

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
ESCOLA DE ENGENHARIA
CURSO DE ENGENHARIA DE CONTROLE E AUTOMAÇÃO**

RODRIGO ETZBERGER DOS REIS

**AVALIAÇÃO DE INTERFACE CÉREBRO-COMPUTADOR
COMO DISPOSITIVO DE ENTRADA EM SISTEMAS DE
AUTOMAÇÃO**

**PORTO ALEGRE-RS
2018**

RODRIGO ETZBERGER DOS REIS

**Avaliação de Interface Cérebro-Computador como Dispositivo
de Entrada em Sistemas de Automação**

Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia
de Controle e Automação da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, apresentado à Banca Julgadora
como pré-requisito para aprovação na atividade.

Orientador: Ivan Müller

**PORTO ALEGRE - RS
2018**

RODRIGO ETZBERGER DOS REIS

**Avaliação de Interface Cérebro-Computador como Dispositivo de
Entrada em Sistemas de Automação**

Trabalho de Conclusão do Curso de Engenharia
de Controle e Automação da Universidade Federal do
Rio Grande do Sul, apresentado à Banca Julgadora
como pré-requisito para aprovação na atividade.

PORTO ALEGRE, 15 DE JUNHO DE 2018

Banca Examinadora

Profa. Lucíola Campestrini

Prof. Renato Ventura Bayan Henriques

Prof. Alcy Rodolfo dos Santos Carrara

Prof. Ivan Müller

AGRADECIMENTOS

À UFRGS pela oportunidade de estudar em uma faculdade reconhecida.

Ao professor orientador pelo auxílio neste trabalho.

Aos meus pais por me darem o suporte para ter chegado até aqui.

À minha parceira pelo contínuo apoio e carinho.

Aos meus companheiros pela força nos melhores e piores momentos.

RESUMO

Este trabalho tem como objetivo analisar o equipamento de eletroencefalografia (EEG) EPOC, desenvolvido pela empresa Emotiv, na função de entrada alternativa de sistemas de automação. Apesar da descoberta desta tecnologia datar à década de 30 do século XX, a distribuição destes sistemas como produto para o público geral, a preços mais acessíveis, só passou a ser viável no início deste século. Desta maneira, torna-se relevante um estudo de novas aplicações para este produto em ambientes diferenciados.

A análise do equipamento mencionado foi feita a partir dos seguintes pontos focais: o estudo do funcionamento geral do equipamento; o estudo das aplicações e soluções disponíveis ao usuário comum pelos desenvolvedores; a graduação e categorização de cada um destes sistemas; a comparação dos resultados com as necessidades de diferentes ambientes e perfis de usuários; e, por fim, a definição de quais aplicações seriam as mais indicadas.

Palavras-chave: interface cérebro-máquina, eletroencefalografia, eletromiografia, estudo de aplicações, sistemas de automação.

ABSTRACT

This paper intends to analyze the electroencephalography equipment EPOC, from Emotiv, as an alternative input to automation systems. Despite the discovery of this technology dates to the 30s of the 20th century, the distribution of these systems as product to the large masses, at affordable prices, has only become possible at the beginning of this century. Therefore, studies of new application for this product in new environments became relevant.

The analysis of the mentioned equipment was done baring the following focal points: study of its general workings; study of its softwares and solutions made available to the public by its developers; grading and categorization of each of these systems; comparing between the results and the different environment's and user's necessities; and, finally, the definition of which applications are more suited for the equipment in question.

Keywords: brain-computer interface, electroencephalography, electromyography, applications' study, automation systems.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – EPOC (2012), BCI da empresa Emotiv.	17
Figura 2 – Navegação do aparelho celular Nokia 3310 (2000).....	34
Figura 3 – Representação gráfica de um experimento com 3 comandos simultâneos.	37
Figura 4 – Fluxograma do exemplo EmoStateLogger.	44
Figura 5 – Fluxograma do exemplo MentalCommandDemo.....	45
Figura 6 – <i>Prompt</i> de comando para o exemplo MentalCommandDemo.....	46
Figura 7 – <i>Prompt</i> de comando do exemplo EmoStateLogger alterado.	46
Figura 8 – Interface de detecções de expressões faciais.....	47
Figura 9 – Interface de detecções de estados mentais.	47
Figura 10 – Interface de detecções de comandos mentais.....	47
Figura 11 – Estrutura de comunicação com o sistema Emotiv (retirado do manual do desenvolvedor).	48
Figura 12 – EmoCube: representação 3D receptora dos movimentos comandados.	49

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Hipóteses a respeito das aplicações possíveis do equipamento.....	26
Tabela 2 – Resultados dos experimentos com EMG.....	29
Tabela 3 – Resultados dos experimentos com comandos singulares.	31
Tabela 4 – Resultados com comandos singulares com filtro de 1500 ms.	32
Tabela 5 – Resultados com comandos singulares com filtro de 3000 ms.	33
Tabela 6 – Resultados dos experimentos com dois comandos simultâneos.....	35
Tabela 7 – Resultados com dois comandos simultâneos e filtro de 1500 ms.....	36

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

UFRGS – Universidade Federal do Rio Grande do Sul

UFES – Universidade Federal do Espírito Santo

UFAM – Universidade Federal do Amazonas

BCI – *Brain-Computer-Interface*

EEG – Eletroencefalografia

EMG – Eletromiografia

PROCAD – Programa Nacional de Cooperação Acadêmica

SUMÁRIO

1.	CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO	12
1.1.	CONTEXTO E MOTIVAÇÃO	13
1.2.	OBJETIVOS	14
1.3.	ESTRUTURA DO TRABALHO	14
2.	CAPÍTULO 2 – REVISÃO LITERÁRIA	15
2.1.	ESTADO DA ARTE	15
3.	CAPÍTULO 3 – MÉTODOS E MATERIAIS	17
3.1.	HARDWARE UTILIZADO	17
3.2.	SOFTWARES UTILIZADOS	18
3.2.1.	Aplicativos próprios	18
3.2.2.	Experimentos Iniciais	20
3.2.3.	SDK base	20
3.2.4.	Códigos alterados	23
3.3.	HIPÓTESES PARA APLICAÇÕES	25
3.4.	METODOLOGIA DE EXPERIMENTO	25
3.4.1.	Eletromiografia	26
3.4.2.	Eletroencefalografia	27
4.	CAPÍTULO 4 – RESULTADOS	28
4.1.	ELETROMIOGRAFIA	28
4.2.	ELETROENCEFALOGRAFIA	30
4.2.1.	Seleção singular	30
4.2.2.	Seleção múltipla	34
4.3.	ANÁLISE DE APLICAÇÕES	37
4.3.1.	Ambientes	37
4.3.2.	Perfis de usuário	38
5.	CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES	40
5.1.	CONSIDERAÇÕES FINAIS	40
5.2.	TRABALHOS FUTUROS	40
6.	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO

O presente trabalho apresenta uma avaliação da possibilidade de uso de interfaces-cérebro-computador (*Brain Computer Interfaces*, BCIs) como dispositivo de entrada de dados em sistemas de automação. A proposta tem como base a hipótese de que o ser humano, ao passo que aumenta sua interação e conexão com aparelhos eletrônicos, faz com que um maior número de interfaces sejam analisadas em diferentes aplicações. Além do possível uso futuro em sistemas de automação industrial, o uso de dispositivos de tecnologia assistiva, naturalmente, se encontra guardada em sistemas de automação doméstica, para auxiliar usuários incapacitados. A partir destas afirmações, propõe-se avaliar o potencial dos BCIs em suprir estas demandas. Ainda, este trabalho visa especificamente a avaliação de dispositivos BCI de baixo custo.

A utilização deste equipamento, com custo limitado, dá sequência aos trabalhos desenvolvidos pelas faculdades UFRGS, UFAM e UFES durante o PROCAD de 2013, coordenado pelo Prof. Dr. Ing Carlos Eduardo Pereira. Em bolsa de iniciação científica, Bruna Mary Ramos, então aluna de graduação, desenvolveu uma interface cérebro computador – com o mesmo equipamento utilizado neste trabalho – que permite um controle de uma cadeira de rodas motorizada a partir dos movimentos faciais do usuário (PEREIRA, C. E.; et al, 2017). O trabalho tinha como um de seus objetivos a utilização do sistema BCI disponível limitado aos algoritmos proprietários da empresa do sensor. Assim, o presente trabalho questiona a utilização deste aparelho em sistemas de automação, aplicando-se as mesmas limitações.

Adicionalmente, este trabalho foca sua análise nas diferentes ferramentas disponíveis no equipamento ao invés de sua compatibilidade com diferentes usuários. Sendo assim, o trabalho utiliza um único voluntário, com três meses de experiência, em seus testes. Isto permite uma análise das ferramentas desconsiderando o tempo exato necessário para dominar cada uma.

1.1. CONTEXTO E MOTIVAÇÃO

Um estudo realizado pela empresa Google em 2017 – conforme reportagem de Oliveira (2017) – apontou que 62% dos consumidores brasileiros possuem e usam um *Smartphone* na sua rotina diária. O mesmo estudo aponta que este valor era de 14% em 2012. Apesar da tecnologia em questão ter entrado no mercado como um direto substituto dos antigos e mais limitados aparelhos celulares, é inegável que esta nova geração de aparelhos é muito superior, permitindo maior imersão e conseqüente dependência do usuário. Os aparelhos atuais permitem conexão com redes sociais, utilização de geolocalização por satélite para auxiliar em rotas de viagem, captura e armazenamento de imagens, entre diversas outras funcionalidades – todas ao alcance imediato do usuário. No entanto, estas tecnologias e as vantagens que às acompanham não são atualmente acessíveis fisicamente a todos usuários.

A partir da constatação dos avanços tecnológicos e de nossa dependência deles, surge a seguinte questão: uma tecnologia à mão do usuário será suficiente? Como é possível aprimorar ainda mais a interação do homem com a máquina? Em que situações estas interações aprimoradas se encaixarão melhor?

A eletroencefalografia, como mencionado por Tudor M., Tudor L. e Tudor K. (2005), data seus primeiros passos no ano de 1924, quando o psiquiatra alemão Hans Berger fez as primeiras medições em um garoto de 17 anos que passava por uma operação neurocirúrgica. Todavia, foi apenas no início desta último século que os estudos sobre o tema ganharam um suporte significativo. Segundo Wolpaw et al (2002), a atenção dada à tecnologia em questão pode ser atribuída a três principais fatores: a maior preocupação da sociedade em geral com a acessibilidade de pessoas com necessidades especiais; o avanço nas tecnologias de análise em tempo real das ondas captadas pelos eletroencefalogramas (EEG); e a concessão de informações, originalmente restritas, a respeito da natureza dos sinais gerados pelo cérebro e dos pontos de origem destes sinais no órgão.

A partir de então, novas equipes de pesquisa iniciaram projetos de maior escala sobre o tema, de forma a transformar tal tecnologia em produto comercial. Neste contexto, a empresa Emotiv é fundada por Tan Lee e Dr. Geoff Mackellar em 2011. A empresa trabalha desenvolvendo equipamentos do tipo BCI, com foco específico em transformar EEGs em um produto acessível, para uso em diversas aplicações não médicas. O aparelho de testes utilizado neste trabalho é o EPOC, da empresa citada. Trata-se de um EEG de 14 canais criado para

pesquisas sobre BCI, especialmente projetado de modo a ter um custo baixo de produção e venda.

1.2. OBJETIVOS

Este trabalho tem como objetivo analisar a viabilidade de BCIs como equipamento de entrada de dados para sistemas de automação, doméstica ou industrial. Isto é feito a partir da realização das seguintes tarefas:

- Análise experimental das principais ferramentas sensoriais disponibilizadas na aplicação base do aparelho utilizado no trabalho;
- Utilização de dados quantitativos e qualitativos para categorização destas ferramentas;
- Definição da viabilidade destas ferramentas em aplicações reais.

1.3. ESTRUTURA DO TRABALHO

Este trabalho está dividido da seguinte forma: primeiramente é feita uma Revisão Bibliográfica; em seguida, a Metodologia empregada nos testes utilizando o BCI é apresentada; ao final, apresentam-se os Resultados obtidos e as conclusões do trabalho. Na Revisão Bibliográfica situa-se o trabalho no universo de pesquisas similares. Em Métodos e Materiais, são apresentados os equipamentos envolvidos no trabalho e os procedimentos para a realização dos experimentos. Em Resultados, declaram-se os dados obtidos nos experimentos; discute-se, na mesma seção, os resultados relacionando-os com possíveis aplicações. Na Conclusão, faz-se o sumário do trabalho indicando possíveis trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2 – REVISÃO LITERÁRIA

2.1. ESTADO DA ARTE

Desde a utilização de ferramentas feitas de pedras e galhos para caçadas mais efetivas, até a utilização de vidros de superfície curvada para a melhora da visão, o ser humano continuamente tenta aprimorar suas capacidades a partir de elementos exteriores ao seu corpo. Ao que parece, a utilização de tecnologia no aprimoramento humano é tão antiga quanto a humanidade. Atualmente, a interação do homem com a tecnologia evoluiu a ponto que ligações entre eles – historicamente, consideradas como ficção – tornam-se possíveis. Carros se movem por conta própria (WAYMO, 2018), robôs auxiliam na limpeza de casas (DARLIN D., 2017), e comandos mentais são possíveis (EMOTIV, 2018a).

Nas últimas décadas, tem-se dado uma maior atenção a interfaces com máquinas que permitam interação sem contato físico. Neste sentido, viu-se grande potencial na utilização de sistemas BCI. Estes sistemas possuiriam capacidade não só de substituir funções inacessíveis para pessoas com necessidades especiais, mas também de adicionar meios de interação com o ambiente liberando a utilização dos demais membros do corpo para outras finalidades. A fim de verificar quais são as atuais limitações desta tecnologia, vários estudos têm sido feitos. Alguns trabalhos no tema são apresentados e discutidos a seguir.

Realizado em 2002 como uma análise encomendada pela editora Elsevier de literatura médica e científica, o relatório de Jonathan R. Wolpaw et al (*Brain-computer interfaces for communication – 2002*) sumariza a situação da tecnologia na época. O artigo é tido como um marco da nova era dos BCIs. Ele se difere deste trabalho, pois trata da situação na qual a tecnologia se encontrava na época, enquanto este trabalho analisa um equipamento que surgiu a partir das pesquisas então realizadas.

Realizado em 2011 na Universidade de Princeton nos EUA, o trabalho de Micheal Adelson (Emotiv Experimenter: An experimentation and mind-reading application for the Emotiv EPOC) desenvolveu uma aplicação própria para um EPOC capaz de aprender estados mentais dos usuários e, por meio de comparações, “ler a mente” deste. Este trabalho se assemelha pela utilização do mesmo equipamento e pela utilização do mesmo material base. No entanto, Adelson propõe uma utilização com acesso aos dados mais avançados do aparelho, que estão fora do escopo do presente trabalho por adicionarem custos ao mesmo.

Realizado em 2012 na Universidade de Catenbury na Nova Zelândia, o trabalho de Matt Lang (*Investigating the Emotiv EPOC for cognitive control in limited training time – 2012*) propôs uma análise do tempo necessário de treino para a utilização do BCI EPOC. O autor faz uma análise sobre o mesmo produto objeto de estudo deste trabalho, diferindo-se, porém, pelo foco de estudo. O autor teve como objetivo analisar o tempo necessário para dominar o uso básico do equipamento, enquanto este trabalho almeja verificar a sua aplicação em sistemas de automação.

Realizado em 2014 para os anais do XX Congresso Brasileiro de Automática em Belo Horizonte – MG, o trabalho de Anibal Cotrina et al (*Evaluation of emotional components to improve ssvep-bci – 2014*) avaliava a utilização dos componentes emocionais do BCI na melhora dos sinais utilizados em um sistema SSVEP (*Steady State Visual Evoked Potential*). O artigo em questão traz uma proposta importante a respeito da utilização dos dados do aparelho, pois tenta melhorar a performance do sistema por meio da junção das diferentes medições que este é capaz de fazer. O artigo se diferencia do trabalho atual por focar nos algoritmos de sensoriamento e não na sua aplicação.

CAPÍTULO 3 – MÉTODOS E MATERIAIS

3.1. *HARDWARE UTILIZADO*

Nesta seção é feita uma análise do equipamento utilizado neste trabalho. Trata-se de um dos primeiros BCIs da empresa Emotiv, o EPOC – lançado em 2012 – que pode ser visualizado na Figura 1. O equipamento é um sensor para EEG sem fio de 14 canais, além de dois canais de referência. Segundo o fabricante, uma das vantagens do EPOC é ser um dispositivo para EEG capaz de adquirir dados com qualidade similar aos de equipamentos de classe hospitalar, custando menos de 1.000 dólares, enquanto os equipamentos hospitalares chegam a custar 60.000 dólares.



Figura 1 – EPOC (2012), BCI da empresa Emotiv.

O aparelho utiliza os 18 eletrodos em conjunto para criar, em tempo real, um mapeamento espacial do cérebro. Esta técnica de leitura permitiria, segundo a empresa, o sensoriamento da superfície do cérebro incluindo todas as suas principais áreas de interesse. A partir da leitura global das ondas geradas pelo órgão, é possível utilizar técnicas avançadas de aprendizado de máquina (*machine learning*) possibilitando a identificação de uma grande variedade de estados mentais.

A comunicação do aparelho com computadores é feita sem fio a partir de um *Dongle* – conector USB que permite a comunicação sem fio entre o computador e o sensor de EEG – disponibilizado junto ao equipamento. Ao conectar o *Dongle* na máquina, o aparelho estabelece comunicação e passa a enviar dados para o computador. Não há opção de comunicação direta por fio, sendo que uma entrada do tipo mini-USB é utilizada exclusivamente para recarregar as baterias do equipamento.

3.2. SOFTWARES UTILIZADOS

3.2.1. Aplicativos próprios

A Emotiv, além do equipamento para coleta dos sinais cerebrais, oferece uma aplicação base (Emotiv Xavier Controlpanel) capacitada para executar três principais algoritmos de detecção. Os algoritmos são os seguintes: detecção de expressões faciais; detecção de estados emocionais e/ou subconscientes; e detecção de comandos mentais. As interfaces de cada uma destas funções do sistema são apresentadas a seguir.

Seguindo a ordem da enumeração, a primeira função analisada é a de detecção de expressões faciais. Primeiro, deve-se especificar que, apesar do EPOC ser inegavelmente um equipamento BCI capaz de efetuar leituras de EEG, esta função não se baseia em leituras de sinais vindos do cérebro. Para a detecção de expressões faciais, o sistema utiliza os mesmos sensores envolvidos nas leituras de EEG para identificar eletricamente as contrações musculares da face (eletromiografia). Esta utilização alternativa do equipamento permite detecções de até 12 diferentes sinais musculares. Na Figura 8 (disposta no Anexo I), pode-se ver a interface em que as detecções são obtidas e informadas ao usuário. Nela, a imagem de um rosto replica as detecções do sistema. Adicionalmente, são dispostos os controles deslizantes de ajuste de

sensibilidade dos 12 movimentos lidos (a sensibilidade de olhar para a esquerda e olhar para a direita foram unidos em um único controle). Em sua inicialização, esta função utiliza dados base obtidos por meio de experimentos feitos pela própria empresa para identificar os movimentos. No entanto, a interface ainda disponibiliza, em uma segunda aba, a possibilidade do sistema captar e passar a usar dados experimentais do próprio usuário. Para isso, um número mínimo de comandos deve ser treinado, todavia.

O segundo tipo de detecção oferecida pelo sistema é, então, a leitura de estado mental emocional e/ou subconsciente do usuário. Na Figura 9 (disposta no Anexo I), verifica-se a interface da função em questão. Nela, vê-se uma divisão da tela em quadrantes: no primeiro e quarto quadrantes estão os tipos identificáveis de estado mental, categorizados por cor; enquanto cada um destes estados é mostrado em forma de gráfico, respectivamente, nos segundo e terceiro quadrantes. O sistema é capaz de identificar seis tipos diferentes de estados mentais, sendo estes: excitação, interesse, estresse, engajamento, atenção e relaxamento. Diferentemente do caso da detecção de expressões faciais, esta função utiliza, de fato, os sinais cerebrais do usuário para a geração dos dados. O sistema lê o estado mental do usuário e o compara com um banco de dados para descobrir, com relação a cada estado, qual o grau de semelhança. Este banco de dados foi obtido mediante a testes feitos com vinte a trinta voluntários, onde um estado por vez era estimulado nos participantes e medido simultaneamente.

Por fim, verifica-se a detecção de comandos mentais. Esta função faz testes e armazena o estado do usuário ao mostrar diferentes movimentos, atrelando cada estado gravado ao seu movimento mostrado. Na Figura 10 (disposta no Anexo I), pode-se ver a interface do aplicativo que gerencia esta função. Na tela mostrada, deve-se selecionar os comandos que se deseja treinar. Em seguida, passa-se para a segunda aba de treinos. Lá faz-se testes de alguns segundos para que o sistema reconheça o estado neutro do usuário – que é o estado em que o usuário não está tentando executar um comando. Então, seleciona-se e inicia-se os treinos dos movimentos ou ação desejados. Os movimentos possíveis são rotações e translações nos 3 eixos perpendiculares à tela e suas bordas, e a ação se trata do desaparecimento do bloco. Uma vez com um treino iniciado, o sistema reproduz o movimento selecionado no objeto mostrado no lado esquerdo da tela e armazena o estado mental do usuário ao ver o movimento ou ação ser simulado pelo sistema. Feito isso, ao perceber o mesmo estado mental, o sistema reproduz o movimento no objeto.

3.2.2. Experimentos Iniciais

Para um melhor entendimento das capacidades do equipamento, realizaram-se experimentos com cada um dos três módulos básicos oferecidos pelo fabricante. Para tal, utilizou-se unicamente a aplicação apresentada na Seção 3.2.1. Esclarece-se que apesar de, até o então momento, não existissem fatores que definissem um teste bem ou malsucedido, pôde-se inferir qualitativamente algumas vantagens e desvantagens dos métodos.

Notou-se que o sistema de eletromiografia consegue captar diversas entradas simultâneas acusando alguns movimentos inexistentes. Inferiu-se, porém, que estes falsos movimentos podem ser atenuados ajustando as sensibilidades da aplicação. No caso do uso do EEG para comandos mentais, verificou-se uma sensibilidade aceitável para a seleção de um único comando. Quando se adicionavam mais comandos, a captação dos mesmos ficava muito mais instável. Ressalta-se que a seleção simultânea de dois movimentos no mesmo eixo tornava o controle ainda mais instável devido à similaridade dos movimentos. Por último, não foi possível graduar os sinais emocionais e subconscientes. Foram gerados gráficos para cada estado analisável, porém não se pôde relacionar nenhuma modificação ao estado real do usuário. Devido a este fator, o módulo de sinais emocionais e subconscientes não é analisado neste trabalho como entrada alternativa.

3.2.3. SDK base

Apesar da aplicação Xavier Controlpanel (analisada na Seção 3.2.1) demonstrar bem as capacidades básicas do equipamento, ela não é ideal para a realização de experimentos que necessitem uma aquisição de dados mais precisa. Assim, utilizou-se do SDK (*Software Development Kit*) também disponibilizado pela Emotiv em seu GitHub (EMOTIV. Emotiv Getting Started Guide. 3.5.0 eds. 2017.). Trata-se de uma pasta com todas as bibliotecas necessárias, um manual do desenvolvedor e alguns códigos exemplo para as seguintes linguagens: Android, C#, C++, Java, Matlab, ObjectiveC, Python e Unity. No entanto, mesmo com acesso a todos os materiais, deve-se adquirir o pacote completo do sistema para visualizar e utilizar os dados gerados pelo aparelho. Uma vez que este trabalho tem o objetivo de analisar o equipamento como uma entrada alternativa, não se adquiriu o pacote, sendo este um fator limitante no desenvolvimento dos códigos.

Para o estudo do código gerenciador dos experimentos, escolheu-se os exemplos em C++ devido a experiências prévias com esta linguagem e com a ferramenta de desenvolvimento Visual Studio – sugerida pela Emotiv para a manipulação destes códigos. Dentre os exemplos em C++, distinguem-se dois projetos: EmoStateLogger e MentalCommandDemo. A partir da análise destes códigos e da leitura do manual do desenvolvedor, pôde-se identificar a estrutura necessária para conduzir os experimentos deste trabalho. A seguir são discutidas as estruturas destes códigos.

O exemplo EmoStateLogger tem como um de seus propósitos a demonstração do funcionamento da comunicação entre algoritmos desenvolvidos e a EmoEngine, sistema que gerencia a comunicação computador-equipamento. O sistema funciona por meio da leitura e tratamento de eventos captados pelo aparelho. Após a inicialização das devidas variáveis, o código entra em *loop* fazendo uma leitura dos *buffers* de eventos do aparelho e executando diferentes partes do código a partir do estado lido. Na Figura 11 (disposta no Anexo II), retirada do manual do desenvolvedor, vê-se a estrutura que os códigos devem utilizar para se comunicar com o sistema Emotiv.

Uma sequência de operação comum seria a seguinte: mediante conexão com o *Dongle*, o aparelho dispara um evento indicando comunicação bem-sucedida; o código então percebe este evento e passa a buscar um outro evento que indique o estado do aparelho; quando um movimento facial é percebido pelo equipamento, este dispara um evento específico informando tal fato; por fim, o código reconhece o movimento percebido e toma decisões a partir disso. Acrescenta-se que o código em questão também pode ser utilizado com o aplicativo EmoComposer para a realização de simulações. O EmoComposer é um dos aplicativos gratuitos distribuídos pela Emotiv. Ele simula um aparelho Emotiv e permite o envio de eventos sem a necessidade de uma conexão com o equipamento real.

Outro propósito do EmoStateLogger, como o nome mesmo indica, é ensinar como pode ser feito o registro destes sinais captados pelo sistema. O código originalmente tem o processo básico programado conforme o fluxograma da Figura 4 (disposta no Apêndice I). O registro feito pelo código é feito no formato de arquivo “.csv” e inclui os seguintes dados: o tempo passado a partir do início do experimento, a qualidade do sinal de conexão Wifi com o *Dongle*, a qualidade de sinal elétrico em cada um dos eletrodos, e o valor retornado de cada um dos eventos que relatam a atividade dos músculos faciais. Deve-se ressaltar que o algoritmo tem a capacidade de obter apenas os sinais referentes aos movimentos faciais do usuário a partir de EMG. Para este tipo de sinal, não é necessário fazer aquisições prévias (treinamentos), devido

à estrutura muscular ser bastante similar, de pessoa para pessoa. Isto possibilita a utilização de um padrão universal na identificação dos movimentos musculares percebidos.

O exemplo `MentalCommandDemo` tem como objetivo mostrar o passo a passo para a aquisição de comandos mentais por EEG. Diferentemente do `EmoStateLogger`, os sinais mentais necessitam de um treinamento prévio para garantir uma correta leitura dos comandos desejados. Estes dados, em seguida são transmitidos para algum outro aplicativo – neste caso, o `EmoCube`, uma representação de um cubo 3D visível na Figura 12 (disposta no Anexo III). Desta forma, o algoritmo foi desenvolvido com formato mais completo que exige a digitação de palavras chave no *prompt* de comandos. Este algoritmo, todavia, necessitou uma modificação para que pudesse ser usado na sua forma original, conforme explicado a seguir.

Na Figura 6 (disposta no Apêndice III), verifica-se o *prompt* que é aberto ao se executar o exemplo `MentalCommandDemo` no seu estado original. É a partir da digitação de comandos que se iniciam os treinamentos e selecionam-se outros comandos desejados. No entanto, foi verificado que, toda vez que uma tecla era pressionada, dois caracteres apareciam: o da tecla desejada e um espaço em branco. Procurou-se, então, verificar o tratamento que o código fazia ao input do usuário. Descobriu-se que todo o algoritmo de digitação do usuário era gerenciado diretamente por um código do exemplo e não pelo depurador do Visual Studio. Realizando testes, verificou-se que este código rodava duas vezes a cada digitação, salvando o dígito desejado e um segundo dígito especial. Para a resolução deste problema, simplesmente adicionou uma condição antes do código de registro dos dígitos, permitindo apenas dígitos válidos do teclado da tabela ASCII. Feito isso, os comandos digitados passaram a funcionar como pretendidos.

Com o código funcionando corretamente, pôde-se analisar a estrutura do mesmo. A Figura 5 (disposta no Apêndice II) apresenta o fluxograma do exemplo `MentalCommandDemo` em relação às entradas que o usuário deve inserir manualmente. O processo tem a seguinte ordem: selecionam-se os comandos a serem detectados e enviados ao modelo de cubo 3D, seleciona-se um treino por vez destes comandos, treinam-se eles e aceitam-se os treinos. Destaca-se que o primeiro treinamento deve ser o de estado neutro, no qual o usuário não executa nenhum comando voluntariamente. É a partir da comparação com o estado neutro que os outros comandos são percebidos. Outra questão que deve ser mencionada é o fato de que, entre as esperas de comandos digitados, o sistema continuamente envia os dados captados por eventos para o `EmoCube`.

3.2.4. Códigos alterados

Feita a análise inicial dos códigos de exemplo, verificam-se quais são as mudanças necessárias para que os objetivos propostos sejam atingidos. O exemplo EmoStateLogger necessitava de uma lista de opções na qual o usuário seleciona o comando que quer avaliar, de forma similar às seleções disponíveis no segundo exemplo. Enquanto isso, o MentalCommandDemo precisa das funções encarregadas de gravar os dados lidos em um arquivo “.csv”, como feito no primeiro exemplo. Por último, ambos exemplos necessitam de instruções dinâmicas para orientar o usuário durante os experimentos.

O EmoStateLogger, em seu formato original, apenas capta os sinais disponíveis e os registra em um arquivo “.csv”. Assim, para adequar o código às necessidades deste trabalho, adicionaram-se dois principais blocos ao código. O primeiro é composto de uma seleção inicial do comando desejado. Uma vez que o código apenas trata dos dados de EMG do aparelho, as opções de comandos são as seguintes: piscar com ambos olhos (*blink*), com apenas o olho esquerdo (*wink left*), com apenas o olho direito (*wink right*), franzir a testa (*frown*), levantar as sobrancelhas (*surprise*), sorrir (*smile*), e apertar a arcada dentária inferior contra a superior (*clench*).

O segundo bloco é encarregado de, a partir das informações adquiridas no primeiro bloco, instruir o usuário a respeito do passo-a-passo do experimento. Este algoritmo de instrução deve, todavia, manter a estrutura cíclica de aquisição de eventos do programa original. Desta forma, alterou-se a função de registro de dados, adicionando variáveis para armazenamento de tempos e comandos de apresentação de textos ao usuário.

O experimento é dividido em rodadas, onde cada rodada possui duas fases que neste trabalho serão denominadas fase de incentivo e fase de proibição. Na primeira, o usuário é incentivado a efetuar o comando e na outra o usuário é proibido de fazer isto. As fases incentivadas são finalizadas no momento em que o comando esperado é detectado, dentro de um tempo máximo de espera. Quando o tempo acaba ou o comando é detectado, a fase de proibição se inicia. Esta fase, por sua vez, possui um tempo fixo duas vezes maior ao tempo máximo da fase incentivada. Durante o experimento, o código grava os seguintes parâmetros para cada rodada realizada: “Escolha” que é o comando selecionado no início do experimento; “Falsos +” que indica o número de vezes em que o comando escolhido foi detectado durante a fase de proibição (onde estes comandos não deveriam ser detectados); “Ciclos” que indica o número de eventos

analisados durante este mesmo período; “Situacao” que indica se, durante a fase incentivada, o comando foi detectado; e “Atraso” que é o tempo que se passou desde o início da fase incentivada até o seu fim.

Na Figura 7 (disposta no Apêndice III), verifica-se como é informada a etapa do teste para o usuário. A última linha visível no *prompt* indica a quanto tempo o experimento está ocorrendo, a instrução para o usuário e por quanto tempo ela se manterá – esta linha é atualizada a cada ciclo do código.

Por último, discutem-se as alterações realizadas no exemplo MentalCommandDemo. Para este código, não foi necessária a inserção de um bloco de opções para o usuário, uma vez que um algoritmo similar já existia. A única adição feita no código de interação com o usuário foi a detecção da tecla “+” na lista de testes, encarregada de iniciar o experimento. Ressalta-se que o usuário deve primeiramente selecionar e treinar os comandos desejados. Em contrapartida, foram necessárias as construções completas dos algoritmos responsáveis pela instrução do usuário e pelo registro dos dados coletados em algum arquivo.

Para os experimentos EEG, fez-se com que as ações do usuário não interferissem no processo do teste, apenas nos resultados. Isto foi feito da seguinte forma: ao usuário ainda são apresentadas duas fases – uma de incentivo e outra de proibição – no entanto as detecções dos comandos não interrompem as fases, que possuem, então, uma duração fixa (ainda na proporção 1:2). Além disso, julgou-se necessário a adição um filtro no registro de dados, uma vez que verificou-se instabilidades no sinal de EEG durante os experimentos iniciais. Assim, apenas registram-se as leituras em que o comando percebido possui uma potência relevante (ajustada manualmente no código para 50%).

Entendido o procedimento necessário para o registro correto dos dados, troca-se o foco para a estrutura e sequência dos dados salvos. Para este experimento julgou-se importante o registro dos seguintes valores: “Tempo Total” que armazena em milissegundos o tempo decorrido desde o início do experimento; “Rodada” que indica quantas vezes já se realizou a troca de instrução positiva para negativa; “Comando” indica o código numérico associado ao comando detectado pelo sistema; “Instrucao” indica a fase atual, ou seja, se naquele momento o usuário deveria ou não executar o comando; “Tempo de Instrucao” indica o tempo em que o evento foi gravado a partir do momento em que a instrução mudou; “Valor” é a potência detectada do comando, representada por um número racional de 0 a 1; e “Duração” indica por quanto tempo o comando foi mantido em um valor relevante. Deve-se ressaltar que quando não

ocorre nenhuma detecção relevante, o código registra uma linha informando isto no momento da troca de instrução.

3.3. HIPÓTESES PARA APLICAÇÕES

Para estudar-se a aplicabilidade do equipamento, antes devem-se fazer hipóteses a respeito das aplicações. Assim, é importante a definição tanto dos âmbitos nos quais o sistema vai ser avaliado, quanto dos perfis dos usuários que estarão utilizando o sistema. Na Tabela 1, verificam-se as hipóteses feitas a respeito destas questões.

Agrupam-se os possíveis ambientes nestes dois principais tipos, pois estes são alguns dos mais comuns recipientes de sistemas de automação – foco deste trabalho. A divisão dos perfis de usuário, por sua vez, foi feita levando em consideração à natureza assistencial do equipamento. Exemplos notórios são casos de tetraplegia ou de ALS (*Amyotrophic Lateral Sclerosis* ou Esclerose Lateral Amiotrófica), que criam a necessidade de pelo menos 3 níveis de perfil. A partir da divisão nestes 3 níveis, pretende-se analisar os casos em que as ferramentas não são necessárias para o usuário (sem desabilidade grave), os casos em que tanto os comandos de EEG quando de EMG podem ser utilizados (desabilidade motoras dos membros, mas não da face), e os casos em que nem mesmo os movimentos da face são uma opção, tornando apenas a tecnologia EMG aplicável (desabilidade motora completa).

3.4. METODOLOGIA DE EXPERIMENTO

Desenvolvidos os códigos e hipóteses necessários para a realização dos experimentos, passa-se à definição de como estes devem ser executados. O objetivo do trabalho é verificar a viabilidade deste sistema como uma entrada alternativa para diferentes sistemas de automação. Desta forma, deve-se testar a confiança das detecções e tempo de resposta do sistema para cada um dos módulos (EEG e EMG). A fim de verificar as vantagens e desvantagens particulares destes módulos, cada um tem um tipo de experimento próprio.

Tabela 1 – Hipóteses a respeito das aplicações possíveis do equipamento.

		Hipóteses
Ambiente	Industrial	<ul style="list-style-type: none"> • Dependendo do tipo de indústria, os processos podem ou não necessitar de uma alta velocidade na chegada de informação. • É imperativo, porém, em todos ambientes industriais um alto nível de segurança e confiança nos seus equipamentos.
	Domiciliar	<ul style="list-style-type: none"> • Não possui grandes exigências. Foco principal no conforto e satisfação dos usuários.
Perfil de Usuário	Sem grave desabilidade	<ul style="list-style-type: none"> • Prioridade ao conforto e à facilidade. • Presa pela velocidade e precisão.
	Desabilidade motora dos membros	<ul style="list-style-type: none"> • Mais tolerante com velocidade e precisão. • Presa pela acessibilidade possibilitada. • Possível baixa resistência a fadiga
	Desabilidade motora completa	<ul style="list-style-type: none"> • Falta de opções alternativas. • Presa pela acessibilidade possibilitada. • Possível baixa resistência a fadiga.

3.4.1. Eletromiografia

O módulo de EMG possui a opção de realizar treinamentos da mesma forma que o módulo de EEG. No entanto, a fim de analisar o equipamento em situações diferentes, utilizam-se neste trabalho apenas detecções musculares sem treinamento prévio. Apesar dos resultados serem geralmente melhores com treinamento, a não utilização destes dá ao equipamento um alcance maior ao público que não tem interesse no investimento de tempo necessário para tornar o sistema mais personalizado. Definido isto, passa-se para o passo-a-passo do experimento de EMG.

Para cada comando mencionado na Seção 3.2.3, é avaliado o tempo necessário para efetuar com sucesso o comando. Para cada um dos comandos selecionados, são feitos 6 experimentos de até 2,5 minutos. Este tempo é o necessário para a realização de 5 rodadas com um limite de tempo para acerto de 10 segundos (intitulado neste trabalho como período base). Não se julgou

necessário a realização de testes específicos com a seleção de múltiplos comandos. Essa decisão foi tomada com base no fato do sistema de detecção de EMG verificar separadamente cada um dos possíveis comandos. Sendo assim, não há interferência direta no resultado por parte de outros comandos como no caso da EEG.

3.4.2. Eletroencefalografia

Sabe-se, pelos experimentos iniciais, que este módulo detecta de forma satisfatória quando apenas um comando está sendo verificado, mas perde bastante performance quando se acrescentam mais comandos. Além disso, pode-se perceber que, dos 13 comandos diferentes disponíveis para treino, existem apenas 7 ações diferentes. Os comandos disponíveis são movimentos para ambos os sentidos das rotações e translações nos 3 eixos cartesianos e a ação em que o bloco desaparece. Devido a esta simetria e à dificuldade em controlar simultaneamente dois movimentos muito similares, serão feitos testes com apenas um sentido de cada movimento axial e um sentido de cada movimento rotacional disponível, além da ação de desaparecimento do bloco.

Logo, os experimentos de EEG devem possuir uma análise diferenciada para um número diferenciado de comandos selecionados. Para garantir um estudo consistente do caso, primeiramente fazem-se, para cada comando selecionado, 6 experimentos de 2,5 minutos com período base de 10 segundos cada.

Uma vez com a análise feita dos comandos em seleção única, selecionam-se os 3 melhores resultados e testam-se estes comandos em pares. Os dois comandos com melhores resultados passam por 5 experimentos de período base de 10 segundos, totalizando 2 minutos cada experimento, onde os comandos são intercalados. Por último realizam-se experimentos com os três comandos selecionados.

CAPÍTULO 4 – RESULTADOS

4.1. ELETROMIOGRAFIA

Seguindo as definições realizadas na Seção 3.4.1, realizam-se os experimentos com o módulo de EMG. Para cada comando possível foram realizados 6 experimentos com 5 rodadas cada, totalizando 30 resultados para cada fase analisada. Na Tabela 2, estão os resultados destes experimentos. Nela, as seguintes informações são expostas: “%Suc” é o percentual de fases incentivadas que obtiveram uma detecção do comando selecionado dentro dos 10 segundos de espera; “TMed” é o tempo médio de atraso entre o momento em que a fase incentivada iniciou e o momento das detecções (considerou-se apenas casos que obtiveram uma detecção bem-sucedida); “DMedPF” é a média de detecções de comandos involuntários por fase de proibição; e “%EvP” é o percentual de eventos (leituras do sistema) que acusaram uma detecção indevida durante as fases de proibição, onde comandos não deveriam ser enviados voluntariamente.

Analisando os comandos, percebe-se que estes podem ser agrupados em 3 grupos: diretamente associados à visão (piscadas), indiretamente associados à visão (movimentos das sobrancelhas) e pouco associados à visão do usuário (movimentos da boca). Quando este agrupamento é comparado aos resultados, pode-se ver uma relação: quão mais associado à visão, pior é o resultado. Os únicos comandos que não obtiveram 100 % de detecções, durante a fase incentivada, foram as piscadas com ambos ou um dos olhos. Além disso, os melhores resultados quanto a número de comandos indevidos (detectados durante a fase em que o usuário não deveria enviar comandos) foram os relacionados à boca: sorriso e compressão dos dentes.

Este resultado pode ser relacionado aos sentidos utilizados pelo usuário durante o experimento. A utilização do módulo não exige muita atenção do usuário ao experimento, contudo o mesmo é instruído constantemente pela tela do computador. Esta estrutura não

somente desgasta os olhos do usuário, como também permite mudanças de foco durante as fases proibidas – uma vez que se tratam de um período de aguardo. Enquanto isso, não há motivos para o usuário utilizar a fração inferior da face, tornando os seus movimentos menos suscetíveis a geração de comandos involuntários, devidos a bocejos, por exemplo. As sobrancelhas, por sua vez, apesar de não serem tão afetadas, ainda sofrem com uma mudança de foco visual muito acentuada.

Tabela 2 – Resultados dos experimentos com EMG.

	%Suc	TMed	DMedPF	%EvP
<i>blink</i>	73,3 %	2836 ms	3,56	2,35 %
<i>wink left</i>	73,3 %	4151 ms	1,53	1,08 %
<i>wink right</i>	92,56 %	4445 ms	3,40	2,75 %
<i>surprise</i>	100 %	2464 ms	1,56	1,36 %
<i>frown</i>	100 %	1753 ms	7,03	5,79 %
<i>smile</i>	100 %	2847 ms	0,93	1,00 %
<i>clench</i>	100 %	2700 ms	0,37	0,30 %

Adicionalmente, ressalta-se que todos comandos obtiveram detecções indevidas. Apesar dos resultados terem apontados altos percentuais de sucesso, a existência de resultados falsos positivos deve ser considerada. O experimento com o comando *frown*, por exemplo, apontou o melhor tempo médio. No entanto, o mesmo comando obteve a maior ocorrência de comandos indevidos durante a fase de proibição. Essa relação indica que, possivelmente, vários sucessos foram gerados involuntariamente e não pelo comando do usuário. Este comando, provavelmente, só poderia ser utilizado com um treinamento próprio. Na sua forma atual, o usuário dificilmente teria um controle aceitável sobre uma aplicação. Este trabalho, todavia, não fez uma análise de maneiras de tratamento destes sinais indevidos.

4.2. ELETROENCEFALOGRAFIA

4.2.1. Seleção singular

Partindo para os experimentos com EEG, define-se os 7 comandos que serão testados. No eixo perpendicular à tela do computador selecionam-se os comandos *push* e *rotate_clockwise*; no eixo vertical e paralelo à tela, os comandos *lift* e *rotate_right*; e no eixo horizontal e paralelo à tela, os comandos *left* e *rotate_reverse*; por fim, o sétimo e último comando é o de desaparecimento do bloco. Estes comandos foram selecionados pelo voluntário, principalmente, com base em experiências anteriores.

Como já mencionado, o sistema de detecção de comandos mentais por EEG funciona a partir dos treinamentos efetuados com o usuário. É a partir da comparação do estado neutro (sempre primeiro a ser treinado) com os estados mentais em que o usuário estava mentalizando determinado movimento, que o sistema é capaz de ser comandado pela mente. Este funcionamento, exige que usuário escolha uma de duas possibilidades: ou ele realiza um único treino e é capaz de reproduzir sempre esta mesma imagem a cada uso do sistema; ou ele refaz o treinamento a cada seção iniciada. A primeira opção só é possível no caso de usuários extremamente experientes com o sistema, desta forma optou-se pela segunda na geração de testes. No caso deste trabalho, os experimentos foram divididos ao decorrer do período de realização deste trabalho, tentando não sobrecarregar o usuário. A fim de manter um padrão nos experimentos, cada um destes teve um treinamento próprio antes de sua medição. Portanto, cada um dos experimentos foi precedido por dois treinamentos de 10 segundos cada (neutro & comando). Ao mesmo tempo que estes múltiplos treinamentos criam uma variável adicional no sistema, eles também tornam os experimentos mais condizentes com a sua provável utilização por parte de um usuário de baixa ou moderada experiência.

Então, podem-se verificar os resultados obtidos. A Tabela 3 mostra, respectivamente, as seguintes informações: o comando analisado; o número de fases incentivadas com detecção, por experimento (Sucessos); o número de fases de proibição com detecção, por experimento (Falhas); e a razão de Sucessos por Falhas. Adiciona-se que, diferentemente do módulo EMG, os presentes experimentos exigiram completa concentração do usuário em ambas as fases.

Analisando os dados, verifica-se um índice de sucesso de 95,7% para um atraso de detecção de no máximo 10 segundos. À primeira vista, o resultado parece promissor para BCI, todavia é o índice de falha que levanta preocupações. Dos 210 intervalos totais, onde o usuário era proibido de executar o comando, 91 detectaram um comando involuntário, um falso positivo. Estes 43,3% de incidência negativa não apenas torna a experiência do sistema ruim, frustrando o usuário, mas também invalida, até certo ponto, os resultados positivos. É devido a esta inconsistência que um tratamento aos dados se faz necessária.

Apesar dos sucessos, muito provavelmente, incluírem alguns falsos positivos, é inegável a atuação do usuário sobre o resultado. Sendo assim, procura-se uma forma de distinguir os comandos voluntários dos demais. Sabe-se que o sistema possui uma configuração própria de sensibilidade dos comandos. No entanto, não é divulgado a forma exata de como essa lógica de restrição funciona. Sabe-se apenas que este ajuste afeta o resultado da potência do comando e a geração do evento.

Tabela 3 – Resultados dos experimentos com comandos singulares.

Comando	Sucessos por Fase Incentivada	Falhas por Fase de Proibição	Sucessos / Falhas Razão Total
<i>push</i>	5 / 5 / 5 / 5 / 3 / 5	3 / 3 / 1 / 0 / 2 / 0	28 / 9
<i>lift</i>	5 / 3 / 5 / 5 / 5 / 5	2 / 3 / 3 / 3 / 2 / 3	30 / 16
<i>left</i>	5 / 5 / 5 / 5 / 5 / 4	2 / 0 / 0 / 1 / 0 / 0	29 / 3
<i>rotate_clockwise</i>	4 / 5 / 5 / 5 / 5 / 5	3 / 2 / 5 / 2 / 3 / 5	29 / 20
<i>rotate_right</i>	5 / 3 / 5 / 4 / 5 / 5	1 / 5 / 1 / 3 / 3 / 4	28 / 17
<i>rotate_reverse</i>	5 / 5 / 5 / 4 / 5 / 5	0 / 4 / 3 / 3 / 0 / 1	29 / 11
<i>disappear</i>	5 / 4 / 5 / 5 / 4 / 5	0 / 1 / 5 / 4 / 0 / 5	28 / 15

Sabendo-se desta limitação, o trabalho atual faz uso do tempo de sustentação do comando enviado na tentativa de ignorar as detecções involuntárias. Como mencionado na Seção 3.2.4, já é feita uma barragem dos eventos percebidos antes do registro em arquivo: apenas são considerados os sinais de potência superior a 50%. Cada evento que respeita este filtro é

registrado, juntamente com o número de milissegundos desde a última medição do aparelho que não adentrou o filtro. A partir deste número, pode-se, então, trabalhar em cima de filtros adicionais que ignoram detecções que não se mantiveram ativas por determinado tempo mínimo.

Na Tabela 4, podem ser vistos os resultados dos mesmos experimentos aplicados a um filtro, empiricamente escolhido, de 1500 milissegundos. O filtro ignora qualquer positivo (verdadeiro ou falso) que não se manteve por pelo menos este período. Além disso, o filtro também desconsidera detecções nos primeiros 1500 milissegundos de cada fase de proibição. Isto faz com que pequenos prolongamentos de comandos ao final do tempo de incentivo, não sejam, diretamente, considerados como erros. Destaca-se que a seleção do valor para o filtro foi feita devido a um bom número de experimentos bem-sucedidos ultrapassarem esta meta. O valor não possui uma razão específica e foi utilizado apenas para demonstrar possíveis formas de melhorar os resultados obtidos

Tabela 4 – Resultados com comandos singulares com filtro de 1500 ms.

Comando	Sucessos por Fase Incentivada	Falhas por Fase de Proibição	Sucessos / Falhas Razão Total
<i>push</i>	4 / 3 / 5 / 5 / 1 / 5	2 / 2 / 1 / 0 / 0 / 0	23 / 5
<i>lift</i>	5 / 0 / 5 / 4 / 2 / 5	0 / 1 / 2 / 2 / 0 / 0	21 / 5
<i>left</i>	5 / 5 / 1 / 3 / 4 / 4	0 / 0 / 0 / 0 / 0 / 0	22 / 0
<i>rotate_clockwise</i>	1 / 5 / 5 / 3 / 5 / 4	3 / 1 / 3 / 1 / 1 / 3	23 / 12
<i>rotate_right</i>	2 / 2 / 0 / 1 / 3 / 3	1 / 1 / 0 / 0 / 3 / 3	11 / 8
<i>rotate_reverse</i>	5 / 4 / 5 / 2 / 3 / 4	0 / 2 / 2 / 0 / 0 / 0	23 / 4
<i>disappear</i>	3 / 3 / 4 / 4 / 0 / 5	0 / 0 / 0 / 1 / 0 / 0	25 / 1

Analisando, então, os novos dados, percebe-se uma grande mudança nos resultados. O índice de sucessos cai de 95,7% para 70,5% e o índice de falhas cai de 43,3% para 16,6%. O índice de falhas sofreu uma queda maior que o de sucessos não somente em valores relativos (61,5% de queda em falhas; e 26,4%, em sucessos), mas também em valores absolutos (56

falhas a menos; e 53 sucessos a menos). Estas variações mostram como um filtro pode melhorar substancialmente a experiência do usuário a um pequeno custo na sensibilidade dos comandos.

Mediante análise, pode-se pensar que o valor do filtro pode ser ilimitadamente aumentado, diminuindo proporcionalmente as detecções involuntárias. Apesar deste fato não estar totalmente errado, o tempo do filtro deve ser ajustado com cuidado. Um tempo muito longo de filtro pode tornar a experiência do usuário extremamente cansativa. Alguns comandos são mais complexos de mentalizar de pessoa para pessoa e o filtro pode agir contra o usuário nestes casos. Na Tabela 5, podem-se verificar os resultados do mesmo experimento, agora, com um filtro duas vezes maior, de 3000 milissegundos. De fato, o número de falhas diminuiu novamente – agora para 11 casos nos 210 períodos de proibição. Todavia, os sucessos sofreram uma queda similar, agora com 97 detecções positivas apenas. Este resultado pode ser considerado melhor matematicamente, no entanto esta configuração deve passar pela avaliação do usuário de cada caso. Adentra-se então em questões particulares aos usuários, que este trabalho não pretende abordar. Assim, interrompe-se a análise e prossegue-se para os próximos experimentos.

Tabela 5 – Resultados com comandos singulares com filtro de 3000 ms.

Comando	Sucessos por Fase Incentivada	Falhas por Fase de Proibição	Sucessos / Falhas Razão Total
<i>push</i>	4 / 2 / 0 / 3 / 1 / 5	0 / 1 / 0 / 0 / 0 / 0	16 / 1
<i>lift</i>	3 / 0 / 3 / 3 / 1 / 5	0 / 0 / 1 / 1 / 0 / 0	15 / 2
<i>left</i>	4 / 4 / 1 / 1 / 2 / 2	0 / 0 / 0 / 0 / 0 / 0	14 / 0
<i>rotate_right</i>	1 / 2 / 0 / 1 / 2 / 3	0 / 1 / 0 / 0 / 1 / 1	9 / 3
<i>rotate_clockwise</i>	0 / 5 / 4 / 2 / 3 / 4	1 / 0 / 3 / 0 / 0 / 1	18 / 5
<i>rotate_reverse</i>	1 / 3 / 5 / 0 / 1 / 3	0 / 0 / 0 / 0 / 0 / 0	13 / 0
<i>disappear</i>	1 / 1 / 3 / 3 / 0 / 4	0 / 0 / 0 / 0 / 0 / 0	12 / 0

Ressalta-se que estes filtros foram aplicados após a realização dos experimentos, no entanto sua aplicação é causal podendo ser aplicada em tempo real. A medida que um evento de

comando é identificado, apenas realiza-se a ação indicada se este evento permanecer ativado por um tempo mínimo. Além disso, apenas aceitam-se novas detecções, após um tempo mínimo depois da última detecção bem-sucedida.

4.2.2. Seleção múltipla

Feita a análise dos comandos separados, passa-se para um experimento mais próximo de uma aplicação real. Comumente, 3 entradas independentes é o controle mínimo esperado para interfaces visuais. Uma navegação uniaxial em ambos sentidos (ex. para cima e para baixo, ou para esquerda e para direita) com uma entrada para confirmação já possibilita a utilização de diversas aplicações para pessoas com necessidades especiais. Um destes tipos de navegação são os aparelhos telefônicos móveis antigos como o Nokia 3310 de 2000, apresentado na Figura 2.



Figura 2 – Navegação do aparelho celular Nokia 3310 (2000).

Para a realização dos experimentos, é necessário, todavia, seleccionar os comandos. Coma base nos dados obtidos na Seção 4.2.1, seleccionam-se os três comandos com os melhores resultados. Utilizando a razão total de sucessos por falhas da Tabela 4, com o filtro de 1500 milissegundos, obtêm-se os comandos *left*, *disappear* e *rotate_reverse*.

Seguindo com a proposta da Seção 3.4.2, fazem-se os testes com os comandos *left* e *disappear* seleccionados simultaneamente. Na Tabela 6, podem ser vistos os resultados dos 5 experimentos realizados com esta configuração, sem a aplicação de filtros. Nela estão, respectivamente, as seguintes informações: o número do experimento; presença de detecções dos comandos corretos em cada uma das fases incentivadas; presença de detecções dos comandos incorretos em cada uma das fases incentivadas; e presença de qualquer tipo de detecção durante cada fase de proibição. Foi usada a letra “S” para presenças positivas

(detecção naquela situação em questão) e a letra “N” para presenças negativas (falta de detecções naquela situação em questão).

Analisando os resultados, percebe-se um percentual de 85% de detecções corretas, enquanto houve uma detecção incorreta em apenas 15% das fases incentivadas. Além disso, durante a fase proibida, comandos foram detectados 20% das fases totais. Estes números, apesar não terem sido aplicados filtros, se assemelham mais aos resultados com filtro de 1500 milissegundos para comandos de seleção singular. Isso pode ser devido à escolha dos comandos mais compatíveis com usuário. Utilizando apenas os resultados sem filtro destes comandos, obtém-se um índice de sucessos de 95% e um índice de falhas de 30%. Com mesmo filtro arbitrário de 1500 milissegundos, os experimentos singulares mostram um índice de sucessos de 78,3% e um de falhas de 3,3%.

Tabela 6 – Resultados dos experimentos com dois comandos simultâneos.

Exp.	Detecção Correta	Detecção Incorreta	Detecção Proibida
1º	S / S / S / S	N / N / N / N	N / N / S / S
2º	S / S / S / S	N / N / S / N	N / N / S / S
3º	S / S / S / S	N / N / N / N	N / N / N / N
4º	N / N / S / S	N / S / N / N	N / N / N / N
5º	S / S / S / N	N / N / N / S	N / N / N / N

A fim de verificar os resultados com a aplicação de um filtro, apresentam-se, na Tabela 7, os dados dos mesmos experimentos com um filtro de 1500 milissegundos aplicado. O primeiro dado a ser percebido é a completa ausência de detecções indesejadas. Com o filtro aplicado, não há nenhum caso de detecções incorretas durante fases incentivadas e nem detecções quaisquer durante a fase proibida. Entretanto, percebe-se também uma queda considerável nas detecções corretas – de 85% para 50%. Novamente, passa a ser uma questão particular do usuário realizar ou não o ajuste do filtro. O que se pode garantir é, apenas, a efetividade deste tipo de tratamento aos dados.

Dando continuidade aos experimentos, adiciona-se então o terceiro comando simultâneo: *rotate_reverse* que obteve o terceiro melhor resultado singular. Foram realizados 3

experimentos com esse ajuste, no entanto todos os resultados foram insatisfatórios. Na Figura 3, pode ser visto uma representação gráfica de um dos experimentos realizados. No gráfico, o eixo horizontal informa o tempo decorrido desde o início da aplicação de teste em milissegundos e o eixo vertical informa o código do evento detectado. Os comandos *left*, *rotate_reverse* e *disappear* possuem, respectivamente, os códigos 5, 12 e 13, sendo o estado neutro representado pelo código 0. Cada evento registrado foi representado por 2 pontos no gráfico. A curva contínua na cor azul une os pontos em que o sistema esperava que a detecção ocorresse, enquanto os pontos na cor laranja representam os códigos que realmente foram detectados pelo sistema. Sendo assim, o melhor resultado esperado seriam pontos laranjas unidos pela curva azul (como pode ser visto dentro da elipse vermelha número 1). No entanto, todos os resultados foram similares a este: algumas detecções corretas, cercadas de detecções errôneas. Assim, uma análise com a aplicação de filtro não se justifica.

Tabela 7 – Resultados com dois comandos simultâneos e filtro de 1500 ms.

Exp.	Detecção Correta	Detecção Incorreta	Detecção Proibida
1º	S / N / S / S	N / N / N / N	N / N / N / N
2º	S / S / N / S	N / N / N / N	N / N / N / N
3º	S / N / N / N	N / N / N / N	N / N / N / N
4º	N / N / N / S	N / N / N / N	N / N / N / N
5º	N / S / S / N	N / N / N / N	N / N / N / N

Para um melhor entendimento do gráfico, identificaram-se, com elipses e números vermelhos, os principais tipos de resultados. Como mencionado anteriormente, o caso 1 representa a detecção do comando correto; o caso 2 se trata da detecção do comando incorreto durante uma fase incentivada; o caso 3 identifica o final de uma fase incentivada em que nenhum comando foi identificado; e, por fim, o caso 4 identifica uma detecção durante uma fase proibida.

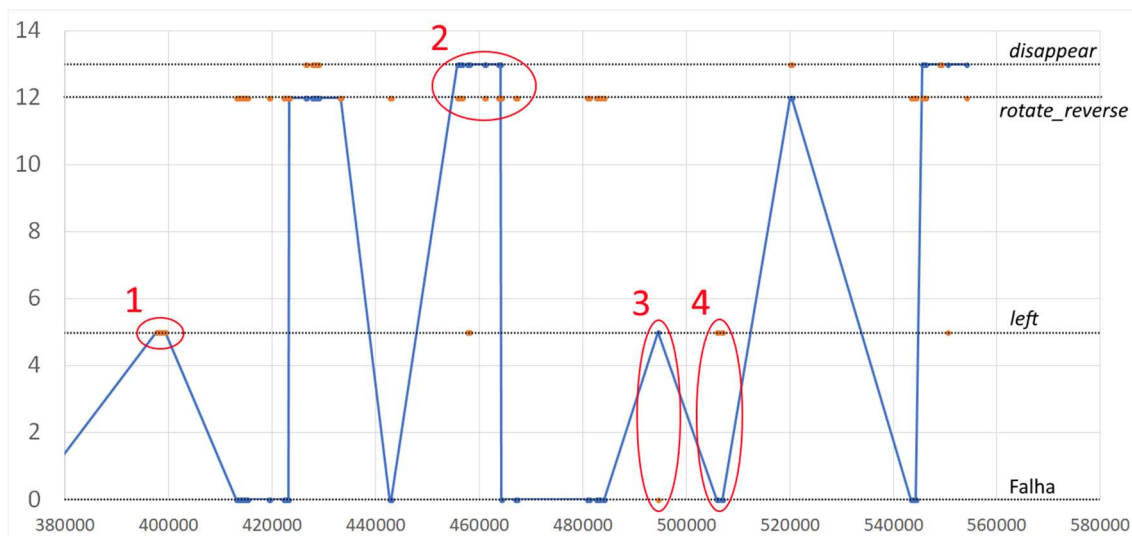


Figura 3 – Representação gráfica de um experimento com 3 comandos simultâneos.

4.3. ANÁLISE DE APLICAÇÕES

Adquiridos todos os dados necessários, passa-se para a análise de aplicações possíveis para o equipamento estudado. Ressalta-se que a viabilidade das aplicações é julgada a partir das hipóteses levantadas na Seção 3.3.

4.3.1. Ambientes

Iniciando pela análise de ambientes, verifica-se que, no atual estado do equipamento, o mesmo não deveria ser utilizado em um sistema industrial. Mesmo em seus melhores casos, não foi possível garantir detecções suficientemente confiáveis. Além do ambiente industrial demandar sistemas rápidos e eficientes (o que não pode ser dito a respeito deste BCI), a indústria valoriza tremendamente a segurança de seus sistemas. Um equipamento como o BCI estudado, nunca deveria ser utilizado em um ambiente onde uma decisão errada no momento errado colocaria a vida de pessoas em risco.

Em contrapartida, o ambiente domiciliar possui uma flexibilidade muito maior e seria um bom receptor da tecnologia caso esta trouxesse conforto para os residentes. Neste caso, a decisão passa a depender inteiramente das características do usuário em questão. Assim, muda-se o foco para os perfis de usuários considerados.

4.3.2. Perfis de usuário

Partindo do usuário que possui pequenas ou nenhuma desabilidade verifica-se que o mesmo não possui características ou necessidades especificamente associadas ao equipamento estudado. Este perfil de usuário utilizaria o equipamento principalmente por interesse próprio. Para ele, um equipamento que possibilita a substituição de funções corporais, dificilmente tem valor. Assim, o usuário estaria principalmente interessado nas capacidades aditivas que o sistema poderia trazer. Neste caso, não se aplica a utilização do sistema EEG. A tremenda atenção que o módulo exige para o seu funcionamento torna o uso dos membros em atividades paralelas complexas virtualmente impossível. Com isto, o melhor candidato passa a ser o módulo EMG. Este não somente exige menor concentração, mas também requer um investimento de tempo muito menor em treinamento pessoal. No entanto, o sistema ainda restringiria o usuário na utilização de suas expressões faciais. Apesar de ser possível, o sistema EMG do equipamento foi projetado para identificar emoções e não para servir de interface de comandos.

Mudando o foco para usuários com desabilidade nos membros, por exemplo paralisia tetraplégica, verifica-se uma situação bastante diferenciada. Neste caso, em geral, o usuário possui um interesse inerente à acessibilidade que a tecnologia se propõe a disponibilizar. Este usuário está mais disposto a investir tempo e energia em prol de uma maior independência. Além disso, neste caso, ambos os módulos parecem boas opções – principalmente em conjunto. Na Seção 0, provou-se que o sistema EEG se torna muito mais confiável a partir de tratamento de suas detecções. A utilização do sistema EMG em conjunto com o EEG, poderia funcionar com uma dupla confirmação do comando desejado, possibilitando tanto uma maior garantia dos eventos detectados, quanto um maior número de comandos possíveis devido à natureza combinatória da configuração. Para que isto fosse possível, todavia, necessitar-se-ia de um algoritmo capaz de decifrar estes desejos do usuário a partir do contexto no qual este se encontra.

Uma aplicação exemplo poderia ser uma casa com um alto nível de automação na qual um indivíduo tetraplégico vive. Seu movimento pela casa seria possível a partir de uma cadeira de rodas motorizada comandada por movimentos faciais. A casa teria a capacidade de localizar em qual cômodo a cadeira de rodas se situa. Assim, mediante uma aproximação de certos equipamentos, os comandos mentais de natureza EEG teriam seu efeito final modificado. Desta forma, com apenas dois comandos configurados, torna-se possível ligar uma televisão quando

o usuário estiver de frente para ela e utilizar o segundo comando para selecionar um canal específico. Este mesmo procedimento poderia ser aplicado a diversos outros aparelhos automatizados na casa sem a adição de comandos diferentes. De fato, o usuário ainda necessitaria de auxílio de outras pessoas, no entanto estas pequenas independências, certamente, seriam muito bem-vindas pelo beneficiado.

Por último, tem-se o caso mais avançado de desabilidade motora, onde não se possui controle sobre quase nenhum músculo externo, restando apenas os que gerenciam o funcionamento dos órgãos. Infelizmente, este é um dos estados finais possíveis para uma pessoa com ALS. Nestes casos, a única opção é a utilização do módulo EEG. No entanto, algumas vezes os indivíduos nesta situação possuem baixíssimos níveis de resistência a qualquer tipo de fadiga. Essa realidade pode ir em desencontro ao longo tempo necessário de treinamento para uma consistente utilização da tecnologia. Torna-se um caso, então, mais delicado onde não pode tirar muitas conclusões. O que pode ser dito é que, mediante a realização de contínuos treinamentos, o usuário em questão teria acesso a uma nova forma de interagir com o seu redor. Esta realidade deve ser vista com bons olhos, devido a poucas tecnologias possibilitarem algum tipo de interface para indivíduos nestas condições.

CAPÍTULO 5 – CONCLUSÕES

5.1. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados obtidos neste trabalho não foram suficientes para provar que este sistema tem capacidade de trazer benefícios suficientes a todos os públicos, sendo considerado melhor aplicado de forma substitutiva. Ou seja, foi julgado que a relação custo-benefício do sistema utilizado de modo a acrescentar novas formas de comunicação não compensa tanto quanto se gostaria. Por outro lado, empregar esse recurso como realocação de habilidades perdidas, como deficiências motoras, foi avaliado como bastante promissor.

Apesar da tecnologia envolvida em EEG já existir há quase 100 anos, são os novos algoritmos e custos inferiores que tornam o dispositivo comercial inovador. Os experimentos realizados revelam que o processo é muito sensível a eventos adjacentes ao que se deseja detectar. Porém foi encarado como passível de correção através de algoritmos que atuam como filtros, sendo o desenvolvimento destes o campo com maior necessidade de aperfeiçoamento.

5.2. TRABALHOS FUTUROS

Entende-se que mesmo que este trabalho tenha cumprido seu objetivo inicial, ainda existem pontos a serem melhores aprofundados. O EPOC, equipamento estudado neste trabalho, foi um dos primeiros modelos lançados pela Emotiv, no ano de 2012. Atualmente, a empresa tem novos modelos, dentre eles o Insight. Este modelo possui funcionalidades reduzidas a um preço ainda mais acessível. Uma possibilidade seria realizar os experimentos neste aparelho ao invés do EPOC. Muitas funcionalidades avançadas para estudos no âmbito

da neurologia não foram utilizadas. O Insight possivelmente se aplicaria melhor às necessidades do presente trabalho, a um custo inferior.

O aparelho de menor custo em questão ajusta-se mais facilmente à cabeça do usuário, além de possuir uma manutenção mais simples. Estas diferenças facilitariam análises com um grupo de pessoas, ao invés de um único indivíduo. Isto complementaria os dados verificados neste trabalho, oportunizando uma visão mais abrangente a respeito da interação humano-BCI. Além disso, voluntários com necessidades especiais trariam uma visão diferente do equipamento e do seu uso.

Por último, com um maior número de voluntários, uma análise ao decorrer de um tempo prolongado de treinamentos pode ser interessante. Durante a realização deste trabalho, o treinamento prévio aos experimentos se provou extremamente importante. No entanto, não houveram experimentos suficientemente distantes no tempo para que uma análise numérica experimental se fizesse possível neste tema.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ADELSON, M. **Emotiv Experimenter. An experimentation and mind-reading application for the Emotiv EPOC.** Princeton University, 2011.

COTRINA, A; et al. **Evaluation of emotional components to improve ssvpe-bci.** Anais do XX Congresso Brasileiro de Automática – Belo Horizonte, MG, 2014.

DARLIN, D. **The Wealth of New Choices with Robot Vacuum Cleaners.** Disponível em: <<https://www.nytimes.com/2017/05/03/technology/personaltech/robot-vacuum-cleaners-eufy-roomba.html>>. Acessado em: 05 jul. 2018.

EMOTIV. **Emotiv Getting Started Guide.** 3.5.0 ed. 2017.

EMOTIV. **Emotiv. Knowledge Base.** Disponível em: <https://emotiv.zendesk.com/hc/en-us>. Acesso em 20 abr 2018.

EMOTIV. **Emotiv's GitHub.** Disponível em <https://github.com/Emotiv>. Acesso em 30 abr 2018

OLIVEIRA, F. **Smartphones estão nas mãos de 62% dos brasileiros, diz Google.** São Paulo: A folha de São Paulo, 2017. Disponível em: <<http://www1.folha.uol.com.br/tec/2017/02/1862362-smartphones-estao-nas-maos-de-62-dos-brasileiros-diz-google.shtml>>. Acesso em: 01 mai. 2018.

LANG, M. **Investigating the Emotiv EPOC for cognitive control in limited training time.** Department of Computer Science – University of Catebury, 2012.

PEREIRA, C. E.; et al. **Programa Nacional de Cooperação Acadêmica – PROCAD 2013.** Relatório Consolidado – Avaliação Intermediária dos Projetos. UFAM; UFES; UFRGS. 2017.

TUDOR, M.; TUDOR, L.; TUDOR, K. I. **Hans Berger (1873-1941) - The history of electroencephalography.** Acta medica Croatica, 2005.

WAYMO. **Waymo Technology**. Disponível em: <<https://waymo.com/tech/>>. Acesso em: 05 jul. 2018.

WOLPAW, J; et al. **Brain-computer interfaces for communication**. *Clinical neurophysiology: official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 2002.

APÊNDICE I – FLUXOGRAMA EMOSTATELOGGER

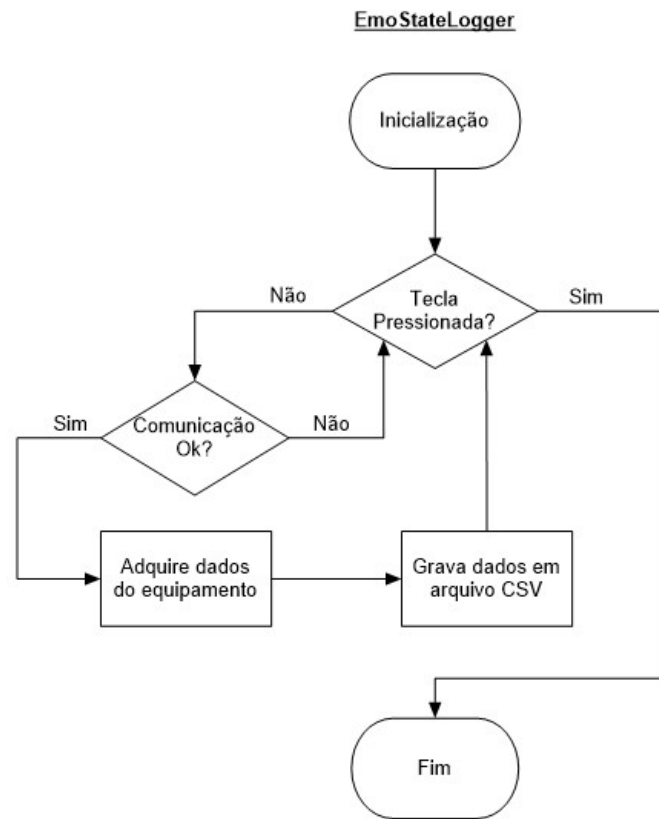


Figura 4 – Fluxograma do exemplo EmoStateLogger.

APÊNDICE II – FLUXOGRAMA MENTALCOMMANDDEMO

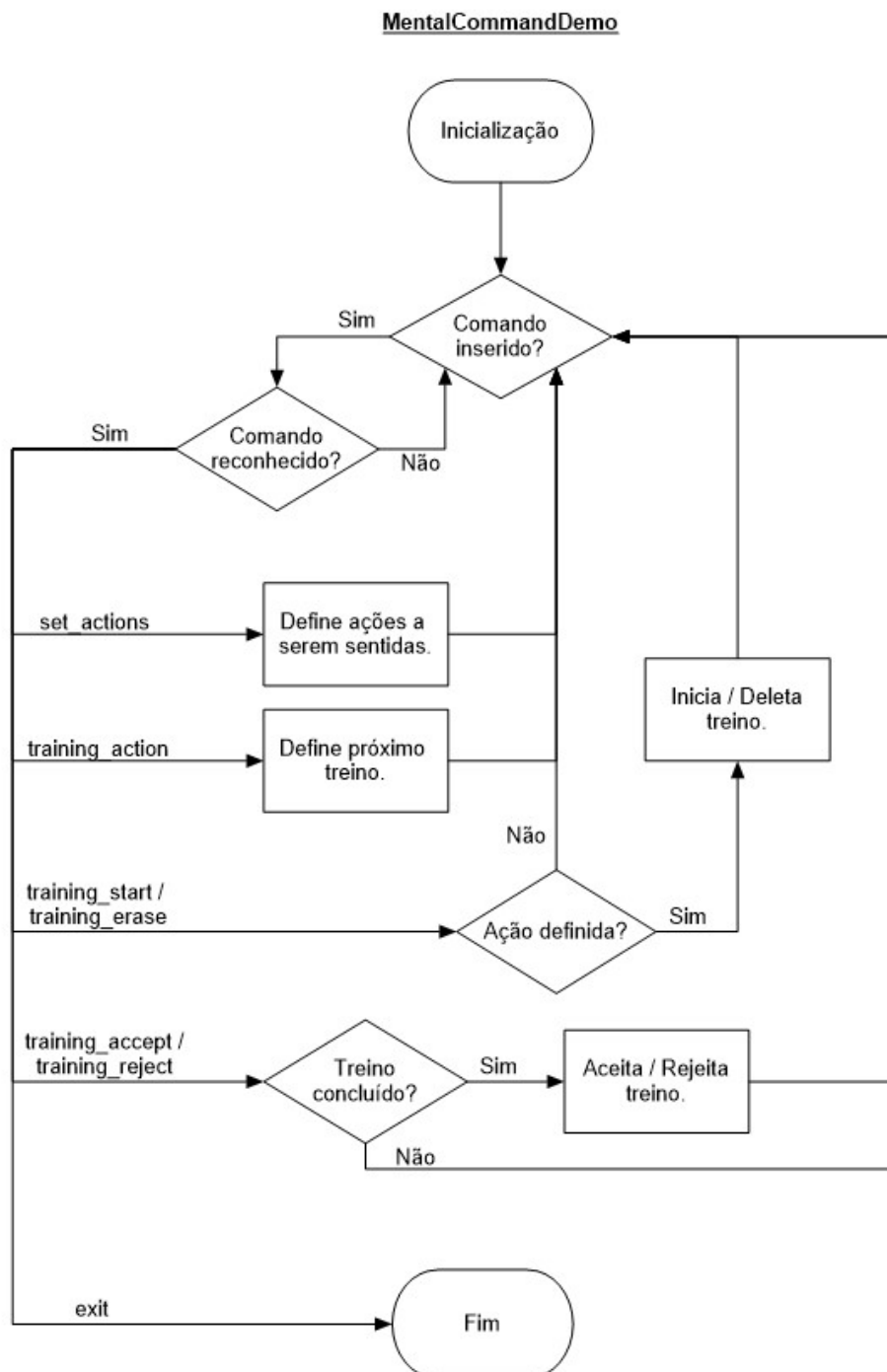
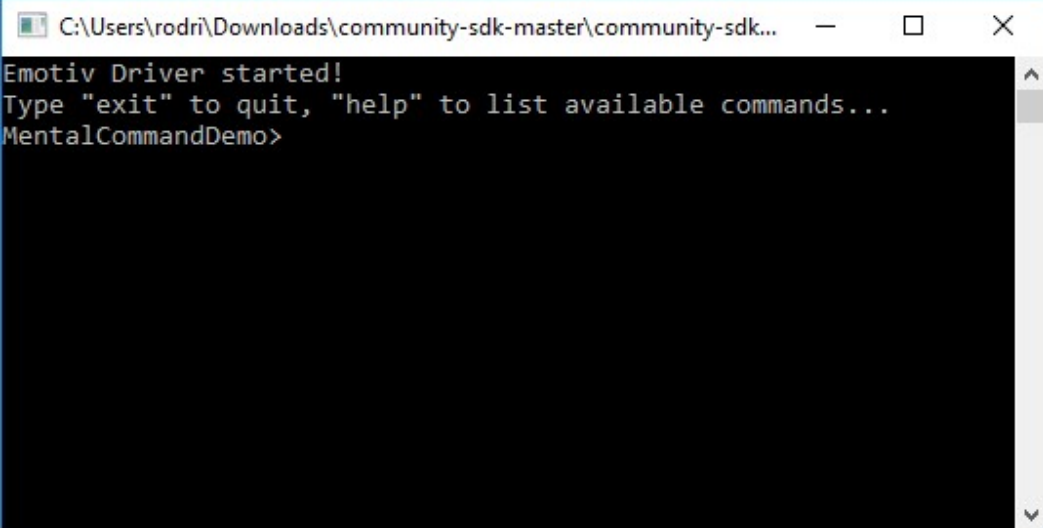


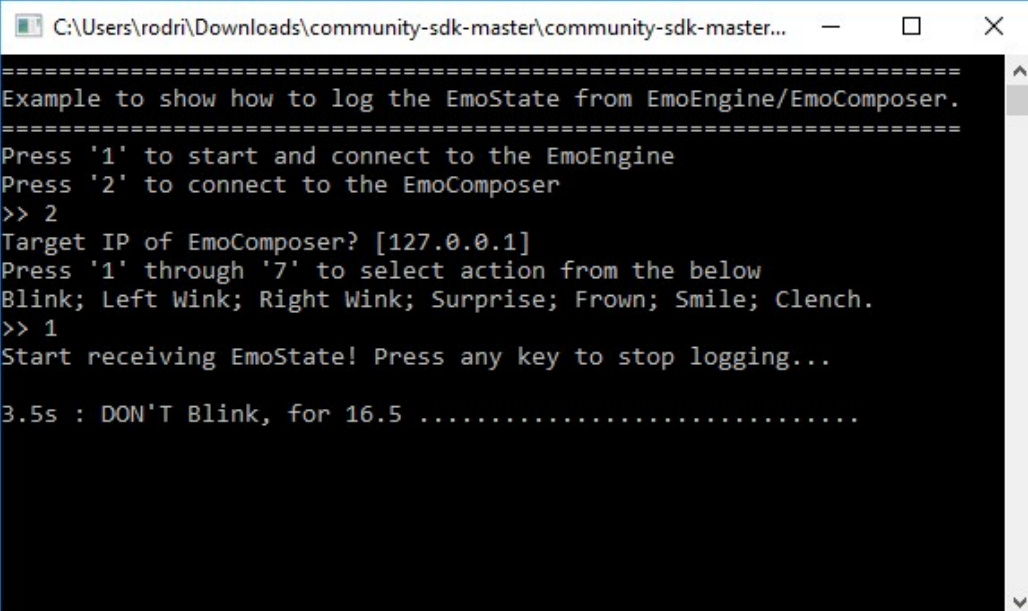
Figura 5 – Fluxograma do exemplo MentalCommandDemo.

APÊNDICE III – INTERFACE USUÁRIO-MÁQUINA



```
C:\Users\rodri\Downloads\community-sdk-master\community-sdk... - □ ×
Emotiv Driver started!
Type "exit" to quit, "help" to list available commands...
MentalCommandDemo>
```

Figura 6 – *Prompt* de comando para o exemplo MentalCommandDemo.



```
C:\Users\rodri\Downloads\community-sdk-master\community-sdk-master... - □ ×
=====
Example to show how to log the EmoState from EmoEngine/EmoComposer.
=====
Press '1' to start and connect to the EmoEngine
Press '2' to connect to the EmoComposer
>> 2
Target IP of EmoComposer? [127.0.0.1]
Press '1' through '7' to select action from the below
Blink; Left Wink; Right Wink; Surprise; Frown; Smile; Clench.
>> 1
Start receiving EmoState! Press any key to stop logging...

3.5s : DON'T Blink, for 16.5 .....
```

Figura 7 – *Prompt* de comando do exemplo EmoStateLogger alterado.

ANEXO I – INTERFACES XAVIER

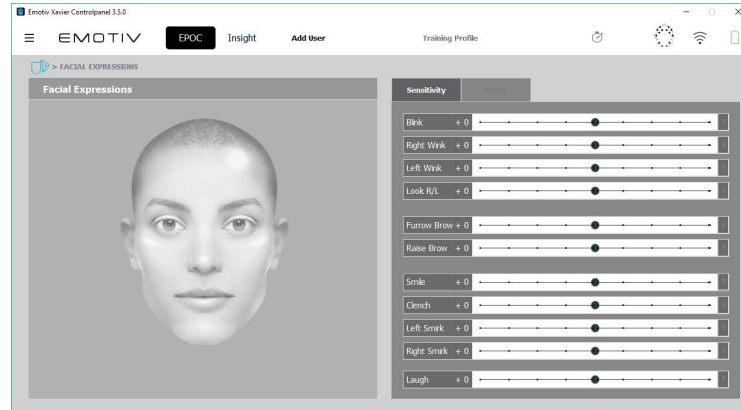


Figura 8 – Interface de detecções de expressões faciais.

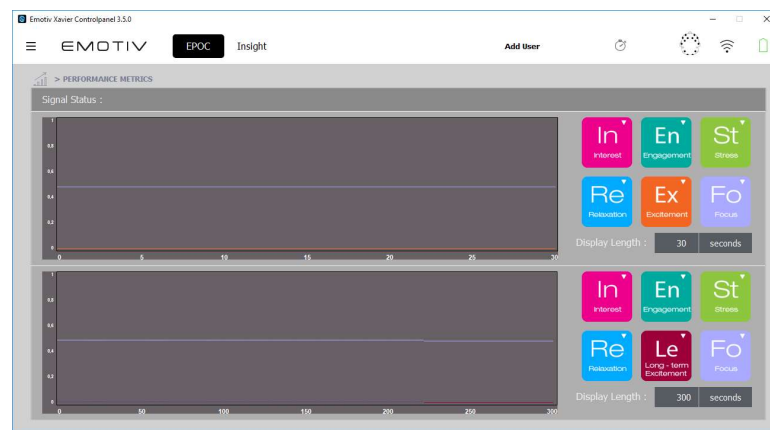


Figura 9 – Interface de detecções de estados mentais.

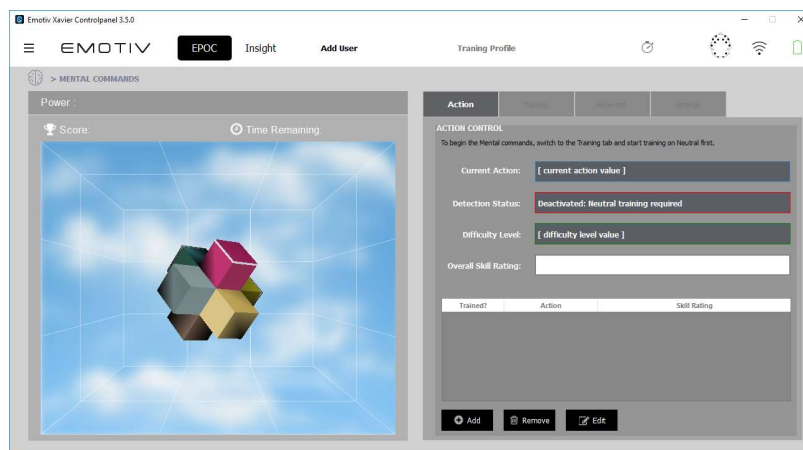


Figura 10 – Interface de detecções de comandos mentais.

ANEXO II –COMUNICAÇÃO COM EMOENGINE

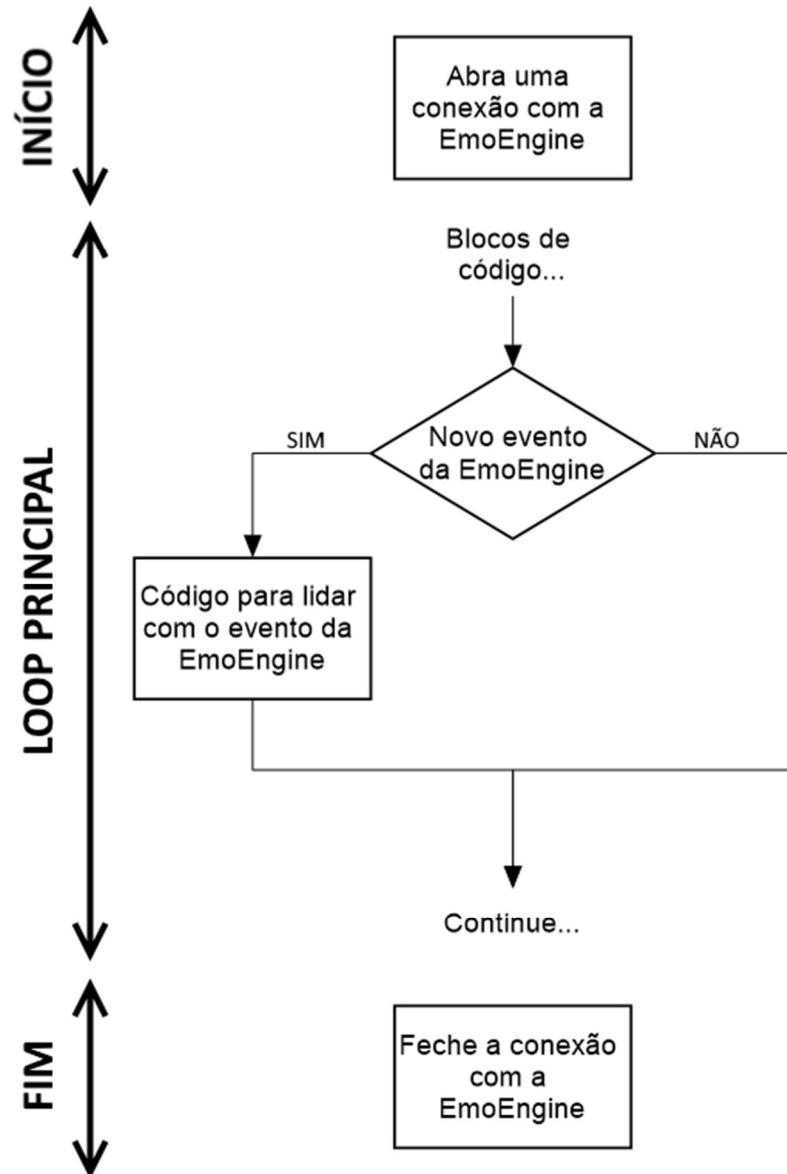


Figura 11 – Estrutura de comunicação com o sistema Emotiv (adaptado do manual do desenvolvedor).

ANEXO III – EMOCUBE

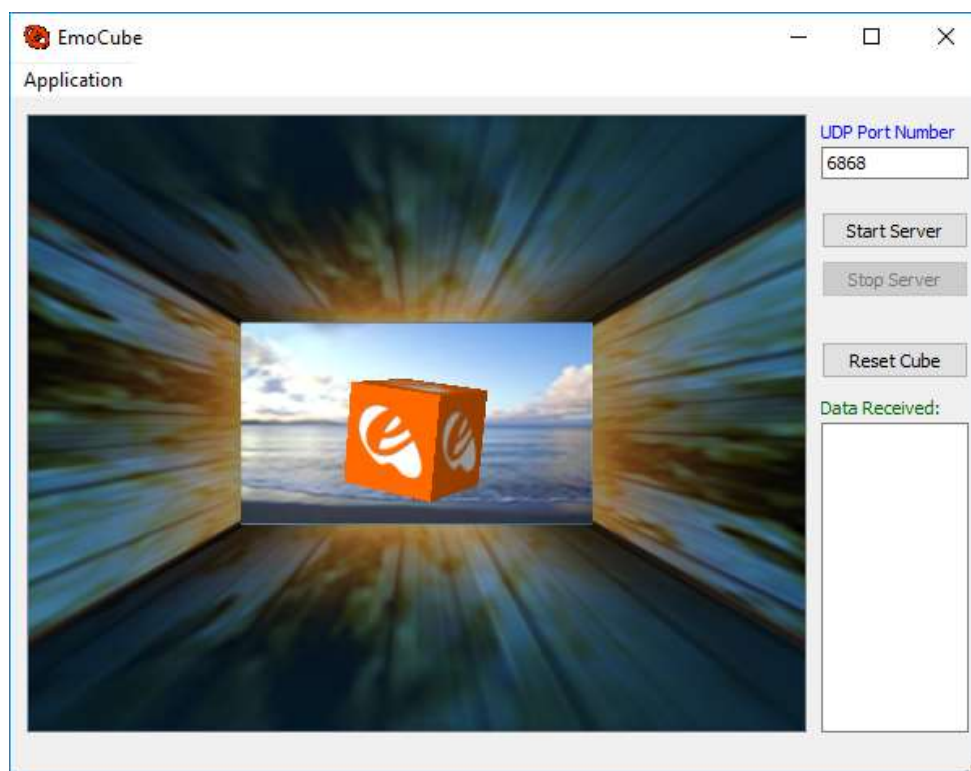


Figura 12 – EmoCube: representação 3D receptora dos movimentos comandados.