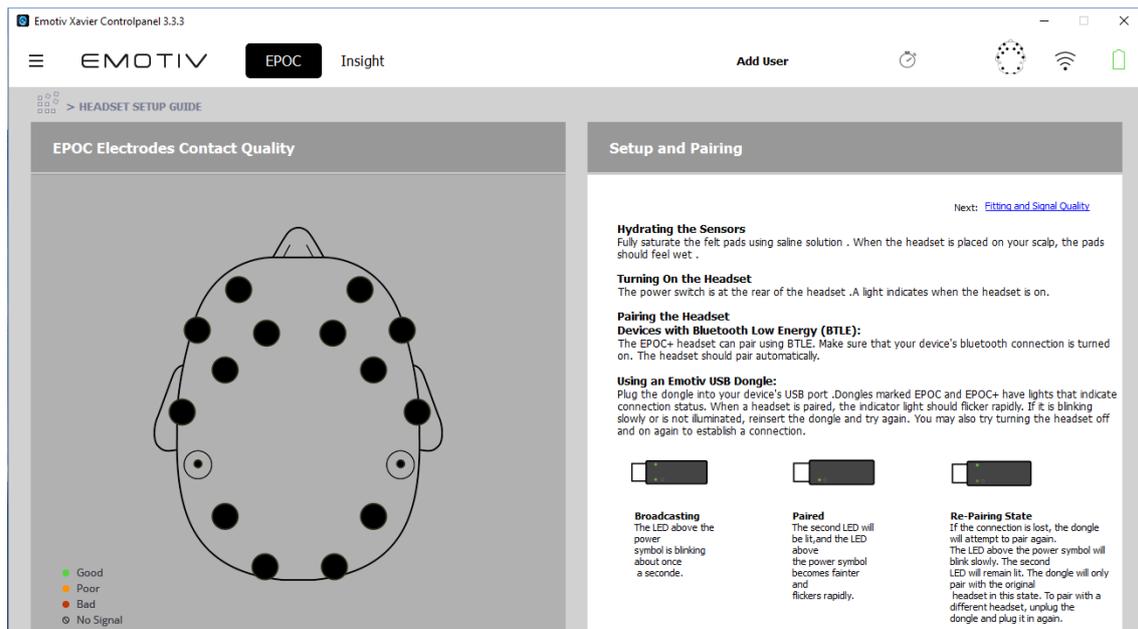


Imagem 9. Emotiv Control Panel

3.2 Coleta e interpretação de dados

Na primeira fase do trabalho, foram feitas diversas coletas de dados enquanto o usuário realizava diferentes atividades, de forma a identificar a função de cada sinal e de cada eletrodo. Utilizando as bibliotecas Java disponibilizadas no site da Emotiv, foi criado um simples programa para gerar logs da captação de sinais durante estas atividades:

```
for(int i = 1 ; i < 17 ; i++) {
    int result = Edk.INSTANCE.IEE_GetAverageBandPowers(userID.getValue(), i, theta,
alpha, low_beta, high_beta, gamma);
    if(result == Edk.ErrorCode.EDK_OK.ToInt()) {
        writer.println(i);
        writer.print(theta.getValue()); writer.print(" ");
        writer.print(alpha.getValue()); writer.print(" ");
        writer.print(low_beta.getValue()); writer.print(" ");
        writer.print(high_beta.getValue()); writer.print(" ");
        writer.print(gamma.getValue());
    }
}
```

Como pode ser observado na função `GetAverageBandPowers` acima, o EPOC capta 5 tipos de ondas cerebrais diferentes: Theta, Alpha, Low_Beta,

High_Beta e Gamma. O laço acima simplesmente capta estes sinais de cada um dos 16 eletrodos do EPOC. Este trecho de código se repete a cada 500ms (meio segundo). Durante os testes, foi observado que este é o limite mínimo de tempo para que haja uma atualização nos valores dos sinais, como será demonstrado mais à frente.

Gerados os dados, era necessário desenvolver um modo prático para analisá-los. Utilizando a biblioteca open-source JFreeChart de Java, foi desenvolvido um outro programa para interpretar os logs de dados e transformá-los em gráficos, permitindo visualizar as tendências das ondas em cada eletrodo. A imagem 10 mostra um exemplo dos gráficos gerados enquanto o usuário resolvia um problema matemático.

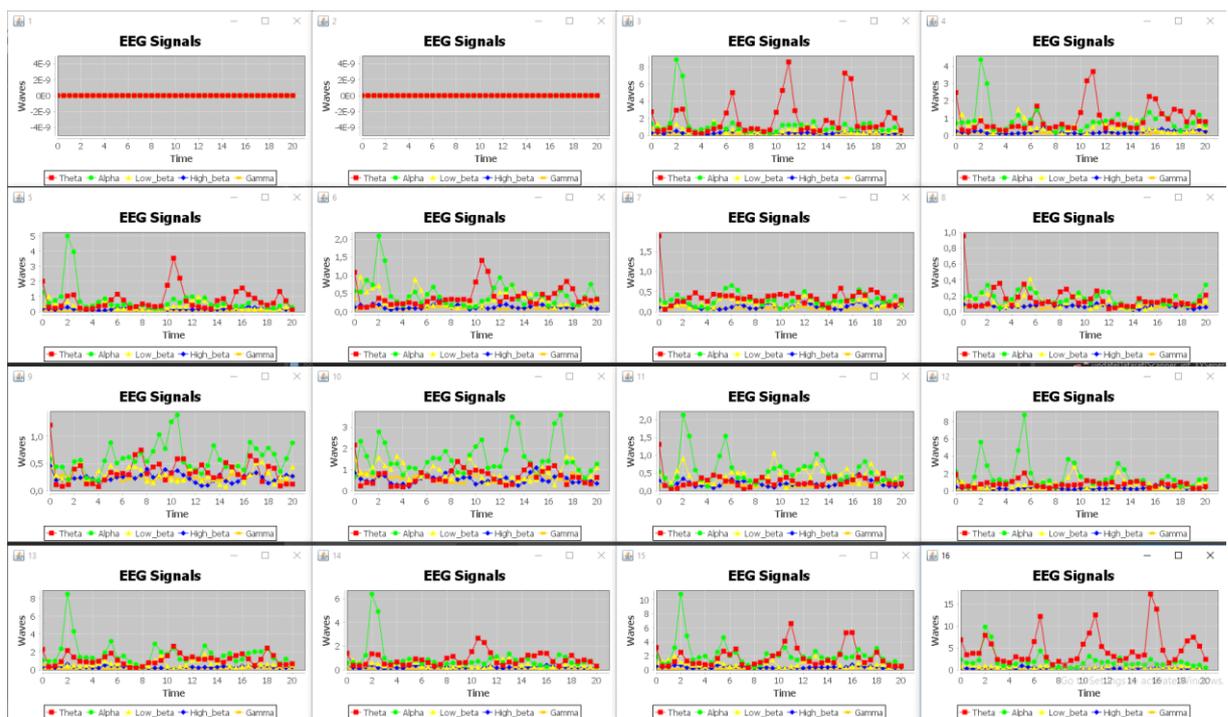


Imagem 10. Gráficos gerados durante a resolução de um problema matemático

Podemos notar que existe uma grande variação nos sinais, e isso fica ainda mais evidente se compararmos com os gráficos gerados durante um estado de relaxamento do usuário, como na figura abaixo.

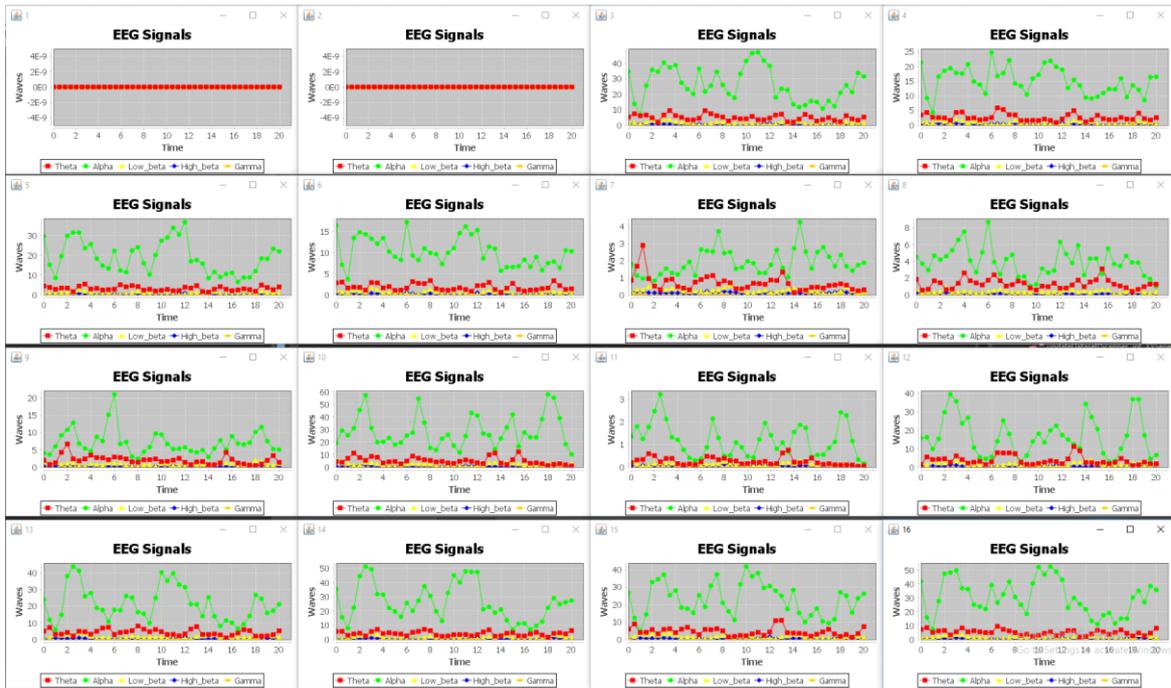


Imagem 11. Gráficos gerados durante relaxamento

Durante o relaxamento, fica evidente que a única onda significativamente ativa é a do tipo Alpha, que é justamente o relacionado com o estado de relaxamento do cérebro.

Também é importante notar nestas imagens que os gráficos 1 e 2 mantêm-se constantes. Apesar do EPOC possuir 16 canais e 16 eletrodos, estes 2 são considerados como sensores de referência. Estes sensores são essenciais para a qualidade de sinal de todos os outros, mas não geram nenhum dado por si só. Após alguns testes foi possível identificar cada sensor de acordo com sua posição, como mostrado na imagem 12.



Imagem 12. Números dos eletrodos e suas posições na cabeça do usuário. Os pequenos pontos verdes atrás das orelhas são os sensores de referência 1 e 2

Outro ponto importante mencionado anteriormente é que os dados são coletados em intervalos de 500ms. A coleta foi implementada desta forma pois notou-se que se fossem utilizados intervalos menores, os sinais mantinham-se constantes, e só se alteravam após a passagem de 500ms, como pode ser observado na imagem 13. Com isso, não há nenhum ganho de precisão nos testes utilizando intervalos menores de tempo.

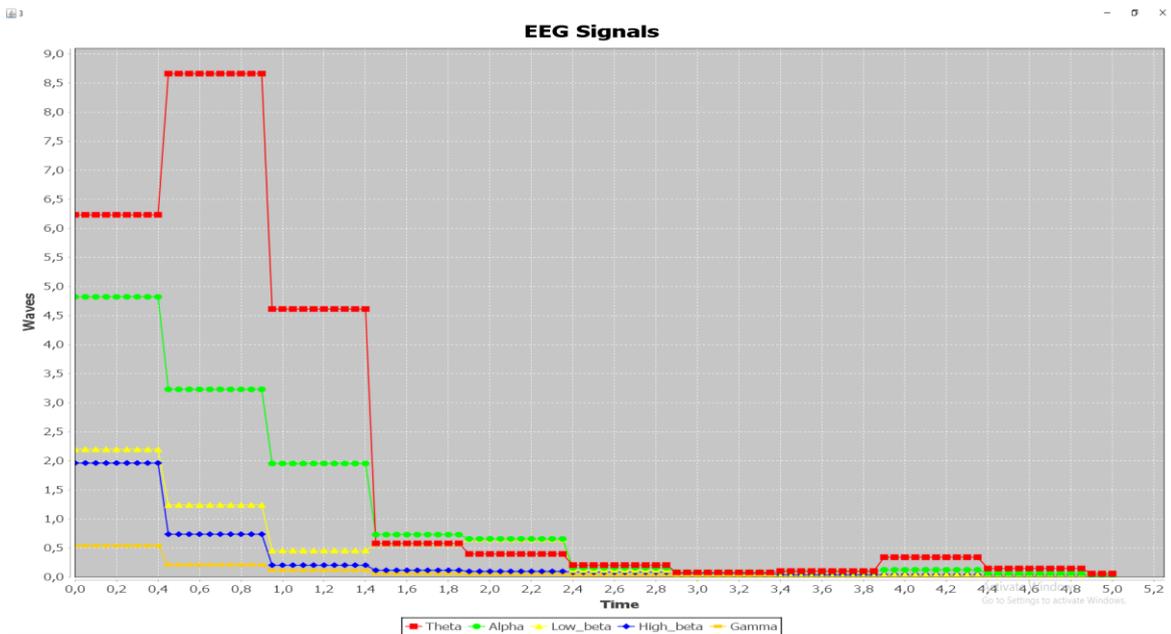


Imagem 13. Exemplo de um gráfico gerado com intervalo de coleta de 50ms

3.3 Implementação da Interface

Feitos os testes iniciais, era necessário escolher algumas ações específicas do usuário que pudessem ser identificadas através dos sinais. Estas ações seriam então interpretadas pela interface a ser implementada, podendo ser transformadas em comandos no computador.

Algumas metodologias foram testadas: utilizar a mente para focar em algo específico, movimentar partes do corpo ou os olhos para uma direção não retornaram sinais facilmente diferenciados e interpretados. O método que mostrou melhores resultados foi a utilização de movimentos faciais, como levantar as sobrancelhas ou mover a boca. Podemos ver claramente os picos nos gráficos abaixo, em um dos testes de movimentos faciais.

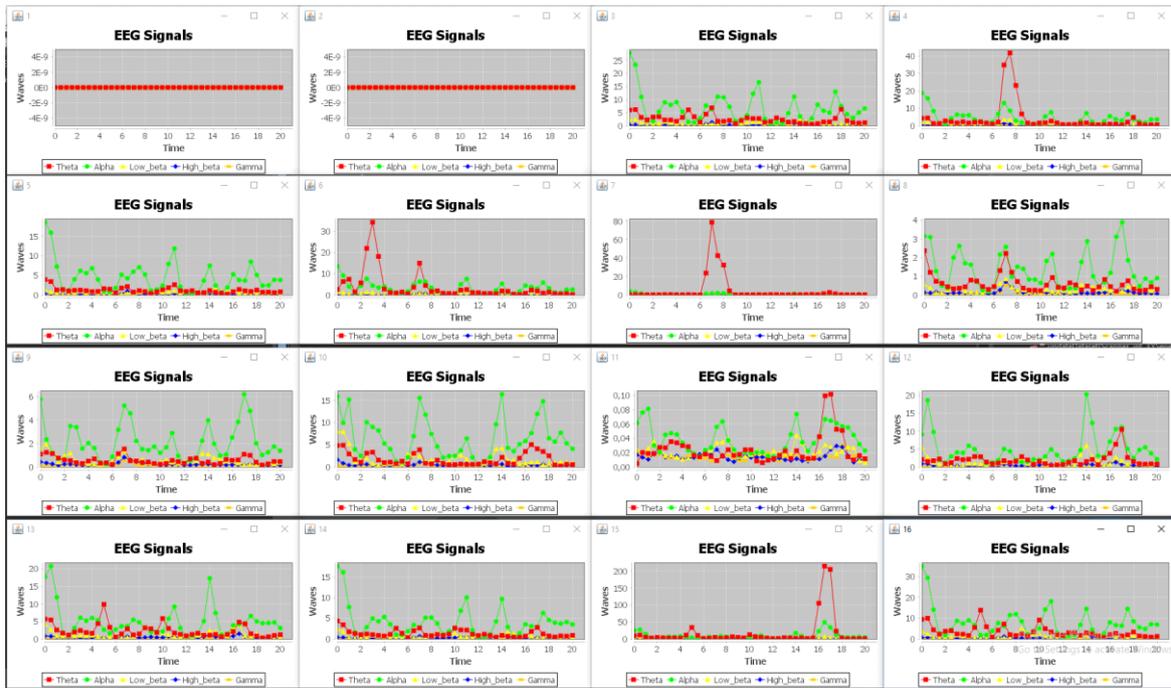


Imagem 14. Gráficos gerados movimentando a boca para a esquerda e direita nos instantes 6 e 16 respectivamente. Nota-se o pico de ondas theta nos eletrodos 4 e 7 no instante 6, e o pico nos eletrodos 11,12 e 15 no instante 16

Para os movimentos faciais, o tipo de onda mais importante a ser observado foi o theta. Portanto a interface foi implementada levando em conta este tipo de onda. Foram escolhidos 4 movimentos faciais para representar 4 ações diferentes: mover a boca para a esquerda e direita, levantar as sobrancelhas e o movimento de uma mordida (pressionar a mandíbula).

Para identificar os picos nos sensores em tempo real, a interface calcula um *delta (intervalo)* entre o valor anterior e o valor atual da onda theta de cada um dos eletrodos.

```

if (theta.getValue() > lasttheta[i]) {
    double delta = theta.getValue() - lasttheta[i];
    if (delta > 10) {
        System.out.println("THETA: Sensor: "+i+" Delta: "+delta);
        thetainc[i]++;
    }
}

```

Se for detectado um *delta* em um eletrodo específico, o vetor *thetainc[]* é atualizado na posição *i*, que corresponde ao número do eletrodo. Além disso o programa mostra na tela qual o número e o delta do sensor detectado, permitindo, na fase de testes, identificar o *delta* ideal e os principais sensores ativados em uma determinada ação do usuário.

Durante os testes iniciais, foi constatado que o *delta* varia de forma bastante inconsistente para um mesmo movimento facial. Os valores variavam de 5 até 300, mas foi verificado que a interface oferecia uma maior precisão utilizando valores mais baixos. Para os testes de precisão da interface abaixo foi utilizado *delta* = 10.

Para diferenciar os movimentos faciais, foi utilizado um sistema de pesos para os sensores. Um movimento facial foi repetido diversas vezes e, ao final, sensores que apareceram mais vezes e mais consistentemente para aquele movimento receberam um peso maior. Os movimentos faciais foram escolhidos de forma que houvesse o mínimo de interseções possível, mas alguns sensores ainda são responsáveis por um ou mais movimentos. Este foi o principal motivo para o uso do sistema de pesos para os sensores. Para aumentar a precisão, sensores não relacionados à um movimento específico decrementam o contador de peso. Abaixo podemos observar a relação atribuída a cada sensor para os testes:

Direção	Sensores relacionados (aumentam o valor do contador de direção)	Sensores não-relacionados (diminuem o valor do contador de direção)
Esquerda	4, 7	3, 6, 12, 13, 14, 15, 16
Direita	12, 15	3, 4, 6, 7, 13, 14, 16
Cima	3, 4, 14, 16	6, 7, 13
Baixo	3, 6, 13, 15	6, 12, 14, 16

Tabela 1. Tabela de pesos atribuídos aos sensores (sensores em verde têm maior peso para aquela direção)

Depois de medidos os pesos, a interface decide qual o movimento que deve ser realizado e, utilizando a biblioteca *Robot* do Java, a interface simula um pressionamento de tecla, como no trecho de código abaixo:

```
if (down > 1) {
    try {
        Robot robot = new Robot();
        robot.keyPress(KeyEvent.VK_DOWN);
        left = 0;
        right = 0;
        up = 0;
        down = 0;
    } catch(AWTException e) {
        e.printStackTrace();
    }
}
```

Observando os gráficos nas imagens anteriores, podemos notar que os picos das ondas levam alguns ciclos para estabilizar. Foi então adicionada uma variável de controle na interface que “tranca” a simulação de pressionamento de teclas por alguns instantes. Isso garante que os sinais da próxima entrada de informações não é afetada pelo ruído residual da entrada anterior.

3.4 Testes

A ideia desta interface é que fosse bem simples, e sirva como modelo base que possa ser utilizado em aplicações simples ou complexas, dependendo do uso desejado. Para a demonstração da interface neste trabalho, ela foi utilizada em 2 modelos de testes. O primeiro é como método de entrada para jogar um jogo, sendo que cada movimento facial está relacionado à uma direção: esquerda, direita, cima, baixo. Uma versão simples do jogo Snake em Java (encontrado em [2]) foi modificada para estes testes. O segundo modelo utiliza a interface para movimentar o mouse do computador, utilizando os mesmos movimentos faciais e as mesmas direções.

3.4.1 Primeiro Modelo

Os testes da interface com o jogo Snake foram realizados em 4 usuários diferentes, a fim de constatar se a precisão da interface não é afetada consideravelmente pelos padrões cerebrais diferentes que cada indivíduo possui. Infelizmente, a última usuária não pôde completar os testes devido à interferência nos sinais causada pela quantidade de cabelo na cabeça. Os eletrodos não conseguiram um bom contato com o escalpo e, mesmo quando o Emotiv Control Panel apontava que todos os eletrodos estavam com um bom sinal, os testes com a interface foram muito inconsistentes, portanto não serão considerados.

Para facilitar os testes, as colisões com as paredes do jogo foram desabilitadas, permitindo que o jogo continue por mais tempo e as observações sejam mais precisas. A taxa de atualização da tela do jogo também foi alterada para 500ms, a fim de coincidir com a taxa de dados recebida pelo capacete EPOC.

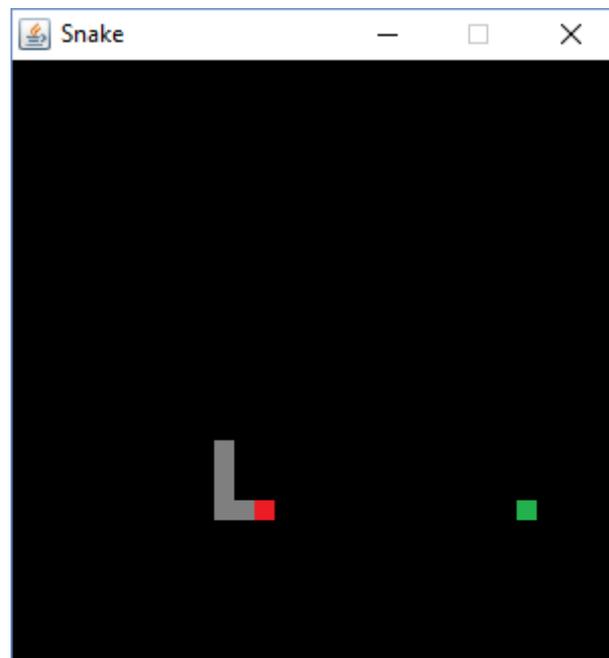


Imagem 15. Versão básica do jogo Snake, utilizada nos testes

Em cada sessão de teste, os usuários jogaram o jogo durante um tempo fixo de 5 minutos, onde eles deveriam tentar coletar o maior número de pontos.

Durante os testes, um observador anotava cada movimento registrado pela interface, e estes foram classificados em:

- Acertos: Quando o movimento executado no jogo correspondeu com o movimento facial esperado do usuário.
- Erros: Quando não ocorreu nenhum movimento no jogo mesmo após um movimento facial do usuário, ou então quando o movimento executado no jogo não corresponde com o movimento facial esperado pelo usuário.
- Falsos Positivos: Quando um movimento ocorre no jogo sem qualquer movimento facial do usuário.

Abaixo estão os resultados das 2 sessões de testes com os usuários:

Usuários	Acertos	Erros	Falsos Positivos	Precisão
Usuário 1	39	10	7	69,64%
Usuário 2	52	13	5	74,28%
Usuário 3	46	16	6	67,64%
				70,52%

Tabela 2. Resultados da primeira sessão de testes

Usuários	Acertos	Erros	Falsos Positivos	Precisão
Usuário 1	53	16	6	70,66%
Usuário 2	61	14	4	77,21%
Usuário 3	60	14	8	73,17%
				73,68%

Tabela 3. Resultados da segunda sessão de testes

Analisando as 2 sessões, podemos observar que os 3 usuários foram capazes de fazer um maior número de movimentos na segunda sessão de testes, depois de se habituarem com o funcionamento da interface. Mesmo assim, o número de erros não aumentou consideravelmente e, com isso, podemos notar um pequeno aumento de precisão.

Dos erros registrados pelo observador, também podemos verificar que algumas ações funcionavam melhor para alguns usuários do que para outros, como mostrado na tabela 4.

Usuários	Erros - Cima	Erros - Baixo	Erros - Esquerda	Erros - Direita
Usuário 1	15	5	2	4
Usuário 2	7	14	2	4
Usuário 3	5	10	0	15

Tabela 4. Erros registrados separados por direção desejada pelo usuário

De modo geral, o maior número de erros ocorreu nas direções “mais complexas”, ou seja, nas direções onde existe uma dependência por vários sensores para que funcione corretamente.

3.4.2 Segundo Modelo

Para os testes no segundo modelo, a interface foi levemente modificada. Ao invés de simular um pressionamento de tecla, ao detectar o movimento facial, ela inicia o movimento do cursor, que se mantém constante até que o movimento facial seja repetido, fazendo com que o cursor pare de se mover. Também é possível mudar de direção durante a movimentação do cursor, basta utilizar outro movimento facial que não seja o da direção atual.

Para estes testes foi utilizado um teclado virtual, disponível no sistema operacional Windows. Os usuários tiveram um tempo de 5 minutos para tentar escrever palavras aleatórias utilizando a interface e o teclado virtual. Para escrever cada letra, o usuário deve manter o cursor parado por alguns instantes sobre a tecla que deseja apertar.

Foram feitos 3 testes de 5 minutos cada, utilizando 2 usuários. Os resultados foram gerados conforme a tabela 5, utilizando a média de letras pressionadas nos testes.

Usuários	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Segundos/Letra
Usuário 1	15	14	15	20,46
Usuário 2	12	14	15	21,96

Tabela 5. Resultados dos testes no segundo modelo da interface

Este segundo modelo de testes já mostra uma utilização prática mais interessante para a interface implementada. Apesar de não ser um método rápido de digitação, algo do tipo poderia ser utilizado para auxiliar pessoas com deficiências a digitar utilizando apenas movimentos faciais. Auxiliar ao dia-a-dia desta forma é justamente o principal apelo que as BCIs possuem atualmente.

4. CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o conceito das BCIs e o uso de capacetes de EEG neste meio, implementando uma interface básica como prova de conceito. Os objetivos propostos inicialmente eram os de entender melhor o funcionamento e a tecnologia por trás das BCIs e, utilizando este conhecimento, implementar uma interface simples que possa servir de base para diversas aplicações.

Pelo que foi apresentado no texto e pelos resultados obtidos nos testes, podemos concluir que a interface atendeu de maneira satisfatória aos objetivos propostos, com uma precisão de cerca de 70% na interpretação das ondas cerebrais, o que por sua vez permitiu sua utilização num método de digitação com relativo sucesso. Vale notar que na implementação desta interface os pesos de cada sensor foram atribuídos manualmente, mas para a implementação de comandos mais complexos é mais viável utilizar um algoritmo de aprendizado para calcular os pesos confiavelmente.

Este trabalho foi importante para melhor entender as limitações com o equipamento atual e que possíveis melhorias no futuro trariam grande benefício para a área de BCIs que utilizam EEG. Dentre elas, podemos citar o problema de precisão dos sinais do EPOC com usuários com cabelo volumoso, o que impossibilitou que um dos voluntários para os testes pudesse utilizar a interface. Além disso, vale mencionar o elevado tempo de preparação que é necessário para utilizar o EPOC que, além de umedecer e encaixar os 16 sensores, precisa ser encaixado precisamente na cabeça do usuário para garantir consistência nos sinais. O uso prolongado também é atrapalhado pelo fato de que os sensores naturalmente secam após certo tempo, especialmente em dias quentes, e precisam ser retirados e reidratados. Todos estes fatores dificultam muito o uso corriqueiro deste aparelho, portanto ainda parece necessário que haja avanços tecnológicos nesta área para melhor difundir seu uso.

Por fim, uma parte importante das BCIs que não foi abordada a fundo neste trabalho é a utilização de impulsos cerebrais mais complexos, não relacionados à movimentos musculares. Há um grande potencial na interpretação destes outros sinais e espera-se que este trabalho possa auxiliar de alguma forma nos desenvolvimentos futuros da área.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Tanya Lewis, Staff Writer - Human Brain: Facts, Functions & Anatomy - <http://www.livescience.com/29365-human-brain.html> - March 25, 2016

ABCMED, 2013. Eletroencefalograma: como é feito? Como se preparar para o exame? Quais são as complicações? - Disponível em: <<http://www.abc.med.br/p/exames-e-procedimentos/347519/eletroencefalograma-como-e-feito-como-se-preparar-para-o-exame-quais-sao-as-complicacoes.htm>>, Acessado em Nov 01, 2016

Brain Vision UK - The Brief History of Brain Computer Interfaces - <http://www.brainvision.co.uk/blog/2014/04/the-brief-history-of-brain-computer-interfaces/> - April 30, 2014

Tim Taylor – Brain, Nerves of the Head and Neck – InnerBody - <http://www.innerbody.com/image/nerv02.html> - Acessado em Nov 11, 2016

Andy Hunter - A (VERY) BRIEF HISTORY OF NEUROSCIENCE – BrainWorld Magazine - <http://brainworldmagazine.com/a-very-brief-history-of-neuroscience/> - July 15, 2009

Kendra Cherry - Neurons - Building Blocks of the Nervous System - <https://www.verywell.com/what-is-a-neuron-2794890> - August 24, 2016

Gladis Franck da Cunha - Generalidades do Sistema Nervoso Humano - <http://www.teliga.net/2010/08/generalidades-do-sistema-nervoso-humano.html> - August 29, 2010

Steve Cox - Electroencephalography - <http://www.caam.rice.edu/~cox/wrap/eegwiki.pdf> - Acessado em Nov 14, 2016

Erik Andreas Larsen - Classification of EEG Signals in a Brain-Computer Interface System - Norwegian University of Science and Technology - June 2011

Maya Mendoza - The Definitive Guide To Increasing Your Mind Power - <http://www.zenlama.com/the-definitive-guide-to-increasing-you-mind-power/> - Acessado em Dez 10, 2016

Anirudh Vallabhaneni, Tao Wang, Bin He - Brain-Computer Interface - University of Illinois - 2005

Christopher M. Bishop - Pattern Recognition and Machine Learning – 2006

[1] <https://www.emotiv.com/>

[2] <http://zetcode.com/tutorials/javagamestutorial/snake/>

[3] LaFleur, Karl; Cassady, Kaitlin; Doud, Alexander; Shades, Kaleb; Rogin, Eitan; and He, Bin - Quadcopter control in three-dimensional space using a noninvasive motor imagery-based brain-computer interface - *Journal of Neural Engineering* - Volume 10 - Number 4 - June 4, 2013.

[4] Matthews, Robert; McDonald, Neil J.; Fridman, Igor; Hervieux, Paul; Nielsen, Tom - The invisible electrode – zero prep time, ultra low capacitive sensing - December, 2012 - http://dev.quasarusa.com/wp-content/uploads/2010/12/Matthews_HCII-2005_The-invisible-electrode-zero-prep-time-ultra-low-capacitive-sensing.pdf