



IDENTIFICAÇÃO DE ESTADOS EMOCIONAIS COMPLEXOS COM BASE EM
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E ELETROENCEFALOGRAFIA: UMA
ABORDAGEM COM CENÁRIO DE REALIDADE VIRTUAL

Bruno Raphael Pastor de Melo

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo
Jorge Neval Moll Neto

Rio de Janeiro
Maio de 2018

IDENTIFICAÇÃO DE ESTADOS EMOCIONAIS COMPLEXOS COM BASE EM
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E ELETROENCEFALOGRAFIA: UMA
ABORDAGEM COM CENÁRIO DE REALIDADE VIRTUAL

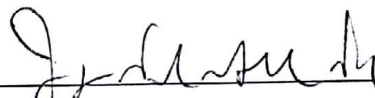
Bruno Raphael Pastor de Melo

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

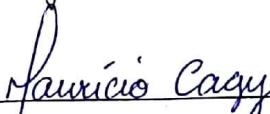
Examinada por:



Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.



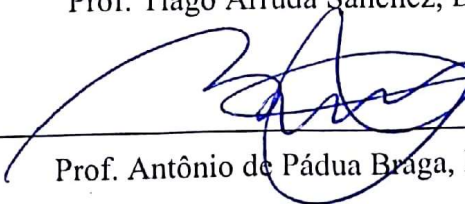
Dr. Jorge Neval Moll Neto, D.Sc.



Prof. Mauricio Cagy, D.Sc.



Prof. Tiago Arruda Sanchez, D.Sc.



Prof. Antônio de Pádua Braga, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MAIO DE 2018

Melo, Bruno Raphael Pastor de

Identificação de estados emocionais complexos com base em ressonância magnética e eletroencefalografia: Uma abordagem com cenário de Realidade Virtual/ Bruno Raphael Pastor de Melo. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.

XIV, 115 p.: il.; 29,7 cm.

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Jorge Neval Moll Neto.

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2018.

Referências Bibliográficas: p. 84-94.

1. EEG. 2. Aprendizado de máquina. 3. Regulação emocional. I. Tierra Criollo, Carlos Julio *et al.* II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

A toda minha família e a Deus;

À minha esposa Karen, por todo apoio e compreensão durante estes anos em que estive envolvido neste trabalho e que ficamos fisicamente distantes de nossas famílias;

Aos meus orientadores, professor Carlos Julio e doutor Jorge Moll, por todo apoio durante o curso de doutorado e no desenvolvimento deste trabalho. Agradeço por terem me orientado com equilíbrio, permitindo a elaboração do meu trabalho com uma independência necessária e ao mesmo tempo apoiando e me direcionando quando foi preciso;

À Valentina Lorenzetti e ao Rodrigo Basílio que tiveram um papel fundamental para esse trabalho com suas contribuições na elaboração do protocolo base para o desenvolvimento desse trabalho;

Ao meu colega de turma Sebastian Höefle, cuja expertise científica contribuiu crucialmente a esse trabalho. Agradeço pela disposição para ajudar e pelas discussões que contribuíram com o caminhar deste projeto;

Aos meus colegas do dia-a-dia pelo companheirismo e pela confiança: ao meu chefe Ivanei Bramati pela compreensão e apoio, à Debora Lima e toda sua equipe pelo apoio em diversas questões, à Marina Carneiro e à Fernanda Meireles pelos ensinamentos do dia-a-dia;

Ao Alexandre Jacobina por toda ajuda ao longo do doutorado;

Aos amigos e companheiros de doutorado, pelo convívio que muito contribuiu para o meu desenvolvimento;

Ao Instituto de Pesquisa e Ensino (IDOR) e à Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ) pelos apoios fornecidos, sem os quais este trabalho não poderia ter sido realizado;

Aos participantes do experimento pela dedicação do seu tempo.

Obrigado.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

IDENTIFICAÇÃO DE ESTADOS EMOCIONAIS COMPLEXOS COM BASE EM
RESSONÂNCIA MAGNÉTICA E ELETROENCEFALOGRAFIA: UMA
ABORDAGEM COM CENÁRIO DE REALIDADE VIRTUAL

Bruno Raphael Pastor de Melo

Maio/2018

Orientadores: Carlos Julio Tierra Criollo

Jorge Neval Moll Neto

Programa: Engenharia Biomédica

Durante as últimas décadas, um grande esforço vem sendo empreendido no sentido de identificar marcadores fisiológicos objetivos dos estados emocionais subjetivos. Este trabalho apresenta um protocolo experimental para indução das emoções ternura e angústia que utiliza uma estimulação multimodal com a combinação de um cenário de realidade virtual com músicas. O protocolo foi aplicado em coletas de *neurofeedback* utilizando imagens de ressonância magnética funcional que mostraram ser possível ativar regiões cerebrais relacionadas com as emoções estudadas. Posteriormente, foi realizado um novo estudo sobre o protocolo com coletas de sinais eletroencefalográficos (EEG), cujos dados foram utilizados em análises off-line com redes neurais artificiais. Os resultados demonstraram ser possível distinguir estados emocionais complexos usando características dos sinais de EEG com acurácias máximas acima de 90%. Além disto, permitiram uma melhor compreensão sobre os mecanismos de regulação emocional voluntária e seus correlatos neurais, podendo contribuir para o desenvolvimento de novas ferramentas e/ou equipamentos na área neurotecnológica.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

RECOGNITION OF COMPLEX EMOTIONAL STATES BASED ON MAGNETIC
RESONANCE AND ELECTROENCEPHALOGRAPHY: AN APPROACH WITH
VIRTUAL REALITY SCENARIOS

Bruno Raphael Pastor de Melo

May/2018

Advisors: Carlos Julio Tierra Criollo

Jorge Neval Moll Neto

Department: Biomedical Engineering

During the last decades, a significant effort has been made to identify objective physiological markers of subjective emotional states. This work presents an experimental protocol for the induction of tenderness and anguish emotions using a multimodal stimulation with the combination of a virtual reality (VR) scene with excerpts of music. The protocol was applied in neurofeedback acquisitions using functional magnetic resonance imaging (fMRI) that demonstrated to be possible activate brain regions related to the emotions studied. Subsequently, a new study on the protocol using electroencephalographic (EEG) signals was done, where data were used in offline analysis with artificial neural networks. The results demonstrated that it is possible to distinguish complex emotional states through EEG features with maximum accuracy above 90%. In addition, they allowed a better understanding of the mechanisms of voluntary emotional regulation and its neural correlates, and could contribute to the development of new tools and/or neurotechnological equipment.

Sumário

Lista de figuras	x
Lista de tabelas	xiv
1 Introdução.....	1
1.1 Motivação	2
1.2 Objetivos.....	4
1.2.1 Objetivos específicos:.....	4
1.3 Estrutura da tese.....	4
2 Fundamentação teórica.....	6
2.1 Emoções.....	6
2.1.1 Tipos de emoções	7
2.1.2 Indução de emoções.....	8
2.1.3 Emoções no cérebro.....	9
2.1.4 Uso de neurofeedback fMRI para regulação emocional	10
2.1.5 Relação do sinal de EEG com emoções	12
2.2 Medição da atividade cerebral.....	15
2.3 Eletroencefalografia (EEG).....	17
2.3.1 Ritmos.....	18
2.3.2 Disposição dos eletrodos	21
2.3.3 Características do sinal	24
2.4 Realidade Virtual e Neurofeedback.....	26
3 Protocolo experimental para regulação emocional com fMRI.....	29
3.1 Resumo	29
3.2 Materiais e métodos.....	30
3.2.1 Participantes	30
3.2.2 Dados comportamentais	30

3.2.3	Parâmetros de aquisição de imagens	30
3.2.4	Protocolo experimental.....	31
3.2.5	Treinamento para a tarefa experimental	33
3.2.6	Neurofeedback.....	34
3.2.7	Processamento-offline dos dados de fMRI.....	38
3.3	Resultados.....	39
3.3.1	Avaliação das músicas.....	39
3.3.2	Nível de saturação da tarefa.....	40
3.3.3	Intensidade das emoções	41
3.3.4	Utilidade das “frases mantras”	41
3.3.5	Modulação do neurofeedback.....	42
3.3.6	Padrões de atividade cerebral	43
3.4	Discussão	49
3.4.1	Limitações	51
4	Padrões eletroencefalográficos na regulação de emoções.....	53
4.1	Resumo	53
4.2	Materiais e métodos.....	53
4.2.1	Participantes	53
4.2.2	Materiais	54
4.2.2.1	Desenho experimental	55
4.2.2.2	Pré-processamento dos sinais de EEG	58
4.2.2.3	Extração de características dos sinais de EEG	58
4.2.2.4	Classificador	59
4.3	Resultados.....	61
4.3.1	Cansaço da tarefa.....	61
4.3.2	Intensidade das emoções	62

4.3.3	Utilidade das “frases mantras”	63
4.3.4	Análise da Dessincronização e Sincronização (ERD/ERS)	63
4.3.4.1	Diferença entre condições nos eletrodos	66
4.3.4.2	Mapa de ativações	67
4.3.5	Testes de acurácia.....	71
4.3.5.1	Eletrodos.....	71
4.3.5.2	Influência das faixas de frequência	74
4.3.5.3	Tamanho da janela deslizante.....	74
4.3.5.4	Características do sinal de EEG	75
4.3.5.5	Comparações extras.....	76
4.4	Discussão.....	77
5	Discussão Geral e Conclusão	81
5.1	Protocolo experimental com fMRI.....	81
5.2	Emoções complexas e sinais de EEG	81
5.3	Conclusão	82
	Referências bibliográficas	84
	APÊNDICE A	95
	APÊNDICE B.....	100
	ANEXO A	110

Lista de figuras

Figura 2.1 – Modelo circunflexo de Russel.....	8
Figura 2.2 – Localização dos lobos cerebrais.....	10
Figura 2.3 - Atividade do EEG variando de acordo com o nível de consciência.....	21
Figura 2.4 – modo de dispor os eletrodos seguindo o sistema Internacional 10-20. A figura fornece uma visão de como calcular a distância entre os eletrodos sob duas perspectivas, (A) vista lateral e (B) vista superior.....	23
Figura 3.1 - Modulação da tonalidade dos cenários. As imagens representam a dinâmica utilizada para modular a cena de acordo com as condições. A imagem à esquerda possui a tonalidade utilizada para a condição neutra, que foi ajustada para as demais condições (ternura e angústia) conforme as setas.	32
Figura 3.2 – Divisão do fluxo de processamento. (1) as imagens são exportadas do console que manipula a ressonância magnética para o computador responsável pelo processamento e apresentação dos estímulos; (2) a aplicação que manipula os estímulos solicita ao FRIEND Engine Framework a categoria da imagem exportada; (3) O software FRIEND Engine encontra as imagens exportadas e as classifica sob demanda da aplicação, devolvendo a classe e o nível de modulação por meio de uma comunicação TCP/IP.....	35
Figura 3.3 – Desenhos experimentais e máscaras utilizados de acordo com o algoritmo de classificação das sessões de NFB.	37
Figura 3.4 – Gráfico de linha com intervalo de confiança para as medidas sobre o cansaço e concentração dos participantes no decorrer da tarefa.	41
Figura 3.5 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a intensidade da sensação das emoções. Dados sobre as oito sessões de fMRI utilizadas para validar o protocolo experimental.....	41
Figura 3.6 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a utilidade dos mantras para sentir as emoções. Dados sobre as oito sessões de fMRI utilizadas para validar o protocolo experimental.....	42

- Figura 3.7 – Gráfico violino mostrando o nível de modulação da cor durante as sessões de neurofeedback. 43
- Figura 3.8 – Mapa com valores de T extraídos dos contrastes Ternura vs. Angústia e Angústia vs. Ternura. Valores não corrigido para múltiplas comparações, com nível de significância $p < 0,001$ e tamanho mínimo do cluster = 5. 44
- Figura 3.9 - Ativações individuais correlacionadas com o contraste Ternura versus Angústia. Na coluna da esquerda estão apresentadas as imagens das sessões que utilizaram o neurofeedback com o algoritmo SVM, enquanto que na direita estão as imagens das sessões com o algoritmo baseado no PSC de ROIs. Ativações não corrigidas para múltiplas comparações, com $p < 0,05$; $k = 5$; e filtradas com a máscara do SVM para facilitar a visualização dos resultados. 45
- Figura 3.10 – Ativações individuais correlacionadas com o contraste Angústia versus Ternura. Na coluna da esquerda estão apresentadas as imagens das sessões que utilizaram o neurofeedback com o algoritmo SVM, enquanto que na direita estão as imagens das sessões com o algoritmo baseado no PSC de ROIs. Ativações não corrigidas para múltiplas comparações, com $p < 0,05$; $k = 5$; e filtradas com a máscara do SVM para facilitar a visualização dos resultados. 46
- Figura 4.1 - Localização e nomenclatura dos eletrodos utilizados neste estudo. O eletrodo com a cor preta foi utilizado como aterramento e o eletrodo em azul foi destinado para a referência dos canais. 55
- Figura 4.2 – Montagem do protocolo experimental para coletas do EEG. 56
- Figura 4.3 – Distribuição das condições ao longo do experimento. A imagem ilustra como cada bloco de tarefa foi dividido (T = ternura, A = angústia, N = neutro e Q = questionário comportamental). 57
- Figura 4.4 – Trechos extraídos para serem utilizados nas análises. 57
- Figura 4.5 – Exemplo com configuração do classificador ANN. 60
- Figura 4.6 – Validação cruzada do tipo k-fold com $k=8$. A imagem ilustra o que ocorre durante as 8 iterações, onde sempre 1/8 da amostra é destinado para o treino

e 7/8 para testes. Este processo foi repetido mais de 100 vezes para cada participante.	61
Figura 4.7 - Gráfico de linha com intervalo de confiança para as medidas sobre o cansaço e concentração dos participantes no decorrer da tarefa.	62
Figura 4.8 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a intensidade da sensação das emoções de cada condição (ternura, angústia e neutro).	62
Figura 4.9 - Diagrama de caixa (boxplot) sobre a utilidade das frases mantras e unido com pontos representando cada resposta.	63
Figura 4.10 – Média global do ERD/ERS para a banda alfa, na posição P1, e referente aos blocos de ternura usando dados de todos voluntários. A imagem destacada a referência - retângulo vermelho. O trecho de incitação de ternura inicia em 0 e finaliza no segundo 46.	64
Figura 4.11 – Exemplo de dados utilizados para a inspeção visual do ERD/ERS com dados extraídos utilizando a banda alfa (T = Ternura e A = Angústia).	65
Figura 4.12 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda teta. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.	67
Figura 4.13 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda alfa. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.	68
Figura 4.14 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda beta. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.	69
Figura 4.15 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda gama. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.	70
Figura 4.16 – Mapa das acurácias de classificação das emoções com o peso de cada eletrodo. Dados obtidos por meio da média das acurácias de classificação dos participantes.	72
Figura 4.17 – Média das acurácias de classificação das emoções utilizando diferentes quantidades de eletrodos. Inicialmente foi calculada a acurácia individual para cada eletrodo. Posteriormente foi feita uma análise agrupando os eletrodos com base nos valores iniciais, seguindo três ordenamentos: crescente, decrescente e aleatório.	73

- Figura 4.18 – Acurácia de classificação obtidas com a combinação de eletrodos seguindo os estudos (BAI et al., 2010; MURUGAPPAN; RAMACHANDRAN; SAZALI, 2010; PETRANTONAKIS; HADJILEONTIADIS, 2011) e a configuração do equipamento EPOC+ (Emotiv Inc.)..... 73
- Figura 4.19 – Diagrama de caixa (boxplot) com efeito do tamanho da janela sobre a classificação. Para cada ponto foi adicionado o intervalo de confiança..... 74
- Figura 4.20 – Gráfico com efeito do tamanho da janela sobre a classificação. Para cada ponto foi adicionado o intervalo de confiança..... 75
- Figura 4.21 – Diagrama de caixa (boxplot) mostrando as acurácias obtidas variando a configuração de características do sinal de EEG. Foram utilizadas as características dessincronização e sincronização (ERD/ERS), potência (PWR), potência relativa (REL PWR), densidade espectral de potência (PSD). 76
- Figura 4.22 – Diagrama de caixa (boxplot) com as acurácias de todos os sujeitos. No lado esquerdo encontra-se o resultado da comparação utilizando todas as condições. No lado direito, existe o resultado das comparações feitas com a inclusão da característica ERD/ERS..... 77

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Tipos de ondas do EEG, suas faixas de frequência e relações.	20
Tabela 2.2 – Rótulos dos eletrodos do EEG.....	22
Tabela 3.1 – Músicas selecionadas para produzir os estímulos das condições ternura e angústia.....	33
Tabela 3.2 – Exemplos de “frases mantras” escolhidas pelos participantes.	34
Tabela 3.3 – Resumo das avaliações de trechos musicais tocados durante as condições de Ternura e Angústia usando uma escala de 1 a 5.....	40
Tabela 3.4 – Resumo com picos encontrados para o contraste Ternura vs. Angústia....	47
Tabela 3.5 – Resumo com picos encontrados para o contraste Angústia vs. Ternura....	47
Tabela 4.1 – Faixas de frequência extraídas.....	59
Tabela 4.2 – Canais com diferença entre as condições. Bandas sem diferença significativa foram ocultadas.....	66

1 Introdução

A qualidade de vida pode ser medida por fatores como o bem-estar no âmbito físico, psíquico, socioeconômico e cultural (SANTOS; ASSUMPCÃO, 2006; TRÓCCOLI, 2004). O equilíbrio mental é importante para a manutenção do bem-estar psíquico e o autoconhecimento emocional ajuda nesta tarefa. Ferramentas que utilizem informações cerebrais e que realizem uma análise do estado psicológico dos sujeitos podem contribuir para a autorregulação e controle mental destes, e, assim, para o seu bem-estar emocional.

As emoções desempenham um papel crucial nos seres humanos, regulando o comportamento motivado, as respostas apetitivas e aversivas e as interações sociais. Compreender as bases fisiológicas e neurais das emoções é, portanto, um importante desafio. Além das respostas comportamentais e psicofísicas, métodos capazes de mensurar respostas neurais, como a eletroencefalografia (EEG) e as imagens de ressonância magnética funcional (*functional magnetic resonance imaging*, fMRI), propiciaram um grande avanço nestas investigações. O sinal de EEG possui uma alta resolução temporal e pode ser adquirido com um relativo baixo custo. Extrair informações neurofisiológicas que estejam sistematicamente correlacionados com estados emocionais é uma etapa crucial para que sistemas de interface cérebro-máquina (*brain computer interface*, BCI) sejam utilizadas para fins de pesquisa cognitiva assim como para o desenvolvimento de tratamentos inovadores não-farmacológicos para condições psicológicas e neuropsiquiátricas.

Para que estas ferramentas sejam viáveis e eficazes, é preciso determinar quais características do sinal de EEG são relevantes para a identificação de emoções complexas específicas e demonstrar que tais informações podem ser analisadas computacionalmente e utilizadas para gerar estímulos para *feedback* em tempo real. Atualmente, os métodos utilizados para tal propósito são ainda pouco estabelecidos cientificamente, e não existem ainda ferramentas integradas e disponíveis livremente para a comunidade científica para a classificação de sentimentos humanos complexos e sua regulação voluntária por meio de *neurofeedback*.

O uso do *neurofeedback* (sistema de malha fechada em que o participante recebe a realimentação da própria atividade cerebral) permite que indivíduos possam melhorar

suas habilidades cognitivas e perceptivas ao manipularem seu próprio estado cerebral. O presente trabalho testará a hipótese de que é possível distinguir diferentes estados emocionais complexos específicos utilizando características do sinal de EEG. Para tal fim, foi elaborado um desenho experimental naturalístico que utiliza a combinação de estímulos com um cenário de realidade virtual e trechos de músicas. A validação deste protocolo ocorreu com base em um estudo com *neurofeedback* utilizando fMRI. O objetivo do trabalho foi alcançado por meio da extração de características do sinal de EEG – densidade espectral, potência do sinal e a dessincronização/sincronização relacionada a evento (ERD/ERS) – e da aplicação destes dados em um algoritmo de aprendizagem de máquina utilizando redes neurais artificiais.

1.1 Motivação

As emoções desempenham um papel fundamental nos seres humanos e influenciam em seus cotidianos e relações, moldando diretamente suas características, preferências, tomada de decisões, aprendizagem e seu bem-estar. Estados emocionais, embora essencialmente subjetivos, influenciam objetivamente as expressões faciais, respostas fisiológicas, e a comunicação escrita, gestual e verbal. O estabelecimento de assinaturas fisiológicas específicas para estados emocionais é, portanto, um importante desafio da ciência, que poderá permitir um melhor entendimento sobre a natureza humana e o desenvolvimento de tecnologias para o tratamento de distúrbios emocionais, assim como para melhorar o bem-estar psicológico.

Existem diversas opções para leitura de sinais fisiológicos e, entre elas, está a captação de atividades elétricas por meio de eletrodos colocados no couro cabeludo, técnica conhecida por eletroencefalografia. Comparada a outras técnicas, esta possui como vantagens o baixo custo para captação dos dados e a alta resolução temporal, mas, entre as desvantagens, estão a baixa resolução espacial e a mistura do sinal com atividades musculares e ruídos diversos. Pressupomos ser possível detectar as emoções usando os sinais de EEG pelo fato de que a atividade elétrica se propaga até o escalpo, mesmo estando em regiões profundas (MEIR-HASSON *et al.*, 2013).

O processamento de dados fisiológicos em tempo real, ou seja, que ocorre simultaneamente com a aquisição dos dados, permite ao participante utilizar um *feedback* sobre sua própria atividade cerebral no sentido de alcançar um determinado estado

fisiológico-alvo (ex., estado atento ou emocional específico) de forma mais eficiente (ROTA *et al.*, 2009; WEISKOPF, 2012). Esta abordagem é conhecida como *neurofeedback* devido ao uso de dados que representam a atividade cerebral em um determinado momento e a modulação dos estímulos de acordo com esta atividade.

Diante disto, pode-se formular a pergunta: é possível utilizar o sinal de EEG de maneira eficaz para captar o sinal da atividade elétrica estritamente oriunda da atividade neural com o objetivo de (i) utilizar estímulos “realistas” que facilitem o engajamento emocional do participante em tarefas de regulação emocional, e (ii) identificar padrões relacionados a emoções específicas cuja atividade neural esteja distribuída em diversas regiões do cérebro. Este trabalho pretende encontrar respostas para estas e outras perguntas expostas no decorrer do texto.

De acordo com estas premissas, espera-se ainda complementar esta abordagem utilizando cenários realistas para a indução de emoções específicas associadas a assinaturas características do sinal de EEG, buscando uma classificação acurada e uma regulação voluntária eficaz de dois ou mais estados emocionais distintos. Em especial, de forma distinta a trabalhos anteriores (KOTHE; MAKEIG; ONTON, 2013; LI; LU, 2009) que abordaram estados emocionais mais genéricos (positivo vs. negativo), o presente estudo aborda estados emocionais complexos tipicamente humanos e de relevância interpessoal: os sentimentos de ternura/afeição e ansiedade/angústia.

Espera-se também que os resultados alcançados permitam uma melhor compreensão sobre os mecanismos de regulação emocional voluntária e seus correlatos neurais, assim como a descoberta de estratégias computacionais combinadas com métodos de realidade virtual para otimizar tais efeitos. O estudo também contribuirá para o desenvolvimento de novas ferramentas e/ou equipamentos na área neurotecnológica.

Este estudo foi avaliado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 922.218 - Copa D’OR, Rio de Janeiro/RJ) e aprovado no dia 15/12/2014; o parecer encontra-se no ANEXO A. O estudo encontra-se registrado na Plataforma Brasil com o título NEUROFEEDBACK COM REALIDADE VIRTUAL PARA A EVOCAÇÃO DE ESTADOS EMOCIONAIS. O estudo foi realizado no Instituto D’Or de Pesquisa e Ensino e no Programa de Engenharia Biomédica da Coppe/UFRJ.

1.2 Objetivos

O objetivo do trabalho é desenvolver um protocolo experimental naturalístico para a incitação de dois estados emocionais complexos – ternura e angústia – e, depois, aplicar o desenho experimental em um estudo com a captação de sinais de EEG para investigar características que possam ser utilizadas para distinguir as emoções complexas de ternura e angústia.

1.2.1 *Objetivos específicos:*

- Estabelecer método para induzir emoções humanas complexas, em especial a ternura e angústia, utilizando cenários de realidade virtual (*virtual reality*, VR) e músicas.
- Aplicar os estímulos em uma tarefa de regulação emocional utilizando *neurofeedback* com fMRI e avaliar os resultados comparando-os com achados de outros estudos sobre as emoções ternura e angústia;
- Estabelecer métodos de aquisição dos dados que forneçam as informações necessárias para a classificação das emoções, por meio da seleção correta de eletrodos e do uso dos filtros adequados para o experimento com sinais de EEG;
- Implementar estratégias mais refinadas de processamento de sinais de EEG, classificando as informações com o uso de algoritmos de aprendizagem de máquina;
- Analisar os resultados buscando reconhecer padrões com informações relevantes dos diferentes estados emocionais, permitindo uma melhor compreensão sobre a evocação e modulação voluntária das emoções;

1.3 Estrutura da tese

Este texto está dividido nos capítulos de fundamentação teórica, dois capítulos com diferentes etapas da pesquisa, e uma discussão geral. No capítulo 2, fundamentação teórica, será feita uma revisão de literatura com temas pertinentes à área de regulação

emocional, explorando as formas de medição da atividade cerebral, formas de se realizar a interface cérebro-máquina, e os correlatos neurais com as emoções.

Devido ao emprego de técnicas distintas em cada fase desta pesquisa, os capítulos 3 e 4 foram dedicados para apresentar os materiais e métodos, resultados e discussão realizados em cada etapa. O capítulo 3 explora a primeira parte da pesquisa, composta pela elaboração e validação de um protocolo experimental para a indução das emoções ternura e angústia. Nesse capítulo é explorada a maneira como o protocolo foi montado e validado por um estudo de *neurofeedback* com fMRI. Os resultados obtidos foram comparados com os relatos de outros estudos que analisaram substratos neurais relacionados com as emoções ternura e angústia.

O capítulo 4 aborda a segunda etapa da pesquisa, onde foi realizado um novo estudo empregando a mesma estimulação multimodal para a indução das emoções ternura e angústia junto com coletas de sinais de EEG. Foram realizadas análises *off-line* com a extração de características dos sinais de EEG e a aplicação dessas características em redes neurais artificiais para categorizar as emoções estimuladas na tarefa.

Por fim, o capítulo 5 apresenta uma discussão geral sobre os objetivos alcançados, uma conclusão sobre o trabalho e possíveis trabalhos futuros. O texto se encerra com a lista de referências bibliográficas, apêndices e anexos.

2 Fundamentação teórica

Este capítulo aborda aspectos teóricos e apresenta trabalhos que se relacionam com o tema de estudo. Encontra-se organizado da seguinte forma: a seção 2.1 explora a medição da atividade neural, com foco nas duas técnicas exploradas no trabalho, EEG e fMRI; a seção 2.2 traz uma breve revisão sobre realidade virtual e *neurofeedback*; e, finalmente, a seção 2.3 aborda a área de emoções, como é possível induzi-las e apresenta correlatos neurais com as emoções ternura e angústia.

2.1 Emoções

A maioria das teorias sobre as emoções definem que elas não são fenômenos simples, pois, para serem completamente descritas, é preciso juntar dados que englobam as experiências relatadas por uma pessoa, as medições de atividades fisiológicas e o comportamento motor ou expressivo durante a ocorrência das emoções (IZARD, 2013). As emoções encontram-se entre os fenômenos do tipo que, embora todo mundo saiba do que se trata quando é referido, é difícil de delimitar e precisar conceitualmente (LEDOUX, 2011). Afetam diretamente o cotidiano, fazendo parte, por exemplo, dos relacionamentos, das histórias contadas e dos planos que são feitos. O fato de as emoções estarem no centro das motivações humanas, atuando tanto quanto precursor quanto resultado final de experiências, faz com que sejam exploradas desde os tempos mais remotos, como em estudos de Lao-Tzu e Sócrates nos anos de 470 a 399 a.C., até a contemporaneidade, com estudos de Sigmund Freud, LeDoux, Damásio, e muitos outros (BERCHT, 2001).

As emoções são compostas por fenômenos tão complexos e subjetivos que não é uma tarefa simples defini-las, e, devido a isso, existem definições para as emoções com total discordância entre si. Provavelmente, não há na psicologia outro termo que não tenha uma definição e seja usado tão frequentemente (ADAMATTI, 2003). Para DAMASIO (2000), a emoção é composta por uma série de respostas químicas e neurais que formam um padrão diferente, sendo, assim, um rótulo que designa um conjunto de fenômenos ou comportamentos. MOFFAT *et al.* (2000) dizem que as emoções são funcionais, e, assim, possuem um valor adaptativo e não são racionais. Já SLOMAN (2001) conclui que não há uma definição única de emoção, pois esta depende de como se analisa quais são as

concepções individuais dos seres humanos ou de outros animais. Segundo EKMAN; CORDARO, (2011), as emoções são respostas automáticas e discretas a eventos universalmente compartilhados, específicos da cultura e específicos do indivíduo. Para SCHERER (1987):

“[Emoção ...] é uma sequência de mudanças relacionadas e sincronizadas em todos, ou quase todos, os cinco subsistemas do organismo em resposta à avaliação de um estímulo externo ou interno que é de importância maior para o organismo.”

Existem argumentos sugerindo que tomadas de decisão sejam afetadas pelas emoções que são sentidas, causando impacto nas ações, memória, estado de atenção, e diversos outros fatores. Além de afetar a cognição, as emoções também afetam diversos fatores fisiológicos, como a frequência cardíaca e a respiratória, alteram os cinco sentidos, e até o metabolismo. Esta grande quantidade de fatores que são influenciados pelas emoções e o impacto que elas podem causar nas vidas fazem com que tenham um papel de destaque, chegando a serem apontadas como a regra central da vida (GRATCH; MARSELLA, 2001).

Segundo OCHSNER; GROSS (2005), a capacidade de controlar a emoção é importante para a adaptação humana. Uma parte essencial da compreensão dos mecanismos de regulação da emoção é caracterizar os processos que geram emoções. A regulação emocional envolve o início de novas respostas emocionais contínuas ou alteradas, através da ação de processos regulatórios. A regulação comportamental das emoções negativas pode limitar a ação expressiva, mas não atenua a experiência desagradável, piora a memória e aumenta a ativação do sistema nervoso simpático. Por outro lado, a regulação cognitiva neutraliza a experiência negativa sem prejudicar a memória e pode diminuir a excitação fisiológica. Diferenças individuais na responsividade emocional e/ou capacidade de controle cognitivo podem estar relacionadas à variação normal e patológica no bem-estar e comportamento social.

2.1.1 Tipos de emoções

Além da falta de consenso para uma definição precisa sobre as emoções, teóricos também discutem a questão da existência de um conjunto de emoções básicas e parecem concordar que este conjunto existe, mas não em relação a quais são as emoções que

constituem tal conjunto. Por exemplo, segundo BERCHT (2001), enquanto que o teórico Tomkins apresenta oito emoções básicas – medo, raiva, alegria, surpresa, interesse, vergonha, angústia, aversão –, ORTONY; CLORE; COLLINS (1999) fizeram uma compilação de diversos teóricos e listam seis emoções básicas - medo, raiva, tristeza, alegria, aversão e surpresa.

O modelo bidimensional utiliza a combinação de dois fatores para explicar emoções mais complexas (Figura 2.1) e foi adotado no modelo circumplexo de Russel (RUSSELL, 1980), onde as emoções são classificadas de acordo com sua valência, positiva ou negativa, e nível de excitação, calmo ou agitado. Com ele, se pode classificá-las e compará-las.

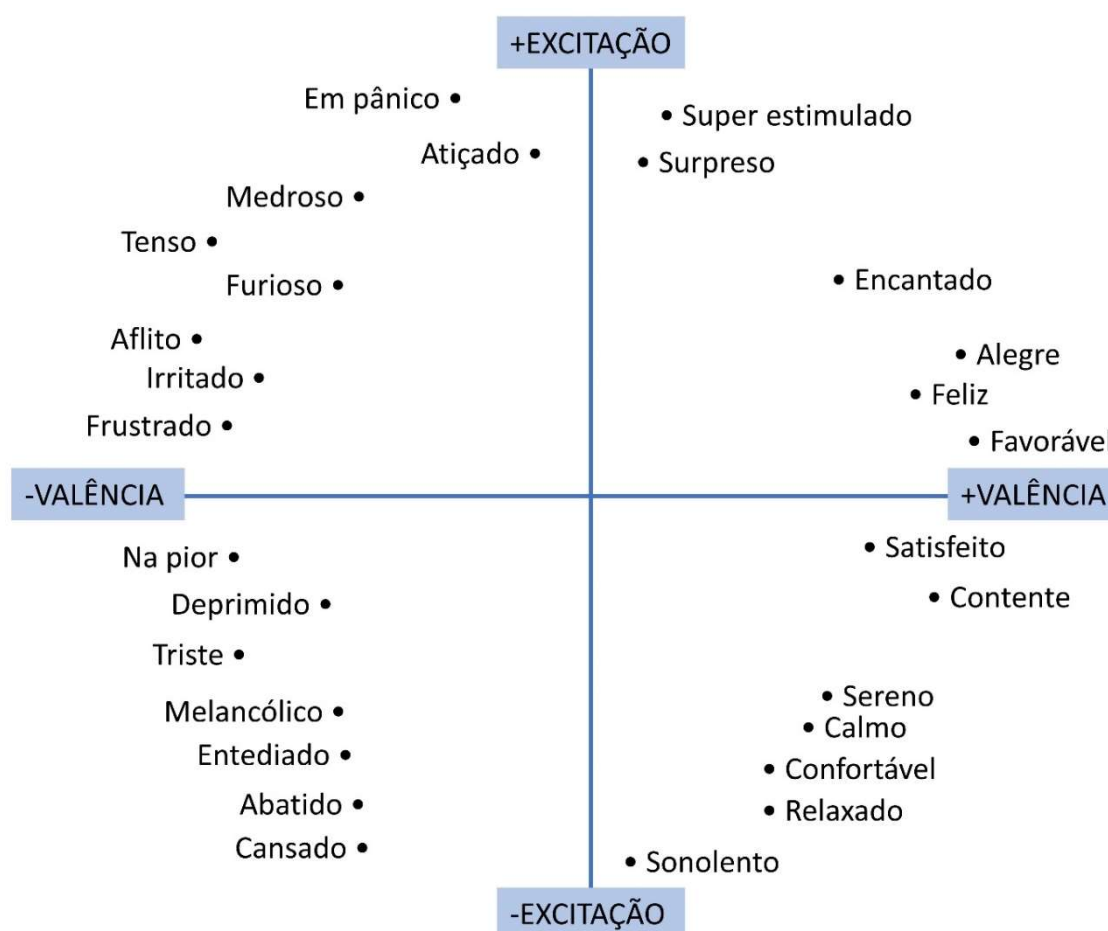


Figura 2.1 – Modelo circumplexo de Russel.

2.1.2 Indução de emoções

Há duas circunstâncias em que as emoções podem ocorrer, (i) quando um organismo processa determinados objetos ou situações por meio de um de seus

mecanismos sensoriais; ou (ii) quando evoca pensamentos em objetos ou situações (DAMASIO, 2000). O desenvolvimento e a cultura influenciam de forma marcante como as emoções são induzidas; desta forma, o mesmo estímulo pode induzir emoções completamente distintas em pessoas diferentes.

A resposta emocional pode ser medida em pelo menos três sistemas diferentes – relatos afetivos, reatividade fisiológica e atos comportamentais evidentes (BRADLEY; LANG, 1994). A detecção de emoções é por si só um tema muito complexo, e a sua eficiência depende em parte da forma como a indução dessas mesmas emoções é realizada no sujeito (TEIXEIRA, 2008). Uma forma alternativa de induzir emoções é expor o sujeito a estímulos externos, que podem ser muito variados, como músicas, imagens, vídeos, jogos de computador e outros. Combinações destes estímulos podem tornar as emoções induzidas ainda mais reais e vívidas.

2.1.3 *Emoções no cérebro*

O cérebro é dividido em quatro regiões, que são os lobos frontal, temporal, parietal e occipital (Figura 2.2). Muitas descobertas sobre as emoções e o cérebro foram feitas por meio de análises da atividade cerebral. (PHAN *et al.*, 2002) demonstrou que algumas regiões podem estar relacionadas especificamente a uma emoção, como a amígdala, que está ligada ao medo, e a região dos núcleos da base, que estão ligados à felicidade. O estudo também explora os casos em que as mesmas regiões são ativadas por emoções distintas, o que não deixa claro qual é a atuação de tais regiões para um determinado estímulo emocional. Emoções morais também são objetos de estudos e revelam áreas estimuladas por sensações que demandam uma escolha/situação de julgamento moral (MOLL *et al.*, 2006; TAKAHASHI *et al.*, 2004).

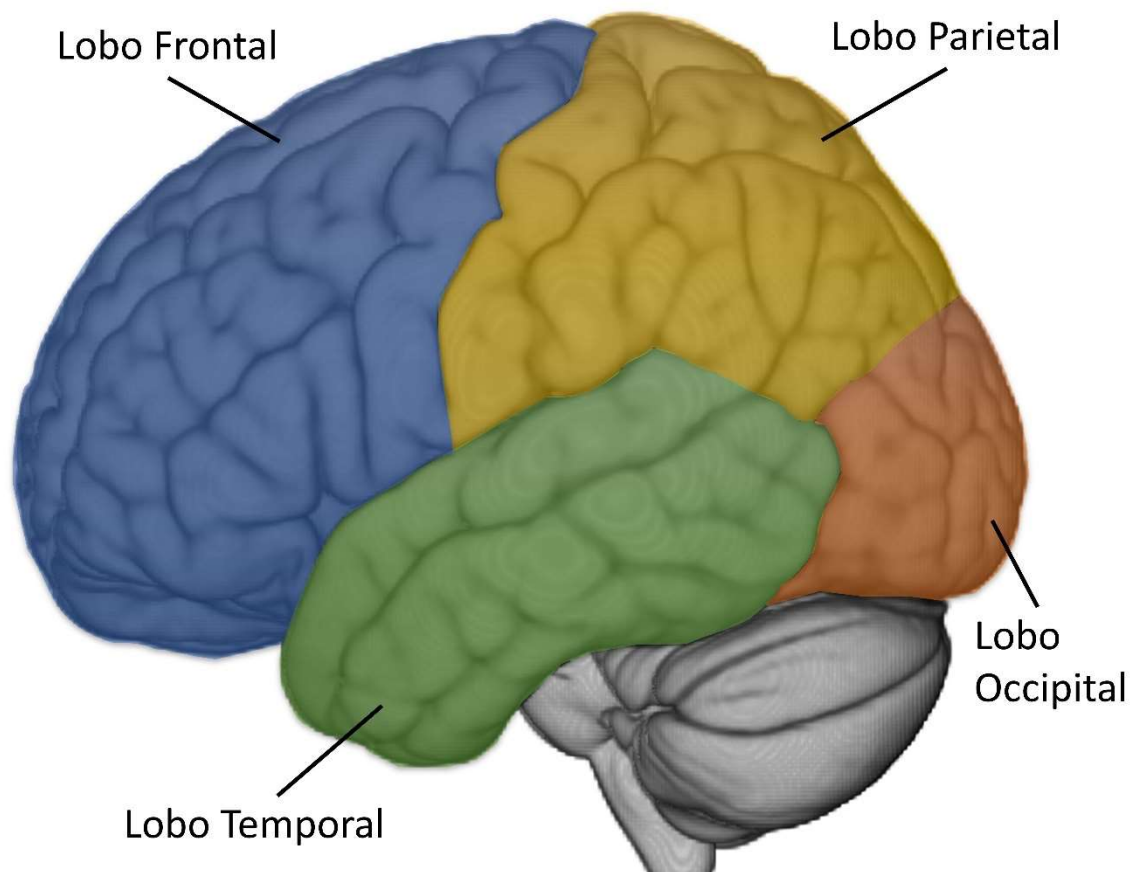


Figura 2.2 – Localização dos lobos cerebrais.

Entre as emoções que serão estudadas nesse trabalho, sabe-se que (i) durante a condição de ternura, são ativadas redes cerebrais atribuídas a emoções afiliativas positivas, ou seja, as áreas septo-hipotalâmicas e orbito frontais mediais (DEPUE; MORRONE-STRUPINSKY, 2005; FRIEDMAN *et al.*, 2007; MOLL *et al.*, 2012), e (ii) durante as condições de angústia, são recrutadas regiões do cérebro como a amígdala e córtices pré-frontais laterais, que estão implicados em afeto negativo (por exemplo, angústia, medo, ansiedade, humor negativo, estresse, dor psicológica) e em psicopatologias onde o afeto é uma característica fundamental – por exemplo, depressão e transtorno de ansiedade generalizada (DAVIDSON *et al.*, 2003; LEDOUX, 1994; OPLER; OPLER; ARNSTEN, 2013; PESSOA; ADOLPHS, 2010; ZAHN *et al.*, 2015).

2.1.4 Uso de neurofeedback fMRI para regulação emocional

O uso de ferramentas de *real-time functional magnetic resonance imaging neurofeedback* (rtfMRI) NFB para estudar os mecanismos causais de emoções complexas está em seu início e pode ser útil para intervenções personalizadas com NFB baseadas em

evidências, que poderão melhorar e recuperar estados emocionais e seus substratos neurais em amostras clínicas e normativas. Um dos principais desafios humanos práticos dos estudos de ressonância magnética inclui os participantes distraídos e com dificuldades para sentir estados psicológicos válidos no ambiente do *scanner*, particularmente ao tentar sustentar emoções complexas.

Evidências emergentes combinaram ambientes virtuais imersivos com múltiplas modalidades sensoriais para intervenções psicológicas / cognitivas, para aumentar sua eficácia por meio do engajamento e motivação de indivíduos para a prática (CHO *et al.*, 2002; KOVACEVIC *et al.*, 2015; LÉCUYER *et al.*, 2008). Uma combinação de estímulos visuais e auditivos deve incitar melhor as emoções (DANNY OUDE BOS, 2007). Resta ser demonstrado se rtfMRI-NFB pode ser efetivamente combinado com ambientes virtuais que unem cenários visuais imersivos e multissensoriais para facilitar o envolvimento de indivíduos em emoções complexas e ajudar a manter essas emoções longas e fortes o suficiente para investigar seus correlatos neurais subjacentes.

Apenas dois estudos de prova de conceito combinaram o NFB com interfaces de ambiente virtual. Estes incluem um estudo NFB baseado em eletroencefalografia integrando a atividade cerebral de cerca de 500 participantes coletivamente, durante um jogo interativo de relaxamento e concentração durante uma noite (KOVACEVIC *et al.*, 2015), onde o nível individual de atividade cerebral não pôde ser discernido; e um paradigma rtfMRI separado que empregou uma interface de fogo virtual para regular a atividade cerebral de oito participantes saudáveis - mas isso era desprovido de qualquer estado emocional e longe de ser multimodal e imersivo (DECHARMS *et al.*, 2005; GOEBEL *et al.*, 2004; ROTA *et al.*, 2009; SITARAM *et al.*, 2005).

Ainda não foi testado se o NFB com ambientes virtuais multissensoriais pode recrutar com sucesso emoções complexas e seus correlatos neurais. Esta prova de conceito tem o potencial de avançar significativamente nas aplicações de NFB para que se tornem mais relacionáveis, envolventes e eficazes na geração e manutenção de estados emocionais complexos com validade ecológica, aumentando potencialmente a eficácia das intervenções de NFB em melhorar e recuperar o desempenho cognitivo / emocional de populações saudáveis e clínicas (DE OLIVEIRA-SOUZA *et al.*, 2008; HYMAN, 2007, 2011; ROTA *et al.*, 2009).

No Capítulo 3, é apresentado o estudo realizado com um protocolo experimental que combina cenários de realidade virtual com músicas para a incitação dos estados

emocionais de ternura (uma emoção afiliativa positiva leve) e angústia (uma emoção negativa auto-reflexiva aguda (MOLL *et al.*, 2005, 2012, 2014, ZAHN *et al.*, 2008, 2009)). Foi feito um estudo prova de conceito que demonstra a viabilidade de uma interface rtfMRI NFB envolvente. Para isto, o sistema FRIEND Engine Framework (BASILIO *et al.*, 2015) foi aprimorado e utilizado em quatro jovens adultos saudáveis que passaram por sessões de NFB.

2.1.5 Relação do sinal de EEG com emoções

As emoções têm um papel importante na vida cotidiana, não apenas na interação humana, mas também nos processos de tomada de decisão e na percepção do mundo ao nosso redor. No entanto, as emoções têm sido largamente ignoradas, em particular no campo da Interação Humano-Computador. A Computação Afetiva surgiu para preencher essa lacuna ao convergir tecnologia e emoções para modelar as interações emocionais entre um humano e um computador e medindo o estado emocional de um usuário (PICARD, 1995). Devido ao recente interesse demonstrado pela comunidade de pesquisa em estabelecer interações emocionais entre humanos e computadores, a identificação do estado emocional tornou-se uma necessidade (ALARCAO; FONSECA, 2017). Isso pode ser alcançado por meio de múltiplas medidas, como autorrelato subjetivo, medidas autonômicas e neurofisiológicas.

A emoção está relacionada com um grupo de estruturas no centro do cérebro chamado sistema límbico, que inclui a amígdala, o tálamo, o hipotálamo e o hipocampo (MACLEAN, 1952; PAPEZ, 1937). Acredita-se que as emoções estejam relacionadas com a atividade em áreas do cérebro que direcionam nossa atenção, motivam nosso comportamento e determinam o significado do que está acontecendo ao nosso redor (JATUPAIBOON; PAN-NGUM; ISRASENA, 2013). Uma forma de estudar esta atividade cerebral é com o uso do sinal de EEG, que, embora possua uma baixa resolução espacial, fornece uma boa resolução temporal, permitindo que os pesquisadores estudem mudanças de fase em resposta a estímulos emocionais. Além disso, o uso de EEG é não invasivo, rápido e barato, tornando-se um método preferido no estudo das respostas do cérebro aos estímulos emocionais (NIEMIC; BROWN, 2002). Com isto, tornou-se possível usar o reconhecimento de emoções baseado no sinal de EEG em diferentes áreas, como entretenimento, *e-learning*, mundos virtuais ou aplicativos de e-healthcare (ALI *et al.*, 2016; HONDROU; CARIDAKIS, 2012) com aplicações na troca de mensagens

instantâneas, jogos online, para ajuda de terapeutas e psicólogos, entre outros (ALARCAO; FONSECA, 2017).

Existem estudos que exploram o sinal do EEG para identificar emoções e que já demonstraram que este tipo de sinal pode ser utilizado para investigar áreas responsáveis pelas emoções, a despeito da baixa resolução espacial deste método (BAJAJ; PACHORI, 2013; KOTHE; MAKEIG; ONTON, 2013; KVAALE, 2012; LI; LU, 2009; LIU; SOURINA; NGUYEN, 2011; MURUGAPPAN; RAMACHANDRAN; SAZALI, 2010). Embora nem todos estes estudos utilizem estritamente a atividade neural, eles endossam a suposição de que é possível empregar com sucesso os sinais de EEG para a classificação de estados emocionais.

Diferentes características já foram empregadas para categorizar emoções a partir dos sinais de EEG. Segundo (ALARCAO; FONSECA, 2017), entre as características mais comumente empregadas, estão as transformadas de Fourier curta (*Short-time Fourier Transform*, STFT); a transformada de Fourier discreta (*Discrete Fourier Transform*, DFT); densidade espectral de potência; transformada de Wavelet; e a entropia. Além disto, o estudo afirma ser comum o emprego de uma combinação de características. Também foram aplicados vários classificadores para emoções, por exemplo, *Extreme Learning Machine* (ELM), *Support Vector Machine* (SVM), redes neurais artificiais (*Artificial Neural Network*, ANN) (YOHANES; WEE SER; GUANGBIN HUANG, 2012) e o *Clustering Fuzzy C Means* (FCM) (MURUGAPPAN *et al.*, 2008).

Entre estudos encontrados relacionados a este tema, temos o de (YUVARAJ *et al.*, 2014), que aplicou o processamento de emoções em sinais de EEG em dois grupos de voluntários, sendo um grupo com 20 pacientes que sofrem com o mal de Parkinson e 30 participantes saudáveis. No estudo, foram utilizados estímulos multimodais (audiovisual) para evocar as emoções alegria, tristeza, medo, raiva, surpresa e desgosto. O estudo também explorou formas de estimulação para a indução de emoções, fazendo uma análise de estimulações por meio de imagens com faces emotivas, palavras, áudios e estímulos multimodais. Com isto, apontou que, devido à natureza subjetiva das emoções e à dificuldade fisiológica de evocá-las, a forma de estimulação que induz as emoções com maior naturalidade e eficiência é a multimodal, onde são aplicadas mais de uma forma de estimulação sensorial. O equipamento de EEG utilizado foi o Emotiv EPOC, que possui 14 canais organizados sob o sistema internacional 10-20, adquiridos com uma frequência

de amostragem de 128 Hz, e, para registro das emoções, foi aplicado um questionário entre as sessões de estimulação. O espectro do sinal foi analisado sob uma janela de oito segundos, foram exploradas quatro bandas de frequência (teta, alfa, beta e gama), e foram calculadas a média da frequência e as potências relativa e absoluta. A emoção com o maior acerto no reconhecimento foi a alegria, com média da taxa de acerto de 93,42 %, enquanto que a emoção com menor acerto foi o desgosto, com média da taxa de acerto em 69,58 %.

No estudo de MURUGAPPAN (2010), foram induzidas as emoções desgosto, alegria, surpresa e medo com estímulos audiovisuais. Os sinais cerebrais foram obtidos com um EEG de 64 canais, com frequência de amostragem de 256 Hz e com a distribuição dos eletrodos feita sob o sistema internacional 10-10. O sinal bruto foi pré-processado com métodos de filtragem Laplaciano e foi decomposto em três diferentes bandas de frequência (alfa, beta e gama) com a utilização da transformada de wavelet discreta. Dois métodos de classificação foram empregados: *K* vizinho mais próximo (KNN), com média da taxa de acerto de 83,26 %; e a análise discriminante linear (LDA), com média da taxa de acerto de 75,21 %.

O trabalho de KOTHE; MAKEIG; ONTON (2013) apresenta uma análise com os sinais de EEG de 12 sujeitos. As emoções foram separadas em grupos de acordo com a valência, e os sujeitos, instruídos a senti-las por meio de recordações pessoais com os olhos fechados. O objetivo do estudo foi identificar a valência emocional dado um trecho de sinal de EEG com 6 segundos de duração. Utilizaram como classificador um algoritmo baseado no *Bank Common Spatial Pattern* e obtiveram uma acurácia de 71,3 %. Os sinais foram obtidos com um EEG de 250 canais, com mais quatro eletrodos utilizados para registrar a movimentação ocular e dois eletrodos para o registro da atividade cardíaca, com frequência de amostragem de 128 Hz.

No estudo de LI; LU (2009), foi possível classificar as emoções alegria e tristeza em 10 participantes induzidas por meio de imagens com faces humanas emotivas. Foram realizadas análises sobre a banda gama (30–100 Hz), utilizando o procedimento matemático padrão espacial comum (*common spatial pattern*, CSP) e o algoritmo máquina de vetores de suporte (*support vector machine*, SVM) linear. Foram utilizadas duas durações de janelas de tempo, uma com três segundos e outra de um segundo, onde em ambas conseguiram uma média de taxa de acerto na classificação acima de 93 %, com

a conclusão de que a análise das atividades de ERD/ERS na banda gama pode ser utilizada para a classificação das emoções exploradas pelo estudo.

Apesar de os trabalhos com sinais de EEG terem explorados diversas emoções, não foram encontrados trabalhos abordando as emoções complexas de ternura e angústia. Os trabalhos encontrados abordam, em sua maioria, emoções comuns (tristeza, alegria, raiva, medo, nojo) ou estão focados na análise dos níveis de valência e de excitação. Além disso, a estimulação simultânea da realidade virtual com trechos de música tem sido pouco explorada (ALARCAO; FONSECA, 2017). Visando contribuir nesta área ao expandir os estudos sobre a relação do sinal de EEG com emoções complexas, este projeto realizou um estudo com o objetivo de investigar a relação do sinal de EEG com as emoções ternura e angústia. Foi realizado um experimento em 15 voluntários sadios, os quais receberam uma estimulação que fez uso da combinação de cenários de realidade virtual com trechos de músicas. Os resultados obtidos demonstraram ser possível distinguir estas duas emoções com acurácias máximas superiores a 90 %. As informações sobre este estudo estão presentes no Capítulo 4.

2.2 Medição da atividade cerebral

A comunicação entre os neurônios ocorre por meio de pulsos elétricos propagados pelas sinapses. Por conta disto, entre as primeiras tecnologias criadas para medir a atividade cerebral, estão as que se baseiam na detecção de mudanças no potencial elétrico fazendo uma leitura direta nos neurônios por meio de tecnologias invasivas, ou, para casos que envolviam grandes populações de neurônios, por técnicas não invasivas como a eletroencefalografia (EEG) (RAO, 2013). Técnicas mais recentes permitiram a medição da atividade neural de forma indireta, pela medição da concentração de sangue oxigenado em uma determinada área devido ao aumento da atividade cerebral, ou pela medição de minúsculas alterações no campo magnético ao redor do crânio.

Os métodos invasivos envolvem a remoção de parte do crânio para a inserção de eletrodos ou implantes posicionados diretamente no cérebro, permitindo a medição da atividade elétrica no meio celular. Por permitir uma leitura mais direta do sinal, ele se torna mais fidedigno por possuir menos interferências quando comparado a outras técnicas, porém os riscos de infecção e de complicações na cirurgia fazem com que só

seja indicado em animais ou pacientes que possam ser beneficiados por esta intervenção, como em alguns casos de pacientes com epilepsia (ZUMSTEG; WIESER, 2000).

Entre os métodos não invasivos, existe o EEG, que utiliza eletrodos para registrar a atividade elétrica ao longo do couro cabeludo, e o imageamento por fMRI, onde um forte campo magnético é utilizado para obter imagens fundamentadas no sinal BOLD (*blood-oxygen-level-dependent*), que se baseia no contraste entre a concentração de oxihemoglobina e desoxihemoglobina no sangue. O sinal oriundo do EEG possui uma alta resolução temporal, mas baixa resolução espacial, que não permite identificar com clareza as fontes cerebrais geradoras do potencial registrado no couro cabeludo. Já as imagens de fMRI possuem uma alta resolução espacial e baixa resolução temporal, devido ao tempo necessário para adquirir as imagens. Este trabalho utilizou estes dois métodos de forma isolada, buscando aproveitar os benefícios de ambos em diferentes etapas da pesquisa. Tais métodos serão mais detalhados no decorrer deste capítulo.

Para unir as vantagens de ambos os métodos, também é possível realizar uma aquisição de dados em conjunto, EEG e fMRI (ROSENKRANZ; LEMIEUX, 2010). Esta técnica possui como principal benefício a complementação das informações, onde se pode ter proveito da alta resolução temporal do sinal do EEG juntamente com a alta resolução espacial da fMRI, ajudando a entender com mais plenitude como o cérebro funciona. Porém, existem alguns fatores que podem prejudicar a qualidade do dado adquirido, pois novos ruídos são inseridos tanto no sinal de EEG quanto nas imagens funcionais de fMRI.

Entre os demais métodos não-invasivos, destacam-se também as técnicas Magnetoencefalografia (MEG), Tomografia por Emissão de Pósitrons (*Positron Emission Tomography*, PET) e espectroscopia de luz próxima ao infravermelho (*functional Near Infrared Spectroscopy*, fNIRS). MEG é uma técnica que mede os campos magnéticos produzidos pelas atividades elétricas no cérebro, e, comparando-a com a eletroencefalografia, possui também uma alta resolução temporal e uma localização espacial mais ampla (COHEN; CUFFIN, 1983; RAO, 2013). Quando a informação está sendo processada no cérebro, pequenas correntes fluem pelo sistema neural e produzem um campo magnético fraco que pode ser medido de forma não invasiva por magnetômetros colocados fora do crânio, desde que milhares de neurônios próximos atuem em conjunto (HÄMÄLÄINEN *et al.*, 1993).

Já a técnica PET envolve a medição da atividade elétrica de forma indireta pela detecção da atividade metabólica. A medida é feita com a utilização de marcadores

radioativos que são injetados na corrente sanguínea para serem transportados até o cérebro, e um equipamento, chamado PET scanner, faz a medição das concentrações do composto radioativo que está espalhado pelo cérebro. O composto é espalhado pelo fluxo sanguíneo e sua concentração no cérebro é influenciada indiretamente pela atividade cerebral. A técnica possui uma alta resolução espacial, mas uma baixa resolução temporal e ainda possui limitações devido ao rápido decaimento dos marcadores.

A técnica fNIRS se baseia no sinal BOLD, realizando sua medição por meio da emissão de feixes de luzes infravermelhas diretamente no escalpo, cujo espectro sofre distorções pelas hemoglobinas do sangue, que são, depois, lidas por detectores infravermelhos posicionados próximos dos emissores de luzes. Porém, possui uma resolução temporal menor que a dos sinais de EEG e uma resolução espacial limitada pelo alcance da luz.

2.3 Eletroencefalografia (EEG)

A primeira apresentação com registros de eletroencefalograma (EEG) humano ocorreu em 1929 e foi feita por Hans Berger (BERGER, 1929), sendo também o responsável pela criação do termo eletroencefalograma. Berger utilizou um galvanômetro ligado a eletrodos afixados no couro cabeludo e, assim, ele mostrou ser possível registrar as fracas correntes elétricas geradas no cérebro de forma não-invasiva. Seus estudos identificaram ondas predominantes, que ele chamou de alfa e beta, e também alterações que o sinal sofria devido a estimulações. Este foi um importante passo para a área da neurofisiologia. A técnica de EEG só sofreu uma evolução significativa em 1956 com o desenvolvimento do transistor, sendo um dos primeiros instrumentos científicos beneficiados pela sua aplicação.

Os registros de sinais de EEG consistem na medição da distribuição de potencial gerada por correntes iônicas que fluem durante excitações sinápticas dos dendritos de muitos neurônios piramidais do córtex cerebral (SANEI; CHAMBERS, 2007). Estes registros demonstram a atividade espontânea cerebral e podem ser medidos ao longo do couro cabeludo ou superfície do córtex, e esta atividade espontânea ocorre continuamente em indivíduos vivos. Outro modo de trabalhar com o sinal de EEG é com a exploração de potenciais evocados, que são componentes eliciadas em resposta a estímulos sensoriais, os quais podem ser visuais, auditivos ou somatossensoriais.

Os registros de EEG também podem ser utilizados para investigar áreas responsáveis pelas emoções, como em (KOTHE; MAKEIG; ONTON, 2013) e (MURUGAPPAN *et al.*, 2010). Neste último, são apresentados achados relacionando a classificação de estados emocionais a partir do sinal de EEG, mostrando que esta técnica pode ser empregada para o estudo de emoções, mesmo com sua baixa resolução espacial.

Para trabalhar com os sinais de EEG é necessário realizar pré-processamentos, incluindo etapas para a remoção de artefatos que são registrados junto com a atividade cerebral, como a atividade muscular, o piscar de olhos e as interferências eletromagnéticas (DELORME; SEJNOWSKI; MAKEIG, 2007; KLEMM; HAUEISEN; IVANOVA, 2009). Estes artefatos podem ser removidos com a aplicação de filtros em faixas do espectro do sinal ou com o uso da análise de componentes independentes (*Independent Component Analysis*, ICA). A aplicação do ICA pode ser feita por diferentes algoritmos, como o InfomaxICA (BELL; SEJNOWSKI, 1995), FastICA (HYVÄRINEN; OJA, 2000), o SOBI (BELOUCHRANI *et al.*, 1993) e o AMICA (LEUTHEUSER *et al.*, 2013). A escolha de qual implementação utilizar irá variar de acordo com a qualidade do sinal adquirido e com o que pretende ser analisado do sinal. Com esta técnica é possível identificar quais componentes estão mais relacionadas com artefatos do que com a atividade cerebral e, assim, reconstruir o sinal sem a presença delas.

Existem alguns estudos comparando o uso de diferentes técnicas para a remoção dos artefatos. Enquanto alguns sugerem que a ICA deve apresentar melhores resultados do que outras técnicas, como em (JUNG *et al.*, 1998), outros indicam que técnicas como a análise de componentes principais (*Principal Component Analysis*, PCA) (WALLSTROM *et al.*, 2004) e o conjunto de bases ótimas (OBS) (VANDERPERREN *et al.*, 2010) podem ser mais adequadas. Tais inconstâncias indicam que é necessária uma análise minuciosa do sinal adquirido para identificar que tipos de artefatos precisam ser removidos e quais técnicas são melhores empregadas no sinal.

2.3.1 Ritmos

O sinal de EEG é caracterizado por uma aparente irregularidade, mostrando que a atividade elétrica é contínua e que sua intensidade e ritmo flutuam de acordo com a excitação das regiões, sendo estritamente relacionado com o nível de consciência da

pessoa (MALMIVUO; PLONSEY, 1995), com características diferentes entre sujeitos e com variações de acordo com a idade (SANEI; CHAMBERS, 2007). Além disto, várias regiões do cérebro podem não estar emitindo a mesma frequência de onda simultaneamente.

O sinal possui uma amplitude que varia entre 1 μV e 100 μV quando medido no couro cabeludo, e de cerca de 1 mV a 2 mV na medição realizada diretamente no córtex. Os sinais variam entre os eletrodos, consistindo de muitas ondas com diferentes características. Esta grande quantidade de dados recebidos e misturados, mesmo que de apenas um eletrodo, torna difícil a interpretação do dado (TEPLAN, 2002).

A faixa de frequência do sinal varia de um nível inferior a 1 Hz chegando até a 110 Hz e, dentro desta faixa, existem cinco faixas de frequência principais, que atuam em diferentes intervalos de frequência (SANEI; CHAMBERS, 2007). Estas ondas foram chamadas de delta (δ), teta (θ), alfa (α), beta (β), e gama (γ), atuando nas faixas de frequência mostradas na Tabela 2.1.

O ritmo delta é o mais lento dentre os citados, sendo composto por ondas com frequência igual ou inferior a 4 Hz e apresenta origem cortical. Ocorre mais facilmente na infância, mas aparece também no sono profundo e nas enfermidades cerebrais graves. O surgimento do ritmo teta, entre 4 Hz e 8 Hz, está associado a estados de sonolência, sendo mais comum na infância. A faixa do ritmo alfa está entre as frequências 8 Hz a 13 Hz. O ritmo é melhor detectado sobre a região occipital, aparecendo com maior intensidade em sujeitos normais, em estado desperto, com os olhos fechados e sem realizar nenhuma atividade.

O ritmo beta apresenta frequências compreendidas na faixa dos 13 Hz aos 30 Hz. Seu registro pode ser melhor realizado nas regiões frontal e parietal, apresentando amplitudes geralmente menores que 30 μV . As ondas beta são divididas em dois grupos, chamados beta I e beta II, onde as ondas beta I apresentam uma faixa de frequências de 13 Hz a 17 Hz e são inibidas pelo esforço mental e atenção. As ondas beta II, de 18 Hz a 30 Hz, ao contrário, surgem mediante ativação intensa do sistema nervoso central ou durante um estado de tensão.

Tabela 2.1 – Tipos de ondas do EEG, suas faixas de frequência e relações.

Tipo de onda	Faixa de frequência	Estado mental
Delta (δ)	0.5 a 4 Hz	Sono profundo, ausência de consciência.
Teta (θ)	4 a 8 Hz	Sonho, imaginação, criatividade.
Alfa (α)	8 a 13 Hz	Relaxado (sem sonolência), tranquilo, consciente.
Beta (β)	13 a 30 Hz	Acordado, alerta, pensativo, atento, agitado.
Gama (γ)	> 30 Hz	Funções motoras e atividade mental alta

Frequências acima de 30 Hz correspondem à faixa gama. Devido ao fato das amplitudes deste ritmo serem muito baixas e suas ocorrências raras, a detecção destes ritmos pode ser utilizada para confirmar certos problemas cerebrais. Também podem ser utilizadas para a identificação de movimentos dos dedos da mão, do pé direito e da língua. As regiões que mais apresentam frequências de EEG alta e altos níveis de fluxo sanguíneo é a região fronto-central.

Um exemplo de como a flutuação do padrão do sinal do EEG ocorre devido ao nível de atenção pode ser visto na Figura 2.3. Durante um período de alta atividade, a faixa de frequência que domina o sinal será alta e deverá possuir uma baixa amplitude. Quando os olhos são fechados, as ondas alfa começam a dominar o sinal e, durante o sono, a frequência predominante no EEG varia de acordo com a fase do sono. Na fase do sono chamada de fase do movimento rápido do olho (*rapid eye movement* - REM), a pessoa sonha e realiza movimentos oculares, e tais fatos mudam o formato do sinal do EEG para um sinal bem característico. No sono profundo, o sinal de EEG possui ondas lentas e de alta amplitude, que são as ondas delta. A ausência de atividade cerebral pode ser detectada, por exemplo, em um paciente diagnosticado com morte encefálica.

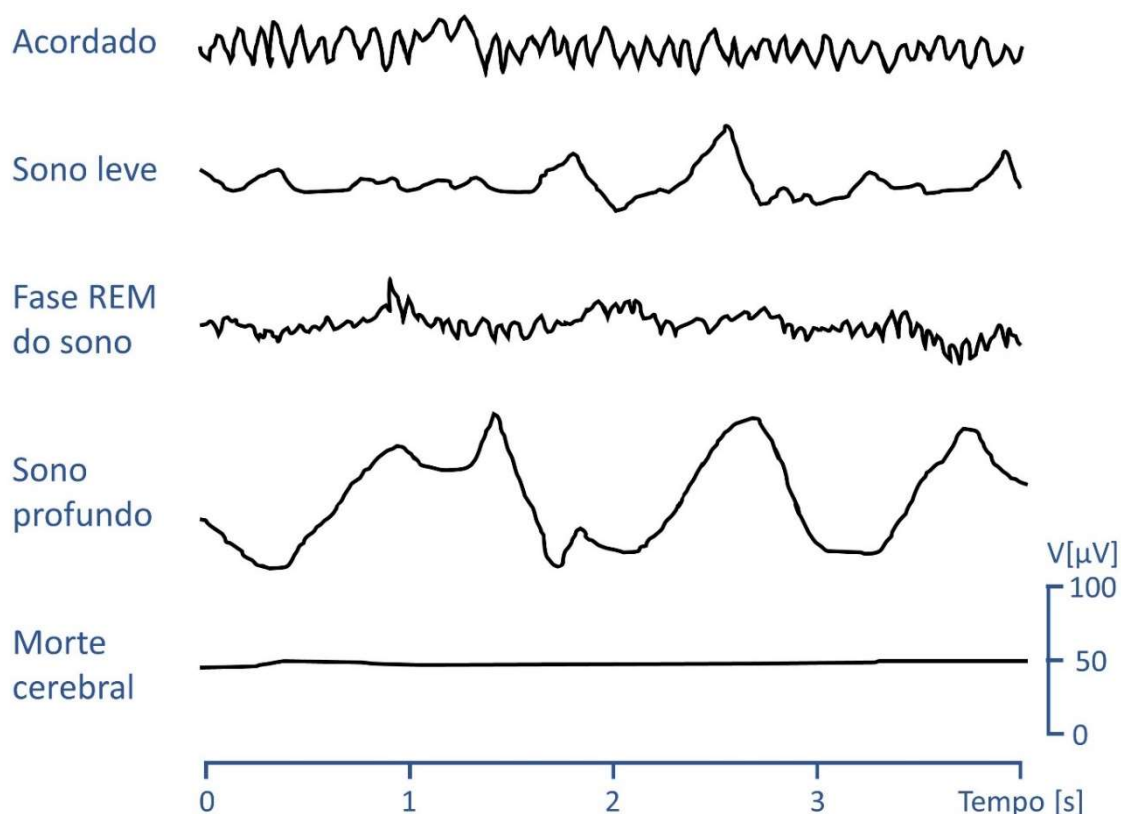


Figura 2.3 - Atividade do EEG variando de acordo com o nível de consciência.

2.3.2 Disposição dos eletrodos

Registros de EEG são feitos por meio de eletrodos posicionados ao longo da cabeça. Uma solução salina, ou um gel condutor, são normalmente utilizados entre o contato da pele e o eletrodo, facilitando a coleta da atividade elétrica que chega até a epiderme. A evolução da técnica permite que hoje sejam feitas coletas em equipamentos de até 256 eletrodos, com tecnologias sem fio e também com eletrodos que não precisam de gel no contato, os chamados eletrodos secos.

Devido à liberdade para o posicionamento dos eletrodos ao longo do escalpo é necessário seguir algum padrão para permitir a comparação entre os dados adquiridos entre diferentes estudos/sujeitos. O sistema internacional 10-20 é um padrão reconhecido que descreve como eletrodos devem ser posicionados, baseando-se no relacionamento entre a posição do eletrodo e a área do córtex cerebral abaixo do eletrodo.

As referências para o posicionamento são obtidas com a medição da distância entre o Nasion, intersecção entre o osso frontal e os dois ossos nasais, e o Inion, projeção do osso occipital, e da distância entre os pontos pré-auriculares. Um eletrodo central é

posicionado no ponto que corresponde à metade das distâncias medidas passando pela linha central do escalpo, e tal eletrodo é identificado pelo rótulo **Cz**. Os demais eletrodos de referência, apresentados na Figura 2.4, são, então, espalhados seguindo uma regra de distanciamento que busca manter uma proporção de 10 % ou 20 % do total da distância entre o Nasion e o Inion ou entre os pontos pré-auriculares; o nome atribuído a este sistema remete a estes percentuais. Demais eletrodos são distribuídos entre estes eletrodos de referência. O sistema internacional 10-20 não é o único padrão estabelecido. Dependendo da situação, existem padrões que são mais indicados, como no caso do sistema *Queen Square* proposto para o registro de potenciais evocados em alguns testes clínicos (MALMIVUO; PLONSEY, 1995).

Os rótulos atribuídos aos eletrodos identificam a área cortical relacionada à sua posição, como no caso da posição central, dos lóbulos das orelhas, Nasion e Inion (SHARBROUGH *et al.*, 1991); vide Tabela 2.2. Os números junto às letras identificam o hemisfério: números ímpares indicam que o eletrodo faz parte do hemisfério esquerdo e números pares são utilizados para eletrodos posicionados no hemisfério direito. A letra **z** indica que o eletrodo está posicionado na linha medial.

Tabela 2.2 – Rótulos dos eletrodos do EEG.

Sigla	Área relacionada
F	Frontal
Fp	Frontopolar
FC	Frontocentral
FT	Frontotemporal
AF	Anterior frontal
T	Temporal
TP	Temporal posterior
CP	Centro parietal
P	Parietal
PO	Parieto occipital
O	Occipital
C	Central
A	Lóbulo da orelha
N	Nasion
I	Inion

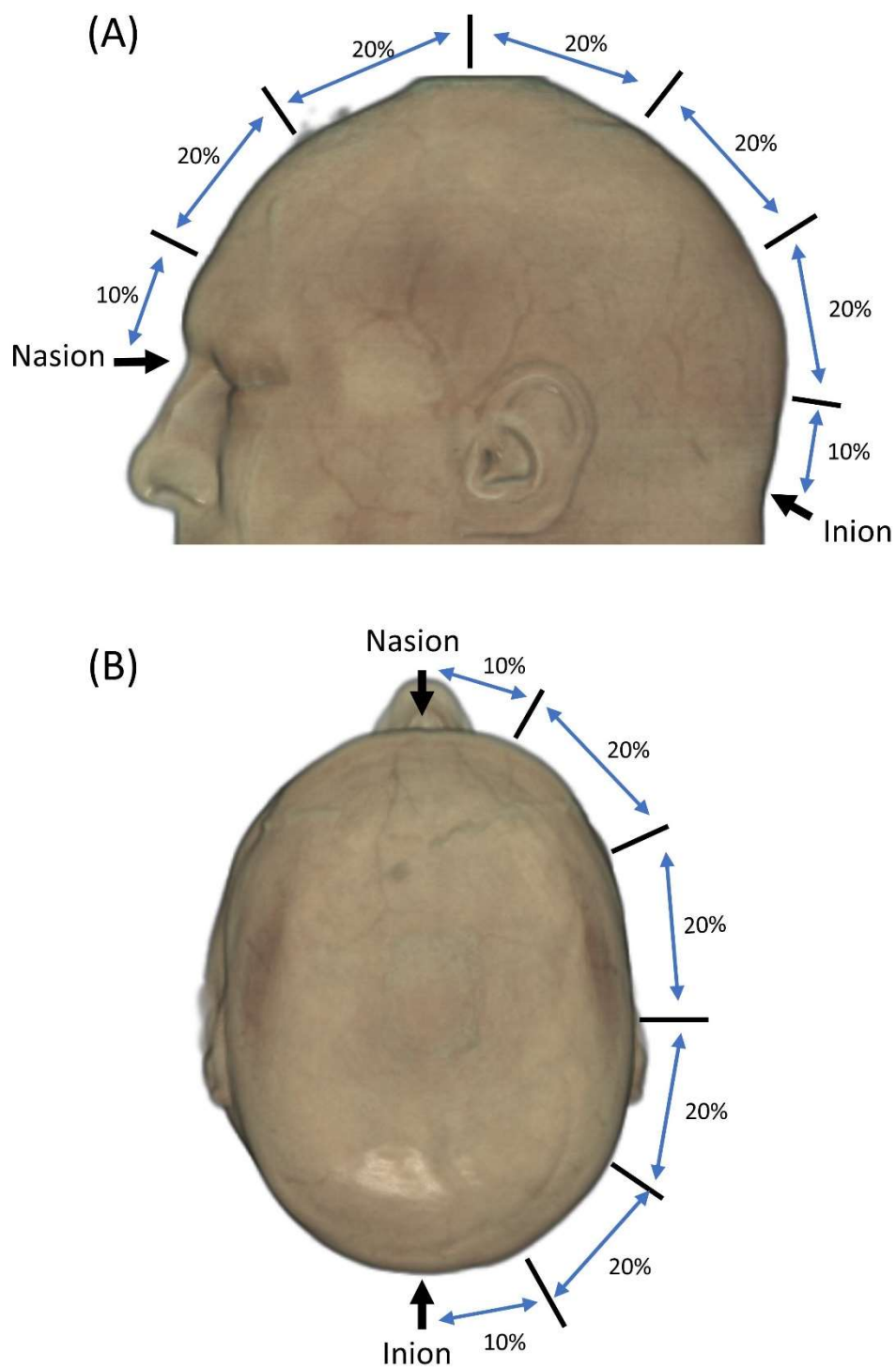


Figura 2.4 – modo de dispor os eletrodos seguindo o sistema Internacional 10-20. A figura fornece uma visão de como calcular a distância entre os eletrodos sob duas perspectivas, (A) vista lateral e (B) vista superior.

2.3.3 Características do sinal

Para trabalhar com o sinal de EEG é necessário realizar a remoção de artefatos e a extração de características relevantes para a tarefa (MIKHAIL *et al.*, 2010). Entre estas características estão informações como as bandas teta, alfa, beta e gama; a dessincronização / sincronização relacionada a evento; e a densidade espectral de potência (PSD), as quais deverão ser analisadas individualmente ou em conjunto. É possível empregar estas informações em algoritmos classificadores para distinguir condições diversas (UBEYLI, 2009), e, com isso, acredita-se que as características também possam ser utilizados para diferenciar estados emocionais complexos seguindo abordagens utilizadas por trabalhos que exploram emoções básicas (ALARCAO; FONSECA, 2017).

Algumas características podem ser obtidas por meio da aplicação de fórmulas e técnicas sobre o sinal do EEG. Cada característica permite que o sinal seja interpretado de diferentes modos. É possível utilizá-las de forma individual ou combinada e, assim, possibilitar que a atividade neural seja entendida de forma mais ampla. Esta seção lista as características que serão exploradas neste trabalho, onde a PSD, potência relativa e ERD/ERS foram empregadas exclusivamente nas análises do tipo sujeito dependente para a classificação das emoções, e na análise sujeito independente utilizando apenas o ERD/ERS.

Densidade espectral de potência (PSD)

A densidade espectral de potência (*power spectrum density*, PSD) descreve como a variância de um processo aleatório está distribuída em relação às suas frequências, onde a área sob a curva representa a potência ou energia do sinal. Esta análise possibilita a extração de informações sobre a dinâmica da tarefa, na medida em que o sinal é estudado em termos de unidades de frequência ao invés de unidades de tempo (AMABILE; TIERRA-CRIOLLO, 2008). Baseia-se no teorema que diz que qualquer função no tempo pode ser imaginada pela superposição de ondas senoidais de diferentes frequências, conforme (Equação 1).

$$x(t) = \sum_{fi} A_{fi} \sin(2\pi f_i t + \theta_i) \quad , \quad (1)$$

onde o sinal $x(t)$ de N amostras é representado por uma sequência $N/2$ frequências de f_i de amplitude A_{f_i} e fase θ_i . A análise espectral consiste, então, na medição da contribuição de cada uma destas componentes.

Segundo ALARCAO; FONSECA (2017), a PSD está entre as características mais empregadas em estudos de emoção com sinais de EEG. Como exemplo, DUAN; WANG; LU (2012) utilizaram esta característica para avaliar o nível de excitação ao apresentar segmentos de músicas para voluntários saudáveis; Já MIKHAIL *et al.* (2013) utilizou a PSD na banda alfa para distinguir as emoções felicidade, tristeza, raiva e medo.

Potência relativa da banda

Potência pode ser a potência física real, ou, por conveniência com sinais abstratos, é simplesmente identificada como o valor ao quadrado do sinal (HALL; RIVER, 2009). A potência relativa é extraída para a faixa de frequência compreendida entre a frequência baixa (f_1) e alta (f_2) utilizando como divisor a potência de uma faixa de frequência que englobe todas os intervalos de interesse, sendo, então, limitados pelas frequências f_{1_b} e f_{2_b} (BIAN *et al.*, 2014). Podemos, então, dizer que a potência relativa, $PR(\cdot)$, é dada por

$$PR(f_1, f_2) = \frac{P(f_1, f_2)}{P(f_{1_b}, f_{2_b})}, \quad (2)$$

sendo $P(\cdot)$ a potência de uma faixa de frequência.

Entre áreas que utilizam a potência relativa, temos estudos com intervenções psicológicas usando *neurofeedback* (WANG *et al.*, 2015b) e também estudos sobre doenças como a diabetes (BIAN *et al.*, 2014).

Dessincronização e Sincronização relacionada a Eventos (ERD/ERS)

As análises do dessincronismo (*event related desynchronization*, ERD) e do sincronismo (*event related synchronization*, ERS) vêm sendo aplicadas em diversas áreas, como em estudos que envolvem movimento (LANA-ULLOA; TIERRA-CRIOLLO, 2013; PFURTSCHELLER *et al.*, 2006; TOLEDO *et al.*, 2016), sensação tátil (CHOI *et al.*, 2017) e na área de intervenções psicológicas / cognitivas (CARAVAGLIOS *et al.*, 2015). O ERD/ERS também é empregado com outros tipos de sinais, como em estudos com MEG (OKAMOTO; NAKAGAWA, 2016).

A potência do sinal de EEG espontâneo utilizado como referência (P_{b_j}) é calculada para um intervalo de tempo onde a atividade da condição estudada não esteja presente. A porcentagem de mudança ($\%P_j$) do sinal para um dado canal é dada por

$$\%P_j = \left(\frac{P_{s_j} - P_{b_j}}{P_{b_j}} \right) 100\% , \quad (3)$$

sendo P_{s_j} a potência do sinal para o canal j .

Neste trabalho, o ERD/ERS foi empregado principalmente para a realização de uma análise comparativa entre o padrão de ativação dos trechos emocionais com os intervalos de neutralidade. A característica foi extraída para cada banda utilizando a razão entre a potência do sinal de EEG com a potência de um trecho de referência neutro englobando os cinco segundos que antecedem a tarefa emocional.

2.4 Realidade Virtual e *Neurofeedback*

A realidade virtual permite que pessoas manipulem, interajam, sejam imersas e naveguem em ambientes gráficos tridimensionais que imitam ambientes reais ou representam cenários fantasiados (ANNETT; BISCHOF, 2010). Esta característica da VR traz um possível benefício para muitos estudos ao permitir a imersão em diferentes ambientes, já que equipamentos de EEG convencionais, assim como ressonâncias magnéticas, impossibilitam um estudo cerebral em diversos tipos de ambientes ou em situações que exijam movimento. Alguns estudos demonstram resultados obtidos tirando proveito desta característica, como em (LIN *et al.*, 2008) e (CALHOUN *et al.*, 2005).

Com o ambiente de realidade virtual, é esperado que os sentimentos sejam evocados de forma mais eficiente (HASHIMOTO *et al.*, 2010) e que futuramente seja possível utilizar tais ferramentas para ajudar na recuperação de pacientes com distúrbios emocionais e/ou fornecer aplicações que possam ser úteis para a autorregulação emocional, possibilitando seu uso junto com equipamentos de BCI diversos.

O estudo de CAVAZZA *et al.* (2014) discute o potencial do uso de *neurofeedback* com realidade virtual em sistemas de BCI para a indução de emoções. Dentro da área de psicologia, a VR vem sendo utilizada para estudar a navegação espacial, distúrbios sociais e fobias (ARONOV; TANK, 2014; MORINA *et al.*, 2015; OWENS; BEIDEL, 2015). Outros estudos também mostram o benefício que a RV traz ao ser utilizada como

neurofeedback em terapias para auto regulação emocional de pacientes (BAI *et al.*, 2010; BOHIL; ALICEA; BIOCCA, 2011; CHO *et al.*, 2004; LEE *et al.*, 2009; WANG; REID, 2011).

Neurofeedback (NFB) é uma nova aplicação da interface cérebro-computador que auxilia a regulação voluntária em tempo real da atividade cerebral. Evidências crescentes mostram que o NFB tem efeitos promissores para melhorar o comportamento, os processos cognitivos e emocionais em amostras normativas (GRUZELIER, 2014; KADOSH *et al.*, 2013; SITARAM *et al.*, 2011; SULZER *et al.*, 2013; ZOTEV *et al.*, 2011). O NFB também foi usado preliminarmente para restaurar a neurobiologia e os sintomas anormais em condições neurológicas (por exemplo, acidente vascular cerebral, traumatismo cranioencefálico) e em psicopatologia (por exemplo, TDAH, autismo, depressão, dependência) (GRUZELIER, 2014; KADOSH *et al.*, 2013; NIV, 2013; SITARAM *et al.*, 2011; SULZER *et al.*, 2013; WATANABE *et al.*, 2017; ZOTEV *et al.*, 2011). O NFB com base em ressonância magnética funcional em tempo real (rtfMRI) tem o potencial de fornecer *insights* na compreensão dos mecanismos dos estados psicológicos (HURT; ARNOLD; LOFTHOUSE, 2014; LÉVESQUE; BEAUREGARD; MENSOUR, 2006; MARZBANI; MARATEB; MANSOURIAN, 2016) sustentadas por núcleos cerebrais profundos (BARTELS; ZEKI, 2004; MOLL *et al.*, 2005), cuja atividade é improvável de ser medida de forma robusta por meio de eletroencefalografia de superfície.

Evidências crescentes dos últimos anos demonstraram que a auto-regulação da atividade cerebral pode ser alcançada com sucesso pelo *neurofeedback*. Essas metodologias se constituíram como novas ferramentas para a neurociência cognitiva estabelecendo ligações causais entre ativações cerebrais voluntárias, cognição e comportamento, e como potenciais novas abordagens para aplicações clínicas em distúrbios neuropsiquiátricos graves (por exemplo, depressão, esquizofrenia, doença de Parkinson, etc.) (RUIZ; BIRBAUMER; SITARAM, 2016, p. 2).

O *neurofeedback* é um tipo de BCI que utiliza uma abordagem permitindo que o sujeito possa aprender a controlar seu nível de ativação cerebral para uma ou mais regiões cerebrais (KOUSH *et al.*, 2012). O interesse científico por esta forma de processamento vem crescendo ao longo da última década, e a técnica vem sendo empregada em áreas como: na de reabilitação (AHMADI; ERFANIAN, 2009; ANG *et al.*, 2014); em intervenções terapêuticas (CHAPIN; BAGARINAO; MACKEY, 2012; KOUSH *et al.*,

2012); assim como para a melhoria de performance ou para auto regulação (GRUZELIER *et al.*, 2013; HALLER *et al.*, 2013; STOECKEL *et al.*, 2014). Alguns estudos começaram a comprovar o potencial da técnica para a regulação emocional (JOHNSTON *et al.*, 2010), assim como seu possível emprego com o sinal de EEG (ZOEFELE; HUSTER; HERRMANN, 2011).

O uso da VR em *neurofeedback* para a indução de emoções é promissor por permitir que os participantes interajam com ambientes gráficos altamente realísticos (MUELLER *et al.*, 2012). Estes ambientes podem fazê-los se sentir imersos nos cenários e facilitar a evocação da emoção. Para isto é necessário planejar e determinar como será a composição dos cenários de VR e quais elementos são determinantes para a indução dos estados emocionais desejados. Estudos de EEG e de fMRI são muito sensíveis a artefatos secundários ao movimento. Por este motivo, o uso de ambientes de VR pode apresentar informações do funcionamento cerebral em ambientes variados e engajadores que ao mesmo tempo não requerem movimentos do participante. Alguns estudos demonstraram a viabilidade destas abordagens (LIN *et al.*, 2008) e (CALHOUN *et al.*, 2005).

O estudo CAVAZZA *et al.* (2014) discutiu o potencial de uso de *neurofeedback* com realidade virtual em sistemas de BCI para a indução de emoções. Outros estudos também mostram o benefício que a VR pode trazer ao ser utilizada como *neurofeedback* em intervenções para autorregulação de pacientes (BAI *et al.*, 2010; BOHIL; ALICEA; BIOCCA, 2011; CHO *et al.*, 2004; LEE *et al.*, 2009; WANG; REID, 2011). Interessantemente, algumas plataformas já permitem aos pesquisadores desenhar, testar e utilizar BCIs utilizando sinais de EEG de forma integrada a ambientes de VR (ARROUËT *et al.*, 2005; RENARD; LOTTE; GIBERT, 2010).

3 Protocolo experimental para regulação emocional com fMRI

Este capítulo apresenta a elaboração de um protocolo experimental multimodal destinado para a indução das emoções ternura e angústia e sua validação com um estudo de fMRI. Este capítulo está dividido da seguinte forma: a seção 3.1 apresenta um resumo sobre o estudo do protocolo experimental para incitar as emoções de ternura e angústia utilizando cenários de realidade virtual e músicas; a seção 3.2 traz os materiais e métodos para a coleta de imagens de fMRI; na seção 3.3, são apresentados os resultados do estudo de *neurofeedback* com fMRI; por fim, na seção 3.4, se realiza uma discussão sobre os resultados.

3.1 Resumo

No intuito de definir e validar um protocolo experimental que pudesse ser empregado em tarefas de regulação emocional envolvendo emoções complexas, elaborou-se uma prova de conceito com uma tarefa de *neurofeedback* para regulação emocional usando imagens de fMRI obtidas com uma quantidade reduzida de participantes (N=4). O protocolo desenvolvido utiliza uma combinação de estímulos visuais realísticos com trechos musicais, que foram montados para fornecer uma sensação naturalística e facilitar a realização da tarefa. A tarefa de regulação emocional foi realizada em dois dias consecutivos, sendo cada dia utilizado um método de *neurofeedback* diferente. Com esta prova de conceito, foi possível comparar as atividades de regiões subcorticais obtidas na aplicação deste protocolo multimodal com relatos científicos sobre a atividade cerebral relacionada com as emoções ternura e angústia. Os resultados dessa prova de conceito demonstraram ser possível empregar este protocolo para a tarefa de regulação emocional. Posteriormente, uma extensão deste estudo foi realizada em parceria com pesquisadores da universidade Monash University, Melbourne/Austrália (LORENZETTI & MELO et al., 2018).

3.2 Materiais e métodos

3.2.1 Participantes

Foi utilizada uma amostra de conveniência com quatro participantes sadios (23 a 27 anos) recrutados entre estudantes de graduação/pós-graduação do IDOR. Os participantes tinham visão normal ou corrigida, atenderam aos critérios de inclusão para a realização de exames de ressonância magnética e concordaram com o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que encontra-se no APÊNDICE A, o qual foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 922.218 - Copa D'OR, Rio de Janeiro/RJ).

3.2.2 Dados comportamentais

Na avaliação inicial, coletamos dados sociodemográficos dos participantes. Todos os participantes responderam a diversas escalas visuais analógicas (*Visual Analogue Scale*, VAS) presentes no APÊNDICE B. As escalas VAS foram administradas entre as sequências de ressonância magnética e tiveram a finalidade de (i) monitorar a intensidade das emoções ternura, angústia e estados neutros (de 1 = muito leve a 5 = muito intenso), (ii) quão úteis eles acharam usar as “frases mantras” (de 1 = muito pouco a 5 = muito útil), (iii) cansaço (de 1 = não de todo e 5 = extremamente) e (iv) concentração (de 1 = nada e 5 = extremamente). Após o segundo dia de experimento, os participantes receberam escalas VAS para avaliar (de 1 = nada, a 10 = extremamente) o quanto os trechos musicais evocaram dez diferentes estados emocionais positivos e negativos, incluindo angústia, ternura, encanto, transcendência, força, serenidade, alegria, nostalgia, tristeza e tensão.

3.2.3 Parâmetros de aquisição de imagens

Antes da tarefa, adquirimos uma imagem anatômica de alta resolução por meio de uma sequência de turbo eco 3D isotrópica ponderada em T1 (TR / TE = 7,2 / 3,4 (s), *flip angle* = 8°, tamanho de matriz 240 x 240, FOV = 240 mm², espessura de corte = 1 mm, 170 fatias em ordem ascendente). O movimento da cabeça foi minimizado via acolchoamento de espuma e tiras na testa e sob o queixo.

Foram adquiridas 1.216 imagens de fMRI distribuídas em quatro blocos com 304 imagens e com resolução temporal de 2 segundos, resultando em um tempo total de 40' 32'' (10' 8'' por bloco de tarefa). Volumes foram adquiridos com TR / TE = 2000 / 22 (ms), *T2*-weighted EPI* (contraste BOLD), matriz = 64 x 64, FOV = 240 mm², *flip angle* = 90°, voxel isotrópico = 3,75 mm³, 24 cortes e 1 mm de espaçamento entre cortes. Usamos uma sequência otimizada com fator SENSE de 1,5 e estabilização dinâmica para melhorar a razão sinal-ruído temporal (Bodurka *et al.*, 2007) em áreas cerebrais propensas a efeitos de susceptibilidade (prosencéfalo basal, córtex pré-frontal ventromedial). No início de cada bloco, foi realizada a simulação de cinco volumes para calibração do T1.

3.2.4 Protocolo experimental

Visando desenvolver um protocolo experimental que pudesse ser empregado em tarefas de regulação emocional, elaborou-se uma forma de estimulação multimodal que utiliza a combinação de cenários de realidade virtual com trechos de músicas. Todos os participantes fizeram duas sessões de *neurofeedback* fMRI em dias consecutivos.

Estímulos visuais

Para obter um ambiente que influenciasse os participantes a sentir as emoções escolhidas, ternura e angústia, adotamos um cenário utilizando um tema de campo aberto e com natureza abundante. A estimulação visual foi preparada com um cenário de realidade virtual construído no software Unity 3D¹, permitindo a criação de uma estimulação mais realística e possibilitando o controle de parâmetros da cena por meio de scripts na linguagem de programação C#. Foram inseridas modulações na tonalidade do cenário para distinguir os trechos de cada condição, com as cores laranja, roxa e amarela sendo utilizadas, respectivamente, para as condições de ternura, angústia e neutra. Em tarefas de *neurofeedback*, a modulação da tonalidade tornou-se o parâmetro indicativo de como a atividade cerebral estava sendo categorizada (Figura 3.1).

O cenário final recebeu dois caminhos para navegação com pontos de vistas diferentes. Cada caminho inicia de um ponto de partida distinto e percorre trajetos diferentes, evitando a sensação de repetição excessiva dos estímulos. Um dos caminhos

¹ Unity 3D, <https://unity3d.com>

também teve o cenário ajustado para apresentar mais elementos na cena e diminuir a semelhança com a outra região do cenário, de forma a reduzir a monotonia na estimulação visual. A finalização da estimulação do cenário foi feita com a sua preparação para comunicações externas, assim como a geração de uma aplicação portátil e parametrizada, facilitando sua configuração no momento da execução dos estímulos. Os estímulos foram apresentados em uma televisão localizada atrás do equipamento de ressonância magnética e os participantes puderam visualizar a tela por meio de um espelho fixado na bobina de crânio.

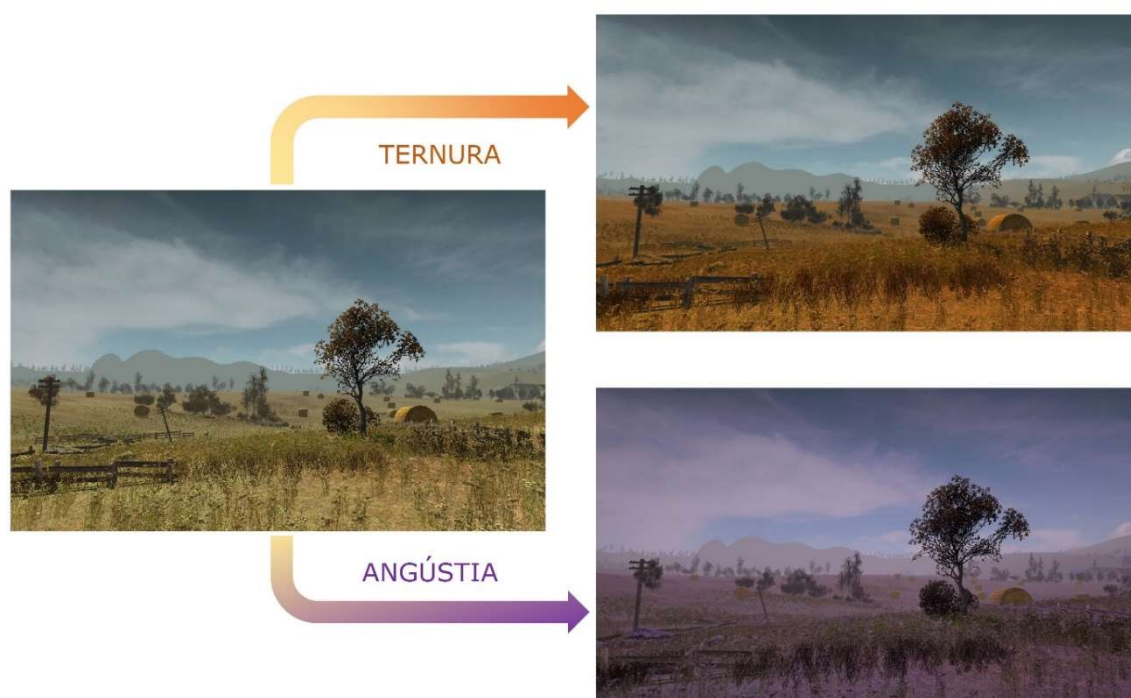


Figura 3.1 - Modulação da tonalidade dos cenários. As imagens representam a dinâmica utilizada para modular a cena de acordo com as condições. A imagem à esquerda possui a tonalidade utilizada para a condição neutra, que foi ajustada para as demais condições (ternura e angústia) conforme as setas.

Estímulos auditivos

Para a emoção ternura, foram escolhidas peças musicais majoritariamente instrumentais (Tabela 3.1), que, posteriormente, foram avaliadas pelos voluntários e classificadas de acordo com as emoções sentidas. Das músicas foram extraídos trechos de 46 segundos para concentrar a estimulação nos intervalos que aparentaram possuir uma maior eficácia na indução das emoções. As músicas utilizadas para a condição angústia foram criadas pela manipulação dos áudios da condição ternura – um tom acima

e um trítone abaixo (KOELSCH *et al.*, 2006). Para o intervalo de neutralidade, foi definido que o cenário permaneceria em uma determinada tonalidade, sem modulação da cena, e também não houveram estímulos auditivos para evitar causar a indução de outras emoções. Os estímulos auditivos foram apresentados por fones de ouvido compatíveis com a ressonância magnética (MR-Confon²). O volume das músicas foi ajustado para cada participante, permanecendo em um nível no qual seria possível ouvir as músicas confortavelmente durante a tarefa de *neurofeedback*.

Tabela 3.1 – Músicas selecionadas para produzir os estímulos das condições ternura e angústia.

Nome	Artista
Violin Concerto No1 Adagio	Bruch (Interp. Jascha Heifetz)
Concerto Per Violino No 4 Rondo	Music Therapy album
2.Largo from Concerto for Oboe, Strings, Basso Continuo in D	Leonard Bernstein
Las 4 Estaciones Portenas IV Invierno Porteno	Bragato, Munich Piano Trio

3.2.5 Treinamento para a tarefa experimental

Estudar emoções não é uma tarefa fácil, já que emoções são estados mentais e fisiológicos associados a uma ampla variedade de sentimentos, pensamentos e comportamentos (PLUTCHIK, 1980). O treinamento dos voluntários foi pensado para ajudá-los com a autoindução das emoções, pois a experimentação destes sentimentos de modo induzido pode ser um processo demorado. Como era provável que a tarefa envolveria o resgate de lembranças com cargas emocionais, um treinamento prévio poderia facilitar a tarefa e diminuir o tempo necessário para o participante alternar seu estado emocional.

Os participantes foram instruídos a sentir as emoções ternura e angústia, sendo previamente treinados para incitá-las de forma livre. Para facilitar a tarefa, cada participante foi estimulado a escolher frases que o fizesse ativar recordações com componentes emocionais. Estas frases foram rotuladas de “frases mantras”, onde mantra

² MR-Confon, <http://www.mr-confon.de>

significa “instrumento para conduzir a mente” (do sânscrito *Man* = mente e *Tra* = controle ou proteção). Os mantras dessa pesquisa não possuem relação com meditação e foram anotados e informados aos participantes antes de cada bloco experimental para ajuda-los a sentir as emoções, os quais também foram instruídos a utilizá-los de forma facultativa (exemplos na Tabela 3.2). Supôs-se que estas frases seriam úteis para auxiliar o resgate de lembranças que remetem a eventos relacionados com a emoção, pois serviriam como um atalho para chegar ao estado emocional estimulado.

Instruções foram passadas para garantir a uniformidade comportamental dos voluntários, e, entre elas, também estavam instruções importantes para a coleta de dados de fMRI com qualidade, como evitar movimentos de cabeça, permanecer com os olhos abertos durante todo o estudo e manter a atenção na tarefa.

Tabela 3.2 – Exemplos de “frases mantras” escolhidas pelos participantes.

Ternura	<ul style="list-style-type: none"> • O mundo é lindo • Amigos são especiais • As pessoas se amam • Lembrança de aniversários na infância • Lembrança de brincadeiras com afilhada
Angústia	<ul style="list-style-type: none"> • O mundo é terrível • O tempo passa rápido • Estou preso em minha mente • Ficarei sozinho • Não conseguirei cumprir minhas tarefas
Neutro	<ul style="list-style-type: none"> • O mundo é cheio de água • Internet conecta todos • As folhas se mexem com o vento • O mundo tem gravidade • Estou deitado

3.2.6 Neurofeedback

O software FRIEND Engine Framework v0.5 (BASILIO *et al.*, 2015) foi utilizado para a classificação dos dados em tempo real e para o controle do *neurofeedback*, enquanto que, no processamento *offline*, foi utilizado o software *Statistical Parametric*

Mapping 12 (SPM12)³. A comunicação entre o aplicativo que apresenta o cenário de realidade virtual e o software FRIEND ocorreu por meio de comunicações TCP/IP utilizando o protocolo HTTP.

Foi estabelecido um fluxo para execução deste sistema de neurofeedback, que é composto por três componentes principais: software de classificação, sistema de aquisição e a aplicação controladora dos estímulos. O software FRIEND Engine Framework e o aplicativo de apresentação dos estímulos foram alocados em uma mesma máquina, a qual precisava ter uma configuração que não comprometesse a apresentação dos estímulos e nem o processamento em tempo real dos algoritmos de classificação. O sistema de aquisição de fMRI foi composto por um computador (*console* da ressonância magnética) que, para este escopo, tem como objetivo principal configurar e controlar a aquisição, além de exportar os dados para que possam ser manipulados assim que as imagens estejam prontas. A Figura 3.2 apresenta os componentes e o fluxo deste sistema.

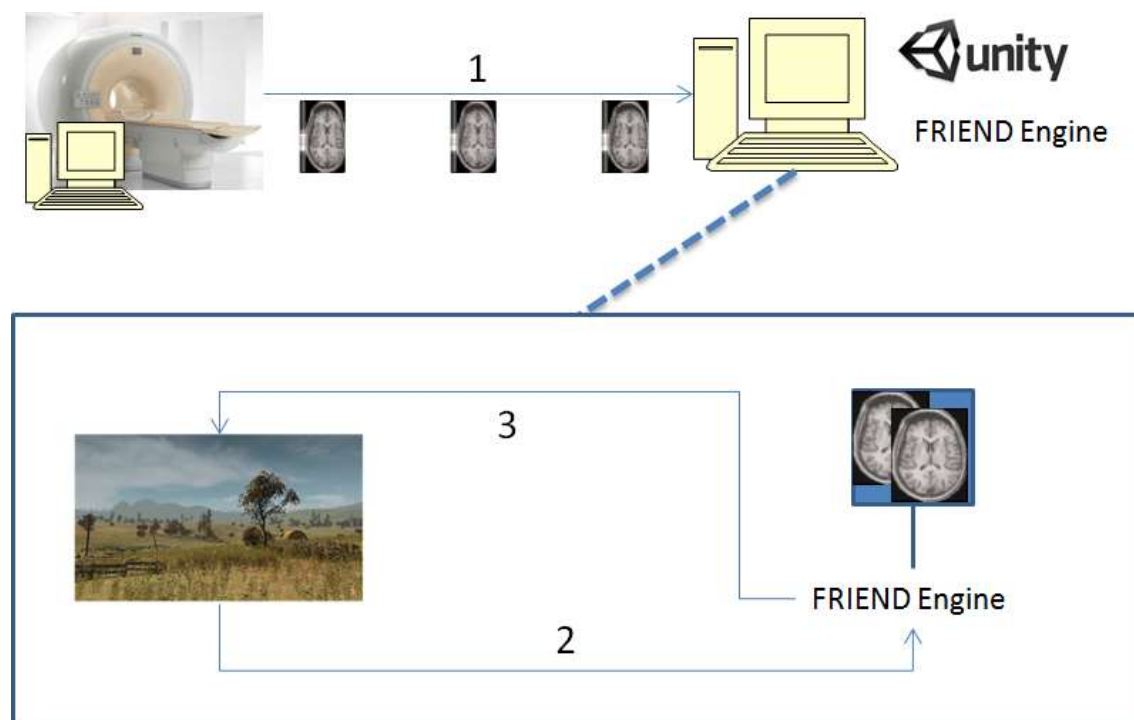


Figura 3.2 – Divisão do fluxo de processamento. (1) as imagens são exportadas do console que manipula a ressonância magnética para o computador responsável pelo processamento e apresentação dos estímulos; (2) a aplicação que manipula os estímulos

³ *Statistical Parametric Mapping 12* (SPM12), <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/software/spm12>

solicita ao FRIEND Engine Framework a categoria da imagem exportada; (3) O software FRIEND Engine encontra as imagens exportadas e as classifica sob demanda da aplicação, devolvendo a classe e o nível de modulação por meio de uma comunicação TCP/IP.

Algoritmos de classificação

Para diminuir a chance de viés devido ao algoritmo de classificação escolhido, foram realizadas duas sessões por sujeito em dias seguidos, sendo que, em cada visita, foi aplicado um algoritmo de classificação diferente, sendo um o algoritmo de aprendizagem de máquina (*support vector machine*, SVM) e um outro algoritmo que analisa o percentual de mudança do sinal (*percent signal change*, PSC) dentro de regiões de interesse (*region of interest*, ROI). Ambos os algoritmos estão implementados no software FRIEND Engine Framework. O primeiro bloco de cada sessão foi destinado para o treinamento do algoritmo de classificação e os demais blocos para as tarefas com *neurofeedback*, onde cada imagem adquirida foi categorizada em tempo real e o resultado da classificação foi utilizado para modular o cenário de VR por meio da tonalidade do cenário.

O algoritmo SVM é um algoritmo de aprendizagem de máquina supervisionado, que requer uma etapa de treinamento para efetuar a classificação dos dados. O treino é executado de forma supervisionada, onde o algoritmo recebe o dado e também a classe à qual ele pertence. Com estes dados, o algoritmo tenta encontrar um hiperplano de separação que melhor distingue as amostras de duas categorias. Predições sobre o estado cognitivo/neural atual do sujeito podem ser feitas em tempo real baseado nas imagens de fMRI recebidas durante a coleta. Embora a classificação seja baseada em dados categóricos de saída, o SVM linear pode fornecer a distância entre o hiperplano e uma amostra. Esta projeção, tomada como o valor de decisão, foi utilizada para definir o nível do *feedback*, ou seja, a cor da tonalidade da cena. O valor de projeção de uma nova imagem é dado pela equação

$$x^t w + b \quad , \quad (4)$$

onde x^t , é um vetor de números reais, w é um vetor contendo os coeficientes do hiperplano e b é uma constante (SATO *et al.*, 2013).

Nas coletas que utilizaram o algoritmo SVM como classificador, todo o primeiro bloco de aquisição foi destinado para a etapa de treinamento do modelo, que era recalculado de forma cumulativa à medida em que os blocos de aquisição se encerravam. O algoritmo SVM utilizado pertence ao plugin libBrainDecoding do FRIEND Engine, o qual possui uma implementação da biblioteca LibSVM e utiliza um algoritmo SVM linear de duas classes (CHANG; LIN, 2011). As análises foram limitadas às regiões presentes nas máscaras da Figura 3.3, baseada em (MOLL *et al.*, 2014).

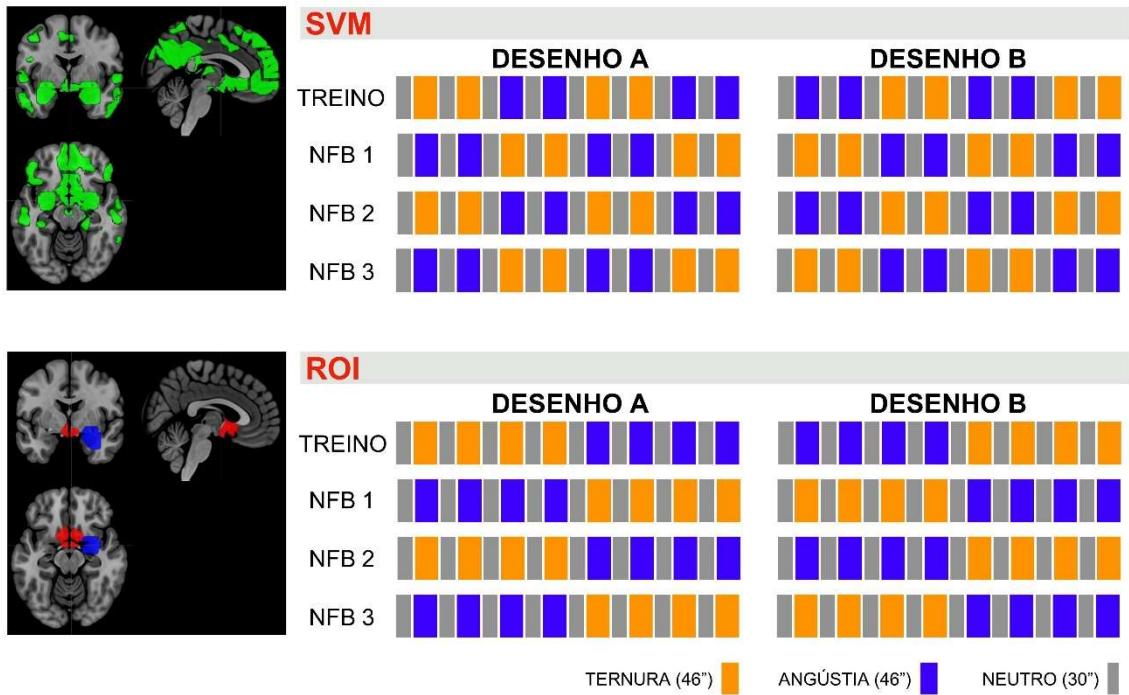


Figura 3.3 – Desenhos experimentais e máscaras utilizados de acordo com o algoritmo de classificação das sessões de NFB.

Na abordagem que utiliza o algoritmo que analisa o PSC dentro de determinadas ROIs, foi utilizada uma máscara para atender as condições ternura e angústia, que englobaram, respectivamente, a região septo-hipotalâmica e a área da amígdala direita. O algoritmo está no plugin libROI e faz a análise utilizando a equação

$$\frac{\overline{ROI}_{vol_atual} - \frac{1}{B} \sum_{k=1}^B \overline{ROI}_k}{\frac{1}{B} \sum_{k=1}^B \overline{ROI}_k}, \quad (5)$$

onde $\overline{ROI}_{vol_atual}$ é a média da ROI do volume atual, B é a quantidade de volumes na condição baseline anterior e \overline{ROI}_k é a média da ROI do volume k . Foi necessário adaptar

o plugin para que ele trabalhasse com duas ROIs e para realizar a ponderação do sinal de diferentes imagens.

As referências para a classificação eram calculadas utilizando as 10 últimas imagens. O sinal destas imagens foi ponderado para priorizar os valores das imagens mais próximas da atual. Os valores utilizados nesta ponderação foram fornecidos por uma função sigmoide, que recebe como entrada um vetor com os 10 valores originais e retorna os 10 valores ponderados, que são então somados, conforme a função

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-\lambda x}} \quad , \quad (6)$$

para todo x um vetor de números reais.

Embora o algoritmo empregado não seja um algoritmo de classificação, o primeiro bloco de tarefa com este algoritmo também foi destinado para treinamento. Neste caso, o treino serviu para selecionar 20% dos voxels com maior variância durante cada condição. Assim como no SVM, os demais blocos consistiam em tarefas com *neurofeedback* e passaram pelo mesmo processo feito com o SVM (Figura 3.3).

3.2.7 *Processamento-offline dos dados de fMRI*

Os dados adquiridos foram exportados em formato DICOM e convertidos no formato NIfTI por meio do conversor presente no software MRICron⁴. Todos os cortes e volumes das sequências funcionais foram inspecionados visualmente com o software MIPAV⁵, em busca de possíveis artefatos. Como pré-processamento foram realizadas as etapas de realinhamento do posicionamento das imagens funcionais, uma correção para o tempo das fatias, além de uma normalização da imagem para um *template* com uma imagem anatômica de um cérebro comum às imagens. Por último, foi feito um processo de suavização das imagens para diminuir vieses das etapas de pré-processamento. No primeiro passo de pré-processamento, todos os volumes de fMRI foram realinhados com o primeiro volume da primeira sessão de cada sujeito. Dessa forma, a localização do *voxel*

⁴ MRICron, <http://people.cas.sc.edu/rorden/mricron/index.html>

⁵ MIPAV, <https://mipav.cit.nih.gov>

é mantida na mesma posição, que poderia sofrer alteração por eventuais movimentos durante e entre as sessões.

A análise principal foi aplicada depois da normalização linear para o espaço MNI. No sinal BOLD das imagens de fMRI foram empregadas a análise *generalized linear model* (GLM) presente no software SPM12 e foram feitos contrastes com testes *t de Student* para comparar as ativações correlacionadas com a matriz do modelo e as emoções. Tais testes foram, então, submetidos a uma análise de grupo, e, assim, avaliaram-se as ativações em comum nas regiões de interesse.

3.3 Resultados

Os voluntários desta fase do estudo responderam a questionários que buscaram avaliar como eles reagiram ao protocolo experimental. Os questionários foram aplicados durante as aquisições das imagens de fMRI, logo após o término de cada bloco de tarefa. Além da análise comportamental, foi realizado um estudo utilizando as imagens fMRI em uma análise de grupo de efeito fixo com o objetivo de encontrar padrões de ativações relacionados com as hipóteses de que as emoções de ternura e angústia apresentariam indícios de correlação com as regiões septo-hipotalâmica e amígdala direita, respectivamente.

3.3.1 Avaliação das músicas

As faixas musicais usadas durante os blocos da condição ternura foram avaliadas pelos participantes por escalas VAS para extrair os níveis significativamente mais elevados de ternura e outras emoções positivas (por exemplo, encantamento, transcendência, força, serenidade e alegria) e também um nível mais elevado de nostalgia, potencialmente como estratégias dos participantes para experimentar ternura incluída para evocar experiências passadas. As faixas musicais usadas durante os blocos da condição angústia foram classificadas pelos participantes para encontrar quais são os níveis significativamente mais altos de emoções negativas, incluindo angústia, tristeza e tensão. Os resultados da análise das respostas dos participantes para as emoções induzidas pelas faixas de áudio estão apresentadas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 – Resumo das avaliações de trechos musicais tocados durante as condições de Ternura e Angústia usando uma escala de 1 a 5.

EMOÇÕES	TRECHOS MUSICAIS #								T (df), p Ternura vs Angústia
	Ternura				Angústia				
	i	ii	iii	iv	i	ii	iii	iv	
Ternura	4,00 (0,76)	3,63 (0,74)	3,63 (0,92)	4,25 (0,46)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	12,69 (14); p < ,001
Encantamento	3,13 (0,99)	3,38 (0,74)	3,50 (0,93)	3,88 (1,25)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	7,22 (12); p < ,001
Transcendência	3,50 (1,07)	3,50 (0,76)	3,13 (0,99)	3,25 (1,16)	1,25 (0,46)	1,00 (0,00)	1,13 (0,35)	1,13 (0,35)	7,83 (14); p < ,001
Força	2,88 (1,13)	2,38 (1,19)	2,38 (0,74)	2,88 (1,13)	1,63 (0,74)	1,63 (0,74)	1,63 (0,74)	1,50 (1,07)	2,29 (14); p < ,05
Serenidade	3,88 (1,13)	3,50 (0,76)	4,00 (1,07)	3,88 (0,83)	1,00 (0,00)	1,13 (0,35)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	10,07 (14); p < ,001
Alegria	2,50 (0,93)	2,25 (1,04)	3,13 (1,13)	3,50 (0,53)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	7,26 (14); p < ,001
Nostalgia	3,50 (1,07)	3,63 (1,06)	3,88 (0,99)	3,88 (1,25)	1,13 (0,35)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,13 (0,35)	7,71 (14); p < ,001
Angústia	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	3,63 (1,06)	4,13 (0,83)	3,75 (1,16)	3,63 (1,19)	-8,46 (14); p < ,001
Tristeza	1,75 (0,89)	1,25 (0,46)	1,75 (0,89)	1,57 (0,53)	2,25 (1,04)	2,63 (1,06)	2,38 (0,92)	2,50 (0,93)	-2,04 (13); ,06
Tensão	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	1,00 (0,00)	3,63 (1,19)	3,88 (0,99)	3,75 (1,04)	3,63 (0,92)	-7,95 (14); p < ,001

Os resultados mais significativos encontram-se em negrito.

3.3.2 Nível de saturação da tarefa

Após cada sessão de tarefa, os voluntários relataram o seu nível de cansaço seguindo uma escala com cinco níveis. A análise do gráfico destes dados (Figura 3.4) mostrou uma subida progressiva da média dos níveis de cansaço, enquanto que o nível de concentração decaía ao longo do tempo. Este comportamento pode ser justificado pelo desgaste causado pela tarefa, tornando-se mais proeminente no último bloco de tarefa.

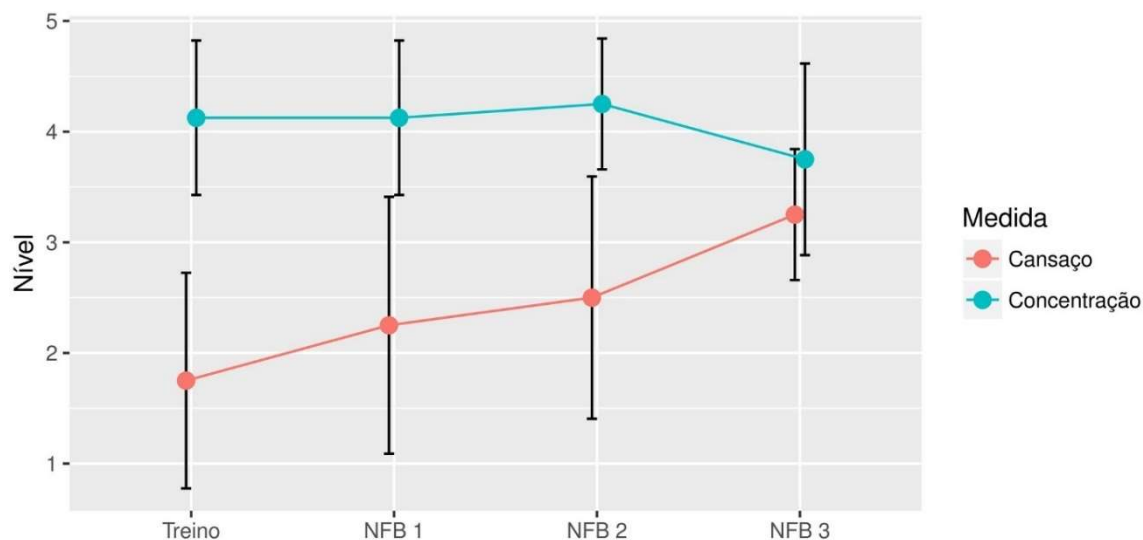


Figura 3.4 – Gráfico de linha com intervalo de confiança para as medidas sobre o cansaço e concentração dos participantes no decorrer da tarefa.

3.3.3 Intensidade das emoções

Analisando a Figura 3.5, percebe-se que os níveis de intensidade de ambas as emoções se concentraram em valores acima do nível moderado, demonstrando que o efeito esperado de indução das emoções pode ter sido atingido com o protocolo experimental empregado. As respostas coletadas para ambas condições emocionais ficaram próximas, com mediana superior para a ternura nos dois primeiros blocos (treino e NFB 1). A concentração das respostas ficou nos níveis mais altos e apresentou uma elevação na mediana durante os três primeiros blocos, e sofrendo uma queda no último bloco (NFB 3).

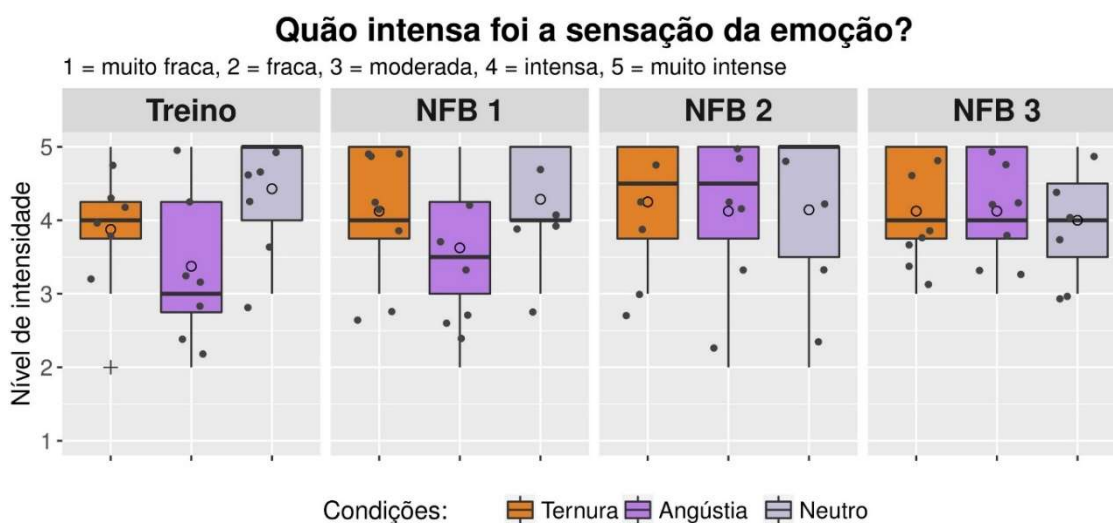


Figura 3.5 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a intensidade da sensação das emoções. Dados sobre as oito sessões de fMRI utilizadas para validar o protocolo experimental.

3.3.4 Utilidade das “frases mantras”

As medidas subjetivas sobre a utilidade das “frases mantras” foram coletadas após cada bloco da tarefa e estão presentes na Figura 3.6. Com as respostas, foi possível observar comportamentos similares para ambas as emoções, onde as respostas ficaram

concentradas em níveis altos de utilidade e houve um aumento da mediana no decorrer dos blocos de tarefas (ver Figura 3.5). Com as respostas conclui-se que as frases mantras foram de grande utilidade na tarefa, independente da emoção a ser induzida.

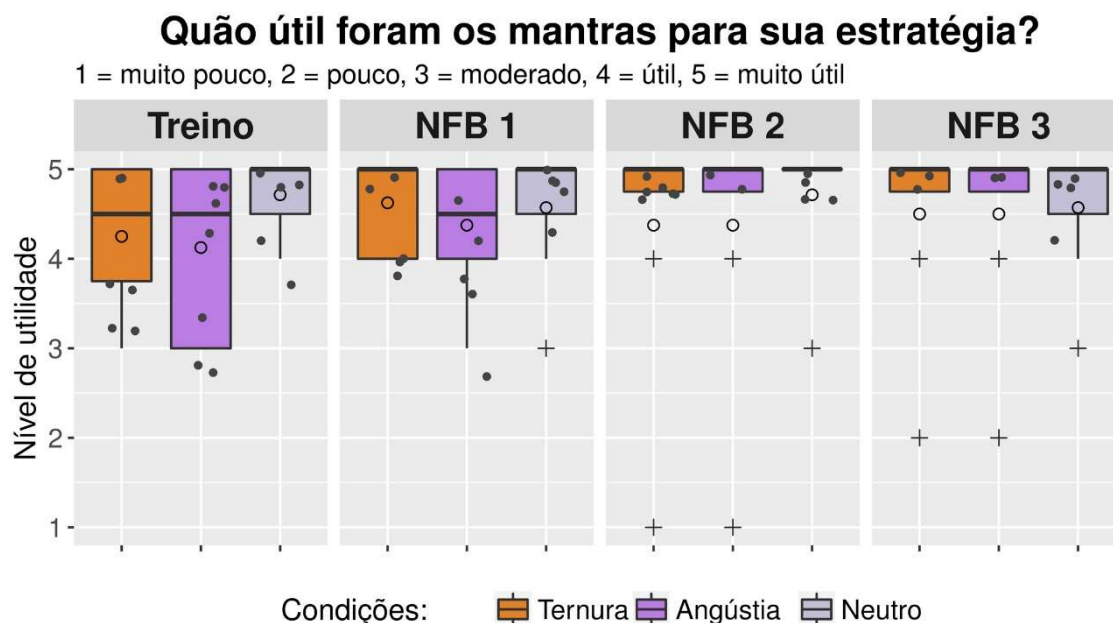


Figura 3.6 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a utilidade dos mantras para sentir as emoções. Dados sobre as oito sessões de fMRI utilizadas para validar o protocolo experimental.

3.3.5 Modulação do neurofeedback

Para visualizar como os estímulos foram modulados na tarefa de neurofeedback, distribuíram-se os dados de saída de cada algoritmo classificador no gráfico da Figura 3.7. Com uma análise visual do gráfico foi possível ter uma ideia de como as cenas foram modificadas pela atividade cerebral. Dentre os blocos de tarefa, o segundo foi o que apresentou uma concentração maior de valores acima de 50 %, enquanto que o último bloco foi o que apresentou valores no nível inferior em maior concentração. O padrão para ambas condições seguiu um formato parecido em todos os blocos, com a maior diferença sentida no segundo bloco, onde a ternura mostrou uma modulação mais elevada do que a condição angústia.

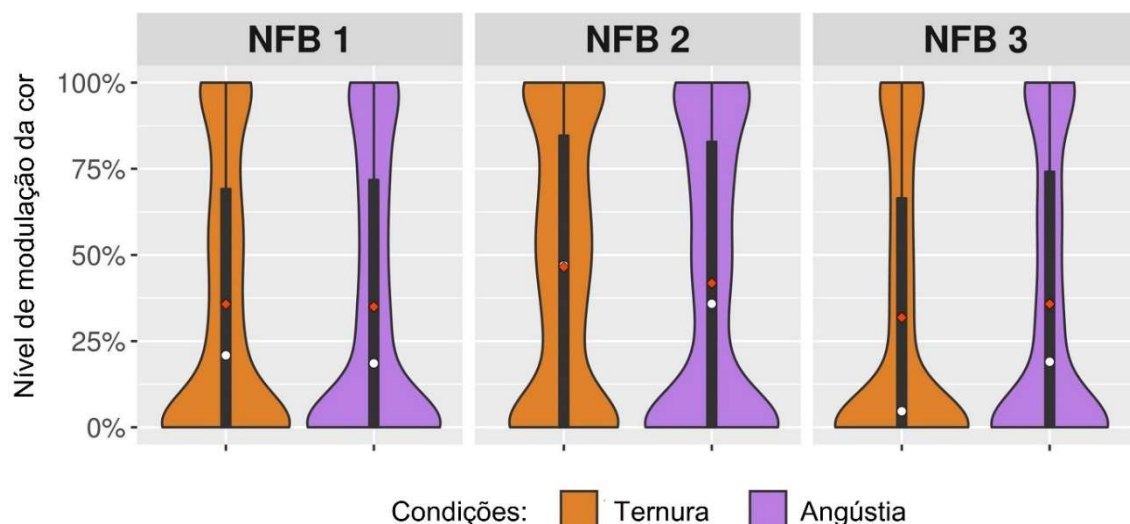


Figura 3.7 – Gráfico violino mostrando o nível de modulação da cor durante as sessões de neurofeedback.

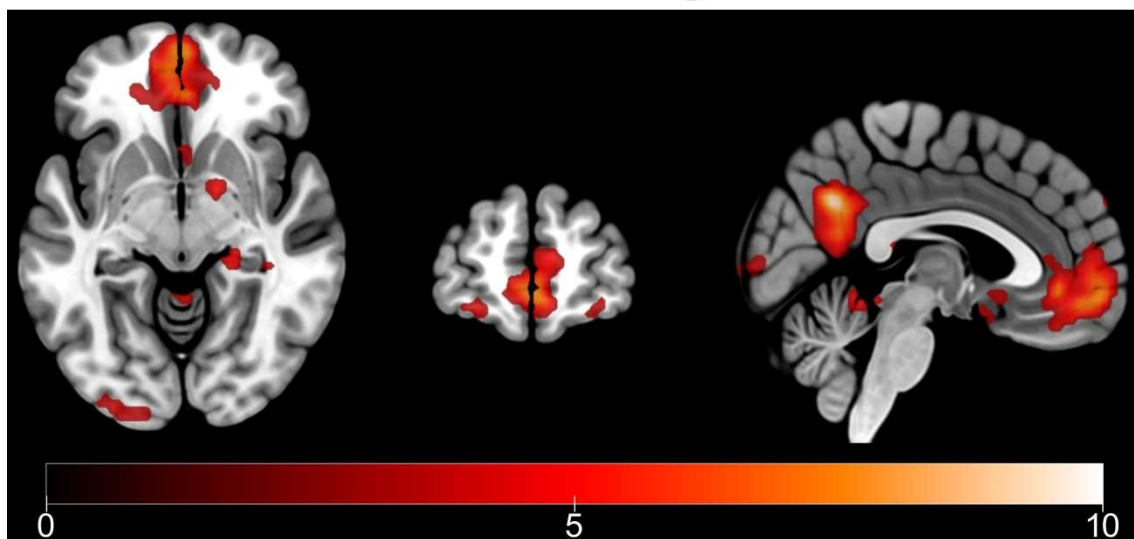
3.3.6 Padrões de atividade cerebral

Foi realizada uma análise de grupo de efeito-corrigido utilizando um teste *t* contrastando as condições ternura e angústia. Os resultados para os contrastes *Ternura versus Angústia* e *Angústia versus Ternura* estão presentes na Figura 3.8.

Em nível de grupo, o NFB recrutou com sucesso as regiões hipotéticas para ambas condições de ternura e angústia. A atividade cerebral dentro da ROI septo-hipotalâmica durante a condição ternura foi examinada usando a correção *small volume correction* (SVC) *family-wise error* (FWE) para a correção de múltiplas comparações, com $p < 0,05$ e tamanho do cluster (k) = 5. A condição ternura influenciou significativamente a atividade na área septo-hipotalâmica prevista ($k = 31$, $T = 3,72$, $x = 0$, $y = 14$, $z = -10$). Os mesmos padrões também foram aparentes nos mapas de ativação dos participantes individuais Figura 3.9.

A atividade cerebral durante a angústia foi examinada usando a correção SVC FWE ($p < 0,05$, $k = 5$), que mostrou que a área da amígdala direita estava fortemente engajada em toda a amostra ($k = 42$, $T = 5,24$, $x = 33$, $y = -7$, $z = -7$). Finalmente, os mesmos padrões também foram aparentes nos mapas de ativação dos participantes individuais mostrados na Figura 3.10.

Ternura vs. Angústia



Angústia vs. Ternura

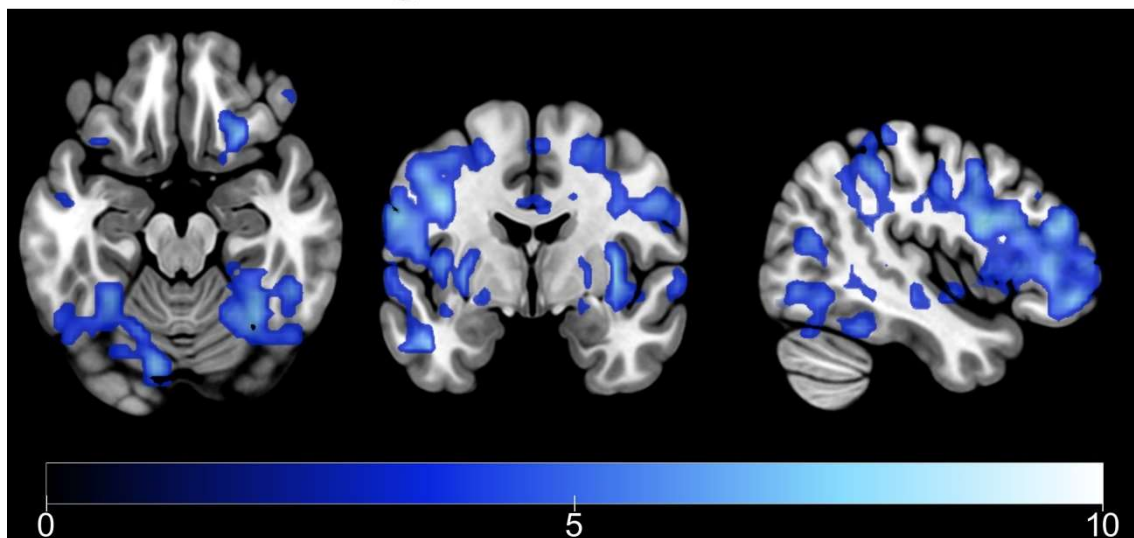


Figura 3.8 – Mapa com valores de T extraídos dos contrastes Ternura vs. Angústia e Angústia vs. Ternura. Valores não corrigido para múltiplas comparações, com nível de significância $p < 0,001$ e tamanho mínimo do cluster = 5.

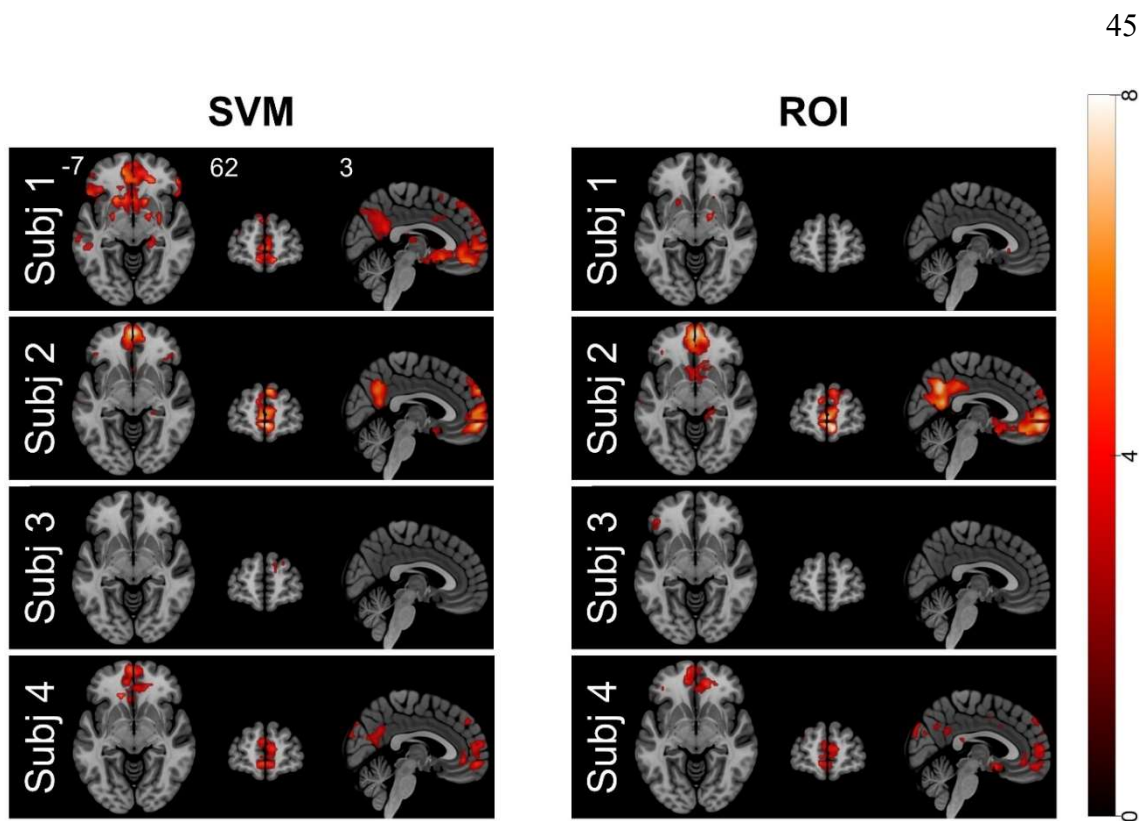


Figura 3.9 - Ativações individuais correlacionadas com o contraste Ternura versus Angústia. Na coluna da esquerda estão apresentadas as imagens das sessões que utilizaram o neurofeedback com o algoritmo SVM, enquanto que na direita estão as imagens das sessões com o algoritmo baseado no PSC de ROIs. Ativações não corrigidas para múltiplas comparações, com $p < 0,05$; $k = 5$; e filtradas com a máscara do SVM para facilitar a visualização dos resultados.

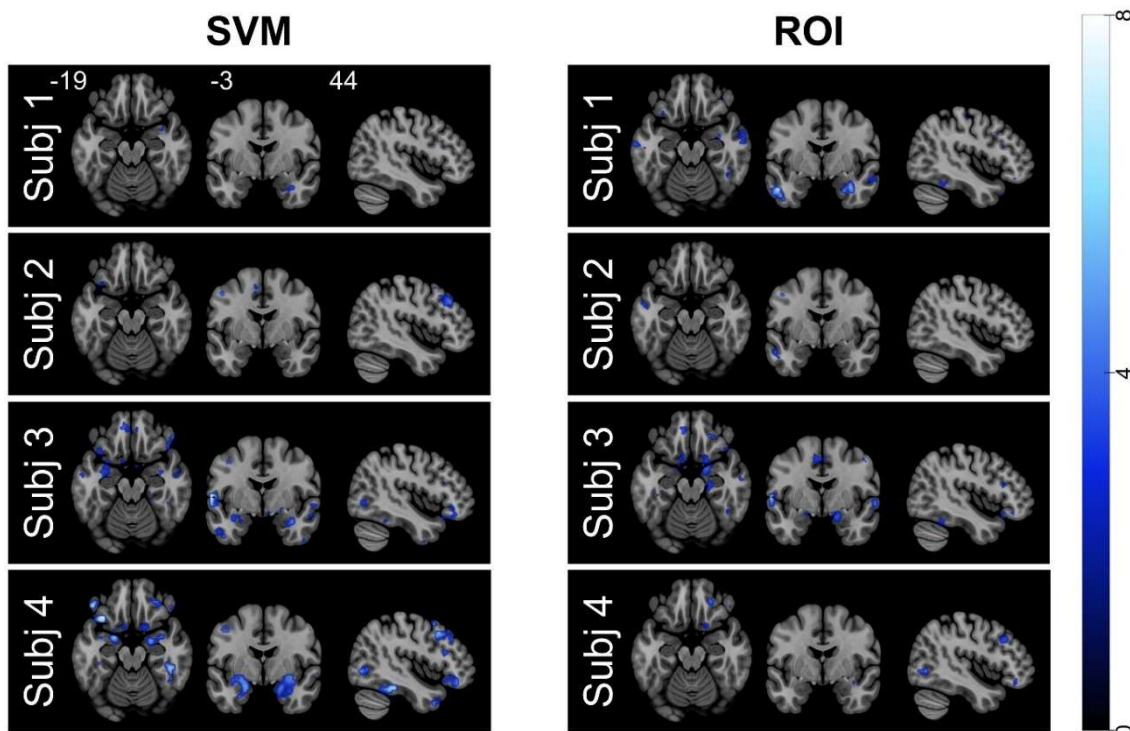


Figura 3.10 – Ativações individuais correlacionadas com o contraste *Angústia versus Ternura*. Na coluna da esquerda estão apresentadas as imagens das sessões que utilizaram o neurofeedback com o algoritmo SVM, enquanto que na direita estão as imagens das sessões com o algoritmo baseado no PSC de ROIs. Ativações não corrigidas para múltiplas comparações, com $p < 0,05$; $k = 5$; e filtradas com a máscara do SVM para facilitar a visualização dos resultados.

Os resultados do contraste *Ternura versus Angústia* estão resumidos na Tabela 3.4, que mostra todos os picos de clusters separados por uma distância superior a 20 mm, sobrevivendo a uma correção FWE em todo o cérebro, com $p < 0,05$ ($T > 4,7160$; $df = 18548$; extensão mínima = 5). As coordenadas estão no formato Montreal Neurological Institute (MNI). Regiões foram rotuladas automaticamente utilizando o atlas probabilístico de Harvard-Oxford.

Tabela 3.4 – Resumo com picos encontrados para o contraste Ternura vs. Angústia.

Região cerebral	Valor máximo		Coordenada MNI		
	Extensão	T	x	y	z
Fronto medial	241	10,034	-6	47	-13
Precuneus	245	9,394	3	-58	32
Córtex fusiforme, direito	14	8,310	42	-7	-25
Giro para-hipocampal, esquerdo	18	7,675	-30	-7	-28
Polo frontal	12	6,970	-24	62	-13
Polo temporal, direito	19	6,896	33	5	-34
Globo pálido, direito	12	6,624	15	-1	-4
Giro medial temporal, posterior	9	6,595	-63	-16	-13
Giro lingual, direito	11	6,381	30	-46	-1
Hipocampo, direito	12	6,288	18	-43	11
Giro inferior temporal, esquerdo	5	5,934	-45	-13	-28
Giro medial temporal, anterior	11	5,718	57	2	-31
Giro medial frontal	12	5,619	-33	20	44
Tálamo, direito	8	5,422	9	-28	17
Cortex intracalcario	13	5,327	12	-79	5

Os resultados do contraste *Angústia versus Ternura* estão resumidos na Tabela 3.5, que mostra todos os picos de clusters separados por uma distância superior a 20 mm, sobrevivendo a uma correção FWE em todo o cérebro, com $p < 0,05$ ($T > 4,7160$; $df = 18548$; extensão mínima = 5). As coordenadas estão no formato Montreal Neurological Institute (MNI). Regiões foram rotuladas automaticamente utilizando o atlas probabilístico de Harvard-Oxford.

Tabela 3.5 – Resumo com picos encontrados para o contraste Angústia vs. Ternura.

Região cerebral	Valor máximo		Coordenada MNI		
	Extensão	T	x	y	z
Giro supramarginal, posterior	1293	10,134	-60	-43	20
	1293	9,722	-48	5	14
Giro pré-central	1293	8,505	-42	-1	35
	735	9,941	54	8	20

	10	5,644	-36	-4	53
	8	5,325	42	-10	38
	7	5,374	-42	-13	56
	735	8,179	42	44	23
Polo frontal	16	6,227	-24	44	20
	12	5,525	45	53	5
Opérculo frontal	735	7,643	36	26	2
Giro pós-central	359	8,343	57	-19	44
Giro supramarginal, posterior	359	7,158	45	-40	47
	359	6,826	63	-37	14
Giro lingual	275	10,079	-18	-61	-10
	129	6,916	24	-64	-7
Córtex fusiforme, temporal occipital	275	7,286	-30	-46	-22
Giro inferior temporal	275	5,034	-48	-58	-7
	168	8,717	30	-76	41
	168	7,106	9	-73	62
	37	6,488	-27	-70	29
	32	6,220	15	-61	53
	30	6,062	-15	-76	56
Córtex occipital	25	6,319	48	-70	17
	18	6,015	-33	-82	11
	16	5,957	51	-61	5
	6	5,874	45	-73	-7
	5	5,166	-45	-67	-1
Ínsula	50	8,674	36	-4	5
	13	6,327	-39	-4	5
Amígdala direita	50	5,238	33	-7	-7
	43	7,033	3	23	53
Giro superior frontal	21	5,591	24	-4	56
	12	5,878	-21	-10	50
Lóbulo superior parietal	36	6,093	-36	-46	47
Área motora suplementar	30	7,030	3	5	53
Giro medial frontal	28	6,524	-48	29	23
Putâmen, esquerdo	21	6,735	-30	-4	2
Giro medial temporal, posterior	20	7,697	48	-19	-10

Giro medial temporal, esquerdo	20	7,514	-45	-4	-28
Córtex orbitofrontal	18	6,659	24	23	-19
	14	6,051	48	-46	-19
Giro inferior temporal	7	5,080	42	-61	-7
	5	5,159	-51	-52	-25
Córtex cerebral, direito	9	5,908	9	5	29
Giro medial temporal, direito	7	5,635	51	-52	-4
Giro medial frontal, direito	6	5,502	30	26	29
Globo pálido, direito	5	6,326	24	-7	2

3.4 Discussão

Com essa prova de conceito, demonstrou-se a viabilidade da implementação do protocolo experimental usando cenários de realidade virtual e música para induzir estados emocionais complexos. Em consonância com as expectativas, a regulação da ternura envolveu a área septo-hipotalâmica e outras regiões anteriormente implicadas em emoções afiliativas positivas (isto é, córtex frontal medial, polo temporal e precuneus). Além disso, a condição angústia recrutou uma ampla rede de regiões atribuídas a emoções negativas, incluindo a amígdala, regiões pré-frontais dorsolaterais e regiões adicionais. Esses efeitos foram corroborados por mapas individuais de ativação cerebral. Nossos achados validam preliminarmente a noção de que indivíduos podem experimentar estados emocionais poderosos e recrutar redes cerebrais relevantes usando o protocolo proposto.

A regulação positiva dos estados de ternura recrutou três agrupamentos de áreas cerebrais anteriormente implicadas em emoções afiliativas positivas. Estes incluem a região septo-hipotalâmica, o polo frontal (incluindo o córtex orbitofrontal medial), o polo temporal e o precuneus. A validade de nossos achados em redes cerebrais relacionadas à ternura é corroborada pelo envolvimento dessas regiões em trabalhos anteriores de fMRI sobre emoções afiliativas (MOLL *et al.*, 2012, 2014; ZAHN *et al.*, 2008) e suas especificidades para a experiência de ternura é apoiada pelos relatos dos participantes de que seus estados emocionais aumentaram/foram mantidos durante a condição de ternura.

Mostramos que a região septo-hipotalâmica foi fundamental para a experiência dos estados de ternura. Isso é consistente com o estudo anterior sobre rtfMRI NFB, também direcionado aos estados de ternura (MOLL *et al.*, 2014), sugerindo que essa

região pode ser atribuída à emoção da ternura. No entanto, é plausível especular que a região septo-hipotalâmica não seja atribuída especificamente à emoção da ternura, mas às emoções afiliativas em geral que não se limitam à ternura (por exemplo, empatia, compaixão, culpa e outras). De fato, achados de experimentos anteriores com fMRI visando emoções positivas afiliativas implicam a região septo-hipotalâmica nesta experiência emocional. Além disso, há evidências de lesão mostrando comprometimento pró-social anormal em pacientes afetados por lesões nessa área (MOLL *et al.*, 2005) e por distúrbios neurológicos (isto é, demência fronto-temporal) comprometendo essa área (ANDY; STEPHAN, 1968; PANKSEPP, 2011).

NFB durante as condições de angústia recrutou uma rede ampla de regiões compreendendo a amígdala, região frontoparietal, região temporal e outras regiões corticais. O recrutamento da amígdala é consistente com a hipótese deste estudo e evidência prévia de fMRI sobre emoções negativas (ABERCROMBIE *et al.*, 1998; DOLCOS; LABAR; CABEZA, 2004; PHAN *et al.*, 2005; SCHAEFER *et al.*, 2002). Da mesma forma, os resultados espelham os estudos de fMRI anteriores sobre emoções negativas que também resultaram em ativações nas áreas: temporal (DOLCOS; LABAR; CABEZA, 2004), pré-frontal (IIDAKA *et al.*, 2001; JOHNSTON *et al.*, 2010; URRY, 2006; VUILLEUMIER, 2005), polar frontal (LIBERZON *et al.*, 2002; PHAN *et al.*, 2002) e regiões parietais (VUILLEUMIER, 2005). As redes cerebrais sobrepostas entre o presente estudo e o trabalho anterior sobre emoções negativas sugerem que este protocolo rtfMRI NFB recrutou com sucesso a rede cerebral alvo atribuída a emoções negativas. No entanto, um trabalho futuro que contrasta distintas emoções negativas complexas é necessário para esclarecer se essa rede é atribuída especificamente à angústia, em vez de emoções negativas que são intensas, estimulantes e potencialmente ameaçadoras, incluindo, mas não limitadas a angústia - como medo, dor emocional e ansiedade (ITO *et al.*, 1998; LIBERZON *et al.*, 2002, 2003).

Curiosamente, NFB durante a condição angústia engajou um padrão mais generalizado de regiões cerebrais. Áreas cerebrais adicionais de controle cognitivo de ordem superior podem ter sido recrutadas devido às demandas cognitivas complexas associadas à tarefa, incluindo controle da atenção, avaliação e regulação voluntária de emoções negativas, esforços cognitivos necessários para manter estados emocionais complexos (BANKS *et al.*, 2007; BEAUREGARD; LÉVESQUE; BOURGOUIN, 2001; CRITCHLEY *et al.*, 2002; HARIRI *et al.*, 2003; HARIRI; BOOKHEIMER;

MAZZIOTTA, 2000; LIBERZON *et al.*, 2002; OCHSNER *et al.*, 2004; TAYLOR *et al.*, 2003; VUILLEUMIER, 2005). De fato, os participantes relataram se habituar rapidamente aos estados de angústia, já que os pensamentos que originalmente provocavam angústia não eram mais eficazes depois de um curto período. Os participantes tiveram que resgatar outras memórias e imaginar novos cenários para alcançar um estado emocional negativo proeminente.

Não foi realizada uma comparação formal entre os algoritmos para cálculo do *neurofeedback* (SVM e ROI), devido à natureza deste estudo ser um piloto e também devido à diferença intrínseca na base de mensuração da atividade cerebral de cada método.

3.4.1 Limitações

Foi utilizado um conjunto de trechos de áudio para as condições de Ternura e Angústia para minimizar as diferenças sistemáticas devido ao uso de diferentes tons e ritmos musicais. No entanto, a valência das diferentes trilhas pode envolver redes neurais distintas, possivelmente confundindo nossos resultados (JING *et al.*, 1999). Usamos as mesmas faixas de áudio para todos os participantes e, devido a diferenças interindividuais no gosto musical, personalidades e outras variáveis psicológicas, as mesmas faixas podem ter contribuições distintas para o alcance da emoção-alvo entre os participantes. Faixas de áudio personalizadas podem ser mais eficazes em provocar estados emocionais poderosos e individualmente salientes. No entanto, as classificações dos participantes das faixas de áudio mostram que isso induziu a sensibilidade, angústia e outras emoções positivas e negativas.

Os participantes usaram diferentes estratégias para experimentar as emoções que foram qualitativamente descritas nas análises de atividade cerebral. O uso de estratégias discrepantes pode ter gerado variabilidade não controlada da atividade cerebral. Por outro lado, estratégias personalizadas asseguraram que cada indivíduo encontrasse a melhor maneira de sentir estados emocionais válidos. Os achados obtidos com a classificação dos participantes sobre a intensidade de suas emoções e dos padrões de atividade cerebral em mapas individuais de ativação cerebral sugerem que os estados emocionais e cerebrais alvo foram alcançados apesar das estratégias de regulação de emoções personalizadas.

Padrões de atividade cerebral podem diferir de participante para participante ou de sessão para sessão. Essa diferença na resposta pode significar que análises estatísticas

de efeito fixo podem não ser apropriadas quando se tenta generalizar inferências (FRISTON *et al.*, 1999). No entanto, nesse caso, a análise de efeito fixo pode ser empregada, já que se está trabalhando com um grupo restrito que foi treinado para realizar a tarefa emocional (MOULTON; KOSSLYN, 2008).

4 Padrões eletroencefalográficos na regulação de emoções

Neste capítulo, foi utilizado o protocolo experimental exposto no capítulo anterior, em conjunto com sinais de EEG, para investigar a atividade elétrica cerebral relacionada às emoções de ternura e angústia. A seção 4.1 traz um resumo sobre o estudo das emoções ternura e angústia utilizando sinais de EEG; na seção 4.2, são apresentados os materiais e métodos para o registro e análise dos sinais de EEG; na seção 4.3, os resultados são expostos; finalmente, na seção 4.4, se realiza a discussão sobre estes resultados.

4.1 Resumo

Nos últimos anos, a eletroencefalografia recebeu uma considerável atenção de pesquisadores já que, para a identificação de emoções, o sinal de EEG pode fornecer uma solução simples, barata, portátil e de fácil uso (ALARCAO; FONSECA, 2017) em relação a outras técnicas como a fMRI. No intuito de aproveitar estes benefícios, elaborou-se um estudo que visa identificar padrões extraídos da atividade elétrica cerebral (sinal de EEG), os quais podem estar relacionados com substratos neurais ativados em tarefas de regulação emocional, mais especificamente, para a indução das emoções ternura e angústia. O estudo aplicou o protocolo experimental multimodal com estimulação naturalística envolvendo cenários de realidade virtual e trechos de músicas, o qual foi apresentado no Capítulo 3. O experimento foi realizado com a participação de 15 voluntários sadios. Os dados coletados passaram por uma análise dependente de sujeito, onde foram aplicadas técnicas de aprendizagem de máquina com redes neurais artificiais para classificar as condições de ternura e angústia. Os resultados demonstraram ser possível distinguir os estados emocionais com acurácias máximas superiores a 90 %.

4.2 Materiais e métodos

4.2.1 Participantes

Foram recrutados 15 participantes através de divulgações na internet e em universidades. Os participantes estavam na faixa etária de 16 a 46 anos (sendo 7 mulheres), tinham visão normal ou corrigida e não faziam uso de medicamentos para regulação emocional. Todos os participantes consentiram em participar da pesquisa

assinando o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido que encontra-se no APÊNDICE A, e que foi avaliado e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (número 922.218 - Copa D'OR, Rio de Janeiro/RJ).

Todos os participantes foram submetidos aos mesmos questionários e escalas comportamentais do capítulo anterior (APÊNDICE B). Estes questionários foram aplicados antes, durante e após as coletas dos sinais de EEG.

4.2.2 *Materials*

Na coleta do EEG, utilizou-se o sistema BrainAmp MR Plus⁶, com taxa de amostragem de 1000 Hz e largura de banda de 0,01 Hz a 250 Hz. Os eletrodos foram posicionados com a touca BrainCap MR⁶ de 64 canais, com a referência posicionada em FCz e o aterramento em AFz, conforme Figura 4.1. A touca utilizada possui um eletrodo destinado para a captação do sinal eletrocardiográfico, que também foi coletado. A impedância dos eletrodos foi reduzida para 10 k Ω antes da gravação de dados. A respiração dos participantes e a resposta galvânica foram medidas pelos equipamentos Acceleration Sensor MR (3D)⁶ e GSR MR Sensor⁶, respectivamente.

⁶ Brain Products GmbH, Munique, Alemanha. <http://www.brainproducts.com>

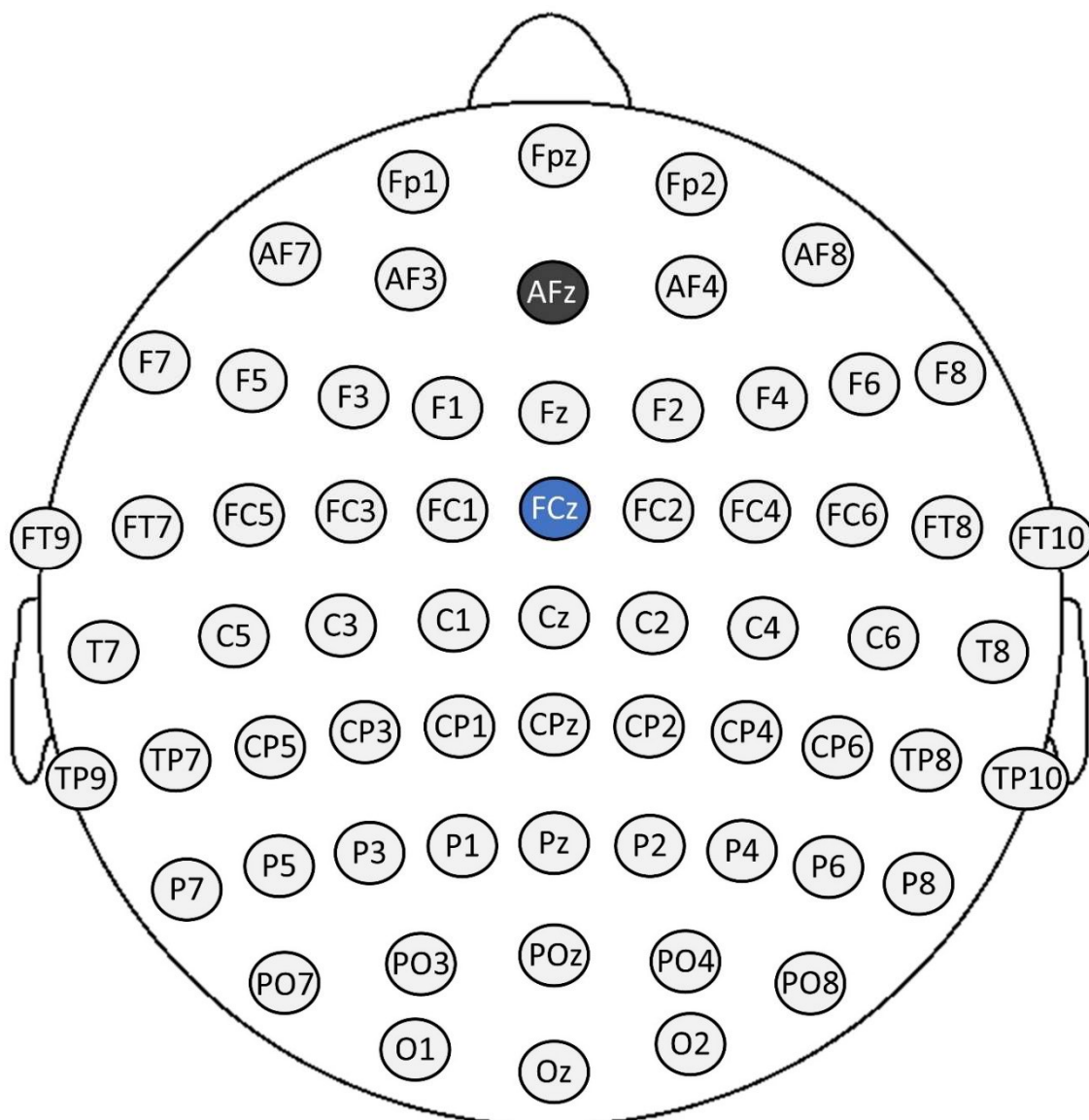


Figura 4.1 - Localização e nomenclatura dos eletrodos utilizados neste estudo. O eletrodo com a cor preta foi utilizado como aterramento e o eletrodo em azul foi destinado para a referência dos canais.

4.2.2.1 Desenho experimental

A sala utilizada para captação do sinal eletroencefalográfico foi preparada para minimizar a interferência da rede elétrica. Os participantes sentaram-se confortavelmente em uma poltrona com suporte para os braços, no intuito de minimizar artefatos musculares e o cansaço da tarefa (Figura 4.2). Os participantes foram posicionados à uma distância aproximada de 50 cm do monitor, e os estímulos auditivos foram apresentados

por um fone de ouvido acolchoado para atenuar possíveis ruídos extrínsecos à tarefa, modelo Senheiser HD 25-1 II⁷.

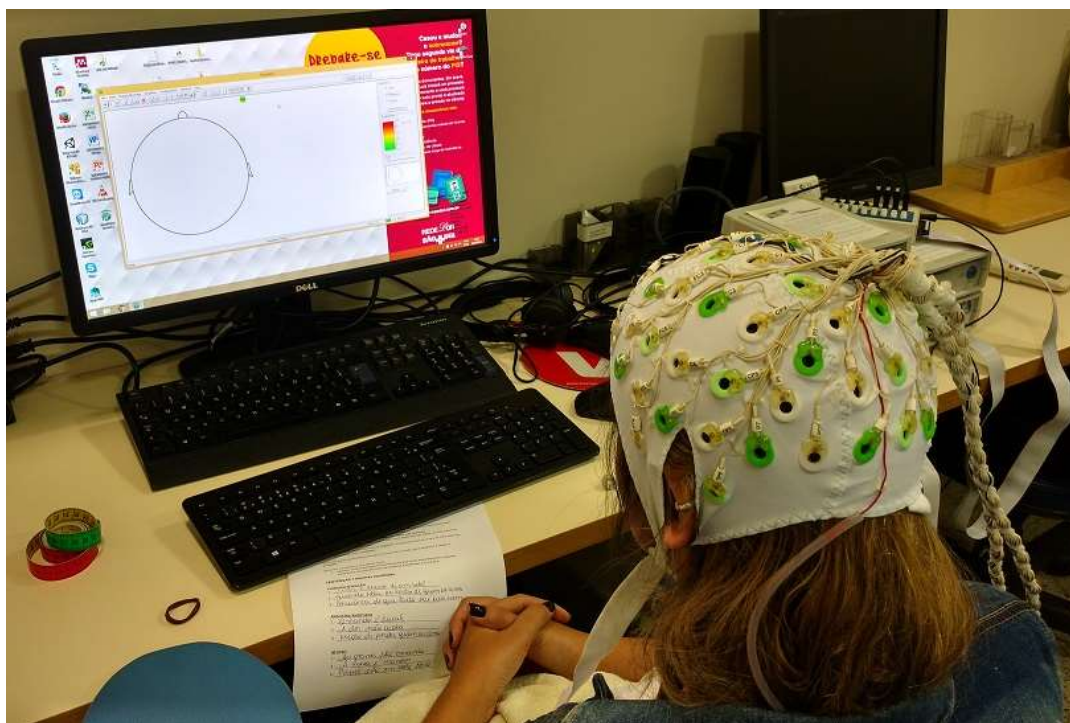


Figura 4.2 – Montagem do protocolo experimental para coletas do EEG.

O experimento foi dividido em oito blocos, intercalando as emoções ternura e angústia como mostrado na Figura 4.3. Antes de iniciar a tarefa, o participante preencheu questionários e, antes de executar um bloco de tarefa, os participantes conferiram as frases mantras anotadas no treinamento. Para cada bloco, apenas uma emoção foi induzida e em quatro momentos distintos de 46 segundos de duração. Os intervalos de estimulação eram precedidos por períodos de neutralidade de 12 segundos em média. Estes trechos de neutralidade foram utilizados como baseline em algumas análises.

Durante a estimulação das emoções, foram apresentados trechos de música, e o cenário passou a modular sua tonalidade seguindo uma função senóide previamente definida. Já durante os períodos de neutralidade, não houve estimulação auditiva, sendo mantido apenas o cenário em movimento e com a tonalidade fixada em amarelo. O cenário seguiu em movimento contínuo durante a duração de cada bloco, sendo interrompido apenas no término dos blocos. Após cada bloco, foi apresentado um

⁷ Sennheiser electronic GmbH & Co. KG, Hanover, Alemanha - <https://en-us.sennheiser.com/>

questionário para coleta de dados comportamentais referente ao bloco finalizado. A Figura 4.3 apresenta uma visão geral da distribuição das condições ao longo do experimento, e a Figura 4.4 mostra os trechos de cada bloco que foram utilizados nas análises.

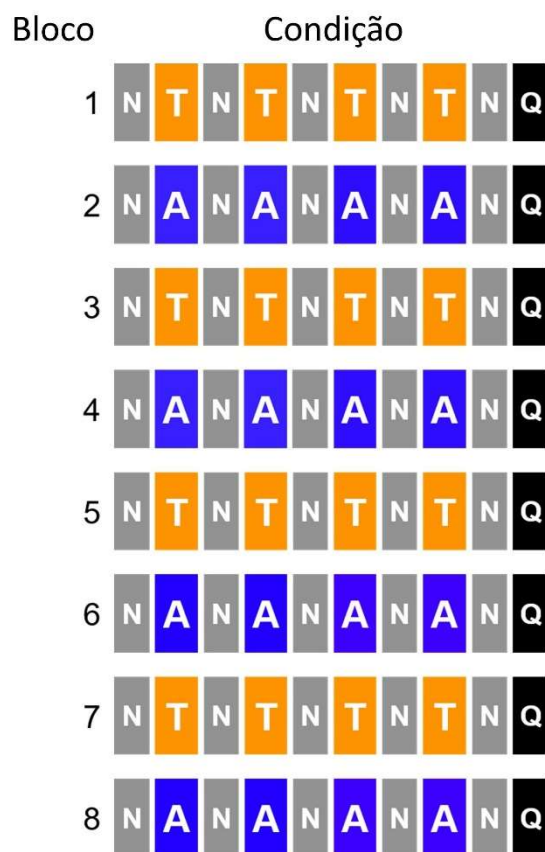


Figura 4.3 – Distribuição das condições ao longo do experimento. A imagem ilustra como cada bloco de tarefa foi dividido (T = ternura, A = angústia, N = neutro e Q = questionário comportamental).



Figura 4.4 – Trechos extraídos para serem utilizados nas análises.

4.2.2.2 Pré-processamento dos sinais de EEG

Os dados de EEG foram manipulados por scripts feitos no MATLAB⁸. A fase de pré-processamento dos dados foi iniciada pela inspeção visual e, nela, foi possível identificar os eletrodos que apresentaram algum problema na coleta, ocasionados majoritariamente pela perda de contato que resultou em uma piora na qualidade do sinal no decorrer da tarefa. Os trechos ruidosos foram marcados, e, posteriormente, excluídos durante a etapa de limpeza dos dados. Nos casos mais graves, os canais foram removidos por completo. A inspeção visual também possibilitou a identificação de falhas na gravação dos dados de uma coleta, a qual foi excluída do estudo.

Em sequência, nos sinais de EEG, aplicou-se (i) um filtro notch em 60 Hz, para a remoção de interferências causadas pela rede elétrica; (ii) um filtro passa-banda para limitar o sinal de EEG no intervalo do espectro que varia de 1,5 Hz a 50 Hz, cujos limiares foram escolhidas para englobar as bandas teta, alfa beta e gama; (iii) a remoção de trechos com desvio padrão superior a duas vezes a média do desvio padrão para um dado bloco; por fim, (iv) foi aplicado um filtro espacial laplaciano, visando diminuir o espalhamento da atividade elétrica cerebral devido ao volume condutor entre os geradores cerebrais e o couro cabeludo (MUTHUKUMARASWAMY, 2013).

4.2.2.3 Extração de características dos sinais de EEG

Todas as etapas de processamento foram realizadas *offline*. Após o pré-processamento do sinal de EEG, o sinal foi dividido em quatro bandas do espectro de frequência – teta, alfa, beta e gama – conforme a Tabela 4.1. A filtragem (direta e inversamente) para seleção das bandas foi realizada por um filtro Butterworth passa-banda de ordem 4.

⁸ MATLAB, The Mathworks, Natick, MA

Tabela 4.1 – Faixas de frequência extraídas.

Banda	Faixa de frequência (Hz)
Teta (θ)	4 a 8 Hz
Alfa (α)	8 a 13 Hz
Beta (β)	13 a 30 Hz
Gama (γ)	30 a 45 Hz

Para cada faixa de frequência foram extraídas as características potência, potência relativa, dessincronização/sincronização e densidade espectral, os quais foram detalhados no Capítulo 2.

Densidade espectral de potência (PSD)

A PSD descreve a distribuição de energia nas frequências de um sinal baseado em um conjunto finito de amostras. A estimativa da PSD foi calculada para o sinal pré-processado por uma função que utiliza o estimador de sobreposição média de Welch.

Potência Relativa

A potência relativa foi extraída para cada banda utilizando como divisor a potência da faixa de frequência de 4 a 45 Hz.

Dessincronização e Sincronização (ERD/ERS)

O ERD/ERS foi extraído para cada banda utilizado a potência dividida pela média da potência de um trecho de referência, localizado na condição neutra, que engloba os cinco segundos que antecedem a tarefa emocional.

4.2.2.4 Classificador

Foi utilizada uma rede neural artificial do tipo *backpropagation* com 10 neurônios e 3 classes de saída, Figura 4.5. O algoritmo da ANN foi o gradiente conjugado escalonado, o qual é baseado em direções conjugadas e não executa uma pesquisa de linha em cada iteração (MØLLER, 1993). Como critérios de paradas, o algoritmo utiliza o máximo número de épocas, quantidade de tempo e o nível de performance.

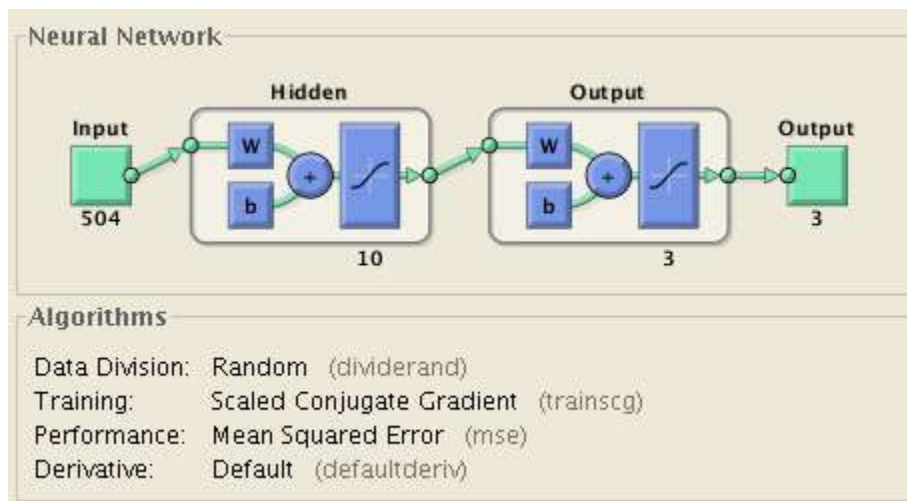


Figura 4.5 – Exemplo com configuração do classificador ANN.

A quantidade de entradas variou de acordo com o fator estudado. A montagem do vetor de entrada foi feita da seguinte forma: (1) o sinal foi dividido em faixas de frequências; (2) foram gerados vetores para cada característica; (3) o sinal foi dividido em épocas ordenadas pelo tempo em que ocorreram. Como exemplo, a análise envolvendo todas as características utilizou quatro bandas, quatro características e 63 eletrodos, resultando em um vetor de entrada com 1008 informações (para os participantes que não tiveram eletrodos excluídos).

Os dados de entrada da rede neural foram isolados por épocas, para evitar a mistura de sinais devido a janela deslizante. Desta forma, foi possível garantir que as entradas utilizadas no treino não fizessem parte dos testes. Para diminuir a probabilidade de analisar resultados enviesados, todos os testes de acurácia realizados passaram por um processo de validação cruzada do tipo *k-fold*, sendo $k = 8$. Para ajudar a entender como este processo é feito, a Figura 4.6 traz uma ilustração do que ocorre durante as oito iterações do modelo. As épocas de cada condição foram ordenadas e agrupadas seguindo a ordem de ocorrência, gerando um vetor de entradas com 16 posições. Para cada iteração da validação cruzada, 1/8 da amostra foi destinado para gerar um modelo classificador e 7/8 para testes deste modelo. Os dados empregados nos treinos dos modelos equivalem à metade de um bloco do protocolo experimental. Para melhorar a confiança dos resultados, em cada análise, a validação cruzada foi repetida 13 vezes, resultando em mais de 100 iterações por sujeito, e a mediana da acurácia destes testes foi utilizada como o resultado da análise.

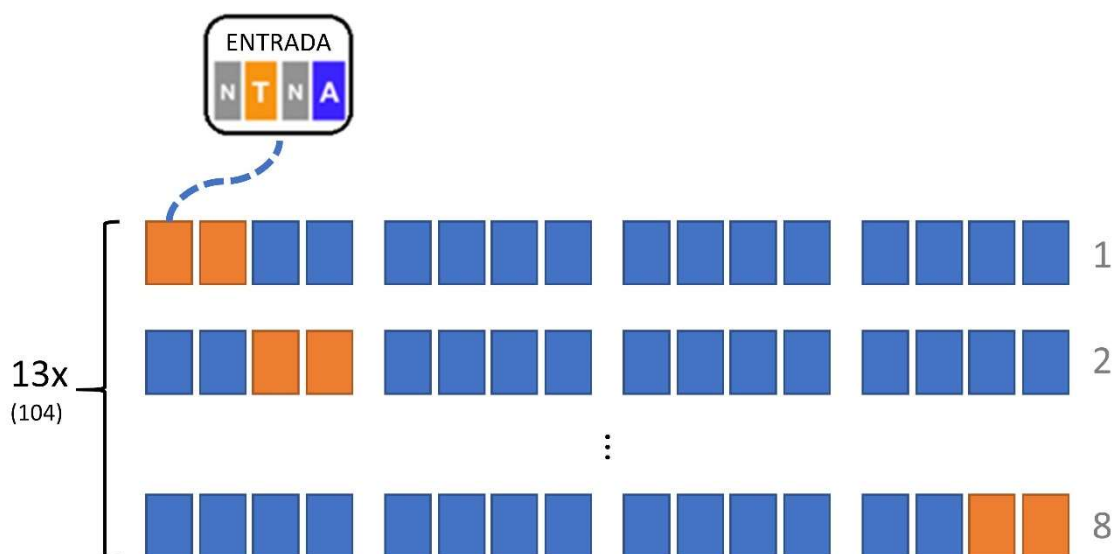


Figura 4.6 – Validação cruzada do tipo k -fold com $k=8$. A imagem ilustra o que ocorre durante as 8 iterações, onde sempre $1/8$ da amostra é destinado para o treino e $7/8$ para testes. Este processo foi repetido mais de 100 vezes para cada participante.

4.3 Resultados

Os resultados expostos foram obtidos com a tarefa de regulação emocional utilizando sinais de EEG. Inicialmente, são abordados os resultados via questionários comportamentais adaptados do estudo com fMRI do Capítulo 3. Em seguida, serão descritos resultados obtidos com a análise sujeito independente utilizando o ERD/ERS. E, por último, são expostos resultados oriundos de análises sujeito dependente utilizando classificadores baseados em redes neurais artificiais.

4.3.1 Cansaço da tarefa

O resultado obtido sobre a fadiga causada pela tarefa no estudo de EEG apresentou um comportamento parecido com o visto no estudo que validou o protocolo experimento, onde o nível de cansaço progrediu ao longo do tempo, enquanto que o nível de concentração decaía (Figura 4.7). A informação corrobora os relatos obtidos dos participantes sobre a dificuldade de realizar a tarefa na etapa final da coleta.

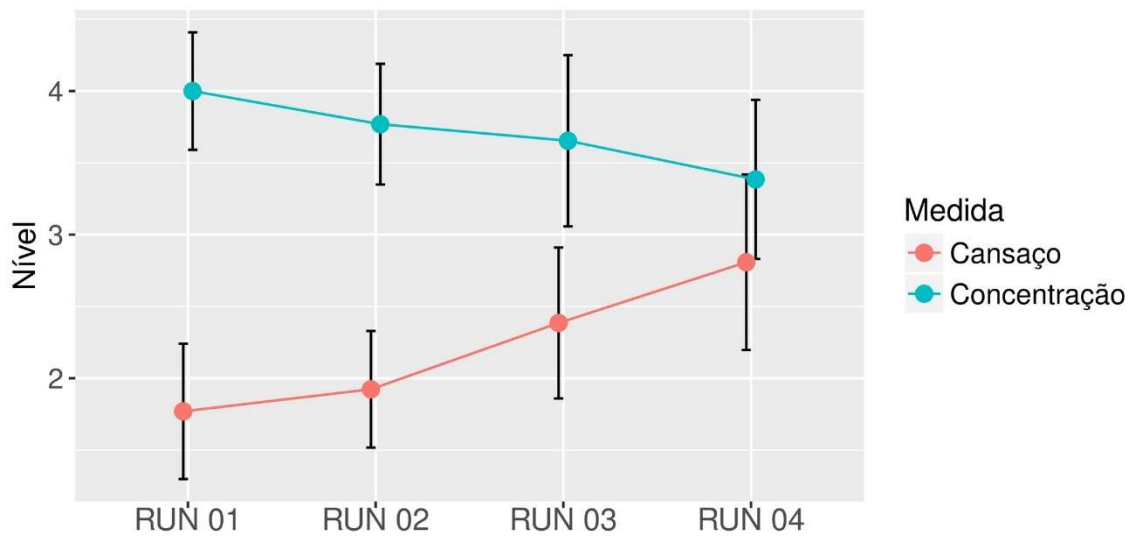


Figura 4.7 - Gráfico de linha com intervalo de confiança para as medidas sobre o cansaço e concentração dos participantes no decorrer da tarefa.

4.3.2 Intensidade das emoções

Analisando a Figura 4.8, percebe-se que os níveis de intensidade de ambas as emoções se concentraram em valores acima do nível moderado, possibilitando inferir que o efeito esperado de indução das emoções foi atingido.

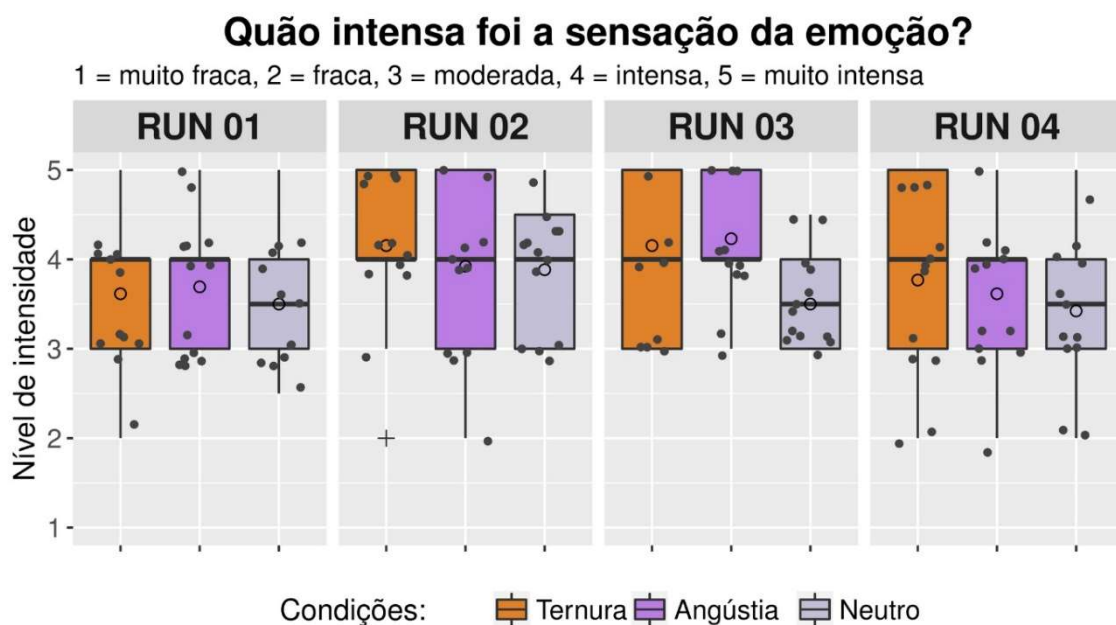


Figura 4.8 - Diagrama de caixa (boxplot) unido com respostas sobre a intensidade da sensação das emoções de cada condição (ternura, angústia e neutro).

4.3.3 Utilidade das “frases mantras”

De acordo com os dados obtidos e expostos na Figura 4.9, percebe-se que a utilidade maior das frases mantras se deu nos dois primeiros blocos. Nos blocos seguintes, houve um aumento da variabilidade das respostas, indicando que, para alguns participantes, a estratégia de utilizar as frases mantras perdeu efeito, enquanto que, para outros, as frases ganharam ainda mais utilidade na etapa final da tarefa. Como esta liberdade fazia parte do experimento, parece ser importante manter a liberdade do emprego de utilizar ou abdicar desta estratégia para ajuda na incitação das emoções.

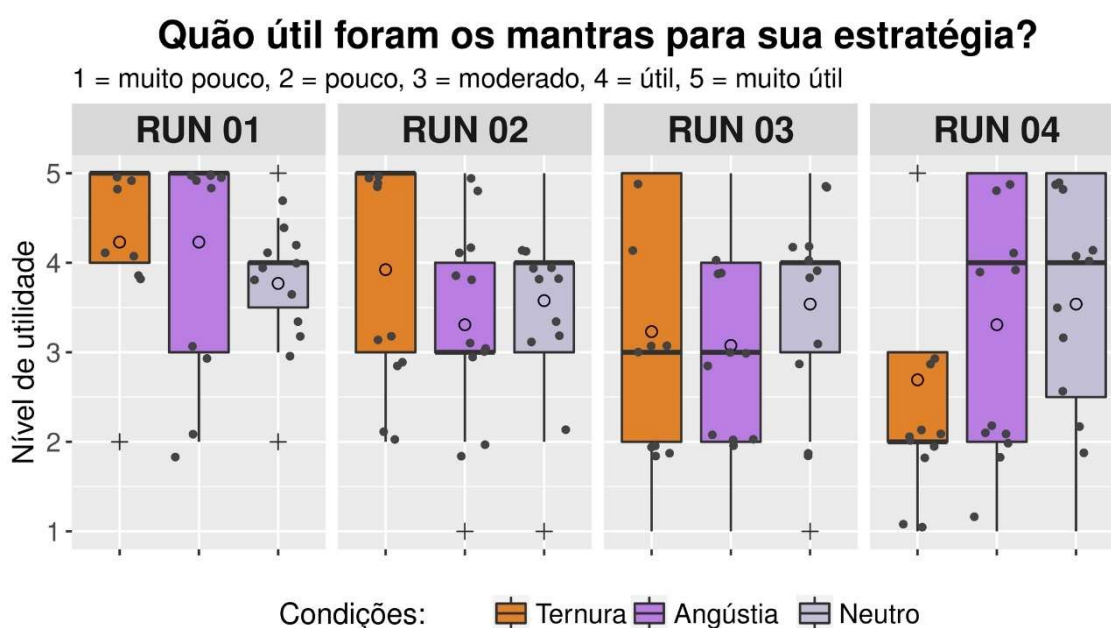


Figura 4.9 - Diagrama de caixa (boxplot) sobre a utilidade das frases mantras e unido com pontos representando cada resposta.

4.3.4 Análise da Dessincronização e Sincronização (ERD/ERS)

No intuito de entender melhor a relação do EEG com a atividade neural, fizemos uma análise sujeito independente apenas com a característica de dessincronização e sincronização relacionada às emoções. A referência utilizada nesta análise foi extraída do trecho de neutralidade com os cinco segundos que antecedem o início de cada condição experimental, exemplificado na Figura 4.10.

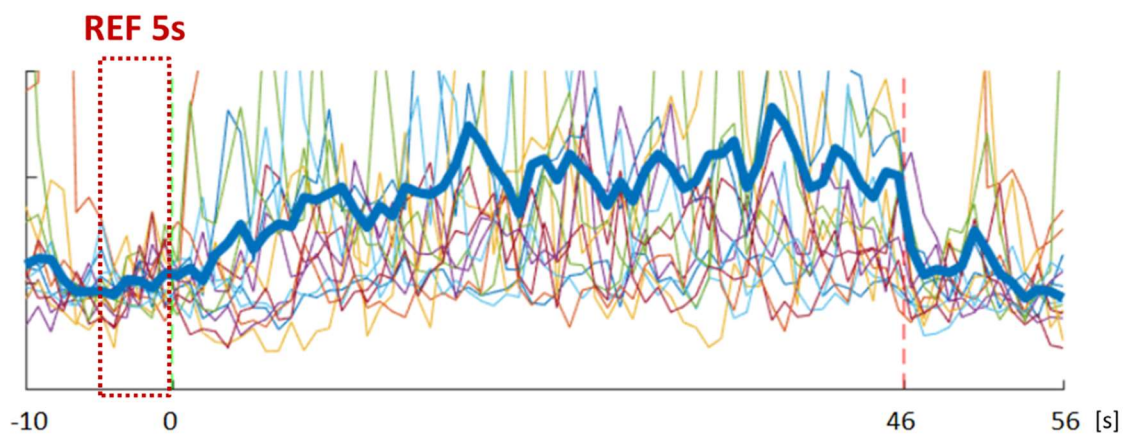
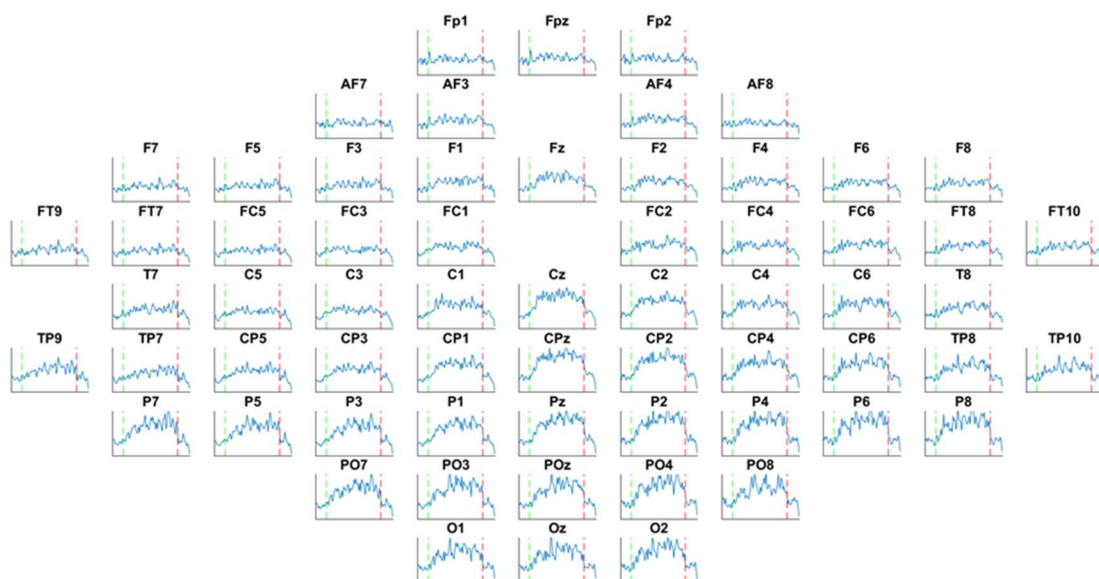


Figura 4.10 – Média global do ERD/ERS para a banda alfa, na posição P1, e referente aos blocos de ternura usando dados de todos voluntários. A imagem destacada a referência - retângulo vermelho. O trecho de excitação de ternura inicia em 0 e finaliza no segundo 46.

Foi realizada uma inspeção visual com a média global de todos os eletrodos e em todas as faixas de frequência. Na inspeção, foi possível notar uma substancial diferença entre as condições emocionais com a de neutralidade, exemplificado na Figura 4.11.

Alfa - T



Alfa - A

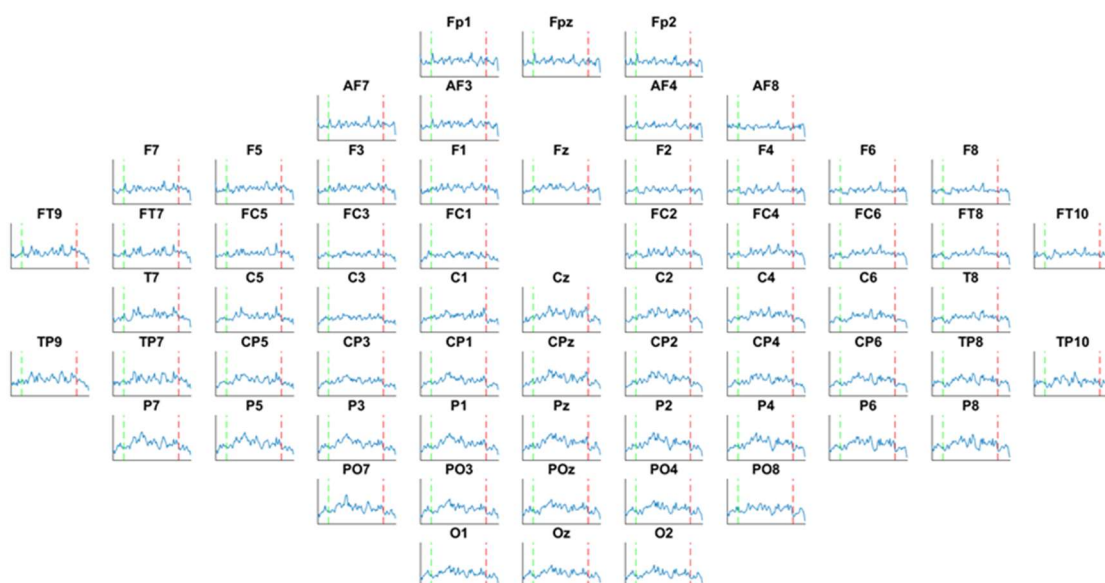


Figura 4.11 – Exemplo de dados utilizados para a inspeção visual do ERD/ERS com dados extraídos utilizando a banda alfa (T = Ternura e A = Angústia).

4.3.4.1 Diferença entre condições nos eletrodos

Foi realizada uma análise sujeito-independente para avaliar se há diferenças entre as médias do ERD/ERS. Para isto, foram feitos testes de Wilcoxon utilizando contrastes entre as condições emotivas e seus respectivos *baselines* (trechos de neutralidade antecessores). Também foi realizado um contraste direto entre o ERD/ERS de cada emoção, já que se supõe que os trechos *baselines* são equivalentes. Os canais que apresentaram diferença significativa com $p < 0,05$, corrigido por Bonferroni, estão listados na Tabela 4.2. Os resultados demonstraram que há uma diferenciação maior entre as bandas de frequências mais baixas. Comparando as condições, percebe-se que há uma quantidade maior de canais com diferença para a condição de ternura.

Tabela 4.2 – Canais com diferença entre as condições. Bandas sem diferença significativa foram ocultadas.

Banda	Canais com diferença
Ternura vs. Neutro	
Teta	Todos os 63 canais.
Alfa	Exceto: AF7, AF8, Fp1, Fp2, Fpz
Beta	CPz, O1, O2, Oz, P1, P3, P5, P6, P7, P8, PO3, PO4, PO7, PO8, Pz, T7, T8, TP7, TP8, TP9
Angústia vs. Neutro	
Teta	Todos os 63 canais.
Alfa	Exceto: AF3, AF4, AF7, AF8, F3, F4, F5, F6, F7, Fp1, Fp2, Fpz, FT9
Ternura vs. Angústia	
Teta	AF4, C6, CP1, CP3, CP4, CP6, F1, F4, F6, F7, F8, FC4, FC6, Fp1, Fp2, Fpz, FT10, FT8, FT9, Fz, O1, O2, P3, P4, POz, T7, TP8
Alfa	O2, PO8
Beta	CPz, FT9, O1, O2, Oz, P1, P3, P5, P6, P7, P8, PO3, PO4, PO7, PO8, POz, T7, TP7, TP9
Gama	FT9, FT10

4.3.4.2 Mapa de ativações

Foram gerados mapas para mostrar a distribuição da atividade do ERD/ERS utilizando cada banda. Para a banda teta (Figura 4.12), os resultados apontaram que, para ambas as condições, ocorre uma sincronização, principalmente na região frontal, chegando a níveis com ganhos de até 50 %. Também se percebe sincronizações na região temporal, mas em menor nível.

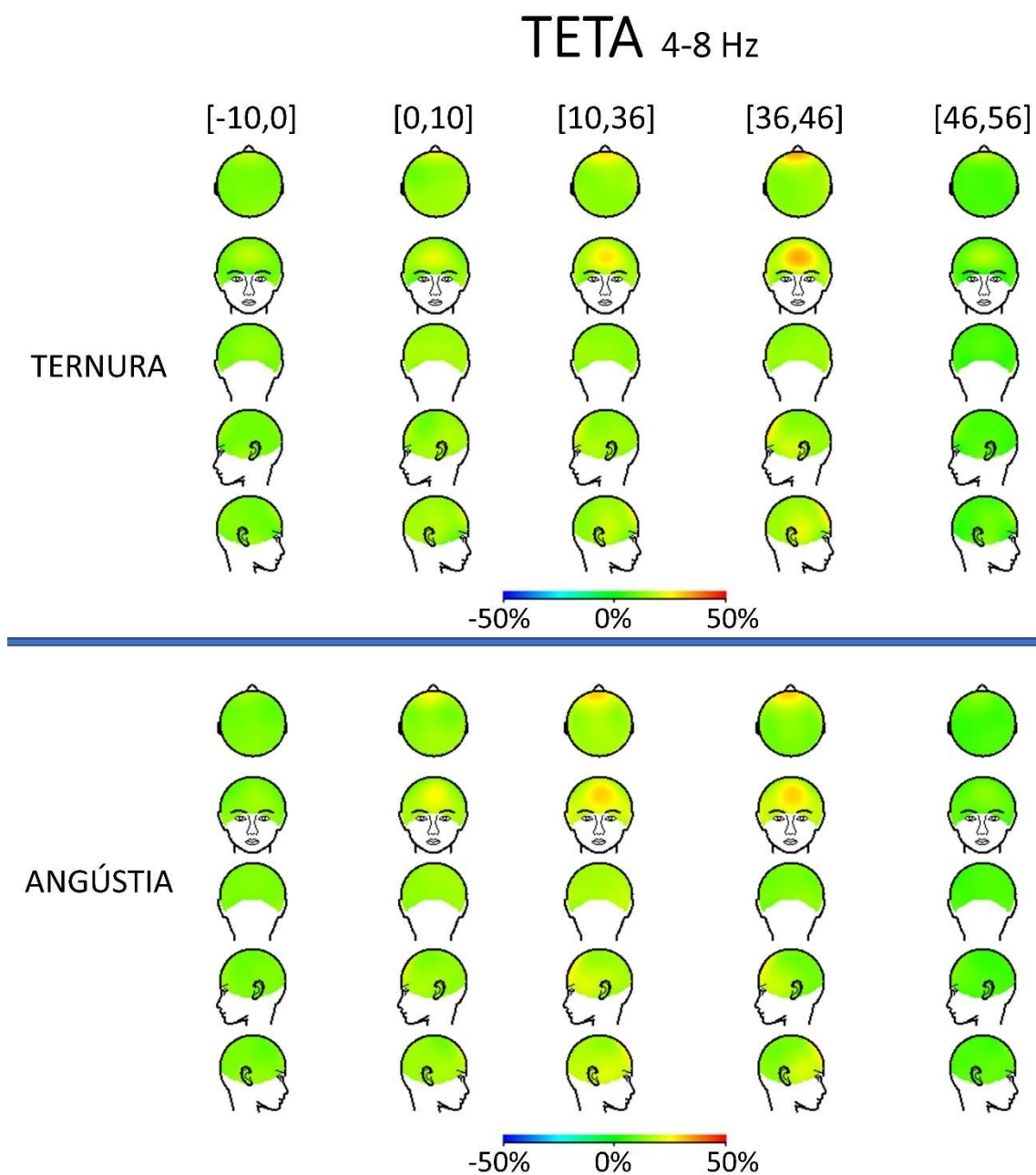


Figura 4.12 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda teta. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.

Para a banda alfa (Figura 4.13), a condição ternura obteve uma sincronização distribuída entre as regiões parietal, temporal e occipital, com valores máximos excedendo 130 %. Para a angústia, a diferença foi menos expressiva, com sincronização mais forte na região parietal.

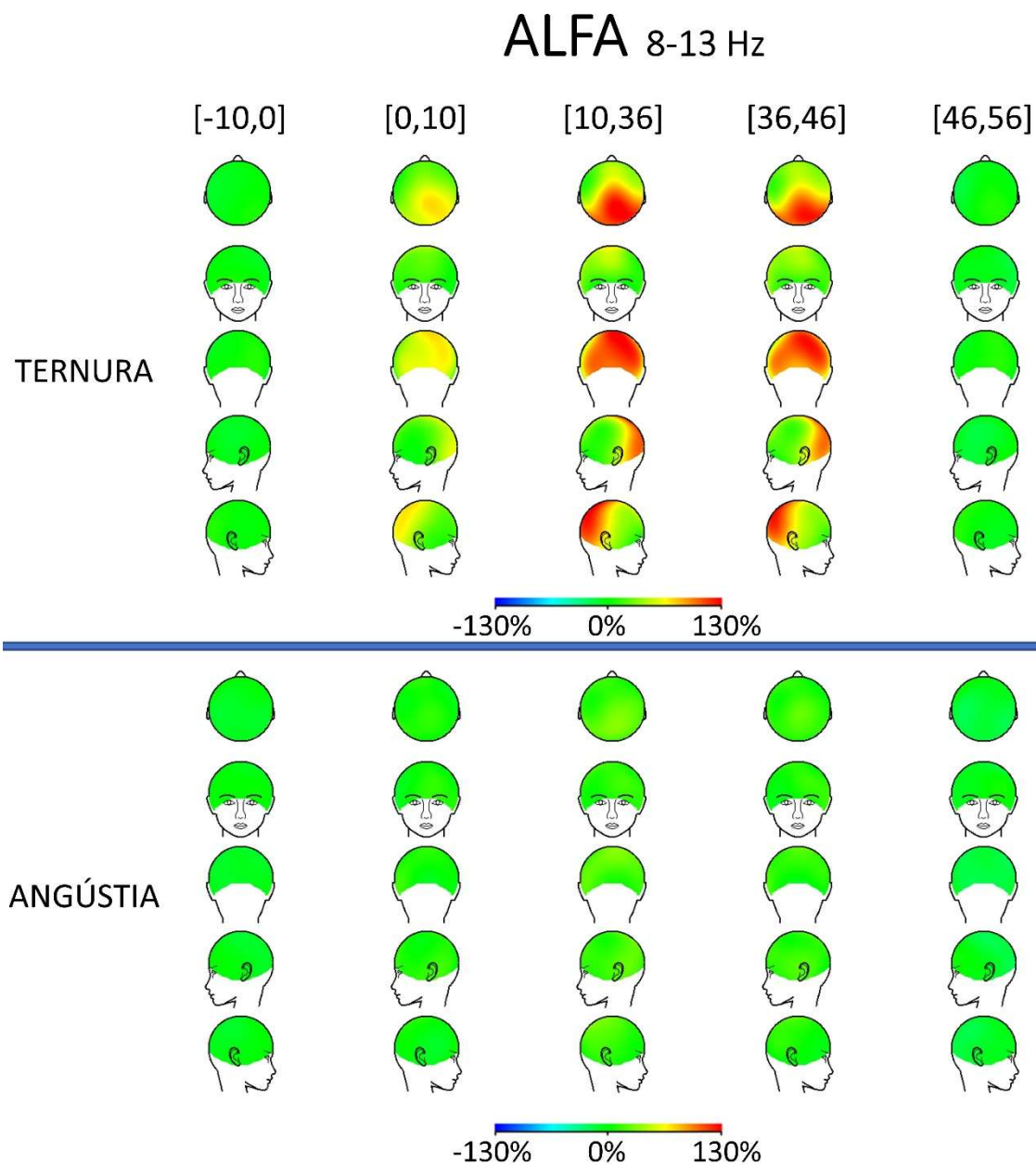


Figura 4.13 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda alfa. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.

Para a banda beta, a condição ternura obteve uma sincronização em menores níveis, com valores máximos excedendo 30 %. A ativação também foi distribuída entre as regiões parietal, occipital e temporal. Para a condição angústia, houve uma dessincronização com dipolo localizado na região frontotemporal (Figura 4.14).

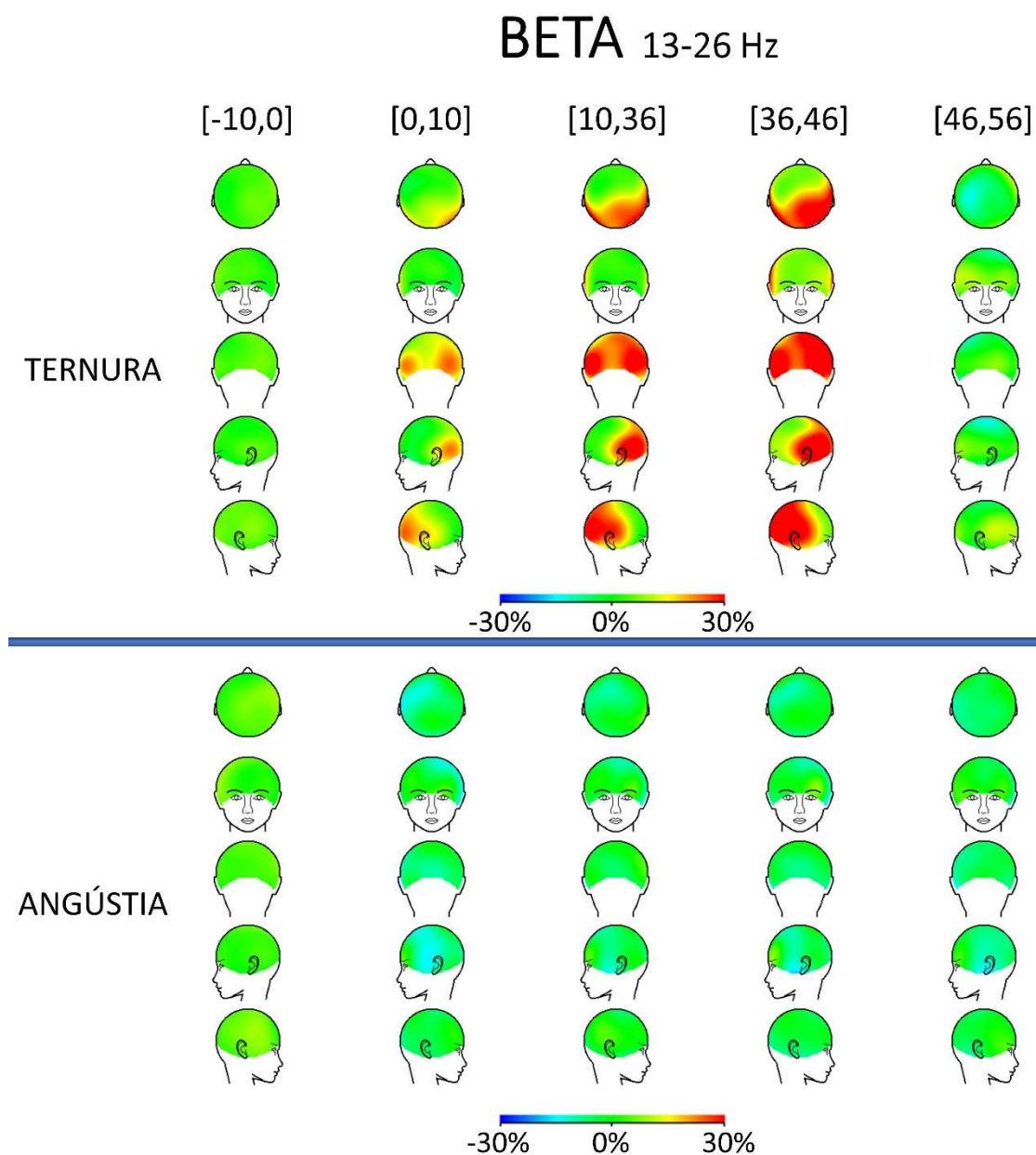


Figura 4.14 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda beta. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.

Para a banda gama, novamente, a condição ternura obteve uma sincronização, desta vez mais localizada nas regiões temporais e com modulação mais expressiva no lado esquerdo, enquanto que, para angústia, a diferença foi menos expressiva (Figura 4.15).

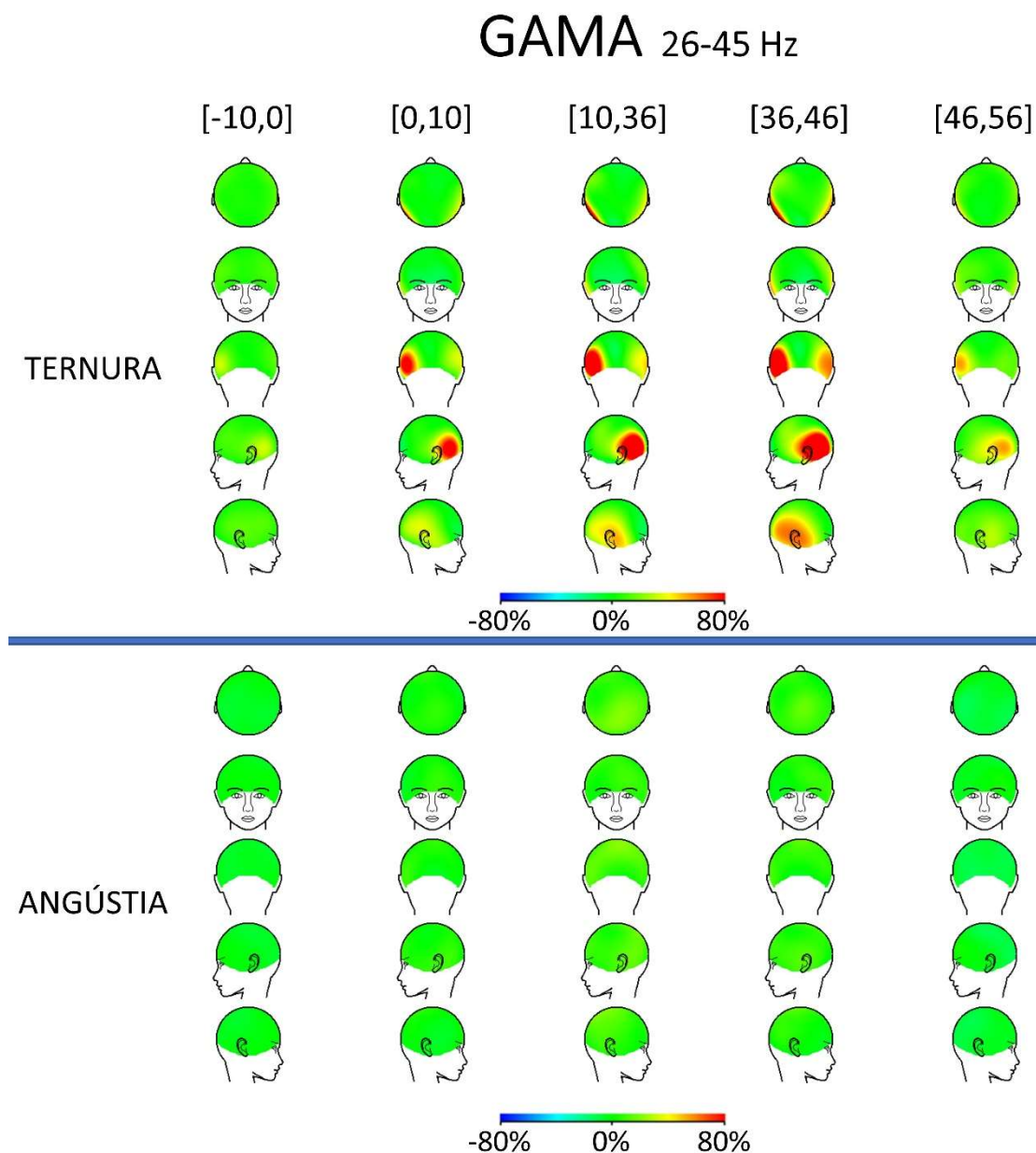


Figura 4.15 – Mapa de mudança do ERD/ERS ao longo do tempo para a banda gama. Primeira coluna possui o intervalo de referência para o ERD/ERS.

De um modo geral, foi possível perceber que o contraste entre as condições ternura e neutra apresentou percentuais maiores do que os percentuais obtidos pelo contraste entre angústia e neutro, comportamento percebido em todas as bandas de frequência. Também se percebeu que o intervalo de maior diferença se inicia após 10

segundos de estimulação, e que, após a estimulação, os níveis percentuais do ERD/ERS retornam para patamares próximos aos apresentados pelo trecho de condição neutra inicial.

4.3.5 Testes de acurácia

No intuito de investigar a relação do sinal de EEG com as emoções de ternura e angústia, foram realizadas diversas análises do tipo sujeito dependente. Em todas estas análises, foram utilizadas redes neurais artificiais para gerar modelos de classificação para discriminar as condições emocionais de cada sujeito, como descrito na sessão 4.2.2.4. Estes modelos foram treinados e testados utilizando o método *k-fold* de validação cruzada com $k=8$ para evitar que uma mesma época seja utilizada para treino e teste da ANN. Para isto, os fatores explorados foram: os eletrodos, as faixas de frequência, as características do sinal de EEG e o tamanho da janela deslizante aplicado na extração de características. Os resultados obtidos com estas análises foram agrupados para minimizar o efeito individual e são apresentados a seguir.

4.3.5.1 Eletrodos

Foi realizada uma análise visando identificar a influência de cada canal na classificação global. Esta etapa também serviu para expor os canais que podem estar mais relacionados com a tarefa de regulação emocional, dando a possibilidade de simplificar futuras coletas. As acurácias foram obtidas utilizando a potência, potência relativa da banda e a PSD, todas extraídas utilizando janelas deslizantes com um segundo de duração e 500 ms de sobreposição. As acurácias foram obtidas no nível do sujeito, e, para os resultados sobre os eletrodos, adotou-se a média das acurácias de todos os participantes como resultado de cada análise sobre os eletrodos.

O estudo sobre o fator posição do eletrodo se iniciou com a obtenção das acurácias para cada canal isolado. O mapa de acurácias presente na Figura 4.16 mostra o possível peso de cada canal em uma análise combinatória. Pelo mapa, percebe-se que existem resultados nos níveis mais altos localizados em todos os lobos, porém os resultados para o hemisfério direito são predominantemente mais fortes que os obtidos para o hemisfério esquerdo.

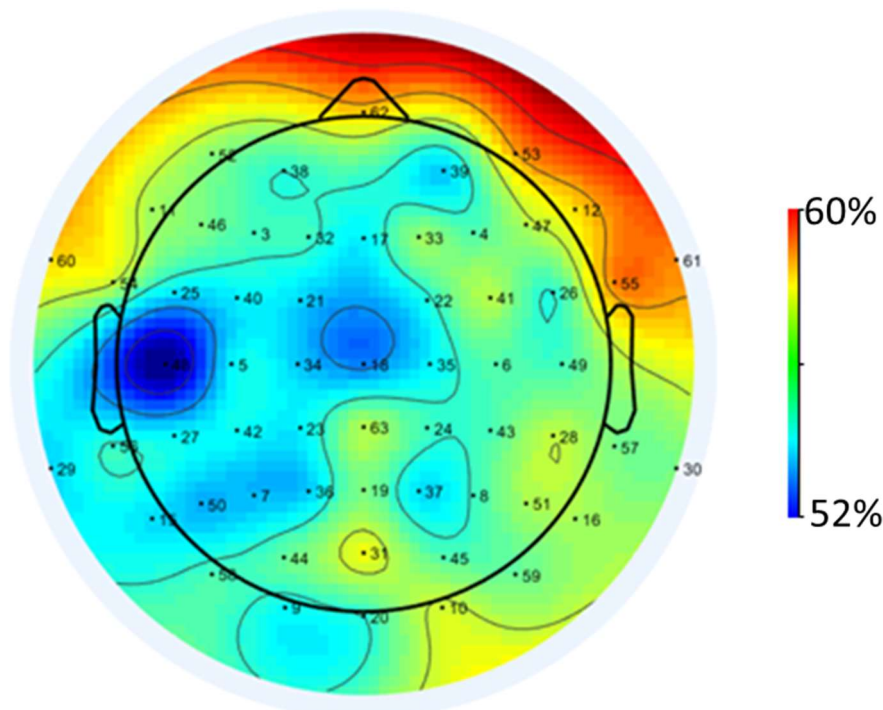


Figura 4.16 – Mapa das acurácias de classificação das emoções com o peso de cada eletrodo. Dados obtidos por meio da média das acurácias de classificação dos participantes.

Para avaliar a quantidade de canais necessários para a obtenção de acurácias elevadas, foi feita uma análise combinatória variando a quantidade de canais utilizadas na classificação. Todas as acurácias obtidas na análise dos eletrodos isolados foram adicionadas em três vetores com ordenamento diferentes entre si: ordem crescente, decrescente e aleatória. Estes vetores foram utilizados para combinar os eletrodos, e a combinação foi feita seguindo as N primeiras posições dos eletrodos, onde N variou de 1 a 63. Pelo gráfico da Figura 4.17, percebe-se que as melhores acurácias foram obtidas pela junção em ordem decrescente até a quantidade de 42 canais; depois disto, os resultados se misturam. Uma acurácia acima de 70% começa a se tornar comum quando mais de 18 canais são combinados.

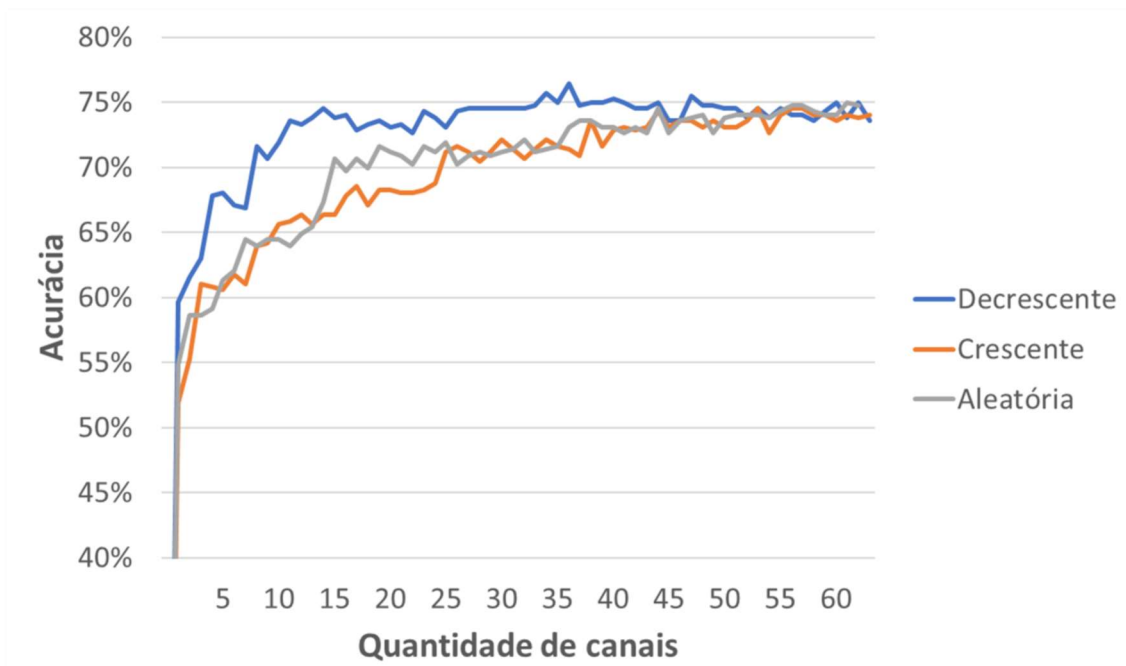


Figura 4.17 – Média das acurácias de classificação das emoções utilizando diferentes quantidades de eletrodos. Inicialmente foi calculada a acurácia individual para cada eletrodo. Posteriormente foi feita uma análise agrupando os eletrodos com base nos valores iniciais, seguindo três ordenamentos: crescente, decrescente e aleatório.

Também foi realizada uma última análise combinando canais seguindo o padrão de outros estudos e também a configuração de um modelo de EEG comercial amplamente utilizado como BCI, Figura 4.18.

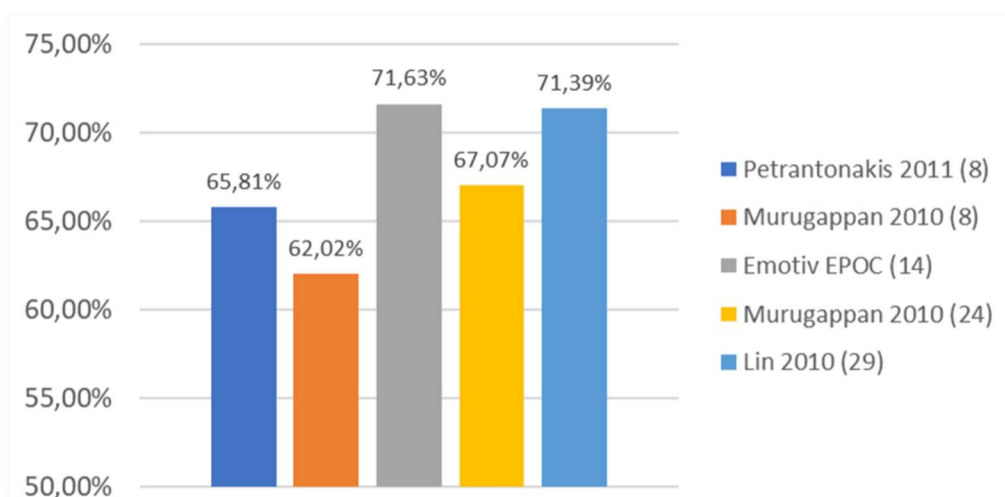


Figura 4.18 – Acurácia de classificação obtidas com a combinação de eletrodos seguindo os estudos (BAI et al., 2010; MURUGAPPAN; RAMACHANDRAN; SAZALI, 2010; PETRANTONAKIS; HADJILEONTIADIS, 2011) e a configuração do equipamento EPOC+ (Emotiv Inc.).

4.3.5.2 Influência das faixas de frequência

Foi realizada uma investigação sobre a contribuição de cada faixa de frequência nos resultados da classificação. Esta análise foi realizada utilizando o algoritmo classificador ANN recebendo como entrada as características potência, potência relativa e PSD, todas extraídas com janelas deslizantes com comprimento de um segundo e 500 ms de sobreposição. Diferente dos demais resultados, nesta análise, os dados de cada banda foram utilizados de forma isolada. Os resultados obtidos encontram-se na Figura 4.19 e demonstram que as faixas de frequência mais elevadas (beta e gama) aparentam possuir taxas de acerto médias mais elevadas do que os resultados obtidos com as bandas baixas (teta e alfa).

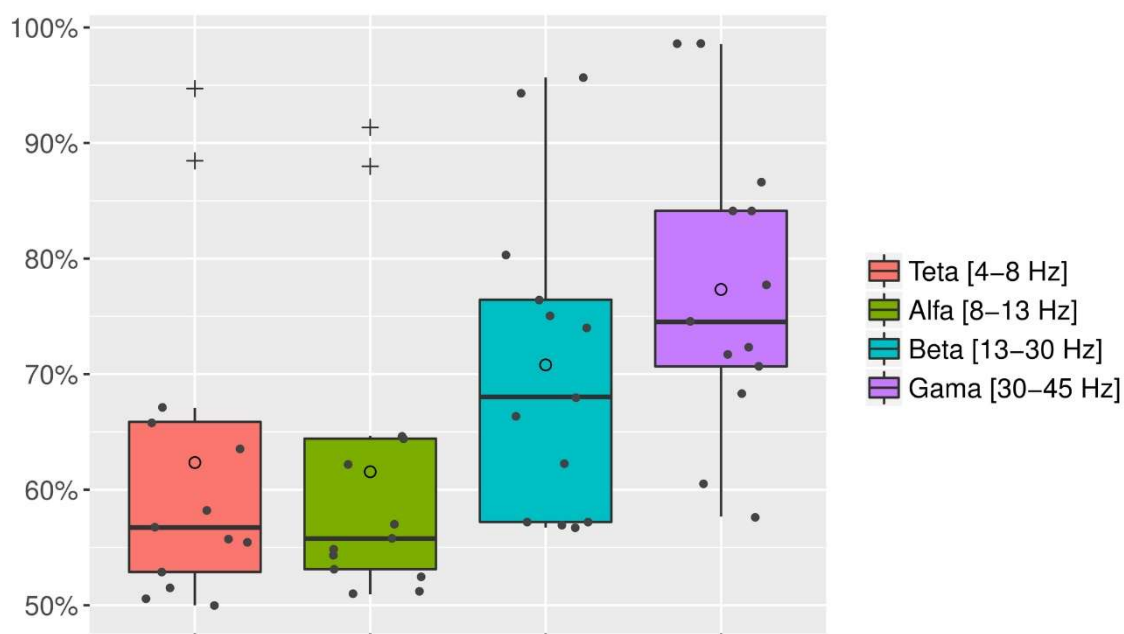


Figura 4.19 – Diagrama de caixa (boxplot) com efeito do tamanho da janela sobre a classificação. Para cada ponto foi adicionado o intervalo de confiança.

4.3.5.3 Tamanho da janela deslizante

Outra análise estudou o efeito do tamanho da janela deslizante na classificação. Essas janelas são utilizadas para a extração das características do sinal de EEG. As acurácias foram extraídas utilizando a potência, potência relativa e a PSD de todos os 63 canais. Os resultados foram obtidos utilizando diferentes tamanhos de janela (500 ms, 1000 ms, 1500 ms, 2000 ms, 3000 ms e 4000 ms) sempre com uma sobreposição de 50 %. A Figura 4.20 demonstra que o aumento da janela também ocasiona um aumento da taxa de acerto da classificação.

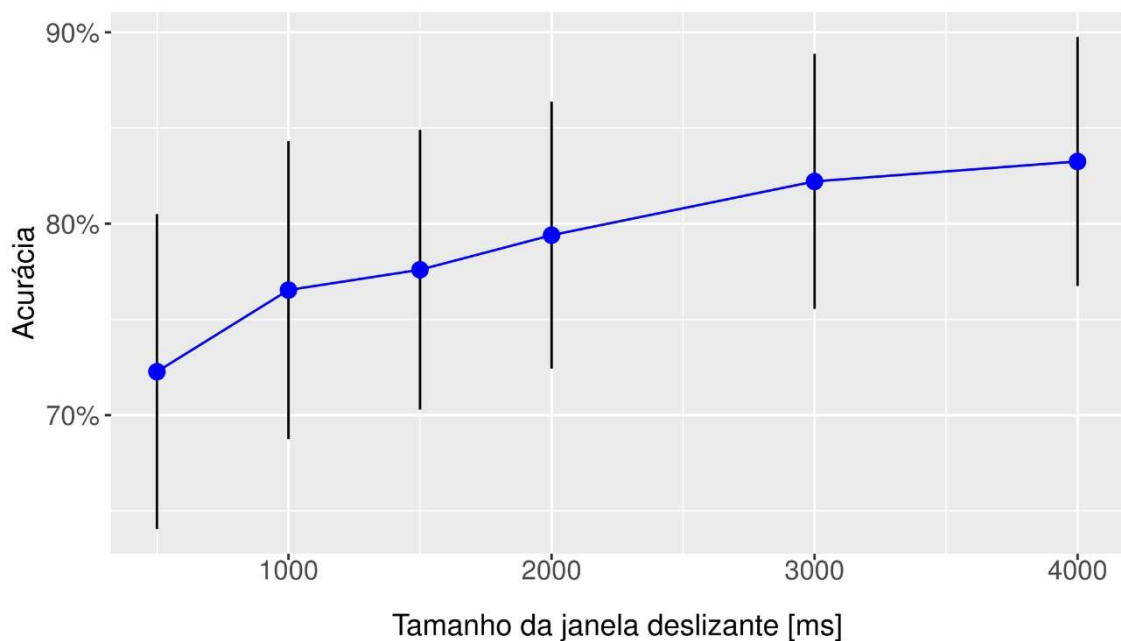


Figura 4.20 – Gráfico com efeito do tamanho da janela sobre a classificação. Para cada ponto foi adicionado o intervalo de confiança.

4.3.5.4 Características do sinal de EEG

Foram realizados testes para verificar a performance de classificação para cada característica, de forma isolada e combinada. Para obter estes resultados, alguns fatores mantiveram-se fixos com a seguinte configuração: janelas deslizantes de um segundo, com sobreposição de 500 ms; 63 canais dos sinais de EEG; e bandas teta, alfa, beta e gama.

A Figura 4.21 demonstra que os resultados obtidos agrupando todos os canais foram os que mais se aproximaram de 100 % de acurácia. Dentre os resultados utilizando cada característica isoladamente, percebe-se que o ERD/ERS foi o que apresentou respostas mais estáveis e altas. Dentre os demais resultados, destaca-se a proximidade do resultado que utilizou apenas a característica de potência com o resultado que fez uso de três características combinadas, destacado em azul escuro. Nas análises seguintes, foram utilizadas as duas configurações que combinam características do sinal de EEG (últimas duas colunas).

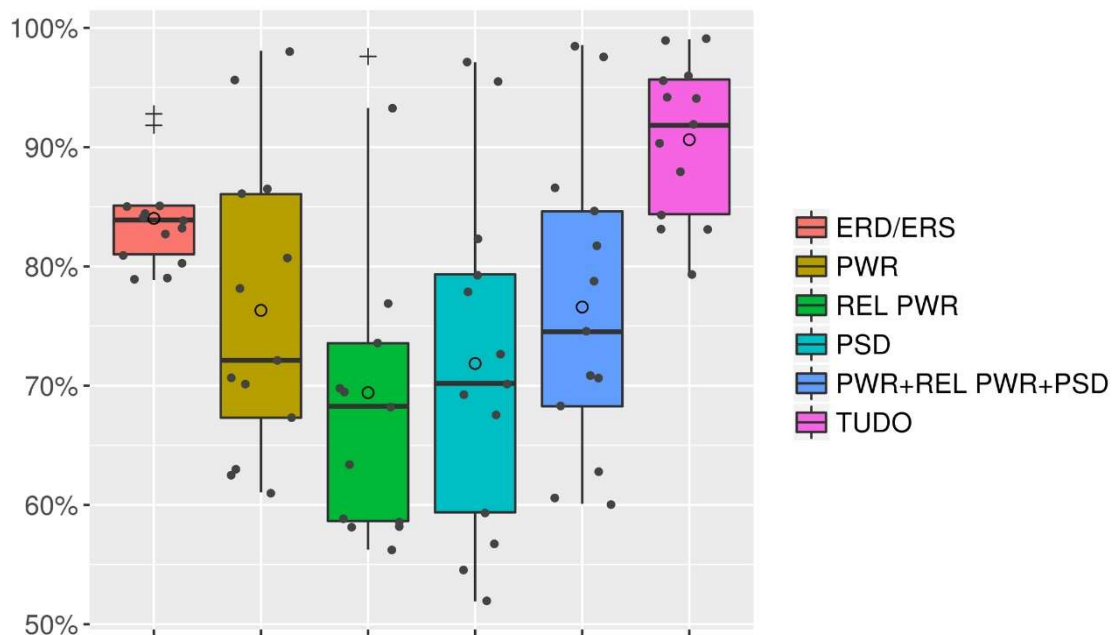


Figura 4.21 – Diagrama de caixa (boxplot) mostrando as acurácias obtidas variando a configuração de características do sinal de EEG. Foram utilizadas as características dessincronização e sincronização (ERD/ERS), potência (PWR), potência relativa (REL PWR), densidade espectral de potência (PSD).

4.3.5.5 Comparações extras

Finalmente, foram realizadas novas classificações utilizando duas configurações diferenciadas. Na primeira, foi acrescentada a condição neutra. Os resultados com três condições obtiveram uma acurácia máxima acima de 70%, para um nível de chance de 33 %. Na segunda configuração, foi acrescentada a característica ERD/ERS, a qual havia ficado de fora das comparações devido a ela ser baseada na interação entre as condições emocionais com a condição neutra. As acurácias obtidas com esta segunda configuração chegaram a ficar próximas de 100 % para alguns sujeitos. Estes resultados estão na Figura 4.22

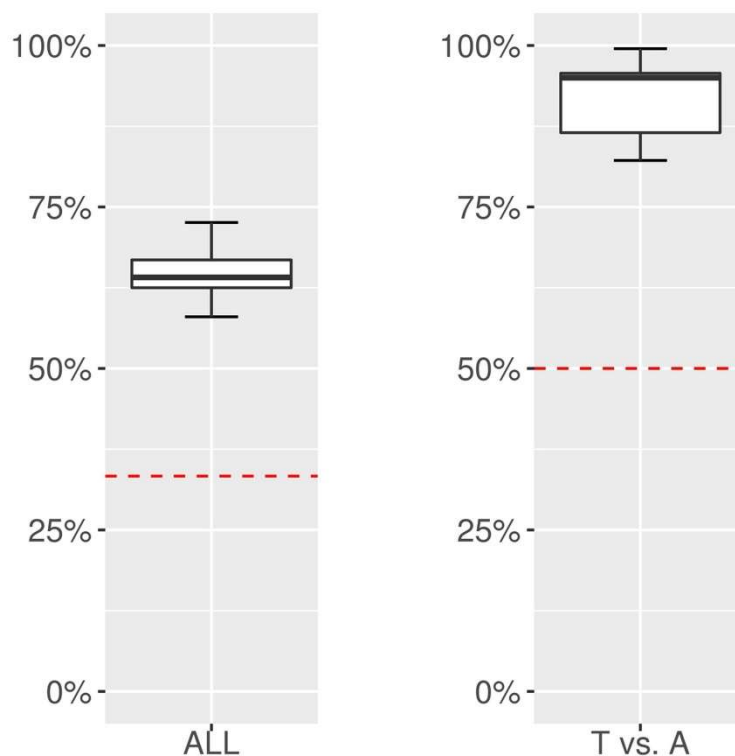


Figura 4.22 – Diagrama de caixa (boxplot) com as acurácias de todos os sujeitos. No lado esquerdo encontra-se o resultado da comparação utilizando todas as condições. No lado direito, existe o resultado das comparações feitas com a inclusão da característica ERD/ERS.

4.4 Discussão

O emprego do protocolo experimental no estudo com sinais de EEG ocorreu com sucesso. Embora alguns participantes tenham relatado ter dificuldade para sentir as emoções de ternura e angústia durante alguns intervalos, os dados comportamentais coletados mostraram que, para todas condições, o nível médio de intensidade ficou entre os patamares moderado e intenso. Devido ao experimento ser o mesmo utilizado no estudo de *neurofeedback* com fMRI, era esperado que o cansaço e a perda de concentração apresentassem comportamentos parecidos. De fato, foi o que ocorreu. Além disto, os níveis de intensidade das emoções e utilidade dos mantras também se assemelharam. Estes relatos reforçam a ideia de que a tarefa de regulação emocional, para ternura e angústia, também pode ser analisada utilizando sinais de EEG.

Os mapas de ativação obtidos com a dessincronização/sincronização mostraram resultados interessantes. Relacionando os resultados obtidos no estudo de fMRI, onde,

para a emoção ternura, encontraram-se ativações na região frontopolar e do precuneus, seguindo (MOLL *et al.*, 2012, 2014; ZAHN *et al.*, 2008), nos mapas do ERD/ERS para a condição ternura pudemos ver sincronizações na banda teta em áreas próximas da região frontopolar, e nas bandas alfa e beta, sincronização mais forte na região parietal, onde está o precuneus (CAVANNA; TRIMBLE, 2006). A região septo-hipotalâmica fica em uma área subcortical profunda, e, para encontrar alguma relação com os sinais do EEG, parece ser necessário realizar uma coleta conjunta entre EEG e fMRI para analisar a correlação entre dados obtidos com técnicas de localização de fonte com a área das imagens que representam o córtex subcaloso. A atividade frontal predominante encontrada na banda teta, pode também ter relação com artefatos oriundos da atividade ocular, cuja magnitude é geralmente muito maior que a dos sinais de EEG e que possui uma alta energia nas baixas frequências, afetando mais seriamente as ondas teta e delta (WANG *et al.*, 2015a).

Para a emoção de angústia, os mapas cerebrais do ERD/ERS mostraram resultados menos preponderantes quando comparados com os resultados de ternura. Apesar disto, pôde-se perceber uma boa sincronização da região frontal para a banda teta, reforçando os achados que mostram a relação desta área em estudos de emoções (KIM *et al.*, 2013). Também foi possível perceber dessincronizações na região frontotemporal na banda beta. Os participantes das coletas de sinais de EEG também relataram se habituar rapidamente aos estados de angústia e tiveram que alternar mais seus pensamentos, buscando novas memórias, imaginando outros cenários e pensando em coisas diversas para alcançar o estado emocional negativo agudo. Como tal comportamento implica uma ativação maior de regiões sem seguir padrões entre os sujeitos, isto deve ter acarretado uma dispersão maior dos padrões registrados no EEG, dificultando a identificação de padrões comuns entre os sujeitos neste tipo de análise.

A análise da média global do ERD/ERS contribuiu significativamente para a interpretação dos resultados obtidos. Com ela, foi possível identificar o intervalo que mais se distanciou da condição neutra (*baseline*) e também quais canais apresentaram diferença significativa entre as condições de ternura e angústia. Ressalta-se também um comportamento percebido na inspeção visual do ERD/ERS que chamou a atenção por expor uma substancial elevação do sinal após alguns segundos do início da indução emocional, o que coincide com o fato de a alternância de estado emocional não ser um processo instantâneo. É importante notar que o emprego do ERD/ERS em tarefas de

classificação em tempo real pode precisar de desenhos experimentais divididos em blocos para que a referência seja separada da condição alvo. Em tarefas com estimulação livre, será mais difícil separar a referência das demais condições.

Foram obtidos bons resultados entre as análises que empregaram redes neurais artificiais para distinguir as emoções. Os testes realizados variando a quantidade de eletrodos mostraram que, com uma quantidade próxima a 20 eletrodos, já foi possível obter acurácias altas. O uso de muitos eletrodos pode atrapalhar a realização de experimentos, chegando a inviabilizar alguns estudos. Por isso, a simplificação da coleta por meio da identificação dos eletrodos relacionados com a atividade pode ser um fator crucial para o uso em aplicações. No mapa com as acurácias dos eletrodos, pôde-se ver que alguns poucos eletrodos isolados já conseguem acurácias próximas de 60 % e que a combinação deles em ordem decrescente atingiu uma acurácia média de 70 % com apenas 10 eletrodos. Nem sempre o maior número de eletrodos resultará em acurácias maiores, como visto na comparação de diferentes combinações de eletrodos. Nessa análise, a melhor acurácia média foi obtida com a configuração de 14 eletrodos do equipamento Emotiv EPOC+, valor superior à configuração com 24 eletrodos (MURUGAPPAN *et al.*, 2010) e praticamente empatado com outro teste que usou mais do que o dobro de eletrodos do EPOC+ (LIN *et al.*, 2010).

As análises comparando os resultados obtidos entre o uso de diferentes faixas de frequências e de características demonstraram a importância de cada um destes fatores. Para as bandas, as maiores acurácias isoladas foram obtidas com as faixas mais altas, beta e gama. Os estudos de (HADJIDIMITRIOU; HADJILEONTIADIS, 2012; JIE; CAO; LI, 2014; LI; LU, 2009; VIJAYAN; SEN; SUDHEER, 2015) já haviam demonstrado suas importâncias na classificação de emoções básicas. O emprego de um conjunto mais amplo de intervalos de frequência também vem sendo utilizado para o estudo da relação das emoções com os sinais de EEG (ALARCAO; FONSECA, 2017; KHALILI; MORADI, 2009; SOLEYMANI; PANTIC; PUN, 2012; YOON; CHUNG, 2013). Destaca-se a importância de realizar a limpeza dos artefatos, pois a contaminação dos artefatos oriundos das expressões faciais pode adicionar vieses às análises e fazer com que a classificação decorra de ativações não originadas em atividades estritamente neurais (MUTHUKUMARASWAMY, 2013).

Para a análise das características do EEG, a combinação de diferentes informações vem sendo amplamente utilizada pelos estudos que envolvem emoções básicas, como

demonstrado em (ALARCAO; FONSECA, 2017). A inserção de características úteis para a identificação de padrões pelos algoritmos de classificação irá resultar na geração de modelos que produzem melhores resultados, porém é preciso ter cuidado na escolha das informações que serão utilizadas. O aumento exacerbado de dados não relacionados com as classes que se pretende identificar resultará em modelos ruins (ZHENG; ZHU; LU, 2016), produzindo modelos que resultarão em classificações com menores taxas de acerto.

O efeito percebido com a variação do tamanho da janela deslizante, onde o aumento da janela acarretou também o aumento da acurácia de classificação, não necessariamente implica uma melhoria para o modelo de classificação. Janelas deslizantes podem estar causando um viés e influenciando a classificação devido a uma maior sobreposição de dados entre as janelas. Além disto, janelas maiores utilizam mais dados, mas também precisam de mais tempo para serem formadas e podem dificultar o emprego da técnica em aplicações com processamento em tempo real.

As acurácias obtidas com a classificação de duas emoções chegaram a ficar próximas de 100% para alguns sujeitos. Isso condiz com estudos levantados em (ALARCAO; FONSECA, 2017). Quando se comparam as três condições, os resultados máximos obtidos utilizando as três classes ficaram acima de 70%, mais que o dobro do nível de chance (33,33%); com as três classes foi necessário remover a característica ERD/ERS devido à relação entre as condições. Isso é mais um indício que corrobora a interpretação de que é possível empregar o EEG para tarefas de regulação emocional. É preciso ressaltar que os ruídos causados por artefatos musculares foram minimizados, porém resquícios destes ruídos podem estar influenciando os resultados das acurácias.

Este estudo pode ser expandido com o emprego da técnica em um ambiente de *neurofeedback*. A medição da percepção de controle da cena é uma métrica que ajudará a entender a eficácia da classificação dos dados. Para o cálculo das acurácias de forma *off-line*, foi necessário assumir que um intervalo completo de 46 segundos fazia parte de um mesmo estado emocional do voluntário, ou seja, que ele executou a tarefa completamente alinhado com a estimulação. Porém, isto é pouco provável de ter ocorrido. Portanto, para ajudar a compreender a eficácia deste modelo, seria importante desenvolver um sistema de *neurofeedback* para sinais de EEG e aplicar o método proposto por este trabalho.

5 Discussão Geral e Conclusão

5.1 Protocolo experimental com fMRI

A análise dos resultados obtidos na validação do protocolo experimental apresentou resultados animadores. No contraste *Ternura versus Angústia* pudemos encontrar agrupamentos de voxels situados nas regiões septo-hipotalâmica, frontopolar e precuneus, padrão semelhante ao que era esperado para a emoção ternura, conforme (MOLL *et al.*, 2014). Tal fato demonstra que os intervalos destinados para sentir as emoções de ternura aumentaram a atividade cerebral nas regiões esperadas. O mesmo se confirmou com o contraste *Angústia versus Ternura*, que, embora mais fracamente, mostrou uma correlação entre a amígdala e confirmou também sua lateralidade, onde a correlação da tarefa com a amígdala direita prevaleceu quando comparada com a esquerda. Com estes achados, chegou-se à conclusão de que os estímulos utilizados são adequados para a tarefa que foram escolhidas e, assim, empregou-se a mesma estimulação nas demais etapas desta pesquisa.

Os resultados comportamentais apresentaram um indício de que os mantras foram importantes para a tarefa. É comum a sensação de emoções vir acompanhada do resgate de lembranças de experiências relacionadas com a emoção, e só o fato de facilitar a recordação destas experiências já torna a experimentação das emoções mais fácil. Isto foi relatado pelos voluntários, e demonstra que as frases mantra são realmente úteis para este tipo de tarefa. Juntando estas informações com os dados comportamentais que demonstraram que as emoções foram sentidas em uma intensidade alta, deduzimos que os estímulos funcionaram de forma adequada para a tarefa de indução das emoções ternura/afiliação e ansiedade/angústia.

5.2 Emoções complexas e sinais de EEG

O mesmo desenho experimental pôde ser ajustado e utilizado no estudo com sinais de EEG, demonstrando que é viável a aplicação desta técnica para tarefas de regulação emocional. Conforme a experiência obtida neste projeto, estratégias como o incentivo a recordar sobre “frases mantras” podem contribuir de forma significativa para uma boa execução da tarefa.

As análises dos sinais de EEG ajudaram a entender componentes neurais relacionados com a atividade elétrica cerebral que estão relacionados com as emoções. No caso do ERD/ERS, foi possível ver, principalmente nos mapas de ativação, a flutuação da ativação ao longo do tempo e perceber que leva um certo tempo até que os participantes ingressem no estado emocional. Este efeito era esperado devido à natureza das emoções e o tempo necessário para alternar o estado emocional.

Ao analisar as acurácias sob diversos aspectos, pôde-se chegar à conclusão de que o método aplicado foi capaz de distinguir as emoções complexas ternura e angústia. No entanto, um trabalho futuro que contraste emoções distintas de mesma valência é necessário para esclarecer se as características que foram utilizadas são suficientes para distinguir emoções complexas mais próximas.

O desenho do estudo impede uma análise sobre a influência de cada estímulo na indução das emoções. E, apesar de ter a influência minimizada, os confundidores também podem estar contribuindo nos resultados das acurácias. Para ajudar a minimizar os ruídos causados pela atividade muscular resultantes das expressões faciais que acompanham a tarefa, seria necessário capturar a atividade muscular da face e utilizar estes dados para uma limpeza mais robusta do sinal.

5.3 Conclusão

Os objetivos principais deste trabalho foram (i) desenvolver um método para incitar emoções complexas utilizando uma estimulação naturalística focada nas emoções de ternura/afiliação e angústia/ansiedade; e (ii) investigar se o sinal eletroencefalográfico pode ser empregado em tarefas para distinção de emoções complexas em tarefas de regulação emocional. Os objetivos foram alcançados com sucesso, o protocolo elaborado utilizou uma estimulação multimodal combinando cenários de realidade virtual com trechos musicais. O protocolo foi validado ao ser empregado em um estudo de *neurofeedback* utilizando imagens de fMRI cujos resultados reproduziram achados de estudos anteriores que mostraram a correlação entre a emoção ternura e a região septo-hipotalâmica, e a angústia com a amígdala direita. Já os resultados obtidos com o emprego de características extraídas dos sinais de EEG nos testes de classificação com validação cruzada chegaram a obter acurácias superiores a 90% na distinção entre as condições

emocionais. Estes resultados fornecem um bom indício de que, apesar da baixa resolução espacial, o sinal de EEG pode ser empregado para este tipo de tarefa.

Como expansão do estudo, sugere-se a adaptação e aplicação do método proposto em um sistema de *neurofeedback* que utilize sinais de EEG. Esta abordagem de classificação em tempo real deverá permitir a obtenção de medidas importantes para avaliar a eficácia da aplicação do método, como a medição da relação entre a modulação da cena e a realização da tarefa. Para realizar esta tarefa, ter-se-á que ajustar o modelo para atender às particularidades necessárias aos processamentos em tempo real. O uso de técnicas de aprendizagem de máquina empregando redes neurais artificiais profundas (*Deep Neural Network*, DNN), onde as camadas internas da rede poderiam ser utilizadas para extrair e explorar as características dos sinais de EEG, pode simplificar e trazer melhorias para o método proposto. Outra sugestão é visar alcançar um modelo com abordagem sujeito-independente com o emprego de Padrão Espacial Comum (*Common Spatial Pattern*, CSP) como proposto em (RAY *et al.*, 2015) .

Finalmente, sugere-se a realização de novas análises nos sinais de EEG em busca de uma maior compreensão dos componentes neurais relacionados com a atividade de regulação emocional. Como sugestão, poderiam ser feitas as análises: de conectividade funcional, para encontrar a coerência entre regiões do cérebro; ou de localização de fonte, para investigar a relação entre a atividade elétrica cerebral, as emoções e as regiões subcorticais reportadas por outros estudos com imagens de fMRI. Neste último caso, a coleta de EEG-fMRI ou EEG-fNIRS pode colaborar com as análises.

Referências bibliográficas

- ABERCROMBIE, H. C. et al. Metabolic rate in the right amygdala predicts negative affect in depressed patients. **NeuroReport**, v. 9, n. 14, p. 3301–3307, 1998.
- ADAMATTI, D. F. **AFRODITE - Ambiente de Simulação Baseado em Agentes com Emoções**. [s.l.] UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL, 2003.
- AHMADI, M.; ERFANIAN, A. An on-line BCI system for hand movement control using real-time recurrent probabilistic neural network. **2009 4th International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering**, p. 367–370, abr. 2009.
- ALARCAO, S. M.; FONSECA, M. J. Emotions Recognition Using EEG Signals: A Survey. **IEEE Transactions on Affective Computing**, v. 3045, n. c, p. 1–20, 2017.
- ALI, M. et al. A Novel EEG-Based Emotion Recognition Approach for E-Healthcare Applications. **Proceedings of the 31st Annual ACM Symposium on Applied Computing**, p. 162–164, 2016.
- AMABILE, R. A. D. N.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Remoção de artefatos e análise de parâmetros espetrais em sinais de EEG: efeitos do fármaco Flunitrazepam**. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2008.
- ANDY, O. J.; STEPHAN, H. The septum in the human brain. **Journal of Comparative Neurology**, v. 133, n. 3, p. 383–409, 1968.
- ANG, K. K. et al. Brain-computer interface-based robotic end effector system for wrist and hand rehabilitation: results of a three-armed randomized controlled trial for chronic stroke. **Frontiers in Neuroengineering**, v. 7, n. July, p. 1–9, 2014.
- ANNETT, M.; BISCHOF, W. Investigating the application of virtual reality systems to psychology and cognitive neuroscience research. **Presence: Teleoperators and Virtual Environments**, v. 19, n. 2, p. 131–141, 2010.
- ARONOV, D.; TANK, D. W. Engagement of Neural Circuits Underlying 2D Spatial Navigation in a Rodent Virtual Reality System. **Neuron**, v. 84, n. 2, p. 442–456, out. 2014.
- ARROUËT, C. et al. Open-ViBE: A Three Dimensional Platform for Real-Time Neuroscience. **Journal of Neurotherapy**, v. 9, n. 1, p. 3–25, 8 jul. 2005.
- BAI, O. et al. Towards a user-friendly brain-computer interface: initial tests in ALS and PLS patients. **Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 8, p. 1293–303, ago. 2010.
- BAJAJ, V.; PACHORI, R. B. Classification of human emotions based on multiwavelet transform of EEG signals. v. 00, n. 2012, p. 1–6, 2013.
- BANKS, S. J. et al. Amygdala-frontal connectivity during emotion regulation. **Social Cognitive and Affective Neuroscience**, v. 2, n. 4, p. 303–312, 2007.
- BARTELS, A.; ZEKI, S. The neural correlates of maternal and romantic love. **NeuroImage**, v. 21, n. 3, p. 1155–1166, mar. 2004.
- BASILIO, R. et al. FRIEND Engine Framework: a real time neurofeedback client-server system for neuroimaging studies. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 9, n. January, p. 1–10, 30 jan. 2015.

BEAUREGARD, M.; LÉVESQUE, J.; BOURGOUIN, P. Neural correlates of conscious self-regulation of emotion. **The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience**, v. 21, n. 18, p. RC165, 2001.

BELL, A J.; SEJNOWSKI, T. J. An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution. **Neural computation**, v. 7, n. 6, p. 1129–59, nov. 1995.

BELOUCHRANI, A. et al. **Second-Order Blind Separation of Correlated Sources**. Proceedings of the International Conference on Digital Signal Processing, 1993.

BERCHT, M. **Em direção a Agentes Pedagógicos com dimensões afetivas**. [s.l: s.n.].

BERGER, H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. **Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten**, v. 87, n. 1, p. 527–570, dez. 1929.

BIAN, Z. et al. Relative power and coherence of EEG series are related to amnesic mild cognitive impairment in diabetes. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 6, n. FEB, p. 1–9, 2014.

BOHIL, C. J.; ALICEA, B.; BIOCCA, F. A. Virtual reality in neuroscience research and therapy. **Nature reviews. Neuroscience**, v. 12, n. 12, p. 752–62, dez. 2011.

BRADLEY, M. M.; LANG, P. J. Measuring emotion: The self-assessment manikin and the semantic differential. **Journal of Behavior Therapy and Experimental Psychiatry**, v. 25, n. 1, p. 49–59, mar. 1994.

CALHOUN, V. D. et al. Using virtual reality to study alcohol intoxication effects on the neural correlates of simulated driving. **Applied psychophysiology and biofeedback**, v. 30, n. 3, p. 285–306, set. 2005.

CARAVAGLIOS, G. et al. Patients with mild cognitive impairment have an abnormal upper-alpha event-related desynchronization/synchronization (ERD/ERS) during a task of temporal attention. **Journal of Neural Transmission**, v. 122, n. 3, p. 441–453, 2015.

CAVANNA, A. E.; TRIMBLE, M. R. The precuneus: A review of its functional anatomy and behavioural correlates. **Brain**, v. 129, n. 3, p. 564–583, 2006.

CAVAZZA, M. et al. **Towards emotional regulation through neurofeedback**. Proceedings of the 5th Augmented Human International Conference on - AH '14. **Anais...Kobe, Japan.: ACM Press**, 2014.

CHANG, C.-C.; LIN, C.-J. LIBSVM: A library for support vector machines. **ACM Transactions on Intelligent Systems and Technology**, v. 2, n. 3, p. 1–27, 1 abr. 2011.

CHAPIN, H.; BAGARINAO, E.; MACKEY, S. Real-time fMRI applied to pain management. **Neuroscience letters**, v. 520, n. 2, p. 174–81, 29 jun. 2012.

CHO, B.-H. et al. **Neurofeedback training with virtual reality for inattention and impulsiveness**. **Cyberpsychology & behavior : the impact of the Internet, multimedia and virtual reality on behavior and society**. [s.l: s.n.].

CHO, B. H. et al. Attention Enhancement System using virtual reality and EEG biofeedback. **Proceedings IEEE Virtual Reality 2002**, v. 2002, p. 156–163, 2002.

CHOI, M.-H. et al. Perceptual Threshold Level for the Tactile Stimulation and

Response Features of ERD/ERS-Based Specific Indices Upon Changes in High-Frequency Vibrations. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 11, n. April, p. 1–8, 2017.

COHEN, D.; CUFFIN, B. N. Demonstration of useful differences between magnetoencephalogram and electroencephalogram. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 56, n. 1, p. 38–51, 1983.

CRITCHLEY, H. D. et al. Volitional control of autonomic arousal: A functional magnetic resonance study. **NeuroImage**, v. 16, n. 4, p. 909–919, 2002.

DAMASIO, A. R. **O mistério da consciência: do corpo e das emoções ao conhecimento em si**. São Paulo: Companhia das Letras, 2000.

DANNY OUDE BOS. **EEG-Based Emotion Recognition: The Influence of Visual and Auditory Stimuli**. Capita Selecta Paper. Enschede, The Netherlands: jul. 2007.

DAVIDSON, R. J. et al. Alterations in brain and immune function produced by mindfulness meditation. **Psychosomatic medicine**, v. 65, n. 4, p. 564–570, 2003.

DE OLIVEIRA-SOUZA, R. et al. Psychopathy in a civil psychiatric outpatient sample. **Criminal Justice and Behavior**, v. 35, n. 4, p. 427–437, 2008.

DECHARMS, R. C. et al. Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 102, n. 51, p. 18626–31, 20 dez. 2005.

DELORME, A.; SEJNOWSKI, T.; MAKEIG, S. Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis. **NeuroImage**, v. 34, n. 4, p. 1443–9, 15 fev. 2007.

DEPUE, R. A.; MORRONE-STRUPINSKY, J. V. A neurobehavioral model of affiliative bonding: Implications for conceptualizing a human trait of affiliation. **Behavioral and Brain Sciences**, v. 28, n. 03, 7 jun. 2005.

DOLCOS, F.; LABAR, K. S.; CABEZA, R. Interaction between the Amygdala and the Medial Temporal Lobe Memory System Predicts Better Memory for Emotional Events. **Neuron**, v. 42, n. 5, p. 855–863, jun. 2004.

DUAN, R.; WANG, X.-W.; LU, B.-L. EEG-Based Emotion Recognition in Listening Music by Using Support Vector Machine and Linear Dynamic System. In: **Neural Information Processing**. [s.l.: s.n.]. p. 468–475.

EKMAN, P.; CORDARO, D. What is Meant by Calling Emotions Basic. **Emotion Review**, v. 3, n. 4, p. 364–370, 20 out. 2011.

FRIEDMAN, D. et al. Navigating virtual reality by thought: What is it like? **Presence: Teleoperators and virtual environments**, v. 16, n. 1, p. 100–110, 2007.

FRISTON, K. J. et al. Multisubject fMRI studies and conjunction analyses. **NeuroImage**, v. 10, n. 4, p. 385–396, 1999.

GOEBEL, R. et al. **BOLD brain pong: self-regulation of local brain activity during synchronously scanned, interacting subjects**. Abstract viewer/itinerary planner. Society for Neuroscience, Washington, DC, 2004.

GRATCH, J.; MARSELLA, S. Modeling emotions in the mission rehearsal exercise. **Proceedings of the 10th Conference on Computer Generated Forces and Behavioral Representation**, p. 457–466, 2001.

GRUZELIER, J. H. et al. Application of alpha/theta neurofeedback and heart rate

variability training to young contemporary dancers: State anxiety and creativity. **International journal of psychophysiology : official journal of the International Organization of Psychophysiology**, 2013.

GRUZELIER, J. H. **EEG-neurofeedback for optimising performance. I: A review of cognitive and affective outcome in healthy participants** *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. Elsevier Ltd, 2014.

HADJIDIMITRIOU, S. K.; HADJILEONTIADIS, L. J. Toward an EEG-based recognition of music liking using time-frequency analysis. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 12, p. 3498–3510, 2012.

HALL, P.; RIVER, U. S. Spectral Analysis of Signals. In: **Spectral Element Method in Structural Dynamics**. Chichester, UK: John Wiley & Sons, Ltd, 2009. p. 11–38.

HALLER, S. et al. Dynamic reconfiguration of human brain functional networks through neurofeedback. **NeuroImage**, 2013.

HÄMÄLÄINEN, M. et al. Magnetoencephalography theory, instrumentation, and applications to noninvasive studies of the working human brain. **Reviews of Modern Physics**, v. 65, n. 2, p. 413–497, 1993.

HARIRI, A. R. et al. Neocortical modulation of the amygdala response to fearful stimuli. **Biological Psychiatry**, v. 53, n. 6, p. 494–501, 2003.

HARIRI, A. R.; BOOKHEIMER, S. Y.; MAZZIOTTA, J. C. Modulating emotional responses: Effects of a neocortical network on the limbic system. **NeuroReport**, v. 11, n. 1, p. 43–48, 2000.

HASHIMOTO, Y. et al. Change in brain activity through virtual reality-based brain-machine communication in a chronic tetraplegic subject with muscular dystrophy. **BMC neuroscience**, v. 11, p. 117, jan. 2010.

HONDROU, C.; CARIDAKIS, G. Affective, natural interaction using EEG: Sensors, application and future directions. **Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)**, v. 7297 LNCS, p. 331–338, 2012.

HURT, E.; ARNOLD, L. E.; LOFTHOUSE, N. Quantitative EEG Neurofeedback for the Treatment of Pediatric Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder, Autism Spectrum Disorders, Learning Disorders, and Epilepsy. **Child and Adolescent Psychiatric Clinics of North America**, v. 23, n. 3, p. 465–486, jul. 2014.

HYMAN, S. E. The neurobiology of addiction: Implications for voluntary control of behavior. **American Journal of Bioethics**, v. 7, n. 1, p. 8–11, 2007.

HYMAN, S. E. Cognitive enhancement: promises and perils. **Neuron**, v. 69, n. 4, p. 595–598, 2011.

HYVÄRINEN, A; OJA, E. Independent component analysis: algorithms and applications. **Neural networks : the official journal of the International Neural Network Society**, v. 13, n. 4–5, p. 411–30, 2000.

IIDAKA, T. et al. Neural Interaction of the Amygdala with the Prefrontal and Temporal Cortices in the Processing of Facial Expressions as Revealed by fMRI. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 13, n. 8, p. 1035–1047, 2001.

ITO, T. A. et al. Negative information weighs more heavily on the brain: The negativity bias in evaluative categorizations. **Journal of Personality and Social**

Psychology, v. 75, n. 4, p. 887–900, 1998.

IZARD, C. E. **Human Emotions**. [s.l.] Springer Science & Business Media, 2013.

JATUPAIBOON, N.; PAN-NGUM, S.; ISRASENA, P. Real-time EEG-based happiness detection system. **The Scientific World Journal**, v. 2013, p. 618649, 2013.

JIE, X.; CAO, R.; LI, L. **Emotion recognition based on the sample entropy of EEG**. Bio-Medical Materials and Engineering. 2014.

JING, B. et al. A Portable ECG and Blood Pressure Telemonitoring System. **IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY**, p. 63–70, 1999.

JOHNSTON, S. J. et al. Neurofeedback: A promising tool for the self-regulation of emotion networks. **NeuroImage**, v. 49, n. 1, p. 1066–1072, 2010.

JUNG, T.-P. et al. Removing electroencephalographic artifacts: comparison between ICA and PCA. **Neural Networks for Signal Processing VIII. Proceedings of the IEEE Signal Processing Society Workshop (Cat. No.98TH8378)**, 1998.

KADOSH, K. C. et al. Plasticity during childhood and adolescence: innovative approaches to investigating neurocognitive development. **Developmental science**, v. 16, n. 4, p. 574–583, 2013.

KHALILI, Z.; MORADI, M. H. Emotion recognition system using brain and peripheral signals: Using correlation dimension to improve the results of EEG. **2009 International Joint Conference on Neural Networks**, p. 1571–1575, 2009.

KIM, M.-K. et al. A Review on the Computational Methods for Emotional State Estimation from the Human EEG. **Computational and Mathematical Methods in Medicine**, v. 2013, p. 1–13, 2013.

KLEMM, M.; HAUEISEN, J.; IVANOVA, G. Independent component analysis: comparison of algorithms for the investigation of surface electrical brain activity. **Medical & biological engineering & computing**, v. 47, p. 413–423, 2009.

KOELSCH, S. et al. Investigating emotion with music: an fMRI study. **Human brain mapping**, v. 27, n. 3, p. 239–250, 2006.

KOTHE, C. A.; MAKEIG, S.; ONTON, J. A. Emotion Recognition from EEG during Self-Paced Emotional Imagery. **2013 Humaine Association Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction**, p. 855–858, set. 2013.

KOUSH, Y. et al. Signal quality and Bayesian signal processing in neurofeedback based on real-time fMRI. **NeuroImage**, v. 59, n. 1, p. 478–89, 2 jan. 2012.

KOVACEVIC, N. et al. ‘My Virtual Dream’: Collective Neurofeedback in an Immersive Art Environment. **PloS one**, v. 10, n. 7, p. e0130129, 2015.

KVAALE, S. P. Emotion Recognition in EEG: A neuroevolutionary approach. n. June, p. 91, 2012.

LANA-ULLOA, E. P.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. **Estudo sobre interfaces cérebro-máquina e interação humano-robô**. [s.l.] Universidade Federal de Minas Gerais, 2013.

LÉCUYER, A. et al. Brain-computer interfaces, virtual reality, and videogames. **Computer**, v. 41, n. 10, 2008.

LEDOUX, J. **O cérebro emocional: os misteriosos alicerces da vida emocional**. [s.l.] Editora Objetiva, 2011.

LEDOUX, J. E. The amygdala: contributions to fear and stress. **Seminars in Neuroscience**, v. 6, n. 4, p. 231–237, ago. 1994.

LEE, S. H. et al. Quantitative electroencephalographic (qEEG) correlates of craving during virtual reality therapy in alcohol-dependent patients. **Pharmacology, biochemistry, and behavior**, v. 91, n. 3, p. 393–7, jan. 2009.

LEUTHEUSER, H. et al. **Comparison of the AMICA and the InfoMax algorithm for the reduction of electromyogenic artifacts in EEG data**. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS. 2013.

LÉVESQUE, J.; BEAUREGARD, M.; MENSOUR, B. Effect of neurofeedback training on the neural substrates of selective attention in children with attention-deficit/hyperactivity disorder: A functional magnetic resonance imaging study. **Neuroscience Letters**, v. 394, n. 3, p. 216–221, fev. 2006.

LI, M.; LU, B. L. Emotion classification based on gamma-band EEG. **Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Engineering the Future of Biomedicine, EMBC 2009**, p. 1323–1326, 2009.

LIBERZON, I. et al. μ -Opioid receptors and limbic responses to aversive emotional stimuli. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 99, n. 10, p. 7084–7089, 2002.

LIBERZON, I. et al. Extended amygdala and emotional salience: a PET activation study of positive and negative affect. **Neuropsychopharmacology : official publication of the American College of Neuropsychopharmacology**, v. 28, n. 4, p. 726–733, 2003.

LIN, C. et al. Distraction-related EEG dynamics in virtual reality driving simulation. **2008 IEEE International Symposium on Circuits and Systems**, p. 1088–1091, maio 2008.

LIN, Y. P. et al. EEG-based emotion recognition in music listening. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 57, n. 7, p. 1798–1806, 2010.

LIU, Y.; SOURINA, O.; NGUYEN, M. K. Real-Time EEG-Based Emotion Recognition and Its Applications. In: **Transactions on computational science XII**. [s.l.: s.n.]. p. 256–277.

LORENZETTI, V. et al. Emotion regulation using virtual environments and real-time fMRI neurofeedback. **Frontiers in Neurology**, 2018.

MACLEAN, P. D. Some psychiatric implications of physiological studies on frontotemporal portion of limbic system (Visceral brain). **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 4, n. 4, p. 407–418, 1952.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields**. Oxford, New York, USA: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 1995. v. 20

MARZBANI, H.; MARATEB, H.; MANSOURIAN, M. Methodological Note: Neurofeedback: A Comprehensive Review on System Design, Methodology and Clinical Applications. **Basic and Clinical Neuroscience Journal**, v. 7, n. 2, 2016.

MEIR-HASSON, Y. et al. An EEG Finger-Print of fMRI deep regional activation. **NeuroImage**, 15 nov. 2013.

MIKHAIL, M. et al. **Emotion Detection using Noisy EEG Data**. Proceedings of

the 1st Augmented Human International Conference, 2010.

MIKHAIL, M. et al. Using minimal number of electrodes for emotion detection using brain signals produced from a new elicitation technique. **International Journal of Autonomous and Adaptive Communications Systems**, v. 6, n. 1, p. 80, 2013.

MOFFAT, D. et al. Functional models of emotion. **Affective Minds**, p. 169–181, 2000.

MOLL, J. et al. The neural basis of human moral cognition. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 6, n. 10, p. 799–809, 2005.

MOLL, J. et al. Human fronto-mesolimbic networks guide decisions about charitable donation. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 103, n. 42, p. 15623–8, 17 out. 2006.

MOLL, J. et al. A Neural Signature of Affiliative Emotion in the Human Septohypothalamic Area. **The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience**, v. 32, n. 36, p. 12499–12505, 5 set. 2012.

MOLL, J. et al. Voluntary Enhancement of Neural Signatures of Affiliative Emotion Using fMRI Neurofeedback. **PLoS ONE**, v. 9, n. 5, p. e97343, 21 maio 2014.

MØLLER, M. F. A scaled conjugate gradient algorithm for fast supervised learning. **Neural Networks**, v. 6, n. 4, p. 525–533, 1993.

MORINA, N. et al. Can virtual reality exposure therapy gains be generalized to real-life? A meta-analysis of studies applying behavioral assessments. **Behaviour Research and Therapy**, v. 74, p. 18–24, nov. 2015.

MOULTON, S. T.; KOSSLYN, S. M. Using Neuroimaging to Resolve the Psi Debate. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 20, n. 1, p. 182–192, jan. 2008.

MUELLER, C. et al. Building virtual reality fMRI paradigms: a framework for presenting immersive virtual environments. **Journal of neuroscience methods**, v. 209, n. 2, p. 290–8, 15 ago. 2012.

MURUGAPPAN, M. et al. Time-Frequency Analysis of EEG Signals for Human Emotion Detection. In: **4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008**. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2008. p. 262–265.

MURUGAPPAN, M. et al. Inferring of Human Emotional States using Multichannel EEG. **European Journal of Scientific Research**, v. 48, n. 2, p. 281–299, 2010.

MURUGAPPAN, M.; RAMACHANDRAN, N.; SAZALI, Y. Classification of human emotion from EEG using discrete wavelet transform. **Journal of Biomedical Science and Engineering**, v. 03, n. 04, p. 390–396, 2010.

MUTHUKUMARASWAMY, S. D. High-frequency brain activity and muscle artifacts in MEG/EEG: a review and recommendations. **Frontiers in Human Neuroscience**, v. 7, n. April, p. 138, 2013.

NIEMIC, C. P.; BROWN, K. W. Studies of Emotion: A Theoretical and Emperical Review of Psychophysiological Studies of Emotion. **Journal of Undergraduate Research**, v. 1, n. 1, p. 15–18, 2002.

NIV, S. **Clinical efficacy and potential mechanisms of neurofeedback** *Personality and Individual Differences*, 2013.

OCHSNER, K.; GROSS, J. The cognitive control of emotion. **Trends in**

Cognitive Sciences, v. 9, n. 5, p. 242–249, maio 2005.

OCHSNER, K. N. et al. For better or for worse: Neural systems supporting the cognitive down- and up-regulation of negative emotion. **NeuroImage**, v. 23, n. 2, p. 483–499, 2004.

OKAMOTO, Y.; NAKAGAWA, S. Effects of light wavelength on MEG ERD/ERS during a working memory task. **International Journal of Psychophysiology**, v. 104, p. 10–16, jun. 2016.

OPLER, L. A.; OPLER, M. G. A.; ARNSTEN, A. F. T. **Ameliorating treatment-refractory depression with intranasal ketamine: Potential NMDA receptor actions in the pain circuitry representing mental anguish**. **CNS Spectrums**, 2013.

ORTONY, A.; CLORE, G. L.; COLLINS, A. **The Cognitive Structure of Emotions**. [s.l.] Cambridge university press, 1999.

OWENS, M. E.; BEIDEL, D. C. Can Virtual Reality Effectively Elicit Distress Associated with Social Anxiety Disorder? **Journal of Psychopathology and Behavioral Assessment**, v. 37, n. 2, p. 296–305, 5 jun. 2015.

PANKSEPP, J. **Behavior: Empathy and the laws of affect**. **Science**, 2011.

PAPEZ, J. W. A proposed mechanism of emotion. **Archives of Neurology And Psychiatry**, v. 38, n. 4, p. 725–743, 1937.

PESSOA, L.; ADOLPHS, R. Emotion processing and the amygdala: from a 'low road' to 'many roads' of evaluating biological significance. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 11, n. 11, p. 773–783, 2010.

PETRANTONAKIS, P. C.; HADJILEONTIADIS, L. J. A novel emotion elicitation index using frontal brain asymmetry for enhanced EEG-based emotion recognition. **IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine**, v. 15, n. 5, p. 737–746, 2011.

PFURTSCHELLER, G. et al. Mu rhythm (de)synchronization and EEG single-trial classification of different motor imagery tasks. **NeuroImage**, v. 31, n. 1, p. 153–159, maio 2006.

PHAN, K. L. et al. Functional neuroanatomy of emotion: a meta-analysis of emotion activation studies in PET and fMRI. **NeuroImage**, v. 16, n. 2, p. 331–48, jun. 2002.

PHAN, K. L. et al. Neural substrates for voluntary suppression of negative affect: A functional magnetic resonance imaging study. **Biological Psychiatry**, v. 57, n. 3, p. 210–219, 2005.

PICARD, R. W. **Affective Computing**. **MIT press**, n. 321, p. 1–16, 1995.

PLUTCHIK, R. A GENERAL PSYCHOEVOLUTIONARY THEORY OF EMOTION. In: **Theories of Emotion**. [s.l.] Elsevier, 1980. p. 3–33.

RAO, R. P. N. **Brain-Computer Interfacing: An Introduction**. [s.l.] Cambridge University Press, 2013.

RAY, A. M. et al. A subject-independent pattern-based Brain-Computer Interface. **Frontiers in Behavioral Neuroscience**, v. 9, n. October, p. 1–15, 2015.

RENARD, Y.; LOTTE, F.; GIBERT, G. OpenViBE: an open-source software platform to design, test, and use brain-computer interfaces in real and virtual environments. **Presence: Teleoperators and Virtual Environments**, v. 19, n. 1, p. 35–

53, 2010.

ROSENKRANZ, K.; LEMIEUX, L. Present and future of simultaneous EEG-fMRI. **Magma (New York, N.Y.)**, v. 23, n. 5–6, p. 309–316, dez. 2010.

ROTA, G. et al. Self-regulation of regional cortical activity using real-time fMRI: the right inferior frontal gyrus and linguistic processing. **Human brain mapping**, v. 30, n. 5, p. 1605–14, maio 2009.

RUIZ, S.; BIRBAUMER, N.; SITARAM, R. **Learned Brain Self-Regulation for Emotional Processing and Attentional Modulation: From Theory to Clinical Applications**. [s.l.] Frontiers Media SA, 2016. v. 10

RUSSELL, J. A. **A circumplex model of affect**. **Journal of Personality and Social Psychology**, 1980.

SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG Signal Processing**. [s.l.] John Wiley & Sons, Ltd, 2007. v. 1

SANTOS, A.; ASSUMPÇÃO, A. Depressão e qualidade de vida em pacientes com fibromialgia. **Rev Brasileira de Fisioterapia**, v. 10, p. 317–324, 2006.

SATO, J. R. et al. Real-time fMRI pattern decoding and neurofeedback using FRIEND: an FSL-integrated BCI toolbox. **PLoS one**, v. 8, n. 12, p. e81658, jan. 2013.

SCHAEFER, S. M. et al. Modulation of Amygdalar Activity by the Conscious Regulation of Negative Emotion. **Journal of Cognitive Neuroscience**, v. 14, n. 6, p. 913–921, 2002.

SCHERER, K. R. Toward a Dynamic Theory of Emotion: The Component Process Model of Affective States. **Geneva Studies in Emotion and Communication**, v. 1, p. 1–98, 1987.

SHARBROUGH, F. et al. American Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 8, n. 2, p. 200–202, jan. 1991.

SITARAM, R. et al. **Real-time fMRI based brain-computer interface enhanced by interactive virtual worlds**. 45th Annual Meeting Society for Psychophysiological Research. **Anais...**Lisbon, Portugal: 2005

SITARAM, R. et al. Real-time support vector classification and feedback of multiple emotional brain states. **NeuroImage**, v. 56, n. 2, p. 753–65, 15 maio 2011.

SLOMAN, A. Beyond shallow models of emotion. **Cognitive Processing: International Quarterly**, v. 2, n. 1, p. 177–198, 2001.

SOLEYMANI, M.; PANTIC, M.; PUN, T. Multimodal emotion recognition in response to videos. **IEEE Transactions on Affective Computing**, v. 3, n. 2, p. 211–223, 2012.

STOECKEL, L. E. et al. Optimizing real time fMRI neurofeedback for therapeutic discovery and development. **NeuroImage: Clinical**, v. 5, p. 245–255, 2014.

SULZER, J. et al. Real-time fMRI neurofeedback: progress and challenges. **NeuroImage**, v. 76, p. 386–99, 1 ago. 2013.

TAKAHASHI, H. et al. Brain activation associated with evaluative processes of guilt and embarrassment: an fMRI study. **NeuroImage**, v. 23, n. 3, p. 967–74, nov. 2004.

TAYLOR, S. F. et al. Subjective rating of emotionally salient stimuli modulates neural activity. **NeuroImage**, v. 18, n. 3, p. 650–659, 2003.

TEIXEIRA, J. F. P. G. DE R. **Recolha e Tratamento de Dados Biométricos para a Classificação de Emoções**. Porto, Portugal: Universidade do Porto, 2008.

TEPLAN, M. FUNDAMENTALS OF EEG MEASUREMENT. v. 2, p. 1–11, 2002.

TOLEDO, D. R. et al. Cortical correlates of response time slowing in older adults: ERP and ERD/ERS analyses during passive ankle movement. **Clinical Neurophysiology**, v. 127, n. 1, p. 655–663, jan. 2016.

TRÓCCOLI, A. S. A. B. T. Desenvolvimento de uma escala de bem-estar subjetivo. **Psicologia: teoria e pesquisa**, v. 20, p. 153–164, 2004.

UBEYLI, E. Decision support systems for time-varying biomedical signals: EEG signals classification. **Expert Systems with Applications**, v. 36, n. 2, p. 2275–2284, 2009.

URRY, H. L. Amygdala and Ventromedial Prefrontal Cortex Are Inversely Coupled during Regulation of Negative Affect and Predict the Diurnal Pattern of Cortisol Secretion among Older Adults. **Journal of Neuroscience**, v. 26, n. 16, p. 4415–4425, 2006.

VANDERPERREN, K. et al. Removal of BCG artifacts from EEG recordings inside the MR scanner: A comparison of methodological and validation-related aspects. **NeuroImage**, v. 50, p. 920–934, 2010.

VIJAYAN, A. E.; SEN, D.; SUDHEER, A. P. **EEG-Based Emotion Recognition Using Statistical Measures and Auto-Regressive Modeling**. IEEE International Conference on Computational Intelligence & Communication Technology (CICIT), 2015.

VUILLEUMIER, P. How brains beware: neural mechanisms of emotional attention. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 9, n. 12, p. 585–594, dez. 2005.

WALLSTROM, G. L. et al. Automatic correction of ocular artifacts in the EEG: A comparison of regression-based and component-based methods. **International Journal of Psychophysiology**, v. 53, p. 105–119, 2004.

WANG, G. et al. The Removal of EOG Artifacts from EEG Signals Using Independent Component Analysis and Multivariate Empirical Mode Decomposition. **IEEE J Biomed Health Inform**, v. 5, n. 6, p. 844–848, 2015a.

WANG, M.; REID, D. Virtual reality in pediatric neurorehabilitation: attention deficit hyperactivity disorder, autism and cerebral palsy. **Neuroepidemiology**, v. 36, n. 1, p. 2–18, jan. 2011.

WANG, Y. et al. Relative Power of Specific EEG Bands and Their Ratios during Neurofeedback Training in Children with Autism Spectrum Disorder. **Frontiers in human neuroscience**, v. 9, n. January, p. 723, 2015b.

WATANABE, T. et al. Advances in fMRI Real-Time Neurofeedback. **Trends in Cognitive Sciences**, v. 21, n. 12, p. 997–1010, dez. 2017.

WEISKOPF, N. Real-time fMRI and its application to neurofeedback. **NeuroImage**, v. 62, n. 2, p. 682–92, 15 ago. 2012.

YOHANES, R. E. J.; WEE SER; GUANG-BIN HUANG. **Discrete Wavelet Transform coefficients for emotion recognition from EEG signals**. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2012.

YOON, H. J.; CHUNG, S. Y. EEG-based emotion estimation using Bayesian weighted-log-posterior function and perceptron convergence algorithm. **Computers in Biology and Medicine**, v. 43, n. 12, p. 2230–2237, 2013.

YUVARAJ, R. et al. On the analysis of EEG power, frequency and asymmetry in Parkinson's disease during emotion processing. **Behavioral and Brain Functions**, v. 10, n. 1, p. 12, 2014.

ZAHN, R. et al. The Neural Basis of Human Social Values: Evidence from Functional MRI. **Cerebral Cortex**, v. 19, n. 2, p. 276–283, 2008.

ZAHN, R. et al. Subgenual cingulate activity reflects individual differences in empathic concern. **Neuroscience Letters**, v. 457, n. 2, p. 107–110, 2009.

ZAHN, R. et al. The role of self-blame and worthlessness in the psychopathology of major depressive disorder. **Journal of Affective Disorders**, v. 186, p. 337–341, 2015.

ZHENG, W.-L.; ZHU, J.-Y.; LU, B.-L. Identifying Stable Patterns over Time for Emotion Recognition from EEG. v. 3045, n. c, p. 1–15, 2016.

ZOEFEL, B.; HUSTER, R. J.; HERRMANN, C. S. Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance. **NeuroImage**, v. 54, n. 2, p. 1427–1431, 2011.

ZOTEV, V. et al. Self-regulation of human brain activity using simultaneous real-time fMRI and EEG neurofeedback. 2011.

ZUMSTEG, D.; WIESER, H. G. Presurgical evaluation: current role of invasive EEG. **Epilepsia**, v. 41 Suppl 3, p. S55–S60, 2000.

APÊNDICE A

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

REGISTRO	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
-----------------	---------------------------------------------------

INSTITUIÇÃO: INSTITUTO D'OR DE PESQUISA E ENSINO – IDOR

NÚMERO DO PROTOCOLO:

TÍTULO DO PROTOCOLO: Neurofeedback com realidade virtual para a manutenção de estados emocionais.

Aprovação pelo comitê de ética: **15/12/2014**

Página 1 de 4

INTRODUÇÃO

Você está convidado a participar de uma pesquisa científica realizada pelo Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino (IDOR).

Primeiro, gostaríamos de esclarecer que esta participação é inteiramente voluntária, isto é, você pode optar por não participar ou se retirar a qualquer momento do estudo. Embora não haja garantia de qualquer benefício pessoal, a sua participação na pesquisa certamente ajudará para o avanço do conhecimento científico nesta área.

A sua identidade estará protegida o tempo todo. Não haverá qualquer despesa para você por participar desse projeto. Sinta-se à vontade para discutir qualquer dúvida ou preocupação de ordem médica ou pessoal com as equipes médica, científica ou de apoio, antes de fornecer seu consentimento. Mesmo após assiná-lo, a qualquer momento você poderá retirar seu consentimento e retirar-se do estudo.

Abaixo descreveremos o projeto de pesquisa. Por favor, leia com atenção e retire suas dúvidas com o pesquisador responsável.

Objetivo do estudo

Neste estudo pesquisaremos as emoções sentidas ao ouvir determinadas músicas junto com estímulos visuais e, com isso, pretendemos saber como acontecem esses processamentos no cérebro humano.

Especificamente, nós examinaremos quais partes do cérebro são ativadas enquanto se escuta música e, também, examinaremos o que acontece no cérebro nos períodos silenciosos após escutar música.

A sua participação envolverá:

- (1) a leitura e assinatura do TCLE (Termo de Consentimento Livre e Esclarecido);
- (2) entrevista com um pesquisador responsável pelo projeto;
- (3) o preenchimento de uma bateria de questionários;
- (4) realização voluntária de exames de ressonância magnética e eletroencefalografia com o registro auxiliar da respiração e da atividade cardíaca;

REGISTRO	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
-----------------	---------------------------------------------------

A avaliação comportamental:

Você será entrevistado por um pesquisador responsável pelo projeto. Para participar do projeto como voluntário, o indivíduo deve preencher alguns critérios, tais como: ausência de quadro atual ou histórico de distúrbios neurológicos ou psiquiátricos, incluindo ansiedade, depressão e outros distúrbios mentais; ausência de histórico psiquiátrico familiar, uso de medicamentos psicoativos (ex.: estimulantes, antidepressivos e ansiolíticos); ausência de histórico com drogas e álcool e a ausência de distúrbios auditivos.

Após a entrevista, você preencherá uma bateria de escalas comportamentais. Essas escalas são geralmente aplicadas em indivíduos saudáveis e não são utilizadas para diagnóstico clínico. Por serem escalas comportamentais, não existem respostas certas ou erradas, e sua honestidade é fundamental para o sucesso do nosso estudo. Suas respostas serão confidenciais e nunca serão reveladas publicamente ou a outros participantes do estudo.

Além disso, você fará tarefas de percepção de emoções através de músicas – e depois você terá que avaliar e responder algumas perguntas sobre o que você escutou.

O exame de ressonância magnética:

Na ocasião do exame de ressonância magnética, você preencherá um questionário de segurança antes de entrar na sala de exame. O exame de ressonância magnética é realizado em uma sala especialmente preparada onde fica o aparelho. A ressonância magnética não usa raios X. Você deitará em uma cama que vai entrar num "túnel" curto do aparelho de ressonância magnética e poderá ver o lado de fora por um espelho. É muito importante que fique deitado e sem se mexer durante todo exame.

A ressonância magnética utiliza um forte campo magnético e ondas de rádio. É um exame muito importante e frequentemente usado para exames médicos de diversas doenças cerebrais. Ele é um exame muito seguro, mas mesmo assim estaremos prestando atenção em você durante toda a sua realização. Durante o exame, você pode se comunicar com as pessoas que estão controlando a máquina através de um sistema de alto-falantes, e, no caso de necessidade, você poderá pedir para parar o exame.

Você ficará confortavelmente deitado dentro da máquina de ressonância magnética. Em uma parte do exame você começará a ouvir as músicas previamente escutadas e que podem ou não estar acompanhada de estímulos visuais. Depois de cada bloco de tarefa, você deverá responder perguntas sobre as emoções sentidas durante as músicas e os períodos silenciosos. O experimento dentro do aparelho demorará aproximadamente uma hora (1h).

Devido ao forte campo magnético, algumas pessoas não podem fazer o exame de ressonância magnética, a saber:

- Você não poderá entrar na máquina se possuir algum tipo de metal implantado no seu corpo, por exemplo, marca passo cardíaco, clips cirúrgicos intracranianos, fragmentos metálicos no corpo ou nos olhos, válvulas cardíacas, próteses metálicas ou de qualquer natureza ou implantes cocleares. Estes itens estão mencionados no questionário de segurança que você preencherá antes de entrar na máquina de RM. Por favor, nos comunique imediatamente se você possuir implantes metálicos.
- Na possibilidade de gravidez, é recomendável a realização de um teste de gravidez antes do exame de ressonância magnética. Você poderá fazer o teste em casa até 24h antes do exame, e nós arcaremos com o custo. Embora a ressonância magnética seja considerada um procedimento seguro na gravidez, não existem ainda estudos extensos.
- A unidade radiológica onde você vai fazer o exame de ressonância magnética vai lhe fornecer um laudo radiológico formal do exame realizado, porém não assumirá a responsabilidade pelo acompanhamento ou tratamento médico, em caso de algum ser indicado, podendo apenas orientar você a procurar um serviço médico especializado.

REGISTRO**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Página 3 de 4

O exame de eletroencefalograma (EEG):

O exame de eletroencefalograma (EEG) é realizado através do posicionamento de sensores (pequenas plaquinhas metálicas) na superfície do couro cabeludo, com auxílio de um gel que, além de ajudar a manter os eletrodos na posição, permite a aquisição adequada dos sinais elétricos que constituem a atividade elétrica cerebral. De forma similar, o registro do batimento cardíaco é realizado por sensores, posicionados na coluna com auxílio de um gel. Enquanto o sensor do batimento cardíaco registra diferenças de potenciais, os sensores da mão registram a variação natural da resistência da pele. Os registros de respiração e movimento periférico são realizados por sensores específicos que não necessitam de nenhuma preparação. Após a aquisição do traçado eletroencefalográfico e dos registros auxiliares, o exame é revisto pelo membro da equipe que o realizou. Não existem contra-indicações ou riscos para realizar o exame. Por se tratar de exame não invasivo (assim como a Ressonância Magnética, não há sensações de choque ou eletricidade), não há contraindicações absolutas. Você poderá esclarecer qualquer dúvida sobre esse exame em qualquer fase do estudo.

Você é livre para encerrar sua participação a qualquer momento sem nenhuma penalização ou prejuízo. Em qualquer etapa do estudo, você terá acesso a representantes da equipe de pesquisa do Instituto D'Or (contato com Débora Lima, Assistente de Pesquisa, email: debora.lima@idor.org, tel.: 21 3883-6000). A equipe pode ser contatada a qualquer momento para tirar qualquer dúvida ou para obter atualização sobre os resultados parciais da pesquisa. Caso tenha alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) Hospital Copa D'Or, tel. 2545-3792, e-mail cepcopador@copador.com.br, endereço: Rua Figueiredo de Magalhães 875, Copacabana – Rio de Janeiro – CEP 22031-010.

As informações coletadas durante a sua participação serão analisadas em conjunto com as informações dos outros voluntários. O seu consentimento permite o uso dos dados coletados apenas para pesquisa científica e educação. Todos os dados relativos à sua participação serão mantidos em local reservado e seguro. Os dados poderão ser discutidos com pesquisadores de outras instituições e publicados em revistas científicas, ou fazerem parte de material educacional. Nenhuma informação privada, ou que possa levar à identificação dos participantes será fornecida a terceiros.

CÓDIGO DO PARTICIPANTE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

• Adulto

REGISTRO	TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO
-----------------	---------------------------------------------------

Página 4 de 4

Consentimento para participar deste estudo

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito do estudo acima citado. As etapas do estudo ficaram claras para mim. Entendi que algumas pessoas não podem fazer ressonância magnética. Confirmando que não tenho impedimento de fazer o exame de ressonância magnética. Concordo voluntariamente em participar deste estudo. Recebi uma via assinada deste termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE). Estou ciente que a minha assinatura neste termo, como participante, não significa que estou renunciando aos meus direitos legais, de acordo com as leis vigentes no Brasil.

COMPLETE OS ITENS ABAIXO COM A SUA ASSINATURA E DATA**Consentimento do paciente adulto**

Eu li e compreendi as explicações sobre este estudo e me foi dada a chance de discutir e fazer perguntas. Forneço aqui o meu consentimento para participação no protocolo de estudo.

_____/_____/_____
Nome do Participante Adulto Data (DD/MM/AAAA)

ESTE DOCUMENTO DE CONSENTIMENTO FOI APROVADO PARA USO A PARTIR DE: / /

_____/_____/_____
Assinatura do investigador Data (DD/MM/AAAA)

CÓDIGO DO PARTICIPANTE

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

• Adulto

APÊNDICE B

QUESTIONÁRIOS E ESCALAS COMPORTAMENTAIS

I. Prática Comportamental

1. O cenário provocou memórias pessoais ou de eventos / situações?SIM NÃO

Se sim, por favor, tente usar o cenário para provocar as emoções, não se recordar de situações de seu passado / vida pessoal

2. O cenário provocou memórias pessoais ou de situações interpessoal?SIM NÃO

NOTA

.....

3. O quão útil são os mantras para ajudar a sentir de 0 (nem um pouco) a 10 (extremamente)", PARA...

a) TERNURA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

b) ANGUSTIA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

c) NEUTRO? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

4. O quão bem você consegue lembrar dos mantras de 0 (nem um pouco) a 10 (extremamente)", PARA...

a) TERNURA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

b) ANGUSTIA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

c) NEUTRO? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

5. Durante esta prática, você estava usando outros mantras / frases para ajudar a sentir as emoções?

Se sim, você pode me dizer quais as frases que você estava usando? Você pode utilizar qualquer mantra que funcione, podemos misturar o mantra de que você escolheu a partir da lista e do mantra que você pensou

SIM NÃO

OUTROS MANTRAS PARA USAR DURANTE O EXPERIMENTO

-
-
-

6. Durante esta prática, quantas vezes / quão frequente você está usando os mantras para cada condição? Eles ocorrem de forma periódica?

NOTA

.....

.....

7. O quanto você foi capaz de ouvir a música de 0 (nem um pouco) a 10 (extremamente)", PARA...

- a) TERNURA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
- b) ANGUSTIA? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10
- c) NEUTRO? 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Com base nas emoções e sentimentos que você está sentindo AGORA, marque a opção que melhor representa o que você sente.

8. O quão agradável / desagradável o sentimento de TERNURA é para você agora

a. TERNURA

- Muito agradável
- Agradável
- Um pouco agradável
- Muito pouco agradável
- Neutro

b. ANGUSTIA

- Muito desagradável
- Desagradável
- Um pouco desagradável
- Muito pouco desagradável
- Neutro

9. Qual a intensidade das seguintes emoções você está sentindo agora?

a. TERNURA?

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

b. ANGUSTIA?

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

10. O quão fortemente essas emoções mexem com você, ou seja, o quão **DESPERTO/"ATIVADO"** você se sente agora?

- De forma muito intensa
- De forma intensa
- Moderada
- De forma fraca
- De forma muito fraca

II. PERGUNTAS ENTRE TAREFAS

- O quão **confortável** dentro da MRI, na medida do possível, você está se sentindo?
- O quanto você está sendo capaz de **ouvir a música** dentro da MRI?
- O quão bem você consegue **lembrar dos mantras**?

Nem um pouco

Extremamente

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

1. O quanto a tarefa está te **cansando**?

- Extremamente
- Cansado
- Um pouco
- Muito pouco
- Nada

2. Qual o seu nível de **concentração**?

- Extremamente
- Concentrado
- Um pouco
- Muito pouco
- Nada

3. O quão **intensa** foi a experiência de ...**a. TERNURA?**

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

b. ANGÚSTIA?

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

c. NEUTRO

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

4. O quão **ÚTIL** foram os mantras para ajudar a sentir...**a. TERNURA?**

- Muito útil
- Útil
- Moderado
- Pouco útil
- Muito pouco

b. ANGÚSTIA?

- Muito útil
- Útil
- Moderado
- Pouco útil
- Muito pouco

c. NEUTRO

- Muito útil
- Útil
- Moderado
- Pouco útil
- Muito pouco

5. Como foi utilizar o cenário nas condições de:**a. TERNURA?**

- Extremamente difícil
- Difícil
- Nem fácil, nem difícil
- Fácil
- Extremamente fácil

b. ANGÚSTIA?

- Extremamente difícil
- Difícil
- Nem fácil, nem difícil
- Fácil
- Extremamente fácil

c. NEUTRO

- Extremamente difícil
- Difícil
- Nem fácil, nem difícil
- Fácil
- Extremamente fácil

 III. PERGUNTAS PÓS-SCAN

Por favor, com base nas emoções que você está sentindo AGORA, marque a opção que melhor representa o que você sente.

1. O quão agradável / desagradável o sentimento de TERNURA é para você agora

a. TERNURA

- Muito agradável
- Agradável
- Um pouco agradável
- Muito pouco agradável
- Neutro

b. ANGUSTIA

- Muito desagradável
- Desagradável
- Um pouco desagradável
- Muito pouco desagradável
- Neutro

2. O quanto das seguintes emoções você está sentindo agora?

a. TERNURA?

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

b. ANGUSTIA?

- Muito intensa
- Intensa
- Moderada
- Fraca
- Muito fraca

3. O quão fortemente essas emoções mexem com você, ou seja, o quão **DESPERTO/"ATIVADO"** você se sente agora?

- De forma muito intensa
- De forma intensa
- Moderada
- De forma fraca
- De forma muito fraca

4. O quão "**NEUTRO**" você está sentindo agora? Update this

- Extremamente neutro
- Neutro intenso
- Pouco neutro
- Muito pouco neutro
- Nem um pouco

5. O quanto você foi capaz de ouvir a música dentro da RM?

NOTA.....
.....
.....

6. O quão bem você conseguiu lembrar dos mantras dentro da RM?

7. O quão útil foram os mantras para ajudar a sentir as TERNURA?

8. quão útil foram os mantras para ajudar a sentir as ANGUSTIA?

9. Por favor, descreva a estratégia cognitiva que você utilizou para sentir a emoção e modular as cores do cenário.

NOTA.....
.....
.....

10. Você percebeu que havia dois caminhos diferentes nos cenários?

SIM NÃO

11. Você achou um caminho mais positivo / negativo do que o outro?

SIM NÃO Se sim, qual?

CAMINHO / ROCKY CAMINHO 2 / CAMPO

NOTA.....
.....
.....

12. Durante o exame de ressonância magnética, você estava usando outros mantras / frases para ajudar a sentir as emoções?

Se sim, por favor, você pode me dizer quais as frases que você estava usando?

NOTA.....
.....
.....

13. Durante o exame de ressonância magnética, quantas vezes / quão frequente você usou os mantras para cada condição? Eles ocorreram de forma periódica?

NOTA.....
.....
.....

IV. QUESTIONÁRIOS PARA EXPERIMENTOS COM SINAIS DE EEG

Figura C.1 – Formulário e instruções que antecedem o início da tarefa de regulação emocional.

Figura C.2 – Questionário para coleta de dados comportamentais referentes ao bloco de tarefa previamente executado.

ANEXO A

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: NEUROFEEDBACK COM REALIDADE VIRTUAL PARA A EVOCAÇÃO DE ESTADOS EMOCIONAIS

Pesquisador: BRUNO RAPHAEL PASTOR DE MELO

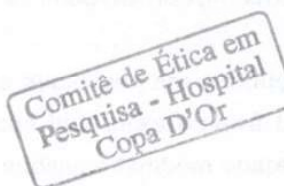
Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 39874114.6.0000.5249

Instituição Proponente: INSTITUTO D'OR DE PESQUISA E ENSINO

Patrocinador Principal: Hospital Copa DOr



DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 922.218

Data da Relatoria: 15/12/2014

Apresentação do Projeto:

Este projeto faz parte de uma tese de doutorado, parceria do programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ e o Instituto D'Or de Pesquisa e Ensino (IDOR), locais onde os orientadores estão lotados. Trata-se de um estudo observacional no qual será implementada uma plataforma de realidade virtual (RV) integrada à análise de dados de atividade cerebral e neurofeedback (NFB) que permita ao participante utilizar o feedback sobre sua própria atividade cerebral para atingir um estado psicológico-alvo eficiente. Serão utilizadas músicas como principal indutor de duas emoções Ternura e Angústia, durante a aquisição de imagens de Ressonância Magnética funcional (RMf) ou de eletroencefalografia (EEG) como ferramentas de auxílio para a experiência de emoções. Haverá três protocolos distintos, um sem o uso do neurofeedback (controle), outro com um neurofeedback simples (sem cenários de RV) e o último associado à RV. O projeto pretende contribuir com o desenvolvimento de ferramentas na área neurotecnológica que sejam utilizadas para a promoção do bem-estar emocional.

Serão recrutados 30 indivíduos, quinze realizarão os exames de RMf e quinze realizarão EEG. A amostra incluirá participantes saudáveis, entre 20 e 50 anos, com visão normal ou corrigida, que

Endereço: Rua Figueiredo Magalhães, 875

Bairro: Copacabana

CEP: 22.031-010

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2545-3792

Fax: (21)2548-6610

E-mail: cepcopador@copador.com.br

Continuação do Parecer: 922.218

preenchem os critérios de inclusão para a realização de exames de RMf e que consentam sua participação. Os critérios de exclusão compreendem a presença de distúrbios psiquiátricos ou neurológicos e uso de medicamentos psicoativos.

Os voluntários recrutados passarão por testes com questionários para avaliar a facilidade com que conseguem evocar as emoções ao escutarem algumas faixas de música. Aqueles que preencherem estes critérios de forma satisfatória serão convidados a participar do estudo com as imagens de RMf e/ou para coletas de EEG.

Durante o estudo de RMf serão utilizados blocos de tarefas com estímulos auditivos para a indução de emoção que irão ser alternados pelo tipo de emoção e entre os blocos indutores haverá blocos emocionalmente neutros. Nos momentos adequados, junto aos estímulos auditivos também aparecerão estímulos visuais que serão apresentados como neurofeedback.

O neurofeedback funcionará regulando o estado emocional do participante e apresentará cenários complexos (cenários da natureza, etc) cuja tonalidade (ex., avermelhada vs. azulada) estará parametricamente relacionada ao estado atual da atividade cerebral do participante, refletindo o estado emocional atual e encorajando o participante a atingir os níveis preestabelecidos pelos ajustes automáticos do software, dentro de um processo adaptativo.

Serão obtidas simultaneamente a frequência respiratória e resposta galvânica cutânea com sensores de superfície durante as tarefas, que poderão fornecer informações importantes sobre a intensidade da sensação das emoções pelos voluntários. Entre os blocos de aquisição serão aplicados questionários para avaliar o estado emocional do voluntário.

Após a aquisição das imagens de RMf, os dados serão analisados para avaliar o comportamento das ativações nas regiões de interesse para as emoções escolhidas.

Para os exames com EEG será determinado um protocolo de aquisição e tratamento de dados, estabelecendo a seleção dos canais e dos filtros necessários para o tratamento deste tipo de sinal. Também serão realizados estudos com o uso de diferentes algoritmos de classificação para o processamento e classificação dos sinais de EEG em tempo real. Esta etapa envolverá a adaptação do software OpenVibe para fornecer o neurofeedback aos voluntários e assim facilitar a indução das emoções pelos voluntários. Antes, durante e após a aquisição de dados para o estudo de RMf e de EEG serão aplicados questionários. As informações colhidas com os questionários irão ser utilizadas nas análises para a avaliação da sensação das emoções entre as diferentes abordagens para compreender as mudanças do estado emocional dos voluntários e como foram suas experiências com os diferentes tipos de estímulos. Análises dos dados comportamentais serão realizadas no programa estatístico

Comitê de Ética em
Pesquisa - Hospital
Copa D'Or

Endereço: Rua Figueiredo Magalhães, 875

Bairro: Copacabana

CEP: 22.031-010

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2545-3792

Fax: (21)2548-6610

E-mail: cepcopador@copador.com.br

Continuação do Parecer: 922.218

SPSS.

Como resultados esperados, os autores descrevem que o ambiente de RV desenvolvido será capaz de facilitar a experiência das emoções; será possível classificar as emoções em tempo real utilizando os sinais de EEG e as imagens de RMf, tornando possível a utilização destes como neurofeedback; os dados coletados com os questionários indicarão que o neurofeedback com RV facilitará a regulação das emoções; e a análise das imagens de RMf mostrará uma ativação superior nas regiões cerebrais envolvidas nas emoções durante o neurofeedback com RV, em comparação com o neurofeedback simples (sem RV).

Objetivo da Pesquisa:

Implementar e analisar o uso da Realidade Virtual (RV) associada ao neurofeedback em tarefa de regulação emocional. Determinar as limitações e soluções para o emprego da RV em tarefas de indução das emoções. Os objetivos específicos incluem (a) descobrir um método para induzir emoções através de ambientes gráficos de RV que sejam adaptáveis aos estados emocionais apresentados pelos participantes; (b) elaborar uma ferramenta de neurofeedback com o uso de ambiente de RV e incorporá-la ao protocolo de aquisição de imagens de RMf em tempo real para classificação e modulação de emoções; (c) analisar os resultados buscando reconhecer padrões com informações significativas dos diferentes estados emocionais, permitindo uma melhor compreensão sobre a evocação destes estados; (d) estabelecer um método de aquisição dos dados que forneça as informações necessárias para a classificação das emoções, através da seleção correta de canais e do uso dos filtros adequados para o experimento com EEG; (e) desenvolver uma ferramenta que seja capaz de processar sinais de EEG em tempo real, classificando as informações com o uso de ferramentas de aprendizagem de máquina.

Comitê de Ética em
Pesquisa - Hospital
Copa D'Or

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Os riscos decorrentes da realização do estudo são mínimos. Os autores esclarecem que exames de Ressonância magnética serão realizados somente após preenchimento de questionário de segurança e que todos os cuidados serão tomados pela equipe de pesquisa para minimizar desconfortos. Assim como a Ressonância Magnética, a Eletroencefalografia é considerada um exame não invasivo e não há sensações de choque ou eletricidade, não havendo contraindicações absolutas.

Os benefícios abrangem o desenvolvimento de novas ferramentas e/ou equipamentos na área

Endereço: Rua Figueiredo Magalhães, 875**Bairro:** Copacabana**CEP:** 22.031-010**UF:** RJ**Município:** RIO DE JANEIRO**Telefone:** (21)2545-3792**Fax:** (21)2548-6610**E-mail:** cepcopador@copador.com.br

Continuação do Parecer: 922.218

tecnológica além dos benefícios que a pesquisa poderá trazer para os conhecimentos científicos sobre os mecanismos de regulação emocional voluntária e seus correlatos neurais, podendo impactar no tratamento de transtornos de ansiedade e depressão no futuro.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

As informações apresentam-se claras e com a descrição de procedimentos a serem realizados com os participantes. Os objetivos são atingíveis com a metodologia a ser aplicada.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Os termos apresentados atendem às exigências éticas, tendo sido enviados além do plano de trabalho, uma declaração de gastos/orçamento assinado pela direção da instituição que sediará o estudo, os questionários que serão aplicados, bem como o TCLE, o qual encontra-se em forma de convite, com linguagem clara e acessível aos sujeitos participantes e ainda os contatos da equipe de pesquisa para esclarecimento de eventuais dúvidas durante o seu desenvolvimento.

Recomendações:

Não há recomendações, valendo ressaltar, entretanto, que ao ser aprovado, o pesquisador deverá emitir relatórios semestrais ao CEP informando o andamento do estudo até a sua conclusão, quando deverá emitir um relatório final com os resultados da pesquisa.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O projeto apresenta-se apto. Os resultados poderão trazer contribuições para várias áreas científicas como engenharia, neurociência e psiquiatria.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:**Endereço:** Rua Figueiredo Magalhães, 875**Bairro:** Copacabana**CEP:** 22.031-010**UF:** RJ**Município:** RIO DE JANEIRO**Telefone:** (21)2545-3792**Fax:** (21)2548-6610**E-mail:** cepcopador@copador.com.br

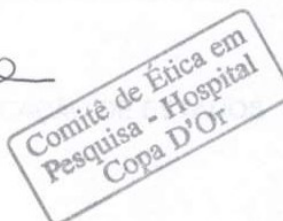
HOSPITAL COPA DOR



Continuação do Parecer: 922.218

RIO DE JANEIRO, 18 de Dezembro de 2014

Assinado por:
DENILSON CAMPOS DE ALBUQUERQUE
(Coordenador)



Endereço: Rua Figueiredo Magalhães, 875

Bairro: Copacabana

CEP: 22.031-010

UF: RJ

Município: RIO DE JANEIRO

Telefone: (21)2545-3792

Fax: (21)2548-6610

E-mail: cepcopador@copador.com.br