

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE COMPUTAÇÃO**

Jônatas Negri Grandini

**INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA DE BAIXO CUSTO
COMO TECNOLOGIA ASSISTIVA**

Araranguá

2017

Jônatas Negri Grandini

**INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA DE BAIXO CUSTO
COMO TECNOLOGIA ASSISTIVA**

**Trabalho de Conclusão de
Curso submetido à Universi-
dade Federal de Santa Cata-
rina, como parte dos requisitos
necessários para a obtenção do
Grau de Bacharel em Engenha-
ria de Computação.**

**Orientador: Prof. Fabio Ro-
drigues de La Rocha, Dr.**

Araranguá, dezembro de 2017.

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor,
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária da UFSC.

Grandini, Jônatas Negri

Interface Cérebro Máquina de Baixo Custo Como
Tecnologia Assistiva / Jônatas Negri Grandini ;
orientador, Fabio Rodrigues de la Rocha, 2017.
85 p.

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) -
Universidade Federal de Santa Catarina, Campus
Araranguá, Graduação em Engenharia de Computação,
Araranguá, 2017.

Inclui referências.

1. Engenharia de Computação. 2. Brain Computer
Interface (BCI). 3. Teclado Virtual. 4. Tecnologia
Assistiva. 5. Emotiv INSIGHT. I. la Rocha, Fabio
Rodrigues de. II. Universidade Federal de Santa
Catarina. Graduação em Engenharia de Computação. III.
Título.

Jônatas Negri Grandini

INTERFACE CÉREBRO MÁQUINA DE BAIXO CUSTO COMO TECNOLOGIA ASSISTIVA

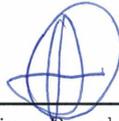
Este Trabalho de Conclusão de Curso foi julgado aprovado para a obtenção do Título de “Bacharel em Engenharia de Computação”, e aprovado em sua forma final pela Universidade Federal de Santa Catarina.

Araranguá, 05 de dezembro 2017.



Prof^ª. Eliane Pozzebon, Dr^ª.
Coordenadora
Universidade Federal de Santa Catarina

Banca Examinadora:



Prof^ª. Eliane Pozzebon, Dr^ª.
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Fábio Rodrigues De La Rocha, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina



Prof. Tiago Oliveira Weber, Dr.
Universidade Federal de Santa Catarina

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Israel e Alessandra Grandini, que me apoiaram na escolha deste trabalho, me mantiveram motivado e que me permitiram toda essa pesquisa e análise experimental. A minha namorada, Sara Meurer, pela paciência nos tempos de minha ausência e estresse e por sua ajuda nos testes deste trabalho.

Agradeço especialmente aos meus grandes amigos pelo companheirismo, alegria e apoio que me deram durante todos os 5 anos de graduação. Um agradecimento ainda mais especial ao Kaio Anselmo Pereira não só como amigo, mas como profissional, por ter sempre buscado trabalhos de excelência e por ter me proporcionado fundar a EJEC - Empresa Júnior de Engenharia da Computação.

Agradeço ao professor Fabio de La Rocha, meu orientador, pela paciência e auxílio durante as diversas reuniões deste trabalho e ao professor Gustavo Mello Machado pela motivação que me deu ao final da etapa de Trabalho de conclusão 1. E, finalmente, agradeço aos demais diversos professores que me proporcionaram aulas inspiradoras e motivadoras durante o curso de Engenharia da Computação.

RESUMO

A presente monografia apresenta a fundamentação e o desenvolvimento de um sistema de comunicação direta de baixo custo entre o cérebro humano e um computador. Utilizando como base o dispositivo Emotiv Insight, é possível capturar, analisar e interpretar a semântica dos sinais do cérebro humano e mapear esses sinais em ações num computador. Como prova de conceito, propõe-se um protótipo onde o usuário do sistema possa comandar um teclado virtual apenas através de seus sinais cerebrais. O mérito do trabalho, além é claro do conhecimento adquirido nesta área da fronteira do conhecimento humano, é permitir que indivíduos com deficiências motoras severas possam ter uma melhor qualidade de vida ao serem capazes de interagir com seu as pessoas e o ambiente. Na elaboração do trabalho são apresentados e descritas as interfaces cérebro máquina (*Brain Computer Interface - BCI*), o sensor Insight é analisado e avaliado quantitativamente e, finalmente, os algoritmos e a arquitetura do teclado virtual elaborado são explicitados.

Palavras-chave: Brain computer interfaces (BCI). Teclado virtual. Tecnologia assistiva. Emotiv INSIGHT

ABSTRACT

This work presents the foundation and development of a system for a low cost communication between the human brain and the computer. Using the Emotiv Insight sensor, It is possible to gather, analyze and interpret the semantics of the human brain, and match those signals to actions in a computer. As o proof of the concept, a virtual keyboard controlled by brain signals is proposed. The main focus of the research is, besides contributing for this field of knowledge, to allow subjects with severe motor disabilities to have a life improvement by being able to regaining their communication with people and the environment. First, this work describes and explains the general idea of Brain Computer Interfaces (BCIs), after that, the Emotiv Insight sensor is analyzed and quantified, finally, the architecture and the proposed algorithms that allow the virtual keyboard to work are explained.

Keywords: Brain computer interfaces (BCI), virtual keyboard, assistive technologies, Emotiv Insight

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	Comparação entre controle por BCI e controle normal .	26
Figura 2	Exemplo do paradigma P300	29
Figura 3	Arquitetura de um BCI.....	30
Figura 4	Exemplos dos tipos de aquisição de sinais cerebrais	31
Figura 5	Exame típico de EEG	33
Figura 6	Tipos de onda cerebral	35
Figura 7	Lóbulos cerebrais.....	36
Figura 8	Sistema 10-20 estendido	37
Figura 9	Sensores EMOTIV	38
Figura 10	Robô de telepresença controlado por BCI.....	41
Figura 11	Jogo BrainArena	43
Figura 12	Eletrodos secos e posições do Emotiv Insight.....	46
Figura 13	Posições 10-20 estendido utilizados pelo Emotiv Insight	47
Figura 14	Tela principal do Emotiv Xavier	49
Figura 15	Tela principal do Emotiv Composer	50
Figura 16	Tela principal do EmoKey	51
Figura 17	Tela principal do EmotivPro.....	52
Figura 18	Tela de comandos mentais do Emotiv Xavier	57
Figura 19	Funcionamento de clique do teclado	60
Figura 20	Tela principal do teclado virtual.....	62
Figura 21	Exemplo de desfazer	64
Figura 22	Exemplo de sugestão de correção para "nom"	66
Figura 23	Arquitetura para o teclado virtual controlado por BCI.	67
Figura 24	Diagrama de sequencia da arquitetura	68
Figura 25	Crescimento das taxas de transmissão de informação com o passar dos anos	72

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Comparação de sensores EEG de baixo custo	39
Tabela 2	Validação das expressões faciais do Emotiv Insight	54
Tabela 3	Validação das expressões faciais do Emotiv Insight treinadas	55
Tabela 4	Taxa de informação para diferentes trabalhos	73

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BCI	<i>Brain Computer Interface</i>	17
BMI	<i>Brain Machine Interface</i>	17
ELA	<i>Esclerosa Lateral Amiotrófica</i>	17
IHM	<i>Interface Homem Máquina</i>	17
EEG	<i>Eletroencefalografia</i>	17
EMG	<i>Eletroemiografia</i>	17
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>	17
RC	<i>Row Column</i>	17
SC	<i>Single Character</i>	17
SSVEP	<i>Steady State Visual Evoked Potential</i>	17
FFT	<i>Fast Fourier Transform</i>	17

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	17
1.1	OBJETIVOS	18
1.1.1	Geral	18
1.1.2	Específicos	19
1.2	JUSTIFICATIVA	19
1.3	PROBLEMÁTICA	21
1.4	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	21
1.5	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	22
2	BRAIN COMPUTER INTERFACE	25
2.1	DESCRIÇÃO	25
2.2	PARADIGMAS	27
2.3	ARQUITETURA	29
2.3.1	Aquisição do Sinal	30
2.3.2	Processamento do Sinal	32
2.4	EEG	33
2.4.1	Oscilações Neurais	34
2.4.2	Sistema Internacional 10-20 de eletrodos	35
2.4.3	Sensores EEG de baixo custo	37
2.5	ANALFABETISMO DE BCIS	38
2.6	APLICAÇÕES	40
2.6.1	Médicas	40
2.6.2	Neuro ergonomia e ambientes inteligentes	41
2.6.3	Neuro marketing	42
2.6.4	Educação e auto monitoramento (Neurofeedback) ..	42
2.6.5	Jogos e entretenimento	43
2.6.6	Segurança e autenticação	43
3	ANALISE DO SENSOR EMOTIV INSIGHT	45
3.1	SERVIÇOS OFERECIDOS PELA EMOTIV	47
3.1.1	Xavier – Painel de controle	48
3.1.2	EmoEngine – Interface entre o sensor e as demais aplicações	49
3.1.3	EmoComposer – Simulador de sensores	50
3.1.4	EmoKey – Interface de mapeamento	50
3.1.5	EmotivPro	51
3.2	EXPERIMENTOS COM EMOTIV INSIGHT	52
3.2.1	Métodos	52
3.2.2	Validação de expressões faciais (eletromiografia) ..	53

3.2.2.1	Detecção de expressão facial não treinada	53
3.2.2.2	Detecção de expressão facial treinada	54
3.2.3	Validação de comandos mentais	55
3.2.3.1	Definição de comandos mentais	56
3.2.3.2	Classificação	56
3.2.3.3	Detecção de comando mental	58
4	DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DE TE- CLADO VIRTUAL	59
4.1	MODO DE ATIVAÇÃO DO TECLADO	59
4.1.1	Alternação de Linha-Coluna	60
4.1.2	Intervalos de alternação	60
4.1.3	Comando mental de ativação	61
4.2	LAYOUT DO TECLADO E FUNÇÕES	61
4.2.1	Layout	62
4.2.2	Comando de desfazer	63
4.2.3	Sintetizador de voz	64
4.2.4	Botões de interação rápida	65
4.2.5	Correção de palavras	65
4.3	ARQUITETURA	66
4.3.1	Interface intermediária (C++)	68
4.3.2	Teclado virtual (C#)	70
4.4	TAXAS DE INFORMAÇÃO E TRABALHOS SEME- LHANTES	70
5	CONCLUSÃO	75
	REFERÊNCIAS	79

1 INTRODUÇÃO

A comunicação entre humanos necessita de uma série de ações musculares para produzir sons e gestos. Infelizmente, existem indivíduos com dificuldades motoras severas e desta forma ficam impedidos de interagir com demais pessoas (SCHALK et al., 2004). Neste aspecto, as interfaces cérebro máquina (*Brain Computer Interfaces* - BCIs) fornecem uma alternativa viável e uma esperança a estes indivíduos.

BCI é uma tecnologia que traduz os sinais cerebrais em comandos pré-definidos que podem ser utilizados para se comunicar com outras pessoas ou controlar aparelhos externos (WOLPAW et al., 2002). Desta forma, ela abstrai a necessidade de qualquer movimento físico por parte do indivíduo, apenas o seu intuito e o respectivo esforço mental de tomar uma decisão já funcionam como um meio de controle e atuação. As aplicações de BCIs são diversas, desde o controle de ambiente doméstico como proposto por Cincotti et al. (2008) até o controle de uma cadeira de rodas elétrica como proposto por Tanaka, Matsunaga e Wang (2005).

Contudo, os desafios envolvidos neste tipo de interface são inúmeros e ainda não plenamente conhecidos. Desta forma, essa tecnologia não é prontamente aplicável na solução de problemas mas ao mesmo tempo bastante relevante no nível da pesquisa. Observa-se uma não linearidade dos sinais elétricos cerebrais, que podem ser altamente influenciados por uma quantidade diversa de fatores, tornando complexo o processamento e a classificação deste tipo de dado. Por isso, adaptação é um componente chave de um BCI, pois tanto seus usuários devem aprender a gerar ondas cerebrais adequadamente quanto a máquina deve se adaptar, através de algoritmos, para compreender corretamente os comandos (MILLÁN, 2013). Além disso, cada indivíduo tem a sua maneira de pensar e conseqüentemente sua maneira de expressar as ondas cerebrais, havendo, de forma geral, a necessidade de ao menos algum tipo básico de treinamento para cada indivíduo se comunicar pela interface.

Felizmente, nas três últimas décadas (SCHALK et al., 2004) o uso de sinais cerebrais como um possível canal de comunicação e controle tem demonstrado um rápido progresso e está se tornando um forte contribuinte no campo de tecnologias assistivas (LEEB et al., 2015). Devido à inúmeras contribuições e descobertas no ramo, é possível compreender mais apropriadamente o funcionamento do cérebro, fazendo com que as interfaces possam interpretar as ondas cerebrais com uma grande

margem de acerto. Então, ao observar este avanço e a tendência das tecnologias de facilitar as interfaces homem máquina, conclui-se que esse movimento de estudar as BCIs ainda não terminou, e que é na verdade o rumo para as interfaces do futuro.

A hipótese é de que utilizar uma BCI de baixo custo no controle de um teclado virtual é uma alternativa viável de tecnologia assistiva para o dia a dia. Então, neste trabalho será estudada, construída e analisada a BCI reconhecedora de comandos mentais que torne possível controlar este teclado virtual. Isso significa que um indivíduo será capaz, utilizando o sistema proposto, de escrever o que bem desejar puramente através de seus sinais cerebrais. Na proposta, o teclado irá destacar cada uma das letras por vez e quando o utilizador pensar num comando pré-definido, a letra que estiver selecionada neste momento será selecionada pela interface, que então a escreverá na tela. Para que isso seja feito com sucesso, é necessário um treinamento prévio para notar qual o comando mental o usuário tem mais facilidade de demonstrar para a interface.

O foco também será em utilizar um aparelho de eletroencefalograma de baixo custo quando comparado as alternativas comuns de BCI, para que possa assim, ser um aparelho de uso para consumidores, não só utilizada em pesquisas. Desta forma, a interface viabilizará que os usuários em foco, as pessoas com grau severo de paralisia, se comuniquem com família e amigos bem como utilizem computadores pessoais para quaisquer fim. Finalmente, a monografia busca esclarecer e acrescentar o conhecimento no campo de BCIs de forma geral, aprofundando-se no estado da arte das tecnologias assistivas e demonstrar os passos para a criação e avaliação, através de métricas, do sistema proposto.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Geral

Desenvolver uma tecnologia que utilize sinais cerebrais e que seja de baixo custo que possa futuramente ser utilizada para melhorar a qualidade de vida de pacientes com certas deficiências. Por consequência, demonstrar o potencial e a eficácia de interfaces cérebro máquina como uma alternativa viável e acessível de tecnologia assistiva.

1.1.2 Específicos

- Criar uma interface gráfica amigável para o usuário final;
- Avaliar e analisar o desempenho do sensor Insight Emotiv;
- Desenvolver um sistema que utilize sensores de eletroencefalografia de baixo custo e portáteis;
- Garantir que o sistema funcione para usuários com e sem deficiências;
- Desenvolver uma aplicação que seja adaptável as necessidades de cada usuário;
- Aprimorar o sistema visando obter uma taxa de informações próxima a de projetos do estado da arte;
- Fazer uma contribuição para a literatura no âmbito de BCIs.

1.2 JUSTIFICATIVA

As maneiras comuns do homem se comunicar com as diversas máquinas ao seu redor são eficientes porém não são variadas. Desenvolver alternativas de interface homem máquina (IHM) é essencial para acudir a qualidade de vida e abranger a acessibilidade de pessoas com deficiência. Um exemplo drástico da falta de acessibilidade é com os pacientes de Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA).

”A Esclerose Lateral Amiotrófica (ELA) é uma doença neuromuscular degenerativa, caracterizada pelo declínio progressivo da função muscular causado concomitantemente pela degeneração progressiva do primeiro e segundo neurônio motor localizados no cérebro, tronco cerebral e medula espinhal. [...] Dentre as doenças neuromusculares é a mais devastadora, com um curso clínico determinado e uma sobrevida que em sua maioria não ultrapassa três anos em 76% casos e 5 a 10 anos em 8-16%.”

(RESQUETI et al., 2011)

No princípio da doença, o indivíduo que possui ELA, tem uma pequena fraqueza e atrofia muscular, porém, com o passar de alguns

anos, vai perdendo todos os seus movimentos voluntários, desde se movimentar até mesmo respirar (GRAIMANN; ALLISON; PFURTSCHELLER, 2009). A melhora na qualidade de vida significa permitir que estes usuários consigam comunicar-se com as máquinas, conseqüentemente fazer com que seja viável que eles se comuniquem com qualquer outra entidade através dos computadores.

Enquanto as tecnologias médicas, que aumentam a capacidade vital do corpo, tem estendido drasticamente a vida de vítimas da ELA, essas tecnologias não aliviam a frustração mental e social da isolação causada pela incapacidade de comunicação com o mundo externo. Prover estes pacientes com BCIs, o tema desta monografia, poderia drasticamente aumentar sua qualidade de vida, ao possibilitá-los tomar decisões binárias e até controlar uma prótese de múltiplos eixos (TAN; NIJHOLT, 2010).

Um teclado ser a escolha como interface de comunicação e objetivo da monografia é justificada ao se observar o potencial de aplicações e do grau de liberdade que ele possibilita. Este permite representar praticamente qualquer desejo do usuário, tanto no sentido de torná-lo livre para escrever o que quiser, como também para expressar através de escrita de comandos o que ele deseja. Para casos extremos, a interface pode ser a única maneira possível de um indivíduo totalmente paralisado expressar que deseja assistir TV ou falar com seu filho, por exemplo.

Propor um sistema portátil e de baixo custo atrai um maior número de usuários para a respectiva tecnologia. Novas interfaces de custo elevado, que possibilitem uma maior inclusão de deficientes, acabam também excluindo uma boa parte das pessoas que poderiam usufruir da tecnologia. Por isso, uma tecnologia assistiva eficiente deve deter um balanceio entre o que é útil e o que é financeiramente viável, para que assim possa auxiliar o dia a dia do maior número de indivíduos necessitados. Justamente no sentido de utilidade é que também surge a importância da portabilidade. Atualmente busca-se inovações que possam ser utilizadas a qualquer momento e em qualquer lugar, conseqüentemente, esse também deve ser um objetivo de uma BCI, para que possa assim ajudar os indivíduos a se comunicarem não apenas em determinados lugares, mas sim onde bem quiserem.

Embora as BCIs se destaquem no escopo de aplicações médicas, estudos mais recentes tem buscado atingir também indivíduos sem deficiência ao explorar BCI como um mero dispositivo de entrada (ABDULKADER; ATIA; MOSTAFA, 2015). Isso mostra que estudar as interfaces cérebro máquina é uma tendencia eminente, visto que cada vez mais

busca-se abstrair a comunicação entre o homem e a máquina.

1.3 PROBLEMÁTICA

Apesar do crescimento de pesquisas na área, nosso conhecimento sobre o cérebro ainda é incipiente. Não há um mapeamento definitivo que relaciona posições do cérebro com respectivas funções cognitivas, tornando complexo para desenvolvedores de BCI traduzir o comportamento cerebral em comandos. Enfrentar as dificuldades de aquisição e processamento são problemas a serem enfrentados por qualquer desenvolvedor do ramo.

A não linearidade dos sinais cerebrais não só dificulta a tradução dos comandos, mas também torna-se um gargalo para o desempenho do sistema. Para que a interface cerebral consiga diferenciar um comando de uma atividade cotidiana ou um simples pensamento, ela acaba fazendo repetitivas iterações para verificar se aquele sinal é realmente um comando mental. As repetidas verificações fazem com que a taxa de informações fornecidas seja muito inferior às taxas das interfaces usuais, como um teclado convencional. Algoritmos e coletas precisas auxiliam na amenização desse problema, mas ainda não o solucionam por completo.

Além das adversidades gerais enfrentadas para coletar informações do cérebro de forma geral, não são todos usuários que conseguem se adaptar com BCIs devido a inabilidades em reproduzir consecutivamente sinais cerebrais compreensíveis (TAN; NIJHOLT, 2010). Deve-se então, propor métodos que auxiliem, da melhor forma possível, seus usuários a se acostumarem com a interface, não apenas de forma física mas também cognitiva.

Contudo, para neste trabalho formar uma aplicação de excelência, que funcione como plataforma visual para os usuários da BCI, é necessário o conhecimento adequado de desenvolvimento de software e também conhecimento da biblioteca específica ao sensor Emotiv Insight. Para que assim o sistema funcione de forma ideal, tanto o hardware quanto o software integrados de forma eficaz.

1.4 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Representado por uma abordagem quantitativa, este trabalho busca fazer uma análise de métricas do BCI proposto, como a taxa de

acerto, erro, informação e usabilidade. De natureza também exploratório, o trabalho objetiva proporcionar uma maior familiaridade com o problema de BCIs, bem como validar a hipótese de utilizar-se uma interface cérebro máquina de baixo custo como solução de tecnologia assistiva.

O caráter experimental dos procedimentos deste trabalho requerem uma rigorosa determinação do objeto de estudo, escolha de variáveis que seriam capazes de influenciá-lo, formas de controle e observação dos efeitos das variáveis (TATIANA; DENISE, 2009). Com isso, é de suma importância um levantamento inicial do referencial bibliográfico do estado da arte de BCIs e também de teclados virtuais, para que haja um engajamento introdutório aos conteúdos. Após uma leitura dos resumos dos títulos pré selecionados é feita uma filtragem para remover os que não haviam relação direta com o tema deste trabalho.

Com o conhecimento do referencial bibliográfico em mãos, é possível escolher o sensor de eletroencefalograma mais adequado para a aplicação, levando em conta aspectos como preço, qualidade e quantidade de eletrodos, suporte, títulos que utilizam o sensor e entre outros. É proposto então, uma validação do sensor Emotiv Insight, ou seja, avaliar o quão bem o sensor detecta dados cerebrais e de sinais de eletromiografia através de medidas como taxa de acerto e seu desvio padrão, tempo de resposta e outros.

Ao validar o sensor, é preciso demonstrar que o mesmo pode ser utilizado como uma forma de controle utilizando comandos mentais. Isso quer dizer que o sensor será para controlar o teclado virtual, isso inclui etapas de projeto e desenvolvimento de software.

Tendo uma aplicação coesa e refinada de um teclado virtual, deve-se avaliar o desempenho do sistema como um todo, ou seja, a aplicação em conjunto com o sensor. Com o sistema principal já validado, busca-se aprimorá-lo ao inserir fatores linguísticos, como a sugestão de palavras, auto correção ou a criação de siglas-comando.

Finalmente, tendo os sistemas finalizados, validados e avaliados, propõem-se então uma discussão e comparação dos resultados. Comparações estas tanto com projetos com sensores de alto desempenho quanto sensores de consumidor.

1.5 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

O presente trabalho é dividido em 5 capítulos. O **Capítulo 1** consiste em justificar, motivar e apresentar os objetivos gerais e espe-

cíficos.

O **Capítulo 2** consiste em explicitar o que é uma interface cérebro máquina, demonstrar sua arquitetura, seu funcionamento e suas principais aplicações.

O **Capítulo 3** é a análise do sensor de BCI utilizado no presente trabalho, onde buscou-se validar os dados que o sensor coleta de forma quantitativa.

O **Capítulo 4** demonstra o teclado virtual proposto, explicitando seu funcionamento e os resultados por ele obtidos. Finalmente, o **Capítulo 5** são as conclusões finais do trabalho.

2 BRAIN COMPUTER INTERFACE

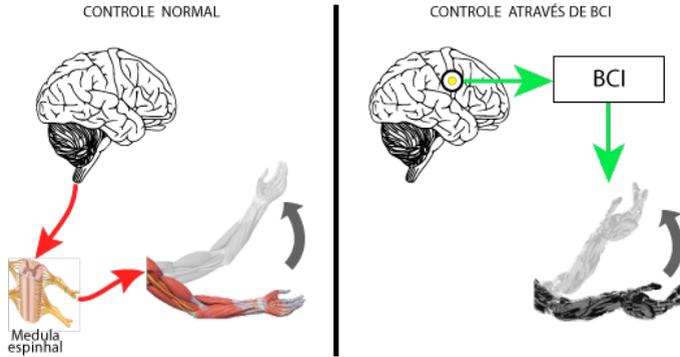
2.1 DESCRIÇÃO

Interface cérebro máquina, ou em inglês Brain Computer Interface, é a conexão direta entre computadores e o cérebro humano, sendo a mais desenvolvida Interface Homem Máquina (RAMADAN et al., 2015). Diferente dos dispositivos de entrada tradicionais, um BCI lê ondas cerebrais como entrada, traduz esses sinais em ações ou comandos para controlarem um computador .

Um ponto crucial dessa interface é a dispensabilidade de atividades motoras, onde o usuário é capaz de atuar num ambiente sem a necessidade de qualquer músculo. Esse campo de pesquisa multidisciplinar emergente chamado BCI, ou Brain Machine Interface (BMI), ganhou diversas conquistas nos últimos 30 anos, como teclados virtuais, jogos com controles cerebrais e até mesmo o controle de robôs e cadeiras de rodas (MILLÁN, 2013).

Observa-se que qualquer forma natural de comunicação ou controle humano, requer a utilização de nervos periféricos e músculos. Ou seja, para se comunicar é necessário mover cordas vocais, mover músculos dos braços e mãos ou movimentar algum outro músculo, como o ocular. O processo usual de comunicação começa com um intuito do indivíduo de fazer uma ação. Este intuito corresponde a uma série de processos neuronais complexos que ativam diversos pontos do cérebro, e, conseqüentemente, enviam sinais elétricos via sistema nervoso periférico para os músculos correspondentes. Os músculos, ao receberem o dado estímulo elétrico, o transformam na execução do movimento desejado no intuito inicial.

Figura 1: Comparação entre controle por BCI e controle normal



Fonte: Autor

BCIs oferecem uma alternativa divergente a forma natural de controle e comunicação, em que mede, através de eletrodos, a atividade cerebral relacionada a uma dada intenção do usuário. Esse conjunto de sinais cerebrais da intenção, são coletados e posteriormente traduzidos a uma ação correspondente em alguma aplicação. Essa tradução envolve processamento de sinais e reconhecimento de padrões, que é tipicamente resolvido por computadores. Já que a atividade medida é originada diretamente do cérebro e não dos sistemas periféricos ou músculos, o sistema é chamado de uma Brain Computer Interface (GRAIMANN; ALLISON; PFURTSCHELLER, 2009).

O conceito de uma tecnologia que proporcione atuação através do cérebro pode gerar uma interpretação errônea de que é uma tecnologia que lê pensamentos. Na verdade uma BCI, ao menos com as técnicas modernas, esta longe de ser capaz de ler pensamentos. Isso pois os métodos atuais não permitem a localização exata das atividades cerebrais, nem a resposta temporal ideal e nem a qualidade ideal do sinal.

Esse conceito errôneo pode ser esclarecido ao se compreender que os dados de entrada de uma BCI são nada mais que sinais elétricos entre os mais de 86,1 bilhões de neurônios de cérebro humano (AZEVEDO et al., 2009). Mesmo se houvesse uma maneira de encontrar todos os sinais elétricos que passam em cada neurônio do cérebro num dado instante, ainda seria muito custoso mapear todos esses dados a um único pensamento, sendo ainda mais inviável relacionar estes aos milhões de outros possíveis pensamentos.

Mesmo não lendo pensamentos, a tecnologia BCI oferece uma

maneira natural de aumentar as capacidades humanas ao fornecer uma nova forma de interação com o mundo exterior. Nesse sentido, é particularmente relevante no auxílio de pacientes com deficiências neuromusculares, embora também abra possibilidades de aplicações inovadoras IHM para pessoas saudáveis (MILLÁN, 2013).

Da mesma forma que qualquer outra interface comum, primeiro é preciso aprender a usa-la, ou seja, é preciso treinar o cérebro a emitir sinais que sejam reconhecidos pela interface, para que então ocorra a ação ou comunicação. Isso implica que há métodos de utilizar essa interface, da mesma maneira que há diversas formas de se usar um teclado. Em oposição, é válido lembrar que há métodos pragmáticos que se destacam e são mais efetivos. Essas estratégias mentais da interface serão discutidos no subcapítulo, Seção 2.2

Qualquer interface possui uma métrica crítica para o seu funcionamento, que é a sua taxa de transferência de informação em bits por segundo. O termo transferência de informação refere-se a quantidade de dados classificáveis que um usuário consegue emitir a sua aplicação, como por exemplo, a quantidade de vezes que um usuário consegue clicar em um mouse. Isso significa que as BCIs, teoricamente, são capazes de controlar qualquer aplicação que outras interfaces conseguem controlar, já que possuem uma taxa de informação. Porém, uma interface cérebro máquina provê as aplicações com uma taxa de informação muito mais baixa que as interfaces comuns

De forma geral, um BCI deve permitir uma combinação de controles de baixo nível (orientado a processo) com controles de alto nível (orientado a objetivo). Controle de baixo nível significa que o usuário deve gerenciar todo o passo a passo para completar um objetivo, como soletrar todas as letras para formar uma mensagem. Em contraste, controle orientado a objetivo significa que o usuário simplesmente comunica seu objetivo a aplicação. Essas aplicações precisam ser suficientemente inteligentes e autônomas para executar todas as sub tarefas para completar este objetivo. (GRAIMANN; ALLISON; PFURTSCHELLER, 2009).

2.2 PARADIGMAS

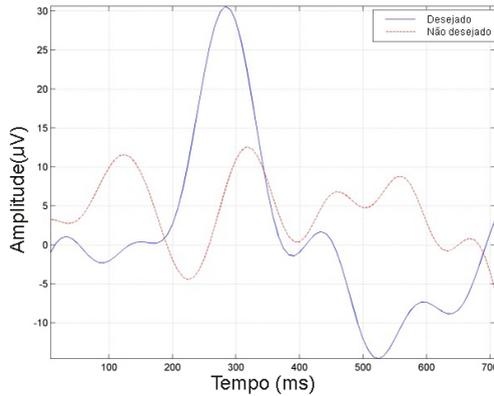
Para que a interface entenda os sinais elétricos do cérebro, deve haver uma padronização adequada para a transmissão de informações. Isso significa que deve existir processos neurológicos e cognitivos a serem empregados pelo usuário da BCI para que a mesma possa classificar

os sinais de controle. Sendo assim, essas estratégias mentais, ou paradigmas, funcionam como táticas utilizadas pelos usuários para facilitar a compreensão da interface do seu intuito em exercer um comando.

Então, BCIs são divididas em 7 categorias principais de métodos de controle (FATOURECHI et al., 2007), explicados abaixo conforme (ALANI; TRAD; TR, 2010).

- Potenciais relacionados a movimentos: Potenciais de baixa frequência que começam de 1 a 1,5 segundos antes de um movimento ocorrer.
- Potenciais corticais lentos: Mudanças lentas na tensão medida por eletroencefalograma nas frequências de 1Hz - 2Hz.
- Potencial evocado (P300): Potenciais identificados por serem infrequentes ou significativos a estímulos visuais, auditivos e somatossensoriais. Ocorrem geralmente no lóbulo parietal e occipital, sendo um pico positivo na tensão 300ms após o estímulo. É um dos paradigmas mais presente em interfaces cérebro máquina.
- Potencial evocado visual (SSVEP): Sendo mais provenientes na área occipital, é um paradigma representado pela característica de que, se o estímulo visual apresentado for em uma dada frequência, uma resposta elétrica contínua e oscilatória também é observada no cérebro em frequências semelhantes.
- Respostas a tarefas ou comandos mentais: Sistemas BCI baseados em tarefas mentais que não necessitam movimento assumem que, diferentes esforços mentais demonstram diferentes distribuições de frequências de sinais EEG (Eletroencefalografia) no escalpo. Como exemplo desses diferentes esforços, tem-se cálculos matemáticos, pensamento de um objeto em movimento, raciocínio lógico e etc.
- Atividade de células neurais: As taxas de disparo dos neurônios no córtex motor aumentam quando movimentos são executados na direção preferida dos neurônios. Uma vez que os movimentos são afastados da direção preferida dos neurônios, a taxa de disparo diminui.
- Múltiplos neuro mecanismos: Sistemas que utilizem a mistura de dois ou mais dos métodos citados anteriormente.

Figura 2: Exemplo do paradigma P300

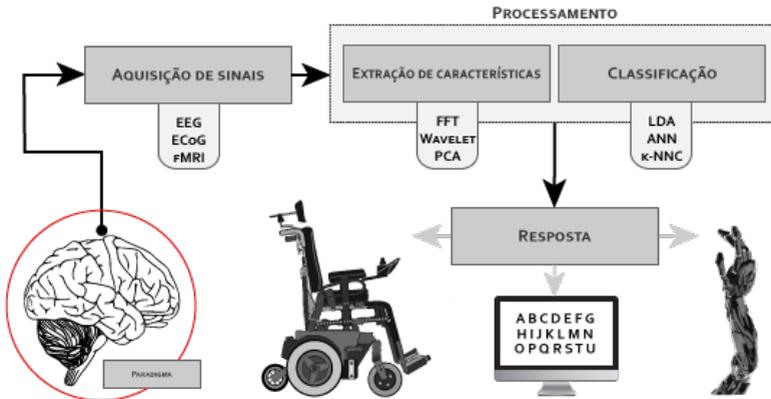


Fonte: Adaptado de Amiri et al. (2013)

2.3 ARQUITETURA

Arquitetura de um sistema é a definição de sua estrutura bem como a relação entre os seus diversos componentes (BREITFELDER; MESSINA, 2000). Os componentes de uma BCI, em essência, são a aquisição, o processamento e a resposta ou feedback fornecido ao usuário. A figura 3 representa o conceito dessa arquitetura, onde paradigma é a forma de representar os sinais cerebrais, aquisição é a coleta dos sinais elétricos do cérebro, processamento é as etapas que buscam classificar o sinal e a resposta é resultado final da interface.

Figura 3: Arquitetura de um BCI



Fonte: Autor

2.3.1 Aquisição do Sinal

Essa etapa é constituída de eletrodos, amplificadores, multiplexadores, conversores analógico digital para fazer a aquisição dos sinais elétricos ou magnéticos do cérebro (MINGUILLON; LOPEZ-GORDO; PELAYO, 2017). Atividades cerebrais são sinais estocásticos e dinâmicos, devido a diversos fatores biológicos e técnicos. Biologicamente, eles mudam conforme o estado do indivíduo, como cansaço, atenção, avanços de doenças e com processos de treinamento. Tecnicamente, eles mudam devido a ruídos nos amplificadores, variações na impedância dos eletrodos, posições dos eletrodos, etc. (AL-ANI; TRAD; TR, 2010).

O passo inicial para descrever uma comunicação via interface é o meio em que ocorre, não sendo diferente para interfaces entre máquina e computador. Assim, as maneiras como são adquiridos esses sinais cerebrais são o que caracterizam o tipo de aquisição, podendo ser invasivo e não invasivo.

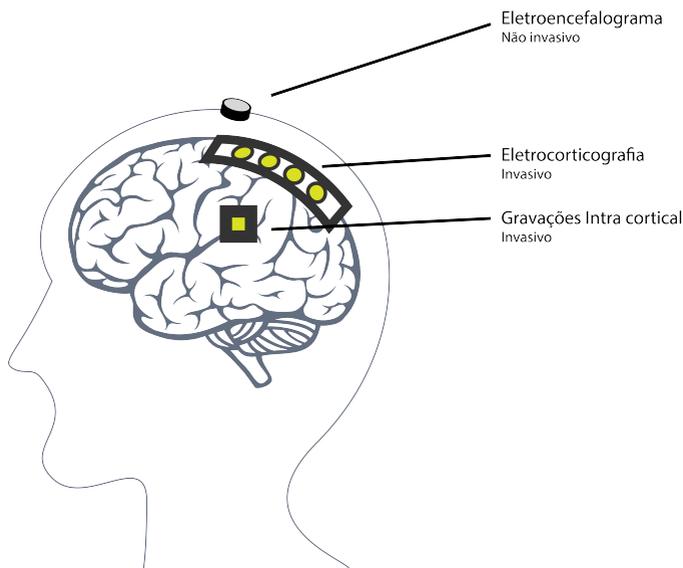
- **Invasivo:** Consiste em inserir eletrodos de forma intra cortical, ou seja, dentro ou sobre o cérebro. Esse método gera dados extremamente precisos com o custo de ser perigoso e de preço elevado. Perigoso pois pode gerar cicatrizações corticais e de custo elevado por ser de risco e exigir um cirurgião especialista. O método costuma ser utilizado em situações complexas, quando é desejado uma

interface de alto desempenho, como fazer o movimento em 7 eixos de uma prótese em um paciente tetraplégico com 91,6% de sucesso na conclusão de tarefas como proposto em (COLLINGER et al., 2013).

- Não invasivos:

Constituem a maioria dos sistemas BCIs utilizadas, isso pois costumam ser de custo menor, sem riscos e de fácil implementação. Dentre esses métodos há uma grande variedade, como eletroencefalografia (EEG) e ressonância magnética funcional (fMRI). Neste grupo, para interfaces ainda prevalece o EEG devido a suas diversas vantagens, como será discutido na seção Seção 2.4.

Figura 4: Exemplos dos tipos de aquisição de sinais cerebrais



Fonte: Autor

Ter métodos não invasivos, que não geram riscos a saúde, torna BCIs não só uma oportunidade a pessoas com deficiências, mas também para pessoas saudáveis em suas diversas atividades cotidianas. Isso significa que a interface pode tornar-se uma maneira de facilitar, controlar e atuar na vida de forma geral.

2.3.2 Processamento do Sinal

A etapa de processamento de sinais cerebrais consiste em extrair as principais características dos sinais adquiridos e então traduzi-los a um comando lógico para a aplicação.

Extração de características consiste em técnicas que busquem, entre as diversas informações fornecidas pelos sinais cerebrais, informações que sejam relevantes ao entendimento básico do fenômeno de interesse. Isso implica que cada aplicação necessita de um respectivo método de extração.

A etapa de extração funciona como um pré-processamento, e pode ser divididos em 3 grandes categorias, métodos de redução dimensional, de espaço e de tempo e frequência (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012). Métodos de redução dimensional consistem em reduzir a dimensão dos dados em geral, removendo informações redundantes e irrelevantes. Já as de tempo e frequência indicam quando um certo sinal ocorre ou com que recorrência ocorre, enquanto os de espaço são os que buscam oferecer informações dos pontos de maior ou menor atividade cerebral.

Transformada contínua de Wavelet (CWT) é um dos métodos relacionadas a extração de tempo e frequência, o qual é adequado para situações em que os sinais não são estacionários. A transformada fornece uma maneira flexível de representar tempo e frequência pois, ao contrario da transformada rápida de Fourier (*Fast Fourier Transform* - FFT), Wavelet possibilita simultaneamente o estudo do sinal na frequência e no tempo (FERNÁNDEZ et al., 1995).

Já nos métodos de redução de dimensão, destaca-se a análise de componentes principais (*Principal Component Analysis* - PCA). A técnica consiste em transformar um conjunto de m variáveis em um outro conjunto de $k \leq m$ variáveis, mantendo a variância mais próxima possível do dado original (MOGHADDAM, 2002).

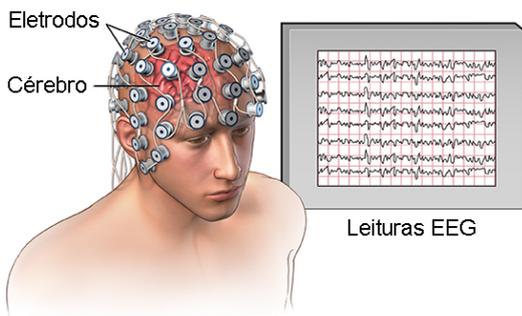
Os métodos de tradução dos sinais, ou na forma usual, classificação dos sinais, são também um ponto crítico da interface. Estes observam os padrões dos sinais pré-processados e geram uma saída coerente para a aplicação. As classificações são divididas entre modelos generativos, representado por análises bayesianas, modelos lineares, representados por análises discriminantes lineares (*Linear Discriminant Analysis* - LDA) e modelos não lineares representadas por redes neurais artificiais (*Artificial Neural Network* - ANN) e classificadores de K vizinhos próximos (*K Nearest Neighbour Classification* - k-NNC) (NICOLAS-ALONSO; GOMEZ-GIL, 2012).

2.4 EEG

Os neurônios comunicam-se entre si através de impulsos elétricos. No teste de eletroencefalografia, eletrodos são colocados em diversos pontos do couro cabeludo para medir a diferença de potencial, conseqüentemente a amplitude e a frequência dos impulsos elétricos que ocorrem entre um ponto do cérebro e outro. A observação visual e analítica desses impulsos elétricos é o que caracteriza o exame de eletroencefalograma, sendo principalmente utilizado no diagnóstico de distúrbios do cérebro como epilepsia, tumores, encefalite, etc.

A faixa de frequência destes impulsos cerebrais é tipicamente de 1 a 100Hz, e amplitude de 10 μ V a 100 μ V. Porém, por sofrer influências de fatores como interferências elétricas musculares, estímulos externos e até mesmo estados mentais, a observação destes sinais é extremamente não linear (VAID; SINGH; KAUR, 2015).

Figura 5: Exame típico de EEG



Fonte: Adaptado do repositório digital de [medicalestudy.com](http://www.medicalestudy.com) ¹

Embora haja outros métodos de análise da atividade cerebral, o EEG se destaca para o uso de BCIs em relação aos outros por 3 fatores principais: baixo custo, conveniência do usuário e sua resolução temporal.

O baixo custo do EEG provém da forma como o sinal é obtido, em que são colocados eletrodos no couro cabeludo para a observação da diferença de potencial elétrico em relação a algum outro ponto da

¹Disponível em: <http://www.medicalestudy.com/wp-content/uploads/2016/10/EEG.jpg>

cabeça. Ao contrário de métodos que precisam de grandes máquinas, como a ressonância eletromagnética, o EEG necessita apenas de eletrodos conectados a filtros e amplificadores. O destaque da conveniência é observado ao novamente ser comparado com outros métodos, que precisam que o usuário fique imóvel dentro de máquinas grandes. Já a vantagem temporal significa a capacidade do exame de observar a atividade elétrica do cérebro praticamente em tempo real.

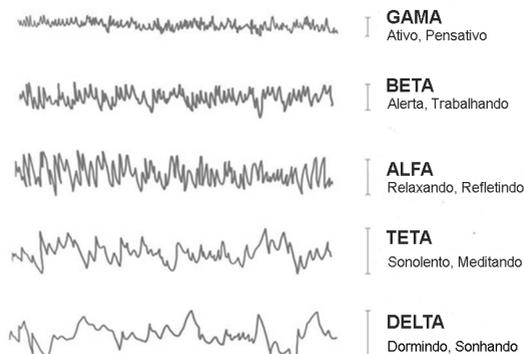
As vantagens são marcantes, porém, o exame é dotado de problemas conhecidos, como uma má resolução espacial e a alta interferência. Má resolução implica no quão difícil é, utilizando EEG, de observar em que ponto exato está ocorrendo aquela atividade cerebral. Isso devido a posições variáveis dos eletrodos e a dificuldade de observar o sinal elétrico através do crânio. Mesmo sendo estimável onde está ocorrendo a atividade cerebral, para um sistema tão complexo quanto o cérebro, precisão de centímetros é algo crítico.

Como os sinais de EEG são na faixa de micro Volts, interferências elétricas aparentemente pequenas podem causar uma alta interferência em relação a eletroencefalografia. Como exemplo tem-se o caso dos sinais elétricos musculares (sinais de eletromiografia), que possuem amplitude bem maior, na faixa de $50 \mu\text{V}$ a 30mV . Isso indica que apenas o ato de piscar os olhos ou rangir os dentes causa uma interferência na análise do EEG.

2.4.1 Oscilações Neurais

Os diferentes ritmos do cérebro podem ser classificados conforme suas faixas de frequência. Esses diferentes espectros são as chamadas ondas delta, teta, alfa, beta e gama. Esses ritmos, juntamente com as respectivas representações de suas ondas podem ser observados na figura 6.

Figura 6: Tipos de onda cerebral



Fonte: Adaptado de Petrov, Stamenova e Petrov (2016)

A forma como as oscilações neuronais são apresentadas, e principalmente a sua análise quantitativa, mudam de um estado mental para outro. Por exemplo as ondas alfa, normalmente localizadas na metade da frente da cabeça e na área occipital, são as oscilações mais proeminentes de todo o domínio da atividade cerebral e acredita-se indicar um estado de concentração. Enquanto as ondas Teta por exemplo, costumam estar relacionadas a um estado mental de criatividade, inspiração e meditação profunda (SANEI; CHAMBERS, 2007) .

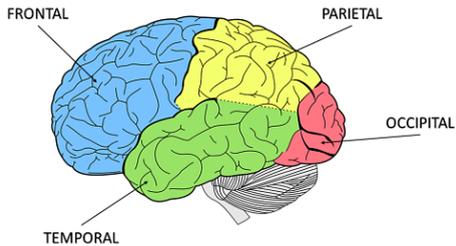
2.4.2 Sistema Internacional 10-20 de eletrodos

Observando que um respectivo sinal em um ponto da cabeça indica uma dada atividade cerebral, e o mesmo sinal em outro ponto da cabeça pode indicar outra atividade, conclui-se que deter o conhecimento da posição exata de análise é de suma importância para a correta observação de fenômenos (resolução espacial). Para que pesquisadores e estudantes detenham uma localização mais precisa, não apenas restrita a occipital, parietal, frontal, etc., a padronização no sistema internacional 10-20 foi proposto.

O sistema recomenda as posições que os eletrodos devem ser colocados, distribuídos em distâncias específicas do eletrodo adjacente de 10 ou 20% das distâncias totais frente-trás e direita-esquerda do crânio. A padronização utiliza as letras "F", "T", "C", "P" ou "O" para representar respectivamente os lóbulos frontal, temporal, central, parietal ou occipital do cérebro e também com um indicador numérico,

com valores pares à direita e ímpares à esquerda e sendo "z" como valor 0 e central.

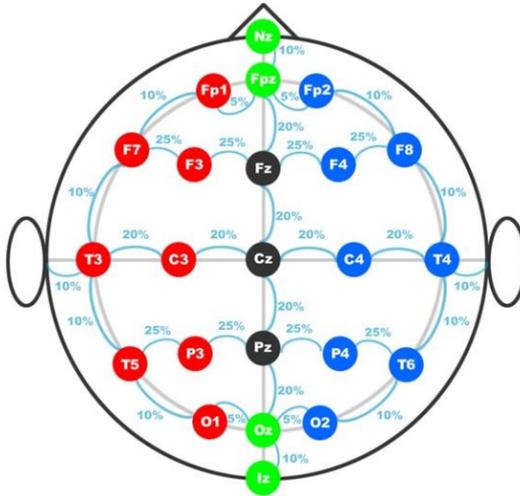
Figura 7: Lóbulos cerebrais



Fonte: Repositório online de Lifeder.com
(<https://www.lifeder.com/lobulo-frontal/>) Acessado em 4 de novembro de 2017

Para tornar mais clara essa descrição, a figura 8 mostra como seria as posições dos eletrodos no sistema 10-20, em que a variação é sempre 10% na horizontal e 20% na vertical. Nessa configuração há também as posições com 3 identificadores, que juntam as áreas cerebrais. Como por exemplo "POz", a posição entre parietal e occipital central (zero).

Figura 8: Sistema 10-20 estendido



Fonte: 10/20 System Position Manual por Trans Cranial Technologies (https://www.trans-cranial.com/local/manuals/10_20_pos_man_v1_0_pdf.pdf) Acessado em 28 de outubro de 2017

2.4.3 Sensores EEG de baixo custo

Sistemas de EEG que são geralmente utilizados na área médica costumam ser trabalhosos e caros. Atualmente há soluções mais baratas, portáteis e com capacidades semelhantes (IJJADA et al., 2015) que podem atingir um público alvo maior.

No ramo de BCIs de consumidor, destaca-se a Emotiv, que é uma empresa Americana na área de tecnologia bio-informática focada em desenvolver e produzir sensores de EEG portáteis e seus respectivas softwares, SDKs e aplicativos. O destaque da empresa surgiu por ser uma das pioneiras (junto ao NeuroSky¹) no ramo de sensores EEG comerciais de baixo custo.

A maioria das pesquisas de BCI de baixo custo envolve o sensor EPOC (2010) ou EPOC+ (2013) fornecido pela Emotiv. Porém apenas em 2015 é que foi lançado o sensor Insight, ainda não profundamente explorado em pesquisas científicas. O sensor Insight é mais barato, \$299

¹Headset EEG de baixo custo com um único eletrodo. Ver: <http://neurosky.com/>

dólares, contra \$799 dos EPOCs, e fornece características semelhantes aos seus antecedentes. Além de mais barato, possui a vantagem de ter eletrodos secos, mas é inferior na quantidade de eletrodos (5 eletrodos contra os 14 da família EPOC), na duração da bateria e na quantidade de expressões faciais detectáveis.

Figura 9: Sensores EMOTIV



Fonte: repositório digital de emotiv.com
(a) Insight (b) EPOC

O sensor NeuroSky, também um dos pioneiros no ramo da EEG para consumidores, é dotado de apenas um eletrodo seco na posição FP1 e é o mais barato do mercado. Possui suporte para desenvolvedores e pesquisadores, mas o fato de possuir apenas um eletrodo restringe suas usabilidades na pesquisa científica.

Porém, no trabalho de Grierson e Kiefer (2011) demonstrou-se que é possível, utilizando o sensor NeuroSky, detectar até mesmo potenciais P300 com 78,15% de precisão para um experimento simples. Isso indica que até mesmo sensores EEG simples tem o potencial de atuarem como interface cérebro máquina.

A tabela 1 demonstra os diversos sensores EEG de baixo custo e suas principais características.

2.5 ANALFABETISMO DE BCIS

Um constante desafio enfrentado por BCIs é o seu analfabetismo, onde usuários não são capazes de reproduzir sinais cerebrais repetidas vezes, tornando inviável para algoritmos reconhecerem seus padrões. Cerca de 15 a 30% (VIDAURRE; BLANKERTZ, 2010) dos usuários podem apresentar este tipo de comportamento, ou até mesmo 50% dos usuários quando utilizando BCIs de baixo custo (MASKELIUNAS et al., 2016). Isso faz com que o desempenho dos usuários das interfaces torne-se variável, onde cada individuo tem uma melhor adaptabilidade ao sistema.

Tabela 1: Comparação de sensores EEG de baixo custo

Atributo	Insight	EPOC	NeuroSky	Muse
Eletrodos	5 + 2 ref.	14+2 ref	1 + 1 ref	4 + 1 ref
Amostras por segundo	256	128	512	256
Posições padrão 10-20 estendido	AF3, AF4, T7, T8, Pz	AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4	FP1	TP9, AF7, AF8, TP10
Duração da bateria (horas)	4	6	8	10
Tempo para recarga (horas)	1	-	Pilha AAA	2,5
Conectividade	BTLE	BTLE	BTLE	BTLE
Resposta em frequência (Hz)	0.5 a 43	0.2 a 43	3 a 100	1 a 60
Posição 10-20 do referencia	Mastoide esquerdo	Mastoide esquerdo e direito	Orelha	FPz
Preço (dólares)	299,00	799,00	99,00	249,00

Esse fenômeno foi pouco estudado e não há nenhuma conclusão concreta do porque os usuários analfabetos de BCI demonstram este tipo de comportamento. Em Minkyu et al. (2013), foi demonstrado possíveis fatores fisiológicos que ajudariam a entender e detectar usuários analfabetos em BCI.

2.6 APLICAÇÕES

Os avanços nos BCIs da última década permitiram que sensores de EEG se tornassem sem fio, móveis, com sensores secos e *wearables*¹, isso conseqüentemente gera um novo potencial de aplicações para a tecnologia (MINGUILLON; LOPEZ-GORDO; PELAYO, 2017). As aplicações das BCIs podem ser divididas, de acordo com Abdulkader, Atia e Mostafa (2015), em 6 grandes grupos: médicas, neuro ergonomia e ambientes inteligentes, neuro marketing, educação e auto-monitoramento, jogos e entretenimento e segurança e autenticação.

2.6.1 Médicas

As aplicações BCI médicas são atualmente as mais pesquisadas, visto que o resultado que fornecem é mais impactante e imediato na vida de usuários. Entre estas, estão aplicações de prevenção, diagnóstico e reabilitação, a sub categoria mais estudada.

No diagnóstico, as BCIs costumam ser estudadas e aplicadas para a detecção de epilepsia e alguns tipos tumor (SHARANREDDY; KULKARNI, 2013). Porém há também ideias mais abrangentes e inovadoras em potencial, como o estudo do pré-diagnóstico de dislexia proposto por Fadzal, Mansor e Khuan (2011).

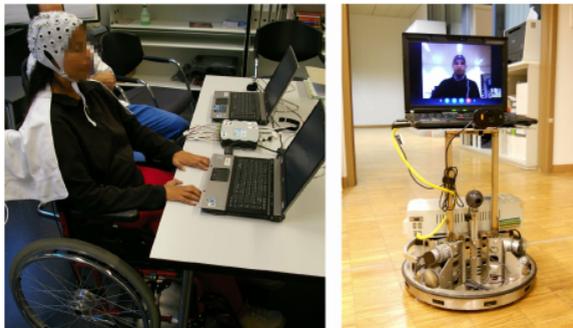
No âmbito de reabilitação, as interfaces recuperam a possibilidade de indivíduos com dificuldades se comunicarem e se movimentarem de uma maneira mais apropriada, no sentido de facilitar suas vidas. A proposta de Carlson e Millan (2013) de uma cadeira de rodas comercial controlada online ² por uma BCI mostra-se concreta, em que permite usuários experientes e inexperientes manusear o sistema. Na proposta, ambos os tipos de usuários circulavam em um ambiente com obstáculos por aproximadamente 45 metros, e nenhum deles sofreu

¹Dispositivos que podem ser vestidos no corpo, se tornando um acessório

²Um sistema que funciona em tempo real, com um tempo de processamento aparentemente instantâneo para o homem

colisão com as adversidades, demonstrando ser uma forma de movimentação precisa e eficiente.

Figura 10: Robô de telepresença controlado por BCI



Fonte: Leeb et al. (2015)

Leeb et al. (2015) elaboraram um projeto que possibilita o aumento da independência de pessoas com dificuldades motoras severas ao propor um robô de telepresença. Telepresença consiste em possibilitar que alguém esteja presente em um outro ambiente através de métodos de telecomunicação. Nesse caso, o robô possui um computador acoplado que permite uma conexão de longo alcance via Skype entre o robô e o usuário com dificuldades. Assim, o usuário é capaz de controlar o robô com sinais cerebrais para movimentar-se com total liberdade pelo ambiente e interagir com as pessoas através de video conferência.

2.6.2 Neuro ergonomia e ambientes inteligentes

Possibilitar ambientes inteligentes utilizando BCIs consiste em analisar dados cerebrais e adaptá-los para atuar no ambiente de uma maneira desejada. Isso é válido no sentido de facilitar a vida de modo geral, em uma ideia utópica em que não seria mais necessário movimentação física para controlar um ambiente. Possíveis exemplos seriam, desligar uma luz, abrir uma porta, ligar o rádio através de sinais cerebrais.

A neuro ergonomia indica justamente a interação do ser humano com os elementos a sua volta, inclusive o ambiente. Porém, é importante também observar o potencial da interface com outros elementos

do dia a dia, como o de avaliar estados cognitivos na ocorrência de sobrecarga de trabalho.

O controle de uma casa inteligente foi proposta por Lin et al. (2014), em que, sem a necessidade de um computador para processamento de dados, o sistema controla aparelhos elétricos da casa conforme o estado cognitivo do usuário (para este projeto sendo a atenção e cansaço). O sistema faz isso ao utilizar um módulo embarcado de processamento que comunica-se com os aparelhos através de tecnologias wireless.

2.6.3 Neuro marketing

Avaliar o comportamento do cérebro a estímulos se encaixa no estudo de marketing, em que torna-se possível observar possíveis preferências do consumidor. Em Vecchiato et al. (2010) foram estudados sinais cerebrais em propagandas e discursos políticos, em que a proposta foi avaliar quais partes do discurso e das propagandas menos chamam atenção ou despertam interesse, para que estas possam ser retiradas ou alteradas.

2.6.4 Educação e auto monitoramento (Neurofeedback)

Observar as atividades cerebrais pode auxiliar na educação ao validar o quão eficiente são os métodos de ensino, como na proposta de Velloso (2014). Na tese brasileira, alguns objetos de ensino e aprendizado foram avaliados em o quanto eram capazes de manter a atenção dos usuários. Então, o resultado obtido através dos sinais cerebrais foi comparado as avaliações do objeto fornecidas pelo usuário.

Neurofeedback permite aplicações que visam propor o controle emocional e a observação em tempo real de um estado cognitivo e emocional. BCIs permitem isso ao fornecer ao usuário informações em tempo real de quão próxima de um estado emocional ela está, como feito por Marquez et al. (2012), que monitora o nível de stress de atletas profissionais usando a interface.

Utilizar esse auto monitoramento gera um potencial de aplicações impactante para a sociedade, até mesmo para a baixa taxa de informação atual de BCIs. Isso pois o Neurofeedback fornece aos usuários o possível controle de seus ritmos cerebrais. Assim, estudos revelam que esse auto monitoramento tem efeitos terapêuticos para tratar di-

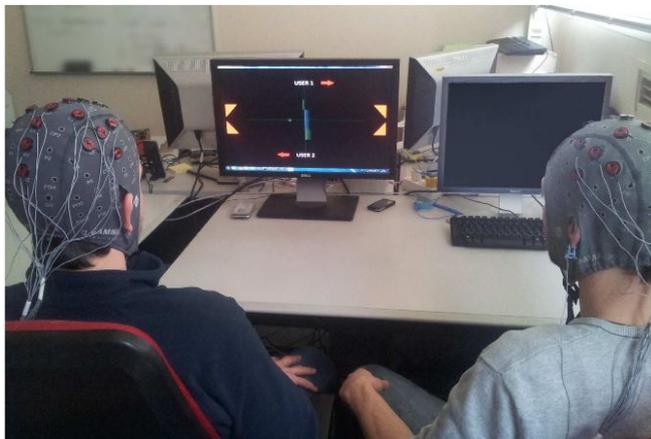
versos distúrbios neuronais e psicológicos como epilepsia e deficit de atenção (ESCOLANO; AGUILAR; MINGUEZ, 2011).

2.6.5 Jogos e entretenimento

O ramo do entretenimento se destaca por dissipar a tecnologia dos BCIs para as massas e fugir um pouco do ramo acadêmico de pesquisa. Neste, é possível controlar com os sinais cerebrais periféricos chamativos como drones ou carros de controle remoto. Em jogos, é possível observar estados cognitivos de jogadores para atuar no jogo de forma a tornar a imersão ainda mais real e divertida.

Há também a proposta de jogos puramente controladas por BCIs, onde os comandos mentais funcionam como atuadores. Um exemplo é o jogo de Bonnet, Lotte e Lecuyer (2013), que pode ser jogado em 2 jogadores, onde o objetivo do jogo é marcar e defender gols chutando ou defendendo a bola para a direita ou para a esquerda ao imaginar os movimentos de levantar a mão direita ou esquerda.

Figura 11: Jogo BrainArena



Fonte: Bonnet, Lotte e Lecuyer (2013)

2.6.6 Segurança e autenticação

Autenticação é a forma de confirmar ou negar a identidade reivindicada por alguém. BCIs são estudadas como uma nova modalidade

de autenticação pessoal, dificultando ainda mais possíveis fraudes.

Marcel e Millan (2007) propõem o estudo de um sistema que utiliza autenticação feita por BCI. Essa nova abordagem possui diversas vantagens, como ser confidencial (é relacionado a uma tarefa mental), é extremamente difícil de ser imitada (já que comandos mentais diferem de pessoa para pessoa) e difíceis de serem roubadas (já que o sistema é sensível ao estresse pois interferem no comando mental).

No quesito de segurança em geral, Nakanishi, Baba e Li (2011) estudam o potencial de utilizar sinais cerebrais para definir se um usuário está apto ou não a dirigir um carro. O trabalho não conseguiu precisão o suficiente para concluir se o usuário está apto ou não a dirigir, mas os autores afirmam que há a possibilidade de futuramente a tecnologia ser utilizada para este fim.

3 ANALISE DO SENSOR EMOTIV INSIGHT

O Insight, o mais novo sensor da empresa Emotiv, é um headset móvel de EEG com 5 eletrodos secos, os quais não necessitam ser umedecidos e nem precisam de gel. Além de dados de EEG o Insight coleta sinais de eletromiografia (EMG) e também possui um sensor inercial de 9 eixos. Seus dados são enviados através de Bluetooth Low Energy (BLE), com 128 amostras por segundo por canal, com a menor resolução de tensão sendo $0.51 \mu\text{V}$ e com resposta em frequência de 0-43Hz. Bateria dura de 4 a 8 horas com uma carga típica de 30 minutos a 1 hora. As posições dos canais são fixas e seguem o padrão 10-20 estendido (AF3, AF4, T7, T8, Pz), não sendo possível modificar as posições já que a estrutura do headset é rígida. ¹

A tecnologia Emotiv tem foco principal em ser uma BCI para jogos, mas por ser um dos primeiros BCIs de baixo custo, despertou o interesse de muitos pesquisadores nos mais diversos projetos. Observa-se o destaque do projeto de Ranky e Adamovich (2010), em que analisa o sensor EPOC da empresa para o controle de um braço robótico. O estudo concluiu que, embora o headset mostre um desempenho pior comparado a outros sensores EEG hospitalares, foi capaz de controlar o braço horizontalmente e verticalmente com uma precisão adequada. Destaca-se também o teclado virtual de SSVEP de Lotte, Bougrain e Clerc (2015). O projeto conseguiu que o teclado tivesse uma acurácia de 95,85% e uma taxa de transferência de informação de aproximadamente 19 bits/min.

O protocolo Bluetooth Low Energy propõem uma série de padrões para reduzir drasticamente o consumo de bateria dos dispositivos, porém gera certas adversidades, já que não possui compatibilidade com protocolos anteriores do Bluetooth. Isso indica que aparelhos que não possuem suporte ao BTLE não irão funcionar com os sensores Emotiv. Portanto, a Emotiv vende o adaptador USB de BLE, o qual além de aumentar a duração da bateria por utilizar protocolo proprietário, permite que dispositivos que não possuam BLE possam também se comunicar com os sensores Insight e EPOC.

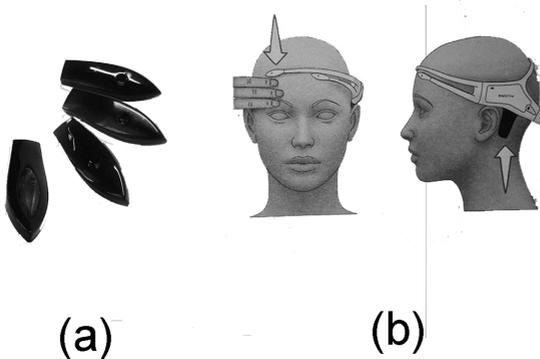
Em contraste aos demais aparelhos de eletroencefalografia que utilizam gel eletrolítico que pode causar irritação e reações alérgicas (LAFERRIERE; CHAN; LEMAIRE, 2010) o Emotiv Insight é dotado de eletrodos secos. Além dos eletrodos secos causarem menos desconforto

¹Especificações técnicas obtidas da Emotiv. Ver: <https://www.emotiv.com/insight/>

nos usuários, acabam também tornando o processo de preparação mais rápido e abstem a necessidade de umedecer continuamente os eletrodos durante experimentos. Mesmo utilizando eletrodos essencialmente secos, a Emotiv recomenda umedecer os eletrodos do Insight com o líquido fornecido juntamente com o sensor, o qual é uma mistura de água, glicerol, sal e estabilizador.

No quesito de usabilidade, o Insight se destaca ao utilizar eletrodos secos mas peca ao deter uma estrutura um pouco mais rígida. A estrutura faz com que o *wearable* seja desconfortável de usar após longos períodos de utilização, visto que pressiona a cabeça em alguns pontos como testa e a região do mastoide (estrutura do osso temporal). Além disso, uma estrutura totalmente rígida não permite que sejam alteradas as posições 10-20 para experimentos específicos, como SSVEP que ocorre principalmente no lóbulo occipital.

Figura 12: Eletrodos secos e posições do Emotiv Insight

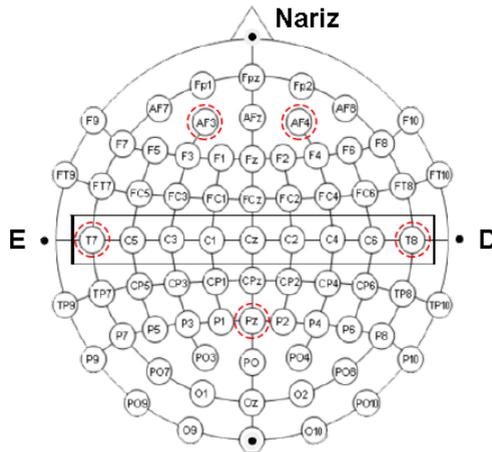


Fonte: Manuais de usuário do Emotiv Insight

As posições do padrão 10-20 estendido utilizados pelo sensor, Pz, T7, T8, AF3 e AF4, são demonstradas na figura 13. A quantidade de 5 eletrodos se encaixa no estudo de Speier, Deshpande e Pouratian (2014), o qual mostra que, para o paradigma P300, aumentar o número

de eletrodos além de 5 não aumenta significativamente a performance do sistema, sendo mais importante quais posições são escolhidas do que a quantidade de posições. Embora o paradigma utilizado neste trabalho não seja o P300, observar que um número maior de eletrodos não necessariamente implicaria em uma melhora de desempenho deve ser observada caso futuros trabalhos desejem utilizar o Insight para este fim.

Figura 13: Posições 10-20 estendido utilizados pelo Emotiv Insight



Fonte: Adaptado de Lotte, Bougrain e Clerc (2015)

Com este detalhamento do hardware feito, os próximos subcapítulos entrarão em mais detalhes sobre os softwares fornecidos pela empresa e a análise quantitativa do sensor.

3.1 SERVIÇOS OFERECIDOS PELA EMOTIV

Visto que BCIs ainda são um ramo de pesquisas e estudos, a Emotiv fornece alguns softwares e plataformas de desenvolvimento para auxiliar pesquisadores, entusiastas e programadores a melhor interagirem com seus sensores.

Como será visto à seguir, a Emotiv possui a limitação de não fornecer gratuitamente os dados de eletroencefalografia puro. Isso quer dizer que, usuários que não aderem ao plano EmotivPro não possuem acesso ao sinal elétrico do cérebro, nem visualmente na aplicação Emo-

tiv Xavier e nem via SDK. Essa restrição é muito impactante para pesquisas científicas, visto que dificulta a continuidade de pesquisas no ramo de BCI ao forçar os usuários a pagarem U\$ 99,00 ¹ mensais para terem acesso ao dado de EEG.

Sem optar pelo plano, pesquisadores não podem analisar os dados puros de EEG nem criar seus próprios métodos de extração de características ou otimizar classificadores de EEG e tampouco observar o fenômeno SSVEP, um dos mais utilizados para teclados virtuais. Assim, gratuitamente, a Emotiv fornece apenas dados já processados que utilizaram EEG, como se o usuário está executando um comando mental ou não.

A seguir é detalhado cada uma das ferramentas disponibilizadas pela empresa, inclusive as que são utilizadas para este trabalho.

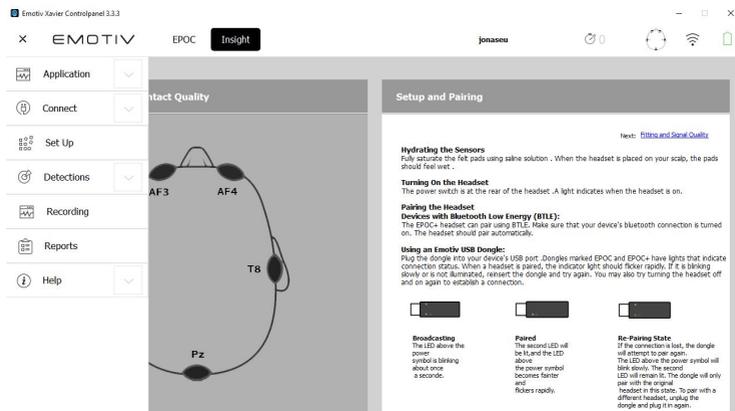
3.1.1 Xavier – Painel de controle

Xavier é a aplicação fundamental para usuários que detenham os sensores e que não queiram pagar mais mensalidades. Neste programa, é possível ver qualidade dos sinais dos eletrodos, observar e treinar expressões faciais, observar e treinar comandos mentais, observar estados mentais e gerenciar perfis.

É nela que são feitos os treinamentos de comando mental e expressões faciais deste trabalho, bem como os experimentos de validação dos dados.

¹<https://www.emotiv.com/emotivpro/> Acessado em 30 de outubro de 2017

Figura 14: Tela principal do Emotiv Xavier



Fonte: Captura de tela do Xavier

3.1.2 EmoEngine – Interface entre o sensor e as demais aplicações

É a abstração lógica da funcionalidade fornecida pela biblioteca da Emotiv, por exemplo a “edk.dll”. É essa abstração que se comunica com o sensor Emotiv em si, os desenvolvedores não tem acesso direto ao sensor Insight, mas sim ao EmoEngine. Dessa forma, o fluxo de informação é, o sensor coleta os dados de eletroencefalografia e de movimento, o sensor faz um pré-processamento nestes dados, estes dados são então enviados via Bluetooth para o EmoEngine e finalmente o desenvolvedor utiliza funções com prefixo “IEE_” da API para coletar os dados do EmoEngine.

Desenvolvedores que pretendem utilizar os sensores Emotiv ficam em constante interação com a EmoEngine através da Emotiv API. Isso pois a SDK fornece uma interface de alto nível, onde desenvolvedores tem acesso a funções semelhantes a “houve piscada?”, “está fazendo comando mental de empurrar?”, “Está sorrindo?”, “Qual direção do giroscópio?”, etc. A alta abstração dessas funções facilita o desenvolvimento para quem não quer tratar dados de EEG em si, mas quer receber estes dados já tratados com as funções e alto nível.

3.1.3 EmoComposer – Simulador de sensores

EmoComposer funciona como um simulador do sensor, o qual faz com que o computador receba sinais no EmoEngine como se fosse o sensor enviando esses dados. Ou seja, desenvolvedores não precisam estar o tempo todo conectados com o sensor para testarem seus programas.

Nessa aplicação é possível simular todos os sinais fornecidos pelo sensor em qualquer intervalo desejado, conseqüentemente torna-se bem mais fácil para desenvolvedores enxergarem como sua aplicação reage a cada um dos dados do sensor.

Figura 15: Tela principal do Emotiv Composer



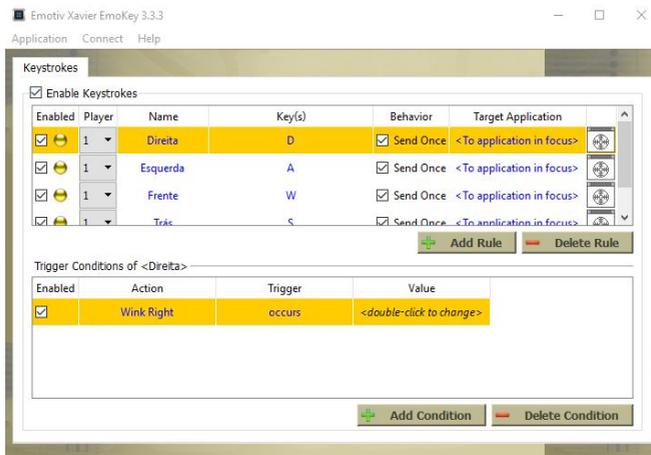
Fonte: Captura de tela do Emotiv Composer

3.1.4 EmoKey – Interface de mapeamento

É a aplicação que permite o fácil mapeamento dos dados do sensor à caracteres do teclado ou cliques do mouse. Essa Interface de alto

nível é comumente utilizada por desenvolvedores de jogos, onde, por exemplo, o ato de estar fazendo esforço mental de empurrar é mapeado à clicar botão “W”.

Figura 16: Tela principal do EmoKey



Fonte: Captura de tela do Emotiv EmoKey

3.1.5 EmotivPro

EmotivPro é a ferramenta paga da empresa, é nela que é possível observar os dados de eletroencefalografia puros. Embora necessite de uma mensalidade de U\$ 99,00, é um software completo, principalmente para pesquisadores no ramo de BCIs.

No software é possível visualizar os dados de EEG puro de forma gráfica. Além disso, o usuário pode analisar em tempo real os dados de frequência através de FFT ou observar gráficos para cada um dos canais disponíveis no sensor. Além da análise visual, a aplicação também permite que dados sejam salvos na nuvem da Emotiv, para que também possam ser analisados posteriormente.

O plano também cobre a chave para o acesso à SDK premium da Emotiv, ou seja, ao comprar o pacote Emotiv Pro, desenvolvedores também poderão criar suas próprias aplicações utilizando os dados puros e de FFT do sensor. Lembrando que não é possível acessar os dados puros nem através da SDK pública se o usuário não comprar o plano Emotiv Pro.

Figura 17: Tela principal do EmotivPro



Fonte: Repositório online da Emotiv (<https://www.emotiv.com/wp-content/uploads/2017/08/emotiv-proc.png> acessado em 02 de novembro de 2017)

3.2 EXPERIMENTOS COM EMOTIV INSIGHT

Observando que a grande maioria das pesquisas acadêmicas e artigos científicos de BCIs de baixo custo costumam utilizar principalmente o sensor Emotiv EPOC, esse subcapítulo busca avaliar experimentalmente os dados que o Insight afirma coletar. Para que isso seja feito com sucesso, foi feita uma série de experimentos em um único indivíduo, em que cada experimento tem sua própria metodologia, conforme descrita em seu subcapítulo.

3.2.1 Métodos

Todos os experimentos foram feitos utilizando o sensor Emotiv Insight na aplicação Emotiv Xavier com os indicadores de eletrodos em verde na aplicação, significando uma impedância menor que 20 kOhms, todos os eletrodos umidificados pelo líquido fornecido com o sensor e com a pele limpa com álcool nas posições referência (mastoide), AF8 e AF7.

Os experimentos foram feitos com apenas um indivíduo adulto do sexo masculino de 22 anos. A distância do usuário ao monitor foi

de 60 cm.

3.2.2 Validação de expressões faciais (eletromiografia)

Já que eletrodos registram sinais elétricos, consequentemente capturam também sinais de eletromiografia. Sinais estes que representam a atividade elétrica de um músculo ao realizar contração, como o ato de ranger os dentes, levantar as sobrancelhas ou sorrir.

Com isso, os sensores Emotiv possuem também suporte para reconhecimento de expressões faciais, onde o Insight é capaz de identificar até 7 expressões faciais distintas. Observando as expressões de piscar, piscar olho direito e esquerdo, sorrir, rangir os dente, franzir a testa e levantar as sobrancelhas o sensor retorna a intensidade, em um valor de 0 a 1 dessa expressão.

Uma validação do Emotiv EPOC foi proposta por Maskeliunas et al. (2016) e mostrou que o mesmo detém uma precisão maior que 75% para o reconhecimento do ato de piscar.

Visando validar os dados de expressões faciais do Emotiv Insight, foi proposto o experimento semelhante ao de Maskeliunas et al. (2016). O experimento consiste em o indivíduo de teste realizar um número pré-definido de uma determinada expressão facial e então observar quantas vezes o sensor detectou a expressão.

3.2.2.1 Detecção de expressão facial não treinada

Para o ato de piscar, foi exigido que o usuário piscasse 200 vezes, uma vez a cada aproximadamente 1 segundo. Foram feitas então 5 sessões de 200 piscadas com intervalo de 1 minuto entre cada seção.

Para as outras 6 expressões faciais também foram feitas 5 sessões com intervalo de 1 minuto, onde o usuário deveria exercer a expressão 100 vezes com um intervalo de 5 segundos entre elas.

Durante os experimento um programa simples contabilizava as piscadas e expressões faciais observadas pelo Insight. Importante ressaltar que como o método de coleta de dados dos sensores Emotiv é por pooling, as funções da API, a cada ciclo de aproximadamente 10 milissegundos, informavam que o usuário estava piscando múltiplas vezes para aplicação. Sabendo que o tempo médio de uma piscada é de 100 a 400 mili segundos (BULLING, 2010) foi considerado apenas piscadas que ocorressem pelo menos após 400 mili segundos de uma piscada

Tabela 2: Validação das expressões faciais do Emotiv Insight

Testes	Piscar (200x)	Piscar D. (100x)	Piscar E. (100x)	Erguer sobrancelha (100x)	Franzir testa (100x)	Rangir os dentes (100x)	Sorrir (100x)
1	153	15	19	88	?	0	0
2	138	10	29	89	?	0	0
3	168	10	47	100	?	0	0
4	146	9	22	95	?	0	0
5	149	17	33	97	?	0	0
Taxa de acerto (%)	75,40	12,20	28,4	93,8	0	0	0
Desvio padrão do acerto (%)	5,53	3,56	8,11	5,16	0	0	0

anterior.

O resultado do experimento é demonstrado na tabela 2, onde observa-se que a precisão de detecção de piscar foi semelhante ao trabalho de Maskeliunas et al. (2016) que utilizou o Emotiv EPOC.

As expressões de rangir os dentes e sorrir, parte inferior da face, não estavam sendo reconhecidas, tanto via API da Emotiv quanto no Emotiv Xavier. A causa desse não reconhecimento facial é desconhecida.

As piscadas direita e esquerda obtiverem uma precisão muito baixa, possivelmente pela dificuldade do usuário em piscar apenas um olho sem gerar outras expressões faciais. Ao mesmo tempo que o usuário forçava piscar apenas um olho, muitas vezes o sensor Insight detectava que o indivíduo estava franzindo a testa ou piscando ambos os olhos.

Franzir a testa é representado na tabela 2 com um ponto de interrogação pois a quantidade de falsos positivos tornava inviável uma estatística adequada. Praticamente sempre que o usuário estava com expressão facial neutra o sensor detectava que ele estava franzindo a testa. Isso é observado em um experimento simples, em que ficando 2 minutos com expressão facial neutra o sensor detectou que ele franziu a testa 63 vezes.

3.2.2.2 Detecção de expressão facial treinada

O Insight também permite que as expressões faciais sejam treinadas para cada indivíduo, para que assim o sistema seja mais preciso. Cada expressão deve ser treinada, onde um treinamento dura no mínimo 8 segundos e consiste em manter a dada expressão durante este

Tabela 3: Validação das expressões faciais do Emotiv Insight treinadas

Testes	Piscar (200x)	Piscar D. (100x)	Piscar E. (100x)	Erguer sobrancelha (100x)	Franzir testa (100x)	Rangir os dentes (100x)	Sorrir (100x)
1	138	30	36	81	?	85	49
2	136	25	27	91	?	80	31
3	138	24	26	96	?	71	30
4	141	34	33	94	?	68	39
5	145	34	37	89	?	67	45
Taxa de acerto (%)	69,80	29,40	31,80	90,20	0	74,20	38,8
Desvio padrão do acerto (%)	1,75	4,77	5,06	5,80	0	7,91	8,37

mesmo tempo.

Com isso, o experimento anterior foi repetido, porém agora com cada uma das expressões faciais treinadas para o indivíduo de teste durante 8 segundos (1 treinamento). O resultado do novo experimento pode ser observado na tabela 3.

Novamente o ato de franzir ainda se manteve tendo muitos falsos positivos o que tornou as estatísticas inviáveis de serem calculadas. Repetindo-se também o experimento feito anteriormente, mantendo o rosto neutro durante 2 minutos, o sensor detectou o ato de franzir a testa 29 vezes, o que é aproximadamente a metade dos falsos positivos anteriores.

Observa-se que com o treinamento, a coleta das expressões faciais da parte inferior foram detectados, embora com uma taxa de acerto baixa. Em oposição, houve uma pequena queda na taxa de acerto das expressões superiores, mas que ainda se mantém na mesma média com desvio padrão.

3.2.3 Validação de comandos mentais

Cada indivíduo possui uma maneira diferente de pensar, consequentemente cada um de nós possui sinais cerebrais completamente diferentes (MASKELIUNAS et al., 2016). Graças a essa individualidade, cada usuário deve possuir um perfil que descreva suas particularidades. Por esse motivo que BCIs precisam de alguma forma de treinamento.

O Insight não é diferente, o sensor necessita que cada usuário treine seus comandos mentais para que sejam corretamente classificados. Sinais corretamente classificados são o que permitem uma interface cérebro máquina funcionar com eficácia.

3.2.3.1 Definição de comandos mentais

Os comandos mentais consistem em o usuário imaginar repetidamente uma ação, a qual pode ser associada a um padrão de sinais elétricos a ser classificado. Para isso, o usuário imagina, por exemplo, o ato de empurrar continuamente um cubo, esse imaginação ou intuito resulta em um estado cognitivo que pode ser classificado.

O quanto melhor o usuário for capaz de reproduzir o mesmo estado cognitivo que foi treinado na classificação, melhor será o seu controle da BCI. Por isso é que em um sistema BCI que utiliza comandos mentais como paradigma, tanto o classificador quanto o usuário precisam se adaptar ao sistema. O classificador precisa se adaptar para reconhecer padrões elétricos e o usuário precisa se adaptar a ter a capacidade de repetir um estado cognitivo e seus respectivos sinais elétricos.

Repetir um comando mental classificável pode ser uma tarefa dificultosa, já que é extremamente complexo de se repetir os mesmos sinais elétricos, mesmo imaginando a mesma coisa. Observa-se isso ao analisar o exemplo de empurrar o cubo, mencionado anteriormente. Quando o usuário imagina o cubo enquanto está feliz e extremamente disposto, a sua resposta elétrica a esse pensamento será uma, já se ele tenta imaginar empurrar o cubo porém agora estressado, a sua resposta elétrica será outra.

Esse é apenas um dos exemplos dos diferentes padrões elétricos que podem estar associados ao mesmo pensamento. Isso ocorre pelo que foi mencionado nos capítulos anteriores, que é a falta de conhecimento sobre o cérebro e o fato de que seus dados são extremamente não lineares.

3.2.3.2 Classificação

A classificação dos comandos mentais é feita através de algoritmos proprietários da Emotiv. Porém, de maneira geral, a classificação destes comandos é definida por uma análise dos espectros de frequências dos canais. Com estes valores de entrada, inicialmente o sinal é filtrado para remover possíveis sinais de EMG indesejados e posteriormente é observado os espectros de frequência nas distribuições espaciais cerebrais. Feitas essas avaliações, o sinal ainda é comparado com os parâmetros ideais observados na fase de treinamento do comando mental

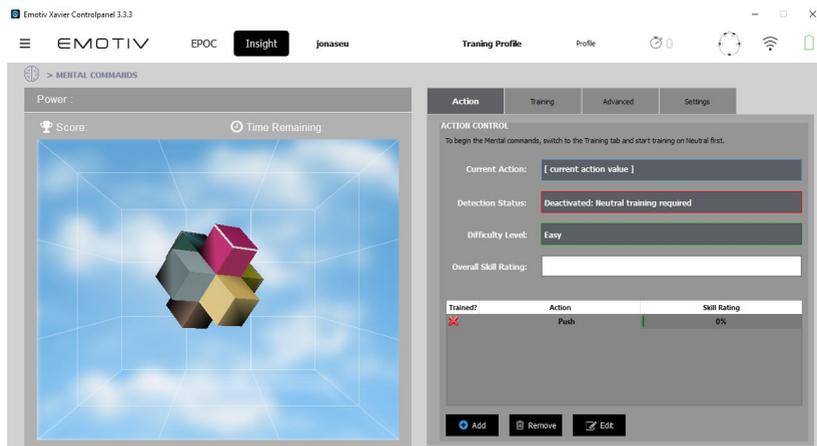
para o usuário ¹.

Embora esse método de classificação tenha fundamento, conforme explicado a cima, o fato de o classificador ser de código fechado o torna como uma caixa preta. Nessa caixa ocorre um processamento que não compreende-se, ele apenas informa se o usuário conseguiu repetir bem ou não o comando mental.

A nível de usuário, o mesmo deve efetuar os treinamentos dos seus dados cerebrais seguindo passos do painel de controle Emotiv Xavier. Primeiramente o usuário deve gravar na aplicação o que seria o estado mental “neutro”, para que assim a aplicação consiga identificar quais são os padrões elétricos do cérebro quando o usuário não está executando um comando mental.

Com o treinamento neutro feito, o usuário deve aprender a manter o foco em um único pensamento ou comando mental que lhe for conveniente, o qual será mapeado para alguma interação com o cubo, como “Empurrar”, “Puxar”, “Direita”, “Esquerda”, etc. Embora isso pareça trivial, manter os sinais cerebrais constantes e semelhantes aos que foram treinados pode ser algo dificultoso e até mesmo inviável para alguns indivíduos (VIDAURRE; BLANKERTZ, 2010).

Figura 18: Tela de comandos mentais do Emotiv Xavier



Fonte: Captura de tela do Emotiv Xavier

¹O resumo do funcionamento do algoritmo de classificação foi explicado no fórum da Emotiv por um dos desenvolvedores. Ver: <https://www.emotiv.com/forums/reply/235603/> acessado em 04 de outubro de 2017

Após ter feito o treinamento neutro e o treinamento do primeiro comando mental, o usuário já consegue testar o quão bem a aplicação responde a este comando mental. Isso já que o cubo na tela irá se mover na direção em que o comando foi mapeado. Se o comando mental não estiver da forma adequada, é possível que o usuário treine novamente tanto os sinais cerebrais em estado neutro quanto no estado de executando o comando mental, para que assim o comando mental torne-se mais responsivo.

É possível também que o usuário mapeie mais de um comando mental (até 4 comandos simultâneos), porém, quanto mais comandos forem mapeados, mais difícil torna-se controlar todos eles simultaneamente. De acordo com Obermaier et al. (2001), a cada novo comando mental a ser classificado e treinado, há uma queda de 12,6% na precisão da classificação, ao menos utilizando modelos ocultos de Markov. De acordo com a pesquisa, essa queda na precisão é justificada pelo aumento da probabilidade de erro de classificação.

3.2.3.3 Detecção de comando mental

Nos experimentos feitos neste trabalho, o indivíduo de teste possuiu serias dificuldades em executar os comandos mentais, mesmo com apenas um comando mental sendo mapeado. Isso ocorreu possivelmente por relação ao analfabetismo de BCIs, citado na seção 2.5.

A forma de classificar os comandos mentais da Emotiv é fechada, o que dificultou ainda mais para o usuário se acostumar com os comandos mentais. O retorno para o usuário de se ele está executando o comando mental bem ou não é simples, onde não há como saber o que está errado, sendo uma atividade frustrante e cansativa.

Logo, para este trabalho, indivíduo de teste não conseguiu precisão o suficiente para controlar um único comando mental, o que acabou interferindo no desenvolvimento deste trabalho. Isso pois inviabilizou a ativação do teclado virtual e inviabilizou o cálculo da precisão do classificador, utilizado na fórmula de taxa de informação (Seção 4.4).

No início desse projeto, havia a premissa de que o usuário seria capaz de controlar pelo menos um comando mental com precisão adequada, maior que 70%, utilizando o classificador proprietário. Como isso não ocorreu, o objetivo geral deste trabalho começou a enfrentar problemas, visto que não é possível validar a proposta de teclado virtual se o classificador não funciona corretamente.

4 DESENVOLVIMENTO DO PROJETO DE TECLADO VIRTUAL

Indivíduos com dificuldades ou doenças motoras enfrentam problemas em se expressar de uma maneira natural, o que reduz sua interação com o mundo externo. Em um caso mais dramático, como indivíduos com esclerose lateral amiotrófica, a dificuldade motora pode ser tão extrema ao ponto de não possibilitar nenhuma forma de comunicação. Isso torna esses indivíduos dependentes de ajuda, principalmente da tecnologia, para se comunicarem melhor.

Um teclado virtual atua como sistema assistivo de comunicação, permitindo que os usuários o utilizem como dispositivo de entrada para um computador ou outra tecnologia. Dessa forma, um teclado virtual de BCI, permite que o usuário escolha letras do alfabeto exclusivamente através de sinais cerebrais, sem a necessidade de movimentos musculares.

Teclado virtuais utilizando BCI também não são uma novidade nas pesquisas científicas, onde já foram feitos teclados com os mais diversos paradigmas, juntamente com os mais diversos sensores de EEG e métodos de processamento. Com base nestes estudos lidos, este capítulo dedica-se a motivar, explicar e analisar o teclado virtual feito no presente trabalho, bem como deixar claro todos os problemas enfrentados.

4.1 MODO DE ATIVAÇÃO DO TECLADO

Dotado de linhas e colunas, a forma de o usuário escolher a letra que quer escrever nesse tipo de teclado de BCIs não é tão óbvia. Como os comandos mentais disponíveis são apenas dois, conforme visto na seção 3.2.3, empurrar e neutro, o usuário só tem duas formas de interagir com o teclado, ativando ou não ativando. Para isso, é proposto o esquema *Row Column* (RC), do inglês Linha-Coluna, em que a cada intervalo de tempo uma linha ou coluna é destacada mudando-se sua cor para amarelo.

Quando o usuário ativa o comando mental, a respectiva linha destacada é selecionada, a partir de então, as colunas (letras) desta linha é que começarão a ser alternadas. Finalmente, ao ativar o comando mental novamente, a letra que estiver destacada no momento é o que será colocada na caixa de texto. Lembrando que, o teclado proposto

também pode ser ativado ao levantar as sobranceiras, desde que tenha sido pré selecionado nas opções.

Figura 19: Funcionamento de clique do teclado



Fonte: Captura de tela da aplicação criada

4.1.1 Alteração de Linha-Coluna

A alteração das linhas e colunas faz com que este tipo de teclado alternado seja drasticamente mais lento que os teclado convencionais, visto que o usuário deve esperar até a linha da letra desejada ser destacada, ativar o teclado, esperar até a letra desejada ser destacada e então ativar novamente. Esse fator é mais crucial quando leva-se em conta que o foco é BCIs, onde o intervalo entre alternar as linhas não pode ser curto demais pois o usuário precisa se concentrar e ativar o comando mental, não sendo algo imediato.

Embora haja outras formas de alternar teclados além da RC, o estudo de Guger et al. (2009), um experimento feito com 81 indivíduos, mostrou que 72,8% dos indivíduos foi capaz de escrever com 100% de precisão utilizando um teclado RC contra apenas 53,3% utilizando um teclado *single character* (SC), do inglês única letra. Vale lembrar que estas nomenclaturas são mais utilizadas para teclados virtuais que utilizam o paradigma P300 (seção 2.2). Porém, devido a indisponibilidade de acessar os dados de EEG gratuitamente pela Emotiv, discutido na seção 3.1 o trabalho tentou manter-se semelhante às demais pesquisas de teclados BCIs, mesmo não utilizando o P300.

4.1.2 Intervalos de alternção

O tempo de intervalo de alternar a linha e coluna é um importante fator, já que não pode ser rápido demais a ponto do usuário não

ter tempo de ativar o comando e nem devagar demais a ponto de tornar a aplicação demorada demais. Nesse intuito, o valor mais adequado encontrado foi o de 1,5 segundos, onde o usuário testou intervalos de 1, 1,25, 1,5 e 2 segundos e se sentiu mais adaptado ao utilizar 1,5 segundos para executar o comando mental.

Importante ressaltar que algumas otimizações na questão dos intervalos também foram propostas. A ideia proposta é de que, logo depois de ativar o teclado (selecionar uma linha ou uma letra), o tempo de intervalo em que a próxima linha ou letra ficará destacado é na verdade o dobro do tempo comum. Isso serve para que, logo depois de ativar um comando mental o usuário tenha um pouco mais de tempo até enxergar que ativou o teclado, parar de focar no comando mental e talvez focar novamente no comando mental caso queira ativar o teclado novamente. Um exemplo é, observando a figura 19, ao se imaginar a situação que o usuário quer digitar a letra "a". Nessa caso, ao selecionar a 3 linha, logo depois de a ter selecionado, o teclado logo já irá destacar a letra "a" pois é a primeira letra dessa linha. Com isso, o usuário teria muito pouco tempo para já selecionar logo a primeira letra, então o tempo que a letra "a" ficará destacada será na verdade 2 vezes o tempo de intervalo.

4.1.3 Comando mental de ativação

O comando mental, utilizado para ativar o teclado, utilizou um processo semelhante ao da seção 3.2.3. Neste, primeiramente foram coletados e treinados dados cerebrais neutros e depois dados cerebrais de comando mental. Então, quando o usuário do teclado ver a linha ou letra que quiser escrever, basta ele se focar no comando mental que foi treinado e o teclado ativará.

Lembrando que a precisão dessa etapa ficou extremamente baixa, ocorrendo diversos falsos positivos e vários casos em que o classificador não detectava quando ocorria o comando mental.

4.2 LAYOUT DO TECLADO E FUNÇÕES

O layout de um teclado virtual deve ser de forma que facilite a escrita rápida com o mínimo de erro possível. Embora a taxa de erro varie conforme a experiência do usuário com a interface, a velocidade de escrita de um teclado virtual é altamente dependente do seu layout

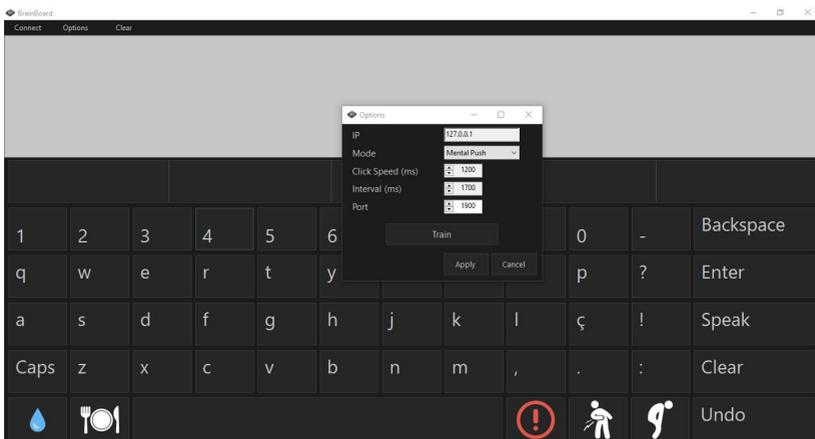
(PRABHU; PRASAD, 2011).

Além disso, propor melhorias para o teclado pode auxiliar indivíduos a digitarem mais rapidamente ou expressarem seus sentimentos de forma ótima. Não necessariamente digitar rápido indica ser um teclado útil para pacientes, um teclado que tenha frases pré definidas comuns pode ser mais útil do que apenas digitar rápido. Por isso, foram propostas algumas melhorias neste teclado para auxiliar na qualidade de vida em geral dos pacientes de ELA.

4.2.1 Layout

O modelo do teclado proposto foi baseado nos teclados QWERTY, com 6 linhas e número de colunas variável. A primeira linha é a coluna de corretor de palavras, possuindo então apenas 5 colunas. A segunda linha até a quinta, possuem 12 colunas, sendo a maioria delas letras. A última linha apresenta comandos especiais e a tecla de espaço, possuindo então 7 colunas. A figura 20 demonstra este layout juntamente com as opções do teclado.

Figura 20: Tela principal do teclado virtual



Fonte: Captura de tela da aplicação criada

Na parte superior do teclado encontram-se o botão de conectar e o de opções, ao clicar em conectar o usuário irá se conectar com a aplicação feita em C++ (veja seção 4.3.1) para receber as ativações coletadas do sensor. Nas opções do teclado, há como o usuário alterar a

porta e IP que irá se comunicar com a interface em C++ (veja seção 4.3, o tempo de intervalo (Interval), que é o tempo que as linhas ficam destacadas, tempo de clique (Click speed) que é o intervalo mínimo entre um clique e outro e o modo de ativação, que pode ser através de comando mental ou do ato de levantar as sobranceiras.

O tempo de clique é o tempo que evita que ao usuário efetuar o comando mental, ele não clique mais de uma vez antes de parar o seu comando mental. Esse é um fator importante e decisivo nesse tipo de paradigma, visto que não é trivial parar imediatamente de executar um comando mental. Então, o tempo de clique faz com que haja um intervalo após um clique em que o teclado não irá funcionar mesmo executando o comando mental, semelhante à velocidade de cliques do mouse.

A cor amarela neon de alteração das linhas, foi baseado no conceito de que alterar drasticamente as cores de um teclado virtual auxiliam na observação de potenciais P300. Embora o paradigma P300 não esteja sendo avaliado especificamente neste trabalho, o sistema já foi adaptado para futuros trabalhos que desejam implementar esse tipo de paradigma.

Alguns dos botões comuns do teclado QWERTY foram removidos, como acentos, colchetes, parenteses e outros caracteres não alfabéticos. Isso foi feito já que a média de tempo de intervalo de alternância de linha é de 1,5 segundos, utilizar caracteres não tão essenciais pode diminuir ainda mais a taxa de transmissão de informação do sistema. Consequentemente foram removidos estes caracteres não tão essenciais que iriam tomar tempo da aplicação sem um retorno muito benéfico, já que são raramente utilizados.

4.2.2 Comando de desfazer

O teclado possui também um sistema de desfazer a última ação, visto que são comuns erros de digitação nesse tipo de teclado, principalmente erros de temporização. Ao clicar em "Undo", se o teclado estava alternando linhas, ele desfaz o último texto inserido e volta a alternar caracteres, já se ele estava alternando caracteres ele volta a alternar linhas.

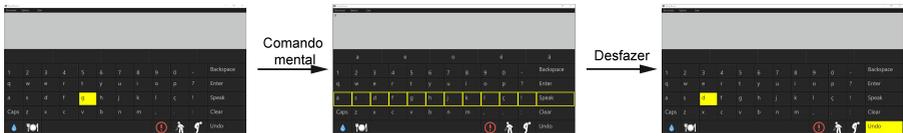
Como discutido por Prabhu e Prasad (2011), ao desejar desfazer uma ação, o sistema não deve voltar a última posição que estava. Isso pois, de acordo com a pesquisa, a maioria dos erros que acontecem nesse tipo de paradigma é porque o usuário clicou um botão antes ou

um botão depois do desejado. Dessa forma, a maneira mais ideal é, ao clicar em desfazer, o teclado volta para uma posição antes da que foi clicada e não na que foi clicada em si, assim sendo possível clicar no botão desejado caso ele tenha demorado para efetuar o clique.

Para que, ao desfazer, o usuário tenha mais tempo de se localizar onde o cursor se encontra, no teclado proposto neste trabalho, o cursor retorna para dois botões antes do que foi clicado e não apenas um, como proposto na pesquisa mencionada. Esse conceito foi baseada na recomendação do usuário de teste que observou essa necessidade por experiência no sistema.

A figura 21 demonstra esse funcionamento, onde na primeira tela (esquerda) mostra um usuário clicando na letra "g". A partir de então, na segunda tela (meio), as linhas estão alternando e a letra "g" aparece escrita na caixa de texto. Ao exercer a função de desfazer, a última tela (direita) demonstra que a letra "g" foi apagada e o teclado volta para o estado de alternar colunas, porém dois botões antes da letra "g".

Figura 21: Exemplo de desfazer



Fonte: Captura de tela da aplicação criada

O comando de desfazer é enviado pelo código intermediário quando o usuário mantém um comando mental ativado durante duas vezes o intervalo do teclado. Se o modo de ativação for utilizando a sobrançelha, então o usuário deve também manter a sobrançelha levantada durante duas vezes o intervalo do teclado.

4.2.3 Sintetizador de voz

Embora digitar textos para quem não conseguia se comunicar de forma nenhuma já seja um avanço excepcional, a forma mais comum de comunicação humana ainda é através da fala. Com isso em mente, foi inserido um sintetizador de voz em Inglês, que coleta o texto escrito pelo teclado virtual e o transforma em voz.

A utilização deste sintetizador de voz insere ainda mais o usuário ou paciente do sistema no mundo externo, fazendo com que ele se

aproxime das formas comuns de comunicação.

4.2.4 Botões de interação rápida

Como dito anteriormente, não necessariamente escrever letras rápido indique uma boa interface para usuários com dificuldades motoras. Com isso, foram inseridos alguns simples botões que facilitam ainda mais a interação do usuário com o seu arredor.

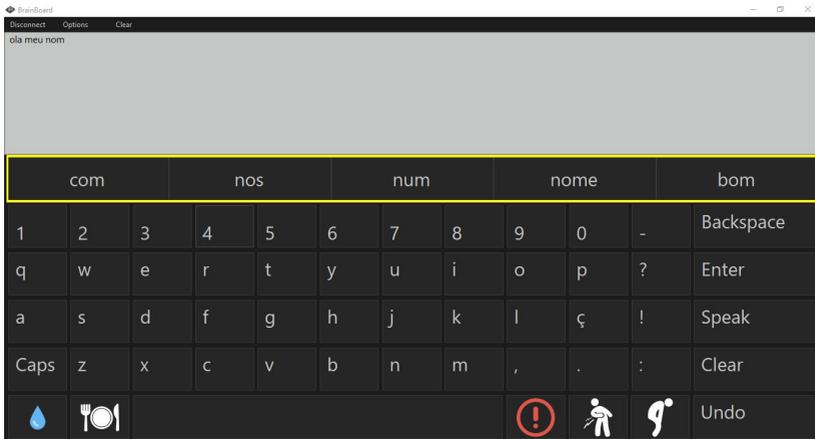
Na parte inferior, na última linha do teclado, encontram-se alguns botões de sintetização de voz para frases pré definidas. Estes botões são botões que indicam que o usuário do sistema está com sede, com fome, precisando de ajuda, cansado e com dor. Assim, ao clicar nestes botões, serão emitidas frases com o sintetizador de voz a respeito destes estados como forma de informar as pessoas ao redor. Também é inserido o botão de "Clear", que limpa todo o texto escrito na caixa de texto.

4.2.5 Correção de palavras

Para auxiliar na escrita rápida, foi implementado uma barra de correção de palavras, localizado logo abaixo do campo de escrita do teclado. A barra sugere até 5 palavras que se assemelham com a palavra que está sendo escrita no momento. Assim, ao escrever 1 letra o sistema de correção já irá mostrar palavras que podem ser escolhidas para preencher o resto do texto.

O sistema de sugestão é baseado na distancia de Levenshtein, uma medida de distância de strings que calcula o menor número de edições (inserção, remoção ou substituição) necessárias para transformar uma string na outra. Dessa forma, o sistema sugere uma palavra semelhante desde que possua uma distância de 2 caracteres da palavra originalmente digitada. O número de 2 caracteres foi definido por conveniência, onde o usuário pode ter digitado uma letra errada e ainda falte uma letra para ele terminar de escrever a palavra desejada para a correção possivelmente certa ocorrer.

Figura 22: Exemplo de sugestão de correção para "nom"



Fonte: Captura de tela da aplicação criada

A correção de palavras também leva em conta a usabilidade das palavras, ou seja, quanto mais utilizada na língua portuguesa, maior serão suas chances de ser sugerida primeiro. Isso ajuda o BCI ao sugerir palavras que realmente façam sentido, e não apenas sugerir palavras que não serão utilizadas, o que faria o sistema perder tempo ao alternar uma linha que fosse pouco utilizada.

Para que isso fosse possível, foi feito um pequeno código que coleta todas as palavras de um arquivo ".txt" e as coloca em um outro arquivo "pt_BR_simple.dic" de saída que contém todas as palavras em ordem decrescente de utilização.

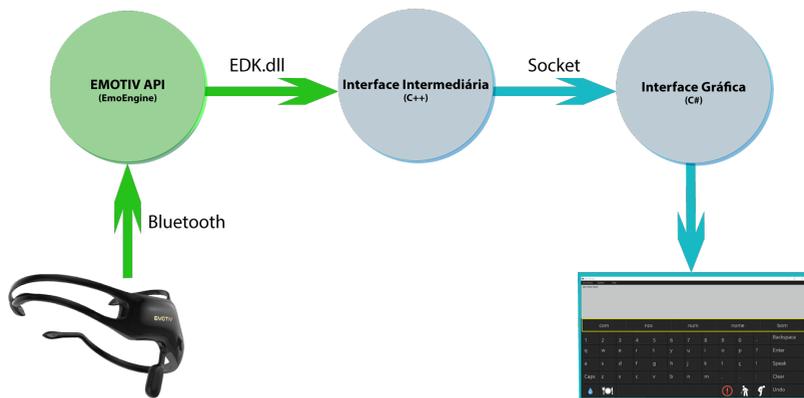
Quando o usuário escreve uma letra ou conjunto de letras no campo de texto do teclado, ele varre o arquivo "pt_BR_simple.dic" e compara essas letras com as palavras do dicionário. Se as letras foram semelhantes respeitando a distancia de Levenshtein proposta, então a palavra é colocada como sugestão na primeira do teclado.

4.3 ARQUITETURA

Para que os sinais cerebrais cheguem a escrever na tela do computador, uma série de etapas são necessárias, todas até agora já mencionadas porém não claramente demonstradas como um fluxo, como uma arquitetura. A arquitetura do sistema BCI deste trabalho é, de forma geral, da plataforma EmoEngine (funcionando como API), do sensor

Emotiv Insight, do código em C# de visualização gráfica e do código intermediário em C++ de interface entre os dois anteriores.

Figura 23: Arquitetura para o teclado virtual controlado por BCI



Fonte: Autor

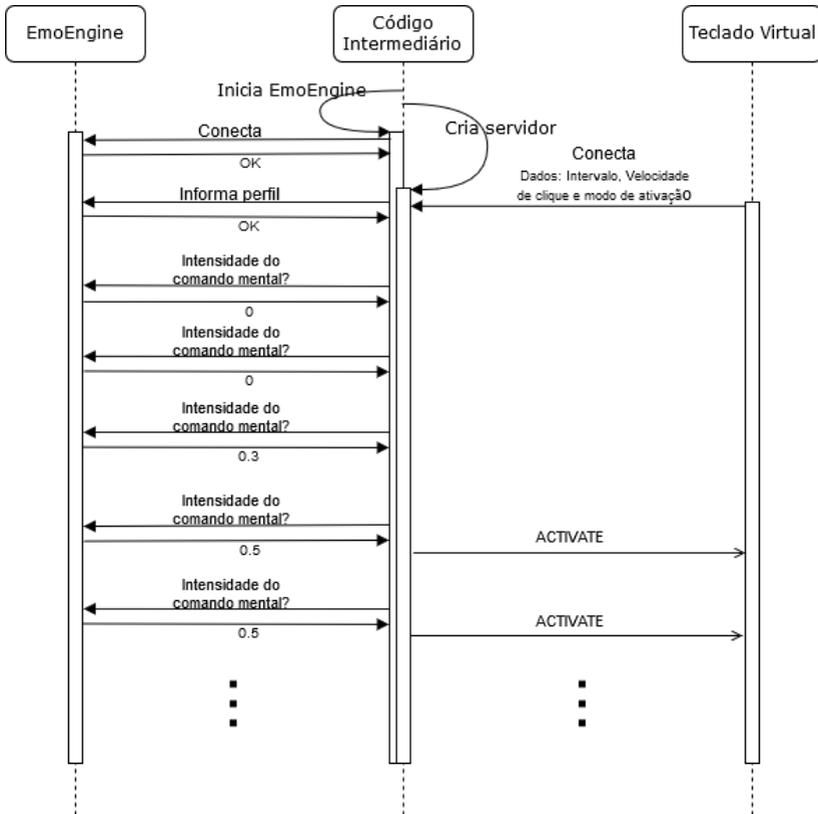
A arquitetura foi feita desta forma para que haja um possível desacoplamento das camadas, onde desenvolvedores e pesquisadores poderão utilizar outra interface gráfica e não a feita em C#, ou podem então utilizar outro código no lugar da interface em C++ para tomada de decisão do teclado. Como a comunicação entre o código intermediário e o código gráfico é através de sockets, ambos os códigos podem facilmente ser alterados por outros desenvolvedores desde que respeitem um protocolo extremamente básico de comunicação entre as camadas. A figura 23 é uma representação dessa arquitetura, onde em azul está destacado o que foi feito neste trabalho.

Para ficar mais claro este desacoplamento, seria trivial um novo pesquisador criar um algoritmo de classificação de comando mental e substituí-lo pelo código intermediário. Nesse exemplo, o desenvolvedor faria um código que lê os dados da EmoEngine, faz a classificação desses dados, e se observar que um comando mental foi detectado ele envia uma mensagem por socket para o código gráfico com uma string de "ACTIVATE". Assim, o teclado deste trabalho iria continuar funcionando da mesma maneira como descrito nos subcapítulos anteriores mas agora com um classificador de dados EEG criado por outro desenvolvedor.

A ordem de execução dos programas é a de primeiramente rodar e escolher a opção do código intermediário, visto que este verifica a

conexão com o sensor e, já que é socket servidor, espera alguém se conectar em sua porta. Então, ao executar o código gráfico e clicar em "Connect", a aplicação em C# tentará se comunicar com o código intermediário e o teclado estará pronto para ser utilizado. O diagrama de sequência da figura 24 demonstra um exemplo desse comportamento.

Figura 24: Diagrama de sequência da arquitetura



Fonte: Autor

4.3.1 Interface intermediária (C++)

A escolha do código intermediário ser feito em C++ inicialmente foi feita pois a SDK da Emotiv não fornecia suporte em outras linguagens de programação para todas as funcionalidades do sensor. Assim,

para ter total proveito dos dados gratuitos do sensor, o mais apropriado era utilizar um código feito em C++.

Qualquer código que pretenda se comunicar com os sensores, e consequentemente utilizar a EmoEngine, deve utilizar alguns arquivos e bibliotecas dinâmicas disponibilizadas pela SDK. Assim, o código precisa utilizar de arquivos como "edk.dll" e "edk.lib" para ser compilado.

Apesar de oferecer uma SDK com funções de alto nível de abstração, a documentação da SDK não foi muito útil durante o desenvolvimento. O código intermediário desenvolvido seguiu mais o padrão dos exemplos fornecidos pela SDK do que a documentação em si. A falta de documentação gerou atrasos no desenvolvimento, já que diversas funções requisitavam parâmetros retornados de outras funções da SDK, causando uma certa desordem de chamadas de função.

Vale lembrar que a forma como a SDK requisita os dados da EmoEngine, nos algoritmos em C++, utiliza o método de pooling. Ou seja, fica em um loop verificando repetidamente por alterações. Esse tipo de requisição de dados é custoso computacionalmente e um pouco antiquado para esse tipo de aplicação, mas é a forma utilizada nos exemplos da SDK e a forma também utilizada no presente trabalho.

O código foi feito de maneira que pudesse ser um pouco mais abrangente do que apenas se comunicar com o teclado virtual deste trabalho. Ao ser executado, ele permite algumas opções de execução aos usuários, as quais são, se comunicar via socket utilizando dados do sensor, se comunicar via socket utilizando dados do EmoComposer, apenas mostrar dados do sensor no console, apenas mostrar dados do EmoComposer e atualizar perfil. A comunicação via socket significa que, após um cliente se conectar no servidor, os dados de ativação e desfazer serão enviados via socket. Já as opções que utilizam o console são para que não seja necessário alguém se conectar e nem enviar dados, para facilitar o debug por desenvolvedores. As opções que usam o composer são para que o desenvolvedor não precise ficar o tempo todo testando a aplicação com o sensor, mas sim utilizando dados simulados do sensor.

O gerenciamento de perfil, também criado e utilizado nesse código, serve para baixar os dados de treinamento de comando mental e de expressão facial. Isso ocorre porque, ao treinar estes dados no Emotiv Xavier, o usuário precisa dar upload nos arquivos de treinamento, já que não são salvos localmente. Após estarem salvos na nuvem, finalmente é possível baixa-los no código em C++ para utilizar o perfil específico de treinamento.

Importante relembrar que, depois de escolher a opção de atua-

lizar perfil, não é necessário selecionar essa opção a cada execução, já que o perfil já está salvo nos arquivos locais, essa opção serve apenas para atualizar perfis desatualizados da nuvem e para baixar arquivos de perfil pela primeira vez.

4.3.2 Teclado virtual (C#)

Essa aplicação gráfica é a parte principal do presente trabalho, é a que foi descrita e apresentada no começo deste capítulo.

A nível de código, ela é aplicação cliente da comunicação socket. Ao clicar em "Connect" na parte superior esquerda, a aplicação se conectará ao servidor, a camada intermediária. Se a conexão tiver sido iniciada com sucesso, o código começará a alternar as linhas e esperar dados do socket. Ao receber via socket uma mensagem com conteúdo "ACTIVATE" o teclado fará um clique, entrando na linha que estiver destacada ou escrevendo a letra que estiver destacada.

Ao receber da camada intermediária uma mensagem de "UNDO", ou desfazer, o teclado deve voltar ao seu estado anterior. Isso significa recuperar o texto anterior e voltar duas posições em relação à linha ou letra destacada antes do clique.

4.4 TAXAS DE INFORMAÇÃO E TRABALHOS SEMELHANTES

Segundo Wolpaw et al. (1998), o cálculo da taxa de transferência de informação, parâmetro muito utilizado para BCIs, é dado pela fórmula:

$$B = \log_2(N) + P \log_2(P) + (1 - P) \log_2 \frac{1 - P}{1 - N}$$

Onde B é a taxa de transferência de informação, em bits por tentativa, N é o número de possíveis opções de seleção e P é a precisão do classificador. Porém, geralmente em BCIs o mais utilizado é a taxa de transferência de informação em bits/minuto (YUAN et al., 2013). Dado pela fórmula:

$$B_t = B \frac{60}{T}$$

Onde T é o tempo médio necessário para transmitir cada símbolo da interface.

Para este trabalho, o cálculo da taxa de transferência não é possível de ser calculado, visto que a precisão P do classificador não pode ser calculada, como mencionado no capítulo 3.2.3. Porém, no intuito de avaliar superficialmente o desempenho do teclado, é feito um cálculo imaginando que o classificador de código proprietário da Emotiv obtivesse uma P de 90%. Com isso, utilizando um P de 90%, um N igual a 60 (60 teclas possíveis de serem escolhidas) e um tempo médio de 13,5 segundos (4,5 para escolher a linha mais 9 segundos para escolher a coluna), obtêm-se uma taxa de transferência média de 21,5 bits/minuto.

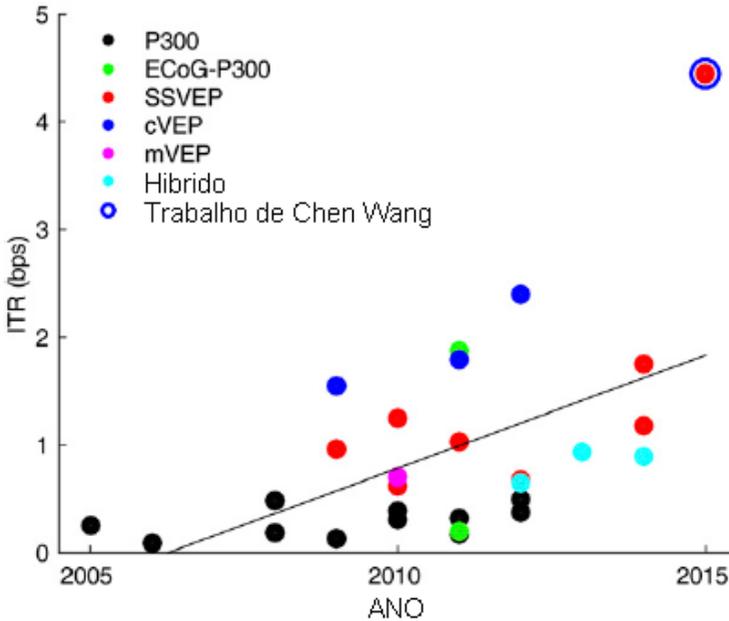
A métrica de taxa de informação é importante no intuito de avaliar o desempenho de trabalhos semelhantes para que observe-se os impactos das diferentes abordagens. Com isso em mente, analisa-se o trabalho de Chen et al. (2015), o qual, segundo o artigo, foi até 2015 o teclado com a maior taxa de informação, sendo de 5,32 bits por segundo ou 319,2 bits por minuto em um sistema online. Embora o trabalho tenha sido feito com sensores mais apropriados, utilizando gel eletrolítico, não sensores comerciais como o Emotiv Insight, o resultado ainda continua sendo drasticamente impactante para o ramo de BCI, pois mostra o verdadeiro potencial que a tecnologia pode ter na comunicação.

Em Chen et al. (2015) os autores utilizam o paradigma SSVEP juntamente com 9 eletrodos, nas posições principalmente relacionadas ao paradigma, Pz, PO5, PO3, POz, PO4, PO6, O1, Oz e O2 com uma taxa de amostragem de 1000Hz utilizando o Synamps²¹. No experimento, o paciente consegue digitar em um teclado 8x5 até 1 caractere por segundo em um sistema online.

A figura 25 demonstra o crescimento das taxas de transmissão com o passar dos anos, indicando o crescimento do estudo da BCI e os frutos que isso vem gerando. Importante observar também o quão grande foi o salto do trabalho de Chen et al. (2015), o qual mais que duplicou a taxa de transmissão de informação dos trabalhos anteriores do estado da arte.

¹http://compumedicsneuroscan.com/wp-content/uploads/2014/03/AE074_4-SynAmps-RT-specs-sheet-USA-LR.pdf acessado em 04 de novembro de 2017

Figura 25: Crescimento das taxas de transmissão de informação com o passar dos anos



Fonte: Adaptado de Chen et al. (2015)

Porém, o importante é comparar o presente trabalho com seus semelhantes, ou seja, outros teclados virtuais que também tenha utilizado sensores EEG de baixo custo. Essa diferença entre o tipo do sensor é crítica, já que, por exemplo, o Emotiv Insight possui taxa de amostragem de até 128 Hz por canal, enquanto o Synamps2 até 20 kHz por canal, Emotiv Insight tem poucas posições, os sensores hospitalares possuem tipicamente 64 posições do padrão 10-20. Além disso, sensores de EEG hospitalares costumam utilizar eletrodos não secos, que, embora sejam menos convenientes, possuem ruído 13,5% menor que os de eletrodos secos (LAFERRIERE; CHAN; LEMAIRE, 2010).

No trabalho de Liu et al. (2012), utilizando o sensor Emotiv EPOC juntamente com o paradigma SSVEP, os autores foram capazes de obter uma taxa de 22,85 bits/min para um teclado virtual. Neste experimento, a acurácia média dos indivíduos foi de 95,83% em experimentos online com apenas 6 possíveis botões na tela. Embora o artigo apresente um paradigma diferente do apresentado neste trabalho, já

é possível comparar os trabalhos, onde a diferença entre eles esta no paradigma, na pequena diferença do sensor utilizado e nos métodos de processamento. As diferenças não são tão extremas como no trabalho de Chen et al. (2015), já que os sensores agora são semelhantes, fazendo com que as suas taxas de informação também sejam bem próximas, com 21,53 bits/m estipulado para este trabalho e 22,65 bits/m para o trabalho de Liu et al. (2012).

Tabela 4: Taxa de informação para diferentes trabalhos

Trabalho	ITR (bpm)	Paradigma	Sensor
Este trabalho	21,53*	Comando Mental	Insight
Kha e Kha (2016)	10	P300	EPOC
Liu et al. (2012)	22,85	SSVEP	EPOC
Akman, BAY e Gu- ler (2017)	43,15	P300	V-Amp
Chen et al. (2015)	319,2	SSVEP	Synamps2

* Valor estipulando-se uma precisão de 90% no classificador

Vale lembrar que, até outubro de 2017, não foram encontrados trabalhos de pesquisa acadêmica envolvendo o sensor Emotiv Insight como interface para um teclado virtual nas plataformas pesquisadas (IEEEExplore e ResearchGate). Assim, embora o algoritmo de classificação utilizado seja proprietário da Emotiv, este trabalho seja pioneiro em tentar utilizar um dos sensores de mais baixo custo como uma BCI de teclado virtual.

5 CONCLUSÃO

Observando as aplicações do estado da arte, mencionadas no começo do trabalho, BCIs demonstram ser uma forma de comunicação efetiva e com uma crescente taxa de informação, porém, ainda não tem a capacidade de substituir os métodos de interface comum como teclados, telas touch screen e mouses. Isso pois a tecnologia ainda enfrenta diversos problemas críticos como preço, complexidade de classificadores, interferências, falta de conhecimento sobre o cérebro entre outros motivos que foram enfrentados e também discutidos durante este trabalho.

Outra questão se refere a interdisciplinaridade, onde observa-se o quanto a tecnologia BCI é abrangente e subjetiva. Há a necessidade de pesquisadores de psicologia para compreender estados cognitivos e as suas respostas fisiológicas a estes. Há a necessidade de pesquisadores de biomedicina e de neurologia para entender o comportamento do cérebro. Há a necessidade de engenheiros eletricitistas para melhorar a coleta do sinal elétrico e sua conversão para sinais digitais. E, além disso, há também a necessidade de engenheiros da computação e cientistas da computação para efetuar pré processamento, processamento e criar aplicações para as BCIs.

Com taxas de informação alta, sendo capaz de escrever até 1 caractere por segundo, como no trabalho de Chen et al. (2015), conclui-se que as interfaces cérebro máquina possuem um potencial extremamente promissor. Esse futuro cenário favorável das BCIs é observado principalmente pelo contínuo crescimento de taxa de informação das pesquisas, pela busca em se criar sensores de EEG de baixo custo e pela crescente melhora de capacidade de processamento de computadores e micro controladores.

Além do futuro promissor, atualmente BCIs já cumprem um papel significativo, onde podem ser a única opção para indivíduos com dificuldades motoras grave ou auxiliar e melhorar a vida de indivíduos saudáveis. Justamente em suas possíveis aplicações, observou-se também o quanto essas interfaces podem propor a inovação, visto que ainda podem atuar em áreas não exploradas por ser uma novidade no meio científico.

Como objetivo geral do presente trabalho, a hipótese de utilizar BCIs de baixo custo, mais especificamente o Emotiv Insight, como uma interface para controle de teclado virtual não demonstrou ser algo possível, não pelo menos com os algoritmos proprietários da Emotiv. Isso

pois o método de classificação proprietário da Emotiv não demonstrou precisão adequada para gerar estatísticas.

Embora em alguns testes o usuário tenha sido capaz de controlar os comandos mentais com uma precisão adequada, em alguns minutos ou horas depois o usuário já não era mais capaz de repetir com o mesmo êxito. Essa conclusão assemelha-se com a de (MASKELIUNAS et al., 2016), que afirma a incapacidade atual de sensores EEG de consumidores serem utilizadas em aplicações BCIs sérias.

Mesmo que os testes tenham sido feitos em apenas um indivíduo, o trabalho atual demonstra o impacto do analfabetismo de BCIs. Este analfabetismo é observado onde houve um treinamento exaustivo, de mais de 20 horas, para que o indivíduo não conseguisse controlar nem sequer um único comando mental com precisão adequada (excesso de falsos positivos tornava inviável o cálculo). Com isso, observa-se mais um desafio a ser enfrentado pela área, que é o estudo e a compreensão do analfabetismo, já que é necessário entender porque apenas uma porcentagem da população é capaz de controlar estas interfaces.

Com relação a coleta dos sinais de eletromiografia, o sensor Emotiv Insight demonstrou um desempenho bom para as expressões faciais da parte superior do rosto e um desempenho ruim para as expressões faciais inferiores. Porém, ao fornecer dados de treinamento de EMG, o sensor tenha mostrado um desempenho geral melhor no reconhecimento das expressões. Para provar isso o trabalho demonstrou as taxas de acerto de identificação de cada uma das expressões.

Já o teclado virtual proposto neste trabalho representa uma abordagem tangente aos outros trabalhos acadêmicos de BCI, onde buscou aprofundar-se mais na aplicação de BCI do que no processamento. Com isso, o trabalho buscou aproximar mais as interfaces cérebro máquina dos usuários finais do que apenas aproximar a área à pesquisadores.

Ao abordar quesitos simples, porém não comumente utilizados, de teclados de BCI, como correção de palavras, sintetizador de voz e botão de desfazer, o presente trabalho permite que o que foi feito possa ser adaptado para utilizar-se em outros trabalhos. Isso significa que a interface do teclado feito pode ser utilizado em outros trabalhos futuros com facilidade.

No decorrer do trabalho, observou-se uma tendência das pesquisas de interface cérebro máquina em focar principalmente em algoritmos de processamento, classificação, pré processamento e coleta de sinal. Embora o foco das pesquisas realmente deva ser em melhorar na sua parte mais crítica, que é a taxa de informação inferior as for-

mas comuns, conclui-se que é importante que também haja pesquisas que melhorem as possíveis aplicações das BCIs, como foi proposto no presente trabalho. Isso para que, quando o custo for menor e esses sensores estiverem disponíveis no mercado de forma concreta, já hajam aplicações prontas para a tecnologia.

REFERÊNCIAS

ABDULKADER, S. N.; ATIA, A.; MOSTAFA, M.-S. M. Brain computer interfacing: Applications and challenges. **Egyptian Informatics Journal**, Elsevier BV, v. 16, n. 2, p. 213–230, jul 2015. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016%2Fj.eij.2015.06.002>>.

AKMAN, E.; BAY, O. F.; GULER, I. P300 based asynchronous brain computer interface for environmental control system. **IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics**, PP, n. 99, 2017. ISSN 2168-2194.

AL-ANI, T.; TRAD, D.; TR, D. **Signal processing and classification approaches for brain-computer interface**. [s.n.], 2010. 25–65 p. ISSN 978-953-7619-58-9. ISBN 9789537619589. Disponível em: <<https://doi.org/10.5772%2F7032>>.

AMIRI, S. et al. A Review of P300, SSVEP, and Hybrid P300/SSVEP Brain- Computer Interface Systems. In: **Brain-Computer Interface Systems - Recent Progress and Future Prospects**. InTech, 2013. ISBN 9789533070865. Disponível em: <<https://doi.org/10.5772%2F56135>>.

AZEVEDO, F. A. et al. Equal numbers of neuronal and nonneuronal cells make the human brain an isometrically scaled-up primate brain. **The Journal of Comparative Neurology**, Wiley-Blackwell, v. 513, n. 5, p. 532–541, apr 2009. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/cne.21974>>.

BONNET, L.; LOTTE, F.; LECUYER, A. Two brains, one game: Design and evaluation of a multiuser BCI video game based on motor imagery. **IEEE Transactions on Computational Intelligence and AI in Games**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 5, n. 2, p. 185–198, jun 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tciaig.2012.2237173>>.

BREITFELDER, K.; MESSINA, D. **The Authoritative Dictionary of IEEE Standards Terms**. Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), 2000. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109%2Fieeestd.2000.322230>>.

BULLING, A. **Eye Movement Analysis for Context Inference and Cognitive-Awareness**. ETH Zurich, Switzerland, 2010. ISBN

3909386342. Disponível em: <<https://www.amazon.com/Movement-Analysis-Context-Inference-Cognitive-Awareness/dp-/3909386342?SubscriptionId=0JYN1NVW651KCA56C102tag=techkie-20linkCode=xm2camp=2025creative=165953creativeASIN=3909386342>>.

CARLSON, T.; MILLAN, J. del R. Brain-controlled wheelchairs: A robotic architecture. **IEEE Robotics & Automation Magazine**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 20, n. 1, p. 65–73, mar 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/mra.2012.2229936>>.

CHEN, X. et al. High-speed spelling with a noninvasive brain–computer interface. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, Proceedings of the National Academy of Sciences, v. 112, n. 44, p. E6058–E6067, Oct 2015. Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1073/pnas.1508080112>>.

CINCOTTI, F. et al. Non-invasive brain–computer interface system: Towards its application as assistive technology. **Brain Research Bulletin**, Elsevier BV, v. 75, n. 6, p. 796–803, apr 2008. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016%2Fj.brainresbull.2008.01.007>>.

COLLINGER, J. L. et al. High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. **The Lancet**, Elsevier BV, v. 381, n. 9866, p. 557–564, feb 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016%2Fs0140-6736%2812%2961816-9>>.

ESCOLANO, C.; AGUILAR, M.; MINGUEZ, J. Eeg-based upper alpha neurofeedback training improves working memory performance. p. 2327–2330, Aug 2011. ISSN 1094-687X.

FADZAL, C.; MANSOR, W.; KHUAN, L. Y. Review of brain computer interface application in diagnosing dyslexia. In: **2011 IEEE Control and System Graduate Research Colloquium**. IEEE, 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/icsgrc.2011.5991843>>.

FATOURECHI, M. et al. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. **Journal of Neural Engineering**, v. 4, n. 2, p. R32–57, 2007. ISSN 1741-2560. Disponível em: <<https://doi.org/10.1088%2F1741-2560%2F4%2F2%2Fr03>>.

FERNÁNDEZ, T. et al. EEG activation patterns during the performance of tasks involving different components of mental

calculation. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, Elsevier BV, v. 94, n. 3, p. 175–182, mar 1995.
Disponível em:
<<https://doi.org/10.1016%2F0013-4694%2894%2900262-j>>.

GRAIMANN, B.; ALLISON, B.; PFURTSCHELLER, G.
Brain–computer interfaces: A gentle introduction. In:
Brain-Computer Interfaces. Springer, 2009. p. 1–27. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1007%2F978-3-642-02091-9>>.

GRIERSON, M.; KIEFER, C. Better brain interfacing for the masses: Progress in event-related potential detection using commercial brain computer interfaces. p. 1681–1686, 01 2011.

GUGER, C. et al. How many people are able to control a p300-based brain-computer interface (bci)? **Neuroscience Letters**, v. 462, n. 1, p. 94 – 98, 2009. ISSN 0304-3940. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394009008192>>.

IJJADA, M. S. et al. **Evaluation of Wearable Head Set Devices in Older Adult Populations for Research**. [S.l.: s.n.], 2015. 810-811 p.

KHA, H.; KHA, V. Real-time brainwave-controlled interface using p300 component in eeg signal processing. p. 235–240, Nov 2016.

LAFERRIERE, P.; CHAN, A. D. C.; LEMAIRE, E. D. Surface electromyographic signals using a dry electrode. p. 77–80, April 2010.

LEEB, R. et al. Towards independence: A BCI telepresence robot for people with severe motor disabilities. **Proceedings of the IEEE**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 103, n. 6, p. 969–982, jun 2015. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109/jproc.2015.2419736>>.

LIN, C.-T. et al. Brain computer interface-based smart living environmental auto-adjustment control system in UPnP home networking. **IEEE Systems Journal**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 8, n. 2, p. 363–370, jun 2014. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/jsyst.2012.2192756>>.

LIU, Y. et al. Implementation of ssvp based bci with emotiv epoc. p. 34–37, 07 2012.

LOTTE, F.; BOUGRAIN, L.; CLERC, M.

Electroencephalography (EEG)-based Brain-Computer Interfaces. [S.l.: s.n.], 2015. ISBN 047134608X.

MARCEL, S.; MILLAN, J. R. Person authentication using brainwaves (EEG) and maximum a posteriori model adaptation. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 29, n. 4, p. 743–752, apr 2007. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tpami.2007.1012>>.

MARQUEZ, B. Y. et al. Sport education based technology: Stress measurement in competence. In: **2012 International Conference on E-Learning and E-Technologies in Education (ICEEE)**. IEEE, 2012. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/icelete.2012.6333422>>.

MASKELIUNAS, R. et al. Consumer grade EEG devices: are they usable for control tasks? **PeerJ**, PeerJ, v. 4, p. e1746, mar 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.7717/peerj.1746>>.

MILLÁN, J. d. R. Brain-Computer Interfaces. In: **Introduction to Neural Engineering for Motor Rehabilitation**. John Wiley & Sons, Inc., 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.1002/9781118628522.ch12>>.

MINGUILLON, J.; LOPEZ-GORDO, M. A.; PELAYO, F. Trends in EEG-BCI for daily-life: Requirements for artifact removal. **Biomedical Signal Processing and Control**, Elsevier BV, v. 31, p. 407–418, jan 2017. Disponível em: <<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2016.09.005>>.

MINKYU, A. et al. High theta and low alpha powers may be indicative of bci-illiteracy in motor imagery. 2013.

MOGHADDAM, B. Principal manifolds and probabilistic subspaces for visual recognition. **IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 24, n. 6, p. 780–788, jun 2002. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109/tpami.2002.1008384>>.

NAKANISHI, I.; BABA, S.; LI, S. Evaluation of brain waves as biometrics for driver authentication using simplified driving simulator. In: **2011 International Conference on Biometrics and Kansei**

Engineering. IEEE, 2011. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109/icbake.2011.27>>.

NICOLAS-ALONSO, L. F.; GOMEZ-GIL, J. Brain computer interfaces, a review. **Sensors**, v. 12, n. 2, p. 1211–1279, 2012. ISSN 14248220. Disponível em: <<https://doi.org/10.3390%2Fs120201211>>.

OBERMAIER, B. et al. Information transfer rate in a five-classes brain-computer interface. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 3, p. 283–288, Sept 2001. ISSN 1534-4320.

PETROV, B. B.; STAMENOVA, E. D.; PETROV, N. B. Brain-computer interface as internet of things device. In: **2016 XXV International Scientific Conference Electronics (ET)**. IEEE, 2016. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109%2Fet.2016.7753505>>.

PRABHU, V.; PRASAD, G. Designing a virtual keyboard with multi-modal access for people with disabilities. p. 1133–1138, Dec 2011.

RAMADAN, R. A. et al. Basics of brain computer interface. In: **Brain-Computer Interfaces**. Springer, 2015. p. 31–50. Disponível em: <https://doi.org/10.1007%2F978-3-319-10978-7_2>.

RANKY, G. N.; ADAMOVICH, S. Analysis of a commercial EEG device for the control of a robot arm. In: **Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)**. IEEE, 2010. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109%2Fnebc.2010.5458188>>.

RESQUETI, V. R. et al. Esclerose lateral amiotrófica (ela) e músculos respiratórios. **Ter Man**, v. 9, n. 43, p. 297–303, 2011.

SANEI, S.; CHAMBERS, J. **EEG Signal Processing**. John Wiley & Sons Ltd., 2007. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1002%2F9780470511923>>.

SCHALK, G. et al. BCI2000: A general-purpose brain-computer interface (BCI) system. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 51, n. 6, p. 1034–1043, jun 2004. Disponível em:
<<https://doi.org/10.1109%2Ftbme.2004.827072>>.

SHARANREDDY, M.; KULKARNI, P. K. Automated EEG signal analysis for identification of epilepsy seizures and brain tumour.

Journal of Medical Engineering & Technology, Informa Healthcare, v. 37, n. 8, p. 511–519, oct 2013. Disponível em: <<https://doi.org/10.3109/03091902.2013.837530>>.

SPEIER, W.; DESHPANDE, A.; POURATIAN, N. A method for optimizing eeg electrode number and configuration for signal acquisition in p300 speller systems. v. 126, 09 2014.

TAN, D. S.; NIJHOLT, A. (Ed.). **Brain-Computer Interfaces**. Springer London, 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/978-1-84996-272-8>>.

TANAKA, K.; MATSUNAGA, K.; WANG, H. Electroencephalogram-based control of an electric wheelchair. **IEEE Transactions on Robotics**, Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE), v. 21, n. 4, p. 762–766, aug 2005. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109%2Ftro.2004.842350>>.

TATIANA, G.; DENISE, S. (Ed.). **Métodos de Pesquisa**. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2009. Disponível em: <<http://www.ufrgs.br/cursopgdr/downloadsSerie/derad005.pdf>>.

VAID, S.; SINGH, P.; KAUR, C. EEG signal analysis for BCI interface: A review. **International Conference on Advanced Computing and Communication Technologies, ACCT**, v. 2015-April, p. 143–147, 2015. ISSN 23270659. Disponível em: <<https://doi.org/10.1109%2Facct.2015.72>>.

VECCHIATO, G. et al. EEG analysis of the brain activity during the observation of commercial, political, or public service announcements. **Computational Intelligence and Neuroscience**, Hindawi Publishing Corporation, v. 2010, p. 1–7, 2010. Disponível em: <<https://doi.org/10.1155/2010/985867>>.

VELLOSO, B. P. Atenção como critério de avaliação de objetos de ensino e aprendizagem baseado em suas características. 2014. Disponível em: <<http://btd.egc.ufsc.br/wp-content/uploads/2015/04-/Bruno-Panerai-Velloso.pdf>>.

VIDAURRE, C.; BLANKERTZ, B. Towards a cure for bci illiteracy. **Brain Topography**, v. 3, n. 2, p. 194–198, Jun 2010. ISSN 1573-6792. Disponível em: <<https://doi.org/10.1007/s10548-009-0121-6>>.

WOLPAW, J. R. et al. Brain–computer interfaces for communication and control. **Clinical Neurophysiology**, Elsevier BV, v. 113, n. 6, p. 767–791, jun 2002. Disponível em:
<[https://doi.org/10.1016/s1388-2457\(02\)00057-3](https://doi.org/10.1016/s1388-2457(02)00057-3)>.

WOLPAW, J. R. et al. Eeg-based communication: improved accuracy by response verification. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 6, n. 3, p. 326–333, Sep 1998. ISSN 1063-6528.

YUAN, P. et al. A study of the existing problems of estimating the information transfer rate in online brain–computer interfaces. **Journal of Neural Engineering**, Feb 2013.