UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO

CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

ALEXANDRE GERALDO POMER-ESCHER

ANÁLISE DO NÍVEL DE ESTRESSE BASEADA EM SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA E DE CONDUTÂNCIA DA PELE

VITÓRIA

2015

ALEXANDRE GERALDO POMER-ESCHER

ANÁLISE DO NÍVEL DE ESTRESSE BASEADA EM SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA E DE CONDUTÂNCIA DA PELE

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Orientador: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho

VITÓRIA

2015

ALEXANDRE GERALDO POMER-ESCHER

ANÁLISE DO NÍVEL DE ESTRESSE BASEADA EM SINAIS DE ELETROENCEFALOGRAFIA E DE CONDUTÂNCIA DA PELE

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia do Centro de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Espírito Santo, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Apresentada em 06 de fevereiro de 2015.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Universidade Federal do Espírito Santo
Orientador

Prof. Dr. Breno Valentim Nogueira
Universidade Federal do Espírito Santo
Examinador Interno

Prof. Dr.Eduardo Caicedo Bravo
Universidade Del Valle (Colômbia)
Examinador Externo

VITÓRIA

2015

UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO
CENTRO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA

"Análise do Nível de Estresse Baseada em Sinais de Eletroencefalografia e Impedância da Pele."

Alexandre Geraldo Pomer-Escher

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Biotecnologia da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Biotecnologia.

Aprovado por:

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho (UFES)
Orientador

Prof. Dr. Breno Valentim Nogueira (UFES)
Membro Interno

Prof. Dr. Eduardo Caicedo Bravo (Universidad Del Valle/Colômbia)
Membro Externo

Vitória-ES, 09 de Fevereiro de 2015.

Dados Internacionais de Catalogação-na-publicação (CIP)
(Biblioteca Central da Universidade Federal do Espírito Santo, ES, Brasil)

Pomer-Escher, Alexandre Geraldo, 1986-
P785a Análise do nível de estresse baseada em sinais de eletroencefalografia e de condutância da pele / Alexandre Geraldo Pomer-Escher – 2015.
118 f. : il.

Orientador: Teodiano Freire Bastos-Filho.

Dissertação (Mestrado em Biotecnologia) – Universidade Federal do Espírito Santo, Centro de Ciências da Saúde.

1. Estresse. 2. Eletroencefalografia. 3. Emoções. 4. Assimetria. I. Bastos-Filho, Teodiano Freire. II. Universidade Federal do Espírito Santo. Centro de Ciências da Saúde. III. Título.

CDU: 61

AGRADECIMENTOS

À minha esposa, pelo companheirismo e paciência nos momentos de dificuldade, inquietação, cansaço e ausência.

À minha família, a qual amo muito, pelo carinho e incentivo. Em especial à minha mãe, Lucinda, e ao meu irmão, John Lenon. Vovozinha, eu nunca te esquecerei.

Ao meu professor e orientador Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, por acreditar em mim, me mostrar o caminho da ciência, por ser exemplo de profissional, o qual sempre fará parte da minha vida.

Aos amigos que fizeram parte desses momentos, sempre me incentivando. À Psicóloga Dolores Pinheiros de Souza, por sua ajuda, acreditar nesta pesquisa e contribuir para o meu crescimento profissional.

Ao Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, especialmente aos colegas do LAI (Laboratório de Automação Inteligente), por me receberem tão bem, e participarem diretamente desta pesquisa, ajudando-me em todos os momentos.

Aos meus amigos de laboratório: Flávia Lotério, Berthil Longo, Christiane Goulart, Javier Castillo, Anibal Cotrina, Richard Tello, Malte Trauernicht e Alan Floriano, os quais sempre estiveram presentes e auxiliaram, dando força e apoio. Especialmente a Carlos Valadão, por estar sempre pronto a me ouvir, esclarecer minhas dúvidas. Obrigado pelo auxílio e presteza!

A todos os Bombeiros Militares de Vitória que participaram espontaneamente desta pesquisa, obrigado pela disponibilidade. Especialmente ao Cabo Macedo pela imensa ajuda no recrutamento de voluntários e Aline Meireles por toda sua ajuda e atenção dedicada aos dias de testes.

A todos aqueles que por um lapso não mencionei, mas que colaboraram para esta pesquisa: abraços fraternos a todos!

"A mente que se abre a uma nova ideia
jamais voltará ao seu tamanho original."
Albert Einstein

RESUMO

O estresse pode afetar qualquer pessoa, independente de idade, sexo ou etnia. O organismo humano o utiliza como uma resposta adaptativa frente a situações diversas, as quais requeiram alguma adaptação do organismo para que possa enfrentar tal situação. Dependendo do estímulo estressor, pode ser gerado no indivíduo desgastes físico, mental ou emocional, no entanto, o estresse não representa necessariamente algo ruim ou patológico; este é um mecanismo de adaptação vital para a sobrevivência da espécie humana. Porém, o número de pessoas que são afetadas de forma negativa pelo estresse tem crescido imensamente nas últimas décadas. Pesquisas destacam que nos Estados Unidos cerca de 60% a 90% dos atendimentos médicos estão relacionados de alguma maneira com o estresse, enquanto que no Brasil aproximadamente 80% da população sofre de estresse, sendo que desses, 30% encontram-se na fase mais crítica, a chamada fase de exaustão. Tendo em vista que a principal forma de identificação de estresse ainda é realizada através do uso de questionário de autorrelato. O presente estudo apresenta como contribuição uma metodologia de análise do nível de estresse baseada na variação da condutância galvânica da pele e de sinais de eletroencefalografia, sendo utilizados como parâmetros a assimetria do ritmo alfa, assim como a razão entre os ritmos beta e alfa no córtex frontal e pré-frontal. Para a gravação dos sinais de EEG foi utilizado um dispositivo portátil, com eletrodos especificamente situados nas posições aF3, F3, F4 e aF4, de acordo com o Sistema Internacional 10/20 de posicionamento de eletrodos. Os participantes deste estudo são Bombeiros Militares da 1ª Cia de Vitória-ES. Foram utilizadas três classes de estímulos emocionais positivos, calmos e negativos, através da utilização de imagens pertencentes ao banco de dados IAPS (*International Affective Picture System*). Os resultados de acurácia obtidos através de um classificador SVM (*Support Vector Machine*) chegam a 88,24% para classe de estímulos positivos, 84,09% para classe calma e de 92,86% para os estímulos negativos. Deste modo, esta pesquisa apresenta uma combinação de parâmetros que podem ser aferidos com equipamentos de baixo custo, e fornecem condições de diferenciar estímulos estressantes, podendo assim, ser utilizada para auxiliar no treinamento de profissionais da área de urgência e emergência.

Palavras-chave: Estresse, EEG, Emoções, Assimetria.

ABSTRACT

The stress can affect everyone, independently of age, gender or ethnicity. The human body uses stress as an adaptive response in relations to various conditions, which require an adaptation of the body to face such a situation. Depending on the stressor stimulus, the stress is classified as physical, mental or emotional stress. However, the stress is not necessarily a bad thing or something pathological; in fact, it is a vital adaptation mechanism for the survival of the human species. The number of people who are affected negatively by stress has grown in last decades. Recent research highlights that in the United States about 60% to 90% of medical care were related in some way with stress. In Brazil, around 80% of the population have been affected by stress, and 30% of these are in the most critical phase. Nowadays, the main form of stress identification is still held by self-report questionnaire, thus, this research presents a methodology for stress analysis based on skin conductance and EEG signals. The parameters used for EEG are the asymmetry of alpha rhythm, and the ratio between the beta and alpha rhythms, both in the frontal and prefrontal cortex. For the EEG signal recording handheld device is used. It has electrodes that are specifically located on the positions according to the International 10/20 System (aF3, F3, F4, aF4). The participants are the Military Firefighters of the first Cia of Vitoria (Brazil), and three classes of emotional stimuli are used through the use of images belonging to the IAPS (*International Affective Picture System*) database, being called positive, calm and negatives classes. The accuracy of results through SVM (*Support Vector Machine*) classifier are 88.24% for positive stimuli class, 84.09% for calm class and 92.86% for negative class. Thus, this research presents a combination of parameters that can be measured with low-cost equipment, and provides conditions to differentiate stressful stimuli, and thereby providing indications that can be used to help the training of emergency care professionals.

Keywords: Stress, EEG, Emotions, Asymmetry.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01: Divisão funcional do Sistema Nervoso. Fonte: Adaptado de Machado (2005). 21

Figura 02: Partes de um neurônio. Fonte: Guyton e Hall (2011). 22

Figura 03: Os três estados de potencial de ação de um neurônio. Fonte: Guyton e Hall (2011). 23

Figura 04: Anatomia fisiológica da sinapse. Fonte: Guyton e Hall (2011) 24

Figura 05: Soma de potenciais excitatórios e inibitórios. Fonte: Machado (2005). 25

Figura 06: Comparação do somatório de diversos potenciais excitatórios para atingir um potencial de ação. Fonte: Machado (2005). 25

Figura 07: Lobos cerebrais: Frontal, Parietal, Temporal, Occipital e Ínsula. Fonte: Adaptado de Netter (2008) 26

Figura 08: Modelo circunflexo de Russell. Valência variando de negativa a positiva (horizontal), e Arousal, representada por Atividade variando de baixa a alta (vertical). 30

Figura 09: Imagens do banco de dados IAPS dispostas de acordo com os valores de valência e arousal, segundo avaliação de voluntários do sexo masculino. Fonte adaptado do trabalho de Lang, Bradley e Cuthbert (2008). 32

Figura 10: Via de resposta a estímulos estressantes, e mecanismo de regulação de glicocorticoides. Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2011). 36

Figura 11: Principais efeitos da ação dos sistemas simpático e parassimpático. Fonte: Guyton e Hall (2011). 38

Figura 12: Principais ritmos de EEG baseados em seus valores de frequências apresentados na Tabela 3. Fonte: Imagem gerada utilizando *software MatLab* e dados próprios. 49

Figura 13: Posicionamento dos eletrodos de acordo com o Sistema 10-20 descrido por Jasper. Vista lateral esquerda (A) e vista superior (B). Em (C) local e nomenclatura dos eletrodos de acordo com a padronização 10% pela American Electroencephalographic Society. Fonte: Malmivuo e Plonsey (1995). 51

Figura 14: Modelo esquemático da decomposição de um sinal através da transformada de Wavelet. Fonte: Adaptado de Mallat (1989). 54

Figura 15: Exemplo de encadeamento de uma árvore de decomposição Wavelet discreta para um sinal de 512 Hz utilizando 7 níveis. 54

Figura 16: Protocolo experimental realizado em três dias (*set*) com intervalos de pelo menos 15 dias. Cada *set* é composto por 2 minutos de olhos abertos e 2 de olhos fechados, seguidos da exibição de 10 grupo de imagens (G1, ..., G0). Cada grupo de imagem possui 5 imagens (IMG), sendo cada uma exposta por 3,5 segundos. Ao final de cada grupo, é solicitado ao voluntário que responda o questionário SAM. 62

Figura 17: Disposição bidimensional das imagens selecionadas para a estimulação emocional baseado em valores de valência (horizontal) e arousal (vertical). 64

Figura 18: Modelo dimensional para os grupos compostos para o estudo, baseados em valores médios de valência (horizontal) e arousal (vertical). 66

Figura 19: Folheto SAM utilizado para obter classificações de arousal e valência para as imagens do IAPS. Fonte: Adaptado de Bradley e Lang (1994). 69

Figura 20: Dispositivo utilizado para monitorização da impedância da pele. 70

Figura 21: Posicionamento dos eletrodos no escalpo. Em destaque os eletrodos utilizados para cálculo de assimetria α e razão β/α (esquerda). Aparelho Emotiv Epoc Headset (direita). Adaptado de Emotiv Epoc (2014). 71

Figura 22: Interface gráfica da aplicação para monitoramento da impedância de contato dos eletrodos do dispositivo Emotiv Epoc. 72

Figura 23: Exemplo de uma janela (5 segundos) de inspeção visual para rejeição de dados ruidosos através da ferramenta EEGLAB. A área marcada foi excluída das análises. 73

Figura 24: Modelo esquemático de processamento dos sinais de EEG, inciando-se com a coleta do sinal através do dispositivo *Emotiv,* passando por um série de filtros até a decomposição em ritmos de acordo com frequências especificas, e finalizando com os cálculos do índice de assimetria α e razão β/α. 76

Figura 25: Avaliação psicológica. À esquerda, proporção de estressados e não estressados. À direita, fases de estresse em que se encontram os voluntários. 81

Figura 26: Comparação dos valores de valência, excitação e dominância em função da avaliação dos voluntários com o banco de dados IAPS. 84

Figura 27: Gráfico de interações entre atividade e gênero para os valores de valência (esquerda) e excitação (direita). 85

Figura 28: Matriz de confusão para a classificação dos grupos de estímulos, realizados através do questionário SAM. Porcentagem dos que estão de acordo com os critérios estabelecidos para a seleção dos grupos. 86

Figura 29: Valores médios de energias (μV2/Hz) dos ritmos α e β para cada um dos eletrodos da região pré-frontal (aF3-aF4) e frontal(F3-F4) separados por classe de estímulo (Positivo, Calmo, Negativo). Fonte: Autor. 89

Figura 30: Comparação dos valores de assimetria α entre os blocos sem estímulos com olhos fechados e abertos para a região pré-frontal (a) e frontal (b). 90

Figura 31: Comparação dos valores da razão β/α entre os blocos sem estímulos com olhos fechados e abertos para a região pré-frontal (a) e frontal (b). 90

Figura 32: Valores de assimetria α e razão β/α utilizados como referência (linha base) para cada um dos voluntários. 92

Figura 33: Índice de variação média da assimetria α (a) e razão β/α (b) em relação à linha base. Sendo apresentado por grupo de estímulos. Fonte: Autor. 93

Figura 34: Índice de variação média da assimetria α (a) e razão β/α (b) em relação à linha base apresentada pelas classes de estímulo. Fonte: Autor. 94

Figura 35: Índice de variação média dos parâmetros em relação à linha base apresentada por classe de estímulo: a) assimetria α do grupo feminino; b) assimetria α do grupo masculino; c) razão β/α do grupo feminino; d) razão β/α do grupo masculino. Fonte: Autor. 95

Figura 36: Índice de variação média dos parâmetros em relação à linha base apresentado por classe de estímulo: a) assimetria α do grupo administrativo; b) assimetria α do grupo operacional; c) razão β/α do grupo administrativo; d) razão β/α do grupo administrativo. Fonte: Autor. 96

Figura 37: Comparação dos valores de assimetria α sem estímulo emocional entre os voluntários classificados como não estressados e estressados, de acordo com os resultados do questionário ISSL..... 98

Figura 38: Valores médios de assimetria α frontal (a) e pré-frontal (b), assim como da razão β/α pré-frontal (c) e frontal (d), em repostas aos estímulos emocionais comparando voluntários classificados como não estressados e estressados, de acordo com os resultados do questionário ISSL..... 98

Figura 39: Comparação dos valores de assimetria α da linha base (sem estímulo emocional) entre os voluntários classificados como estressados separados por sintomatologia, psicológicos e somáticos, de acordo com os resultados do questionário ISSL..... 99

Figura 40: Valores médios de assimetria α frontal (a) e pré-frontal (b), assim como da razão β/α pré-frontal (c) e frontal (d), em repostas aos estímulos emocionais comparando voluntários classificados como

estressados com sintomas psicológicos e somáticos, de acordo com os resultados do questionário ISSL. 100

Figura 41: Taxa de acerto da classificação do classificador SVM utilizando os dados de condutância da pele, comparando duas a duas e também as três classes. 102

Figura 42: Comparação das taxas de acerto para a classificação utilizando diferentes configurações dos parâmetros estudados, separados por classe de estímulo. 104

Figura 43: Comparação das taxas de acerto para a classificação combinando dados de SCR e EEG. 104

LISTA DE TABELAS

Tabela 01: Diferenças anatômicas, farmacológicas e fisiológicas entre o sistema nervoso simpático e parassimpático. 27

Tabela 02: Comparação entre as principais técnicas utilizadas para a monitorização da atividade cerebral. 44

Tabela 03: Principais ritmos de EEG descritos na literatura. 49

Tabela 04: Critérios de seleção das imagens para cada grupo de estímulo. 63

Tabela 05: Valores médios (desvio padrão) de valência, excitação e dominância, para imagens dos grupos utilizados como estímulo emocional. 65

Tabela 06: Distribuição de grupos por Set. 66

Tabela 07: Valores médios para os grupos de mesma classe, comparando os grupos de estímulos com os critérios de seleção da Tabela 4. 67

Tabela 08: Parâmetros para análise de estresse. 67

Tabela 09: Matriz de confusão da especificidade de classificação entre as classes. 79

Tabela 10: Dados sociodemográficos dos participantes da pesquisa. 80

Tabela 11: Voluntários estressados de acordo com a avaliação psicológica realizada por questionário da ISSL, separados por grupos e gênero. 82

Tabela 12: Médias e análise de variância (ANOVA one-way) dos grupos de imagens utilizados na estimulação para cada classe de estímulo (dados provenientes da aplicação do questionário de SAM). 83

Tabela 13: Valores médios e desvio padrão da análise dos grupos de estímulos emocionais baseados na avaliação através do questionário SAM, comparados por gênero e atividade. 85

Tabela 14: Valores médios e desvio padrão da condutância da pele para cada classe de estímulo medidos em MicroSiemens (µS). 87

Tabela 15: Valores médios da variação de condutância da pele comparados por gênero e grupo de atividade. 88

Tabela 16: Índices de correlação de Pearson* para os valores de assimetria α entre os blocos 1 e 2 por região cerebral. 91

Tabela 17: Índices de correlação de Pearson* para os valores da razão β/α entre os blocos 1 e 2 por região cerebral. 91

Tabela 18: Valores de significância (*p-value*) calculados pelo teste t de *Student* para amostras pareadas. 95

Tabela 19: Valores médio da assimetria α e razão β/α para homens e mulheres, e valores de significância entre os gêneros, apresentados por classe de estímulo e região cerebral. 96

Tabela 20: Valores médio da assimetria α e razão β/α para grupo administrativo e operacional, e valores de significância entre os grupos, apresentados por classe de estímulo e região cerebral. 97

Tabela 21: Valores de F (ANOVA) e significância (p-value), comparando as classes de estímulos entre os três dias de testes. 97

Tabela 22: Porcentagem dos grupos de estímulos que foram classificados através dos resultados do questionário SAM que estão de acordo com a classificação do banco de imagens utilizado. 101

Tabela 23: Taxa de acerto da classificação utilizando duas-a-duas as classes de estímulos em diferentes configurações dos parâmetros estudados através do classificador SVM. 103

Tabela 24: Taxa de acerto da classificação das classes de estímulos em diferentes configurações dos parâmetros estudados através do classificador SVM. 103

LISTA DE SIGLAS

ACTH	Hormônio Adrenocorticotrófico (do inglês *Adrenocorticotropic Hormone*)
AD	Grupo Administrativo
ANOVA	Análise de variância (do inglês *Analysis of Variance*)
BP	Pressão Arterial (do inglês *Blood Pressure*)
BVP	Fluxo de Volume Sanguíneo (do inglês *Blood Volume Pulse*)
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
CAR	Referenciação Comum Média (do inglês *Common Average Reference)*
CRH	Hormônio Liberador de Corticotrofina (do inglês *Corticotropin-Releasing Hormone)*
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
EoG	Eletro-oculograma
ES	Espírito Santo
fMRI	Ressonância Magnética funcional (do inglês *functional Magnetic Resonance Imaging)*
FN	Falsos-Negativos
GABA	Ácido Gama-Amino-Butírico (do inglês *Gamma-Amino Butyric Acid*)
GSR	Resposta Galvânica da Pele (do inglês *Galvanic Skin Response)*
HHA	Hipotálamo-Hipófise-Glândula adrenal
HRV	Variação da Frequência Cardíaca (do inglês *Heart Rate Variability*)
IADS	Sistema Internacional de Sons Afetivos (do inglês *International Affective Digitized Sounds)*
IAPS	Sistema Internacional de Imagens Afetivas (do inglês *International Affective Picture System)*
ICA	Análise de Componentes Independentes (do inglês *Independent Component Analysis*)
ISMA	*International Stress Management Association*
ISSL	Inventário de Sintomas de Stress para Adultos de “Lipp”
K-NN	K-Vizinhos mais Próximos (do inglês *K-Nearest Neighbor*)
LDA	Análise de Discriminantes Lineares (do inglês *Linear Discriminant Analysis*)
MEG	Magnetoencefalografia (do inglês *magnetoencephalography)*
OMS	Organização Mundial da Saúde
OP	Grupo Operacional

PCA	Análise de Componentes Principais (do inglês *Principal Component Analysis*)
PET	Tomografia Por Emissão De Pósitrons (do inglês *Positron Emission Tomography*)
PSD	Densidade Espectral de Potência (do inglês *Power Spectral Density*)
PSS	Escala de Estresse Percebido (do inglês Perceived Stress Scale)
RESP	Taxa de Respiração
SAM	Self-Assessment Manikin
SCR	Condutância da Pele (do inglês *Skin Condutance Response*)
SDK	Emotiv Software Development Kit
SN	Sistema Nervoso
SNA	Sistema Nervoso Autônomo
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SNS	Sistema Nervoso Somático
ST	Temperatura da Pele (do inglês *Skin Temperature*)
SVM	Máquina de Vetor de Suporte (do inglês *Support Vector Machine*)
SWS	Survey of Work Styles
TCLE	Termo de Consentimento Livre e Esclarecido
TW	Transformada de Wavelet
VP	Verdadeiros-Positivos

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 18

1.1 Sistema Nervoso 20

1.1.1 Neurônios 21

1.1.2 Cérebro 25

1.1.3 Sistema Nervoso Autônomo 26

1.2 Emoções 28

1.3 Estresse 33

1.3.1 Fisiologia do Estresse 35

1.3.2 Avaliação do Estresse 40

1.4 Assimetria Frontal em Resposta ao Estresse 45

1.5 Eletroencefalografia 48

1.5.1 Processamento 52

1.5.2 Extração de características 52

1.5.3 Classificação 57

2 OBJETIVOS 59

2.1 Objetivo geral 59

2.2 Objetivos específicos 59

3 METODOLOGIA 60

3.1 Aspectos éticos da pesquisa 60

3.2 Voluntários 60

3.3 Protocolo experimental 61

3.3.1 Estímulos 63

3.3.2 Coleta de dados 67

3.3.3 Pré-processamento 72

3.3.4 Extração de características 74

3.3.5 Classificadores 77
3.4 Análise estatística 78
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO 80
4.1 Análise psicológica 81
4.1.1 ISSL 81
4.1.2 SAM 83
4.2 Análise fisiológica 86
4.2.1 SCR 87
4.2.2 EEG 89
4.3 Classificação 101
4.3.1 SCR 101
4.3.1 EEG 103
5 CONCLUSÕES 105
REFERÊNCIAS 108
APÊNDICE A – Formulário utilizado para avaliação de Valência, Arousal e Dominância das imagens apresentadas aos voluntários. 115
APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido 116
ANEXO A – Carta Convite para Participação da Pesquisa 117
ANEXO B – Aceite da Parceria no Projeto de Pesquisa 118

1 INTRODUÇÃO

Atualmente o estresse tornou-se um termo bastante utilizado em diversas áreas da saúde, uma vez que na sociedade moderna as pessoas são afetadas cada vez mais com o estresse, tanto que a Organização Mundial da Saúde (OMS) considera o estresse como a "epidemia de saúde do século 21". Pesquisa publicada pela *Harvard Business Review* calcula que 60% a 90% dos atendimentos médicos são relacionadas ao estresse, e que acidentes de trabalhos ocorrem duas vezes mais em trabalhadores que sofrem de estresse (AMERICAN PSYCHOLOGICAL ASSOCIATION, 2013). No dia Mundial de Combate ao Estresse, 23 de setembro de 2014, o *International Stress Management Association* (ISMA) divulgou estudo apontando que cerca de 80% da população brasileira é afetada pelo estresse; o mesmo estudo destaca ainda que 30% destes estão na fase mais crítica, a qual pode acarretar uma série de outras doenças.

No entanto, o estresse não representa necessariamente algo ruim ou patológico, pois este é um mecanismo de adaptação vital para a sobrevivência da espécie humana, já que se trata da capacidade do organismo em reagir a situações de risco, no qual através de respostas complexas envolvendo alterações comportamentais, endócrinos, hemodinâmicos, entre outros, o estresse prepara o organismo para enfrentar os desafios e/ou ameaças. Historicamente, o estresse foi definido como uma alteração do estado de calma para um estado de maior excitação, com a finalidade de preservar a integridade do organismo, porém, muitas vezes é definido de formar singular como a reação do corpo a um percebido sofrimento mental, físico ou emocional (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010).

Apesar de ser extremamente necessário para a sobrevivência da espécie, o estresse também é utilizado pelo organismo humano como uma resposta frente a três situações distintas: desgaste físico, mental ou emocional, sendo classificado de acordo com a via que o gere (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010). A resposta desencadeada pelo sistema nervoso é a mesma independentemente da situação enfrentada, evocando as mesmas respostas fisiológicas, sendo que estas respostas causam certa alteração do rendimento físico e cognitivo (REISMAN, 1997). Esta alteração no rendimento cognitivo, principalmente, pode vir a comprometer as

atividades desenvolvidas pelo indivíduo. Por exemplo, quando o sujeito estar em um estado de estresse físico (muito cansado, ou sonolento), este pode ter a sua capacidade de raciocino rápido diminuída, o que poderia acarretar complicações na execução de suas tarefas habituais. Quando se trata de áreas da saúde, principalmente no atendimento de urgência e emergência, este problema pode ser determinante para salvar uma vida que esteja em risco, além de que pode comprometer a segurança do próprio profissional envolvido no resgate.

São diversos os fatores que estimulam o estresse nos profissionais de saúde, sendo que a própria situação a que são expostos quando prestam socorro às vítimas de acidentes podem causar estimulação negativa, ou seja, levar a um estado de estresse emocional. No entanto, como descrito por Brouwer e outros (2011), a mente humana pode ser treinada para lidar como diferentes situações. Para isso, o indivíduo deve ser dessensibilizado quanto a estímulos negativos, o que pode ser realizado gradativamente através de repetidas exposições a situações estressantes, o que de fato já ocorre com estes profissionais diariamente em suas atividades de urgência e emergência.

O diagnóstico de estresse é realizado principalmente pela utilização de questionário de autorrelatos aplicados por psicólogos. No entanto, tem sido estudada a utilização de sinais cerebrais como os monitorados por eletroencefalografia (EEG, do inglês *electroencephalography*), que mede os sinais cerebrais diretamente na origem e no momento do evento, sendo assim, uma medida de alta resolução temporal e fidedigna dos processos vivenciados pelo sujeito. Estes sinais vêm sendo utilizado na área de saúde desde 1929, e com o grande avanço tecnológicos das últimas décadas, tem sido possível a utilização de EEG para gerar mapeamentos cerebrais, sendo conhecido como EEG quantitativo, fornecendo uma visão gráfica bastante precisa da localização de alterações elétricas, levando a uma avaliação mais detalhada da atividade cerebral. O estudo de emoções e estado emocionais através da eletroencefalografia é realizada em diversas partes do mundo, porém, a pesquisa desta dissertação de mestrado inova ao propor o estudo do estresse em profissionais de urgência e emergência, como é o caso dos bombeiros militares da 1ª Cia do Espírito Santo. Nos experimentos realizados foi utilizado para captação do sinal de EEG um dispositivo portátil (*Emotiv Epoc).*

Para entender como é realizado o estudo do estresse, antes é preciso entender como são expressas as emoções nos seres humanos, portanto, nesta Seção 1 são apresentados os aspectos indispensáveis a respeito do sistema nervoso (Seção 1.1) e das emoções (Seção 1.2). Nas seções seguintes é abordado o tema deste trabalho, o estresse (Seção 1.3), assim como, as maneiras de identificá-lo. A seguir é discutido aspectos envolvidos na assimetria hemisférica da resposta ao estresse (Seção 1.4), e por fim é descrita a técnica de eletroencefalografia (Seção 1.5).

1.1 Sistema Nervoso

O Sistema Nervoso (SN) é dividido exclusivamente para fins didáticos. Trata-se de um sistema onde as várias partes estão intimamente relacionadas morfologicamente e funcionalmente. O sistema nervoso é dividido considerando critérios anatômicos, embriológicos e funcionais.

Anatomicamente, o SN é dividido em Sistema Nervoso Central (SNC), localizado dentro do esqueleto axial, ou seja, cavidade craniana e canal vertebral, e Sistema Nervoso Periférico (SNP), localizado fora do esqueleto axial. O SNC é formado pela medula espinhal e o encéfalo, que por sua vez é composto pelo cerebelo, tronco encefálico e cérebro. O cérebro é formado pelo telencéfalo e diencéfalo, enquanto que o tronco pelo mesencéfalo, ponte, bulbo. O SNP é composto pelos nervos, gânglios e terminações nervosas, sendo que os nervos são denominados cranianos ou espinhais de acordo com o local em que se originam (MACHADO, 2005).

Funcionalmente, o SN pode ser dividido em somático (sistema da vida de relação) e visceral (sistema da vida vegetativa). O sistema somático é responsável pelo relacionamento do organismo com o meio ambiente, possui uma via aferente, que conduz aos centros nervosos impulsos originados em receptores periféricos ocasionados pelo ambiente, e outra via eferente que leva o comando dos centros nervosos aos músculos estriados esqueléticos gerando os movimentos voluntários (MACHADO, 2005; GUYTON e HALL, 2011).

O Sistema Nervoso Visceral é o que inerva e controla as estruturas viscerais, integrando diversas vísceras no sentido da manutenção da constância do meio interno. Este também possui uma via aferente responsável por conduzir os impulsos nervosos originados com receptores das vísceras a áreas específicas do sistema nervoso, e outra eferente, a qual conduz os impulsos dos centros nervosos até as vísceras (glândulas, músculos lisos ou músculo cardíaco). A via eferente do sistema é denominada Sistema Nervoso Autônomo (SNA) e pode ser subdividido em simpático e parassimpático (GUYTON e HALL, 2011; MACHADO, 2005). A divisão funcional é exposta na Figura 1. Devido à sua ligação intrínseca com os estudos das emoções esta subdivisão do sistema autônomo é mais bem detalhada na Seção 1.1.3.

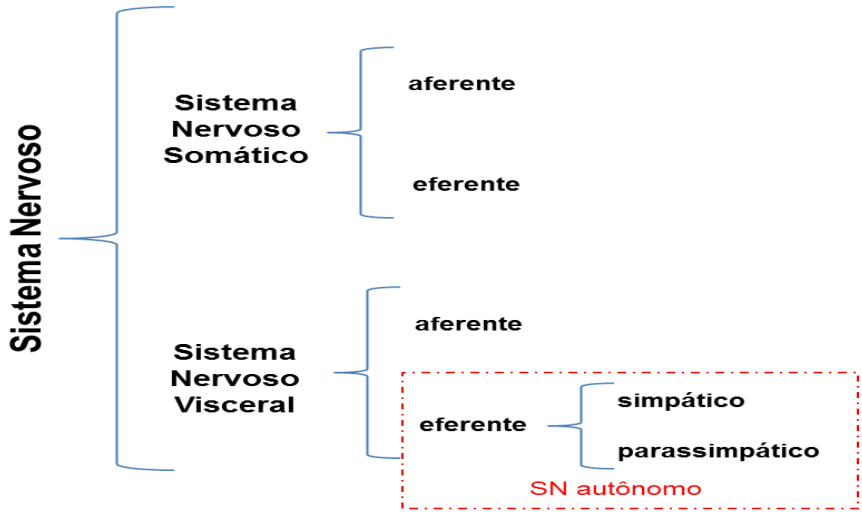


Figura 1: Divisão funcional do Sistema Nervoso. Fonte: Adaptado de Machado (2005).

1.1.1 Neurônios

O neurônio é a unidade fundamental do tecido nervoso. Sua função básica é receber, processar e enviar informações. Os neurônios dos vertebrados não possuem a capacidade de se dividirem após completarem a diferenciação celular. Os neurônios que morrem (seja por programação natural, efeito de toxinas, doenças ou traumatismos) nunca serão substituídos, com exceção dos neurônios grânulares

e os neurônios sensoriais primários (GUYTON e HALL, 2011). Os neurônios são divididos em três partes fundamentais: dendritos, corpo celular e axônio (Figura 2).

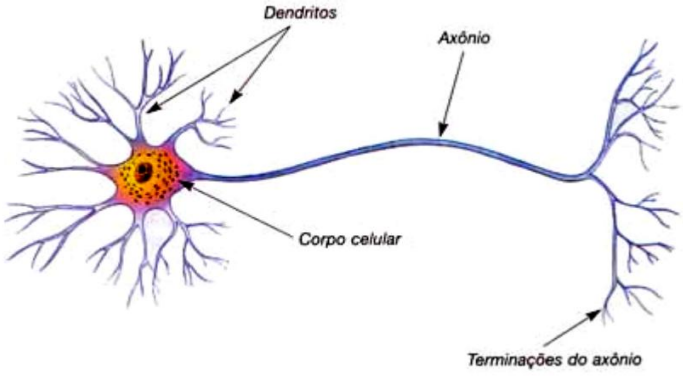


Figura 2: Partes de um neurônio. Fonte: Guyton e Hall (2011).

O corpo celular possui forma e tamanho variável de acordo com o tipo de neurônio, e são responsáveis pela síntese de proteínas neuronais e pelos processos de degradação e renovação de constituintes celulares. Os dendritos normalmente são curtos, medindo de micrometros a milímetros, e são altamente ramificados, de forma semelhante a uma árvore, e originam novos dendritos de menor diâmetro. São especializados em receber estímulos e traduzi-los em alterações do potencial de membrana. O axônio é um prolongamento longo e fino que se origina do corpo ou de um dendrito principal. A maioria dos neurônios possui um único axônio, o qual apresenta comprimento variável de acordo com o tipo de neurônio, sendo que, em humanos, varia de alguns milímetros a mais de um metro (GUYTON e HALL, 2011).

O axônio é especializado em gerar e conduzir o potencial de ação (também denominado “impulso nervoso”), trata-se de despolarização da membrana de grande amplitude (70-110mV), chamada do tipo "tudo ou nada". Quando ocorre, repete-se ao longo do axônio, conservando a amplitude que chega à terminação axônica (MACHADO, 2005).

Os neurônios são células altamente excitáveis e comunicam-se através de impulsos elétricos (potencial de membranas). O potencial de membrana encontra-se em três diferentes estados: em repouso, excitado ou inibidos (Figura 3). A maioria dos neurônios em repouso apresenta potencial de ação em torno de -60 a -70mV (GUYTON e HALL, 2011).

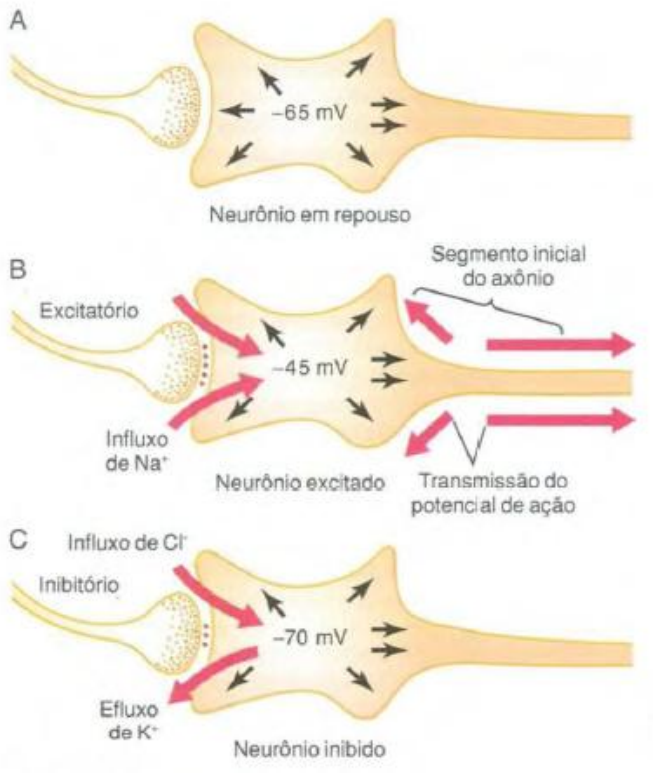


Figura 3: Os três estados de potencial de ação de um neurônio. Fonte: Guyton e Hall (2011).

Esta comunicação ocorre principalmente através das terminações axônicas, as quais estão em contato com outros neurônios. Os locais de contatos entre dois neurônios são denominados sinapses interneuronais, enquanto que quando ocorrem entre um neurônios e células não neuronais, ou efetuadoras (células musculares e células secretoras), são denominadas de sinapses neuroefetuadoras ou junções neuroefetuadoras (MACHADO, 2005).

Existem dois tipos de sinapses: sinapses elétricas e sinapses químicas. As sinapses elétricas são exclusivamente interneuronais (raras em vertebrados). Nestas sinapses existe um acoplamento iônico, ou seja, uma comunicação entre os dois neurônios ocorre através de canais iônicos justapostos, de modo a estabelecer comunicações intercelulares, permitindo a passagem direta de pequenas moléculas do citoplasma de uma das células para o da outra, sendo que esta comunicação ocorre nos dois sentidos. Sinapses químicas representam todas as sinapses neuroefetuadoras e a grande maioria das sinapses interneuronais. A comunicação é dependente da liberação de substâncias químicas, denominadas neurotransmissor. Entre estas estão a acetilcolina, aminoácidos (glicina, o glutamato, o aspartato), o ácido gama-

amino-butírico (GABA) e as monoaminas (dopamina, noradrenalina, adrenalina e histamina), além de muitos peptídeos (MACHADO, 2005).

A sinapse química interneuronal é composta por um elemento pré-sináptico (que possui o neurotransmissor), um elemento pós-sináptico (com receptores para o neurotransmissor) e uma fenda sináptica responsável por separar as duas membranas sinápticas com espaço de 20-30nm entre elas. Neste espaço existem moléculas que mantêm unidas as duas membranas sinápticas (Figura 4). Um impulso nervoso quando atinge a membrana do elemento pré-sináptico origina uma alteração do potencial de membrana capaz de abrir canais de cálcio, levando ao aumento da concentração desse íon no interior da célula, e provocando uma série de fenômenos, entre eles a liberação de neurotransmissores na fenda sináptica que irá se difundir até atingir seus receptores no elemento pós-sináptico (GUYTON e HALL, 2011; MACHADO, 2005).

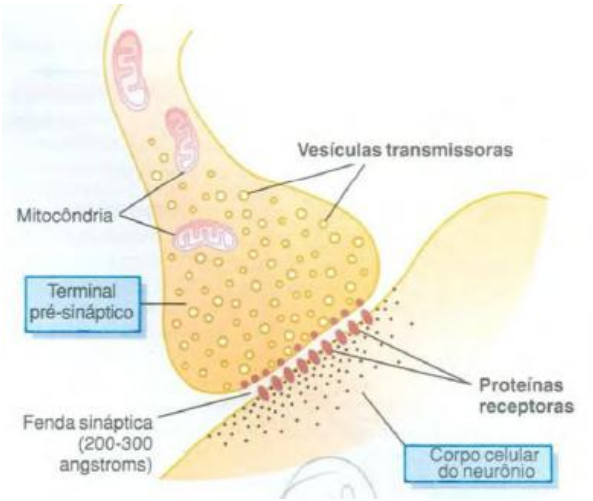


Figura 4: Anatomia fisiológica da sinapse. Fonte: Guyton e Hall (2011)

Um único neurônio pode receber de 1.000 a 10.000 contatos sinápticos. Os potenciais pós-sinápticos excitatórios e inibitórios são somados ou integrados, sendo que se na zona gatilho (local onde o primeiro potencial de ação é gerado) chegar uma voltagem no limiar de excitabilidade do neurônio (por exemplo, despolarização de 15mV), gera-se um potencial de ação como pode ser observado esquematicamente na Figura 5 (MACHADO, 2005).

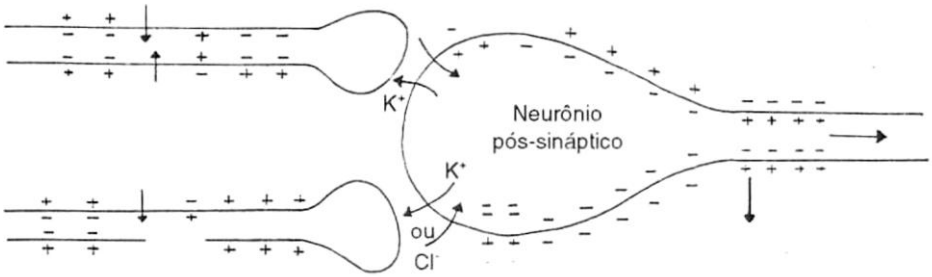


Figura 5: Soma de potenciais excitatórios e inibitórios. Fonte: Machado (2005).

Uma única excitação pré-sináptica sobre o elemento pós-sináptico quase nunca excita uma célula; isso é devido ao fato de que para ocorrer o potencial de ação é necessário atingir o limiar de excitação, normalmente em torno de 10 a 20 mV, enquanto que um único terminal pré-sináptico em média possui 0,5 a 1 mV. Deste modo o limiar de disparo do potencial de ação pode ser alcançado através do disparo simultâneo de diversas sinapses, como observado na Figura 6.

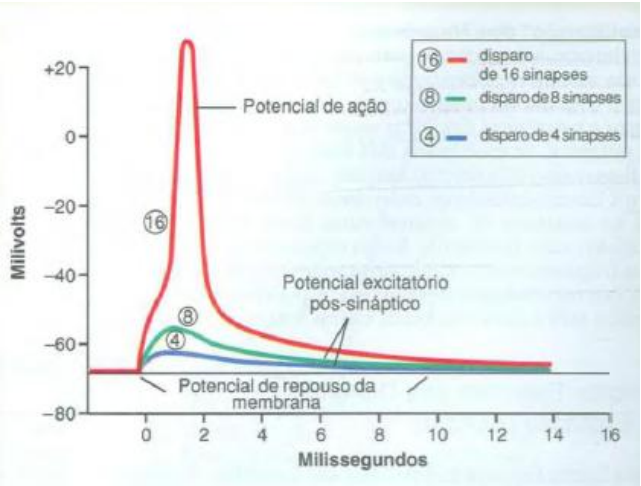


Figura 6: Comparação do somatório de diversos potenciais excitatórios para atingir um potencial de ação. Fonte: Machado (2005).

1.1.2 Cérebro

O cérebro humano é dividido em dois hemisférios, direito e esquerdo, os quais são incompletamente separados pela fissura longitudinal do cérebro, tendo o corpo caloso o principal meio de união entre os dois hemisférios. Cada hemisfério possui

três pólos: frontal, occipital e temporal; e três faces: face súperolateral (convexa); face medial (plana), e face inferior (base do cérebro). A delimitação dos giros ou circunvoluções cerebrais é baseada nos sulcos, que são as depressões presentes na superfície do cérebro humano (MACHADO, 2005).

Os sulcos mais constantes recebem denominações especiais e ajudam a delimitar os lobos e as áreas cerebrais, sendo os mais importantes em cada hemisfério o sulco lateral e o sulco central. Desta forma o cérebro é dividido em cinco lobos: Frontal, Temporal, Parietal, Occipital e Ínsula (MACHADO, 2005). Na Figura 7 é apresentada a morfologia dos lobos cerebrais.

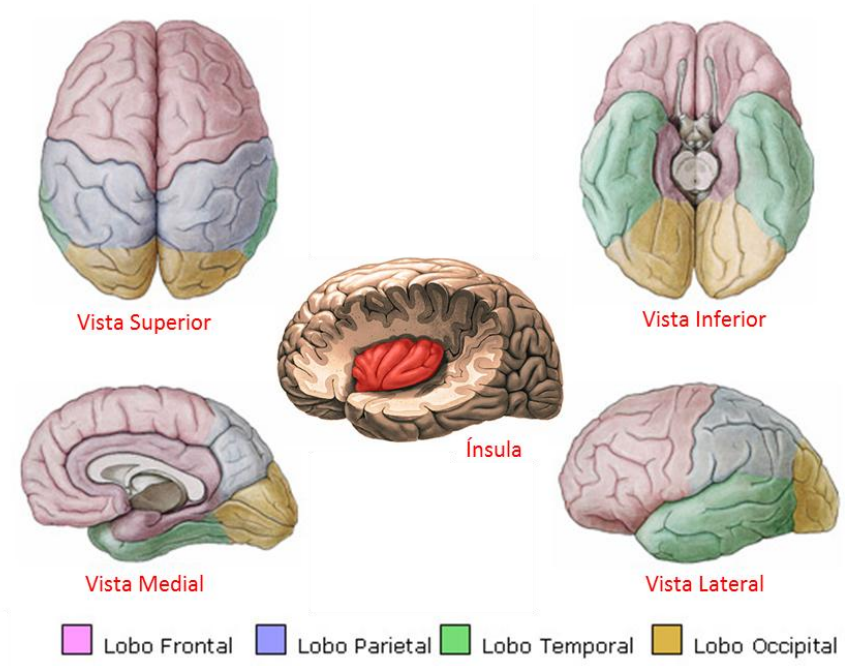


Figura 7: Lobos cerebrais: Frontal, Parietal, Temporal, Occipital e Ínsula. Fonte: Adaptado de Netter (2008)

1.1.3 Sistema Nervoso Autônomo

Conforme já mencionado, de acordo com o conceito funcional o sistema nervoso pode ser dividido em sistema somático e visceral, ambos subdivididos em elementos aferentes e eferentes. Por definição o componente eferente, responsável por levar

impulsos dos centros nervosos até as estruturas viscerais denomina-se Sistema Nervoso Autônomo (SNA), com base no conceito de Langley, o qual denomina o sistema autônomo como um sistema exclusivamente eferente ou motor. É importante destacar dois tópicos que podem causar certa confusão didática: o primeiro é o fato de que o SNA está presente tanto no sistema nervoso central como no periférico; em segundo lugar atentar-se ao fato de que as fibras eferentes viscerais especiais (presente no nervo trigêmeo, facial e acessório) não fazem parte do SNA, haja vista que inervam músculos estriados esqueléticos (GUYTON e HALL, 2011; MACHADO, 2005).

Os impulsos nervosos carreados pelo Sistema Nervoso Somático (SNS) eferente chegam ao músculo estriado esquelético, ou seja, trata-se de um sistema voluntário. Enquanto que o SNA leva os impulsos ao músculo estriado cardíaco, músculo liso ou glândula, representando assim um sistema involuntário. Este sistema involuntário, de acordo com critérios anatômicos, farmacológicos e fisiológicos, é dividido em sistema nervoso simpático e parassimpático (MACHADO, 2005). Os principais critérios para esta divisão podem ser observados na Tabela 1.

Tabela 1: Diferenças anatômicas, farmacológicas e fisiológicas entre o sistema nervoso simpático e parassimpático.

Critério	Simpático	Parassimpático
Neurônios pré-ganglionares	Medula torácica e lombar (entre T1 e L2).	Tronco encefálico (dentro do crânio) e medula sacral (S2, S3, S4)
Neurônios pós-ganglionares	Longe das vísceras e próximo da coluna vertebral	Próximo ou dentro das vísceras
Fibras ganglionares	Pré-ganglionar é curta e a pós-ganglionar é longa	Pré-ganglionar é longa e a pós-ganglionar curta
Estrutura fibra pós-ganglionar	Vesículas granulares pequenas (a maioria contém noradrenalina)	Vesículas agranulares (maioria contendo acetilcolina)
Ações das fibras	São difusas e atingem vários órgãos (algumas são localizadas)	São localizadas em um órgão ou setor do organismo
Classificação farmacológica	Adrenérgicas.	Colinérgicas

Um mesmo órgão pode ser inervado tanto pelo sistema simpático como pelo parassimpático, e normalmente (mais não em todos os casos) estes sistemas apresentam ação antagônica um sobre o outro. Apesar dessas ações antagônicas ocorrer na maioria dos casos, os dois sistemas colaboram e trabalham harmonicamente adequando o funcionamento de cada órgão diante de diversas situações a que é submetido o organismo (GUYTON e HALL, 2011; MACHADO, 2005). Diante das diferenças fisiológicas (Tabela 1) é possível observar que o sistema simpático tende a agir de modo difuso e sobre vários órgãos simultaneamente. Deste modo, em circunstâncias especificas, todo o sistema simpático é ativado, produzindo uma descarga em massa e ativando a medula da suprarrenal, que por sua vez lança no sangue a adrenalina que age em todo o organismo.

1.2 Emoções

A maneira como são entendidas as emoções tem sido alterada com o passar dos anos. No final do século XIX, William James sugeriu que as emoções eram uma função das áreas sensoriais e motoras do neocórtex e que o cérebro não possuía um sistema dedicado às funções emocionais, porém, este conceito foi derrubado por estudos que mostraram que as reações emocionais requerem a integridade do hipotálamo. Em 1937, Papez propôs uma teoria de circuitos de emoção que envolvia o hipotálamo, tálamo anterior, giro do cíngulo e hipocampo e o "Sistema Límbico". Ele via o sistema límbico como um sistema de propósito geral envolvido na mediação de funções necessárias para a sobrevivência do indivíduo e da espécie. No entanto, os sistemas de áreas límbicas como o hipocampo e corpos mamilares provaram ser muito mais importante para processos cognitivos do que para processos emocionais. Contudo, uma área do sistema límbico que tem sido consistentemente implicada nos processos emocionais em uma variedade de situações em diversos estudos é a amígdala (LEWIS, HAVILAND-JONES e BARRETT, 2008).

As emoções são estudadas de diversas formas, principalmente na área da Psicologia, onde frequentemente são utilizadas as palavras relatadas pelas pessoas para descrever as emoções. O uso de palavras para relatar emoções tem sido extraordinariamente bem sucedido, haja vista que as palavras que diferentes pessoas utilizam para descrever suas emoções tipicamente apresentam padrões bem consistentes. Outra característica que contribui para o uso de autorrelatos através das palavras é o fato de que os idiomas são ricos em termos emocionais, os quais ainda possuem a capacidade de serem complementados com metáforas (RUSSELL, 1980). Contudo, o uso de autorrelatos para identificação de emoções tem algumas limitações. Por exemplo, as pessoas podem relatar palavras com o intuito de enganar o avaliador ao invés de informar ou, mesmo que deseje relatar a verdade, as palavras estão sujeitas a distorções contextuais, além do fato que as emoções não são meramente cerebrais, elas são incorporadas, como afirma Freud em suas pesquisas em psicologia clínica. Freud também destaca que alguns aspectos dos estados emocionais podem ser relatados e outros não podem (LEWIS, HAVILAND-JONES e BARRETT, 2008).

Uma característica importante a destacar é que emoções não podem ser confundidas com humor ou atitudes. Normalmente emoções são direcionadas a determinados objetos, algo específico, enquanto que o humor tende a ser mais amplo e generalizado. Emoções tendem a ser de curta duração, da ordem de segundos a minutos, enquanto que outras reações afetivas tendem a ser mais duradouras (EKMAN e DAVIDSON, 1994).

Tendo em vista que o termo emoções é um termo muito amplo, foram desenvolvidas formas de conceptualização para estas, existem duas formas muito utilizadas para a classificação de emoções, conhecidas como modelo de emoções discreta e dimensional. A mais antiga é a definição de emoções discretas, onde as emoções são classificadas levando em conta uma variedade de fatores, incluindo avaliações de antecedentes, expressões faciais e tendências de ação. Este modelo propõe que todas as emoções podem ser decompostas em termos das emoções básicas, como por exemplo medo, raiva, tristeza, felicidade, alívio e desgosto (EKMAN, 1992). No segundo modelo, as emoções são conceitualizadas em termos de dimensões de acordo com o modelo circunflexo proposto por Russel, tendo como principais dimensões a Valência e *Arousal* (excitação), tal como mostrado na Figura 8 (este conceito é melhor detalhado na Seção 3.3.2.2).

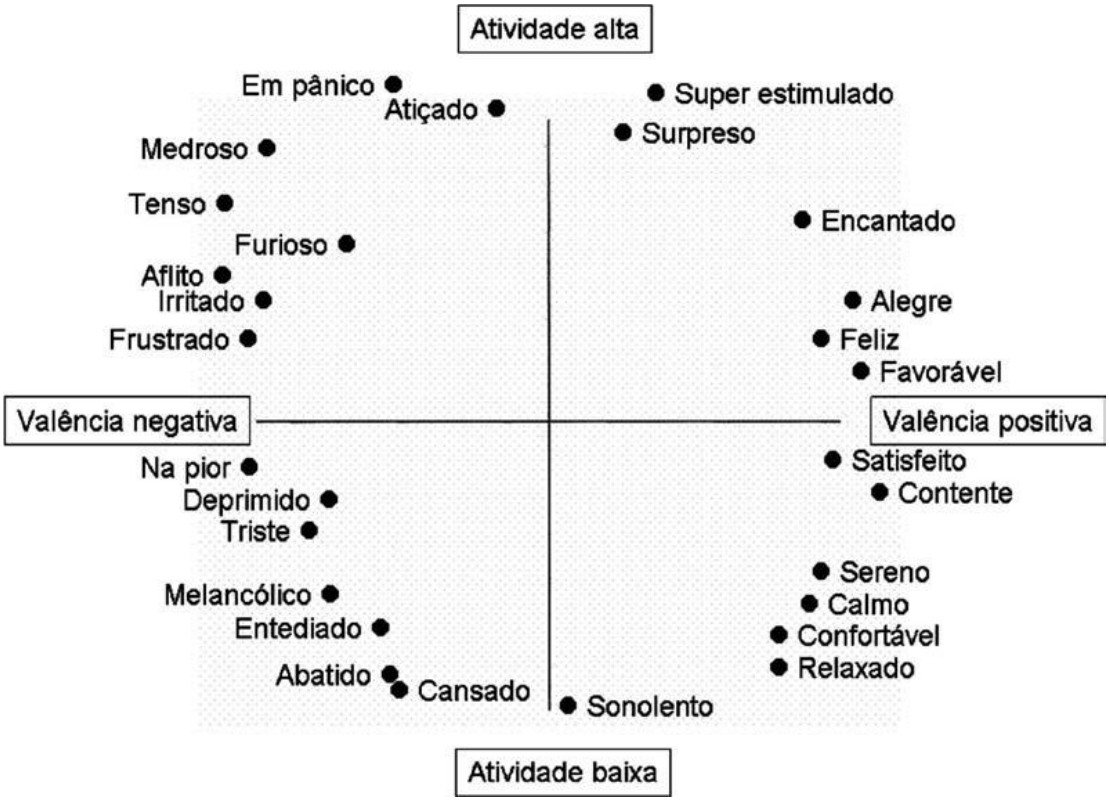


Figura 8: Modelo circunflexo de Russell. Valência variando de negativa a positiva (horizontal), e Arousal, representada por Atividade variando de baixa a alta (vertical).

O segundo modelo tem sido mais utilizado em pesquisa, devido à sua simplicidade, pois é mais fácil expressar uma emoção em termos de excitação e de valência, do que decompor uma emoção em emoções básicas, e também devido à universalidade, haja visto que existe pouca controvérsia sobre a valência e excitação, já que estes são termos naturais para usar quando se fala sobre emoção, e eles são compreendidos praticamente entre todas as culturas.

De acordo com Lewis, Haviland-Jones e Barrett (2008), a identificação de emoções pode ser realizada de acordo com três vertentes, defendidas pelos seus idealizadores:

- James em 1884 sustentou que diferentes padrões da atividade somatovisceral podem produzir diferentes emoções;
- Cannon em 1927 sustentou que diferentes emoções podem produzir diferentes padrões de atividade somatovisceral;
- Schachter e Singer em 1962 sustentaram que uma mesma atividade somatovisceral pode produzir emoções distintas, dependendo da situação e contexto em que se encontre o sujeito.

Diversas técnicas têm sido elaboradas para avaliar os estados emocionais. O avanço tecnológico tem dado grande suporte à evolução destas técnicas, sendo que a maioria das análises são baseadas na atividade somatovisceral (sinais periféricos) controlada pelo Sistema Nervoso Somático, porém, esta atividade periférica trata-se da apresentação final da reação do organismo a determinada emoção, sendo que a origem desta ocorre no Sistema Nervoso Central.

Emoções podem ser estimuladas por diversas formas, e existe uma variedade de técnicas de indução de emoção em pesquisas com humanos. As que utilizam imagens ou sons são as mais comuns, mas pode-se também utilizar uma abordagem multimodal, ou seja, a combinação dessas técnicas para a estimulação de certas emoções. Diversos autores têm utilizado banco de dados de imagens e áudios para estimulação emocional. Os mais comumente citados são o *International Affective Picture System,* denominado IAPS e elaborado por Lang, Bradley e Cuthbert (2008), e o *International Affective Digitized Sounds,* denominado IADS e elaborado por Kim (2007).

O IAPS é um banco de dados de imagens, as quais têm sido utilizadas empiricamente para induzir a emoção de seres humanos dentro de condições laboratoriais. O IAPS contém 956 imagens emocionalmente evocativas, avaliadas por vários voluntários estadunidenses, em três dimensões, com valores de 1 a 9. A primeira é denominada “valência”, variando de negativo a positivo ou de desagradável a agradável; a segunda, “excitação” (arousal), estende-se de calmo até agitado; e por último, a “dominância”, que varia de estados de incapaz até total controle sobre a situação (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010; SAVRAN *et al.*, 2006).

A existência dessa coleção de estímulos afetivos normalizados permite melhor controle experimental na seleção de estímulos emocionais, facilita a comparação dos resultados entre os diferentes estudos realizados no mesmo ou em diferentes laboratórios, e incentivam e permitem a exata repetição entre laboratórios de pesquisa que estão avaliando pesquisas básicas e aplicadas aos problemas da ciência psicológica (LANG, BRADLEY e CUTHBERT, 2008).

Esta coleção de imagens é classificada de acordo com o modelo dimensional das emoções. A primeira dimensão, horizontal, refere-se aos estados que variam de

desagradável a estados agradável, enquanto que a segunda dimensão, vertical, varia de estados com pouca excitação a estados de elevados de excitação (RUSSELL, LEWICKA e NIIT, 1989). Existe ainda uma terceira dimensão que pode ser definida de acordo com os critérios de cada estudo, sendo a mais comum e utilizada a dimensão de dominância. Para a determinação do valor para cada escala, normalmente esta classificação é realizada utilizando como parâmetro o SAM (do inglês *Self-Assessment Manikin*).

Na Figura 9 é apresentada a disposição das imagens do IAPS de acordo com as dimensões de valência (horizontal) x excitação (vertical), de modo semelhante ao modelo de Russel. Para o cálculo das posições são utilizados os valores médios de excitação e valência de acordo com o trabalho de Lang, Bradley e Cuthbert (2008).

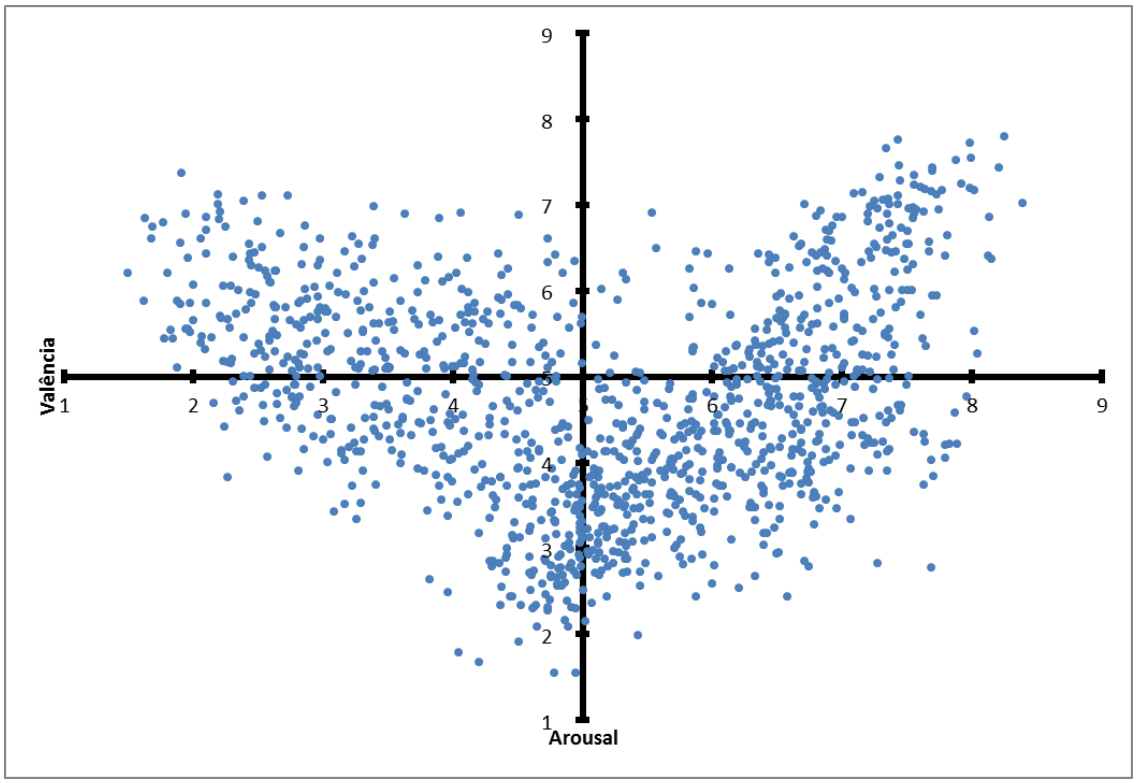


Figura 9: Imagens do banco de dados IAPS dispostas de acordo com os valores de valência e arousal, segundo avaliação de voluntários do sexo masculino. Fonte adaptado do trabalho de Lang, Bradley e Cuthbert (2008).

Após a introdução destes aspectos acerca das emoções e do sistema nervoso, pode-se compreender mais facilmente o objeto de estudo desta pesquisa, o estresse.

1.3 Estresse

O termo estresse foi usado pela primeira vez pelo endocrinologista Hans Selye, em 1936, em uma pesquisa submetida para publicação na revista *Nature*. Na ocasião o editor da revista solicitou a substituição do termo “stress”, pois esse termo já era utilizado pela física desde 1658, o qual refere-se à força que produz uma deformação em um material. Sendo assim, o primeiro trabalho de estresse foi publicado utilizando o termo “Reação de Alarme” (SELYE, 1973). No entanto, a utilização deste termo “stress” acabou consagrando-se e mantém-se basicamente inalterado atualmente em diversos idiomas devido à falta de tradução adequada.

Selye em suas pesquisas, enquanto procurava novos hormônios na placenta, injetou um extrato desta por via intraperitoneal em ratos e observou uma série de alterações, contudo, estas alterações não puderam ser atribuídas aos efeitos do extrato injetado, pois a injeção de placebo em animais do grupo controle teve as mesmas alterações. Selye então sugeriu que a manipulação desses animais, assim como o ato de aplicar a injeção pudesse ser responsável pelas alterações encontradas. Estas hipóteses foram testadas expondo os animais a uma série de estímulos, incluindo: frio, lesão tecidual, excesso de exercícios e intoxicações. Nesses testes o pesquisador observou os mesmos achados, independente do estímulo utilizado, concluindo assim que se tratava de uma “reação geral de alarme” onde, em situações críticas, o organismo precisava adaptar-se à nova condição, mais tarde passando a ser chamado de “síndrome de adaptação geral” (SELYE, 1956).

São muitos os estímulos estressores aos quais um determinado organismo pode ser exposto; um mesmo estímulo estressor pode ocasionar diferentes respostas em diferentes organismos. O estrese gerado pode ser classificado como eustresse e distresse. Quando a resposta desencadeada pelo organismo é de alguma forma positiva para a situação, por exemplo, quando causa empolgação, felicidade ou prazer, ocorre o chamado eustresse. No entanto, quando trata-se de algo negativo que desencadeia uma resposta inadequada como em situações que causem medo, insegurança ou patologias, temos o chamado distresse (SELYE, 1956). Contudo, o termo estresse geralmente é mais utilizado nas situações de distresse.

O estresse pode afetar qualquer pessoa, independente de idade, sexo ou etnia. O organismo humano utiliza o estresse como uma resposta frente a três situações distintas: desgaste físico, mental ou emocional, sendo classificado de acordo com a via que o gere (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010). Qualquer que seja o motivo ou situação capaz de causar alteração da homeostase interna e exige alguma adaptação pode ser considerado um estressor.

Existem situações e eventos que são intrinsecamente estressantes, como o frio, a fome e a dor; esses são classificados como biogênicos, pois não dependem necessariamente da interpretação do indivíduo e atuam no desenvolvimento do estresse automaticamente. Outros que dependam da história/experiência para causarem estresse são chamados de estressores psicossociais (ELLIS, 1973).

Porém, para que um estímulo possa ser estressor ele necessita ser percebido por um dos receptores do sistema nervoso periférico e carreado aos sistemas sensoriais, seja visualmente, auditivamente, tátil ou por *recall* (lembrança de experiências sofridas). No Sistema Nervoso Central, o neocórtex, os eventos percebidos são interpretados e integrados aos estados emocionais codificados no sistema límbico e no hipotálamo (STERNBERG e OSÓRIO, 2000). Destaca-se que o sistema nervoso evoca as respostas fisiológicas semelhantes, independente de qual tipo de estresse, sendo que estas respostas causam certa alteração do rendimento físico e cognitivo (REISMAN, 1997).

O modelo de estresse proposto por Selye (1956) é um processo dividido em três fases: alerta, resistência e exaustão. A primeira fase, de alerta, é uma resposta positiva, algo necessário para manter o organismo do indivíduo preparado para responder a certas situações; é neste momento que ocorre a resposta de luta ou fuga, como descrito por Cannon. Quando o estímulo não é interrompido ou superado, ocorre um acúmulo de tensão proveniente da fase de alerta e o organismo mantém-se adaptado a resistir ao desgaste sofrido, sendo esta fase denominada de resistência. Novamente se as adaptações forem suficientes para superar os estímulos adversos, ou caso o estressor seja interrompido, o indivíduo recupera-se e encerra o processo de estresse. No entanto, se o processo é mantido ativo por um longo período, este pode avançar para a fase mais negativa do estresse, a exaustão.

É na terceira fase, devido ao intenso desgaste sofrido pelo organismo durante a tentativa de superar os estímulos estressantes, que surge uma variedade de sintomas, como dificuldade de concentração, prejuízo para memória, vulnerabilidade a vírus e bactérias (baixo atividade do sistema imunológico), queda de produtividade, além de facilitar o surgimento de outras patologias como úlceras, pressão alta, psoríase, vitiligo, urticária crônica e infarto agudo do miocárdio. Na fase de exaustão a impulsividade e decisões equivocadas passam a ser mais comuns, podendo impossibilitar o indivíduo de realizar suas tarefas, principalmente no ambiente de trabalho (LIPP, 2001; SELYE, 1956).

De acordo com Lipp (2001), o estresse pode ser estimulado através fontes externas e internas. As fontes internas estão ligadas com a personalidade, modo de reagir a determinados situações, e experiência de vida. Em alguns casos não é a situação em si que gera o estresse, e sim o modo como essa é interpretada pelo indivíduo. Estressores externos geralmente estão relacionados com as atividades nas rotinas diárias do indivíduo, principalmente relacionados com os problemas de trabalho e da vida pessoal como, por exemplo: morte ou doenças de um filho, frustrações nas atividades profissionais, perda de dinheiro ou dificuldades econômicas, notícias, assaltos, entre muitos outros.

1.3.1 Fisiologia do Estresse

É sabido que durante o estresse o organismo sofre muitas alterações, que são mediadas pela atividade do Sistema Nervoso Autônomo e pelo eixo HHA (hipotálamo - hipófise - glândula adrenal).

Imediatamente após à exposição a um estressor, o SNA, através dos ramos simpático e parassimpático, promove rápidas alterações fisiológicas nos órgãos que inerva. Um exemplo desse mecanismo é a liberação de noradrenalina nas terminações dos nervos simpáticos, e adrenalina pela estimulação simpática das células da medula da glândula adrenal, levando ao aumento da frequência cardíaca

e a pressão arterial. Esse mecanismo ocorre em questão de segundos e possui curta duração devido ao reflexo parassimpático (ULRICH-LAI e HERMAN, 2009).

Ao mesmo tempo ocorre ativação do eixo HHA, causando a elevação dos níveis de glicocorticoides. O funcionamento desse sistema, basicamente, ocorre pela ativação dos neurônios do núcleo paraventricular do hipotálamo, os quais secretam o hormônio liberador de corticotrofina (CRH, do inglês *corticotropin-releasing hormone*) nos terminais de neurônios hipotalâmicos próximos à hipófise (esses podem também estimular áreas como amígdala, hipocampo e locus coeruleous). Na hipófise anterior o CRH promove a liberação do hormônio adrenocorticotrófico (ACTH, do inglês *adrenocorticotropic hormone*), o qual atua sobre o córtex da glândula adrenal estimulando a síntese e liberando glicocorticoides (ULRICH-LAI e HERMAN, 2009).

Os glicocorticoides são uma classe de hormônios esteroides representados pela hidrocortisona, corticosterona e cortisol (GUYTON e HALL, 2011). Essa via é controlada pelo feedback negativo (realimentação inibitória) dos glicocorticoides sobre as áreas extra hipotalâmicas, hipotálamo e hipófise (TSIGOS e CHROUSOS, 2002). A localização das principais áreas cerebrais envolvidas na resposta ao estresse pode ser observada na Figura 10.

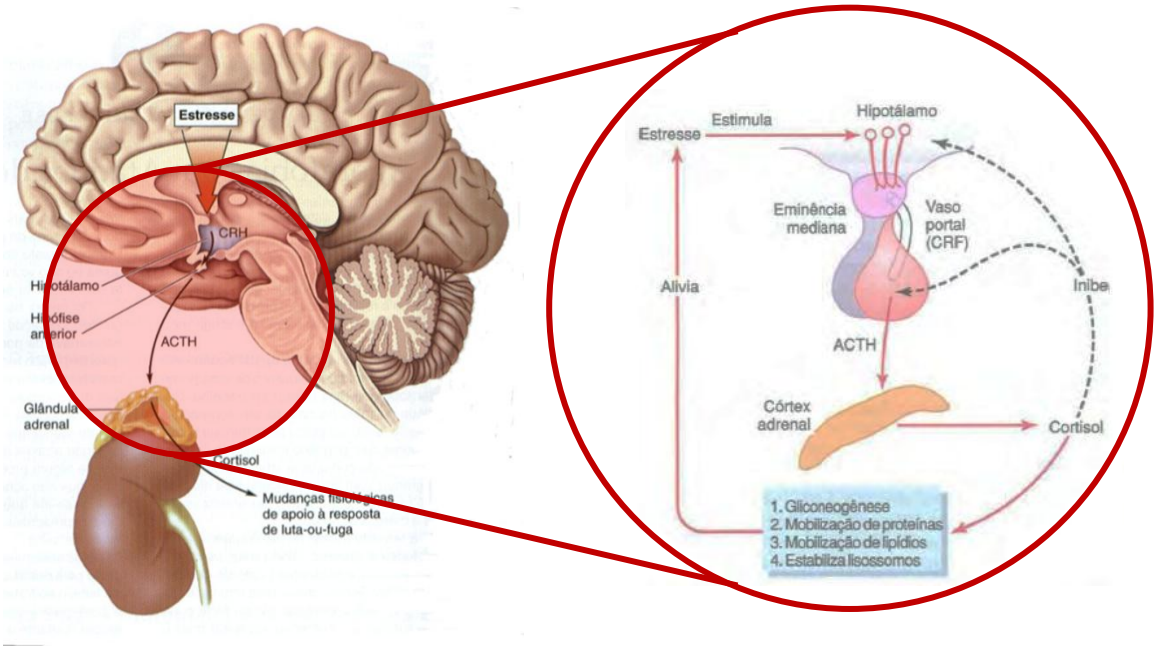


Figura 10: Via de resposta a estímulos estressantes, e mecanismo de regulação de glicocorticoides. Fonte: Adaptado de Guyton e Hall (2011).

Diferentemente da via do SNA, o eixo HHA é uma via lenta de resposta a estressores, sendo que o pico dos níveis plasmáticos de glicocorticoides somente são mensuráveis dezenas de minutos após o início do estresse (BROUWER *et al.*, 2011; ULRICH-LAI e HERMAN, 2009). Desse modo, a resposta ao estresse ocorre entre milissegundos e dias. Os primeiros efeitos ocorrem segundos após a percepção de um estressor, sendo decorrentes da liberação de monoaminas estimulada pelo SNA e peptídeos pelo CRH. Os demais efeitos têm início aproximadamente entre uma e duas horas após o início do estresse e são decorrentes da atividade dos glicocorticoides plasmáticos, sendo efeitos moleculares, os quais ativam fatores de transcrição acarretando alterações genômicas e estruturais (GUYTON e HALL, 2011; HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010; LEWIS, HAVILAND-JONES e BARRETT, 2008).

De acordo com Cannon, esta ativação geral caracteriza uma reação de alarme (certas manifestações emocionais e situações de emergência) na qual o organismo do indivíduo o prepara para lutar ou fugir (do inglês, *to fight or to flight*). Para entender esta reação de alarme pode-se citar como exemplo o que ocorre com o organismo frente a um estímulo que cause medo; tradicionalmente o medo é uma das emoções mais estudadas, haja vista a sua fácil caracterização, estimulação e identificação (LEWIS, HAVILAND-JONES e BARRETT, 2008). Através da via aferente do sistema nervoso somático são levadas ao cérebro as informações a respeito da percepção de um determinado estímulo estressor, seja ele visual, auditivo, tátil ou uma lembrança. O hipotálamo é responsável por processar os sinais de entrada e desencadear os efeitos fisiológicos viscerais correspondentes (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000). Ele atua através de impulsos nervosos que descem pelo tronco encefálico e medula, ativam os neurônios pré-ganglionares simpáticos, que por sua vez irão levar estes impulsos nervosos aos diversos órgãos, iniciando, assim, a reação de alarme (GUYTON e HALL, 2011; MACHADO, 2005).

Durante a reação de alarme ocorre maior transformação de glicogênio em glicose, disponibilizando maior quantidade de energia para o consumo pelo organismo. Ocorre ainda o aumento no suprimento sanguíneo nos músculos estriados esqueléticos, aumentando a disponibilidade de glicose e oxigênio, além de facilitar a remoção do CO_2 nestes músculos. Outras alterações que podem ser observadas são: aumento da pressão arterial, dilatação dos brônquios e das pupilas, diminuição

do peristaltismo e fechamento dos esfíncteres no tubo digestivo, assim como o aumento da sudorese. Ao permanecerem atuando sobre o organismo, os glicocorticoides promovem a reação dos vasos sanguíneos à adrenalina e à noradrenalina, aumentando e facilitando a vasoconstrição. Esses hormônios também possuem ação anti-inflamatória, sendo um fator complicador à resistência a infecções, pois, retardam a formação do tecido cicatricial e inibem a formação de anticorpos e leucócitos (BRANDÃO, 2004; MACHADO, 2005). Estes efeitos são causados, principalmente, pela atividade do sistema simpático, em contrapartida, a ativação do parassimpático age em oposição a esses efeitos (MACHADO, 2005). Na Figura 11 é possível observar a comparação entre a ação dos sistemas simpático e parassimpático nos principais órgãos que inervam.

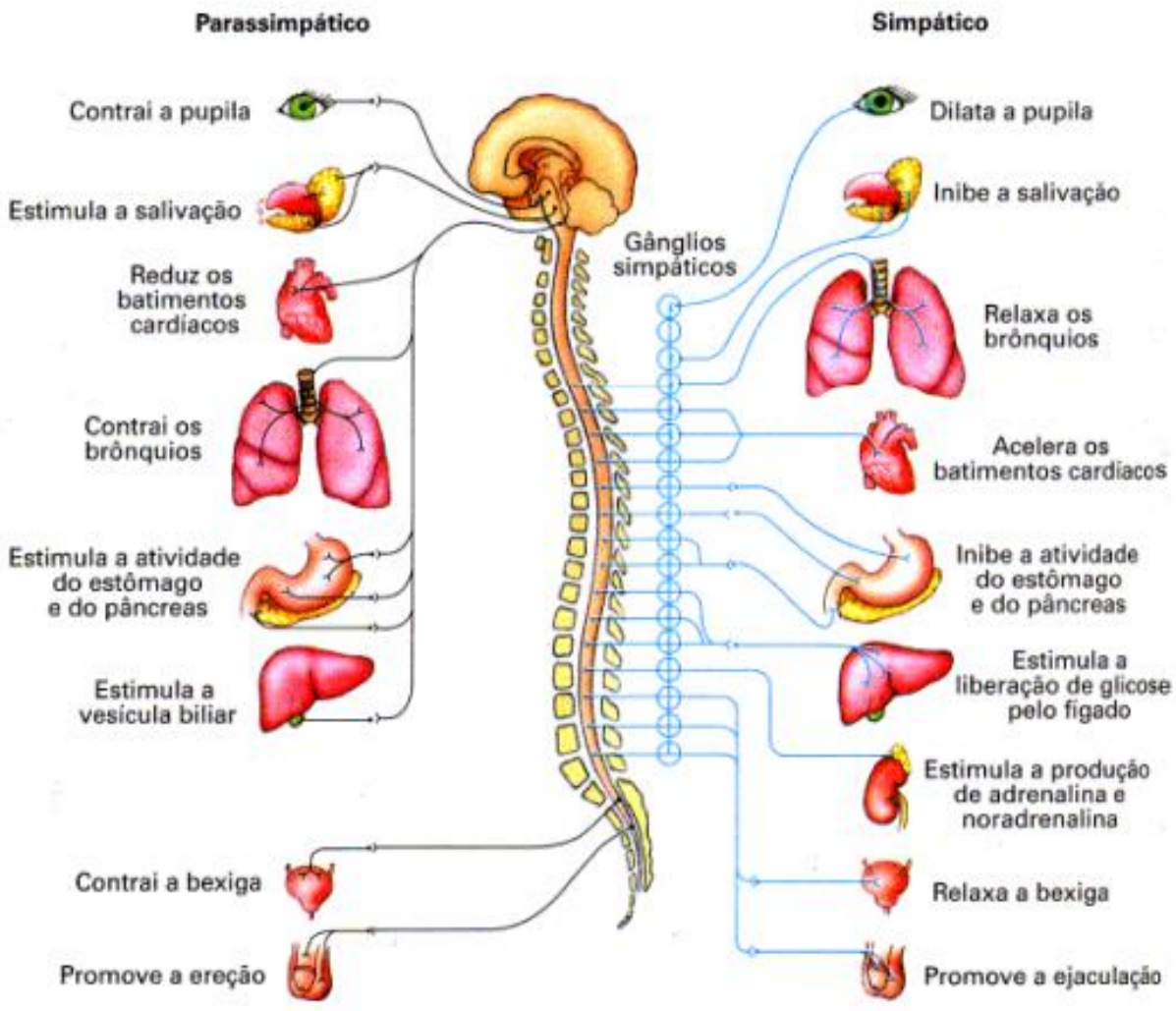


Figura 11: Principais efeitos da ação dos sistemas simpático e parassimpático. Fonte: Guyton e Hall (2011).

Existem ainda outros efeitos associados à alteração de certos hormônios relacionados ao crescimento corporal e metabolismo. Ocorre a redução da liberação do hormônio somatotrópico e do hormônio estimulante da tireoide, queda na produção de andrógenos, bem como na produção de espermatozoides, além da perturbação ou completa supressão do ciclo menstrual feminino, redução do útero, alterações na lactação e aumento da probabilidade de abortos espontâneos (BRANDÃO, 2004).

Neurologicamente o estresse possui efeito deletério sobre a região pré-frontal medial do córtex, e pode causar efeitos similares a lesões nessa área, como por exemplo, podem causar a potencialização de algumas emoções, principalmente o medo (MORGAN et al., 1993; MORGAN e LEDOUX, 1995; LEDOUX, 1996). Diante disto, são muitos os estudos que analisam os efeitos sobre esta área cerebral, sendo que existe um consenso de que uma maior atividade na região frontal direita do cérebro em relação à esquerda (assimetria) pode ser correlacionada com o estresse (LEWIS, WEEKES e WANG, 2007; VERONA, SADEH e CURTIN, 2009; WANG *et al.*, 2009).

Tendo em vista os efeitos ocasionados por estímulos estressantes, podem-se analisar as alterações nos sinais fisiológicos gerados por esses estímulos, a fim de utilizá-los para compreender os processos psicológicos envolvidos na resposta ao estresse (CACIOPPO, 2004; COAN e Allen, 2004; HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010). Esses efeitos podem ser identificados através da monitorização de diferentes biopotenciais. O corpo humano possui quatro biopotenciais, os quais são emitidos pelo coração, cérebro, músculos e movimentos dos olhos. Esses sinais são coletados através de eletrodos específicos denominados, respectivamente, como eletrocardiograma (ECG), eletroencefalograma (EEG), eletromiograma (EMG) e o eletro-oculograma (EoG) (WEBSTER e EREN, 2014).

Além dos principais biopotenciais, existem outras aferições, as quais são realizadas em diversos estudos que envolvem análises de estados emocionais e identificação de estresse. Estas envolvem principalmente aferição da temperatura da pele, pressão arterial, fluxo de volume sanguíneo, variação da frequência cardíaca, taxa de respiração, entre outras.

1.3.2 Avaliação do Estresse

Não é fácil realizar a avaliação de situações psicológicas como estresse. A forma de avaliação mais utilizada ainda é através da aplicação de questionários psicológicos. Entretanto, além da utilização de questionários, o estresse pode ser estimado através da análise de sinais fisiológicos que sofrem alterações no organismo do indivíduo quando este se encontra diante de diferentes situações. A seguir são discutidas as principais formas de avaliação de estresse, assim como a utilização de sinais cerebrais para estas avaliações.

1.3.2.1 Questionários

O uso de autorrelatos tem sido a forma mais utilizada para o diagnóstico de estresse, porém, trata-se de uma avaliação dependente dos relatos apresentados pelo indivíduo, apresentando muitos fatores que dificultam a avaliação, como o problema em se definir e diagnosticar o sintoma, assim como a própria subjetividade dos sintomas. Outro ponto que merece destaque é que diferentes profissionais responsáveis pela avaliação podem considerar mais um aspecto que outro, ou seja, não existe uma total padronização da análise, sendo assim uma avaliação subjetiva (Mota e Pimenta 2006).

No Brasil existem muitos questionários validados para análise de estresse, principalmente relacionados com atividade ocupacional como, por exemplo: Escala Bianchi de Stress, utilizado para avaliar o nível de stress de enfermeiros hospitalares (BIANCHI, 2009); OSI (do inglês *Occupational Stress Indicator*) traduzido e validado no Brasil por (SWAN, MORAES e COOPER, 1993); e a versão brasileira do SWS (do inglês *Survey of Work Styles*), traduzido como Questionário de Estresse, Saúde Mental e Trabalho (GUIMARÃES *et al.*, 1999). Também existe uma série de questionários utilizados na área cognitiva e emocional como: Escala de Estresse Percebido (PSS, do inglês Perceived Stress Scale), elaborado por Cohen, Kamarck

e Mermelstein (1983), traduzida e válida por Luft e outros (2007); e *Inventário de Sintomas de Stress para Adultos de Lipp* (ISSL), questionário brasileiro elaborado por Lipp (2000), o qual é utilizado nesta pesquisa de Mestrado.

1.3.2.2 Condutância da pele

Uma medida bastante utilizada para a detecção do estresse é a Condutância da Pele (SCR, do inglês *Skin Condutance Response*). Um sensor GSR (do inglês Galvanic Skin *Response*) mede a impedância elétrica da pele, fornecendo uma medida da sua resistência (atividade eletrodérmica). Esta resistência diminui devido ao aumento de suor nessa área, o que geralmente ocorre quando a pessoa está experimentando emoções como estresse ou surpresa. O valor médio do SCR está relacionado com o nível de excitação, o qual está altamente relacionado com a atividade do sistema simpático (CHANEL, ANSARI-ASL e PUN, 2007).

Os dados de resistência são captados através de dois eletrodos colocados nos dedos da mão (dedo indicador e dedo médio), pois nesses dedos existem glândulas sudoríparas controladas pelo sistema nervoso simpático (MALMIVUO e PLONSEY, 1995).

A superfície da pele humana possui até cerca de 2000 glândulas sudoríparas por centímetro quadrado, sendo que se considera cada uma como um circuito elétrico separado. Na superfície da pele as glândulas normalmente apresentam alta resistência elétrica, e nas camadas mais profundas são mais condutoras de eletricidade. Quanto mais glândulas são ativadas, maior é a capacidade dos circuitos condutivos e maior será a corrente total fluindo (SCHWARTZ e ANDRASIK, 2003).

De acordo com Schwartz e Andrasik (2003), a pele age como um resistor variável regulando o fluxo de corrente, de acordo com a lei de Ohm (Equação 1), onde a voltagem (V) é igual ao produto da resistência e intensidade de corrente. Deste modo à voltagem constante a intensidade de corrente é inversamente proporcional a resistência.

$$V = \mathrm{R}\,.\,\mathrm{I} \qquad (1)$$

No entanto, é mais frequente o uso da condutância da pele como medida nos estudos. Resistência e condutância (C) são propriedades elétricas dos materiais, sendo recíprocas, ou seja, a resistência é o inverso da condutância ou matematicamente:

$$C = \frac{1}{\mathrm{R}} \rightarrow R = \frac{1}{C} \qquad (2)$$

A alteração nos valores de atividade eletrodérmica é decorrente da atividade do sistema simpático sobre as glândulas cutâneas, a qual basicamente traduz flutuações rápidas na atividade glandular mediada pela liberação de acetilcolina pelo sistema nervoso.

Esta é a principal forma de avaliação utilizada na investigação psicofisiológica, e citada como a que apresenta maior relação com a atividade simpática, devendo-se ao fato que a atividade eletrodérmica é regulada pelo eixo simpático sem a interferência do eixo parassimpático. Deste modo, trata-se de um indicador da atividade adrenérgica (FOWLES, KOCHANSKA e MURRAY, 2000).

Diversos autores relatam encontrar resultados de condutância da pele como os mais significativos entre os demais (GOODMAN *et al.*, 2013), os quais podem ser utilizados como importante apoio para identificação da excitação emocional (LANG *et al.*, 1998).

Por outro lado, vários estudos têm utilizado e atestado a mensuração das expressões autonômicas causadas por estímulos emocionais, por exemplo, com estímulos visuais (LANG *et al.*, 1998) e auditivos (BRADLEY e LANG, 2000), nesses estudos, a resposta da condutância da pele apresentou correlação com a valência emocional e também como arousal descrito pelos indivíduos. Segundo Schwartz e Andrasik (2003), tanto estímulos físicos quanto psicológicos levam a alterações no potencial elétrico da pele.

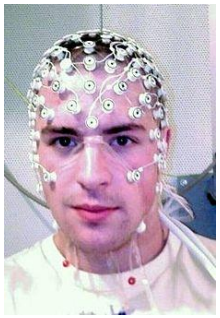
1.3.2.3 Sinais cerebrais

O cérebro humano é a parte do corpo que regula praticamente toda atividade humana. A atividade do cérebro contém uma grande quantidade de informações e, existem diversas formas de medir essa atividade: tomografia por emissão de pósitrons (PET, do inglês *Positron Emission Tomography*), ressonância magnética funcional (fMRI, do inglês *functional Magnetic Resonance Imaging*), magnetoencefalografia (MEG, do inglês *magnetoencephalography*) e eletroencefalografia (EEG, do inglês *electroencephalographic*). Na Tabela 2 é apresentada uma comparação entre estas técnicas.

Com MEG e EEG os efeitos eletromagnéticos neuronais podem ser observados praticamente no momento da ativação, com uma resolução temporal da ordem de milissegundos, porém com resolução espacial menor do que o fMRI e o PET, os quais são limitados em sua resolução temporal de centenas de milissegundos (fMRI) a minutos (PET).

Classicamente, o EEG tem sido o sinal mais utilizado para avaliar a função cerebral (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010), haja visto que mede diretamente a atividade elétrica cerebral, apesar de possuir resolução espacial muito inferior ao fMRI e PET. Entretanto, o EEG oferece a possibilidade de resolução temporal superior a estas, permitindo estudos sobre a dinâmica de redes neurais ou conjuntos de células que ocorrem em escalas de tempo típicos da ordem de dezenas de milissegundos (BAILLET, MOSHER e LEAHY, 2001; WANG *et al.*, 2009).

Tabela 2: Comparação entre as principais técnicas utilizadas para a monitorização da atividade cerebral.

	PET	fMRI	MEG	EEG
Aparelho				
Metodologia	Isótopos radioativos são injetados no sangue do paciente. Estes isótopos emitem pósitrons, podendo assim o aparelho medir o fluxo de sangue. O fluxo de sangue no cérebro é altamente correlacionado com a atividade cerebral. Deste modo, o aparelho pode monitorar a atividade cerebral.	A ativação de neurónios requer consumo de oxigénio, o qual é transportado na corrente sanguínea pelas hemoglobinas. Este metabolismo de oxigénio altera as propriedades magnéticas da hemoglobina e estas propriedades magnéticas podem ser medidas pelo sistema fMRI, medindo desta forma indiretamente a atividade cerebral.	Técnica de neuroimagem funcional para a atividade cerebral de mapeamento através da gravação de campos magnéticos produzidos por correntes elétricas que ocorrem naturalmente no cérebro.	Utiliza a atividade elétrica dos neurônios. Quando os neurônios estão ativos, eles produzem um potencial elétrico. Utilizando-se eletrodos colocados sobre a superfície do crânio, pode-se captar o sinal gerado por um grupo de neurónios.
Vantagem	Capaz de medir a atividade com uma alta resolução espacial	Tem uma alta resolução espacial. Precisão dos dados estruturais.	Fornece características temporais sobre a ativação do cérebro com precisão de milissegundos.	Excelente resolução temporal. Baixo custo. Dispositivos portáveis.
Desvantagem	Resolução temporal baixa, e tempo de atraso devido ao tempo necessário para que o material radioativo chegue ao cérebro. O voluntário está exposto à radiação.	Baixa resolução temporal. Equipamento necessário é muito caro. Requer completa ausência de movimento. Medida indireta de atividade.	Requer blindagem adequada dos sinais magnéticos externos, incluindo campo magnético da Terra. Equipamento necessário é muito caro.	Baixa resolução espacial. Devido ao tecido e o próprio crânio entre os neurônios e os eletrodos, não é possível obter-se a localização exata da atividade cerebral.
Referências	(BATEMAN *et al.*, 2006; BREMNER *et al.*, 2003)	(BREMNER *et al.*, 2003; LANG *et al.*, 1998)	(ENGDAHL *et al.*, 2010; WELCH *et al.*, 2001)	(ALLEN, COAN e NAZARIAN, 2004; BROUWER *et al.*, 2011; HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010)

1.4 Assimetria Frontal em Resposta ao Estresse

Em setembro de 1978, foi apresentado por Richie Davidson um trabalho sugerindo que as emoções negativas e positivas estavam associadas a diferentes padrões de atividade elétrica na região frontal do cérebro. Nesse trabalho, Davidson e colegas apresentaram o primeiro estudo que envolvia Eletroencefalografia da região Frontal do cérebro e o relacionava com as experiências emocionais (ALLEN e KLINE, 2004).

Em primeiro lugar, evidências sugerem que a atividade da banda alfa pode estar inversamente relacionada com processamento cortical subjacente, uma vez que a diminuição de energia nessa banda tende a ser observada quando sistemas corticais subjacentes envolvem-se em processamento ativo (DAVIDSON *et al.*, 1990). Encontram-se na literatura diversas referências à atividade frontal e ativação frontal, basicamente destacando que a atividade cerebral refere-se a uma gravação tônica dos processos corticais como os medidos por EEG, enquanto que a ativação cerebral faz referência à alteração na atividade do EEG em resposta a uma provocação, tal como a alteração provocada por um estímulo emocional (BROUWER *et al.*, 2011; COAN e ALLEN, 2004). Para Verona, Sadeh e Curtin (2009), a direção da assimetria tem sido relatada como dependente de estratégias de retirada (fuga) ou de abordagem para lidar com o estresse.

De acordo com Cacioppo (2004) e Harmon-Jones (2004), o modelo de Davidson é o mais influente, o qual especifica que os níveis relativos elevados da atividade frontal esquerda estão associados com a expressão e a experiência de emoções positivas, relacionadas com a abordagem, enquanto altos níveis relativos de atividade frontal direita estão associados com a experiência e expressão de emoções de retirada (fuga) relacionadas a emoções negativas.

Em estudos recentes sobre a identificação de estresse, tem sido consistentemente utilizada a análise da assimetria dos sinais cerebrais. No EEG, a assimetria frontal da atividade cerebral pode ser formalizada pela diferença absoluta da energia do ritmo alfa (tipicamente de 8 a 13 Hz) entre os hemisférios. Contudo, a relação subjacente exata entre o estresse e a assimetria frontal ainda é incerta (LEWIS,

WEEKES e WANG, 2007). Para Coan e Allen (2004), o estudo da assimetria pode ser classificado em quatros tipos:

a) Estudos que examinam a assimetria frontal por EEG, relacionada com outras características ou medidas de características semelhantes;
b) Estudos que examinam a assimetria frontal por EEG, para prever mudanças emocionais relacionadas com o estado e respostas;
c) Estudos que examinam a assimetria frontal por EEG, relacionada com a psicopatologia ou de risco para psicopatologia, especialmente a depressão e a ansiedade;
d) Estudos que examinam a mudança relacionada ao estado de assimetria em função de mudanças do estado emocional.

Considerando o quarto tipo de estudo, assume-se que uma mudança do estado relatado na assimetria do EEG pode ser provocada e observada. No entanto, é difícil encontrar na literatura o discernimento sobre assimetria frontal do EEG, de forma a entender exatamente quais os efeitos hemisféricos específicos que são responsáveis pelas assimetrias observadas. Essa dificuldade é resultado da prática generalizada de análise computacional de um índice de assimetria, sendo tipicamente uma pontuação de diferença, quando deveria analisar-se cada hemisfério separadamente. O mais comumente encontrado para o cálculo deste índice, e também utilizado nesta pesquisa de Mestrado, é a diferença entre os logaritmos naturais da energia do ritmo alfa do hemisfério direito e do hemisfério esquerdo (ALLEN, COAN e NAZARIAN, 2004).

Esta abordagem resulta em uma escala unidimensional que representa a atividade relativa dos hemisférios direito e esquerdo, com o ponto médio da escala equivalente à atividade zero ou simétrica (BROUWER *et al.*, 2011; COAN e ALLEN, 2004). A limitação dessa medida particular e outras medidas semelhantes é que elas não fornecem nenhuma informação sobre o grau em que cada hemisfério contribui para a pontuação de diferença observada, sendo que relatos dos efeitos hemisféricos específicos são importantes para o entendimento fundamental da natureza precisa de assimetrias corticais na resposta emocional (COAN e ALLEN, 2004). Porém, possuem a vantagem de não ser afetada pela espessura do crânio, que poderia produzir diferenças individuais, nem de artefatos não neurogênicos.

A medida de assimetria também pode ser obtida através de testes estatísticos mais sensíveis, reduzindo o número de contrastes em um determinado modelo e aumentando o poder estatístico. A diferença na pontuação com base em assimetrias da banda alfa tende a apresentar alta consistência interna e confiabilidade de teste, além de reprodutibilidade aceitável (COAN e ALLEN, 2004).

O pesquisador Harmon-Jones (2004) descreve que a pesquisa sobre assimetria frontal procede ao longo de três linhas: a primeira através de exames da relação entre os índices de comportamento (afeto/motivação) e atividade eletroencefalográfica de repouso; a segunda, através de análise da relação entre EEG durante o repouso e respostas à emoção provocada por estímulos; e a última, através de análises de EEG durante a exposição a situações emocionalmente evocativas.

Existe uma série de recomendações metodológicas para minimizar inconsistências e confusões ao medir a assimetria do lóbulo frontal tais como: considerar que a assimetria de EEG frontal é uma pontuação como um indicador de direção motivacional e não de valência emocional; incluir a participação de indivíduos em manipulação emocional suficiente; validar qual manipulação emocional é relevante; empregar modelos de estudo para que sejam uma ação ou uma expectativa de ação necessária por parte do voluntário (HARMON-JONES, 2004).

Além de seguir estas recomendações, nos estudos da assimetria da ativação cerebral deve-se ter muita atenção em relação a diferenças individuais existentes nos padrões de lateralização. Entre estas, as mais importantes são: o gênero, a lateralidade e a psicopatologia (SCHIFFER *et al.*, 2007).

Como esta pesquisa de Mestrado utiliza a assimetria hemisférica através da monitorização das ondas alfas frontais e pré-frontais aferidas através do uso da eletroencefalografia, a seguir é descrita essa técnica.

1.5 Eletroencefalografia

A Eletroencefalografia (do Grego, *eletro* - elétrica, *encéfalo* - cérebro, *grafia* – escrita ou registro) em sua raiz grega é definida como sendo o registro da atividade elétrica cerebral. O EEG surgiu em 1924, usado pela primeira vez pelo médico alemão Hans Berger para medir vestígios de atividade elétrica cerebral em seres humanos. Apesar do grande desenvolvimento tecnológico em eletrônica e o surgimento de softwares que beneficiam a análise de EEG, o princípio básico permanece inalterado (BAILLET, MOSHER e LEAHY, 2001).

A maior contribuição para os potenciais de superfície captados pelo EEG é decorrente das células piramidais, as quais são os neurônios excitatórios caracterizados pela sua grande projeção. Apesar do potencial de ação ser o maior sinal produzido pelos neurônios, sua contribuição para os potenciais de superfície é pequena, sendo significativa apenas quando há sincronia entre um grande número de neurônios. A maior parte do potencial registrado no escalpo é resultante do fluxo de corrente extracelulares associado aos potenciais sinápticos nas células piramidais ativadas. A principal contribuição das células piramidais deve-se ao fato que estas estão orientadas paralelamente umas às outras e todas perpendicularmente ao escalpo. Apesar dos potenciais serem pequenos, a soma destes podem ser registradas pelo EEG (KANDEL, SCHWARTZ e JESSELL, 2000).

O EEG consiste no conjunto de medições de diferenças de potencial elétrico entre os pares de eletrodos no escalpo. Os eletrodos podem ser diretamente colocados em locais selecionados, acima da região cortical de interesse, ou montados em um gorro para fixação rápida (GLOOR, 1985). O sinal de EEG não capta atividade de um único neurônio, mas sim reflete a interação de milhões de neurônios do cérebro (HOSSEINI e KHALILZADEH, 2010).

Estes registros são a variação dos potenciais pós-sinápticos de determinada região do encéfalo, somados espacialmente e temporalmente na superfície do escalpo, produzindo um sinal rítmico (OISHI *et al.*, 2007), o qual pode ser dividido em cinco principais bandas de frequência, como mostrado na Tabela 3.

Tabela 3: Principais ritmos de EEG descritos na literatura.

Banda	Frequência	Condições de Ocorrência
Delta (δ)	0,5 – 3,5 Hz	Ocorre em estados de sono profundo e doença cerebral orgânica grave.
Teta (θ)	3,6 – 7,9 Hz	Ocorre em crianças, e estados de estresse emocional em adultos.
Alfa (α)	8 – 13 Hz	Ocorre em adultos quando acordados, e em estado calmo e de atividade cerebral em repouso.
Beta (β)	13 – 30 Hz	Ocorre em pensamento, concentração e ativação específica das regiões cerebrais.
Gama (γ)	>30 Hz	Ocorre quando acordado, principalmente em imaginação motora.

Fonte: (GUYTON e HALL, 2011; NIEDERMEYER e DA SILVA, 2005; TATUM e WILLIAM, 2014)

Estes ritmos apresentam representação gráfica característica, com suas frequências e amplitude, como pode ser observado na Figura 12.

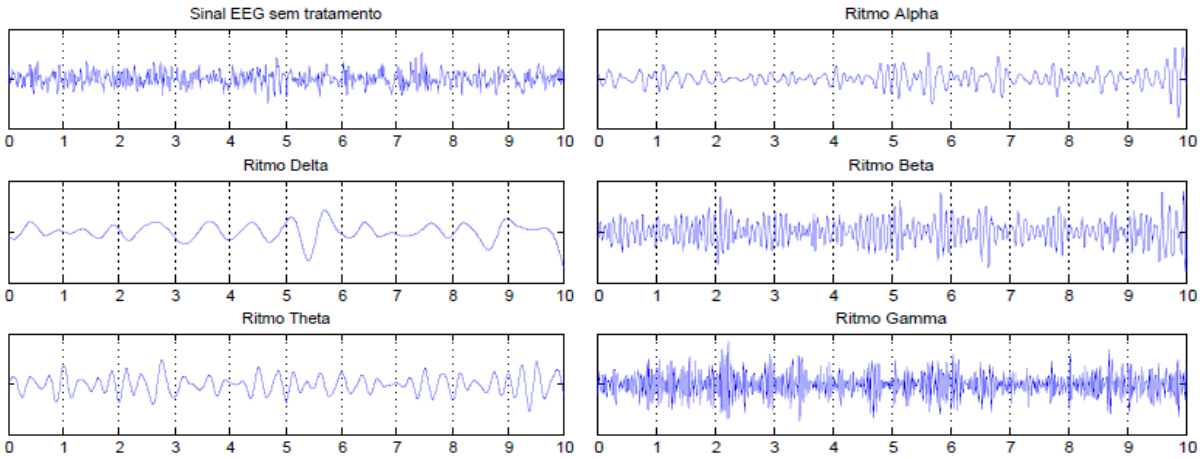


Figura 12: Principais ritmos de EEG baseados em seus valores de frequências apresentados na Tabela 3. Fonte: Imagem gerada utilizando *software MatLab* e dados próprios.

O ritmo alfa é uma onda intermediária, oscilando entre 8 e 13 Hz, sendo relacionado com o relaxamento e a sonolência. Dentro da banda alfa, encontra-se um ritmo conhecido como *Mu*, com frequência típica de 10 Hz, mas podendo variar entre 8 e 11 Hz, embora ocorra em áreas corticais diferentes. O ritmo beta e gama são os de maior frequência do EEG. O aumento dessas bandas é decorrente de uma atividade cortical relacionada com alta concentração, processos mentais complexos, atividade

motora e qualquer tipo de tarefa cognitiva que exija uma maior concentração (NIEDERMEYER e DA SILVA, 2005).

O posicionamento dos eletrodos é realizado em locais específicos sobre o escalpo, de acordo com o Sistema Internacional de posicionamento de eletrodos. Um sistema bastante utilizado é Sistema 10-20 (Figura 13) proposto por Jasper (1958) e utilizado em diversos tipos de estudos envolvendo EEG (LEWIS, WEEKES e WANG, 2007; VERONA, SADEH e CURTIN, 2009). O nome do sistema é devido aos percentuais utilizados para encontrar as posições exatas dos eletrodos tendo como referência o tamanho da cabeça, sendo uma medida variável de 10% e 20% para as distâncias de um par de pontos fixos na cabeça. Os pontos iniciais são a linha imaginária vertical que liga o násion, no anteroposterior do escalpo, ao ínion, a colisão óssea na parte posterior do crânio. Existe ainda uma linha imaginária horizontal a partir do lóbulo da orelha esquerda para a direita (HOMAN, HERMAN e PURDY, 1987).

O posicionamento dos eletrodos segue estas duas linhas imaginárias, sendo que são marcados cinco pontos ao longo da linha vertical, seguindo o padrão 10%-20%-20%-20%-20%-10%, ou seja, partindo do ínion a 10% da distância total entre násion-ínion é marcada o ponto pré-frontal (Fp). Após o Fp, mede-se 20% da distância e marca-se o ponto frontal (Fz). Repete-se o procedimento e marcam-se o central (Cz), parietal (Pz) e occipital (Oz), este por sua vez encontra-se a 10% do ponto final (ínion). Deste modo, no sentido ínion-násion existe a mesma distância entre os pontos. Este mesmo procedimento é realizado para marcar todos os outros pontos do sistema, sendo que os eletrodos que ficam sobre a linha vertical recebem o sufixo z; os no hemisfério esquerdo recebem números ímpares; e do hemisfério direito números pares. A partir do lóbulo das orelhas mede-se 10% e marcam-se os pontos temporais (T), e seguindo a equidistância marca-se os demais pontos, sendo esta linha composta pelas posições T3, C3, C4, T4 além do ponto Cz na interseção com a primeira linha. Tendo como base os pontos 10% das referências (Fpz, Oz, T3 e T4), é desenhado um círculo teórico ligando-os (o 10 do nome refere-se a este círculo). A partir deste são formados novos círculos a 20% do primeiro e, posteriormente, a mais 20% encontra-se o Cz. Os demais eletrodos são colocados equidistantes entre a linha vertical e o círculo, preenchendo as linhas horizontais dos eletrodos da região frontal e parietal (JASPER, 1958).

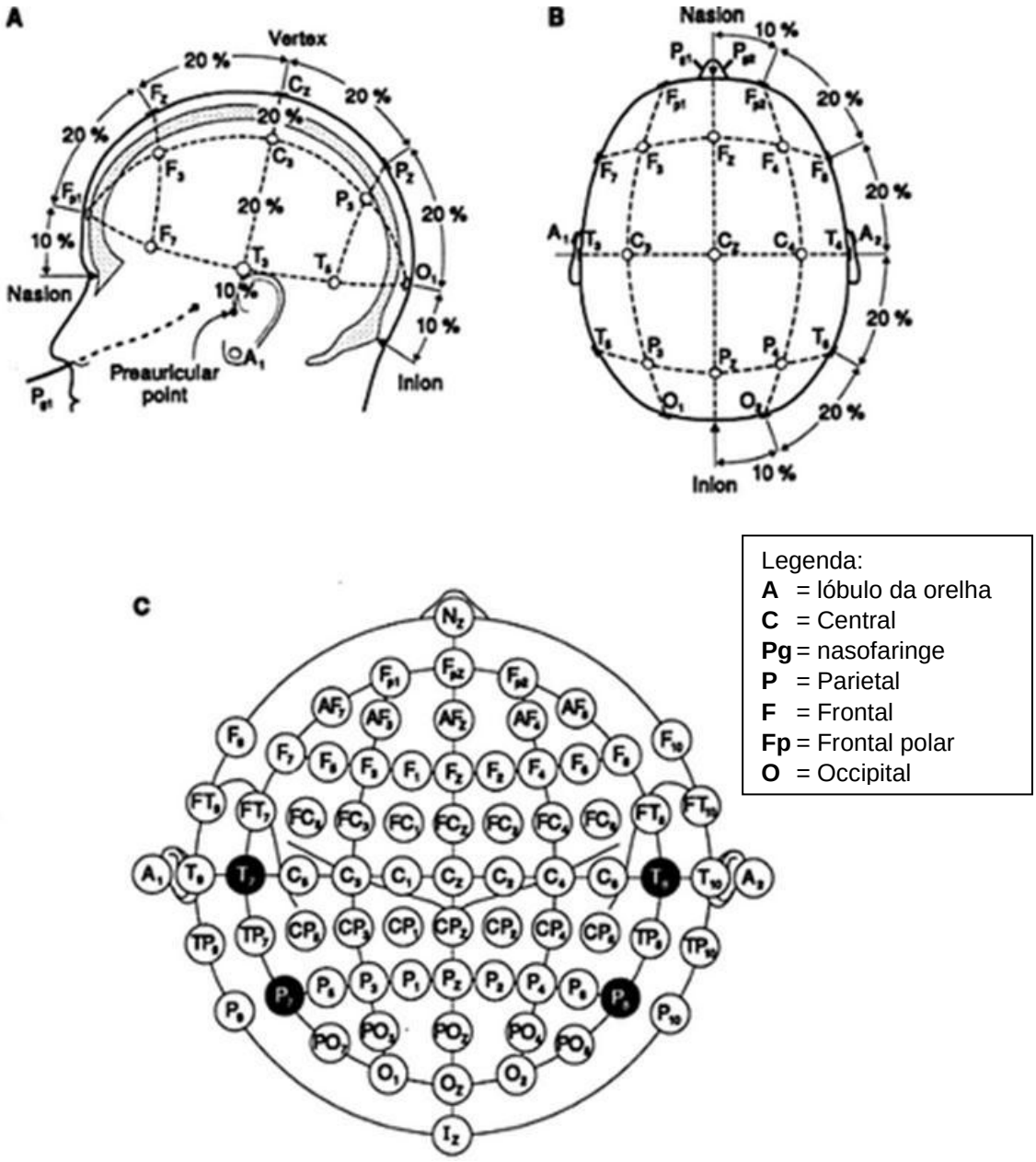


Figura 13: Posicionamento dos eletrodos de acordo com o Sistema 10-20 descrido por Jasper. Vista lateral esquerda (A) e vista superior (B). Em (C) local e nomenclatura dos eletrodos de acordo com a padronização 10% pela American Electroencephalographic Society. Fonte: Malmivuo e Plonsey (1995).

A utilização deste sistema de posicionamento é de suma importância para a padronização dos estudos de EEG e, essencial para a sua difusão e usabilidade científica do EEG (HOMAN, HERMAN e PURDY, 1987).

1.5.1 Processamento

O processamento do sinal de eletroencefalografia pode ser feito de diversas formas utilizando uma variedade de algoritmos. Os principais processamentos são baseados na decomposição do sinal em diferentes ritmos de acordo com a frequência do sinal. O cálculo da potência espectral dos diferentes ritmos de EEG pode ser executada por vários métodos, incluindo os quadrados da amplitude do EEG filtrado através de um filtro de passa-banda, transformada de Fourier, densidade de potência espectral ou transformada Wavelet. As maiorias desses métodos são bem conhecidos e podem ser facilmente implementados em tempo real (KIM *et al.,* 2013).

1.5.2 Extração de características

Uma das etapas mais importantes de um sistema de reconhecimento de padrões é a fase de extração de características. A escolha de boas características aumenta a eficiência da classificação reduzindo o tempo de processamento necessário.

Os autores Picard, Vyzas e Healey (2001) citam as principais características estatísticas que podem ser utilizadas em qualquer sinal fisiológico, como por exemplo: média do sinal, desvio padrão do sinal, média do valor absoluto da primeira derivada e da segunda derivada de um sinal, entre outras.

Existem diversas características descritas para análise do EEG, no entanto, é importante ter em mente qual o objetivo da análise e decidir quais as características que podem ser utilizadas. Características comumente utilizadas no estudo do estresse são descritas nas Seções a seguir:

1.5.2.1 Bandas de Frequências

A decomposição de um sinal de EEG em diferentes bandas de frequência tornou-se possível graças à descoberta de Jean-Baptiste Joseph Fourier, o qual descreveu que toda série temporal periódica pode ser decomposta numa soma de exponenciais complexas (senos e cossenos). Diversas técnicas tem sido descritas baseadas nos princípios de Fourier.

Entre estas, uma técnica bastante utilizada para decompor um sinal de EEG é a Transformada de Wavelet (TW), apresentada matematicamente resumida na Equação 3. A TW é utilizada em diversas áreas da telecomunicação e biológicas, sendo altamente eficaz na análise de sinais não estacionários, os quais mudam suas propriedades estatísticas ao longo do tempo. Nas áreas médicas, a TW é uma importante alternativa aos métodos de Fourier, melhor utilizada em sinais estacionários (BARBOSA, ACHANCCARAY e MEGGIOLARO, 2010; GOSWAMI e CHAN, 2011; WALKER, 1999), além do fato de que utilizando Fourier perde-se a possibilidade de análise temporal, enquanto que com TW tem-se a possibilidade de obter-se a representação dos sinais em três dimensões: amplitude, frequência e tempo.

$$\psi^{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}}\psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a \neq 0, b \in R \qquad (3)$$

Onde, **t** representa o tempo, **a** contração e **b** a translação.

Na Figura 14 é apresentado o algoritmo para decomposição do sinal de EEG através da TW, o qual consiste em decompor um sinal inúmeras vezes em componentes de resolução inferior por meio de banco de filtros digitais passa-baixa (h0) e passa-alta (h1). Deste modo, o resultado da filtragem passa-alta são os coeficientes de detalhe (D[n]), enquanto os resultados da passa-baixa são os coeficientes de aproximação (A[n]), os quais são usados como dados de entrada para um banco de filtros subsequente, gerando assim coeficientes de detalhes e aproximações com resoluções inferiores (MALLAT, 1989).

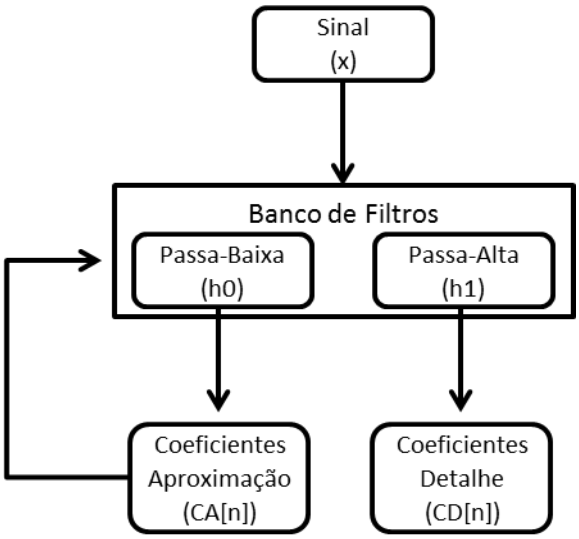


Figura 14: Modelo esquemático da decomposição de um sinal através da transformada de Wavelet. Fonte: Adaptado de Mallat (1989).

Com a aplicação dessa árvore de decomposição, com níveis determinados de acordo com a frequência de amostragem, é possível decompor o sinal em ritmos desejados, como gama, beta, alfa, teta e delta.

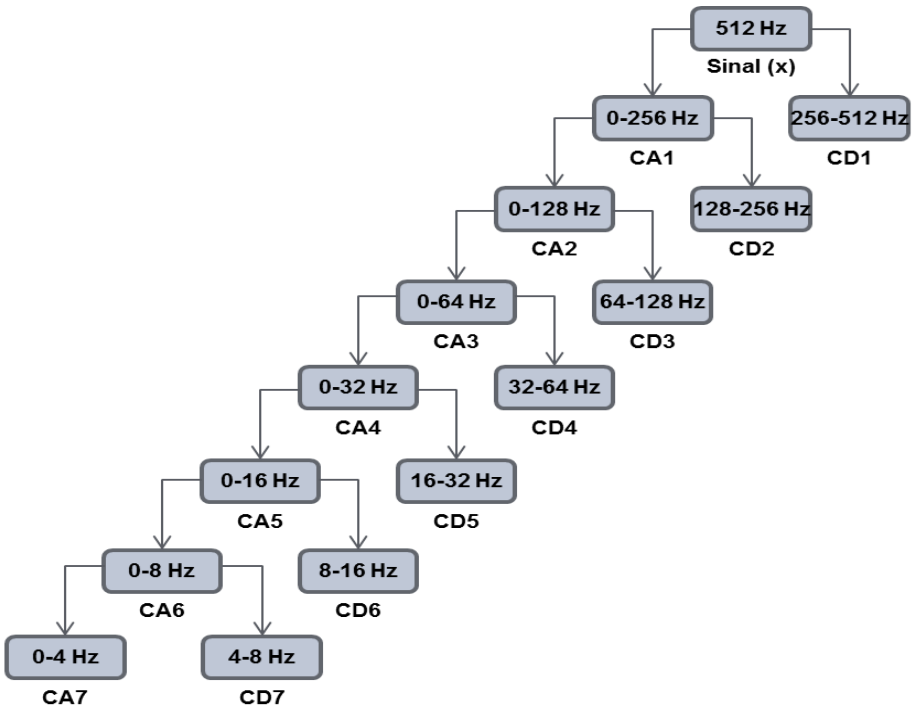


Figura 15: Exemplo de encadeamento de uma árvore de decomposição Wavelet discreta para um sinal de 512 Hz utilizando 7 níveis.

A variação dos ritmos cerebrais se correlaciona com a frequência de estados de comportamento, os quais podem ser categorizados por faixas de frequência onde cada uma é denominada por uma letra grega (as características dos principais

ritmos de EEG são apresentadas na Tabela 3, supracitados na Seção 1.5). Essas são as bases para o processamento subsequente. Apesar de serem amplamente utilizadas, as bandas de frequências não são a única forma de se obter informações de um sinal de EEG, as quais podem ser melhores analisadas através da Densidade Espectral de Potência (PSD, do inglês *Power Spectral Density*).

A PSD pode ser definida de modo simples, como sendo a média do quadrado de um sinal decomposto pela TW, como apresentando na Equação 4, onde *freq* representa a frequência do sinal e, N o número de amostras.

$$PSD_{freq} = \frac{\sum freq^2}{\mathrm{N}} \tag{4}$$

A PSD de um sinal de EEG expressa o nível de atividade em cada banda de frequência do EEG. Esta análise é muito utilizada nos estudos de caracterização de EEG (TREJO, ROSIPAL e MATTHEWS, 2005; VANACKER *et al.*, 2007), sendo constantemente aplicada em estudos de reconhecimento de estados emocionais (LIN *et al.*, 2010).

1.5.2.2 Assimetria alfa (α)

Como descrito na Seção 1, a ativação frontal do hemisfério direito ocorre em momentos de enfrentamentos de situações relacionadas a estímulos negativos, como no caso da manifestação de estresse. Esta ativação hemisférica é o reflexo da mudança da atividade cerebral do hemisfério esquerdo e relação ao hemisfério direito, lembrando que os valores da energia do ritmo alfa são descritos como sendo inversamente proporcional a ativação das áreas corticais subjacentes (BROUWER *et al.*, 2011; COAN e ALLEN, 2004; DAVIDSON *et al.*, 1990). Chega-se assim à relação de que o aumento da ativação do hemisfério direito causa a diminuição da energia do ritmo alfa nesta região.

O cálculo do valor da assimetria α pode ser realizado através da Equação 5, onde E refere-se ao eletrodo esquerdo do par homólogo, e D ao direito (FERREIRA *et al.*, 2006; KNOTT *et al.*, 2001).

$$Assimetria = \frac{PSD\ \alpha\ E - PSD\ \alpha\ \mathrm{D}}{PSD\ \alpha\ E + PSD\ \alpha\ D} \quad (5)$$

Quanto à interpretação desta Equação, é necessário atentar-se para o fato de que o resultado está inversamente correlacionado com o tipo de emoções, positivas ou negativas. Nela os valores de assimetria negativos representam o estado emocional positivo, uma vez que a ativação esquerda causa a diminuição da energia do ritmo alfa neste hemisfério, enquanto que valores positivos estão relacionados a uma maior atividade do lado direito, emoções negativas.

Ao comparar diferentes trabalhos que estudam assimetria, é necessário, observar qual equação foi adotada para esse cálculo, pois pesquisadores têm utilizado diferentes formas de calcular a assimetria, por exemplo, John e outros (1988) calculou a assimetria invertendo a lateralidade na equação da seguinte forma:

$$Assimetria = \frac{PSD\ \alpha\ D - PSD\ \alpha\ \mathrm{E}}{PSD\ \alpha\ D + PSD\ \alpha\ E} \quad (6)$$

.

1.5.2.3 Razão beta/alfa (β/α)

Existem modelos de análise que correlacionam os sinais de EEG com o modelo de Russell, utilizando a assimetria das ondas alfa (Equação 5) como indicador de valência (KIM *et al.*, 2013), e a razão β/α (Equação 7) para indicar a dimensão de excitação (BOS, 2006; SARDÀ, 2012; ZHANG e LEE, 2010).

$$\text{Razão (beta/alfa)} = \frac{\text{PSD beta}}{\text{PSD alfa}} \quad (7)$$

De acordo com a revisão de Kim e outros (2013) a respeito dos estudos envolvendo emoções, entre as técnicas mais utilizadas para os estudos que tratam da identificação dos estados de valência e excitação destaca-se o uso da assimetria α e razão β/α dos eletrodos Fp1/Fp2, e F3/F4.

1.5.3 Classificação

Classificar é realizar um mapeamento de um espaço de características para um conjunto discreto de rótulos (BISHOP, 2006). O objetivo dos classificadores é separar os dados obtidos após a extração de características, classificando-os em diferentes classes.

A maioria dos classificadores requer alto nível de processamento, o qual em muitos casos impossibilita a utilização de processamentos em tempo real (processamento *online*). No entanto, podem-se utilizar alguns procedimentos para reduzir os números de dados que são classificados, reduzindo assim a carga de processamento necessário. Dentre estes, os autores Draper e outros (2003), e Martínez e Kak (2001) destacam o uso da Análise de Componentes Independentes (ICA, do inglês *Independent Component Analysis*) e da Análise de Componentes Principais (PCA, do inglês *Principal Component Analysis*).

Existem diversos métodos de classificação utilizados nos estudos de EEG. Entre estes destacam-se a Análise de Discriminantes Lineares (LDA, do inglês *Linear Discriminant Analysis*), Máquina de Vetor de Suporte (SVM, do inglês *Support Vector Machine*), K-vizinhos mais próximos (K-NN, do inglês *K-Nearest Neighbor*), Árvores de Decisão, e Redes Neurais Artificiais (BLANKERTZ *et al.*, 2011; FATMA GULER e UBEYLI, 2007). Um mesmo conjunto de características pode ser classificado com taxas de acerto diferentes, dependendo do classificador escolhido.

No estudo das emoções os classificados SVM têm apresentado grandes vantagens sobre os demais classificadores (KWON *et al.*, 2003). O SVM é um sistema de

aprendizado estatístico, o qual possui a capacidade de identificar um hiperplano ótimo que maximiza a margem de separação, apresentando robustez com grandes bases de dados, boa capacidade de generalização, além de uma análise funcional e estatística bem definida.

Outro classificador bastante utilizado é o K-NN. Nestes classificadores todas as características utilizadas como treinamentos correspondem a pontos no espaço *n*-dimensional, sendo que a classificação ocorre comparando-se uma nova informação neste mesmo espaço *n*-dimensional já formado. O algoritmo de classificação calcula a distância entre os pontos, utilizando uma noção de distância. Uma equação simples normalmente aplicada é a distância *euclidiana* (Equação 8). A resposta do K-NN é a classe que apresenta o *k* número de características vizinhas a esta nova informação (DUDA, HART e STORK, 2012).

$$\mathrm{d(p,q)} = \sqrt{\sum_{i=1}^{n} (p_i - q_i)^2} \tag{8}$$

Onde, **p** e **q** são os pontos analisados.

Geralmente, os valores das características utilizadas na classificação são informações empíricas. Deste modo, os domínios e grandezas podem ser muito variados entre estas, o que dificulta a solução da classificação. Para contornar este problema e obter um melhor resultado, é necessário realizar a normalização dos dados utilizados na classificação, a qual pode ser realizada utilizando a Equação 9, proposta por Knott e outros (2001), apresentada abaixo.

$$\left(z_i^k\right) = \frac{z_i^k - z_{min}^k}{z_{max}^k - z_{min}^k} \tag{9}$$

Onde, $\mathbf{Z_i}$ representa cada ponto, $\mathbf{z_{max}}$ o ponto máximo e $\mathbf{z_{min}}$ o ponto mínimo;

Com esta normalização, os dados de características distintas estarão contidos entre os valores de 0 a 1, minimizando assim, problemas oriundos do uso de unidades e dispersões distintas entre as variáveis.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Classificar o estresse através do uso de sinais de Eletroencefalografia e de Impedância Galvânica da Pele em Bombeiros Militares do ES.

2.2 Objetivos específicos

- Classificar o estresse em profissionais envolvidos em situações de urgência e emergências utilizando questionário de estresse percebido da Lipp;
- Comparar valores de Arousal e Valência dos estímulos visuais avaliados pelos bombeiros com tabela do IAPS;
- Analisar a lateralidade hemisférica da atividade cerebral através do uso de eletroencefalografia;
- Avaliar a alteração na condutância elétrica da pele em diferentes situações emocionais;
- Classificar a resposta frente a três classes de estimulação por imagem.

3 METODOLOGIA

Para a execução desta pesquisa, optou-se por uma abordagem quantitativa exploratória, firmada na busca de dados indicadores para a classificação de estresse em bombeiros militares através de análise psicológica e fisiológica.

3.1 Aspectos éticos da pesquisa

Este projeto de pesquisa encontra-se em consonância com os aspectos éticos inerentes à pesquisa com seres humanos, estabelecidos na Resolução nº 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, e em suas normas complementares. As informações coletadas são mantidas em caráter de confidencialidade, sendo assegurada a privacidade e o sigilo, bem como a proteção à identidade dos participantes da pesquisa. O projeto de pesquisa foi registrado na Plataforma Brasil, e aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa. O projeto possui Certificado de Apresentação para Apreciação Ética **(CAAE nº: 26225513.6.0000.5060)**. Os dados somente foram coletados após a assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) por todos aqueles que aceitaram participar livre e voluntariamente da pesquisa, depois de devidamente informados sobre seu objetivo.

3.2 Voluntários

Os testes foram realizados na sede do Corpo de Bombeiros Militares do Estado do Espírito Santo, 1.ª Cia. do ES, em Vitória;

Participaram como voluntários 43 bombeiros militares do Espírito Santo, sendo 19 deles em função operacional e 24 em funções administrativas. Os voluntários que, participaram do estudo atenderam aos seguintes critérios de inclusão:

- Ser bombeiro militar ou funcionário civil contratado pela 1.ª Cia. Vitória;
- Estar há pelo menos um ano na função.

Em contraponto, não puderam participar do estudo os voluntários:

- Fumantes;
- Canhotos;
- Aqueles com visão anormal não corrigida;
- Usuários de medicamentos contendo glicocorticoides e anti-histamínico;
- Submetidos à anestesia geral nos 12 meses anteriores.

Para este estudo os voluntários foram divididos em dois grupos, de acordo a atividade administrativa ou operacional. No primeiro grupo, foram inclusos todos os voluntários responsáveis por atividades internas, enquanto que no segundo grupo, foram inclusos todos os que prestavam qualquer tipo de atendimento ocorrência externas, como em casos de acidentes de trânsito, incêndios, afogamento, entre outros.

3.3 Protocolo experimental

O experimento foi divido em três dias de testes (*Set01, Set02, Set03*) com intervalo de pelo menos 10 dias entre cada. Cada *Set* é composto por 2 minutos de gravação de sinal com os olhos fechados e mais 2 minutos de gravação de sinal com os olhos abertos, porém, sem qualquer estímulo. Após, iniciou-se a apresentação dos grupos de estímulos, onde cada grupo continha 5 segundos com apresentação de uma tela preta, seguido pela apresentação de 5 imagens (3,5 segundos cada) e mais 5 segundos de tela sem estímulo. A duração total para cada grupo foi de 27,5 segundos. Ao fim da apresentação de cada grupo de imagens o voluntário respondia

ao questionário SAM (APÊNDICE A). Para o preenchimento do SAM não havia limite de tempo, sendo que o próximo grupo de imagens somente iniciava após a marcação dos três quesitos do questionário SAM. A Figura 16 apresenta uma versão ilustrada do protocolo para estimulação emocional dos voluntários.

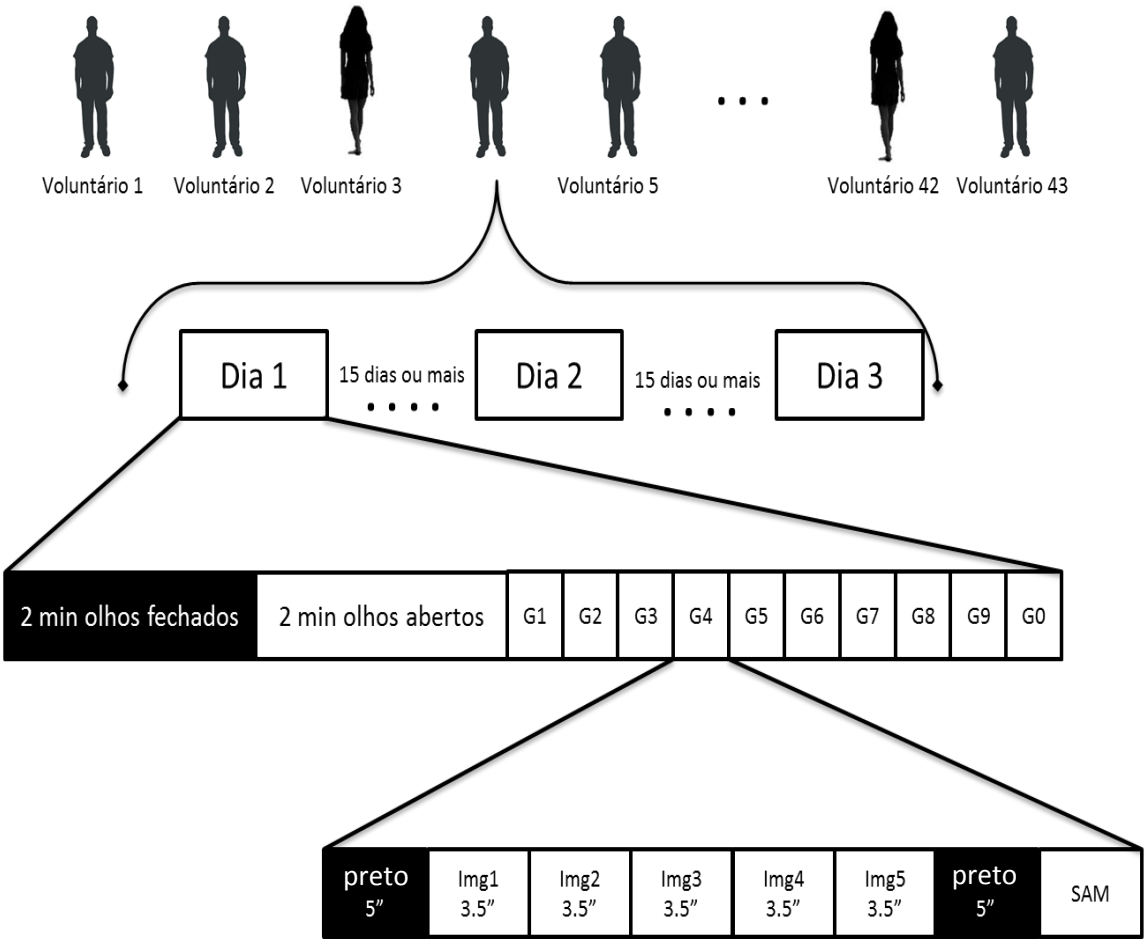


Figura 16: Protocolo experimental realizado em três dias (*set*) com intervalos de pelo menos 15 dias. Cada *set* é composto por 2 minutos de olhos abertos e 2 de olhos fechados, seguidos da exibição de 10 grupo de imagens (G1, ..., G0). Cada grupo de imagem possui 5 imagens (IMG), sendo cada uma exposta por 3,5 segundos. Ao final de cada grupo, é solicitado ao voluntário que responda o questionário SAM.

No primeiro dia de teste (Set 01) foram apresentadas aos voluntários todas as informações necessárias a respeito da pesquisa. Esses foram orientados, e ao concordarem com a pesquisa, foram solicitados a ler e assinar o TCLE antes de iniciar as atividades.

Neste dia, após assinatura do termo, foi realizada uma avaliação psicológica através do questionário de ISSL aplicado por profissional habilitado em Psicologia, antes de realizar o primeiro Set de teste. Os Sets seguintes foram realizados com pelo menos 15 dias de intervalo entre cada. No entanto, levando-se em conta as alterações

hormonais decorrentes da fase do ciclo menstrual das mulheres, os dias de testes dessas foram agendados de forma que coincidisse aproximadamente com o 14º dia do ciclo menstrual.

Os testes foram realizados em temperatura ambiente variando entre 23ºC e 27ºC, ou seja, em temperatura moderada. Controlou-se também a entrada de pessoas no local dos experimentos, para evitar distrações durante a execução dos testes.

3.3.1 Estímulos

Aos participantes deste estudo foi apresentada uma série de imagens, pertencentes ao IAPS. Estas imagens têm sido utilizadas empiricamente para induzir a emoção de seres humanos dentro de condições laboratoriais. Cada imagem é exibida por 3,5 segundos, sendo 10 grupos de estímulos contendo 5 imagens cada.

As imagens selecionadas para os testes foram baseadas nas médias e desvios-padrão de valência e de excitação do banco de dados IAPS, tal como feito por Lang, Bradley e Cuthbert (2008). Os grupos de estímulos foram compostos de acordo com a Tabela 4, foram baseados nos estudos de Hosseini e Khalilzadeh (2010).

Tabela 4: Critérios de seleção das imagens para cada grupo de estímulo.

Grupo	Valencia	Arousal
Positivo	>6,8	> 5
Calmo	4 a 6	< 4
Negativo	< 3	> 5

Estas diferentes classes de estímulos foram formadas com o intuído de representarem as situações de eustresse (classe positiva), distresse (classe negativa) e situações com estímulo calmo (classe neutra).

Baseados nos critérios de seleção descritos na Tabela 4, foram selecionadas as imagens para compor os grupos de estímulos, sendo 44 imagens para os grupos

positivos, 42 para os negativos e 49 para os calmos. Estas imagens foram dispostas de acordo com os valores de valência e arousal (Figura 17). Nesta figura é possível identificar as regiões do sistema bidimensional que representam os diferentes estímulos.

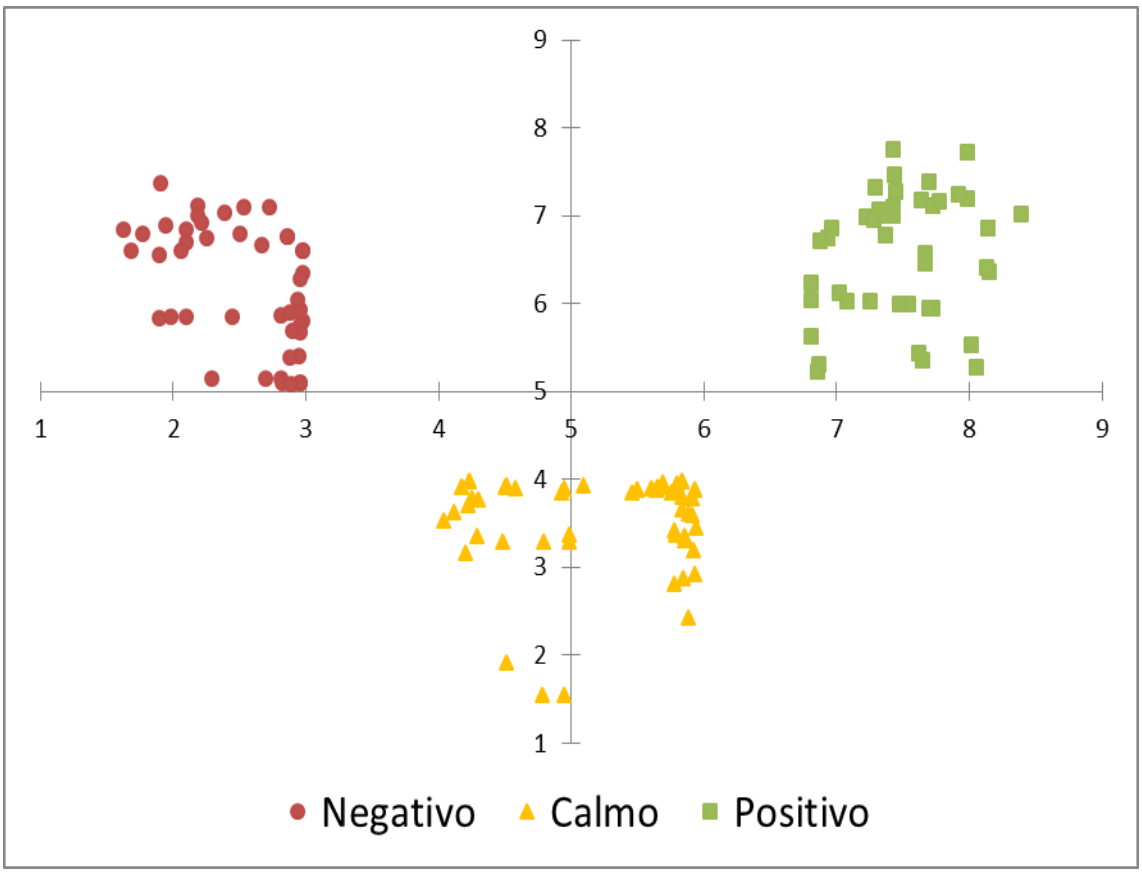


Figura 17: Disposição bidimensional das imagens selecionadas para a estimulação emocional baseado em valores de valência (horizontal) e arousal (vertical).

Após selecionar as imagens, os grupos para estimulação foram compostos de modo a ter a menor variação interna nos valores de valência e arousal. As imagens escolhidas para cada grupo e os respectivos valores da média e variância de valência e arousal podem ser observadas na Tabela 5.

A Figura 18 apresenta a disposição bidimensional dos grupos de imagens selecionas para o estudo, os quais estão distribuídos no modelo dimensional de Russel, de acordo com os valores médios de arousal e valência das imagens que os compõem.

Tabela 5: Valores médios (desvio padrão) de valência, excitação e dominância, para imagens dos grupos utilizados como estímulo emocional.

Grupo	Valência	Excitação	Dominância	N.º Imagem no IAPS				
	Imagens positivas							
Grupo 01	7,5 (1,51)	7,2 (1,70)	5,5 (2,26)	4007	8030	4090	8080	8492
Grupo 02	7,5 (1,30)	7,0 (1,89)	5,6 (2,24)	8185	4250	8400	8186	5621
Grupo 03	7,3 (1,50)	6,8 (1,95)	5,3 (2,30)	8501	8179	4071	4325	8178
Grupo 04	6,8 (1,65)	5,7 (2,18)	6,1 (2,06)	2160	2152	1720	5626	9156
Grupo 05	7,9 (1,21)	7,1 (1,84)	6,5 (2,11)	4607	4664	4652	4670	4680
Grupo 06	7,7 (1,38)	6,0 (2,21)	5,5 (2,19)	5700	8170	8370	2340	8510
Grupo 07	8,1 (1,16)	6,1 (2,30)	6,3 (2,25)	1710	5833	8501	8190	5825
Grupo 08	7,4 (1,55)	7,3 (1,61)	6,4 (1,90)	4683	4664,1	4800	4694	4695
Grupo 09	7,3 (1,58)	6,0 (2,15)	5,5 (2,11)	4643	7405	8380	8300	5260
	Imagens neutras							
Grupo 10	5,2 (1,49)	4,0 (2,13)	5,9 (2,00)	7495	7054	7504	2250	2400
Grupo 11	5,0 (1,40)	3,9 (2,28)	5,5 (2,22)	2830	7033	8121	2579	7590
Grupo 12	5,3 (1,41)	3,9 (2,05)	5,8 (1,81)	7365	1230	1270	2217	2382
Grupo 13	5,5 (1,29)	3,9 (1,98)	5,9 (1,99)	7190	2442	2092	1313	5535
Grupo 14	4,2 (1,60)	3,7 (1,97)	5,4 (2,06)	2722	9190	7054	6010	2100
Grupo 15	5,4 (1,22)	3,5 (1,88)	5,9 (1,96)	7110	2382	7190	2442	2092
Grupo 16	4,4 (1,37)	2,8 (1,76)	5,8 (2,08)	7010	7590	9469	7175	9390
Grupo 17	5,9 (1,52)	3,5 (1,85)	6,2 (1,73)	2511	2217	2000	1602	1661
Grupo 18	4,7 (1,32)	3,3 (1,91)	5,6 (1,85)	2396	2525	2215	2101	7255
Grupo 19	5,9 (1,31)	3,3 (1,85)	6,0 (1,66)	2342	1661	5030	2593	7507
Grupo 20	5,8 (1,44)	3,5 (2,02)	6,2 (1,79)	5875	1450	2500	2060	7495
Grupo 21	5,8 (1,44)	3,5 (1,87)	6,2 (1,84)	2250	1333	2036	5410	2442
	Imagens negativas							
Grupo 22	2,4 (1,45)	7,1 (1,90)	2,9 (2,18)	9940	3010	6230	6260	6350
Grupo 23	2,0 (1,49)	6,9 (2,03)	3,2 (2,06)	6563	3000	3060	3530	3080
Grupo 24	2,3 (1,56)	6,8 (2,25)	3,3 (2,24)	3069	3500	3170	6510	9810
Grupo 25	2,7 (1,39)	5,1 (2,09)	3,7 (1,94)	9911	3103	9075	9420	9419
Grupo 26	2,3 (1,56)	6,6 (2,25)	3,3 (2,17)	3400	6231	3131	3071	3130
Grupo 27	2,2 (1,43)	5,9 (2,35)	3,6 (2,31)	6415	6520	3001	3266	9570
Grupo 28	3,0 (1,72)	6,2 (2,30)	3,2 (2,05)	6231	6250	3550,1	9630	6821
Grupo 29	3,0 (1,63)	5,6 (2,12)	4,0 (2,34)	6570,1	9425	9420	9184	6315
Grupo 30	2,9 (1,66)	5,8 (2,26)	4,1 (2,06)	9300	9332	6312	6838	6510

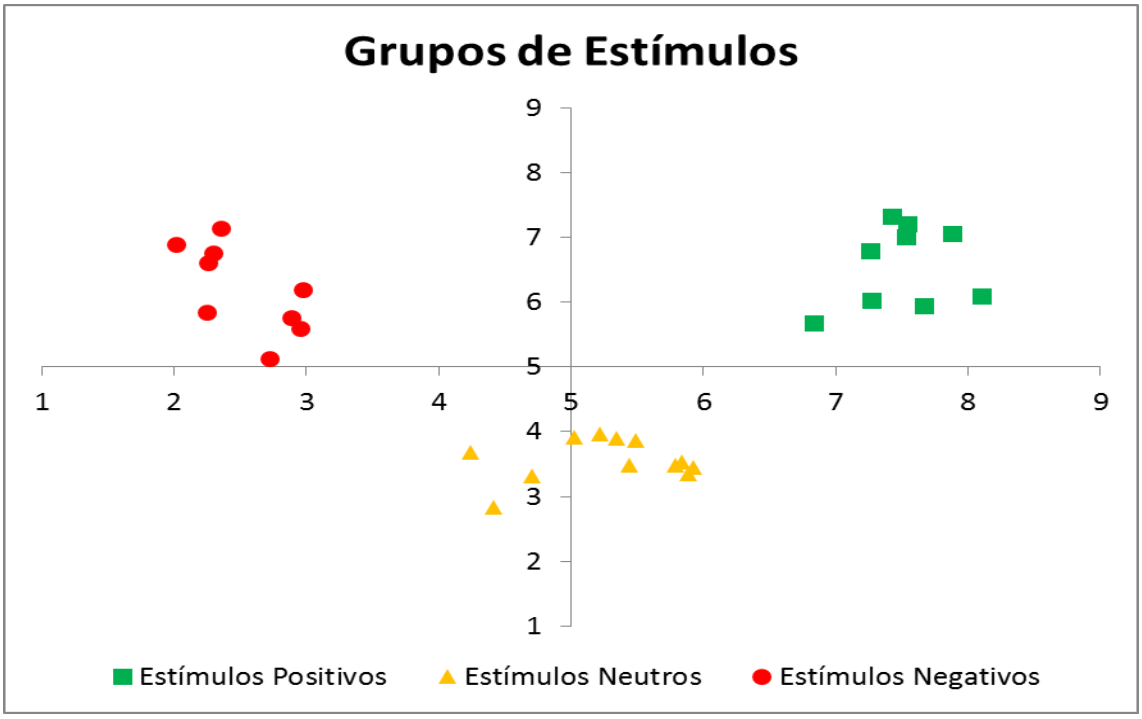


Figura 18: Modelo dimensional para os grupos compostos para o estudo, baseados em valores médios de valência (horizontal) e arousal (vertical).

Os grupos de estímulos foram distribuídos de forma a obter todas as transições entre as diferentes classes de estímulos: calmo-positivo, calmo-negativo, positivo-negativo, positivo-calmo, negativo-positivo, negativo-calmo. O arranjo completo para cada *set* é mostrado na Tabela 6.

Tabela 6: Distribuição de grupos por Set.

Estímulo	Set 01	Set 02	Set 03
Calmo	Grupo 10	Grupo 14	Grupo 18
Positivo	Grupo 02	Grupo 05	Grupo 08
Calmo	Grupo 11	Grupo 15	Grupo 19
Negativo	Grupo 22	Grupo 25	Grupo 28
Calmo	Grupo 12	Grupo 16	Grupo 20
Positivo	Grupo 03	Grupo 06	Grupo 09
Negativo	Grupo 23	Grupo 26	Grupo 29
Calmo	Grupo 13	Grupo 17	Grupo 21
Negativo	Grupo 24	Grupo 27	Grupo 30
Positivo	Grupo 01	Grupo 04	Grupo 07

Deste modo, cada grupo de estímulo foi apresentado uma única vez para todos os voluntários. Ressaltando que os grupos pertencentes à mesma classe apresentam baixa variação dos valores de valência e excitação.

Tabela 7: Valores médios para os grupos de mesma classe, comparando os grupos de estímulos com os critérios de seleção da Tabela 4.

Estímulos	**Valência**			**Excitação**		
	Critério	***Média***	***dp****	***Critério***	***Média***	***dp****
Positivo	>6,8	7,50	0,37	> 5	6,58	0,63
Calmo	4 a 6	5,27	0,58	< 4	3,57	0,32
Negativo	< 3	2,52	0,36	> 5	6,22	0,68

**dp = Desvio Padrão*

3.3.2 Coleta de dados

O estudo de estresse foi realizado analisando dados fisiológicos e psicológicos. Para o primeiro estudo (fisiológico) analisou-se os dados de eletroencefalografia e de impedância da pele, e para os psicológicos utilizaram-se os questionários de ISSL e o SAM (Apêndice A). A Tabela 8 resume os parâmetros utilizados nesta pesquisa.

Tabela 8: Parâmetros para análise de estresse.

Avaliação	**Método**	**Parâmetro**	**Eletrodos**
Psicológica	SAM	Valência Arousal Dominância	---
	ISSL	Estresse Fases e Sintomatologia	---
Fisiológica	SCR	Média Variação	Dedo médio e indicador da mão esquerda
	EEG	Assimetria α	F3-F4, AF3- AF4
		Razão β/α	F4, AF4

É importante ressaltar que a coleta dos dados psicológicos apresenta certas limitações devido ao fato que são questões subjetivas à percepção de cada indivíduo, onde o estado emocional dos voluntários no momento das respostas pode não retratar a realidade do período estudado. No entanto, dados psicológicos ainda são a melhor forma para a validação dos estímulos utilizados.

3.3.2.1 ISSL

O ISSL foi elaborado com base nos conceitos de Selye, sendo validado no Brasil por Lipp (2000). Este inventário é composto de três partes, onde o voluntário deve assinalar os sintomas de estresse que têm apresentado nas últimas 24 horas, na última semana e último mês, respectivamente. Este questionário permite avaliar os sintomas de stress tanto ao nível cognitivo como ao nível somático, além de possibilitar a identificação de cada uma das fases do processo de estresse.

Para a coleta dos dados, o questionário ISSL foi aplicado antes do primeiro *set*, aos voluntários foi solicitado que preenchessem o questionário de acordo com as orientações do psicólogo que realizou a avaliação de estresse percebido.

3.3.2.2 SAM

O SAM é um sistema criado por Lang em 1980 para a determinação dos escores afetivos. Este sistema utiliza figuras para representar valores numéricos para cada uma das três dimensões do modelo dimensional. Como pode ser visto na Figura 19.1, o SAM varia de uma figura com semblante fechado e infeliz até uma figura com um sorriso feliz, representando a primeira dimensão (Valência). A Figura 19.2 mostra uma variação de um boneco simples, relaxado, a um com o com o peito “estourando

de emoção”, representando a dimensão de excitação (Arousal). A Figura 19.3 mostra um boneco pequeno representando que o sujeito estaria dominado pela situação, variando até um boneco grande, onde a situação estaria totalmente sobre controle, sendo esta a terceira dimensão denominada de dominância. Em cada escala o sujeito que avalia o estímulo pode marcar sobre uma das cinco imagens ou nos pontos intermediários entre estes, a que posteriormente é convertida a uma escala numérica que varia de 1 a 9 para cada dimensão.

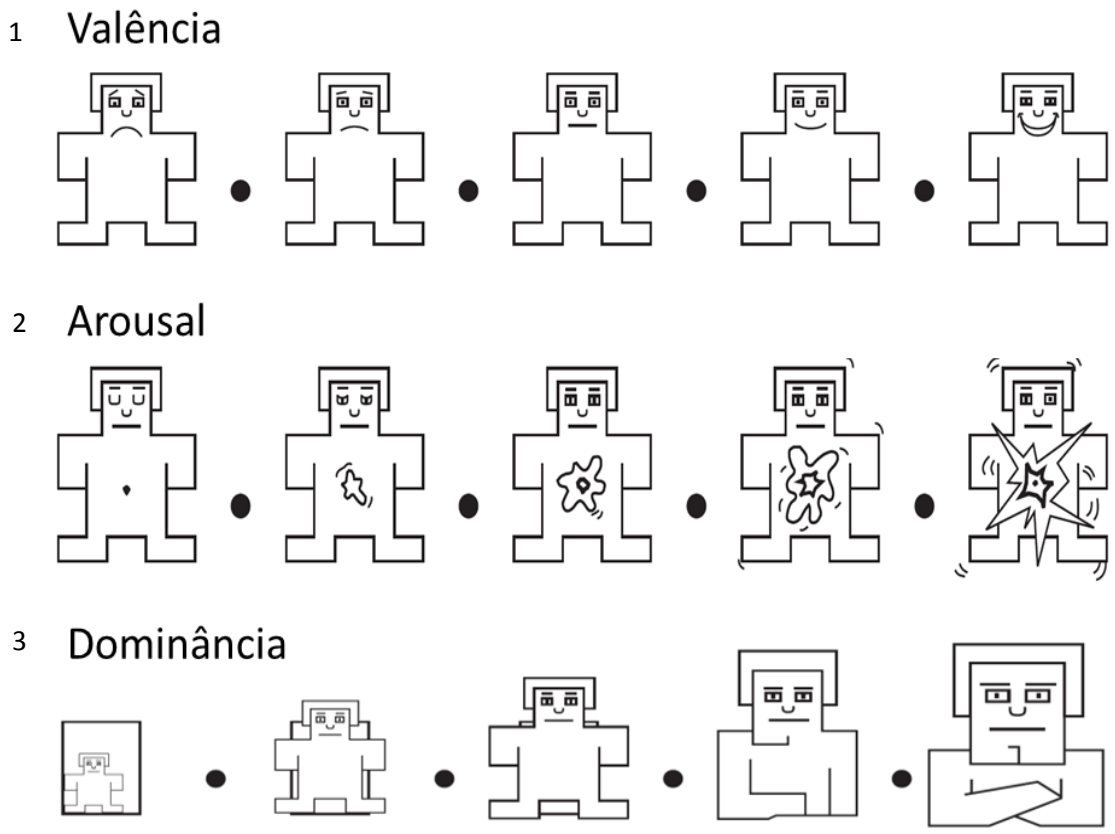


Figura 19: Folheto SAM utilizado para obter classificações de arousal e valência para as imagens do IAPS. Fonte: Adaptado de Bradley e Lang (1994)

Deste modo, para a determinação da valência, os voluntários foram orientados para marcar o SAM de acordo com os seus sentimentos de desagradável (triste, infeliz, medo) até agradável (alegre, feliz, prazer) em relação à situação exposta. Para a determinação da excitação, os voluntários foram orientados a indicar o grau de agitação que sentiram para cada situação, variando de calmo-relaxado até empolgado-nervoso. Finalmente para a determinação da dominância, os voluntários foram orientados a indicar como era o sentimento de domínio da situação, o qual poderia varia de impotente-incapaz até dominante-capaz.

Com o intuito de familiarizar os voluntários com o SAM, a eles foram apresentados exemplos e solicitado que realizassem uma primeira avaliação. Durante os experimentos os voluntários realizaram as três avaliações para cada grupo de imagens, sendo que não houve limite de tempo para esta avaliação. O questionário elaborado para aplicação deste estudo pode ser visto no APÊNDICE A.

3.3.2.3 SCR

Para a coleta dos dados de SCR foram colocados eletrodos nos dedos indicador e médio da mão esquerda dos voluntários, os dados foram adquiridos pelo *software* do próprio fabricante, *eSense Skin Response* (Figura 20), amostrado a 10 Hz.

Figura 20: Dispositivo utilizado para monitorização da impedância da pele.

Os eletrodos foram posicionados de modo a envolver a falange média dos dedos indicadores e médio da mão esquerda dos voluntários. Para minimizar os ruídos e interferências no sinal, aos voluntários é solicitado que lavem e sequem as mãos antes de iniciar os testes e que evitem movimentos durante os mesmos. Os dados de condutância da pele são medidos em Microsiemens (µS).

3.3.2.4 EEG

Os dados de EEG foram obtidos através do aparelho sem fio Emotiv Epoc, que é um dispositivo com 14 canais, sendo os eletrodos posicionados nas posições AF3, F7, F3, FC5, T7, P7, O1, O2, P8, T8, FC6, F4, F8, AF4, de acordo com o Sistema 10-20, e mais duas referências (CMS/DRL) nas posições P3 e P4. A medida da faixa dinâmica é 8400 µV, gravando 128 amostras por segundo (2048 Hz interno), sendo a largura de banda de 0,2 a 45 Hz e filtro digital *notch* de 60 Hz (EMOTIV EPOC, 2014). O dispositivo e o posicionamento dos eletrodos podem ser observados na Figura 21.

Figura 21: Posicionamento dos eletrodos no escalpo. Em destaque os eletrodos utilizados para cálculo de assimetria α e razão β/α (esquerda). Aparelho Emotiv Epoc Headset (direita). Adaptado de Emotiv Epoc (2014).

O dispositivo digitaliza os dados em 16-bit, enviando-os ao computador através de tecnologia wireless. Para isso utiliza receptor USB próprio, comunicando-se através de banda de 2,4GHz. Antes de iniciar os testes, aos eletrodos é aplicada solução salina, de modo que aumente a impedância de contato com o córtex. Junto ao dispositivo é disponibilizado o *software* denominado *Emotiv Software Development Kit* (SDK), o qual apresenta interface gráfica para o monitoramento em tempo real da qualidade de contato dos eletrodos (Figura 22).

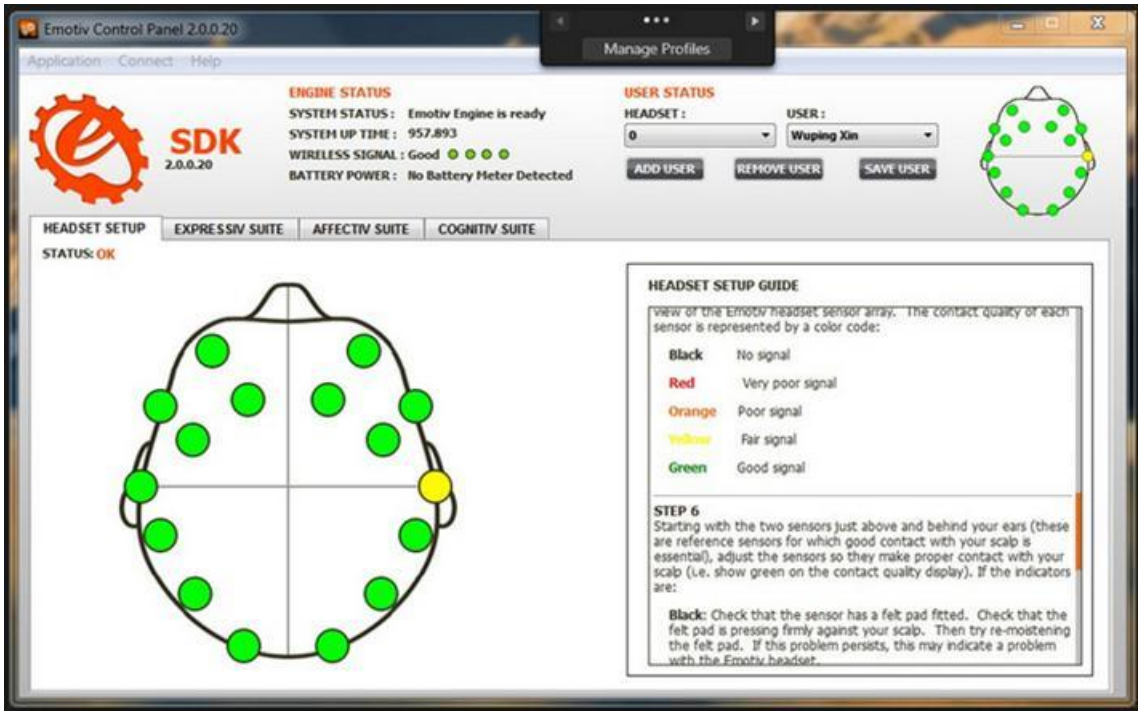


Figura 22: Interface gráfica da aplicação para monitoramento da impedância de contato dos eletrodos do dispositivo Emotiv Epoc.

3.3.3 Pré-processamento

O software *MatLab versão R2012* (MATHWORKS, INC., 2005) foi utilizado para a coleta dos dados, assim como para a exibição das imagens e o processamento dos dados obtidos durantes os testes.

3.3.3.1 EEG

No pré-processamento os dados foram filtrados com um filtro digital *notch* de 60 Hz realizado pelo próprio dispositivo Emotiv durante a captação dos dados. Em modo *off-line* foi utilizado um filtro passa banda de 0,2-45 Hz, e o sinal foi normalizado

utilizando-se referenciação média comum (CAR, do inglês *Common Average Reference*) em ambiente MatLab (MATHWORKS, INC., 2005).

Não foram implementados métodos genéricos para remoção de artefatos, porém, foram tomadas algumas medidas a fim de diminuí-los, sendo a maioria dos ruídos externos evitados através do controle de ambiente onde foram realizados os testes.

Os dados foram segmentados em três blocos, sendo que os dois primeiros contêm a gravação dos 2 minutos de olhos fechados e olhos abertos, respectivamente, e o último contém o sinal referente aos estímulos. O terceiro bloco é subdividido em 10 partes, cada uma contendo os dados de um grupo de estímulo.

Em seguida, foi utilizado o método sugerido por Gotlib (1998) para a remoção de artefatos devido ao piscar de olhos, onde amostras que apresentavam amplitudes superiores ± 150 μV foram excluídos dos dados. Cada bloco passou por inspeção visual utilizando o *toolbox* EEGLAB para MATLAB (DELORME e MAKEIG, 2004). Nos blocos 1 e 2 foram excluídos os artefatos restantes (ruídos de movimentos e piscadas de olhos). Para o bloco 3 cada grupo foi inspecionado visualmente utilizando janelas de 5 segundos, excluindo-se dados com excesso de ruídos (Figura 23).

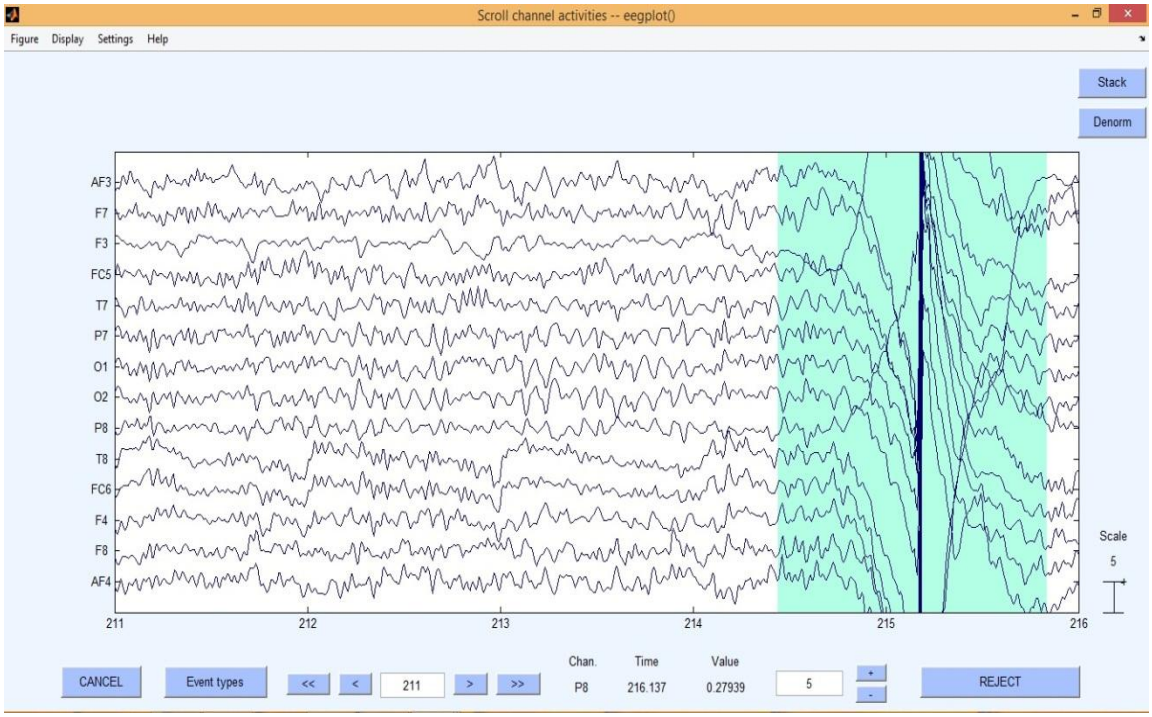


Figura 23: Exemplo de uma janela (5 segundos) de inspeção visual para rejeição de dados ruidosos através da ferramenta EEGLAB. A área marcada foi excluída das análises.

3.3.3.2 SCR

Os dados de condutância foram filtrados com filtro de mediana, onde as amostras com valores superiores à mediana ± 2 desvios padrão foram eliminadas. Este tipo de sinal contém flutuações de alta frequência, essas foram atenuadas através da convolução com uma janela de Hanning (Equação 10).

$$s = \mathrm{S} * \mathrm{h} \tag{10}$$

Onde: ***S*** é o sinal filtrado, ***h*** janela de *Hanning,* ***s*** é o sinal atenuado.

Estes dados foram separados nos mesmos blocos, de forma semelhante aos sinais de EEG supracitados. A sincronização dos sinais de EEG e SCR foi realizada de forma manual.

3.3.4 Extração de características

Uma das partes mais importantes desta pesquisa é a seleção de variáveis, as quais foram utilizadas nas classificações e análises estatísticas. Em classificações envolvendo sinais cerebrais, as variáveis escolhidas devem representar os padrões a serem estudados, assim como serem relevantes na distinção entre os mesmos. Neste estudo foram utilizadas características específicas para cada um dos biopotenciais estudados:

3.3.4.1 Características específicas do sinal EEG

O primeiro passo na extração de características de um sinal eletroencefalográfico é sua decomposição em bandas de frequência. Neste trabalho foram separadas as bandas de frequências delta (1 – 4 Hz), teta (4 – 8 Hz), alfa (8 – 13 Hz), e beta (13 – 30 Hz).

Para isso, os sinais de EEG pré-processados foram decompostos em bandas de frequência através da análise espectral mediante a transformada discreta de Wavelet (Equação 3), utilizando-se cinco níveis de decomposição, janelas de Hanning com tamanho de 128 dados (1 segundo) e sobreposição de 50%.

A potência espectral dos ritmos encefalográficos foi definida como sendo a média do quadrado da amplitude espectral dos componentes calculados por *Wavelet* (Equação 11).

$$PSD_{freq} = \frac{\sum freq^2}{\mathrm{N}} \tag{11}$$

Kim (2007) propõe o uso de registro de sinais (épocas) com diferentes tamanhos, dependendo da modalidade de sinais utilizados. Desta forma os parâmetros dos experimentos foram calculados com épocas de 1 segundo. Para a definição da linha base foram analisados os dois primeiros blocos do estudo, ou seja, os dados captados durantes os 120 segundos em que os voluntários permaneceram com os olhos fechados, e os dados captados durante os 120 segundos em que os voluntários permaneceram com os olhos abertos sem qualquer estímulo emocional.

Desde modo, foram calculadas as características específicas utilizando os dados de EEG, sendo duas assimetrias α, a frontal (F3-F4) e a pré-frontal (AF3 – AF4), de acordo com a Equação 5, e mais duas razões β/α, uma para cada um dos canais do hemisfério direito (aF4 e F4), de acordo com a Equação 7. As Equações utilizadas encontram-se descritas na Seção 1.5.1.

As energias relativas dos diferentes ritmos foram normalizadas com a equação proposta por Knott e outros (2001), enquanto que os índices de assimetria α foram normalizados entre 0 e 1.

O esquema de processamento dos sinais de EEG pode ser observado na Figura 24.

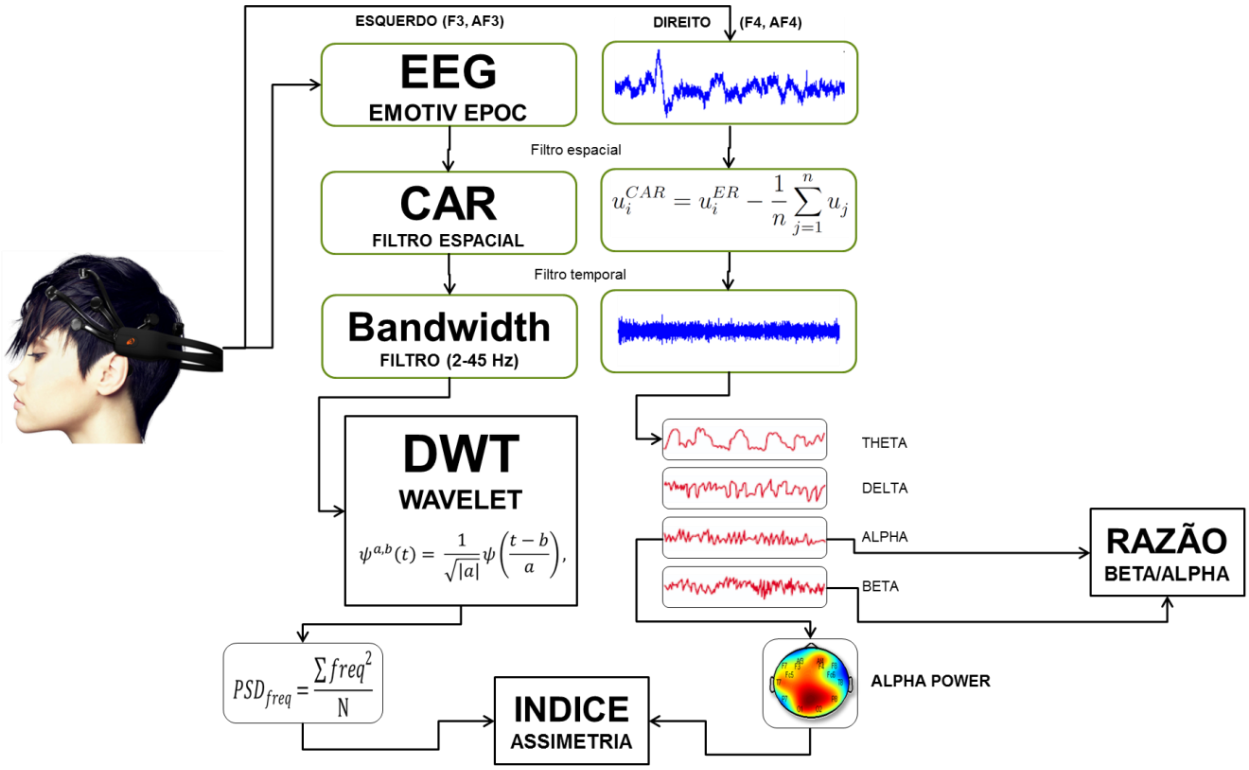


Figura 24: Modelo esquemático de processamento dos sinais de EEG, inciando-se com a coleta do sinal através do dispositivo *Emotiv,* passando por um série de filtros até a decomposição em ritmos de acordo com frequências especificas, e finalizando com os cálculos do índice de assimetria α e razão β/α.

3.3.4.2 Características específicas para o SCR

Com o sinal de SCR atenuado e dividido para cada etapa do teste, foi analisada a variação entre o sinal base (segundo bloco sem estímulos) e os sinais obtidos nos três diferentes estímulos. De acordo com o trabalho de Schwartz e Andrasik (2003), pode-se utilizar a média, mediana e desvio padrão da condutância da pele, a fim de classificar o estresse.

3.3.5 Classificadores

Tendo em vista que a avaliação de fenômenos subjetivos é um grande desafio, decidiu-se por utilizar a comparação dos resultados dos sinais EEG com instrumentos de avaliação por autorrelatos. A primeira análise realizada foi utilizando valores do questionário SAM, com o objetivo de realizar a validação para as classificações, assim como para a análise psicológica dos estímulos. Esta análise foi realizada a fim de identificar possíveis variações de subjetividades por parte dos voluntários, e comparar com os resultados individuais. Os dados da condutância da pele, conforme a literatura, apresentam grande sensibilidade ao estresse e são utilizados para observar se os voluntários foram estimulados pelas imagens.

A classificação visa separar os resultados em três diferentes classes: positivo, neutro, negativo. Para isso, foram realizadas duas classificações utilizando características distintas. Na primeira os vetores contendo as caraterísticas provenientes dos parâmetros de condutância da pele foram submetidos a um classificador SVM.

Os classificadores SVM são originalmente propostas para classificação binária, ou seja classificação em duas diferentes classes. Porém, pode-se utilizar estes classificadores de forma a classificar múltiplas classes, sendo que para isso é necessário realizar várias classificações binárias, tal como proposto por Hsu e Lin (2002). Deste modo, realiza-se a classificação de uma classe frente a cada uma das outras, assim como uma frente a outras duas.

A segunda classificação foi realizada com base nas características específicas para o EEG, ou seja, os valores de assimetria α e razão β/α calculados pelas Equações 5 e Equação 7, respectivamente. Deste modo, a separação ocorreu de forma hierárquica, na verdade realizando duas classificações em sequência. Na primeira etapa a classificação foi realizada relacionando os valores de arousal representados pela razão β/α nos sinais de EEG. Como pode ser observada na disposição do modelo bidimensional das imagens (Figura 17) e dos grupos (Figura 18), a classe de estímulo calmo pode ser separada das demais devido à sua baixa excitação (arousal < 5). Assim, os dados foram separados em dois conjuntos: alta excitação e baixa

excitação, utilizando a razão β/α, sendo que o conjunto de baixa excitação representa a classe de estímulos calmos. A seguir, os resultados de alta excitação foram classificados de acordo com os valores de assimetria do ritmo α, sendo que valores de assimetria negativos representam menor atividade relativa ao hemisfério direito, caracterizando assim os estímulos pertencentes à classe positiva; e valores de assimetria positivos à classe de estímulos negativos. Essa classificação foi realizada submetendo os valores dos parâmetros a um classificador SVM.

Em ambas as classificações, com o intuito de reduzir o efeito do erro intrínseco do classificador, foram utilizadas validação cruzada, na qual as amostras foram divididas em 10 partes, realizando interações onde foram utilizadas 9 partes para treinamento e 1 para testes. Foram realizadas dez interações, de modo que cada parte fosse utilizada uma vez como teste, assim, o valor da classificação utilizado foi a taxa média dessas classificações.

3.4 Análise estatística

Neste estudo foi definido como hipótese nula que: *"a assimetria das ondas alfa é constante para estímulos visuais, independente da classe emocional utilizada".*

$$H_0 : \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 \tag{12}$$

Em que,

H_0 *= Hipótese nula*

μ_1 *= assimetria alfa gerada por estímulos visuais positivos*

μ_2 *= assimetria alfa gerada por estímulos visuais neutros*

μ_3= *assimetria alfa gerada por estímulos visuais negativos*

No entanto, com base na revisão bibliográfica, alternativamente é formulado que:

$$H_1 : \begin{Bmatrix} \mu_1 & < & 0 \\ \mu_2 & = & 0 \\ \mu_3 & > & 0 \end{Bmatrix} \tag{13}$$

Portanto, a classificação das três classes, seja para imagens individuais ou para os grupos de estímulos, o desempenho, pode ser comparado com a matriz de confusão (Tabela 9).

Tabela 9: Matriz de confusão da especificidade de classificação entre as classes.

		Classe Classificada		
		Positiva	**Calma**	**Negativa**
Classe Estímulo	**Positiva**	*VPclasse*	*FNclasse*	*FNclasse*
	Calma	*FNclasse*	*VPclasse*	*FNclasse*
	Negativa	*FNclasse*	*FNclasse*	*VPclasse*

* VP: verdadeiros-positivos; FN: falsos-negativos.

Formada a tabela de confusão, pode-se realizar a avaliação do desempenho calculando-se a medida da acurácia, de acordo com a Equação 14. Essas análises são realizadas utilizando informações das diferentes avaliações, tanto dos resultados do EEG para cada par de eletrodos, quanto para os valores de impedância.

$$\text{Acurácia} = \frac{VP_{classe} + VN_{classe}}{VP_{classe} + VN_{classe} + FP_{classe} + FN_{classe}} \tag{14}$$

Além da análise descritiva, é realizada a comparação das médias dos valores de Valência e Arousal entre o banco de dados IAPS e os resultados obtidos pelos voluntários através do teste *t Student* para amostras independentes, com a finalidade de realizar uma comparação dos resultados das características listadas na Seção 3.3.4. Para os valores de assimetria e razão β/α, foram realizadas as análises de variância (ANOVA *one-way*) para medidas repetidas. Ao final foi realizada a análise de variância utilizando como fatores a avaliação psicológica (estressado, não estressado) e índice de assimetria α (sem estímulo, estímulo positivo, estímulo negativo).

De acordo com Sanei e Chambers (2008) e Thakor e Tong (2004), o teste de variância (ANOVA) deve ser aplicado a cada característica de EEG, a fim de identificar diferenças significativas entre os diferentes tratamentos e estímulos. O nível de significância considerado nas análises foi de α=0,05. Os graus de liberdade e valores de *p* são apresentados em cada teste.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Respeitando os critérios de inclusão e exclusão, assim como os aspectos éticos da pesquisa, na Tabela 10 são apresentadas as características sociodemográficos dos voluntários participantes. Os testes foram realizados entre os dias 19 de maio a 24 de outubro de 2014.

Tabela 10: Dados sociodemográficos dos participantes da pesquisa.

Característica	Voluntários (n=43)	%
Gênero		
Feminino	16	37%
Masculino	27	63%
Idade		
≤ 24	2	5%
25-30	15	35%
30-35	10	23%
35-40	6	14%
40-45	6	14%
≥45	4	9%
Atividade		
Administrativa	24	56%
Operacional	19	44%
Patente		
Soldado	18	42%
Cabo	8	19%
Sargento	3	7%
Subtenente	3	7%
Tenente	2	5%
Tenente-Coronel	1	2%
Civil	8	19%
Escolaridade		
Médio Completo	4	9%
Superior Incompleto	5	12%
Superior Completo	25	58%
Pós-Graduação	9	21%
Estado civil		
Casado	22	51%
Solteiro	18	42%
Divorciado	3	7%
Filhos		
Nenhum	22	51%
1 filho	9	21%
2 filhos	9	21%
3 filhos	3	7%

4.1 Análise psicológica

A análise psicológica utilizada nesta pesquisa de Mestrado foi baseada na avaliação dos questionários da ISSL, realizada juntamente com Psicólogo, a fim de determinar o grau de estresse dos voluntários. Também foram analisados os resultados da aplicação do questionário SAM, o qual classifica cada grupo de imagens através da avaliação dos voluntários para os valores de valência e excitação.

Conforme apresentado na Seção 1, o gênero é um dos principais fatores responsáveis pela variação individual de assimetria α, portanto, a seguir, os resultados serão também agrupados por gênero.

4.1.1 ISSL

Os resultados do teste de estresse percebido através do questionário da ISSL, com avaliação psicológica realizada por Psicólogo, são apresentados na Figura 25. Dentre os voluntários participantes, 37% foram diagnosticados como afetados por estresse.

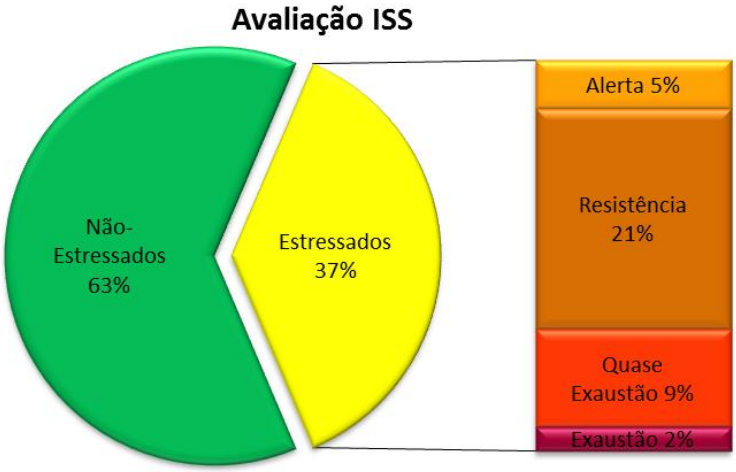


Figura 25: Avaliação psicológica. À esquerda, proporção de estressados e não estressados. À direita, fases de estresse em que se encontram os voluntários.

Como pode ser observado, 30% dos voluntários encontram-se na fase intermediária de estresse (resistência e quase exaustão). Quando analisada a sintomatologia dos voluntários identificados como estressados, 69% apresentam sintomas psicológicos contra 31% com sintomas somáticos. Quanto ao gênero, o grupo feminino apresenta 50% dos voluntários estressados, assim como em fases mais avançadas de estresse (Tabela 11).

Tabela 11: Voluntários estressados de acordo com a avaliação psicológica realizada por questionário da ISSL, separados por grupos e gênero.

	Voluntários (n=43)	**Gênero**		**Atividade**	
		M (n=27)	**F (n=16)**	**AD (n=24)**	**OP (n=19)**
LIPP					
Estressado	16 (37,2%)	8 (29,6%)	8 (50,0%)	10 (41,7%)	6 (31,6%)
Não-estressado	27 (62,8%)	19 (70,4%)	8 (50,0%)	14 (58,3%)	13 (68,4%)
Fase do estresse					
Alerta	2 (04,7%)	2 (7,4%)	0 (00,0%)	2 (08,3%)	0 (00,0%)
Resistência	9 (20,9%)	5 (18,5%)	4 (25,0%)	5 (20,8%)	4 (21,1%)
Quase Exaustão	4 (09,3%)	1 (3,7%)	3 (18,8%)	3 (12,5%)	1 (05,3%)
Exaustão	1 (02,3%)	0 (0,0%)	1 (06,3%)	0 (00,0%)	1 (05,3%)
Sintomatologia					
Psicológica	11 (25,6%)	6 (22,2%)	5 (31,3%)	6 (25,0%)	5 (26,3%)
Somática	05 (11,6%)	2 (7,4%)	5 (31,3%)	4 (16,7%)	3 (15,8%)

Obs.: Valores relativos (porcentagem) para cada grupo. M: masculino; F: feminino; AD: administrativo; OP: operacional.

A comparação entre gêneros em números e fases do estresse é bastante semelhante ao citado pelos autores Calais, Andrade e Lipp (2003), os quais encontraram prevalência de 32% de estresse em São Paulo. Neste mesmo estudo os autores revisam uma série de pesquisas que apontam que o número de mulheres afetadas pelo estresse é superior ao número de homens, além de se apresentarem em fases mais elevadas.

Em relação à atividade desenvolvida pelos voluntários, o grupo Administrativo possui 41,7% dos voluntários estressados, resultado ligeiramente superior ao grupo Operacional, com 31,6% de voluntários estressados. Seria esperado que a sintomatologia somática estivesse mais presente no grupo operacional, no entanto, tem-se sintomatologia do estresse igualmente distribuída entre ambos os grupos.

4.1.2 SAM

Através dos dados obtidos pela aplicação do questionário SAM, foram calculados os valores médios e desvio padrão dos dados dos voluntários. A primeira avaliação realizada foi a comparação desses dados obtidos com os valores disponíveis no banco de dados utilizado (IAPS), com o objetivo de validar as classes de estímulos (positivo, negativo e neutro) utilizadas. Os resultados para cada classe podem ser observados na Tabela 12,

Tabela 12: Médias e análise de variância (ANOVA one-way) dos grupos de imagens utilizados na estimulação para cada classe de estímulo (dados provenientes da aplicação do questionário de SAM).

Classe	**Valência**			**Excitação**		
	Critério	**Voluntário**	***p***	**Critério**	**Voluntário**	***p***
Positivo	>6,8	7,84	0,9596	> 5	4,68***	0,2890
Calmo	4 a 6	5,44	0,0017**	< 4	2,26	0,0424**
Negativo	< 3	2,06	0,2357	> 5	5,40	0,5274

*p-*value* calculado por ANOVA para os grupos de mesma classe. **variações significativas.
***fora dos critérios utilizado na seleção das imagens.

Como pode ser observado, apesar da classe “calma” apresentar variações significativas entres os grupos de estímulos, estes permanecem dentro dos limites utilizados como critérios de escolhas de imagens para a pesquisa (Tabela 4). A média dos valores obtidos para excitação da classe positiva está ligeiramente abaixo dos critérios.

Deste modo, pode-se observar que os voluntários foram estimulados emocionalmente de forma semelhantes ao descrito por Lang, Bradley e Cuthbert (2008). Estes resultados também são semelhantes aos estudos de Hosseini e Khalilzadeh (2010) e de Chanel, Ansari-Asl e Pun (2007).

A Figura 26 apresenta a comparação das classes de estímulos, com base na avaliação dos voluntários e a classificação dos grupos de acordo com o banco de dados IAPS (LANG, BRADLEY e CUTHBERT, 2008).

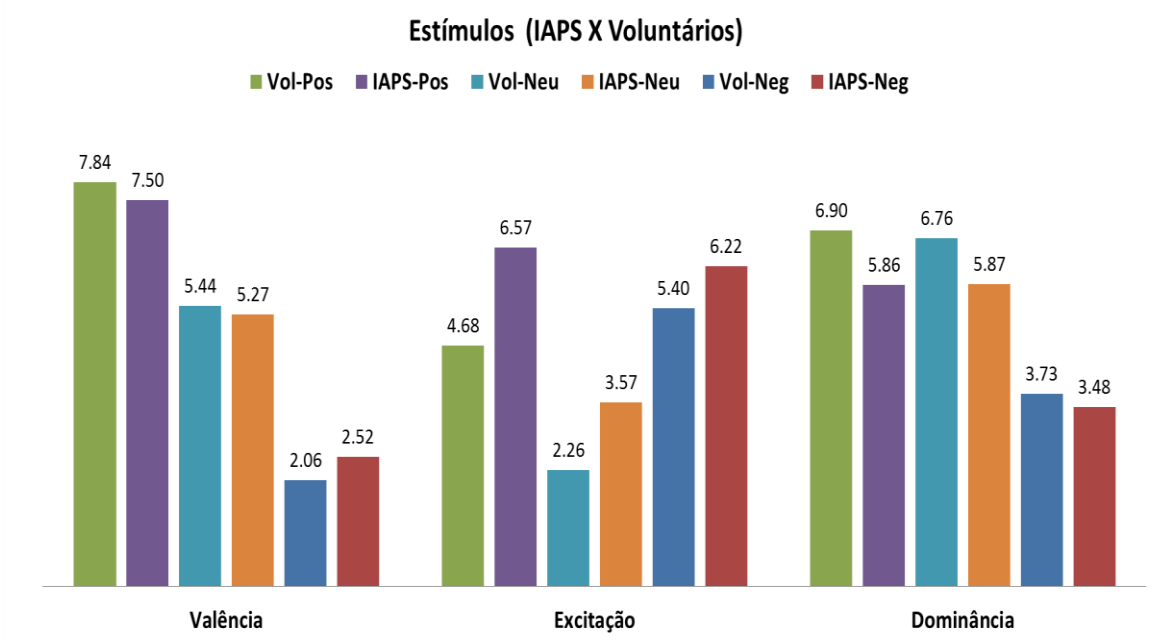


Figura 26: Comparação dos valores de valência, excitação e dominância em função da avaliação dos voluntários com o banco de dados IAPS.

Quando comparados os resultado obtidos com os encontrado por Lang, Bradley e Cuthbert (2008), observa-se muita similaridade, exceto pela “excitação” que apresenta-se ligeiramente inferior na avaliação dos voluntários deste estudo. Isto provavelmente está relacionado ao tipo de atividades desenvolvidas pelos voluntários em seu trabalho diário, pois estão constantemente envolvidos em atividades físicas e também presenciam diversas situações que podem causar certo tipo de agitação, podendo levar o organismo à dessensibilização devido à repetição dos estímulos conforme o descrito por (BROUWER *et al.*, 2011), o qual afirma que a dessensibilização pode ocorrer gradativamente através da exposição à situações negativas, como acontece com estes bombeiros em suas atividades diárias de urgência e emergência.

Este resultado é de suma importância, pois, pode-se considerar que os voluntários foram estimulados emocionalmente, validando assim o banco de dados utilizado e servindo referência para as análises seguintes.

Assim como apresentado pela literatura, existem diferenças entre as avaliações de acordo com o gênero. Deste modo, na Tabela 13 são apresentados os valores médios de valência e excitação para a classificação através do questionário SAM comparando-os entre gênero (masculino e feminino) e atividade (administrativo e operacional) dos voluntários participantes deste estudo.

Tabela 13: Valores médios e desvio padrão da análise dos grupos de estímulos emocionais baseados na avaliação através do questionário SAM, comparados por gênero e atividade.

GRUPOS	Gênero			Atividade		
	Mulheres	Homens	p*	Administr.	Operacional	p*
Valencia						
Positivo	7,72	7,93	0,2711	7,78	7,72	0,4749
Calmo	5,59	5,34	0,2255	5,59	5,28	0,1150
Negativo	1,63	2,38	**0,0002**	2,12	1,99	0,5144
Excitação						
Positivo	3,99	5,20	0,0030	4,02	5,46	**0,0003**
Calmo	2,23	2,26	0,9560	1,80	2,80	**< 0,0001**
Negativo	6,27	4,75	**< 0,0001**	4,82	6,08	**0,0003**

*p-value calculado para o teste *t* de *Student* para amostras independentes.

Pode-se perceber que, em relação ao gênero, houve diferenças significativas apenas para a classe negativa, tendo as mulheres apresentado menores valores de valência e maiores de excitação. Este resultado está de acordo com a revisão bibliográfica, a qual aponta que as mulheres são mais intensamente estimuladas por imagens de baixa valência e alta excitação (COAN e ALLEN, 2004; LANG, BRADLEY e CUTHBERT, 2008). Comparando os resultados para os diferentes grupos de acordo com a atividade dos voluntários, observam-se diferenças significativas para os valores de excitação de todas as classes de estímulos, tendo o grupo operacional apresentado valores superiores.

O teste de ANOVA (two-way) mostra que não houve interações significativas entre gênero e atividade dos voluntários para os valores de valência. No entanto, o ANOVA mostra interações significativas entre gênero e atividade para os valores de excitação (Figura 27), destacando que o maior contribuinte para estas diferenças é o fator atividade (F=34,2 e p<0,0001).

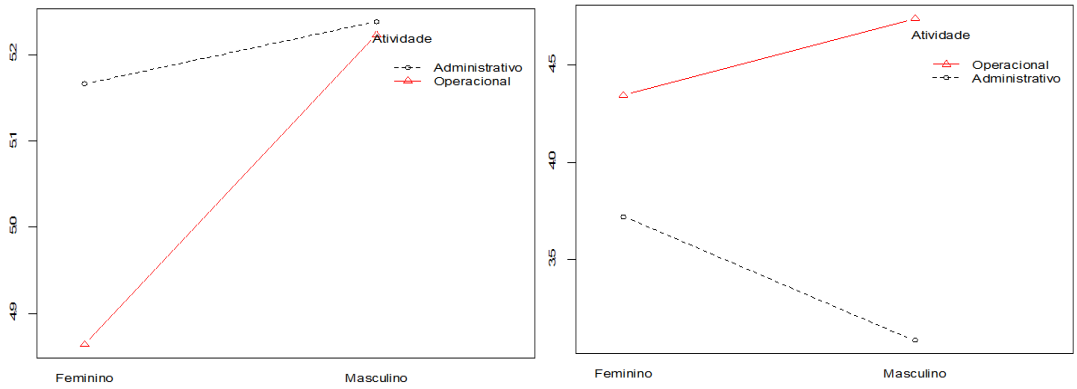


Figura 27: Gráfico de interações entre atividade e gênero para os valores de valência (esquerda) e excitação (direita).

Por fim, é apresentada em forma de Tabela de Contingência (Figura 28) a classificação dos grupos das diferentes classes, de acordo com os resultados obtidos pelo questionário SAM, seguindo os critérios definidos para cada classe (Tabela 4).

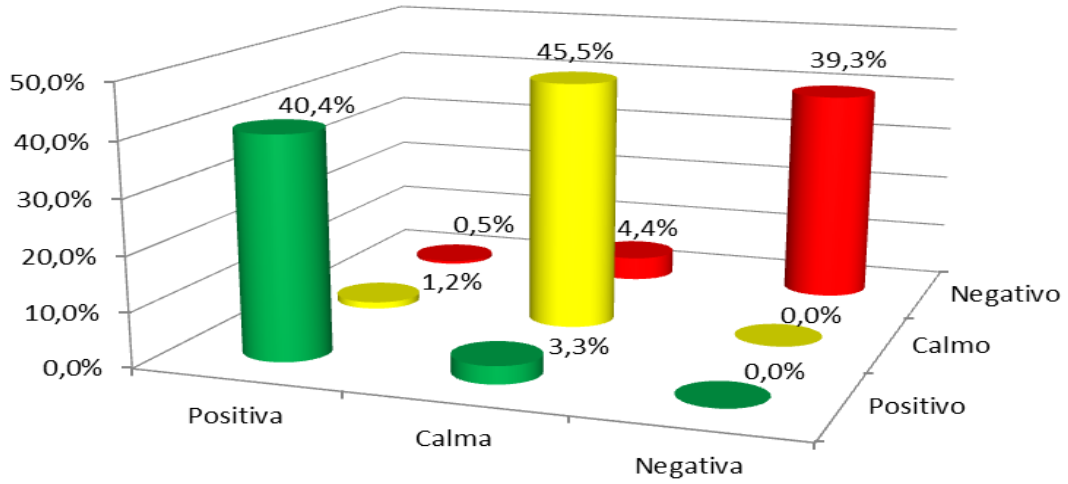


Figura 28: Matriz de confusão para a classificação dos grupos de estímulos, realizados através do questionário SAM. Porcentagem dos que estão de acordo com os critérios estabelecidos para a seleção dos grupos.

Apesar de apresentar baixa acurácia para classificação dos estímulos, o questionário SAM se torna muito importante para as classificações subsequentes, uma vez que essas classificações possibilitam avaliar os grupos que estimularam cada voluntário de acordo com a classe pretendida.

4.2 Análise fisiológica

Os dados obtidos pelos biopotenciais de condutância da pele e eletroencefalografia são apresentados e discutidos a seguir, sendo estes relacionados com os grupos de estímulos, assim como com a classificação realizada pelos voluntários supracitados. Inicialmente são realizadas análises entre os blocos em repouso (olhos fechados e abertos). Destaca-se que dos voluntários 7 e 40 foram excluídos das análises devido à baixa qualidade dos sinais de EEG gravados, além do voluntário 43, que participou apenas do SET 01 de teste. Desta forma, os resultados a seguir são referentes aos demais 40 voluntários.

4.2.1 SCR

Os valores de condutância da pele para cada classe de estímulo, assim como para o período sem estímulo emocional, são apresentados na Tabela 14.

Tabela 14: Valores médios e desvio padrão da condutância da pele para cada classe de estímulo medidos em MicroSiemens (μS).

	Classe	**SET 01** Média (σ)		**SET 02** Média (σ)		**SET 03** Média (σ)	
Repouso	**Olhos Fechados**	1,5380	(0,1675)	1,5933	(0,1300)	1,5719	(0,1581)
	Olhos Abertos	1,5631	(0,1772)	1,6606	(0,0906)	1,5754	(0,1385)
Estímulo	**Positivo**	1,9925	(0,1015)	1,8368	(0,0461)	1,8820	(0,0513)
	Calmo	1,9361	(0,0983)	1,8503	(0,0615)	1,8209	(0,0755)
	Negativo	2,0257	(0,0953)	1,8832	(0,0706)	1,9042	(0,0811)

σ: Desvio padrão;

Assim como no estudo de Lang e outros (1998), a atividade de condutância da pele foi maior quando apresentado um estímulo de imagem (média=1,9799) do que quando em repouso (média=1,5505), apresentando diferenças significativas de acordo com o teste t (p=0,0023). As respostas às imagens negativas foram maiores do que para as imagens positivas e neutras.

A análise de médias através do teste t (pareado) para comparar a fase de repouso entre olhos fechados e abertos não obteve diferenças significativas (valor de T=0,6089 e p=0,5498). No entanto, observa-se menor variação do sinal com os olhos abertos, validando assim a escolha de utilizar esses valores como linha base. Estes resultados serão também utilizados como forma a validar os resultados de EEG.

Utilizando o teste t pareado para comparar os estímulos dois a dois, obtiveram-se os seguintes resultados: positivo e calmo T= 4,2470 e p= 0,0004 com diferença média de 0,1149; negativo e calmo T= 3,8619 e p= 0,0010 com diferença média de 0,1231; positivo e negativo T= -0,5612 e p= 0,5813 com diferença média de 0,0082.

Através dos valores de variação da condutância da pele podem-se comparar as classes de estímulos entre diferentes grupos envolvidos. Na Tabela 15 são apresentados esses resultados.

Tabela 15: Valores médios da variação de condutância da pele comparados por gênero e grupo de atividade.

Estímulo	Gênero			Atividade		
	Mulheres	**Homens**	**p***	**Administr.**	**Operacional**	**p***
Positivo	2,0540	2,0947	0,8315	2,1376	1,9454	0,3208
Calmo	1,9508	1,9623	0,9403	1,9904	1,8904	0,5236
Negativo	2,0838	2,0707	0,9478	2,1464	1,9525	0,3400

*p-value calculado para o teste t de *Student* para amostras independentes.

Como pode ser observado na Tabela 15, não houve diferenças em função do gênero, resultado semelhante ao publicado por Lang e outros (1998); Mcmanis e outros (2001). No entanto, a magnitude do sinal para o sexo feminino é ligeiramente superior ao masculino quando expostas ao grupo negativo, sendo semelhante aos resultados encontrados por Mcmanis (2001). Em relação à atividade dos voluntários, apesar do grupo Administrativo apresentar valores superiores ao Operacional, esses não possuem diferenças significativas.

Apesar da alta variação interpessoal, não foi observada grande variação para os diferentes dias de testes (sets). No entanto, observa-se que o último dia de testes apresenta valores de impedância ligeiramente menores para as três classes de estímulos. Essa redução provavelmente está relacionada ao processo de dessensibilização aos estímulos que ocorre devido à repetição da exposição aos estímulos de uma mesma classe, conforme descrito por Brouwer e outros (2011).

Como pode-se observar nos resultados da comparação entre os estímulos, apesar de não haver diferenças significativas entre os estímulos negativos e positivos, observa-se diferença entre os estímulos calmos que possuem valores menores quando comparados aos demais. Desse modo, reforçando a teoria de que a condutância da pele aumenta de acordo com o aumento dos valores de excitação, esses resultados são semelhantes aos descritos por Bradley e Lang (2000); Mikels e outros (2005). Diante dos resultados obtidos, valida-se a utilização dos valores de condutância da pele como indicador de excitação, os quais fornecem possibilidade de separar as classes de estímulos calmos das demais classes.

4.2.2 EEG

As análises dos sinais de EEG foram realizadas avaliando os valores de assimetria α e razão β/α para as regiões frontais e pré-frontais do córtex, portanto, inicialmente foram calculadas as energias relativas aos ritmos alfa e beta dos eletrodos aF3, F3, F4 e aF4. Os valores médios para cada eletrodo e estímulos dos ritmos alfa e beta podem ser observados na Figura 29.

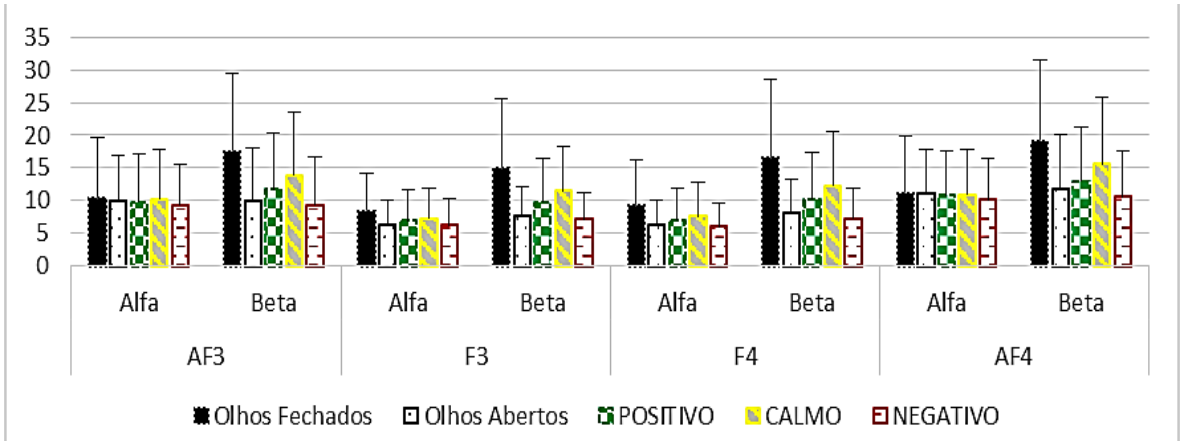


Figura 29: Valores médios de energias ($\mu V^2/Hz$) dos ritmos α e β para cada um dos eletrodos da região pré-frontal (aF3-aF4) e frontal(F3-F4) separados por classe de estímulo (Positivo, Calmo, Negativo). Fonte: Autor.

Nota-se que os resultados para o ritmo alfa da região pré-frontal (aF3-aF4) não possuem grandes diferenças entre as classes de estímulos. Como descrito pela literatura e também encontrado em análises preliminares existe uma grande variação interpessoal para os valores de assimetria α e razão β/α, seja devido ao gênero, idade ou estado mental em que se encontra o indivíduo. Deste modo, inicialmente esses parâmetros foram comparados entre os blocos dos testes sem estímulos emocionais, ou seja, bloco 1, no qual os voluntários permaneceram com olhos fechados, e bloco 2, em que os voluntários estavam com olhos abertos, porém, sem estímulo emocional. Esta comparação foi realizada a fim de obter-se uma linha base para as comparações subsequentes.

Os valores médios da energia dos ritmos alfa foram maiores para o bloco 1 para ambas as regiões (Figura 29), pois o fato dos voluntários estarem com os olhos fechados eleva a energia do ritmo alfa. No entanto, os valores de assimetria quando comparados com o bloco 2 não apresentam diferenças significativas nas regiões

frontal e pré-frontal, de acordo com o teste *t* pareado, como pode ser observado na Figura 30.

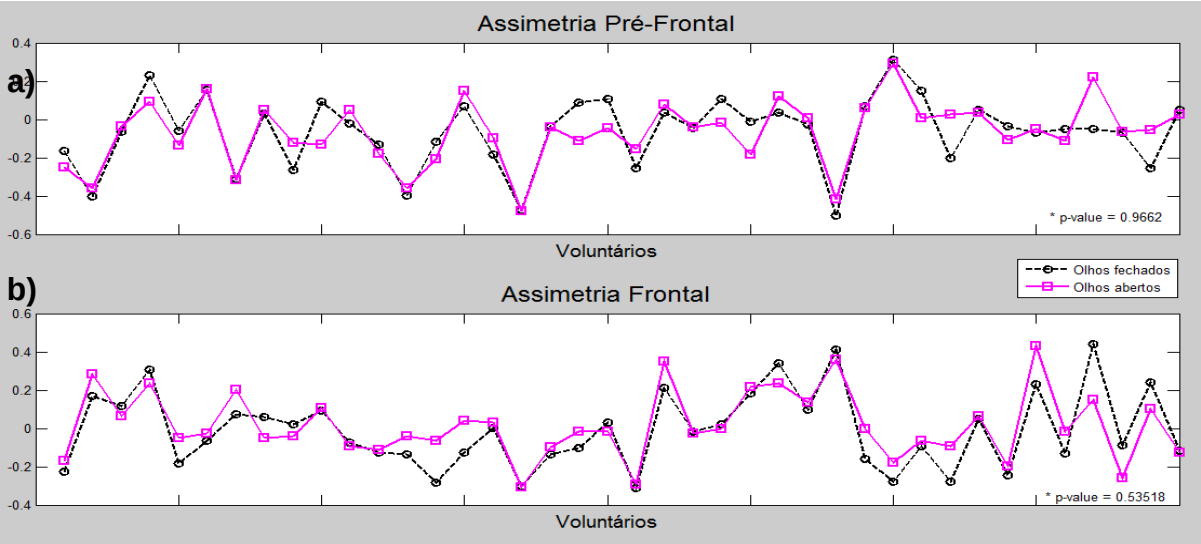


Figura 30: Comparação dos valores de assimetria α entre os blocos sem estímulos com olhos fechados e abertos para a região pré-frontal (a) e frontal (b).
**p-value para o teste t de Student para amostras pareadas.*

O comportamento da razão β/α é muito semelhante ao da assimetria α, não apresentando diferenças significativas entre os blocos 1 e 2 para as regiões pré-frontal e frontal (Figura 31).

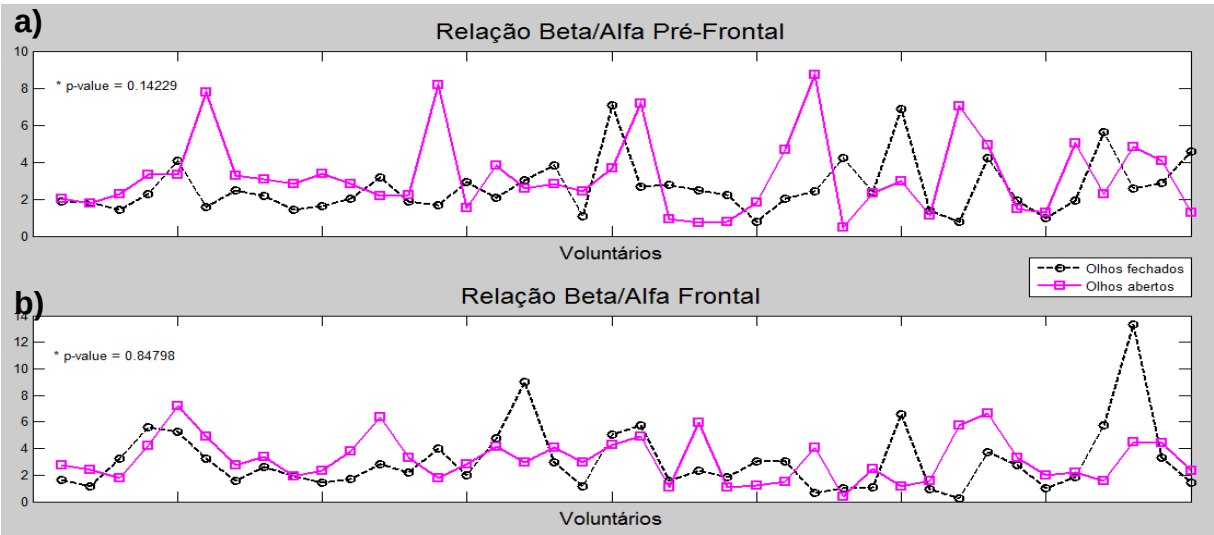


Figura 31: Comparação dos valores da razão β/α entre os blocos sem estímulos com olhos fechados e abertos para a região pré-frontal (a) e frontal (b).
**p-value para o teste t de Student para amostras pareadas.*

Nota-se na Figura 30 e Figura 31 a grande variação supracitada entre os voluntários, porém, através do cálculo da correlação de assimetria α (Tabela 16) entre os blocos com os olhos fechados e abertos é possível observar que esta é forte quando

comparados os blocos para uma mesma região (pré-frontal = 0,8104 e frontal = 0,8482), apesar de possuir fraca correlação entre as regiões para um mesmo bloco (olhos fechados = -0,0117 e olhos abertos = 0,0340).

Tabela 16: Índices de correlação de Pearson* para os valores de assimetria α entre os blocos 1 e 2 por região cerebral.

Região	Fase	Pré-Frontal		Frontal	
		Olhos Fechados	Olhos Abertos	Olhos Fechados	Olhos Abertos
Pré-Frontal	Olhos Fechados	1	0,8104	-0,0117	-0,0239
	Olhos Abertos	0,8104	1	0,1244	0,0340
Frontal	Olhos Fechados	-0,0117	0,1244	1	0,8482
	Olhos Abertos	-0,0239	0,0340	0,8482	1

*coeficiente de correlação de Pearson calculados de acordo com (SCHULTZ e SCHULTZ, 1992);

A correlação da razão β/α (Tabela 17) entre uma mesma região é fraca (pré-frontal = 0,2247 e frontal = -0,1021), enquanto que entre os blocos apresenta-se moderada (olhos fechados = 0,3640 e olhos abertos = 0,3804).

Tabela 17: Índices de correlação de Pearson* para os valores da razão β/α entre os blocos 1 e 2 por região cerebral.

Região	Fase	Pré-Frontal		Frontal	
		Olhos Fechados	Olhos Abertos	Olhos Fechados	Olhos Abertos
Pré-Frontal	Olhos Fechados	1	0,2247	0,3640	0,1948
	Olhos Abertos	0,2247	1	0,0786	0,3804
Frontal	Olhos Fechados	0,3640	0,0786	1	-0,1021
	Olhos Abertos	0,1948	0,3804	-0,1021	1

*coeficiente de correlação de Pearson calculados de acordo com (SCHULTZ e SCHULTZ, 1992)

Não foram observadas diferenças significativas entre os blocos para ambos os parâmetros, deste modo, poderia ser utilizado qualquer um como linha base, porém, tendo em vista que no bloco dois, quando os voluntários estavam sujeitos às mesmas interferências que durante os estímulos emocionais (por exemplo, ruídos do piscar de olhos e estímulos visuais) esse foi o bloco escolhido como linha base para os demais cálculos.

Na Figura 32 são apresentados os valores utilizados como linha base de ambos os parâmetros estudados para cada um dos voluntários referentes ao bloco dois dos testes. Destaca-se que os valores de assimetria α apresentam diferenças significativas entre as regiões cerebrais, mas o mesmo não ocorre com o parâmetro razão β/α. Isto se deve ao fato de que a energia alfa dessas regiões responde de forma diferente a estímulos emocionais, enquanto que a energia beta responde de forma semelhante. De acordo com Allen e Kline (2004) e Goodman e outros (2013), a região frontal é a que possui maiores indicadores de estados emocionais, deste modo, essa região foi utilizada como principal na análise do estresse, sendo porém, a região pré-frontal utilizada como região auxiliar para a classificação.

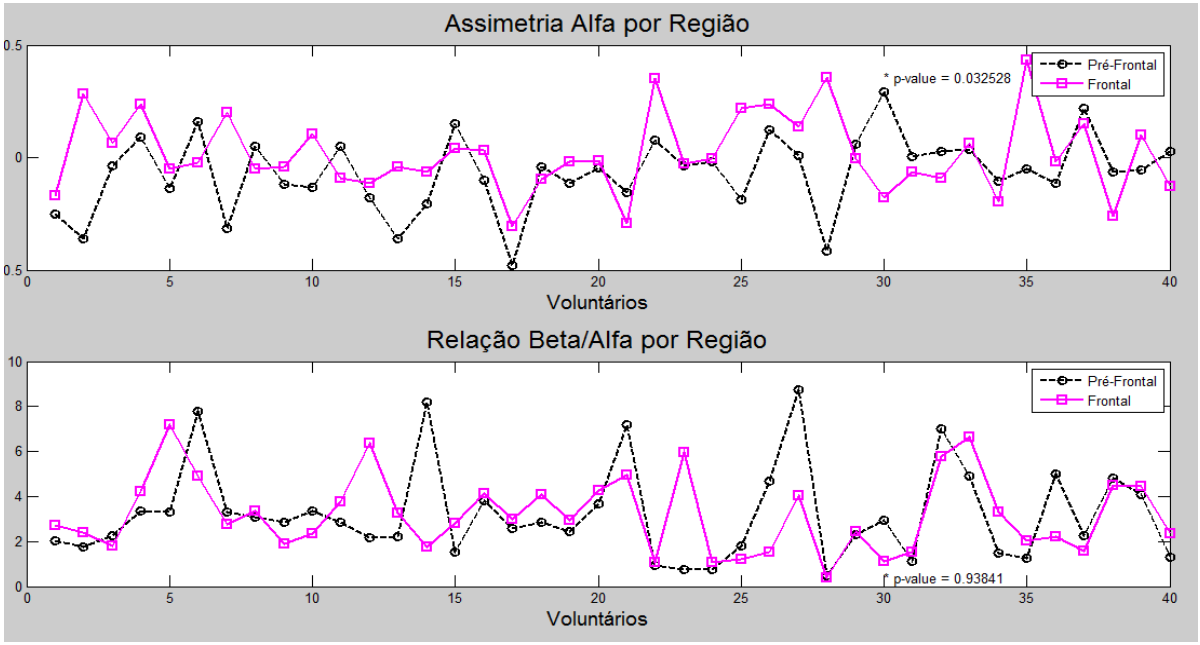


Figura 32: Valores de assimetria α e razão β/α utilizados como referência (linha base) para cada um dos voluntários.

Definida a linha base, a primeira análise realizada é a do comportamento da assimetria α e razão β/α em cada um dos dez grupos de estímulos apresentados aos voluntários, representando as três classes (positivo, calmo e negativo). Assim, na Figura 33 são apresentados os índices de variação médio para cada grupo de estímulo para os dois parâmetros, lembrando que esse índice representa a variação da linha base para a resposta durante o estímulo emocional. Nota-se que na região pré-frontal existe uma maior variação para os dois parâmetros: na assimetria α os valores são superiores aos da região frontal, enquanto que na razão β/α os valores são menores que os da região frontal.

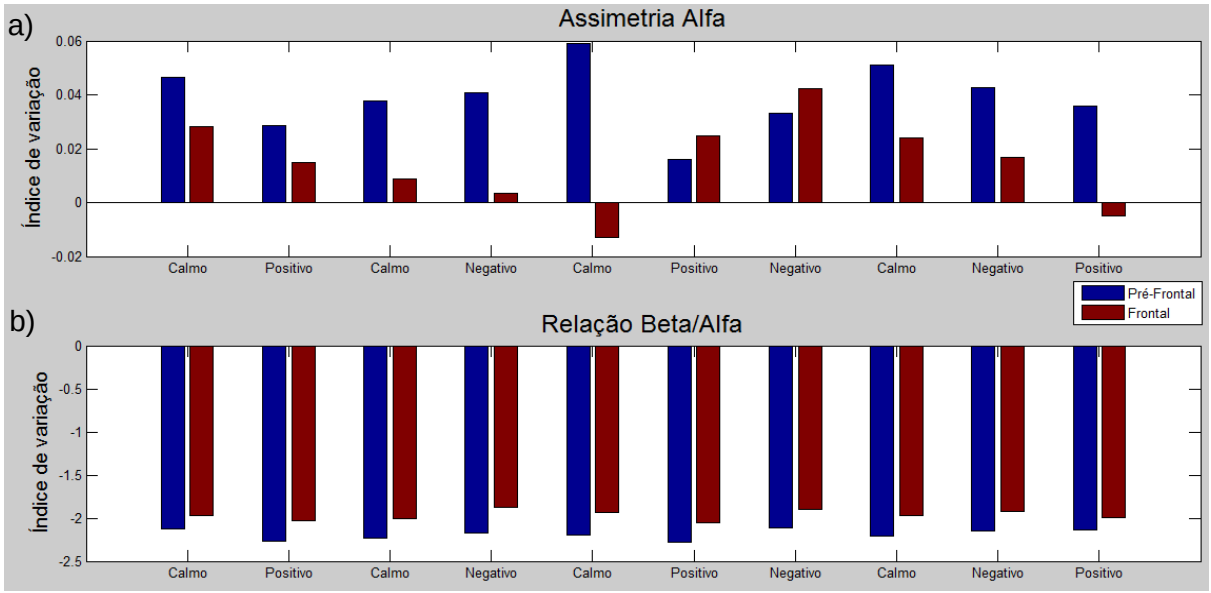


Figura 33: Índice de variação média da assimetria α (a) e razão β/α (b) em relação à linha base. Sendo apresentado por grupo de estímulos. Fonte: Autor.

É possível observar que a maioria dos índices de variação da assimetria α é positiva (Figura 33.a), ou seja, independente do estímulo emocional, ocorre o aumento da assimetria α em relação a um estado sem estímulos emocionais. Este fato reforça o consenso de que assimetria pode ser utilizada para identificação de estresse (HARMON-JONES, GABLE e PETERSON, 2010; LEWIS, WEEKES e WANG, 2007; VERONA, SADEH e CURTIN, 2009; WANG *et al.*, 2009).

Esse aumento na assimetria α é causado devido ao aumento da atividade cerebral direita representado pela diminuição da energia do ritmo alfa nesse hemisfério, ou pela diminuição da atividade cerebral esquerda representado pelo aumento da energia nesse hemisfério. Esta pesquisa não tem o objetivo de diferenciar qual hemisfério foi responsável pelo aumento da assimetria, uma vez que, independente do caso, de acordo com a literatura utilizada ambos representariam um aumento do nível de estresse. Ocorre uma diminuição da razão β/α para todos os grupos de estímulos (Figura 33.b), devido, principalmente, ao aumento da energia do ritmo alfa, e também é observada uma pequena diminuição da energia do ritmo beta no hemisfério direito em resposta aos estímulos.

Vale ressaltar que houve uma diminuição na qualidade do sinal de EEG dos grupos finais, possivelmente devido ao fato dos eletrodos secarem com o decorrer dos testes diminuindo a impedância de contato com o escalpo. Esse fato também é

observado pelo aumento do desvio padrão da assimetria α e razão β/α durante a fase final dos testes. Deste modo, para a composição da média por estímulos são utilizados os dois primeiros grupos de estímulos de cada classe. Na Figura 34 é apresentada a média da variação da assimetria α e a razão β/α, por classe de estímulos, para as duas regiões cerebrais analisadas.

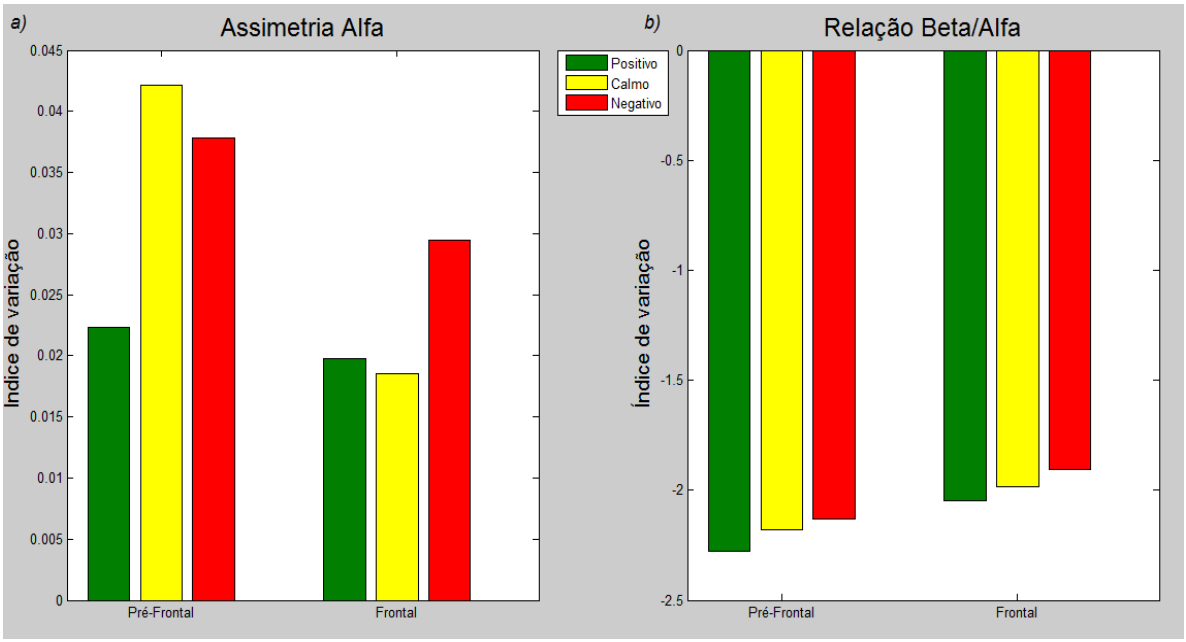


Figura 34: Índice de variação média da assimetria α (a) e razão β/α (b) em relação à linha base apresentada pelas classes de estímulo. Fonte: Autor.

Os parâmetros apresentam comportamentos inversos quando são submetidos a estímulos emocionais: enquanto os índices médios de assimetria α aumentam para as três classes de estímulos nas duas regiões cerebrais, os índices da razão β/α diminuem.

A resposta aos estímulos negativos é maior em relação aos positivos para ambas as regiões, enquanto que na classe de estímulos calmos o comportamento varia para cada região. A região pré-frontal apresenta variação de assimetria α maior em relação a região frontal para ambas as classes (Figura 34.a). Na razão β/α observa-se que a região frontal apresenta menor variação, enquanto que a resposta para as diferentes classes é semelhante em ambas as regiões, tendo a classe positiva os menores índices, seguidos pela classe calma e negativa (Figura 34.b).

A Tabela 18 apresenta os *p-value* para o teste t de *Student* para a comparação das classes de estímulos duas a duas.

Tabela 18: Valores de significância (*p-value*) calculados pelo teste t de *Student* para amostras pareadas.

Grupos	Assimetria α		Razão β/α	
	Pré-Frontal	**Frontal**	**Pré-Frontal**	**Frontal**
Positivo x Calmo	0,0460*	0,0275*	0,1649	0,0484*
Calmo x Negativo	0,1082	0,8553	0,1588	0,0084*
Positivo x Negativo	0,3534	0,0397*	0,0001*	0,0003*

* valores com diferenças significativas (teste t pareado)

Os estímulos positivos apresentam valores significativamente diferentes para três parâmetros quando comparados com os estímulos calmos (assimetria α frontal, pré-frontal e razão β/α frontal) e outros três quando comparados com os estímulos negativos (assimetria α frontal, razão β/α pré-frontal e frontal), no entanto, quando comparados os estímulos calmos e negativos obtém-se apenas a razão β/α frontal com diferenças significativas.

Esses resultados são semelhantes aos estudos de Seo e Lee (2010); Verona, Sadeh e Curtin (2009). No entanto, esses são valores médios de todos os voluntários. A seguir são apresentados os resultados agrupados por gênero (Figura 35).

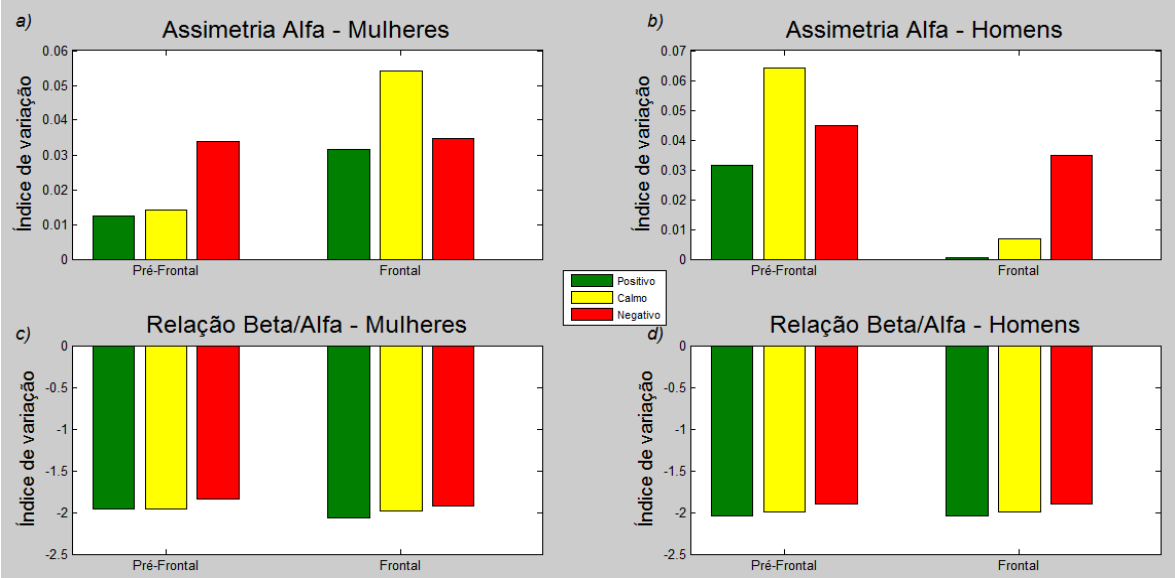


Figura 35: Índice de variação média dos parâmetros em relação à linha base apresentada por classe de estímulo: a) assimetria α do grupo feminino; b) assimetria α do grupo masculino; c) razão β/α do grupo feminino; d) razão β/α do grupo masculino. Fonte: Autor.

Apesar de o comportamento ser semelhante entre as diferentes classes, a assimetria α pré-frontal média é maior no gênero masculino, enquanto que a frontal

é maior no gênero feminino. Já os valores médios da razão β/α possuem valores médios similares. A Tabela 19 apresenta os valores médios e a estatística para a comparação entre homens e mulheres.

Tabela 19: Valores médio da assimetria α e razão β/α para homens e mulheres, e valores de significância entre os gêneros, apresentados por classe de estímulo e região cerebral.

Grupos	Pré-Frontal			Frontal		
	Mulheres	**Homens**	***p-value****	**Mulheres**	**Homens**	***p-value****
Assimetria α						
Positivo	0,0125	0,0314	0,5329	0,0315	0,0004	0,4103
Calmo	0,0141	0,0643	0,2486	0,0542	0,0069	0,1968
Negativo	0,0339	0,0448	0,7350	0,0348	0,0350	0,9965
Razão β/α						
Positivo	-1,9597	-2,0393	0,8653	-2,0600	-2,0393	0,9691
Calmo	-1,9537	-1,9905	0,9378	-1,9785	-1,9905	0,9823
Negativo	-1,8363	-1,8952	0,8991	-1,9282	-1,8952	0,9518

** p-value do teste t para amostras independentes*

Apesar das diferenças nos valores médios, de acordo com o teste t (amostras independentes), os parâmetros não apresentam diferença significativa para nenhuma das classes nas duas regiões analisadas. Na Figura 36 são apresentados os valores médios dos parâmetros analisados, comparando os voluntários do grupo administrativo e operacional.

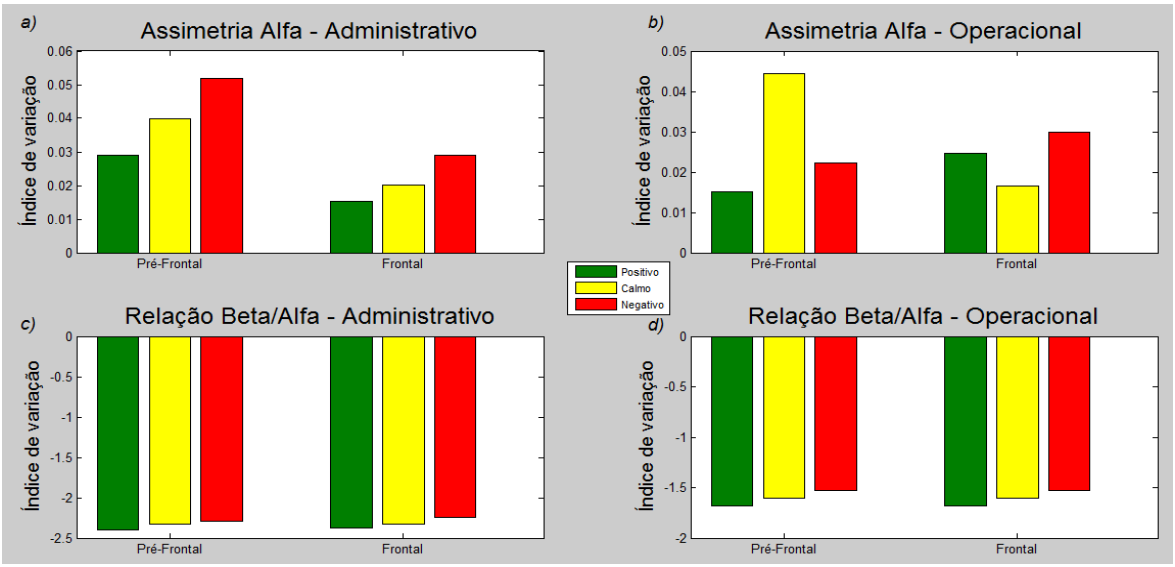


Figura 36: Índice de variação média dos parâmetros em relação à linha base apresentado por classe de estímulo: a) assimetria α do grupo administrativo; b) assimetria α do grupo operacional; c) razão β/α do grupo administrativo; d) razão β/α do grupo administrativo. Fonte: Autor.

Na comparação entre as atividades dos voluntários observa-se não haver diferenças significativas entre o grupo operacional e o administrativo em ambos os parâmetros, como fica evidenciado na Tabela 20.

Tabela 20: Valores médio da assimetria α e razão β/α para grupo administrativo e operacional, e valores de significância entre os grupos, apresentados por classe de estímulo e região cerebral.

Grupos	**Pré-Frontal**			**Frontal**		
	Administrativo	**Operacional**	***p-value****	**Administrativo**	**Operacional**	***p-value****
Assimetria α						
Positivo	0,0290	0,0151	0,6331	0,0154	0,0246	0,8160
Calmo	0,0400	0,0445	0,9025	0,0203	0,0166	0,9093
Negativo	0,0518	0,0223	0,2826	0,0291	0,0300	0,9815
Razão β/α						
Positivo	-2,3963	-1,6822	0,2157	-2,3771	-1,6822	0,1939
Calmo	-2,3304	-1,6054	0,2121	-2,3304	-1,6054	0,1796
Negativo	-2,2904	-1,5302	0,1833	-2,2491	-1,5302	0,1801

** p-value do teste t para amostras independentes*

A resposta a estímulos emocionais para cada um dos voluntários nos três diferentes dias de testes é comparada por ANOVA, e os resultados são apresentados na Tabela 21.

Tabela 21: Valores de F (ANOVA) e significância (p-value), comparando as classes de estímulos entre os três dias de testes.

	Assimetria α		**Razão β/α**	
	F	***p-value***	**F**	***p-value***
Pré-Frontal				
Positivo	0,0519	0,9495	1,0483	0,3602
Calmo	0,0589	0,9428	0,3242	0,7251
Negativo	0,0231	0,9772	0,9084	0,4115
Frontal				
Positivo	3,1520	0,0538	1,2050	0,3106
Calmo	0,1414	0,8686	0,9814	0,3839
Negativo	0,3679	0,6945	0,3971	0,6749

Por fim, é apresentada a análise da assimetria α e razão β/α dividindo os voluntários, de acordo com os resultados do questionário de ISSL, em dois grupos: o primeiro com voluntários não estressados e o segundo com estressados. Assim, a assimetria desses dois grupos foi comparada através do teste de ANOVA. Os resultados são apresentados na Figura 37.

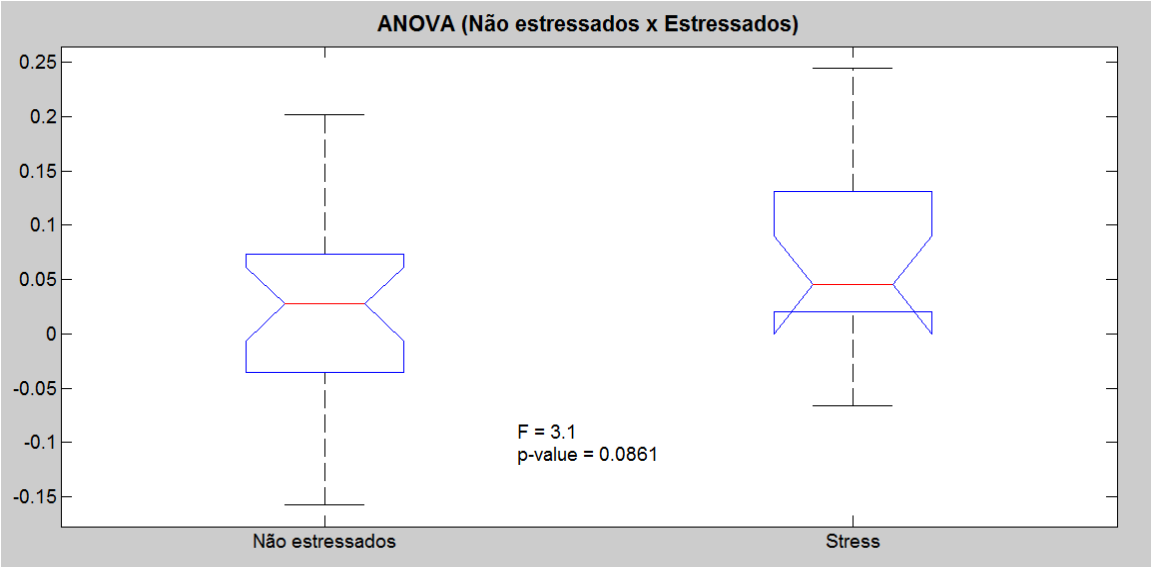


Figura 37: Comparação dos valores de assimetria α sem estímulo emocional entre os voluntários classificados como não estressados e estressados, de acordo com os resultados do questionário ISSL.

Apesar de não possuir diferenças significativas (F=3,1 e p=0,0861), nota-se que os voluntários estressados apresentam índices de assimetria α relativamente superiores aos dos demais voluntários. Quando são comparadas as respostas aos estímulos emocionais, observa-se que na região frontal o índice de assimetria α tende a negativo para os voluntários estressados enquanto que no grupo dos não estressados este índice tende a ser positivo (Figura 38).

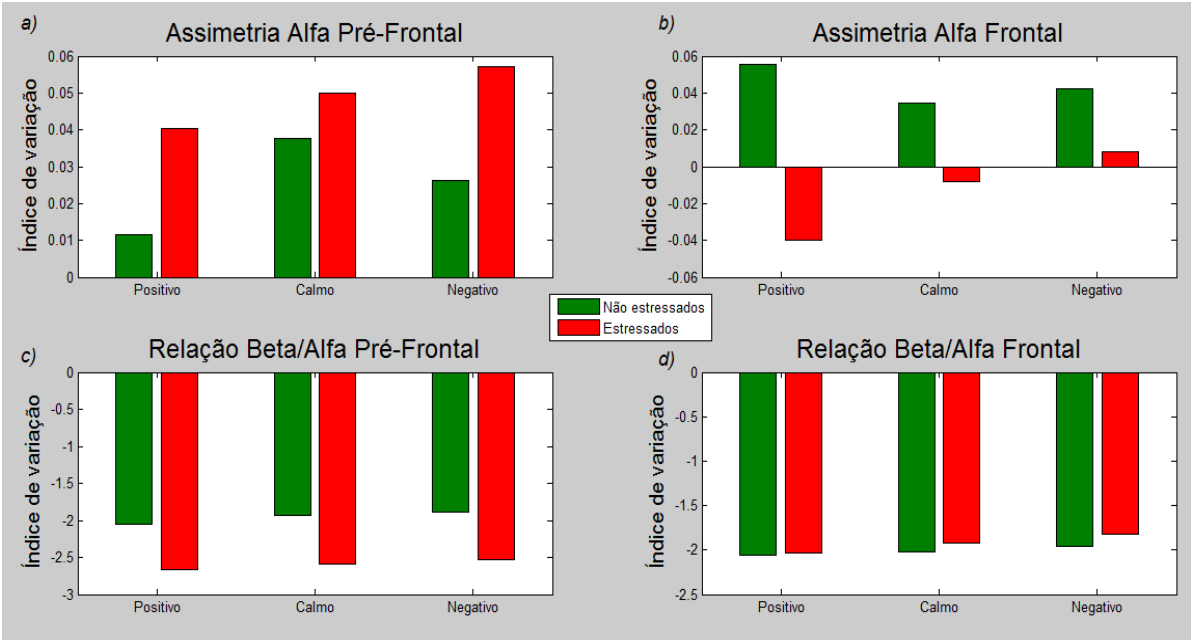


Figura 38: Valores médios de assimetria α frontal (a) e pré-frontal (b), assim como da razão β/α pré-frontal (c) e frontal (d), em repostas aos estímulos emocionais comparando voluntários classificados como não estressados e estressados, de acordo com os resultados do questionário ISSL.

A assimetria α de linha base dos voluntários estressados são maiores, porém, a respostas aos estímulos não é muito diferente a dos voluntários não estressados, fazendo com que os índices finais de assimetria α tomem direções distintas. Não observam-se diferenças no comportamento da razão β/α, provavelmente porque o hemisfério mais afetado pela estímulação emocional seja o esquerdo, o qual tende a elevar os valores de assimetria α. No entanto, a razão β/α é calculada apenas utilizando os eletrodos F4 e aF4 (hemisfério direito).

A constatação de que os índices de assimetria α dos voluntários estressados são superiores aos demais voluntários está de acordo com os trabalhos de Cacioppo, (2004); Harmon-Jones (2004), os quais afirmam que o aumento nos índices de assimetria α é proporcional ao nivel de estresse que afeta o individuo.

O questionário ISSL também classifica o tipo de sintomatologia do estresse que afeta os voluntários. Utilizando essa classificação, foi realizada uma comparação entre os valores de assimetria α dos voluntários classificados como estressados com sintomas psicológicos, e estressados com sintomas somáticos. A Figura 39 apresenta essa análise feita por ANOVA.

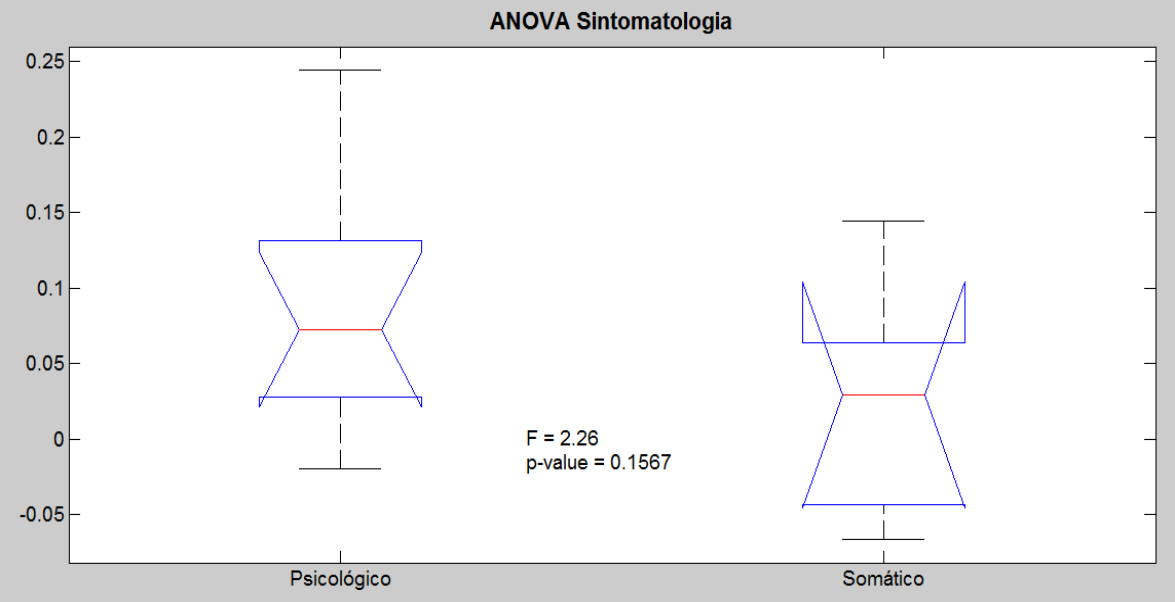


Figura 39: Comparação dos valores de assimetria α da linha base (sem estímulo emocional) entre os voluntários classificados como estressados separados por sintomatologia, psicológicos e somáticos, de acordo com os resultados do questionário ISSL.

Como pode ser observado na Figura 39, não foram encontradas diferenças significativas quando os voluntários são agrupados por sintomatologia, porém, nota-

se que os índices de assimetria α dos voluntários estressados com sintomas psicológicos são relativamente superiores aos dos com sintomas somáticos, o que fornece indícios que o estresse mental cause uma maior influência nos demais tipos de estresse, como é o caso do emocional.

Na Figura 40 é apresentada uma comparação entre os valores médios dos parâmetros em reposta aos estímulos emocionais, comparando esses dois grupos de voluntários.

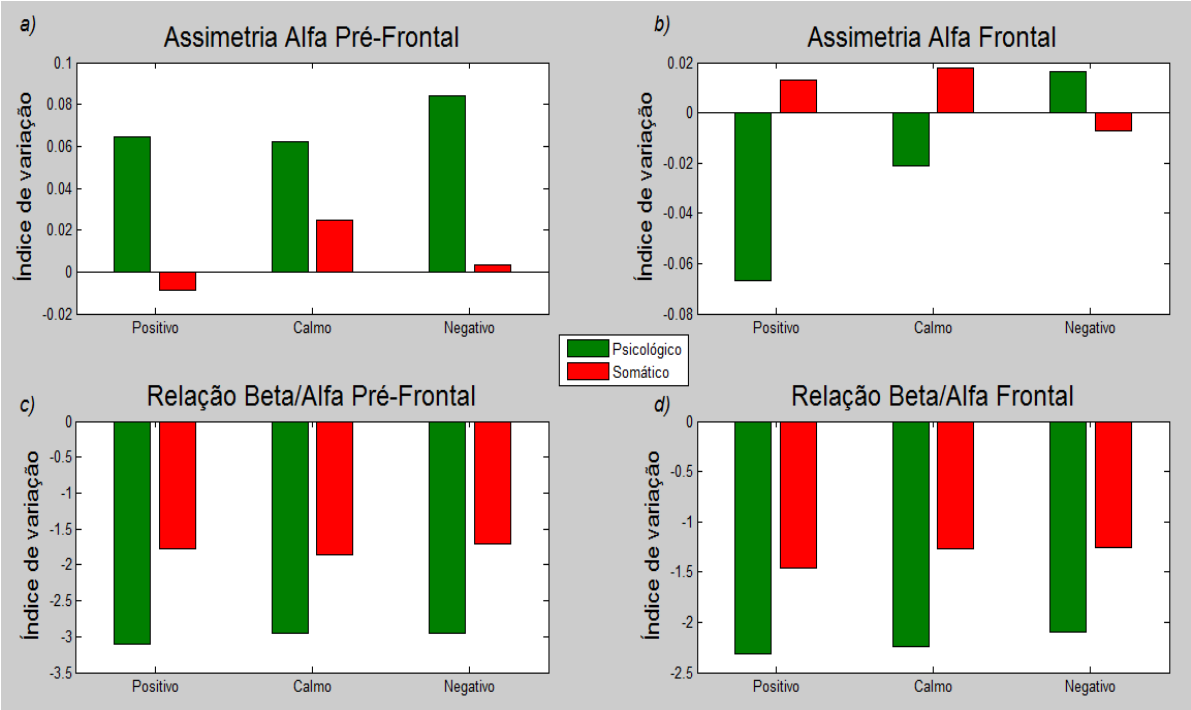


Figura 40: Valores médios de assimetria α frontal (a) e pré-frontal (b), assim como da razão β/α pré-frontal (c) e frontal (d), em repostas aos estímulos emocionais comparando voluntários classificados como estressados com sintomas psicológicos e somáticos, de acordo com os resultados do questionário ISSL.

Os valores médios de assimetria α na região pré-frontal (Figura 40.a) são maiores para os voluntários classificados com sintomas psicológicos. Já na região frontal (Figura 40.b), os índices de assimetria α são maiores para voluntários do grupo somático, com exceção dos estímulos negativos, no entanto, observa-se que a maior variação ocorre com os índices dos voluntários psicológicos, novamente apoiando a teoria de que esses voluntários estão mais sujeitos a influência emocional. A variação dos índices da razão β/α é maior para o grupo dos voluntários estressados com sintomas psicológicos, tanto na região pré-frontal (Figura 40.c) quanto na região frontal (Figura 40.d).

4.3 Classificação

Para as classificações foram utilizados apenas os dados dos grupos de estímulos, e os resultados do questionário SAM estavam de acordo com o banco de dados IAPS. Conforme apresentado na Seção 4.1.2, o percentual de classificação correta foi de 40,4% para a classe positiva, 45,5% para a classe calma e 39,3% para a classe negativa (Tabela 22), sendo estes os dados utilizados nas classificações a seguir.

Tabela 22: Porcentagem dos grupos de estímulos que foram classificados através dos resultados do questionário SAM que estão de acordo com a classificação do banco de imagens utilizado.

Classe	Grupos apresentados por SET*	Apresentações	Classificados em concordância com IAPS **
Positivo	3	360	40,4%
Calmo	4	480	45,5%
Negativo	3	360	39,3%

** SET representa cada um dos três dias de teste. **International Affective Picture System*

Como não foram observadas diferenças significativas entre os voluntários dos diferentes grupos estudados, as classificações são realizadas utilizando os dados de condutância da pele e EEG de todos os voluntários, respeitando a classificação supracitada.

4.3.1 SCR

Inicialmente é apresentada a classificação realizada com os parâmetros da condutância da pele utilizando um classificador SVM. Na Figura 41 são apresentados os resultados da classificação realizada testando uma classe contra cada uma das demais, assim como uma classe contra as demais.

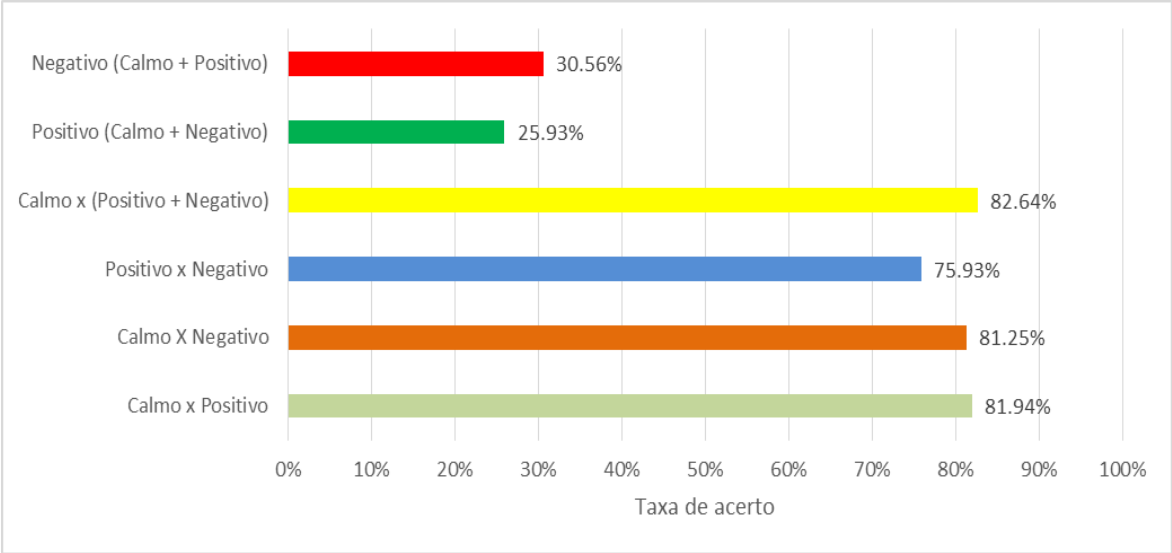


Figura 41: Taxa de acerto da classificação do classificador SVM utilizando os dados de condutância da pele, comparando duas a duas e também as três classes.

A classificação realizada com as classes duas-a-duas apresenta altas taxas de acerto quando envolve a classe calma, chegando a 81,25% quando classifica-se a classe calma frente à positiva, e 81,94% para classificação de calma frente à positiva, sendo a menor taxa encontrada ao classificar os dados positivos contra negativos (75,93%).

Quando a classificação envolve as três classes simultaneamente, a taxa de acerto é reduzida ao classificar os estímulos negativos dos demais (30,56%), assim como quando classificam-se os positivos frente aos demais (25,93%). No entanto, quando se classifica os estímulos calmos frente aos positivos e negativos, a taxa de acerto é elevada a 82,64%.

Esse resultado reforça a hipótese de que os valores de condutância da pele podem ser utilizados de forma a relacionar-se com a dimensão de arousal e, deste modo, fornecendo informações que possibilitem a separação de estímulos calmos, ou seja, de baixa excitação, dos positivos e negativos que apresentam maiores valores no eixo de excitação. Porém, não fornecem informações suficientes para poder classificar os estímulos positivos ou negativos, sendo assim não apresentando relação com a valência dos estímulos.

4.3.1 EEG

O resultado da classificação dos parâmetros de EEG foi realizada utilizando um classificador SVM. Na Tabela 23 é apresentado o resultado da classificação das classes de estímulos duas-a-duas utilizando diferentes configurações dos parâmetros estudados.

Tabela 23: Taxa de acerto da classificação utilizando duas-a-duas as classes de estímulos em diferentes configurações dos parâmetros estudados através do classificador SVM.

Classe	Assimetria α (pf e f)	Razão β/α (pf e f)	Assimetria α e Razão β/α (pf)	Assimetria α e Razão β/α (f)	Todos
Calmo x Positivo	76,92%	81,54%	53,85%	55,38%	**83,08%**
Calmo X Negativo	61,70%	68,09%	68,09%	61,70%	**74,47%**
Positivo x Negativo	82,98%	44,68%	65,96%	68,09%	**80,85%**

pf: região pré-frontal; f:região frontal.

As maiores taxas de acerto para a classificação duas-a-duas foram a da configuração que utiliza os dois parâmetros assimetria α e razão β/α, nas duas regiões cerebrais, pré-frontal e frontal. Observa-se que os menores valores são para a classificação entre estímulos calmos e negativos. Isso se deve ao fato de que os resultados para assimetria α e razão β/α para os estímulos calmos foram os que tiveram as maiores variações entre os voluntários para ambas as regiões cerebrais estudadas. A seguir são apresentados os resultados da classificação para cada uma das classes frentes às demais (Tabela 24).

Tabela 24: Taxa de acerto da classificação das classes de estímulos em diferentes configurações dos parâmetros estudados através do classificador SVM.

Classe	Assimetria α (pf e f)	Razão β/α (pf e f)	Assimetria α e Razão β/α (pf)	Assimetria α e Razão β/α (f)	Todos
Positivo	63,08%	81,54%	50,77%	55,38%	**75,38%**
Calmo	62,34%	51,95%	50,65%	64,94%	**75,32%**
Negativo	63,83%	63,83%	61,70%	53,19%	**87,23%**

Quando a classificação é realizada separando uma classe das demais, os resultados são melhores para a configuração que utiliza todos os parâmetros simultaneamente. Os resultados da classificacão de estímulos negativos (87,23%) são próximos aos

encontrados por Sulaiman e outros (2012), os quais obtiveram taxa de acerto médio de 88,89% na classificação de estresse provocado por tarefas mentais. Desta forma, na Figura 42 é apresentado o resumo de todas as diferentes classificações dos dados de EEG realizadas através do classificador SVM.

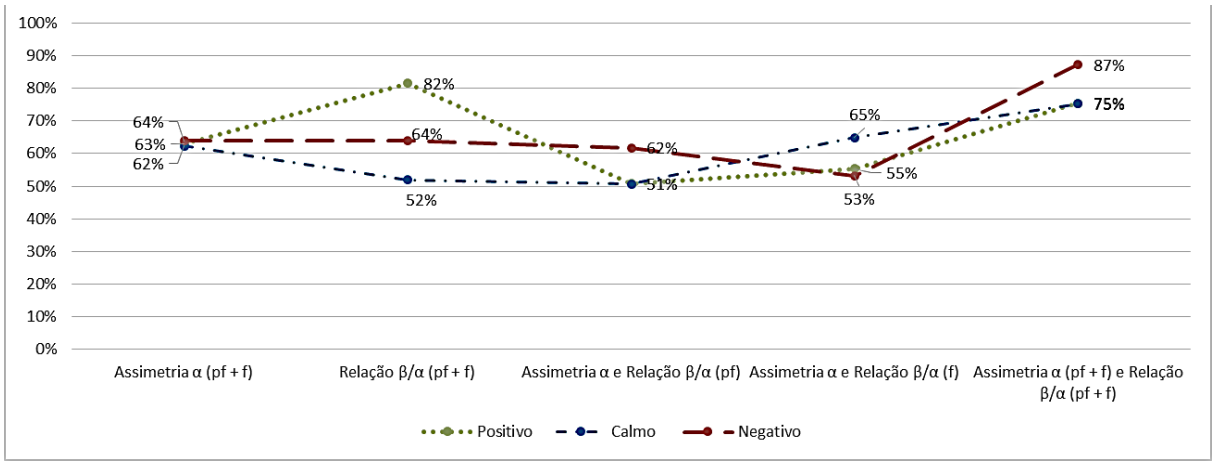


Figura 42: Comparação das taxas de acerto para a classificação utilizando diferentes configurações dos parâmetros estudados, separados por classe de estímulo.

Por fim, é apresentanda uma classificação combinando os dados de EEG e SCR.

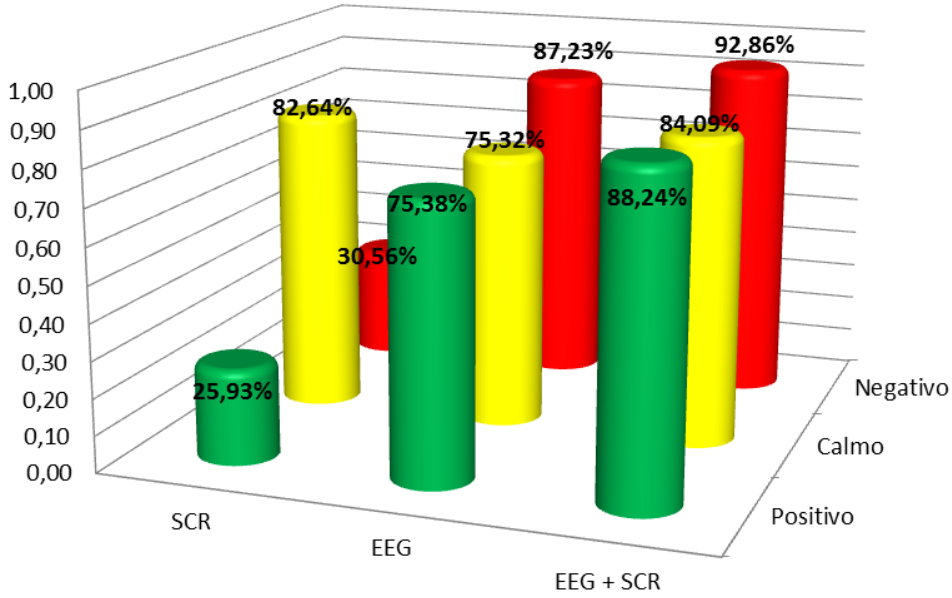


Figura 43: Comparação das taxas de acerto para a classificação combinando dados de SCR e EEG.

Pode-se observar que a taxa de acerto aumenta com a medida que utiliza-se a combinação dos parâmetros estudados, chegando desse modo a 88,24% de acurácia para a classe de estímulos positivos, 84,09% para classe calma, e 92,86% para os estímulos negativos. A classe negativa apresenta as maiores taxas de acerto para a maioria das configurações.

5 CONCLUSÕES

A análise dos resultados obtidos para os parâmetros de EEG, condutância da pele e dos questionários aplicados permitem que se estabeleçam as seguintes conclusões:

- A identificação de indivíduos estressados entre os Bombeiros Militares mostra números semelhantes aos encontrados na população em geral, assim como a proporção entre homens e mulheres e as fases de estresse que os afeta.

- Os bombeiros militares participantes do estudo respondem a estímulos emocionais de forma semelhante, independente da atividade desenvolvida e gênero, no entanto, os valores médios de valência e excitação são ligeiramente inferiores quando comparados aos da população em geral.

- As análises dos índices de assimetria alfa apontam para uma ligeira diminuição da atividade hemisférica esquerda e ativação direita, em resposta a todas as classes de estímulos utilizadas, no entanto, a razão beta/alfa aponta que as maiores alterações são decorrentes da ativação do hemisfério direito.

- As alterações da condutância da pele estão relacionadas com o eixo de excitação, o que possibilita o seu uso para a diferenciação dos estímulos calmos frente aos emocionalmente estressantes.

- As classes de estímulos emocionais puderam ser classificadas utilizando a combinação dos três parâmetros estudados: assimetria alfa, relação beta/alfa e condutância da pele, através de um classificador SVM com acurácia satisfatória para as três classes.

Os resultados obtidos da análise individual para cada um dos parâmetros não apresentam diferenças significativas, porém, quando combinados fornecem forte relações com os estímulos apresentados, assim como permitem a diferenciação entre os sinais provenientes de voluntários classificados pelo questionário ISSL como estressados e não estressados.

Deste modo, com essa pesquisa conclui-se que a combinação de parâmetros aferidos com equipamentos de baixo custo, pode fornecer condições de diferenciar estímulos estressantes, podendo assim ser utilizada para auxiliar no treinamento de profissionais da área de urgência e emergência, de forma que se possa elaborar um protocolo de avaliação de capacidade destes profissionais em lidar com as mais variadas situações.

Sugere-se que trabalhos futuros busquem investigar o nível de estresse em profissionais da área de urgência e emergência no decorrer da realização das suas atividades desenvolvidas no dia-a-dia, de forma a identificar as alterações nos índices de assimetria alfa e razão beta/alfa. Esta análise deve ser realizada, principalmente, antes e após um atendimento de urgência, pois segundo os voluntários deste estudo, são os momentos em que eles sentem-se mais esgotados tanto fisicamente quanto mentalmente.

É importante ressaltar que durante a realização desta pesquisa de Mestrado, foram publicados os seguintes trabalhos científicos:

Em capítulos de livros:

TRAUERNICHT, M., GARCIA, J. F., COTRINA-ATENCIO, A., GOULART, C., POMER-ESCHER, A., BASTOS FILHO, T. F. Toward EEG-Based Emotion Recognition Using Brain Computer Interfaces. Em A. d. Andrade, A. B. Soares, A. Cardoso, E. A. Lamounier. ***Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica*** (pp. 319-342). Bauru: Canal6 Editora. 2014.

GOULART, C., POMER-ESCHER, A., TRAUERNICHT, M., GARCIA, J. F., SOUZA, M. D., BASTOS, T. F. Analysis of Emotions Based on EEG in Autistic Spectrum Disorder and Stress. Em A. d. Andrade, A. B. Soares, A. Cardoso, & E. A. Lamounier, ***Tecnologias, Técnicas e Tendências em Engenharia Biomédica*** (pp. 211-236). Bauru: Canal6 Editora. 2014.

Em congressos internacionais:

POMER-ESCHER, A., BASTOS-FILHO, T., PINHEIRO, M. D. Analysis of Stress Level Based on Asymmetry Patterns of Alpha Rhythms in EEG Signals. ***Biosignals and Biorobotics Conference (2014)****: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 5th ISSNIP-IEEE* (pp. 1-5). Salvador: IEEE. 2014.

POMER-ESCHER, A., BASTOS-FILHO, T., PINHEIRO, M. D. Proposal of Methodology for Analysis of Stress Level Based on EEG Signals **.** ***BMC Proceedings, BioMed Central Ltd****, Suppl 4*, 62. 42014.

ATENCIO, A. C., GARCIA, J. C., BENEVIDES, A. B., LONGO, B. B., FERREIRA, A., PORNER-ESCHER, A., . . . BASTOS, T. Computing Stress-Related Emotional State via Frontal Cortex Asymmetry to be Applied in Passive-ssBCI . ***Biosignals and Biorobotics Conference (2014)****: Biosignals and Robotics for Better and Safer Living (BRC), 5th ISSNIP-IEEE* (pp. 1-6). Salvador: IEEE. 2014.

GARCIA, J. F., DELISLE, D., POMER-ESCHER, A., CAICEDO, E., FRIZERA NETO, A., LIMA, E. R., BASTOS, T. F. Propuesta de una ICC como Herramienta de Neuro-Realimentación. ***Memorias de las VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad****.* Asunción: AITADIS. In press 2014.

TELLO, R., POMER-ESCHER, A., BASTOS-FILHO, T. Análisis del nivel de fatiga basado en EEG en bomberos profesionales**. *Memorias de las VI Jornadas AITADIS de Rehabilitación y Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad****.*** Asunción: AITADIS. In press 2014.

Em congressos nacionais:

POMER-ESCHER, A., TELLO, R., CASTILLO, J., BASTOS-FILHO, T. Analysis of Mental Fatigue in Motor Imagery and Emotional stimUlation Based on EEG . ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB).*** Uberlândia: SBEB. In press 2014.

POMER-ESCHER, A., TELLO, R., SOUZA, M. D., BASTOS-FILHO, T. Análise de Estresse e Fadiga em Bombeiros Através de EEG . ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB).*** Uberlândia: SBEB. In press 2014.

GARCIA, J. F., DELISLE, D., POMER-ESCHER, A., FRIZERA NETO, A., LIMA, E. R., BASTOS, T. F. Neurofeedback Tool to Improve the Onset Delay and Sequential Movements During Motor Tasks. ***Anais do Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica (CBEB).*** Uberlândia: SBEB. In press 2014

REFERÊNCIAS

ALLEN, J. J. B.; KLINE, J. P. Frontal EEG asymmetry, emotion, and psychopathology: the first, and the next 25 years. **Biological Psychology**, v. 67, 2004. 1-5.

ALLEN, J. J.; COAN, J. A.; NAZARIAN, M. Issues and assumptions on the road from raw signals to metrics of frontal EEG asymmetry in emotion. **Biological psychology**, v. 67, n. 1, p. 183-218, 2004.

AMERICAN PSYCHOLOGICAL ASSOCIATION, A. Our stress is higher than people think is healthy. **American Physical Association**, v. 44, April 2013. 24.

BAILLET, S.; MOSHER, J. C.; LEAHY, R. M. Electromagnetic Brain Mapping. **IEEE Signal Processing Magazine**, November 2001. 14-30.

BARBOSA, A. O. G.; ACHANCCARAY, D. R.; MEGGIOLARO, M. A. **Activation of a mobile robot through a brain computer interface.** In Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on. [S.l.]: IEEE. 2010. p. 4815-4821.

BATEMAN, T. M. et al. Diagnostic accuracy of rest/stress ECG-gated Rb-82 myocardial perfusion PET: comparison with ECG-gated Tc-99m sestamibi SPECT.. **Journal of nuclear cardiology**, v. 13, n. 1, p. 24-33, 2006.

BIANCHI, E. R. F. Escala Bianchi de stress. **Rev Esc Enferm USP**, v. 43 , p. 1055-62, 2009.

BISHOP, C. M. **Pattern recognition and machine learning,** v.1. New York: Springer, 2006.

BLANKERTZ, B. et al. Single-trial analysis and classification of ERP components—a tutorial. **NeuroImage**, v. 56, n. 2, p. 814-825, 2011.

BOS, D. O. EEG-based emotion recognition. **The Influence of Visual and Auditory Stimuli**, p. 1-17, 2006.

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, 1994.

BRADLEY, M. M.; LANG, P. J. Affective reactions to acoustic stimuli. **Psychophysiology**, n.37(02), p. 204-215, 2000.

BRANDÃO, M. L. **As bases biológicas do comportamento:** introdução à neurociência. São Paulo: EPU, 2004.

BREMNER, J. D. et al. MRI and PET study of deficits in hippocampal structure and function in women with childhood sexual abuse and posttraumatic stress disorder. **American Journal of Psychiatry**, v. 160, n. 5, p. 924-932, 2003.

BRODMANN, K.; GAREY, L. J. **Brodmann's:** Localisation in the Cerebral Cortex. [S.l.]: Springer, 2007.

BROUWER, A.-M. et al. EEG alpha asymmetry, heart rate variability and cortisol in response to virtual reality induced stress. **Journal of CyberTherapy and Rehabilitation**, p.27-40, 2011.

CACIOPPO, J. T. Feelings and emotions: roles for electrophysiological markers. **Biological Psychology**, v. 67, 2004. 235-243.

CALAIS, S. L.; ANDRADE, L. M. B. D.; LIPP, M. E. N. Diferenças de sexo e escolaridade na manifestação de stress em adultos jovens. **Psicologia: Reflexão e crítica**, v. 16, n. 2**,** , p. 257-263., 2003.

CHANEL, G.; ANSARI-ASL, K.; PUN, T. Valence-arousal evaluation using physiological signals. **IEEE International Conference on**, p. 2662-2667, 7-10 Oct 2007.

COAN, J. A.; ALLEN, J. J. B. Frontal EEG asymmetry as a moderator and mediator of emotion. **Biological Psychology**, v. 67, p. 7-49, 2004.

COHEN, S.; KAMARCK, T.; MERMELSTEIN, R. A global measure of perceived stress. **Journal of health and social behavior**, p. 385-396, 1983.

DAVIDSON, R. J. et al. Approach-withdrawal and cerebral asymmetry: Emotional expression and brain physiology: I.. **Journal of personality and social psychology**, v. 58, n. 2, p. 330, 1990.

DELORME, A.; MAKEIG, S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. **Journal of neuroscience methods**, v. 134, n. 1, p. 9-21, 2004.

DRAPER, B. A. et al. Recognizing faces with PCA and ICA.. **Computer vision and image understanding**, v. 91, n. 1, p. 115-137, 2003.

DUDA, R. O.; HART, P. E.; STORK, D. G. **Pattern classification.** [S.l.]: John Wiley & Sons, 2012.

EKMAN, P. An argument for basic emotions. , 169-200. **Cognition & Emotion**, v. 6 n. 3-4, Sussex, U.K., p. 169-200, 1992.

ELLIS, A. **Humanistic psychology:** The rational-emotive approach. Nova York: Julian, 1973.

EMOTIV EPOC. **Brain Computer Interface & Scientific Contextual Eeg:** Emotiv Epoc & Testbench™ Specifications. [S.l.], 2014.

ENGDAHL, B. et al. Post-traumatic stress disorder: a right temporal lobe syndrome?. **Journal of neural engineering**, v. 7, n. 6, p. 66, 2010.

FATMA GULER, N.; UBEYLI, E. D. Multiclass support vector machines for EEG-signals classification. **Information Technology in Biomedicine**, IEEE Transactions on, v. 11, n. 2, p. 117-126, 2007.

FERREIRA, C. et al. The relation between EEG prefrontal asymmetry and subjective feelings of mood following 24 hours of sleep deprivation. **Arquivos de neuro-psiquiatria**, p. 382-7, 2006.

FOWLES, D. C.; KOCHANSKA, G.; MURRAY, K. Electrodermal activity and temperament in preschool children.. **Psychophysiology**, v. 37, n. 6, p. 777-787, 2000.

GLOOR, P. Neuronal generators and the problem of localization in electroencephalography Application of volume conductor theory to electroencephalography. **Journal of Clinical Neurophysiology**, p. 327-354, 1985..

GOODMAN, R. N. et al. Stress, emotion regulation and cognitive performance: The predictive contributions of trait and state relative frontal EEG alpha asymmetry. **International Journal of Psychophysiology**, v. 87, p. 115-123, 2013.

GOSWAMI, J. C.; CHAN, A. K. **Fundamentals of wavelets:** theory, algorithms, and applications (Vol. 233). New Jersey: John Wiley & Sons, 2011.

GOTLIB, I. H. EEG alpha asymmetry, depression, and cognitive functioning. **Cognition & Emotion**, v. 12, n. 3, p. 449-478, 1998.

GUIMARÃES, L. A. M. et al. Validação para o Brasil do SWS Survey–Questionário sobre estresse, saúde mental e trabalho.. **Série saúde mental e trabalho**, v. 1, p. 153-168, 1999.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica 12ª Ed.** Rio de Janeiro: ELSEVIER (MEDICINA), 2011.

HARMON-JONES, E. Contributions from research on anger and cognitive dissonance to understanding the motivational functions of asymmetrical frontal brain activity. **Biological Psychology**, p. 51-76, 2004.

HARMON-JONES, E.; GABLE, P. A.; PETERSON, C. K. The role of asymmetric frontal cortical activity in emotion-related phenomena: A review and update. **Biological psychology**, p. 451-462., 2010.

HOMAN, R. W.; HERMAN, J.; PURDY, P. Cerebral location of international 10–20 system electrode placement. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 66, n. 4, p. 376-382, 1987.

HOSSEINI, S. A.; KHALILZADEH, M. A. Emotional stress recognition system using EEG and psychophysiological signals: Using new labelling process of EEG signals in emotional stress state. In: **Biomedical Engineering and Computer Science (ICBECS), 2010 International Conference on.** IEEE, 2010. p. 1-6.

HSU, C. W.; LIN, C. J. A comparison of methods for multiclass Support Vector Machines. **IEEE Trans on Neural Networks,** v.13, n.2, p. 415-425, 2002.

JASPER, H. H. The ten twenty electrode system of the international federation. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 10, p. 371-375, 1958.

JOHN, E. R. et al. Neurometrics: computer-assisted differential diagnosis of brain dysfunctions. **Science**, v. 239, n. 4836, p. 162-169, 1988.

KANDEL, E. R.; SCHWARTZ, J. H.; JESSELL, T. M. **Principles of neural science**, v. 4, New York: McGraw-Hill, 2000.

KIM, J. **Bimodal emotion recognition using speech and physiological changes. In Robust Speech Recognition and Understanding.** Edited by Grimm, M; Kroschel, K. Vienna, Austria: I-Tech Education and Publishing, 2007.

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**, 2013.

KNOTT, V. et al. EEG power, frequency, asymmetry and coherence in male depression. **Psychiatry Research: Neuroimaging**, v. 106, n. 2, p. 123-140, 2001.

KWON, O.-W. et al. **Emotion Recognition by Speech Signals**. 8th European Conference on Speech Communication and Technology. Geneva, Switzerland: ISCA. 2003. p. 125-128.

LANG, P. J. The emotion probe: Studies of motivation and attention. **American psychologist**, v. 50, n. 5, p. 372, 1995.

LANG, P. J. et al. Emotional arousal and activation of the visual cortex: an fMRI analysis. **Psychophysiology**, v. 35, n. 2, p. 199-210, 1998.

LANG, P. J.; BRADLEY, M. M.; CUTHBERT, B. N. International Affective Picture System (IAPS): Affective ratings of pictures and instruction manual. **Technical Report A-8**, 2008.

LEWIS, M.; HAVILAND-JONES, J. M.; BARRETT, L. F. **Handbook of emotions. 3rd ed.** New York: The Guilford Press, 2008.

LEWIS, R. S.; WEEKES, N. Y.; WANG, T. H. The effect of a naturalistic stressor on frontal EEG asymmetry, stress, and health. **Biological psychology**, p. 239-247, 2007.

LIN, Y. P. et al. EEG-based emotion recognition in music listening. In: **Biomedical Engineering, IEEE Transactions on**, 57(7), p. 1798-1806, 2010.

LIPP, M. E. N. **Manual do inventário de sintomas de stress para adultos de Lipp (ISSL).** São Paulo: Casa do Psicólogo, 2000.

LIPP, M. E. N.; LÚCIA E. N. M. O stress emocional e seu tratamento. **Psicoterapias cognitivo-comportamentais: um diálogo com a psiquiatria**, p. 475-490, 2001.

LUFT, C. D. B. et al. Brazilian version of the Perceived Stress Scale: translation and validation for the elderly. **Revista de saúde pública, v. 41, n. 4**, p. 606-615, 2007.

MACHADO, A. B. **Neuroanatomia funcional**. [S.l.]: Atheneu, 2005.

MALLAT, S. G. A theory for multiresolution signal decomposition: the wavelet representation. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on**, vol.11, n.7, p. 674-693, 1989.

MALMIVUO, J.; PLONSEY, R. **Bioelectromagnetism:** principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. New York: Oxford University Press, Inc, 1995.

MARTÍNEZ, A. M.; KAK, A. C. Pca versus lda. **Pattern Analysis and Machine Intelligence, IEEE Transactions on,** v. 23, n. 2, p. 228-233, 2001.

MATHWORKS, INC. **MATLAB:** the language of technical computing. Desktop tools and development environment, version R2012. Massachusetts: MathWorks, 2005.

MCMANIS, M. H. et al. Emotional reactions in children: Verbal, physiological, and behavioral responses to affective pictures. **Psychophysiology**, v. 38, n. 2, p. 222-231, 2001.

MIKELS, J. A. et al. Emotional category data on images from the International Affective Picture System.. **Behavior research methods**, v. 37, n. 4, p. 626-630, 2005.

NETTER, F. H. **Netter-Atlas de Anatomia Humana.** [S.l.]: Elsevier Brasil., 2008.

NIEDERMEYER, E.; DA SILVA, F. L. **Electroencephalography:** basic principles, clinical applications, and related fields. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins., 2005.

OISHI, N. et al. Neural correlates of regional EEG power change. **Elsevier**, p. 1301-1312, 2007.

REISMAN, S. **Measurement of physiological stress**. Proceedings of the IEEE 1997 23rd Northeast. [S.l.]: IEEE. 1997. p. 21-23.

RUSSELL, J. A. A circumplex model of affect. **Journal of personality and social psychology**, v. 39, n. 6, 1980. 1161-1178.

RUSSELL, J. A.; LEWICKA, M.; NIIT, T. A cross-cultural study of a circumplex model of affect. **Journal of personality and social psychology**, v. 57, n. 5, p. 848, 1989.

SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. **EEG signal processing.** Chichester: John Wiley & Sons, 2008.

SARDÀ, A. R. **Computational Intelligence Techniques for Electro-Physiological Data Analysis**. Barcelona: Universitat de Barcelona, 2012.

SAVRAN, A. et al. Emotion Detection in the Loop from Brain Signals and Facial Images, In: **PROCEEDINGS eNTERFACE'06, Summer Workshop on Multimodal Interfaces**, Dubrovnik, Croatia, Citeseer, 2006. p. 69-80

SCHIFFER, F. et al. Determination of hemispheric emotional valence in individual subjects: A new approach with research and therapeutic implications. **Behavioral and Brain Functions**, v. 3, n. 1, p. 13, 2007.

SCHULTZ, D. P.; SCHULTZ, S. E. **História da psicologia moderna.** 12. ed. São Paulo: Cultrix, 1992.

SCHWARTZ, M. S.; ANDRASIK, F. E. **Biofeedback:** A practitioner's guide. New York: Guilford Press, 2003.

SELYE, H. The Evolution of the Stress Concept: The originator of the concept traces its development from the discovery in 1936 of the alarm reaction to modern therapeutic applications of syntoxic and catatoxic hormones. **American scientist**, p. 692-699, 1973.

SEO, S. H.; LEE, J. T. Stress and EEG. **Convergence and Hybrid Information Technologies**, p. 413-426, 2010.

STERNBERG, R. J.; OSÓRIO. **Maria Regina Borges. Psicologia cognitiva.** Porto Alegre: Artes Médicas Sul, 2000.

SULAIMAN, et al. Novel Methods for Stress Features Identification using EEG Signals. **IJSSST**, v. 12, n. 1, p. 27-33, 2012.

SWAN, J. A.; MORAES, L. F. R.; COOPER, C. L. Developing the occupational stress indicator (OSI) for use in Brazil: A report on the reliability and validity of the translated OSI. **Stress Medicine**, v. 9, p. 247-453, 1993.

TATUM IV, W. O. **Handbook of EEG interpretation.** [S.l.]: Demos Medical Publishing, 2014.

THAKOR, N. V.; TONG, S. Advances in quantitative electroencephalogram analysis methods. **Annu. Rev. Biomed. Eng**, v. 6, p. 453-495, 2004.

TREJO, L. J.; ROSIPAL, R.; MATTHEWS, B. Brain-computer interfaces for 1-D and 2-D cursor control: designs using volitional control of the EEG spectrum or steady-state visual evoked potentials. **Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on**, v. 14, n. 2, 2005. 225-229.

TSIGOS, C.; CHROUSOS, G. P. Hypothalamic–pituitary–adrenal axis, neuroendocrine factors and stress.. **Journal of psychosomatic research**, v. 53, n. 4, p. 865-871, 2002.

ULRICH-LAI, Y. M.; HERMAN, J. P. Neural regulation of endocrine and autonomic stress responses.. **Nature Reviews Neuroscience**, v. 10, n. 6, p. 397-409, 2009.

VANACKER, G. et al. Context-based filtering for assisted brain-actuated wheelchair driving. **Computational intelligence and neuroscience**, p. 3-3, 2007.

VERONA, E.; SADEH, N.; CURTIN, J. J. Stress-Induced Asymmetric Frontal Brain Activity and Aggression Risk. **Journal of Abnormal Psychology**, v. 118, p. 131–145, 2009.

WALKER, J. S. **A primer on wavelets and their scientific applications.** [S.l.]: CRC press, 1999.

WANG, Y. et al. Feature Extracting of Weak Signal in Real-Time Sleeping EEG with Approximate Entropy and Bispectrum Analysis. **In: 3rd Internationa Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering (ICBBE)**, June 2009. 1-4.

WEBSTER, J. G.; EREN, H. (.). **Measurement, Instrumentation, and Sensors Handbook:** Spatial, Mechanical, Thermal, and Radiation Measurement. [S.l.]: CRC press, 2014.

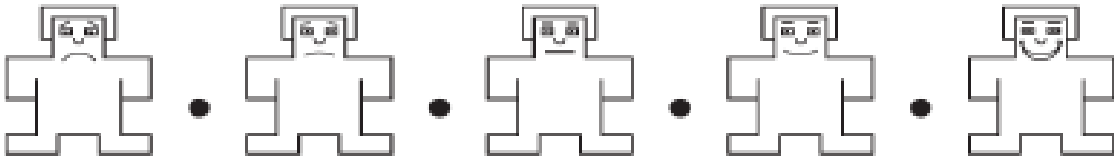
WELCH, K. M. A. et al. Visual stress–induced migraine aura compared to spontaneous aura studied by magnetoencephalography.. **The Journal of Headache and Pain**, v. 2, n. 1, p. 131-136, 2001.

ZHANG, Q.; LEE, M. Fuzzy-gist for 4-emotion recognition in natural scene images. In: **Neural Networks (IJCNN), The 2010 International Joint Conference on IEEE**, p. 1-8, 2010.

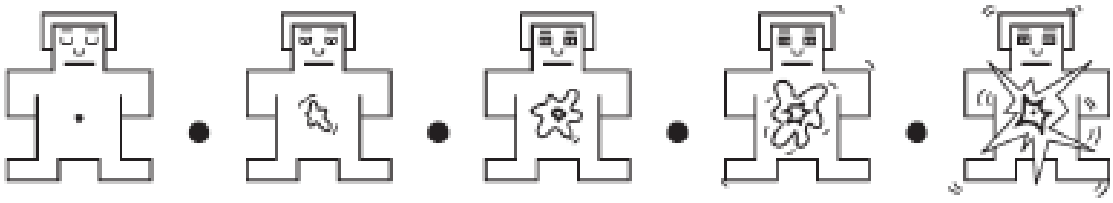
APÊNDICE A – Formulário utilizado para avaliação de Valência, Arousal e Dominância das imagens apresentadas aos voluntários.

COLETA DE DADOS – AVALIAÇÃO VISUAL

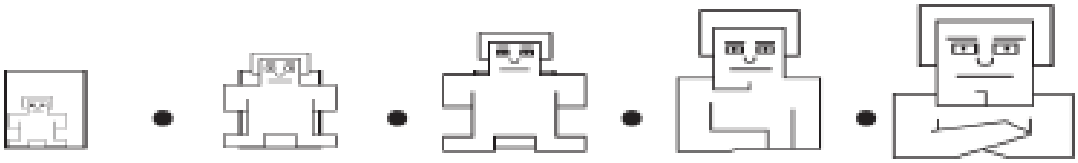
Código Voluntário: _____ **Data:** _____ **Set:**



Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1
Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2
Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3
Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4
Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5
Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6
Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7
Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8
Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9
Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10



Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1
Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2
Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3
Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4
Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5
Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6
Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7
Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8
Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9
Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10



Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1	Grupo 1
Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2	Grupo 2
Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3	Grupo 3
Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4	Grupo 4
Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5	Grupo 5
Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6	Grupo 6
Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7	Grupo 7
Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8	Grupo 8
Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9	Grupo 9
Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10	Grupo 10

APÊNDICE B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, _____
portador(a) do registro e identidade número_____, declaro que li e concordo com as afirmações abaixo relacionadas:

1. Título da Pesquisa**:** Análise do Nível de Stress Baseada em Sinais Eletroencefalográficos.

2. Pesquisadores Responsáveis: Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho, Profa. M.Sc. Maria Dolores Pinheiro de Souza e Alexandre G. Pomer-Escher (Mestrando).

3. A pesquisa consiste na aquisição de sinais eletroencefalográficos (impulsos elétricos gerados no córtex cerebral).

4. A pesquisa será realizada com sinais captados do córtex cerebral, através de equipamento comercial de eletroencefalograma, além de coleta de amostra de saliva.

5. A pesquisa envolve risco mínimo, pois o exame realizado não requer sedação ou anestesia, bem como não envolve qualquer procedimento invasivo.

6. Terei direito a desistir de participar da pesquisa a qualquer momento sem que isto traga prejuízos a mim ou à pessoa sob a minha responsabilidade.

7. Terei direito a todas as informações pertinentes à pesquisa, mesmo que isto comprometa a minha participação na mesma.

8. Autorizo a divulgação e publicação dos resultados dos exames exclusivamente para fins acadêmicos e científicos.

Para qualquer outra informação, o(a) Sr(a) poderá entrar em contato com os pesquisadores no endereço *Av. Fernando Ferrari, 514, Goiabeiras. Vitória - ES - CEP 29075-910.* Telefone 27 3335-2661. Caso não consiga contatar o pesquisador(a) ou para relatar algum problema, posso contatar o Comitê de Ética e Pesquisa do CCS/UFES pelo telefone (27) 3335-7211 ou correio, através do seguinte endereço: Universidade Federal do Espírito Santo, Comissão de Ética em Pesquisa com Seres Humanos, Av. Marechal Campos, 1468 – Maruípe, Prédio da Administração do CCS, CEP 29.040-090, Vitória - ES, Brasil.

Confirmo que li e entendi todas as instruções que me foram repassadas pelos coordenadores desta pesquisa e, portanto, dou meu consentimento livre e esclarecido para participar da mesma.

Vitória, ____ de _____ de 2014.

_____
Participante da Pesquisa

_____
Pesquisador Responsável

ANEXO A – Carta Convite para Participação da Pesquisa

UFES
UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPIRITO SANTO
PROGRAMA DE POS-GRADUAÇÃO EM BIOTECNOLOGIA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROF. TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO

Vitória, 11 de novembro de 2013.

Ao
Corpo de Bombeiros Militares do Espírito Santo (CBMES)
Rua Ten. Mário Francisco de Brito, 100
Enseada do Suá, CEP 29.050-555
Vitória - Espírito Santo

Prezado Senhor,

O Programa de Pós-Graduação de Biotecnologia, juntamente com o Departamento de Engenharia Elétrica da UFES, está desenvolvendo um Projeto de Pesquisa intitulado "Análise do Nível de Stress Baseada em Sinais de Eletroencefalografia", que tem por objetivo detectar os sinais cerebrais elétricos dos voluntários quando expostos a diferentes cenários estressantes através do uso de imagens. Assim, pretende-se obter novas ferramentas que possam auxiliar futuramente diferentes possibilidades para o diagnóstico do estresse, assim como auxiliar no treinamento e capacitação de profissionais de diferentes áreas envolvidas em situações de urgência e emergência.

No estágio atual da pesquisa, serão realizados experimentos com voluntários que serão expostos a situações de urgência e emergência, conforme documento anexo.

Ressalto que os voluntários integrantes desta pesquisa participarão de sessões de experimentos em que eletrodos serão colocados diretamente sobre o seu couro cabeludo para a coleta de sinais de EEG, quando estimulados por imagens representado diferentes situações estressantes. Ressalto também que todo esse procedimento será realizado com equipamento aprovado pela ANVISA e com autorização do Comitê de Ética da UFES, o que implica em segurança dos procedimentos, característica indolor e forma não-invasiva de obtenção dos sinais cerebrais, além de coleta de amostra de saliva.

O cronograma que será seguido para a realização dos testes no CBMES será feito de acordo com a disponibilidade dos voluntários e dos profissionais envolvidos no projeto.

Ressalta-se que não há custos extras associados aos testes, pois todos os equipamentos necessários já foram adquiridos com os recursos do Projeto de Pesquisa, os quais serão levados no momento de realização dos testes para o CBMES.

Se estiver de acordo com a nossa solicitação, peço-lhe que seja redigida uma Carta de Anuência, onde seja demonstrado o interesse da instituição na participação neste Projeto de Pesquisa.

Certos de contar com o interesse da CBMES, despedimo-nos mui atenciosamente.

Prof. Dr. Teodiano Freire Bastos Filho
Departamento de Engenharia Elétrica
Universidade Federal do Espírito Santo
Tel.: (27) 4009 20 77
Fax: (27) 4009 27 37
E-mail: teodiano@ele.ufes.br

ANEXO B – Aceite da Parceria no Projeto de Pesquisa

GOVERNO DO ESTADO DO ESPÍRITO SANTO
CORPO DE BOMBEIROS MILITAR

Ofício nº 098/2013 – Assessoria Especial do CBMES

Vitória, 21 de novembro de 2013.

Prezado Professor,

Em atenção à solicitação formulada por Vossa Senhoria por meio do Ofício em anexo, referente à manifestação da Corporação demonstrando o interesse em participar do Projeto de Pesquisa intitulado "Análise do Nível de Stress Baseada em Sinais de Eletroencefalografia", que tem por objetivo detectar os sinais cerebrais elétricos dos voluntários quando expostos a diferentes cenários estressantes através do uso de imagens, cumpre-nos informar que concordamos em participar do projeto supracitado e nos colocamos à disposição para outros esclarecimentos que se fizerem necessários.

Respeitosamente,

EDMILTON RIBEIRO AGUIAR JUNIOR - **Cel BM**
Comandante-Geral do CBMES

P/ Fabiano Marchetti Benno
Cel BM
Matr. 899309
Subcomandante

A Sua Excelência o Senhor
TEODIANO FREIRE BASTOS FILHO
Professor Dr. Do Departamento de Engenharia Elétrica da UFES
UFES - Avenida Fernando Ferrari, nº 514
Vitória/ES - CEP: 29075-910

Assessoria Especial – Primeira Seção do EMG/CBMES
Rua Ten. Mário Francisco de Brito, 100, Enseada do Suá, CEP: 29050-555 Vitória-ES. Fone: 3137-4457/4458