



UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

**ESTUDO SOBRE ESTIMULAÇÃO MUSICAL COM O
EEG E ATENUAÇÃO DO RUÍDO NA UTI**

GASPAR EUGÊNIO OLIVEIRA RAMOS

ORIENTADOR: PROF. DR. JOÃO BATISTA DESTRO FILHO

Uberlândia - MG
2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO SOBRE ESTIMULAÇÃO MUSICAL COM O
EEG E ATENUAÇÃO DO RUÍDO NA UTI**

GASPAR EUGÊNIO OLIVEIRA RAMOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência, área de concentração: Processamento de Sinais

Orientador: Dr. João Batista Destro Filho

Uberlândia - MG
2018

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Sistema de Bibliotecas da UFU, MG, Brasil.

R175e Ramos, Gaspar Eugênio Oliveira, 1991
2018 Estudo sobre estimulação musical com o EEG e atenuação do ruído
na UTI [recurso eletrônico] / Gaspar Eugênio Oliveira Ramos. - 2018.

Orientador: João Batista Destro Filho.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Modo de acesso: Internet.

Disponível em: <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.858>

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Engenharia biomédica. 2. Eletroencefalografia. 3. Unidades de
terapia intensiva. 4. Ruído. I. Destro Filho, João Batista, (Orient.) II.
Universidade Federal de Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica. III. Título.

CDU: 62:61

Angela Aparecida Vicentini Tzi Tziboy – CRB-6/947

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

ESTUDO SOBRE ESTIMULAÇÃO MUSICAL COM O EEG E ATENUAÇÃO DO RUÍDO NA UTI

GASPAR EUGÊNIO OLIVEIRA RAMOS

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência, área de concentração: Processamento de Sinais

.

Aprovado em 03 de dezembro de 2018.

Membros da Banca:

Prof. Dr. João Batista Destro Filho
(Orientador – UFU)

Prof. Dr. Luiz Otávio Murta Junior
(Membro da Banca – USP)

Prof^a. Dr^a. Milena Bueno Pereira Carneiro
(Membro da Banca – UFU)

Prof^a. Dr^a. Ana Claudia Giesbrecht Puggina
(Membro da Banca – UNG-FMJ)

Uberlândia - MG
2018

Aos meus pais por me dedicarem o tempo precioso das suas vidas.

A minha irmã que dividiu comigo todas as horas e todos os momentos.

AGRADECIMENTO

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos como universitário, mas que em todos os momentos é o maior mestre que alguém pode conhecer.

Agradeço a minha mãe, Maria Perpétua Oliveira Ramos, heroína que me deu apoio, incentivo nas horas difíceis, de desânimo e cansaço. Sem dúvidas meu “Porto de Luz”.

Ao meu pai, Rubens de Oliveira, que apesar das dificuldades, me fortaleceu e nas horas mais difíceis, foi a luz que eu precisava.

Obrigado minha irmã, Laís Oliveira Ramos, que nos momentos de minha ausência dedicados ao estudo superior, esteve à minha espera, me guiando ao futuro. Minha Estrela Guia!

À Ana Luiza Moreira, pessoa com quem amo partilhar a vida. Com você tenho me sentido mais vivo de verdade. Obrigado pelo carinho, a paciência e por sua capacidade de me trazer paz na correria do dia a dia.

Agradeço a João Batista Destro Filho, por aceitar o desafio de me orientar, me escutar, me guiar nesse fim de jornada. Quero expressar o meu reconhecimento e admiração pela sua competência profissional, por ser um profissional extremamente qualificado e pela forma humana que conduziu minha orientação.

Aos amigos e colegas do BioLab (Laboratório de Engenharia Biomédica) que sempre me apoiaram e auxiliaram em todas as etapas do mestrado. Em especial à Eric, Mainda, Bruno, Amanda Rosa, Amanda Medeiros, Professor Alcimar e todos os demais membros do laboratório.

Agradeço às alunas de iniciação científica que me acompanharam durante esses anos de estudo e me auxiliaram no processo de realização das coletas de EEG, bem como auxílio em demais atividades, em especial, Gabrielle Macedo, Amanda Rosa, Amanda Luiza, Kaliny Magalhães, Tayanne Silva e Arielly Oliveira.

Agradeço aos médicos neurologistas Dr. Marcos Campos e Dr. Paulo Guimarães Bettero por me auxiliarem, desde a autorização para frequentar o setor de Neurologia do HCU-UFU, até à separação e validação dos registros. Agradeço ainda ao pessoal do setor Raquel, Regina, Patrícia e Juvenil, por me auxiliarem no processo de registro do sinal EEG em situações de diagnósticos, pela paciência comigo e facilitarem a execução desse trabalho.

Um agradecimento especial à professora Me. Elizete Moreira, do Centro Universitário de Patos de Minas, que fez a diferença na finalização deste trabalho, me auxiliando na correção do mesmo. Deixo aqui meu Muito obrigado.

A todos que direta ou indiretamente fizeram parte da minha formação, o meu muito obrigado.

"A ciência é, portanto, uma perversão de si mesma, a menos que tenha como fim último, melhorar a humanidade".

Nichola Tesla

RESUMO

O uso do eletroencefalograma (EEG) nos mais diversos diagnósticos é uma rotina para análises clínicas, sendo muito utilizado na Unidade de Terapia Intensiva (UTI). Esse aparelho é também utilizado para diversas pesquisas como a musicoterapia e monitorização contínua de pacientes na UTI. Porém, a estimulação musical com o EEG é pouco estudada e há poucos dados disponibilizados para a comunidade acadêmica. Outra problemática é a propensão do sinal de EEG a ser contaminado por sinais indesejados. Com base nesses fatos, esse trabalho objetivou elaborar estudos com diferentes estímulos musicais e além disso, desenvolver métodos simples capazes de atenuar o ruído em ambientes críticos como o da UTI. Para isso, foram realizados 60 registros de EEG sob seis diferentes estimulações. Posteriormente foram feitos estudos com os dados obtidos chegando a concluir que a música gera alterações que são detectadas pelo EEG e respostas sentimentais a curto e a longo prazo. Outra conclusão importante foram as diferenças constatadas na atividade elétrica cerebral envolvendo as faixas de frequência Gama e Gama Alta. Em paralelo a esses estudos foram desenvolvidos três métodos que buscam atenuar a interferência de sinais ruidosos no sinal de EEG. Após testes nos mesmos, conclui-se que os mesmos podem ser aplicados gerando bons resultados que podem vir a auxiliar na análise visual, por parte do médico neurologista, e na análise quantitativa, realizada por pesquisadores. Dessa forma, a implementação da atenuação do ruído proposta neste trabalho visa a melhoria do sinal coletado nesse ambiente crítico, tornando dessa forma possível realizar a coleta do sinal de EEG em pacientes da UTI, aplicando estimulação musical.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Estimulação Musical, Ruído, UTI.

ABSTRACT

The use of the electroencephalogram (EEG) in the most diverse diagnoses is a routine for clinical analysis, being much used in the Intensive Care Unit (ICU). This device is also used for several researches such as music therapy and continuous monitoring of patients in the ICU. However, musical stimulation with the EEG is poorly studied and there is little data available to the academic community. Another problem is the propensity of the EEG signal to be contaminated by unwanted signals. Based on these facts, this work aimed to elaborate studies with different musical stimuli and, in addition, to develop simple methods capable of attenuating noise in critical environments such as the ICU. For this, 60 EEG records were performed under six different stimulations. Subsequently studies were done with the data obtained concluding that the music generates changes that are detected by the EEG and sentimental responses in the short and long term. Another important conclusion was the differences observed in the electric brain activity involving the frequency bands Range and High Range. In parallel to these studies were developed three methods that seek to attenuate the interference of noisy signals in the EEG signal. After the tests, it is concluded that they can be applied generating good results that can aid in visual analysis by the neurologist and in the quantitative analysis performed by researchers. Thus, the implementation of noise attenuation proposed in this work aims to improve the signal collected in this critical environment, thus making it possible to perform the EEG signal collection in ICU patients, applying musical stimulation.

Keywords: Electroencephalogram, Musical Stimulation, Noise, ICU.

PUBLICAÇÕES

SILVA, C. P.; **RAMOS, E. O. G.**; DESTRO-FILHO, B. J.; SILVA, P. C.; RAMOS, G. E. O. Avaliação de Ruído e Artefato entre Diferentes Setores Hospitalares Utilizando o EEG Associado a um Phantom. **Anais do Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica**, Uberlândia, n. 1, p. 6 jul. 2017.

LIMA, E. DE; RAMOS, D. C.; **RAMOS, E. O. G.**; IWAMOTO, E.; DESTRO-FILHO, J. B. Estudo Piloto de EEG em Paciente Comatoso: A Coerência entre o Lado Direito e o Esquerdo do Cérebro se Modifica com o Estímulo Musical? **Anais do Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica**, Uberlândia, n. 1, p. 6 jul. 2017.

LIMA, E. DE; OLIVEIRA, A. C.; SILVA, C. T.; **RAMOS, E. O. G.**; DESTRO-FILHO, B. J. Estudo de Caso sobre a Comparação de Sinais de Eletroencefalografia (EEG) Durante Estimulação por Diferentes Tons Musicais. **Anais do Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica**, Uberlândia, n. 1, p. 6 jul. 2017.

RAMOS, G. E. O. et al. Avaliação do Ruído em Sinais Eletroencefalográficos em um Ambiente de Tratamento Intensivo. **Anais do Conferência de Estudos em Engenharia Elétrica**, Uberlândia, n. 1, p. 6, 2017.

RAMOS, G. E. O. et al. Comparação do Eletroencefalograma de Paciente Comatoso com Diferentes Grupos. **V Congresso Brasileiro de Eletromiografia e Cinesiologia e X Simpósio de Engenharia Biomédica**, Uberlândia, n. 1, p. 4, 2017.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Os componentes básicos de um neurônio	19
Figura 2.2 - Junção comunicante, transmissão de potencial de ação	20
Figura 2.3 - Componentes de uma sinapse química	20
Figura 2.4 - Hemisfério esquerdo do córtex cerebral e os lobos	21
Figura 2.5 - O primeiro ritmo EEG humano publicado.....	22
Figura 2.6 - Eletrodos posicionados segundo o padrão 10-20.....	23
Figura 2.7 - Captação do sinal pelo eletrodo do EEG	24
Figura 2.8 - Exemplo de captação e sinal do EEG	25
Figura 2.9 - Demonstração das bandas de frequência do EEG.	26
Figura 2.10 - Demonstração de um sinal EEG na Banda Delta	27
Figura 2.11 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Teta	28
Figura 2.12 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Alfa	29
Figura 2.13 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Beta.....	29
Figura 2.14 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Gama.....	30
Figura 2.15 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Gama Alta.....	31
Figura 2.16 - Demonstração de artefato de piscada de olhos.	32
Figura 2.17 - Contaminação do EEG por artefato cardíaco	33
Figura 2.18 - Contaminação do sinal de EEG por ruído de rede.....	36
Figura 2.19 - Ritmos predominantes em indivíduos adultos em vigília.....	37
Figura 2.20 - O plano de emoção de valência de Thayer.	38
Figura 3.1 - Geração do sinal do EEG.....	45
Figura 3.2 - Configuração do software de coletas	47
Figura 3.3 - Disposição dos eletrodos no equipamento.....	48
Figura 3.4 - Janela de cadastro de pacientes ou voluntários.....	48
Figura 3.5 - Gravação do pré-estímulo	49
Figura 3.6 - Gravação do estímulo música favorita	50
Figura 3.7 - Gravação do pós-estímulo música favorita.....	51
Figura 3.8 - Gravação a vazio.....	52
Figura 4.1 - Fluxograma subtração espectral de magnitude	59

Figura 4.2 - Fluxograma subtração espectral de potência	61
Figura 4.3 - Fluxograma filtragem de Wiener	63
Figura 4.4 - Sinal artificial.....	64
Figura 4.5 - Teste com SE domínio do tempo	65
Figura 4.6 - Teste com SE domínio da frequência	65
Figura 4.7 - Teste com SEP domínio do tempo.....	66
Figura 4.8 - Teste com SEP domínio da frequência	66
Figura 4.9 - Teste com Wiener domínio do tempo.....	67
Figura 4.10 - Teste com Wiener domínio da frequência	67
Figura 4.11 - Resultado SE para sinal de EEG no domínio do tempo	68
Figura 4.12 - Resultado SE para sinal de EEG no domínio da frequência.....	69
Figura 4.13 - Resultado SE para sinal de EEG resposta em tempo-frequência.....	69
Figura 4.14 - Resultado SEP para sinal de EEG no domínio do tempo	70
Figura 4.15 - Resultado SEP para sinal de EEG no domínio da frequência.....	70
Figura 4.16 - Resultado SEP para sinal de EEG resposta em tempo-frequência	71
Figura 4.17 - Resultado Wiener para sinal de EEG no domínio do tempo	71
Figura 4.18 - Resultado Wiener para sinal de EEG no domínio da frequência.....	72
Figura 4.19 - Resultado Wiener para sinal de EEG resposta em tempo-frequência	72
Figura 5.1 - Topografia gerada pelo algoritmo de plotagem	80
Figura 6.1 - Comparação estatística entre sinais durante a estimulação de mesmo parâmetro musical e tom diferenciado. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes ($p\text{-valor} < 0.05$).....	84
Figura 6.2 - Comparação estatística entre os sinais coletados durante as diferentes estimulações. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes ($p\text{-valor} < 0.05$).	85
Figura 6.3 - Comparação estatística entre pré-estímulo com os estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes ($p\text{-valor} < 0.05$).....	85
Figura 6.4 - Comparação estatística entre pré-estímulo com o pós-estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes ($p\text{-valor} < 0.05$).....	86
Figura 6.5 - Comparação estatística entre estímulo com o pós-estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes ($p\text{-valor} < 0.05$)	86
Figura 6.6 - Comparação das topografias de Delta à Alfa.....	87

Figura 6.7 - Comparação das topografias de Beta à Gama Alta.....	88
Figura 6.8 - Curvas da Autocorrelação das músicas auto selecionadas	92
Figura 6.9 - Representação do plano excitação-valência das emoções de Thayer para cada um dos seis voluntários	93
Figura 6.10 - Topografia dividida em ritmos com escala normalizadas de 0 a 100%. RLX. – Relaxado; INC – Incômodo.....	96
Figura 6.11 - Imagens topográficas dos estímulos aplicados separados em ritmos com escala particularizada de 0 a 5 %. RLX. – Relaxado; INC – Incômodo.	96
Figura 7.1 - <i>Phantom</i> com posicionamento de parafusos.....	102
Figura 7.2 - Gráfico de potência para eletrodos posicionados sob o <i>phantom</i>	104
Figura 7.3 - Comparação temporal para o sinal coletado sem atenuação e do ruído.	107
Figura 7.4 - Comparação temporal para o sinal coletado sem atenuação e após a passagem pelos métodos de atenuação do ruído, para o sinal com a enfermeira dentro da sala.	108
Figura 7.5 - Comparação espectral para o sinal coletado sem atenuação e do ruído.	109
Figura 7.6 - Comparação da PSD do sinal sem atuação com os sinais atenuados com a enfermeira dentro da sala.	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.I - Tipos e características de alguns artefatos fisiológicos	34
Tabela 2.II - Tipos e características de alguns artefatos não-fisiológicos	35
Tabela 3.I – Tabela de validação dos registros.....	54
Tabela 3.II - Tabela de descarte de registro.....	54
Tabela 3.III - Caracterização da população estudada	55
Tabela 6.I - Comparação estatística entre estímulo de p-valores da curva de autocorrelação entre as condições de ambiente de cada voluntário agrupado por gênero.	92
Tabela 6.II - Comparação RR incomodados x RR relaxados.....	97
Tabela 6.III - Comparação RB incomodados x RB relaxados	97
Tabela 7.I - Porcentagem da presença do ruído em comparação com o paciente.	105
Tabela 7.II - Comparação estatística entre sem atenuação e com atenuação.	110
Tabela 7.III - Comparação entre os tempos necessários para processamento de cada método de atenuação	111

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EEG - *Eletroencefalograma*

HCU – *Hospital das Clínicas de Uberlândia*

UTI – *Unidade de Terapia Intensiva*

SE – *Subtração Espectral de Magnitude*

SEP - *Subtração Espectral de Potência*

TSNR – *Two-Steps Noise Reduction*

HRNR – *Harmonic Regeneration Noise Reduction*

ECoG - *Eletrocorticografia*

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO	13
1.1 Contextualização	13
1.2 Motivação e Objetivos.....	14
1.3 Organização do Trabalho.....	15
CAPÍTULO 2 - CARACTERIZAÇÃO DO EEG.....	17
2.1 Considerações Iniciais	17
2.2 Princípios básicos do EEG	19
2.2.1 O Eletroencefalograma	22
2.3 Classificação do EEG por banda de frequência.....	25
2.3.1 Onda Delta	27
2.3.2 Onda Teta	27
2.3.3 Onda Alfa	28
2.3.4 Onda Beta	29
2.3.5 Onda Gama Baixa.....	30
2.3.6 Onda Gama Alta	30
2.4 Artefatos encontrados no EEG	31
2.4.1 Artefatos fisiológicos.....	32
2.4.2 Artefatos não-fisiológicos.....	34
2.5 Estimulação musical associada ao EEG – estado da arte	36
2.6 Atenuação dos artefatos não fisiológicos do EEG – Estado da Arte.....	40
2.7 Considerações finais	42
CAPÍTULO 3 - CONSTRUÇÃO DA BASE DE DADOS EEG NORMAL SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL	44
3.1 Introdução	44
3.2 Metodologia da construção da base de dados do EEG com estimulação musical	46
3.2.1 Autorização do comitê de ética	46
3.2.2 Configuração do aparelho de coletas.....	46
3.2.3 Definição do protocolo de registro	49
3.2.3.1 Gravação do Pré-estímulo	49

3.2.3.2 Gravação do estímulo	50
3.2.3.3 Gravação do pós-estímulo	50
3.2.3.4 Gravação a Vazio.....	51
3.2.4 Validação dos dados	53
3.3 Resultados.....	54
3.4 Discussão dos resultados	55
3.5 Considerações finais	55

CAPÍTULO 4 - DESENVOLVIMENTO DE MÉTODOS PARA ESTIMAÇÃO DO SINAL PURO.....57

4.1 Introdução	57
4.2 Subtração Espectral de Boll.....	58
4.3 Subtração Espectral de Potência de Berouti	60
4.4 Filtragem de Wiener	61
4.4.1 Técnica TSNR (<i>Two-Steps Noise Reduction</i>).....	62
4.4.2 Técnica HRNR (<i>Harmonic Regeneration Noise Reduction</i>).....	62
4.5 Validação da técnica.....	63
4.5.1 Validação com sinais artificiais	63
4.5.2 Validação com sinais de EEG	68
4.6 Discussão dos resultados	73
4.7 Considerações finais	73

CAPÍTULO 5 - METODOLOGIA: QUANTIFICADORES PARA A ANÁLISE DO EEG.....75

5.1 Introdução	75
5.2 Cálculo do PCP, FM e Coerência.....	75
5.2.1 PCP	76
5.2.2 FM	77
5.2.3 Coerência	77
5.3 Autocorrelação e Plano de Valência 2D.....	78
5.3.1 Autocorrelação.....	78
5.3.2 Plano de Valência 2D	79
5.4 Análise topográfica.....	79
5.5 Testes Estatísticos.....	80
5.6 Considerações finais	81

CAPÍTULO 6 - RESULTADOS DA ANÁLISE COM REGISTROS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL	82
6.1 Introdução	82
6.2 Análise do sinal cerebral sob estimulação de tons puros.....	83
6.2.1 Metodologia.....	83
6.2.2 Processamento e análise	84
6.2.3 Resultados.....	84
6.2.4 Discussão	88
6.3 Análise do sinal cerebral sob estimulação de músicas auto selecionadas	90
6.3.1 Processamento	91
6.3.2 Análise realizada.....	91
6.3.3 Resultados.....	91
6.3.4 Discussão	93
6.4 Análise do sinal cerebral sob estimulação de sons ruidosos	94
6.4.1 Processamento	95
6.4.2 Análise	95
6.4.3 Resultados.....	95
6.4.4 Discussão	97
6.5 Considerações finais	99
CAPÍTULO 7 - RESULTADO DA ANÁLISE ATRAVÉS DOS ALGORITMOS DE FILTRAGEM	100
7.1 Introdução	100
7.2 Estimação do ruído	101
7.2.1 Estimação do ruído com utilização de um <i>phantom</i>	101
7.2.1.1 Adequação da base de construção	101
7.2.1.2 Confeção do líquido cefalorraquidiano.....	102
7.2.1.3 Montagem e coleta do sinal EEG	103
7.2.2 Estimação do ruído com uso de um melão	103
7.2.3 Estimação do ruído com aparelho de coleta desconectado dos eletrodos (ED)	104
7.2.4 Resultados e discussão da estimacão.....	104
7.3 Resultados.....	106
7.3.1 Análise do sinal no domínio do tempo	107
7.3.2 Análise do sinal no domínio da frequência	108

7.4 Considerações finais	111
CAPÍTULO 8 - CONCLUSÃO	113
8.1 Conclusões gerais	113
8.2 Contribuições.....	115
8.3 Trabalhos futuros	116
REFERÊNCIAS	118
ANEXO A*	124

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Esse capítulo apresenta detalhes introdutórios do trabalho desenvolvido entre os anos de 2017 e 2018, como objeto de estudo para obtenção do título de mestre em Ciências. Aqui são descritos tópicos de Contextualização, Motivação, Objetivos e Organização dos capítulos posteriores.

1.1 Contextualização

O registro de sinais elétricos advindos do córtex cerebral teve início em meados de 1920 através da eletroencefalografia (EEG). Após seu desenvolvimento, essa ciência continuou evoluindo de acordo com a evolução da tecnologia e da ciência. Com o passar do tempo, o EEG tornou-se um aparelho comercial, sendo amplamente utilizado em pesquisas e no conceito clínico. Atualmente existem aparelhos que contam com um número grande de canais para o registro do traçado cortical.

A utilização do EEG em um contexto clínico veio para auxiliar o diagnóstico de doenças relacionadas a atividade elétrica cerebral, como exemplo: traumatismos cranio-encefálicos, acidente vascular cerebral, epilepsia, convulsões, doenças metabólicas, tumores cerebrais, situações de coma, etc. Além disso é utilizado para a confirmação da morte encefálica. Apesar do grande número de usos para o aparelho ainda existem áreas pouco exploradas, principalmente após o surgimento de métodos de avaliação da atividade elétrica através de imagens médicas, que podem ser mais precisas que o EEG (SCHOMER, 2011).

Uma área pouco explorada com o uso de EEG é a musicoterapia, onde indivíduos são expostos a músicas, tons, melodias, dentre outros, com o objetivo de melhorar a qualidade de parâmetros diversos, como respostas cognitiva e de recuperação do paciente (BARCELLOS,

1996). Alguns trabalhos vêm sendo desenvolvido nos últimos anos tentando correlacionar a resposta elétrica cerebral à estimulação musical fazendo uso de diversos mecanismos de processamento.

Uma outra área crescente mundialmente é a monitoração contínua do sinal de EEG em pacientes enfermos da UTI. No Brasil, há falta de investimento e dificuldade de treinar profissionais que fiquem avaliando o sinal que está sendo coletado continuamente. Várias estratégias vêm sendo utilizadas para burlar essas dificuldades, dentre elas está o uso de algoritmos que avaliam o sinal continuamente e separam momentos que possuem características patológicas. Outro problema a ser resolvido é a grande quantidade de artefatos que existem nesse setor, esse tipo de sinal pode se misturar ao EEG tornando difícil a avaliação visual e quantitativa do sinal. Existem várias estratégias já clássicas do processamento do EEG para redução de ruído, contudo, considerando os hospitais brasileiros, ainda existem poucos estudos publicados.

A correta interpretação e compreensão do EEG é de suma importância para uso em conjunto com a ferramenta. Por isso que a análise matemática quantitativa se faz necessária, pois esta possibilita a distinção do sinal através de três características fundamentais, duração, frequência e amplitude (LUCCAS, 1999). Uma análise unicamente qualitativa do sinal está sujeita a grande quantidade de erros, visto que isto depende da experiência de quem o avalia, tornando-se insuficiente para as diversas utilizações experimentais e clínicas. Contudo, o uso da análise quantitativa envolve grandes desafios, pois os modelos matemáticos até então desenvolvidos são insuficientes e ainda não são fielmente compatíveis com a fisiologia humana.

O EEG continua tendo amplo uso devido ao fato de ser um exame extremamente simples e econômico, devido a isso a importância de continuar os estudos procurando melhorar a tecnologia já existente afim de encontrar novas aplicações para o mesmo.

1.2 Motivação e Objetivos

Diante do exposto, a pergunta a ser respondida durante o trabalho era: É possível realizar coleta da variação cerebral em voluntários saudáveis sob estimulação musical. Além disso outra pergunta foi feita, quais os passos necessários para a realização do mesmo tipo de coleta em pacientes da UTI. Dessa forma, a proposta do presente estudo é a de construir uma base de dados com voluntários sem patologia neurológica sob estimulação musical, além disso elaborar,

através de métodos simples, formas de atenuar artefatos presentes no sinal do EEG, coletados em ambiente de UTI.

Para tal, o estudo foi dividido basicamente em dois pontos, sendo o primeiro a montagem da base de dados do EEG sob estimulação musical, levando em consideração a música favorita e desgostada de cada voluntário, além de sinais sonoros de ruído branco e rosa e por último aplicada estimulações musicais simples compostas de tons puros. O segundo consistiu em elaborar técnicas simples objetivando atenuar o ruído inerente ao sinal do EEG em ambientes críticos como o da UTI. Possibilitando assim utilizar essa filtragem em sinais com estimulação musical neste ambiente. A fim de alcançar esses objetivos alguns passos devem ser tomados, sendo eles:

- Prática de registro de EEG;
- Elaboração de um protocolo de coleta de sinais cerebrais em voluntários sob estímulo musical;
- Desenvolvimento de ferramentas computacionais para atenuação de sinais indesejados;
- Coleta de dados em voluntários e de sinais ruidosos do setor da UTI;
- Aplicação das ferramentas computacionais;
- Desenvolvimento do banco de dados;
- Avaliação dos métodos de filtragem do sinal;
- Avaliação do processamento de sinais de EEG provenientes de voluntários não patológicos sob estimulação musical.

1.3 Organização do Trabalho

Este primeiro capítulo apresentou uma breve introdução do que é abordado nesta pesquisa, assim como os objetivos almejados do estudo e os passos que foram seguidos para concretizá-lo. Além disto, a presente dissertação está estruturada nos capítulos descritos a seguir.

Subsequente ao capítulo introdutório, o capítulo 2 fornece noções gerais sobre a base da pesquisa que é a elaboração de métodos para atenuação do ruído e montagem de uma base de dados de EEG em voluntários sem patologia neurológica sob estimulação musical, abordando sua definição, composição e suas alterações estruturais.

O capítulo 3 está focado na metodologia utilizada para a montagem da base de dados do EEG com estimulação musical.

No capítulo 4 são abordadas as ferramentas computacionais utilizadas para atenuar sinais ruidosos do sinal do EEG.

O capítulo 5 abrange a metodologia utilizada para a análise dos sinais, demonstrando os quantificadores que serão utilizados.

No capítulo 6 são expostos os resultados alcançados através do processamento de diferentes sinais de EEG sob estímulo musical utilizando os quantificadores detalhados no capítulo 5.

O capítulo 7 apresenta os resultados obtidos com a aplicação dos processos de atenuação do ruído em sinais de EEG.

Para finalizar, o capítulo 8 apresenta as conclusões finais da pesquisa, bem como as propostas para trabalhos futuros.

Capítulo 2

CARACTERIZAÇÃO DO EEG

Nesse capítulo serão apresentados os conceitos básicos e fundamentais para compreensão do sistema nervoso e geração do sinal EEG. Aqui serão abordados aspectos neurofisiológicos, como a anatomia cerebral, do corpo humano, a fim de facilitar o entendimento da geração do sinal EEG e das possíveis interpretações do comportamento desse registro.

2.1 Considerações Iniciais

Ao longo das últimas décadas, através do desenvolvimento tecnológico, houve um crescente aumento na aparelhagem e nas técnicas de gravação dos sinais elétricos cerebrais, este fato se deve principalmente ao crescente uso desse tipo de sinal nas áreas de pesquisa e clínica. As pesquisas realizadas tem cada vez mais alcançados contribuições significativas para a neurociência, possibilitando maior compreensão do cérebro e de seu funcionamento (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011). Um dos métodos mais amplamente utilizados para a captação desse tipo de sinal é o EEG, exame o qual reflete a atividade elétrica do cérebro através do posicionamento de vários receptores, eletrodos, pelo couro cabeludo (BEAR, 2017). O sinal coletado pelo EEG é também bastante utilizado durante a avaliação e diagnóstico das mais diversas patologias cerebrais, além de ser utilizada para estudos ligados a distúrbios de sono, interface homem máquina entre outros. Uma variação do EEG que também permite a coleta do sinal cerebral é a eletrocorticografia (ECoG). Nesse caso o posicionamento dos eletrodos é realizado de maneira invasiva, ou seja, através de uma cirurgia os eletrodos são posicionados diretamente sobre a superfície do cérebro (SORNMO, 2005).

A construção do EEG é relativamente simples, havendo apenas a necessidade de amplificadores, filtros e um conversor analógico digital. Contudo sua montagem envolve um alto conhecimento e após a união de todos os elementos é obtido um amplificador de biosinais. Mesmo havendo o conhecimento necessário para a construção do mesmo vários e complexos testes são necessários para a aprovação do mesmo para uso em humanos. Dessa forma, a maneira mais utilizada para realização de pesquisas é com a aquisição de aparelhos a venda no mercado. Porém, mesmo de posse de um aparelho adequado, ainda são necessários outros componentes para a captação do sinal, sendo esses: eletrodos, fontes de alimentação e um computador, além disso há a necessidade de uma pessoa treinada para operar o aparelho. Desse modo, pode-se dizer que o custo de utilização do aparelho é relativamente baixo, pois apesar de toda sua complexidade, comparado a outros métodos a aparelhagem e espaço necessário são menores. Devido a isso, o EEG é um método bastante popular no Sistema Único de Saúde (SUS) (BRASIL, 2005).

Ainda assim existem desvantagens na utilização do EEG, dentre eles está a necessidade do correto posicionamento dos eletrodos para a coleta do sinal, tarefa que exige estudo e experiência. Outra desvantagem é a necessidade de saber avaliar corretamente o sinal durante sua coleta para evitar a captação de artefatos indesejados. Além disso, quando considerada a utilização do EEG quantitativo (EEGq), deve-se lembrar que existem vários métodos, cada um com sua respectiva função e objetivo.

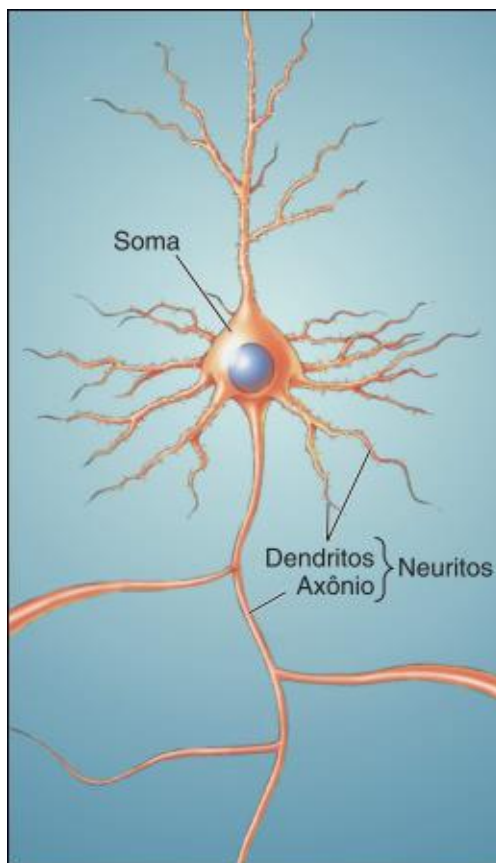
Essa área do EEGq é um processo matemático que tem como objetivo analisar traçados do EEG por meio de resultados numéricos de maneira a possibilitar que computadores e softwares consigam realizar a análise. O processo do EEGq consiste em:

- Realizar a aquisição dos dados e analisar o mesmo, transformando o traçado padrão em valores numéricos;
- Seleção de eventos, com a finalidade de comprimir os dados, resumindo a informação aos segmentos mais importantes;
- Detecções de padrões, método bastante utilizado internacionalmente durante o monitoramento contínuo;
- Análise da tensão do sinal ao longo do tempo;
- Análise do espectro de potência do sinal (RAMOS, 2017; TYNER, 1983).

2.2 Princípios básicos do EEG

Para entender o sinal do EEG é necessário inicialmente entender o elemento cerebral onde tudo começa, o neurônio (Figura 2.1). Neurônios constantemente necessitam comunicar-se uns com os outros para os mais diversos propósitos. Para isso sinais elétricos são utilizados, percorrendo todo o axônio como cabos elétricos. Porém, ao contrário de cabos elétricos, o axônio transporta átomos eletricamente carregados (íons) em um ambiente salino que conduz eletricidade e por isso a corrente elétrica que flui não consegue percorrer grandes distâncias (BEAR, 2017; GUYTON, 2006).

Figura 2.1 - Os componentes básicos de um neurônio



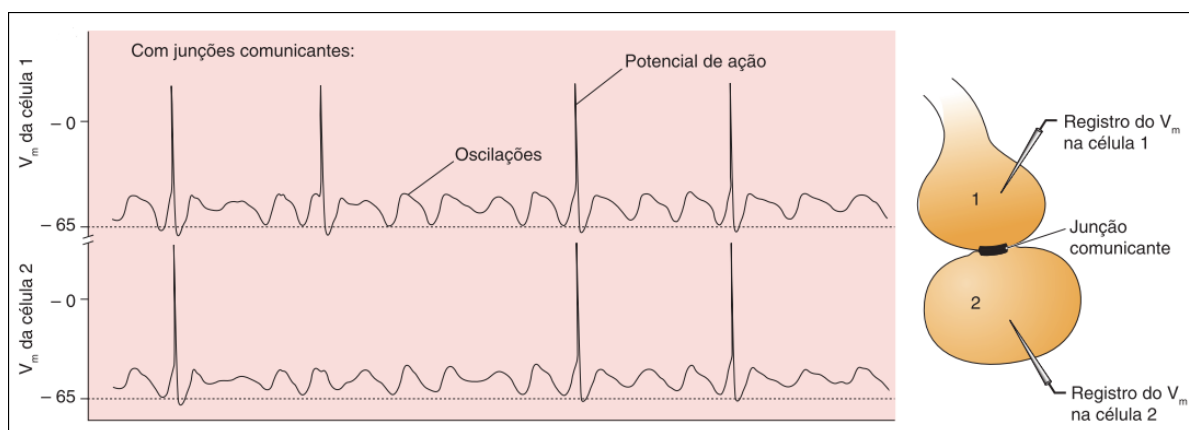
Fonte Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.26.

Para solucionar essa questão, a membrana do axônio possui características para conduzir esse sinal, tornando-o em um tipo diferente de sinal, sendo conhecido com impulso nervoso ou potencial de ação. Assim, a informação a ser transmitida estará codificada com base na frequência dos potenciais de ação de cada neurônio, bem como na quantidade de neurônios.

Para uma célula possuir a capacidade de gerar ou conduzir de um potencial de ação ela necessita possuir uma membrana excitável (BEAR, 2017).

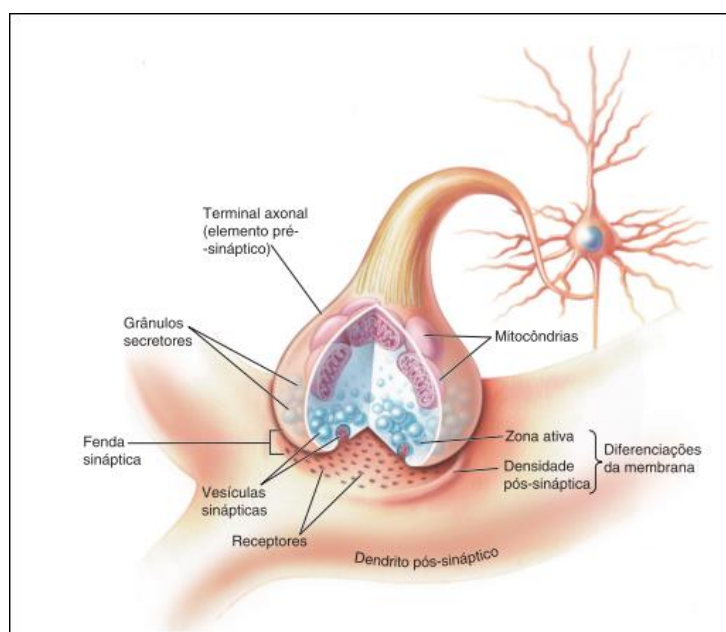
Contudo, para que a informação flua, é necessário que os neurônios se comuniquem e somente o potencial de ação de uma membrana excitável não é suficiente. A comunicação entre os neurônios é conhecida como sinapse, podendo ser tanto elétrica, Figura 2.2, quanto química, Figura 2.3. Na transmissão de uma sinapse elétrica são utilizadas junções comunicantes, já na sinapse química o sinal que vem da célula pré-sináptica é convertida em neurotransmissores para que seja transmitido a célula pós-sináptica (GUYTON, 2006).

Figura 2.2 - Junção comunicante, transmissão de potencial de ação



Fonte Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.114.

Figura 2.3 - Componentes de uma sinapse química

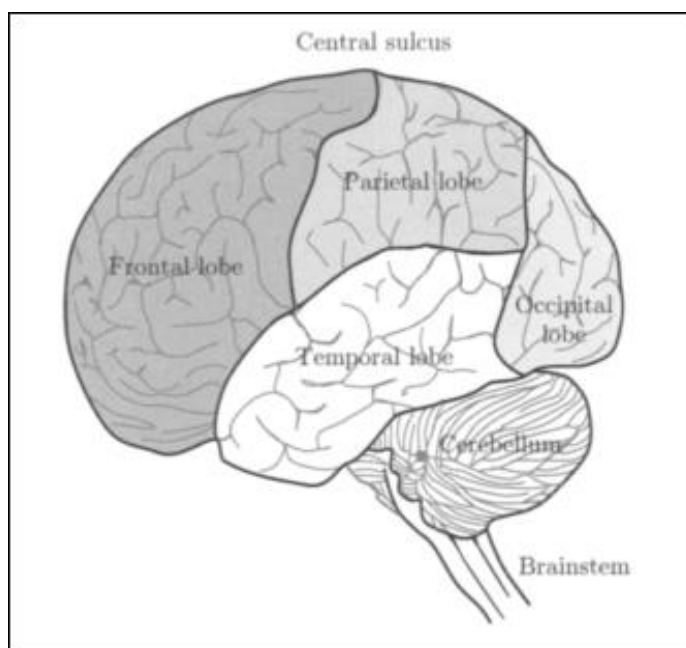


Fonte: Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.115.

Quando um potencial de ação é disparada tendo como ponto de chegada o sistema nervoso central são chamadas de aferentes, e por isso, o principal papel do sistema nervoso é controlar as atividades do corpo processando as informações aferente. Porém, nem tudo que chega é realmente avaliado, cerca de 99% das informações são descartadas (GUYTON, 2006).

O termo sistema nervoso é usado para quando deseja-se falar do sistema nervoso central (dividido em encéfalo e medula espinhal) e sistema nervoso periférico (dividido em nervos e células nervosas) em conjunto (SORNMO, 2005). O córtex cerebral é a camada mais externa do encéfalo, sendo constituído por dois hemisférios (esquerdo e direito), onde cada hemisfério é dividido em quatro lobos (frontal, temporal, parietal e occipital) (SORNMO, 2005). A Figura 2.4 demonstra um hemisfério do córtex cerebral e seus lobos.

Figura 2.4 - Hemisfério esquerdo do córtex cerebral e os lobos



Fonte: Sornmo; Laguna, 2005. p.23.

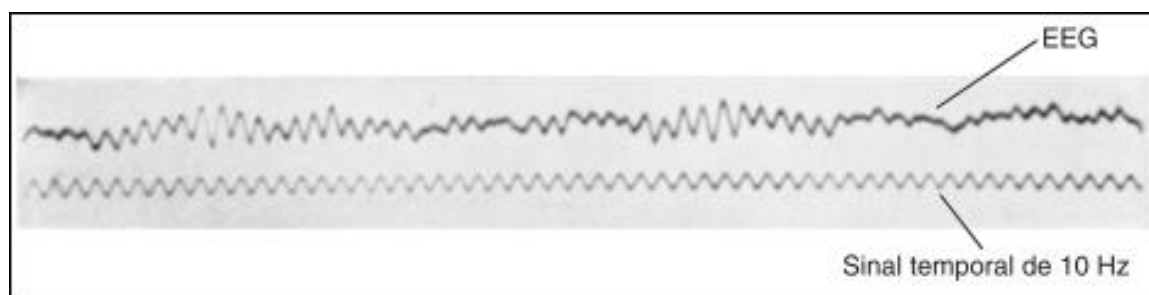
O registro do exame de EEG reflete potências provindo do córtex cerebral variando ao longo do tempo, que são coletados a partir da superfície do couro cabeludo. Ao realizar a coleta do EEG o sinal obtido demonstra o resultado da atividade de cerca de 10^8 neurônios. A magnitude desse sinal obtido pelo EEG pode variar entre $\pm 200 \mu V$, podendo variar de acordo com o grau de ativação do córtex cerebral, assim como as demais características do sinal (morfologia e frequência)(EBERSOLE, 2014).

Quando se observa o sinal temporal do EEG, nota-se um comportamento bem aleatório, sem um padrão específico, contudo, algumas características específicas podem ser notadas em determinadas situações, principalmente quando há presença de patologias neurológicas (GUYTON, 2006).

2.2.1 O Eletroencefalograma

Os estudos do EEG em humanos tiveram início com o primeiro registro da atividade elétrica cerebral em humanos feita pelo psiquiatra austríaco Hans Berger, em 1924 (FREEMAN, 2013). Após a realização deste primeiro registro, Berger continuou seus estudos e em 1929 ele observou que o sinal coletado em um sujeito acordado era notavelmente diferente do mesmo dormindo, Figura 2.5, onde o sujeito estudado foi o próprio filho de 15 anos, Klaus. Com base nesses estudos Berger publicou o seu trabalho intitulado de “Über das Elektroenkephalogram des Menschen” (BEAR, 2017; SCHOMER, 2011).

Figura 2.5 - O primeiro ritmo EEG humano publicado



Fonte: Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.115.

Com base neste experimento Berger relatou em seu trabalho a presença de oscilações cerebrais que tinham cerca de 10 ciclos por segundo, nomeando-as como ondas alfa. Essas ondas que foram observadas tinham como característica aparecer quando o sujeito estudado se encontrava relaxado e com os olhos fechados, pois quando abria os olhos oscilações de frequência mais altas apareciam no exame (GUYTON, 2006).

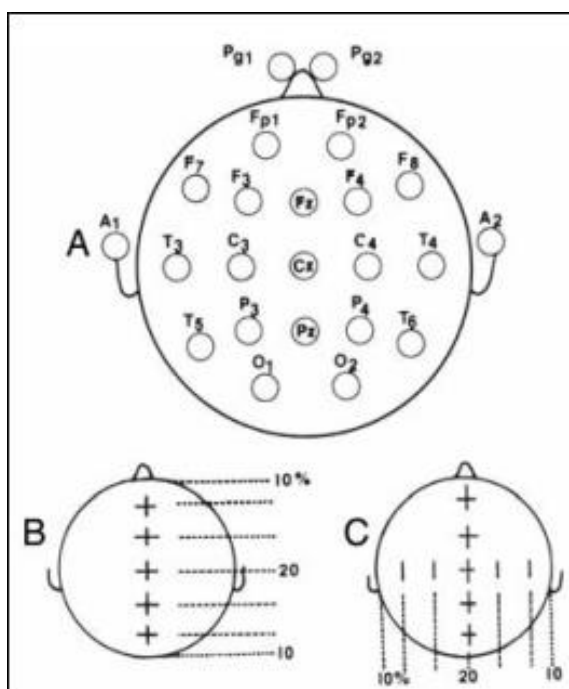
Na década de 1940 houve o início dos estudos sobre o sono e no final desta década o primeiro registro intracranial foi feito. Nos anos de 1950, Wilder Penfield e Herbert Jasper, usaram estimulação elétrica em cirurgias cerebrais com anestesia local com o objetivo de localizar áreas envolvidas em diferentes processos cerebrais. Na mesma década George Dawson desenvolveu técnicas para visualização da resposta a estímulos no EEG. Posteriormente os

estudos com EEG foram diminuindo com a ascensão de técnicas de imagem e magnetoencefalograma. Atualmente o registro de EEG é mais utilizado para diagnósticos clínicos (FREEMAN, 2013).

O registro do EEG é considerado um exame simples e econômico, visto que se trata de um método não invasivo e indolor (BEAR, 2017). Contudo, vale lembrar que o exame fornece medidas de grande escala, sendo que cada eletrodo fornece informações de aproximadamente um bilhão de neurônios e para uma melhor coleta de informações, até para fins de comparações, é necessário seguir um certo padrão para o posicionamento dos eletrodos (EBERSOLE, 2014).

Vários tipos de posicionamento dos eletrodos foram criados ao longo das décadas, porém, o Comitê da Federação Internacional de Sociedade de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (IFSECN) definiu o sistema específico para colocação dos eletrodos em condições normais. Esse sistema consiste em medir os pontos ósseos usados para determinar os pontos de colocação dos eletrodos, seguindo um padrão de 10% e 20% de distância entre os eletrodos, nomeando como sistema internacional 10-20 (SI 10-20). A Figura 2.6 apresenta o esquema de colocação dos eletrodos seguindo o sistema, onde os eletrodos de número ímpar são colocados à esquerda e os de par à direita. As letras que acompanham os números representam a área neuroanatômica, como por exemplo “F” que significa a região frontal (EBERSOLE, 2014).

Figura 2.6 - Eletrodos posicionados segundo o padrão 10-20

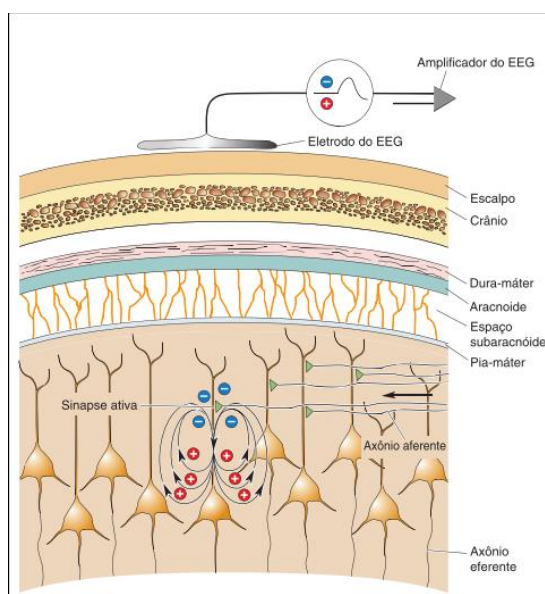


Fonte: Schomer; Silva, 2011. p.144.

Existe uma diversidade de ritmos no EEG, que dependem principalmente do estado mental do sujeito (SORNMO, 2005). Contudo, a análise do EEG não pode dizer o que o sujeito está pensando, mas pode auxiliar a descobrir se ele está pensando. Assim, pode-se dizer que cada neurônio ou grupo específico está envolvido em um aspecto da cognição do sujeito, podendo ser registrado pelo EEG de baixa amplitude e alta frequência (BEAR, 2017). Mesmo assim, algumas características mais dinâmicas do EEG são quase impossíveis de serem vistas sem o processamento dos dados, o que exige fazer uso de ferramentas computacionais (BUDZYNSKI, 2009).

De modo geral, pode-se definir a atividade registrada pelo EEG como um sinal elétrico coletado na superfície do couro cabeludo proveniente de bilhões de neurônios, tendo que superar diversas camadas de impedância até chegar ao eletrodo que capta o sinal, Figura 2.7. Clinicamente o exame tem duração entre 10 a 30 minutos e é coletado por meio de um registro multicanais, normalmente variando de 8 a 20 canais, e que permite a análise de várias áreas diferentes do cérebro. Normalmente o exame é realizado com o examinado acordado em repouso, porém frequentemente são utilizadas outras condições, como o paciente dormindo ou hiperventilando e com a aplicação de algumas estimulações, como “flashes” de luzes para identificar atividades intermitentes como a epilepsia. Ultimamente o EEG vem sendo usado para monitoramento de operações e em pacientes na UTI (BEAR, 2017; EBERSOLE, 2014; GUYTON, 2006; TATUM, 2008; WEBSTER, 2009).

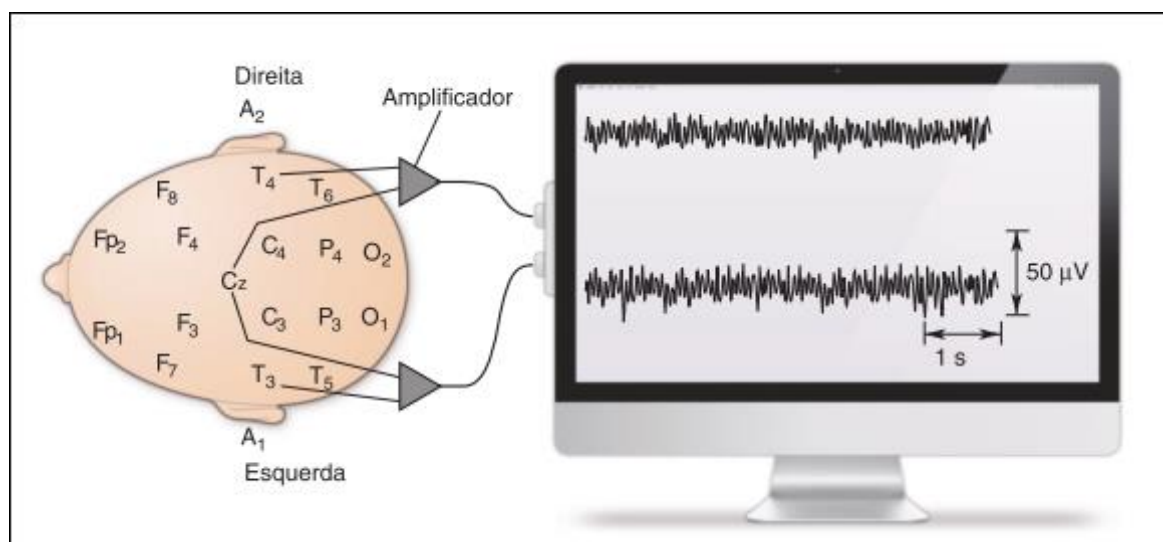
Figura 2.7 - Captação do sinal pelo eletrodo do EEG



Fonte: Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.648.

Os resultados apresentados pelos exames possuem uma enorme quantidade de informações, como exemplificado na Figura 2.8 onde vê-se o resultado para dois eletrodos do EEG, e geralmente cabe ao médico neurologista a responsabilidade de descobrir padrões especiais para diagnósticos. Apesar da padronização internacional, o fato de o exame ser interpretado visualmente traz uma falta de precisão e objetividade que seriam necessárias. Por isso, várias tentativas de desenvolver métodos para quantificar as gravações de EEG vem sendo desenvolvidos. Basicamente os métodos de processamento do sinal coletado pelo EEG se dividem em duas categorias, a primeira desenvolvida para análise da atividade cerebral espontânea e a segunda para análise de potenciais evocados por estímulos sensoriais e cognitivos (SORNMO, 2005).

Figura 2.8 - Exemplo de captação e sinal do EEG



Fonte: Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.647.

2.3 Classificação do EEG por banda de frequência

Comumente a classificação das formas de onda obtidas pelo EEG é realizada de acordo com sua frequência, amplitude e forma. Porém, como desde o início o EEG é caracterizado devido a suas oscilações a frequência se tornou o principal meio de descrição desse sinal, (BUZSÁKI, 2006).

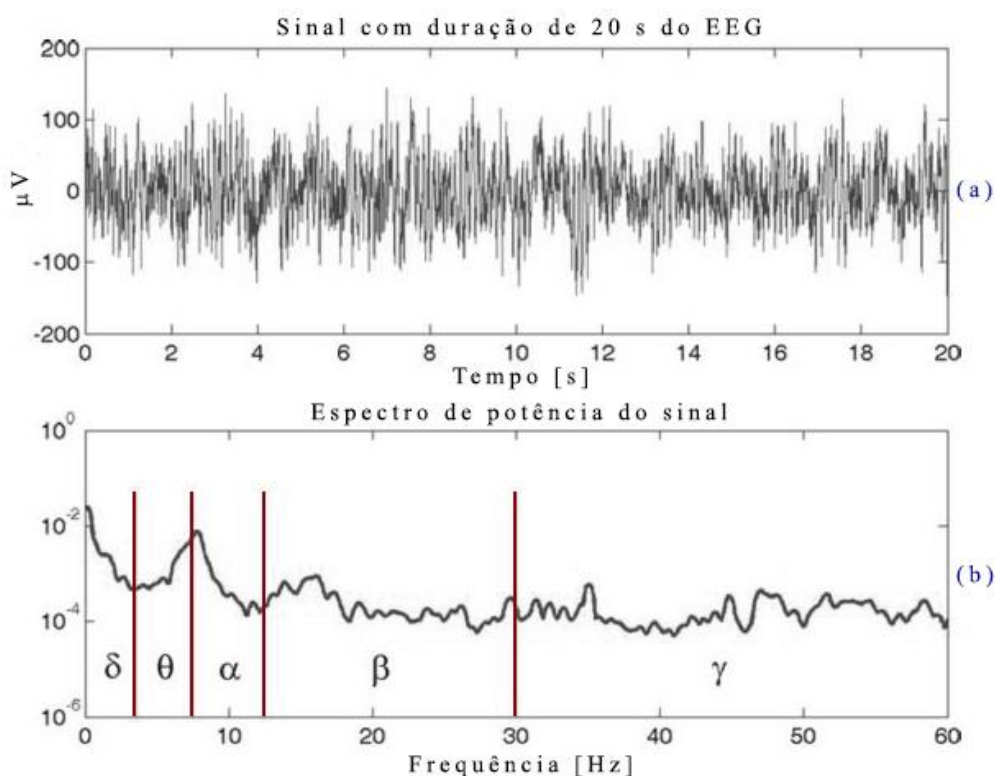
O fato de usar a frequência como principal classificador cria a necessidade de aplicação de técnicas de análise espectral (como por exemplo, a Transformada de Fourier). Contudo, com

a utilização dessa técnica, certas desvantagens são inerentes ao método, como a não demonstração de componentes que não necessariamente são rítmicas no espectro do EEG, (SCHOMER, 2011).

As oscilações do EEG foram registradas em diversos mamíferos desde as descobertas de Hans Berger, podendo ir de oscilações muito lentas com períodos de minutos até oscilações muito rápidas com frequências que atingem 600 Hz, (BUZSÁKI, 2006). A classificação do sinal foi inicialmente determinada pelos especialistas da *International Federation of Societies for EEG and Clinical Neurophysiology* (IFSECN) em 1974, (SCHOMER, 2011). Quando a IFSECN delimitou as bandas optaram por seguir a tradição iniciada por Berger, dando as bandas denominações de acordo com letras gregas (BUZSÁKI, 2006).

Assim foram definidos as seis bandas de frequências sendo elas, Delta (δ) 0,5 – 3,5 Hz, Teta (θ) 3,5 – 7,5 Hz, Alfa (α) 7,5 – 12,5 Hz, Beta (β) 12,5 – 30 Hz, Gama Baixa (γ) 30 – 80 Hz e Gama Alta (γ) 80 – 120⁺ Hz, esse último também chamado de banda Épsilon, (FREEMAN, 2013). Na Figura 2.9a está apresentado um sinal de EEG coletado durante 20 s e na Figura 2.9b está apresentado o espectro de potência correspondente ao mesmo, nela é possível observar cinco dos seis ritmos.

Figura 2.9 - Demonstração das bandas de frequência do EEG.



Fonte: Adaptado de Freeman; Quiroga, 2013. p.32.

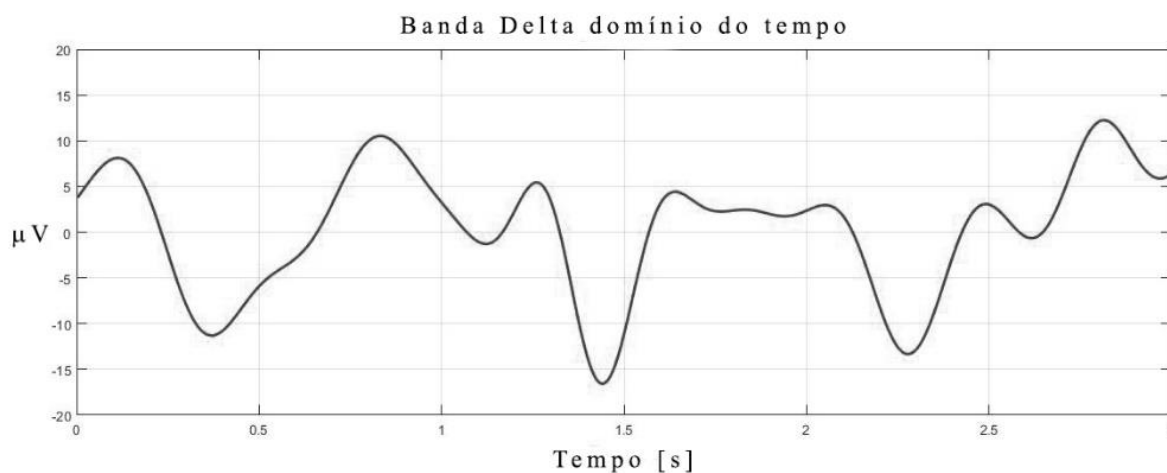
2.3.1 Onda Delta

Inicialmente, esse tipo de onda era considerada patológica por Gray Walter, que foi o primeiro a nomear as ondas lentas gravadas no EEG de humanos como “onda delta”. Mais tarde a IFSECN definiu as ondas delta com uma banda de frequência de 0,5 à 3,5 Hz (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011).

Nas últimas duas décadas esse ritmo tem sido normalmente observado durante o sono profundo e tem uma grande amplitude. Caracteristicamente esse ritmo não costuma ser encontrado em adultos acordados, contudo, caso seja, pode ser um indicativo, de por exemplo, um dano ou doença cerebral, (SCHOMER, 2011; SÖRNMO, 2005).

Com relação à fonte de origem das ondas delta, existem pelo menos duas fontes celulares de atividade, uma originada no tálamo e a outra no córtex (SCHOMER, 2011). A Figura 2.10 apresenta a forma de onda referente à banda delta.

Figura 2.10 - Demonstração de um sinal EEG na Banda Delta



Fonte: Autoria própria, 2018.

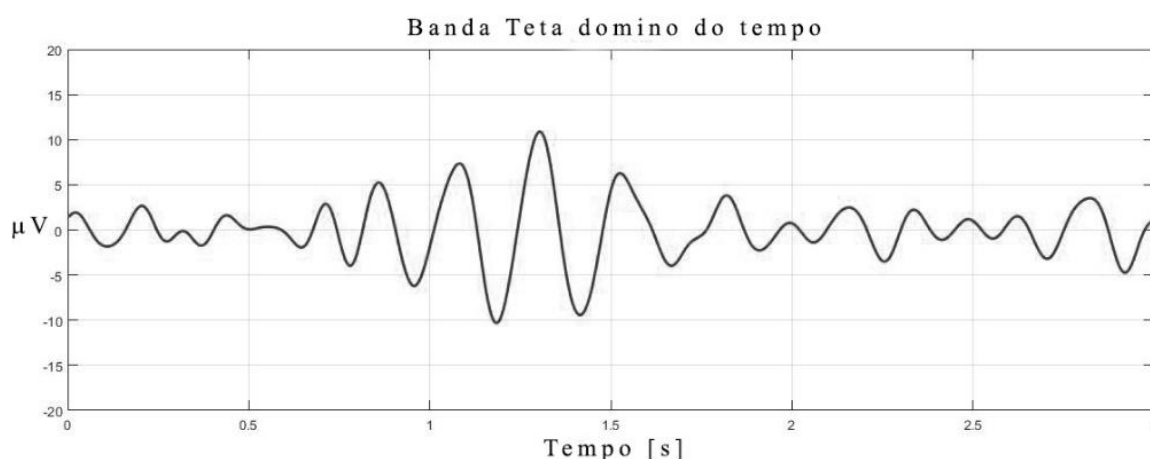
2.3.2 Onda Teta

As ondas Teta ocorrem na faixa de frequência de 3,5 – 7,5 Hz, e tem um papel importante durante a infância e em adultos durante o sono profundo (FREEMAN, 2013). Contudo, em adultos acordados, a atividade teta elevada não deve ser confundida com as ondas teta patológicas, consideradas anormais, que podem estar associadas a distúrbios cerebrais,

como epilepsia, redução do fluxo sanguíneo ou encefalopatias metabólicas (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011).

A origem dessas ondas está entre a interação dos lobos temporal e frontal (SCHOMER, 2011). A Figura 2.11 apresenta a forma de onda característica dessa banda no domínio do tempo.

Figura 2.11 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Teta

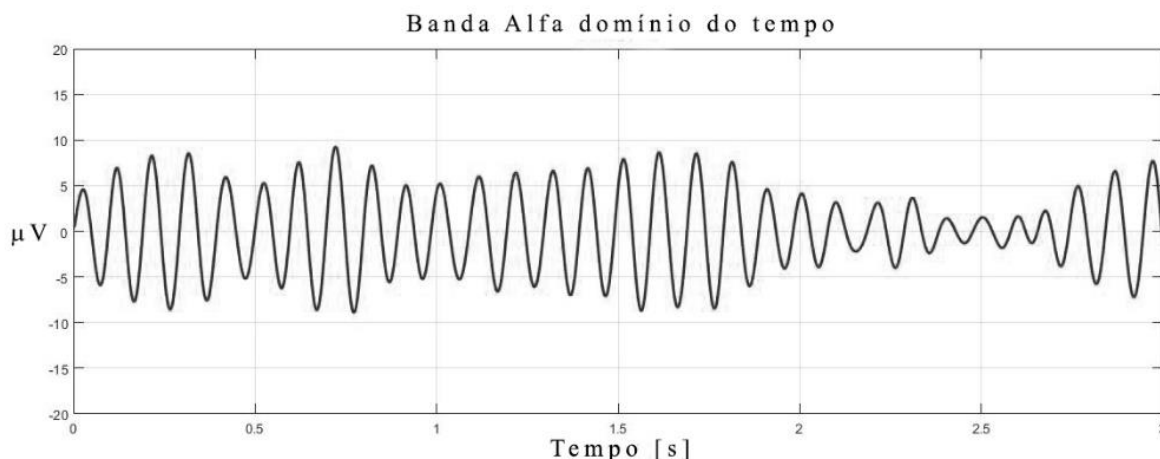


Fonte: Autoria Própria, 2018

2.3.3 Onda Alfa

Esse tipo de onda é característico de adultos normais em estado de vigília e relaxados, sendo melhor observadas com o indivíduo de olhos fechados. As ondas Alfa estão entre as frequências de 7,5 – 12,5 Hz, centrando-se principalmente na frequência em 10 Hz, (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011).

A onda alfa é predominantemente originada no lobo occipital. Contudo, dentro do ritmo alfa existem mais dois ritmos que podem ser observados na mesma faixa de frequência. O primeiro é o ritmo Mu (μ) registrada a partir do córtex somatossensorial e o segundo o ritmo Tau (τ) registrado no córtex temporal, (SCHOMER, 2011). Na Figura 2.12 está apresentada a forma de onda característica para o ritmo Alfa no domínio do tempo.

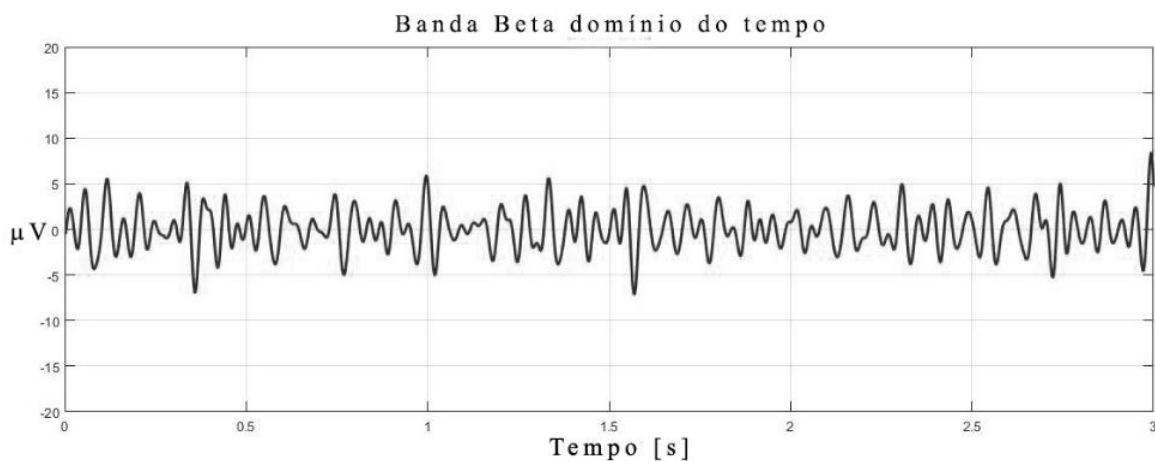
Figura 2.12 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Alfa

Fonte: Autoria Própria, 2018

2.3.4 Onda Beta

Para as ondas Beta, a faixa de frequência definida é de 12,5 – 30 Hz, (FREEMAN, 2013). Estudos mostram que a atividade beta registrada na área cortical de Rolandic exibe uma relação temporal próxima com a atividade eletromiográfica periférica durante as contrações isométricas (SCHOMER, 2011).

Este é um ritmo rápido e de baixa amplitude, que pode ser observado, por exemplo, em certos estágios do sono, sendo observado principalmente nas regiões frontal e central, (SORNMO, 2005). A Figura 2.13 apresenta a forma característica da onda beta no domínio do tempo.

Figura 2.13 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Beta

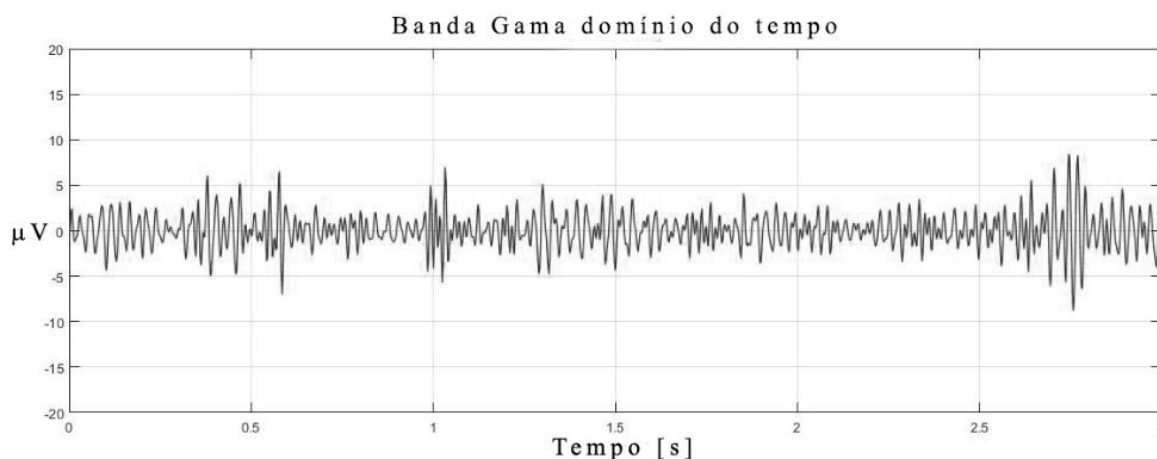
Fonte: Autoria Própria, 2018

2.3.5 Onda Gama Baixa

De menor interesse, desde a década de 90, as ondas Gama estão presentes na faixa de frequência de 30 – 80 Hz. Alguns estudos mostram que utilizando um eletrodo na área do sensormotor com alta sensibilidade, é possível observar o ritmo gama durante a movimentação dos dedos. Alguns estudos relacionam esse ritmo com diferentes processos cognitivos como audição, percepção visual, percepção olfativa e também com a atenção (FREEMAN, 2013; SCHOMER, 2011; SORNMO, 2005).

Esse ritmo está associado a um estado de processamento de informação ativo do córtex, (FREEMAN, 2013). A Figura 2.14 apresenta a forma característica da onda gama baixa no domínio do tempo.

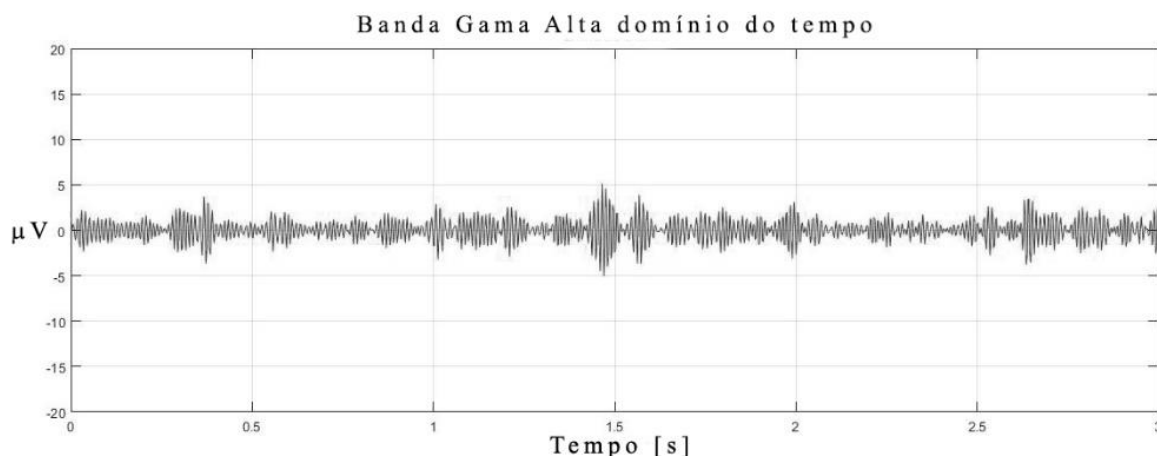
Figura 2.14 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Gama



Fonte: Autoria Própria, 2018

2.3.6 Onda Gama Alta

As ondas de Gama Alta são caracterizadas por frequências superiores à 80Hz, (FREEMAN, 2013), estando principalmente associadas com patologias neurológicas, por exemplo, a epilepsia. Podem ser nomeadas como oscilações de alta frequência (HFOs, do inglês, *High-frequency oscillations*), tendo uma variação entre 100 e 500 Hz, (LÉVESQUE, 2011). A Figura 2.15 apresenta a forma característica da onda Gama Alta no domínio do tempo.

Figura 2.15 - Demonstração de um sinal EEG da Banda Gama Alta

Fonte: Autoria Própria, 2018

Um ponto importante a ser mencionado se encontra na frequência de 60 Hz. Essa é a principal fonte de artefato não-fisiológico no EEG, por ser a frequência de operação da rede. Essa frequência encontra-se no ritmo Gama Baixa e geralmente é removida com a utilização de um filtro *Notch*, com corte entre 58 – 62 Hz, (WHITE, 2010).

2.4 Artefatos encontrados no EEG

Apesar de o EEG ser um método bastante utilizado em vários diagnósticos, ele está sujeito a diversas interferências, ou artefatos, que tem sua origem em uma fonte elétrica diferente da atividade elétrica cortical (AURLIEN, 2004). A ocorrência da aparição desses sinais indesejados deve-se à baixa magnitude do sinal. Contudo, o sinal idealmente apresentado pelo EEG deve refletir puramente a atividade cerebral (JOHAL, 2016).

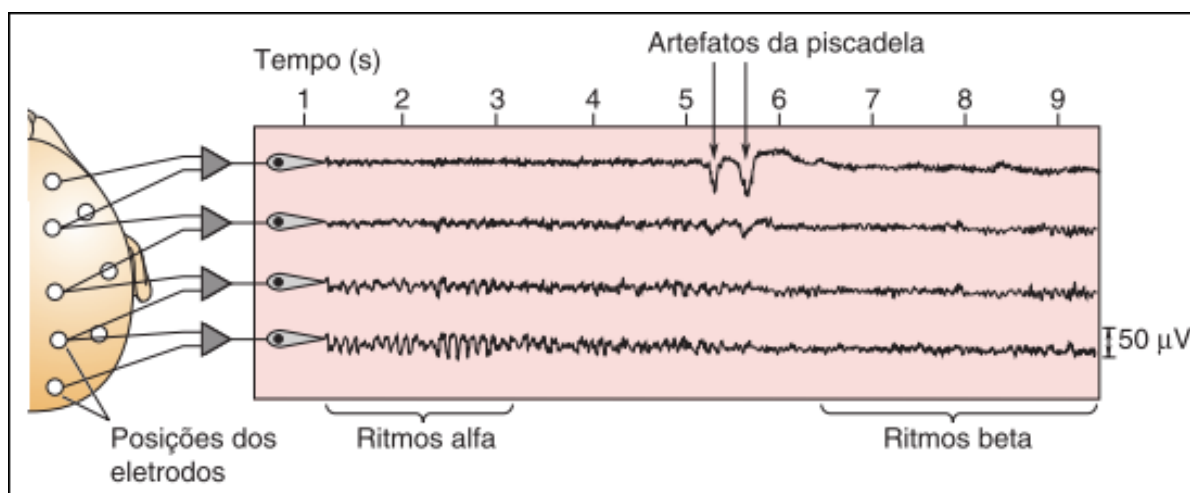
A fim de obter um sinal o mais puro possível, faz-se necessário o uso de diversas técnicas. Para isso deve existir a cooperação do paciente, que deve evitar se movimentar durante a coleta e o ambiente deve ser silencioso, controlado e livre de interferências elétricas. Porém, mesmo com essas precauções, atingir esse sinal puro é impossível, mas é possível reconhecer os “contaminantes” que foram acidentalmente coletados (SCHOMER, 2011).

Os motivos pela aparição desses artefatos são muito variados, pois por menor que seja o sinal contaminante, a passagem dele pelos estágios de amplificação acaba por torna-lo significativo (DE LUCA, 2010). Além disso, a contaminação do sinal pode se original na

inexperiência do responsável pela coleta, por não seguir os protocolos necessários para a coleta e até mesmo avaliar erroneamente um sinal ruído durante a coleta como um sinal adequado, achando que artefatos são sinais cerebrais (FREEMAN, 2013). Um ambiente que é considerado ainda mais preocupante e com maiores fontes de geração de ruídos em um ambiente hospitalar é a UTI, em que há a presença de diversos aparelhos funcionando ao mesmo tempo, como monitores, ventiladores e aspiradores (PEREIRA, 2003).

Por tudo isso, a tarefa de reconhecer de forma precisa os artefatos no sinal do EEG é de extrema importância, e por isso existe a divisão dos artefatos em duas categorias, fisiológicos e não-fisiológicos. Mesmo com essa divisão, reconhecer artefatos não é uma tarefa fácil, porém existem alguns artefatos muito característicos e fácil de serem reconhecidos, como ocorre com a piscada de olhos, Figura 2.16 (SCHOMER, 2011).

Figura 2.16 - Demonstração de artefato de piscada de olhos.



Fonte Bear, Connors, Paradiso, 2017. p.651.

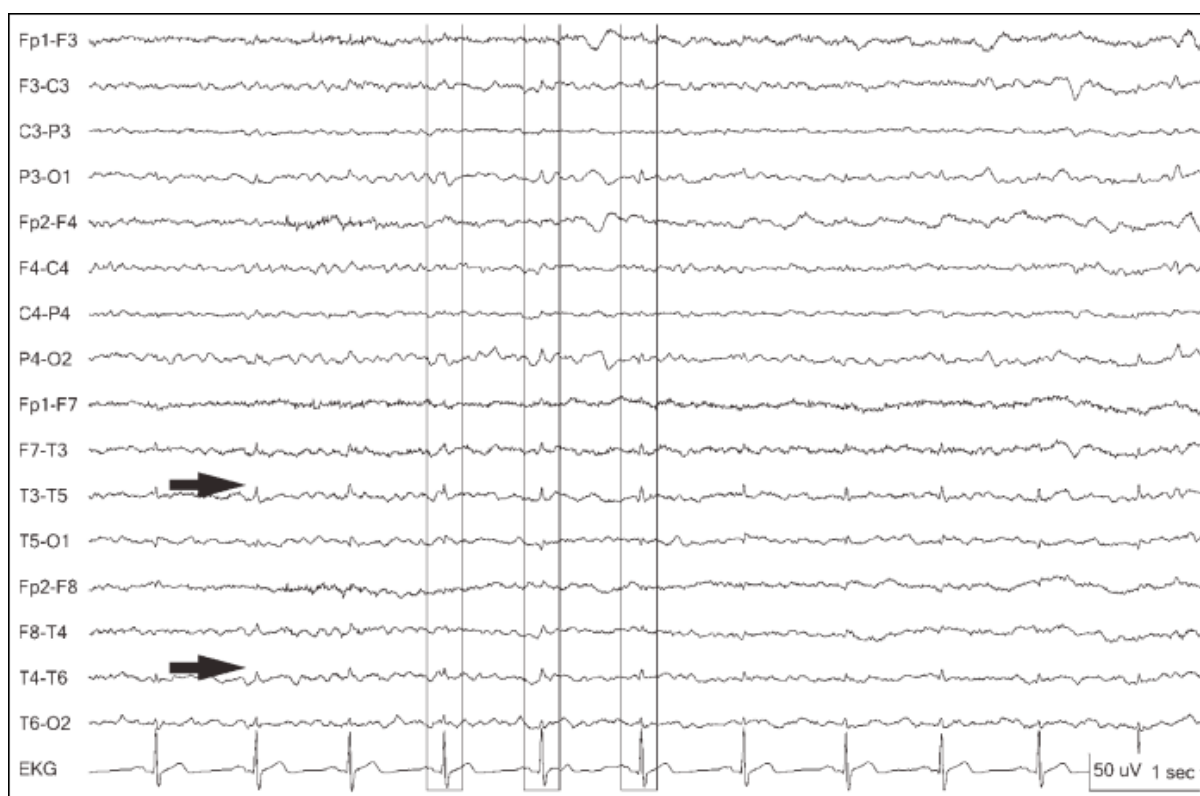
2.4.1 Artefatos fisiológicos

As fontes fisiológicas de artefatos são aquelas que tem origem biológica; são aparentes em todos os registros de EEG. Apesar de serem consideradas como de origem biológica, essas só são consideradas fisiológicas se forem provenientes do próprio paciente onde a coleta está sendo realizada (SCHOMER, 2011). Dentre os mais conhecidos artefatos desta categoria estão os produzidos pelos olhos, músculos da cabeça e face e do coração (FREEMAN, 2013). Uma estratégia para averiguar se o sinal trata-se de um artefato é colocar um eletrodo extra sobre ou próximo a uma parte do corpo em movimento (SCHOMER, 2011).

Dentre todos os artefatos fisiológicos, aqueles que são considerados os mais comuns são os artefatos oculares, pois durante a coleta do sinal de EEG é inevitável a não aparição desse tipo de ruído, principalmente quando o examinado encontra-se com os olhos abertos (LI, 2006). Esse tipo de artefato pode ser dividido em movimentos, sendo eles verticais ou horizontais, e “piscamento” da pálpebra. Piscar os olhos é uma característica de proteção e na maioria das vezes ocorre de maneira involuntária, o que para o EEG em uma pessoa que não esteja com os olhos fechados pode gerar diversos artefatos por minuto (PICTON, 2000).

O batimento cardíaco provoca um sinal que mesmo coletado no escalpo pelo aparelho pode apresentar uma magnitude maior que o próprio sinal de EEG. Isso leva à interferência que pode ser facilmente reconhecida pela sua periodicidade e sua coincidência com os picos do eletrocardiograma (ECG)(DEVUYST, 2008). A Figura 2.17 demonstra a interferência gerada pelo ECG no sinal de EEG.

Figura 2.17 - Contaminação do EEG por artefato cardíaco



Fonte: Schomer; Silva, 2011. p.249.

Vários outros tipos de artefato fazem parte dessa categoria. Para uma melhor demonstração a Tabela 2.I apresenta alguns dos artefatos fisiológicos e suas principais características.

Tabela 2.I - Tipos e características de alguns artefatos fisiológicos

Artefato	Características
Movimento Ocular	Vistos em praticamente todos os indivíduos acordados e conscientes durante a EEG de rotina (SCHOMER, 2011).
Eletromiografia	É uma atividade de alta frequência que se nota muito espiculada, mas muito rápida para ser uma descarga epilética (FREEMAN, 2013).
<i>Glossokinetic</i>	Semelhante ao olho, a língua cria um dipolo bioelétrico com a ponta da língua negativa em relação à raiz (TYNER, 1983).
Eletrocardiograma	O coração é outra fonte importante de artefato de EEG e está presente de forma variável nas gravações, dependendo da montagem usada e do tamanho do paciente (SCHOMER, 2011).
Suor	A transpiração do couro cabeludo também produzirá artefatos criando uma alta impedância elétrica indesejada entre o eletrodo e a pele (SCHOMER; SILVA, 2011).
Movimento do Paciente	Ao se movimentar o paciente faz com que os eletrodos se movam e, portanto, podem fornecer uma grande fonte de artefato (SCHOMER; SILVA, 2011).

2.4.2 Artefatos não-fisiológicos

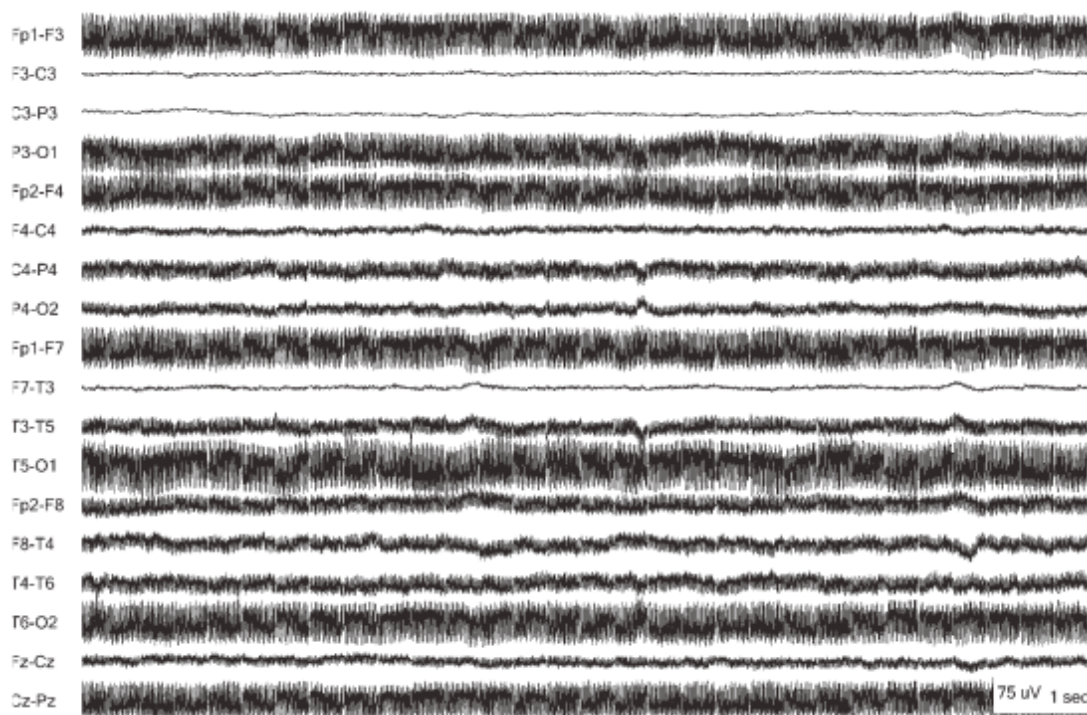
Os artefatos não-fisiológicos têm sua origem proveniente de sinais fora das funções biológicas do paciente. Essas podem ser desde a interface eletrodo-pele ou até mesmo o próprio aparelho de coleta utilizado, podendo ainda considerar movimentos de pessoas e dispositivos próximos e até mesmo dentro do paciente (como o marca-passo) (SCHOMER, 2011).

Tabela 2.II - Tipos e características de alguns artefatos não-fisiológicos

Artefato	Características
Eletrodo	Contato de eletrodo ruim ou eletrodos "soltos" são uma causa frequente de artefato.
Instrumental	O aprimoramento do EEG, bem como o uso da tecnologia digital, reduziu a probabilidade de mau funcionamento do equipamento, contudo, isso ainda ocorre com frequência suficiente para que os especialistas em EEG considerem esse tipo de artefato entre os mais comuns.
Meio Externo	A vasta gama de morfologias e origens pode dificultar a identificação desses artefatos.
Estimuladores Internos	Os marcapassos produzem um artefato muito pontudo, geralmente de alta voltagem

Fonte: Schomer; Silva, 2011

Como mostrado na Tabela 2.II, que apresenta os tipos de artefatos não-fisiológicos mais comuns, artefatos de meios externos possuem múltiplas morfologias e origens, sendo necessário uma análise mais atenciosa a esses. Nessa categoria o artefato mais comum e conhecido é o ruído de rede ou, no Brasil, ruído de 60 Hz (SCHOMER, 2011). A UTI, é sempre um local preocupante, e nesse caso, ruído de 60 Hz, existem inúmeras fontes de onde este pode se originar, como por exemplo todos os equipamentos que estão dispostos na sala, Cama, ventilador mecânico, monitores e etc. (WHITE, 2010). A Figura 2.18 apresenta um caso crítico de contaminação com o artefato de rede.

Figura 2.18 - Contaminação do sinal de EEG por ruído de rede

Fonte: Schomer; Silva, 2011. p.254.

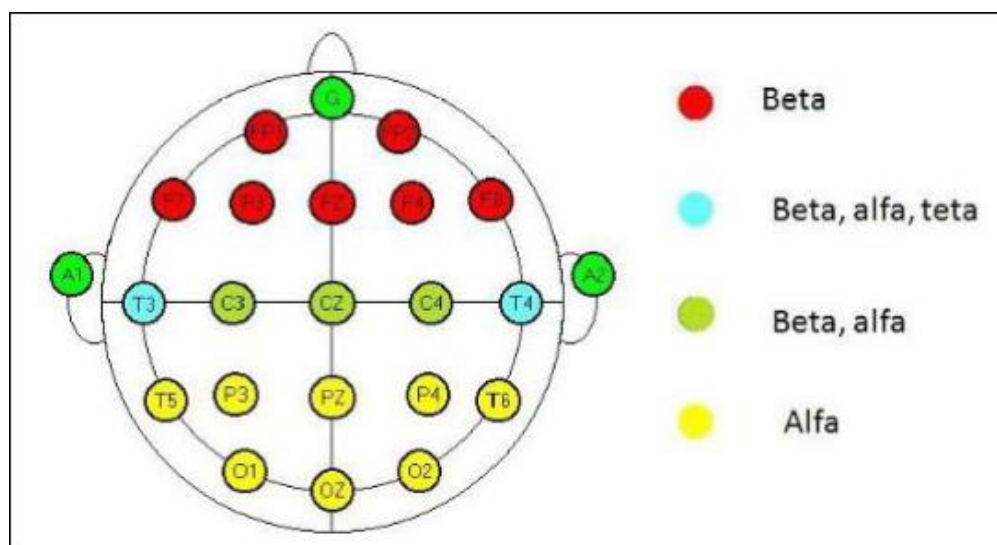
Outra grande fonte de contaminação de meio externo é a interferência induzida, ou de campo magnético, que como o nome diz, ocorre principalmente devido ao fluxo da corrente pelos eletrodos ou cabos de alimentação, gerando um campo magnético nas suas vizinhanças. Devido a esse fato faz-se necessário blindagens eletromagnéticas a fim de minimizar esse tipo de artefato (WEBSTER, 2009).

2.5 Estimulação musical associada ao EEG – estado da arte

O sinal do EEG em indivíduos sem patologias neurológicas, varia ao longo da idade, desse modo, pode-se dizer que existem padrões de normalidade do EEG para cada fase de uma pessoa, como neonatos, crianças, adolescentes, adultos e idosos. De acordo com (SCHOMER, 2011), durante o estado de vigília, adultos possuem alguns aspectos do EEG específicos, como o ritmo Alfa ocorrendo principalmente em regiões posteriores da cabeça, em maior voltagem nas regiões occipitais, tendo o valor médio entre cerca de $10,2 \pm 0,9$ Hz. Além disso, o ritmo Alfa pode ser bloqueado, bastando existir a presença de um estímulo, como abertura ocular,

atividades mentais e outros. Já o ritmo Beta, ocorre nas regiões frontal e central, enquanto o ritmo Teta, não há presença considerável desse em indivíduos saudáveis, tendo maior importância na infância e adolescência. Para o ritmo Delta, é comum estar presente nas regiões frontais. Assim, uma maneira de resumir essas informações é através da Figura 2.19, criada em (RAMOS, 2017).

Figura 2.19 - Ritmos predominantes em indivíduos adultos em vigília



Fonte: Ramos, 2017. p.30.

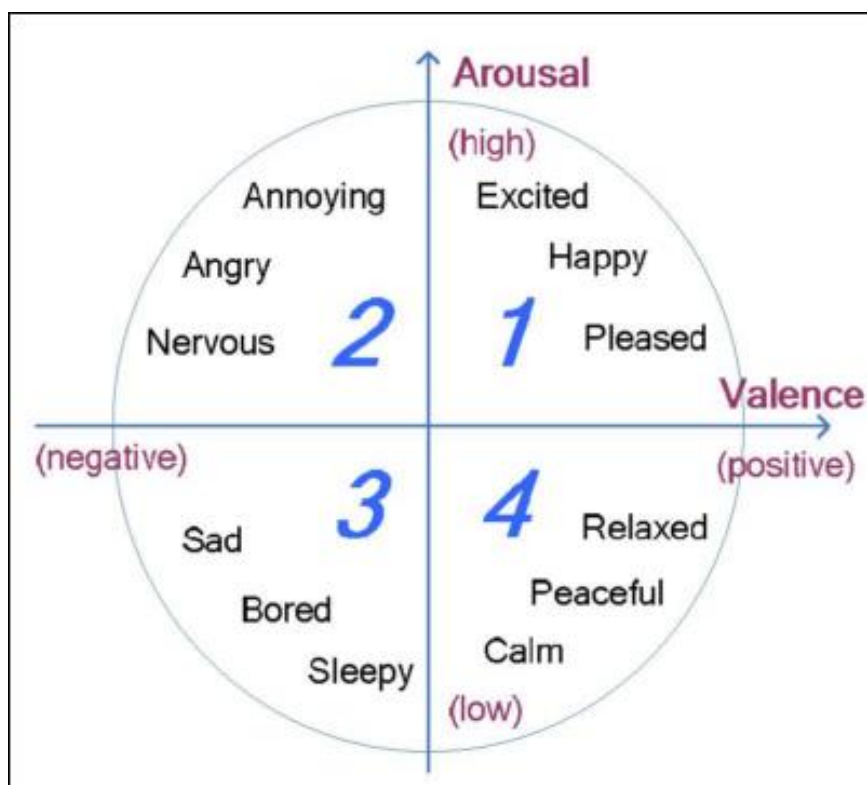
Sabendo quais são os parâmetros de normalidade, é possível avaliar a variação com a aplicação de estímulos. Diante disso, vários estudos com base em diferentes estimulações vêm sendo feitos, como aplicação de estímulos visuais e auditivos. Levando em consideração a presença de estímulos sonoros, pode-se avaliar a variação da atividade elétrica cerebral com as músicas ou sons aplicados. Contudo, apesar de saber que a audição tem importância durante o desenvolvimento humano, ainda não foi possível mensurar por completo quais os efeitos e as reações provocadas pela música (TAYLOR, 1958).

Avaliar a resposta da música é bem difícil, já que cada experiência é totalmente e absolutamente dependente da amnésia do indivíduo que a escuta. Contudo, diferentes músicas vêm sendo utilizadas para fins terapêuticos, tendo sido nomeada como Musicoterapia. Segundo a *World Federation of Music Therapy Inc.* (BARCELLOS, 1996), essa área é definida como a utilização da música ou seus elementos (som, ritmo, melodia, harmonia), em um processo com objetivo de facilitar e promover melhoras físicas, emocionais e cognitivas em indivíduos não patológicos além de desenvolver tratamentos para os que apresentem patologias.

A avaliação neurológica de um estímulo musical mostra que as emoções resultadas de estímulos músicas favoritas fazem com que o fluxo sanguíneo aumente no córtex orbitofrontal cingulado subcaloso medial, e direito, bem como nas regiões frontopolar aumente (BLOOD, 2001). Por outro lado, sentimentos desagradáveis provocados por estímulos irregulares aumentam o fluxo sanguíneo no giro para-hipocampal direito (BLOOD, 1996).

Nas últimas décadas, há um crescente aumento nas investigações sobre a utilização de estímulos músicas associados a atividade elétrica cerebral. Na maioria desses trabalhos existe a classificação do sinal obtido nas diferentes bandas de frequência, principalmente em teta, alfa, beta e gama, conseguindo em alguns casos classificar de acordo com as emoções associadas. Para isso, um dos métodos de classificação mais utilizados consiste na utilização de um plano bidimensional elaborado por (THAYER, 1989), Figura 2.20, no qual o eixo das abcissas corresponde a sentimentos, sendo positivos ou negativos, enquanto o eixo das ordenadas a intensidade da emoção (RUSSELL, 1980).

Figura 2.20 - O plano de emoção de valência de Thayer.



Fonte: Yang, 2007.

Ao longo dos anos estudos vêm trazendo diferentes mecanismos de processamento a fim de identificar e classificar a atividade cerebral através da indução de músicas. Trabalhos

como os desenvolvidos por (PAN, 2013; SAMMLER, 2007b) utilizaram análise de espectro de potência de sinais de EEG, aplicando a Transformada de Fourier. Concluíram que determinadas músicas consideradas agradáveis estando diretamente relacionados ao aumento do ritmo teta na linha média frontal. (MURUGAPPAN, 2008) por sua vez uma abordagem diferente, utilizando para a análise espectral a Transformada Wavelet, conseguindo ao fim identificar as diferentes emoções através do estudo da banda alfa.

Outro método utilizado para estimulação musical consiste na exposição de pacientes a ruídos sonoros enquanto o mesmo encontra-se em estado de sono. Vários estudos foram feitos com esse objetivo, como por exemplo em (KAWADA, 1993) que trata da indução do sono. Ele concluiu que com o ruído rosa ocorre a indução do sono. Já (ZHOU, 2012) pesquisou sobre o efeito do ruído rosa na consolidação do sono, concluindo que este estímulo afeta expressivamente a indução de um tempo de sono mais duradouro melhorando a qualidade do sono dos voluntários. Outro estudo é o de (OGATA, 1995) que analisa as respostas humanas de EEG de música clássica e ruído branco obtendo relatos que o ruído branco os fizeram sentir desagradavelmente cansados e sonolentos concluindo que as componentes lentas do EEG mostraram que as diferenças na consciência tinham aspecto fisiológico.

O estudo de (BREITLING, 1987), utilizou estímulos em nota, escala e melodia com duração de 45 segundos cada, obtendo como resultado que durante o estímulo puro, um aumento de alfa nas regiões pré-frontal e médio-temporal esquerdas do escalpo. Já em beta os resultados do estudo demonstram uma maior ativação na região médio-temporal direita. Em outro (SAMMLER, 2007), separou o estímulo em duas categorias, música instrumental eletrônica aplicada durante aproximadamente 58 segundos, e consoantes, música instrumental também aplicada durante aproximadamente 58 segundos. Observou-se um aumento em alfa na região occipital direita e beta, diminuição na região médio-frontal esquerda.

Em (BHORIA, 2012), desenvolveu um trabalho visando analisar a resposta elétrica cerebral a variados níveis de intensidade sonora de estimulação musical, destacando a análise das bandas alfa e beta. Verificou que para baixos valores de intensidade sonora os registros mostram altos valores de potência absoluta em alfa e baixos em beta, sugerindo assim que os indivíduos se encontravam em um estado mais relaxado. Diferentemente do demonstrado ao aplicar altos valores de intensidade sonora (100 dB), indicando um menor estado de relaxamento nos indivíduos estudados.

2.6 Atenuação dos artefatos não fisiológicos do EEG – Estado da Arte

Apesar da significância do uso do aparelho de EEG para fins clínicos existe uma grande quantidade de contaminação do sinal obtido por sinais indesejados, também conhecidos como artefatos ou ruídos, podendo ter principalmente duas origens, sendo essas as fisiológicas, provenientes do próprio paciente analisado, e não fisiológicas, originadas de fontes externas ao corpo do paciente (SCHOMER, 2011), que foram melhor explicadas neste mesmo capítulo na seção 2.4.

Um ambiente onde ocorre bastante contaminação são as UTIs, local em que os artefatos encontrados são mais numerosos quando comparado a um setor controlado. Vários equipamentos utilizados para o suporte a vida podem trazer grande contaminação ao sinal, gerando artefatos não-fisiológicos, como por exemplo monitores e ventiladores mecânicos. Além disso, o fluxo de pessoas no ambiente também pode gerar artefatos significantes (PEREIRA, 2003; WHITE, 2010).

Outros artefatos não-fisiológicos que podem ser encontrados na UTI, são provenientes de problemas técnicos que surgem ao longo do registro do sinal, podendo inclusive superar aqueles encontrados em ambientes mais controlados, como o caso de laboratórios destinados a esse tipo de pesquisa. Contudo, mesmo que todas essas contaminações tenham contribuições pequenas a soma de todas pode tornar-se significativa. Outra situação preocupante é quando o artefato se confunde com um sinal real de EEG, tornando difícil a avaliação do resultado do exame (WHITE, 2010; YOUNG, 2002).

Estudos priorizam a atenuação de ruído fisiológicos ou conhecimento dos tipos de ruídos que podem ser encontrados no sinal de EEG, principalmente na UTI. O artigo de (DEVUYST, 2008) apresenta um novo método automático para eliminar o ruído eletrocardiograma (ECG) em um eletroencefalograma (EEG) ou eletrooculograma (EOG). Baseia-se em uma modificação do algoritmo de análise de componentes independentes (ICA) que oferece resultados promissores ao usar apenas um eletroencefalograma de um único canal (ou eletrooculograma) e o ECG. Para verificar a eficácia da abordagem, compara-se com outros métodos, isto é, subtração média de conjunto (EAS) e filtragem adaptativa (AF). O artigo demonstra que o algoritmo de ICA modificado teve o desempenho mais promissor em dados simulados, pois apresentou o erro mínimo do quadrado-quadrado da raiz. Além disso, usando dados reais, observou-se que esse algoritmo foi o mais robusto para várias formas de onda de interferência cardíaca e a presença de outros artefatos, com uma taxa de correção de 91,0%,

contra 83,5% para EAS e 83,1% para AF. Já (JOHAL, 2016) tende a rever três técnicas, baseadas em ICA, que representam amplamente as principais estratégias utilizadas por pesquisadores e neurologistas para limpar EEG. Todos os métodos mencionados têm suas próprias vantagens e desvantagens. Concluindo que, qualquer uma das técnicas pode dar resultados aceitáveis, dependendo do requisito do usuário, embora seja necessário fazer algum compromisso em termos de complexidade e tempo de computação. Outro autor que utiliza de ICA é (RAHMAN, 2015) que fala sobre os tipos de artefatos que podem ser encontrados no EEG, centrando principalmente nos fisiológicos. Utiliza principalmente de algoritmos de remoção de artefato automático, tendo como principal foco o artefato de movimento ocular. Os resultados obtidos demonstram-se satisfatórios, contudo, devido ao alto custo computacional e o fato de atualmente o sinal do EEG exigir um processamento mais online, necessita-se um algoritmo mais robusto e otimizado.

Outros estudos como, (ANDRÉ-OBADIA, 2015) e (AGARWAL, 1998) demonstram técnicas para monitoramento contínuo e pouco falam sobre os artefatos, buscando reconhecer padrões cerebrais os quais interessam aos autores. No estudo de (ANDRÉ-OBADIA, 2015) trabalha com uma rede de tele-EEG, de modo que o neurofisiologista tenha a possibilidade de dar uma interpretação de plantão. Mostrando que o monitoramento contínuo de EEG é, útil no diagnóstico de convulsões epiléticas não convulsivas ou descargas puramente elétricas e no monitoramento do estado epilético quando os distúrbios da consciência persistem após o tratamento inicial. Já (AGARWAL, 1998) descreve um método para segmentação e compactação de exames prolongados, com períodos superiores a 24 h, ele identifica momentos epiléticos e os separa. Contudo, como o exame é propenso a artefatos, o algoritmo os identifica e os rejeita utilizando de técnicas como: Verificação de amplitude máxima, Energia ponderada em frequência e EEG contralateral.

Outra linha de estudos é feita por (WHITE, 2010) e (YOUNG, 2002) que descrevem os ruídos presentes no EEG sem propor métodos de remoção sendo demonstradas apenas técnicas de identificação dos artefatos pela análise visual neurológica. No estudo de (YOUNG, 2002) foi induzido um artefato de movimento por uma máquina de hemoperfusão conectada ao paciente. O artefato é altamente característico, mas pode ser facilmente interpretado mal como um ritmo cerebral se alguém não estiver ciente da entidade. O artefato deve ser suspeitado quando os ritmos invariantes e dentados aparecem além dos lobos temporais e occipitais e contaminam o canal eletrocardiográfico. Pode provar-se por seu desaparecimento na parada e ressurgimento com o início da ação da bomba rotativa do dispositivo. Já (WHITE, 2010) tem como objetivo revisar os artefatos fisiológicos e não-fisiológicos comumente encontrados na

UTI. Demonstrando como reconhecer e provar que um padrão EEG é um artefato, sendo este um artigo escrito para educar o tecnólogo novo ou inexperiente.

Por último (NÚÑEZ, 2010) e (HARTMANN, 2014) desenvolveram técnicas para a remoção do ruído independentemente de ser fisiológico ou não, contudo utilizam de técnicas diferentes, (NÚÑEZ, 2010) desenvolveu uma técnica em c++ a fim de classificar o sinal, onde para isso segmenta o sinal e utiliza um algoritmo nomeado como Knn com o objetivo de prever o próximo segmento de sinal sendo capaz de realizar reconhecimento de padrões que podem ser utilizados tanto para a remoção de artefatos quanto para facilitar a identificação de padrões patológicos. (HARTMANN, 2014) por sua vez aplica uma técnica bem diferente, e mais similar à que será apresentado no presente trabalho, ele considera que o sinal elétrico coletado durante o EEG é um sinal que possui três componentes, sendo uma componente o sinal elétrico cerebral puro, um sinal de que representa a contribuição do ruído proveniente de vários tipos de fonte e por último um sinal com ruído proveniente de etapas de amplificação e filtragem. Para realizar a filtragem, o algoritmo de (HARTMANN, 2014) baseia-se no mínimo erro quadrático linear (MMSE) a fim de realizar uma filtragem temporal procurando estimar e atenuar os sinais de ruído.

2.7 Considerações finais

O EEG, apesar de toda a evolução tecnológica de diferentes técnicas de neuroimagem, ainda é o exame neurológico com maior uso (QUINONEZ, 1998), principalmente no SUS. A eletroencefalografia é caracterizada como um método utilizado para registrar a atividade elétrica do cérebro, normalmente realizado de maneira não-invasiva, onde os eletrodos são posicionados sobre o couro cabeludo (SCHOMER, 2011). Os métodos de análise quantitativa do EEG utilizam softwares de diagnóstico normalmente analisam o conteúdo espectral do sinal elétrico cerebral. Dessa forma existe a classificação dos sinais de EEG com base nos ritmos cerebrais. Clinicamente falando, os neurologistas costumam observar com maior foco componentes espectrais presentes entre 0,5 a 35 Hz, ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta. Contudo existem oscilações de frequência mais elevadas, sendo essas nomeadas como Gama ou Super Gama (FREEMAN, 2013).

Uma grande preocupação ao realizar o exame de EEG está na presença de artefatos indesejados durante a coleta do sinal, isto se deve ao fato de as mesmas poderem se misturar os

sinais reais e mascarar dados levando a uma interpretação errada do sinal (BEAR, 2017). Várias são as fontes desses ruídos, podendo ser divididas em duas categorias de destaque, as fisiológicas, aquelas que tem origem no próprio corpo do indivíduo analisado, como sinais cardíacos, piscadas, etc., e as não fisiológicas, que tem origem externa ao examinado, como sinais da rede, de eletrodo, entre outros (DEVUYST, 2008).

O EEG “normal” apresenta comportamentos como a prevalência do ritmo Alfa, em regiões posteriores cerebrais, e ritmo Beta, regiões frontais, com simetria cerebral entre hemisfério direito e esquerdo (EBERSOLE, 2014). Além disso, o EEG tem grande utilidade em ambientes como a UTI, sendo utilizado para o diagnóstico de uma grande variedade de doenças neurológicas, como por exemplo, as isquemias, convulsões, infecções, edemas e o aumento da pressão intracraniana (HERMAN, 2015). Sabendo quais são os usos do EEG, ainda é possível avaliar os resultados de uma aplicação a estímulos. Com base nisso, diversos trabalhos com diferentes estimulações vêm sendo realizados, dentre eles a aplicação de estímulos auditivos. Esse tipo de estímulo pode levar a variação da atividade elétrica cerebral com as músicas ou sons aplicados, porém, ainda não foi possível mensurar os efeitos e as reações provocadas pela sua aplicação. (TAYLOR, 1958). Sabe-se que diferentes músicas vêm sendo utilizadas para fins terapêuticos, com objetivo de facilitar e promover melhoras físicas, emocionais e cognitivas em indivíduos não patológicos além de desenvolver tratamentos para os que apresentem patologias (BARCELLOS, 1996).

Capítulo 3

CONSTRUÇÃO DA BASE DE DADOS EEG NORMAL SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL

Nesse capítulo serão apresentados os detalhes da metodologia de construção da base de dados do EEG com estimulação musical em indivíduos sem patologias neurológicas, demonstrando o que foi realizado desde a elaboração do protocolo de aquisição de dados até os resultados obtidos por meio das coletas.

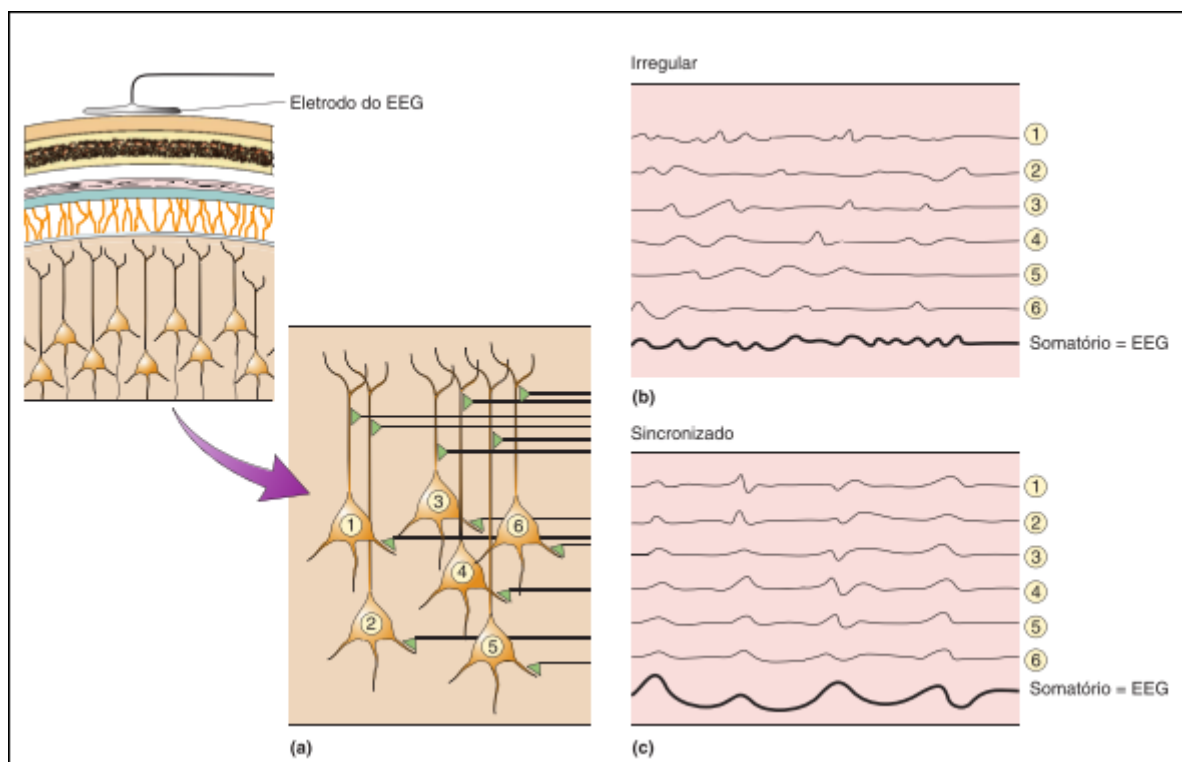
3.1 Introdução

A captação do sinal do EEG é relativamente simples, contudo há uma grande complexidade envolvida, visto que esse registro reproduz a atividade elétrica cerebral de diversos neurônios trabalhando em conjunto, Figura 3.1 (BEAR, 2017). Esse fato se deve ao método de captação utilizado pelo método, visto que a coleta é realizada através do couro cabeludo, e a diferença potencial medida se tratar da soma dos vários neurônios os quais o eletrodo capta e soma o sinal (SCHOMER, 2011).

A análise quantitativa do EEG é uma ferramenta com grande importância, pois é a partir dela que pode ser realizada a inspeção do córtex cerebral, indicando alterações que não poderiam ser visualizadas mesmo por um profissional treinado. Com essa ferramenta é possível quantificar certas características patológicas e cognitivas trazendo assim informações de modo a complementar a análise do neurologista (LIANG, 2015). Dessa forma é possível realizar distinções entre paciente patológicos e indivíduos sadios, podendo inclusive identificar padrões

de acordo com estímulos a serem aplicados em ambos os casos (PUTHANKATTIL SUBHA, 2010).

Figura 3.1 - Geração do sinal do EEG



Fonte: Bear, 2017. p.649.

Visto que a maioria dos achados literários priorizam o estudo em indivíduos acometidos com algum tipo de patologia, como pacientes comatosa e que utilizam voluntários saudáveis apenas para comparações pontuais, verificou-se a necessidade de um estudo em indivíduos que não possuem nenhum tipo de patologia diagnosticada. Dessa forma, (RAMOS, 2017) elaborou um banco de dados com esse tipo de indivíduo a fim criar uma base de referência, aplicando várias atividades aos seus voluntários, dentre elas uma estimulação com uma música.

Partindo do estudo realizado por (RAMOS, 2017) e várias referências musicoterápicas, (BABILONI, 2012; BANERJEE, 2016; GOMES, 2017; VERRUSIO, 2015), elaborou-se um protocolo de coleta do sinal de EEG baseado em diferentes estimulações auditivas. A partir disso, fez-se necessária a construção de uma base de dados de sinais de EEG em indivíduos não patológicos sob esse tipo de estimulação, que futuramente será disponibilizada para a comunidade acadêmica para que possa contribuir com a evolução da área musicoterápica e análise do EEG.

3.2 Metodologia da construção da base de dados do EEG com estimulação musical

Para a construção da base de dados do EEG com estimulação musical algumas etapas foram necessárias. Por isso, esse capítulo é dividido em: Autorização do comitê de ética, Configuração do aparelho de coletas, Definição do protocolo de registro e Validação dos dados.

3.2.1 Autorização do comitê de ética

Devido ao estudo se tratar de uma pesquisa realizada em humanos houve a necessidade de que o mesmo fosse autorizado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFU (CEP-UFU). Para isso, foi elaborado um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) que descrevia o procedimento e responsabilidades dos pesquisadores e voluntários, sendo em seguida submetido ao CEP – UFU. Além desses documentos, houve também a necessidade de elaborar outros para conseguir a autorização de uso dos equipamentos e instalações do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU), bem como do Laboratório de Processamento Digital de Sinais (PDS) e Laboratório de Engenharia Biomédica (BioLab) da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU (FEELT-UFU). A autorização concedida pelo CEP-UFU encontra-se disponível no Anexo A.

3.2.2 Configuração do aparelho de coletas

Para a realização das coletas de dados, o local utilizado foi o Setor de Neurologia do HCU-UFU, devido ao fato de o aparelho utilizado durante a pesquisa estar no setor, sendo o mesmo utilizado para os registros clínicos realizados no hospital. O aparelho tratava-se o amplificador de sinais biológicos, *BrainNet* BNT–EEG, utilizando em conjunto o software de coletas próprio do aparelho, “*EEGCaptações32*”, versão REDE36 (1.0). O *BrainNet* BNT–EEG é um equipamento com 21 canais, sendo 20 deles responsáveis pela aquisição digital dos sinais de EEG e um para o ECG.

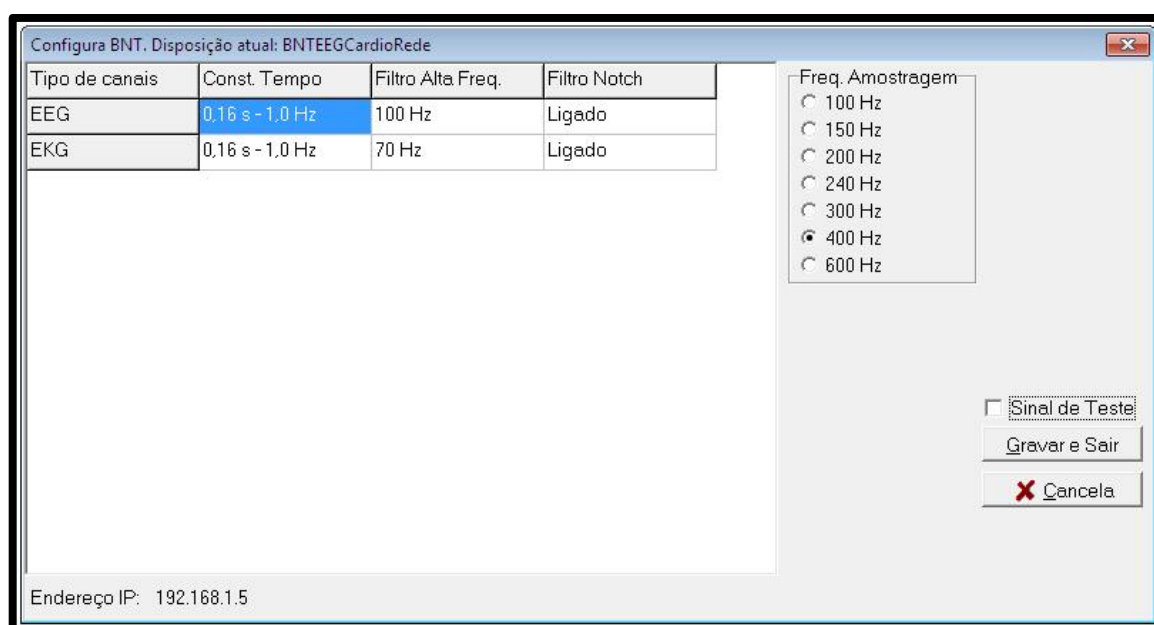
A fim de garantir um padrão para a coleta do sinal, um computador de uso pessoal foi utilizado em todos os registros, sendo de uso pessoal, cuja as características do mesmo são:

- Sistema Operacional: Windows 10, 64 bits;
- Entrada para cabo de rede;

- Autonomia da bateria de 4 horas.

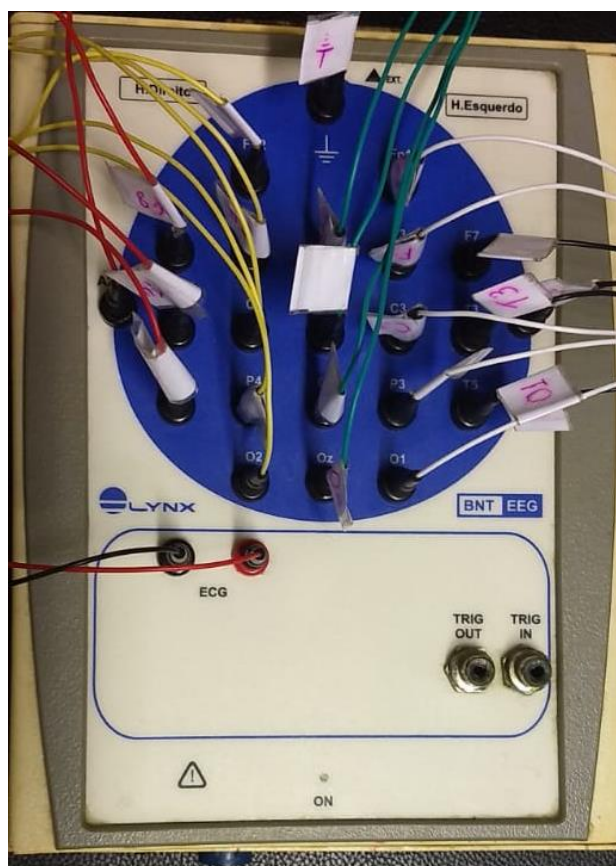
Para a utilização do software de registro, faz-se necessário a configuração do mesmo ajustando os filtros e frequência de amostragem, conforme demonstrado pela Figura 3.2. Primeiramente foram ajustados os filtros para o EEG, sendo a “Constante de Tempo” ou “Filtro Passa Alta” em 0,16s – 1,0 Hz, o “Filtro de Alta Frequência” ou “Filtro Passa Baixa” em 100 Hz e o “Filtro *NOTCH*” ligado para eliminação da frequência de 60 Hz. Após foram configurados os filtros para o ECG, com a “Constante de Tempo” em 0,16s – 1,0 Hz, o “Filtro Passa Baixa” em 70 Hz e o “Filtro *NOTCH*” ligado. Por último, na mesma janela é feito o ajuste da “Frequência de Amostragem” para 400 Hz.

Figura 3.2 - Configuração do software de coletas



Fonte: Autoria própria, 2018.

Para a montagem dos eletrodos foram conectados um total de 25 eletrodos, sendo 23 dedicados ao EEG e 2 ao ECG, conforme demonstrado pela Figura 3.3. É importante citar que dentre os 23 eletrodos responsáveis pela coleta do EEG, dois são referenciais (bi-auriculares) e um é o *ground*, sendo os demais responsáveis pela aquisição do sinal.

Figura 3.3 - Disposição dos eletrodos no equipamento

Fonte: Autoria própria, 2018.

Além disso o software ainda oferece uma janela de cadastro de pacientes, onde os dados demográficos e informacionais podem ser anotados, o que facilita a organização da base de dados. A Figura 3.4 exemplifica os tipos de dados que podem ser preenchidos no instante em que a captação é iniciada.

Figura 3.4 - Janela de cadastro de pacientes ou voluntários

Fonte: Autoria própria, 2018.

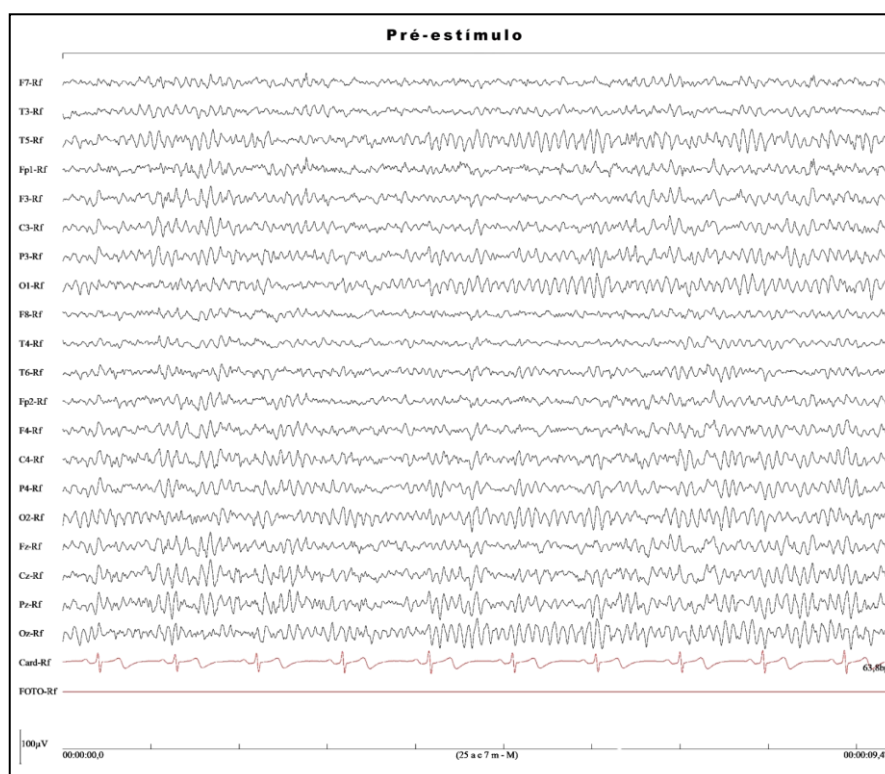
3.2.3 Definição do protocolo de registro

O protocolo de registros foi elaborado pela musicoterapeuta Elcione de Lima em conjunto com o médico neurologista e aluno de mestrado do professor João Batista Destro Filho, Paulo Guimarães Bettero, em conjunto com o próprio orientador, foi, ao longo dos anos de 2017 e 2018, testado e adaptado pelo aluno de mestrado Gaspar Eugênio Oliveira Ramos em conjunto com os alunos de iniciação científica do professor João Batista Destro Filho. Foi dividido em quatro etapas basicamente, sendo a primeira denominada Pré-estímulo, a segunda designada como Estímulo, a terceira nomeada como Pós-estímulo e por último foi realizada a gravação a Vazio.

3.2.3.1 Gravação do Pré-estímulo

O registro do pré-estímulo consistiu em gravar três minutos com o voluntário de olhos fechados, sem presença de estímulos, sem movimentar, falar ou realizar qualquer tipo de atividade que possa provocar interferência no sinal gravado. A Figura 3.5 exemplifica o sinal captado durante essa etapa sendo referente a um voluntário do sexo masculino de 25 anos.

Figura 3.5 - Gravação do pré-estímulo

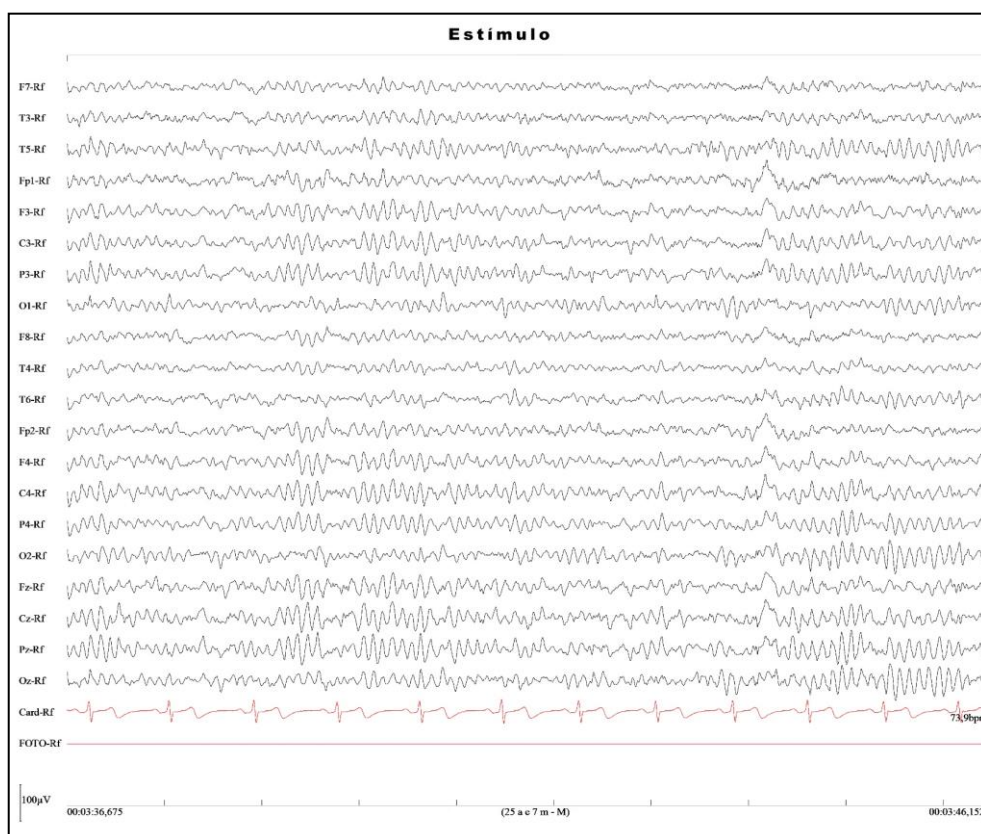


Fonte: Autoria própria, 2018.

3.2.3.2 Gravação do estímulo

Para a gravação do estímulo musical, o voluntário é registrado mantendo-se em repouso, silêncio e com olhos fechados, ouvindo a música selecionada. Foram selecionadas seis músicas ao todo, sendo duas delas, a música favorita e música desgostada, escolhidas pelo próprio voluntário, e as demais, selecionadas pela equipe de pesquisa, são ruídos branco e rosa, tom puro dó e tom puro em ritmo baião sol. Cada estimulação musical foi apresentada ao voluntário durante 60 segundos prosseguida da gravação do pós-estímulo. A Figura 3.6 apresenta o sinal captado durante essa etapa sendo referente a um voluntário do sexo masculino de 25 anos.

Figura 3.6 - Gravação do estímulo música favorita



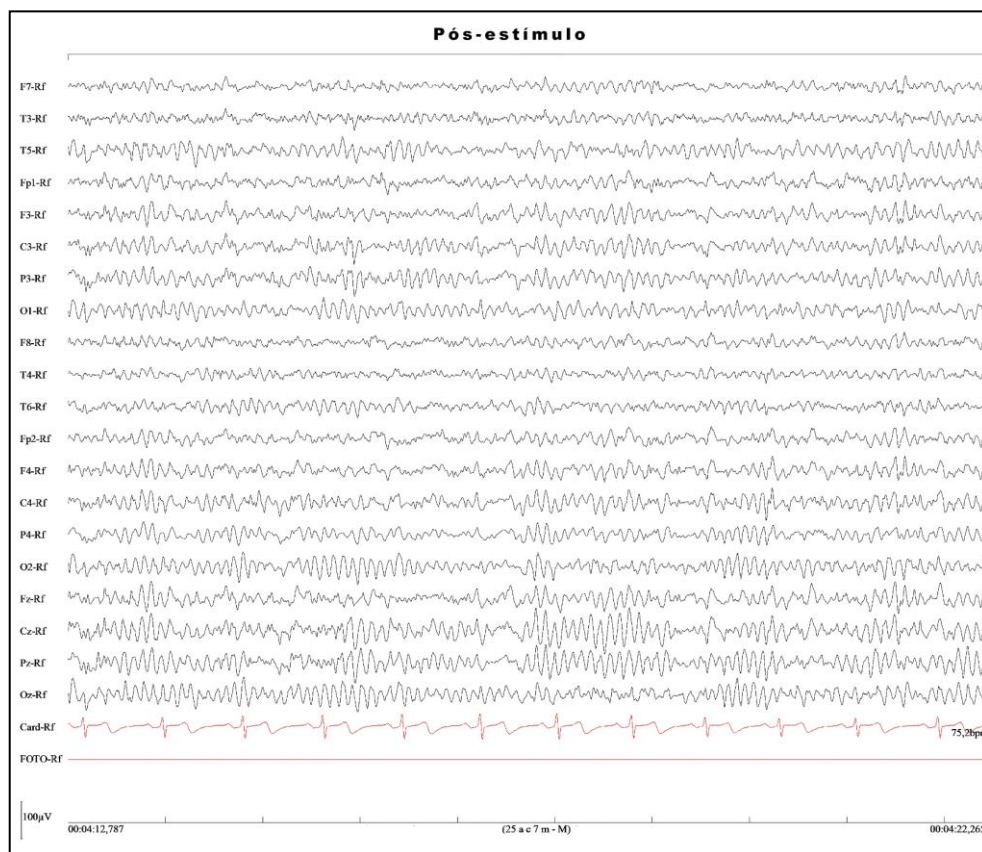
Fonte: Autoria própria, 2018.

3.2.3.3 Gravação do pós-estímulo

Para a gravação do pós-estímulo, o voluntário é registrado mantendo-se em repouso, silêncio e com olhos fechados. Esta etapa é realizada após cada um dos estímulos, tendo duração

de 30 segundos e sendo prosseguida da gravação do próximo estímulo. A Figura 3.7 apresenta o sinal captado durante essa etapa sendo referente a um voluntário do sexo masculino de 25 anos.

Figura 3.7 - Gravação do pós-estímulo música favorita

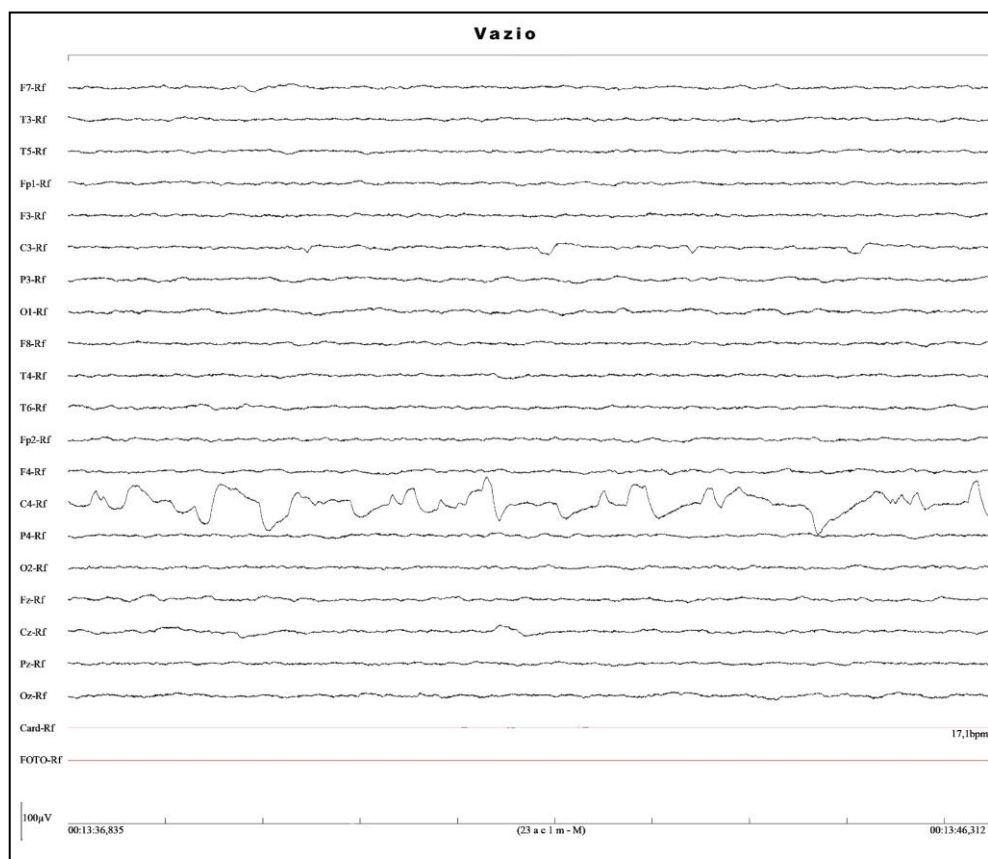


Fonte: Autoria própria, 2018.

3.2.3.4 Gravação a Vazio

A) Gravação à Vazio:

Após a finalização da coleta no voluntário, os eletrodos serem foram removidos do aparelho de captação de sinais com o objetivo de captar sinais estáticos, sem receber qualquer tipo de sinal fisiológico, sendo a coleta realizada durante um prazo de 60 segundos. A Figura 3.8 apresenta o sinal captado durante essa etapa tendo sido realizada após a coleta em um voluntário do sexo feminino de 23 anos.

Figura 3.8 - Gravação a vazio

Fonte: Autoria própria, 2018.

Desse modo, o protocolo de coleta do sinal teve um tempo total médio de 13 minutos, sendo o seguinte a seguinte sequência:

- Pré-estímulo, 180 segundos;
- Estímulo música favorita, 60 segundos;
- Pós-estímulo música favorita, 30 segundos;
- Estímulo ruído rosa, 60 segundos;
- Pós-estímulo ruído rosa, 30 segundos;
- Estímulo Dó, 60 segundos;
- Pós-estímulo Dó, 30 segundos;
- Estímulo música desgostada, 60 segundos;
- Pós-estímulo música desgostada, 30 segundos;
- Estímulo ruído branco, 60 segundos;
- Pós-estímulo ruído branco, 30 segundos;
- Estímulo Sol Baião, 60 segundos;
- Pós-estímulo Sol Baião, 30 segundos;

- Vazio, 60 segundos.

3.2.4 Validação dos dados

Uma importante etapa durante a montagem do banco de dados é a validação do registro, que garante que o sinal coletado se encontra dentro dos parâmetros necessários para ser considerado não ruidoso e dentro dos padrões normais. Para isso cada registro EEG é analisado sob dois métodos de avaliação. O primeiro é à avaliação ótica neurológica, sendo analisado pelo médico neurologista (Dr. Paulo Guimarães Bettero). Nessa análise ele observa o traçado de um ponto de vista clínico, verificando interferências, possíveis patologias e morfologia, podendo aprovar ou reprovar o registro. Um dos critérios de aprovação dos registros consiste em avaliar se os mesmos possuem no máximo três eletrodos ruidosos.

O segundo refere-se à avaliação quantitativa com relação ao ruído, elaborado em (RAMOS, 2017). Essa análise leva em consideração o sinal EEG em duas faixas de frequência: 0-35 Hz (faixa de sinal clássica adotada pela neurologia clínica) e 58-62 Hz (faixa de ruído), sendo que para cada registro EEG foram analisadas apenas 10 épocas de dois segundos, separadas dentro dos registros que foram aprovados pelo médico neurologista, para cada etapa de coleta. Assim, calcula-se o pico da densidade espectral de potência normalizada, para uma época de um determinado eletrodo, na faixa do sinal e na faixa do ruído, por eletrodo. Assim é realizada a seguinte comparação: Se o pico do sinal for maior que duas vezes o pico do ruído atribui-se valor 1, caso contrário atribui-se valor 0. E assim monta-se uma matriz binária com 20 linhas, e após, é calculado a média de valores de cada linha, tendo como resultante um vetor coluna com 20 linhas, cada uma representando um eletrodo específico. Ao fim caso mais de três eletrodos tenham obtido o valor da média calculada maior que 60% o registro é reprovado.

Por fim, para garantir que o exame foi aprovado o mesmo deve ser aprovado em ambos os testes em conjunto, ou seja:

- Mais de três eletrodos reprovados pelo médico e pela avaliação quantitativa: **registro rejeitado.**
- Uns até três eletrodos reprovados pelo médico e pela avaliação quantitativa: **registro aceito, porém informa quais são os eletrodos excluídos.**
- Nenhum eletrodo reprovado pelo médico e pela avaliação quantitativa: **registro aceito.**

3.3 Resultados

A validação quantitativa foi realizada apenas para os registros aprovados na validação visual do neurologista, totalizando 55 coletas observadas. Utilizando o algoritmo de validação elaborado em (RAMOS, 2017), com limiar de 60% obteve-se a aprovação de todos os registros. Desse modo, levando em consideração a análise visual do médico neurologista junto com a validação computacional, dentre as 60 coletas realizadas obteve-se os 55 registros aprovados conforme demonstrado na Tabela 3.I.

Tabela 3.I – Tabela de validação dos registros

Validação dos registros	
Situação	Voluntários
Aprovado	01 02 03 04 05 06 07 08 09 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 49 50 52 53 55 56 57 58 59 60
Reprovado	21 44 48 51 54

Fonte: Autoria própria, 2018.

Dentre os registros reprovados houve motivos variados para a sua exclusão, não sendo necessariamente excluídos pela presença de diversos eletrodos com artefatos, conforme apresentado na Tabela 3.II.

Tabela 3.II - Tabela de descarte de registro

Voluntário	Motivo de exclusão
21	Elevado artefato de sudorese
44	Identificação de ondas referentes a sonolência
48	Artefato cardíaco generalizado
51	Diversos eletrodos apresentaram artefatos frequentes
54	Diversos eletrodos apresentaram artefatos frequentes

Fonte: Autoria própria, 2018.

Por último, dentre todo o banco de dados, realizou-se a análise descritiva das características demográficas dos registros, sendo esses apresentados na Tabela 3.III.

Tabela 3.III - Caracterização da população estudada

Tabela de análise descritiva dos voluntários				
Característica Quantitativas				
	Média	Desvio padrão	Máximo	Mínimo
Idade	22.745	5.406	49	18
Peso	69.935 Kg	15.046 Kg	140 Kg	44 Kg
Altura	1.717 m	0.085 m	1.91 m	1.54 m
Característica Qualitativas				
	Estudante	Outros		
Profissão	54	6		
	Masculino	Feminino		
Sexo	30	30		

Fonte: Autoria própria, 2018.

3.4 Discussão dos resultados

De modo geral nota-se que os registros vêm sendo bem aproveitados, já que apenas 6.66% do total de gravação foram excluídos. Ainda assim esse valor demonstra a grande dificuldade de registrar um sinal de EEG, pois, por mais cuidados que sejam tomados, ainda existe um risco considerável em o exame não atender aos padrões de qualidade requeridos. Através das informações disponíveis na Tabela 3.III é possível caracterizar a população estudada de forma demográfica, onde pode-se notar que a grande maioria dos voluntários tratou-se de estudantes da UFU, cerca de 89,83%, com metade dos voluntários eram do sexo masculino, tendo uma média de peso de $69,935 \pm 15,046$ Kg, com altura média $1,718 \pm 0,085$ m e idade média de $22,746 \pm 5,406$ anos.

3.5 Considerações finais

Ao longo da construção da base de dados houve um longo processo de aprendizagem, tanto de como executar o registro de maneira correta quanto a entender as necessidades que deveriam ser sanadas pela coleta, vale ainda ressaltar que ao longo desse desenvolvimento ficou clara a necessidade de sempre realizar um trabalho em conjunto com o médico neurologista, de modo a alinhar a análise desse profissional com a análise quantitativa realizada. É importante

ressaltar que mesmo após o sinal ter sido coletado, independentemente de qual seja seu uso, clínico ou pesquisa, faz-se necessário que esse sinal possua uma qualidade em seu traçado, devendo possuir o mínimo de artefatos possível, para facilitar quaisquer análises que possam vir a ser realizadas. Contudo, ainda que sejam tomados todos os cuidados possíveis para a coleta de um sinal com alta qualidade, vários imprevistos podem acontecer tornando o sinal não tão bom quanto o desejado, dentre esses pode-se citar artefatos inesperados da rede elétrica, movimentação do voluntário. Durante a elaboração desse banco de dados ainda foram encontradas outras dificuldades para atingir o número desejado de registros, sendo a principal é a disponibilidade do aparelho e da sala disponibilizado pelo HCU, o que ocorre devido ao fato de o aparelho ser de uso do hospital, sendo disponibilizada somente após o horário comercial, comumente após as 18h. Outra dificuldade foi a de encontrar voluntários que estivessem dentro das características necessárias para o estudo, já que para isso eram necessários voluntários que não possuíssem histórico de patologias prévias, para solucionar esse problema a maioria da população tratou-se de alunos da UFU.

Capítulo 4

DESENVOLVIMENTO DE MÉTODOS PARA ESTIMAÇÃO DO SINAL PURO

O desenvolvimento consistiu em através dos estudos de (BEROUTI, 1978; BOLL, 1979; PLAPOUS, 2006), elaborar algoritmos para MATLAB para estimar o sinal puro do eletroencefalograma. Para isso os algoritmos foram inicialmente expostos a um sinal de seno contaminado com um ruído conhecido e após submetidos a análises no tempo e na frequência. Após testado os algoritmos foram aplicados em sinais de EEG reais.

4.1 Introdução

Ao utilizar o aparelho de EEG, um fato a ser ressaltado, e a quantidade da contaminação do sinal obtido por sinais indesejados. Estes, comumente chamados de artefatos ou ruídos, podem ter principalmente duas origens, sendo essas as fisiológicas, provenientes do próprio paciente analisado, e não fisiológicas, originadas de fontes externas ao corpo do paciente (SCHOMER, 2011). Na UTI, os artefatos que podem ser encontrados pode vir dos equipamentos de suporte a vida, como por exemplo respiradores, monitores, ventiladores mecânicos, além de o grande fluxo de pessoas circulando no ambiente, entre médicos, enfermeiros e visitantes, que também podem gerar ruídos significativos (PEREIRA, 2003; WHITE, 2010). Mesmo sabendo dessas possíveis causas e tomando todos os cuidados necessários, pode ocorrer de sinais desejados coincidirem e se misturarem a artefatos, tornando difícil a avaliação do resultado do exame (WHITE, 2010; YOUNG, 2002).

Desse modo, tomando como base a suposição adotada por (HARTMANN, 2014), de que o sinal coletado é a soma do sinal puro mais o ruído, o objetivo deste trabalho é investigar se métodos aplicados na remoção de ruídos em sinais de áudio são eficazes no sinal de um EEG. Tendo essa ideia como base, esse capítulo trará o desenvolvimento matemático e computacional dos métodos que serão testados para a atenuação do ruído coletado juntamente com o sinal de

EEG, utilizando como base os trabalhos desenvolvidos por (BEROUTI, 1978; BOLL, 1979; PLAPOUS, 2006).

4.2 Subtração Espectral de Boll

Em 1979 Boll desenvolveu um método conhecido como Subtração Espectral de Magnitude (SE), neste método (BOLL, 1979) utiliza da magnitude do sinal espectral contaminado juntamente com a magnitude da estimativa do ruído para estimar o sinal puro. Para isso, assume-se que o sinal contaminado é definido em (4.1).

$$s(t) = x(t) + n(t) \quad (4.1)$$

Onde $s(t)$ refere-se ao sinal contaminado, $x(t)$ ao sinal puro e $n(t)$ ao sinal do ruído. Aplicando a Transformada Discreta de Fourier (DFT) a (4.1) temos que:

$$S(f) = X(f) + N(f) \quad (4.2)$$

Através de (4.2) percebe-se que caso seja conhecido o sinal contaminado e o sinal de ruído pode-se facilmente encontrar o sinal puro. Contudo, em diversos casos, como o caso do EEG, o sinal do ruído não é conhecido. Assim, assumindo um sinal de ruído estimado sendo $\mu(f)$ é possível encontrar um sinal estimado do sinal puro $\hat{X}(f)$ e em seguida aplicar a Transformada Discreta de Fourier Inversa (IDFT) para obter $\hat{x}(t)$.

Com esse objetivo assume-se que sendo $|S(f)|$, $|\hat{X}(f)|$ e $|\mu(f)|$ a magnitude do sinal contaminado, sinal puro estimado e ruído estimado, respectivamente, é obtida em (4.3).

$$|\hat{X}(f)| = |S(f)| - |\mu(f)| \quad (4.3)$$

Afim de obter o sinal puro estimado $\hat{x}(t)$ no domínio do tempo faz-se necessário a fase do sinal contaminado θ combinada a magnitude do sinal puro estimado no domínio da frequência, para em seguida aplicar a IDFT. Contudo (BOLL, 1979) desenvolveu algumas

modificações de modo a reduzir o erro espectral. A primeira delas consiste em substituir o valor de $|S(f)|$ pelo seu valor médio $\overline{|S(f)|}$ obtendo assim (4.4).

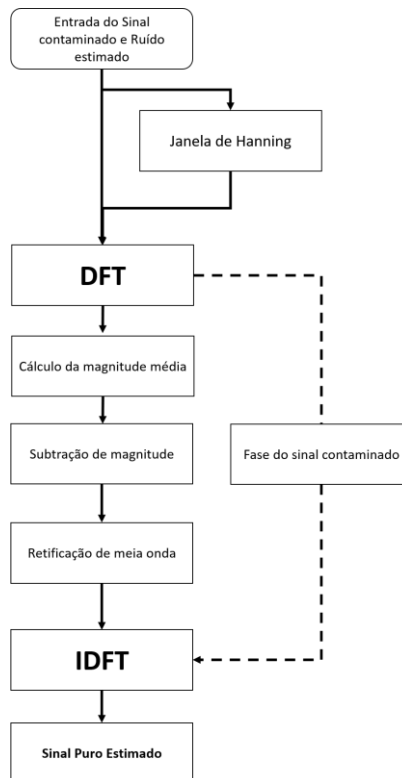
$$|\hat{X}(f)| = \overline{|S(f)|} - |\mu(f)| \quad (4.4)$$

Além disso Boll aplica a técnica de retificação de meia onda, pois, devido a natureza aleatória do ruído, é possível que ocorram situações onde a magnitude do espectro do ruído seja maior que a magnitude do espectro do sinal contaminado, gerando assim um valor abaixo de zero. A fim de evitar que tal efeito aconteça os valores da subtração demonstrada em (4.3) que sejam menores alcancem valores negativos devem ser zerados, como demonstrado em (4.5).

$$|\hat{X}(f)| = \begin{cases} |\hat{X}(f)|, & \text{se } |\hat{X}(f)| > 0 \\ 0, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4.5)$$

Assim, utilizando as técnicas supramencionadas é possível descrever o algoritmo através de um fluxograma, apresentado na Figura 4.1.

Figura 4.1 - Fluxograma subtração espectral de magnitude



Fonte: Autoria própria, 2018.

4.3 Subtração Espectral de Potência de Berouti

O método proposto por (BEROUTI, 1978) é muito similar ao proposto por Boll, contudo esse consiste em uma Subtração Espectral de Potência (SEP). Neste a forma da subtração apresentada em (4.4) é substituída em (4.6) onde os valores de magnitude são substituídos pelos valores de potência dos sinais.

$$|\hat{X}(f)|^2 = |\overline{S(f)}|^2 - |\mu(f)|^2 \quad (4.6)$$

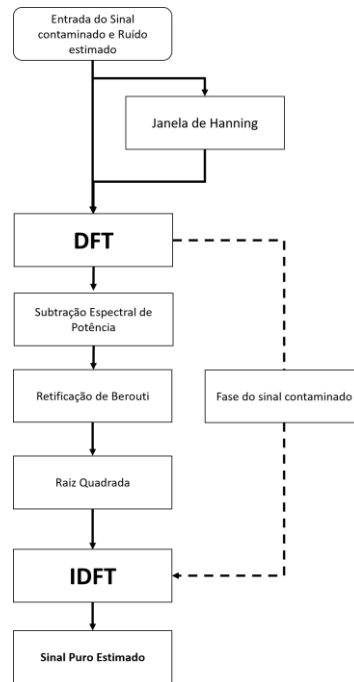
A fim de obter uma redução variável do ruído (BEROUTI, 1978) realizou uma modificação em (4.6) inserindo um fator de subtração (α), conforme apresentado em (4.7).

$$|\hat{X}(f)|^2 = |\overline{S(f)}|^2 - \alpha |\mu(f)|^2 \quad (4.7)$$

Outra mudança realizada por (BEROUTI, 1978) está no processo de retificação, como apresentado em (4.8), nele foi adicionado um limite espectral, com a intensão de não perder espectros de baixa amplitude. Onde β é o limite espectral, se acordo com Berouti, este valor é encontrado através da relação sinal/ruído (SNR), podendo variar de 0.02 a 0.06. Aqui o valor foi estabelecido sendo 0.02.

$$|\hat{X}(f)| = \begin{cases} |\hat{X}(f)|, & \text{se } |\hat{X}(f)| > |\beta(f)| \\ |\beta(f)|, & \text{caso contrário} \end{cases} \quad (4.8)$$

Na Figura 4.2 podemos verificar o fluxograma do algoritmo responsável pela lógica aplicada a SEP.

Figura 4.2 - Fluxograma subtração espectral de potência

Fonte: Autoria própria, 2018.

4.4 Filtragem de Wiener

A base da filtragem de Wiener vem da minimização do erro quadrático médio e parte de prerrogativa que já se possui o espectro do sinal puro e do ruído, (EPHRAIM, 1984). Com base no que foi assumido em (4.3) podemos estimar o sinal puro, contudo a filtragem determina que essa estimação pode ser feita como demonstrado em (4.9).

$$\hat{X} = G \times S \quad (4.9)$$

Onde a função G representa o filtro utilizado na redução do ruído. Sendo o filtro de Wiener G é definido como apresentado em (4.10), onde X é o sinal puro e N o sinal do ruído, (ABREU, 2017).

$$G = \frac{X(f)}{X(f) + N(f)} \quad (4.10)$$

Em (PLAPOUS, 2006), é demonstrado a possibilidade de aplicar o conceito de SNR_{post} (do inglês, *Signal to Noise Ratio a Posteriori*) e o de SNR_{prio} (do inglês, *Signal to Noise Ratio a Priori*), Demonstrados em (4.11), (4.12), onde \hat{X} é a estimativa do sinal puro, S é o sinal contaminado e μ a estimativa do sinal ruído. O método demonstra grande vantagem, pois com isso não se faz necessário a estimativa do sinal puro, pois com o uso de (4.13) pode-se obter SNR_{prio} estimada.

$$SNR_{post} = \frac{S(f)}{\mu(f)} \quad (4.11)$$

$$SNR_{prio} = \frac{\hat{X}(f)}{\mu(f)} \quad (4.12)$$

$$\widehat{SNR}_{prio} = SNR_{post} - 1 \quad (4.13)$$

Com base nessas equações, Plapous demonstra dois métodos de estimação do sinal puro, onde cada método utiliza uma das equações para calcular G .

4.4.1 Técnica TSNR (*Two-Steps Noise Reduction*)

Está técnica consiste no cálculo de G_{TSNR} utilizando SNR_{prio} , conforme demonstrado em (4.14). Após obtido é possível substituí-lo em (4.10) obtendo assim $\hat{X}(f)$, após aplicada a IDFT é encontrada a $\hat{x}(t)$.

$$G_{TSNR} = \frac{SNR_{prio}^{TSNR}}{1 + SNR_{prio}^{TSNR}} \quad (4.14)$$

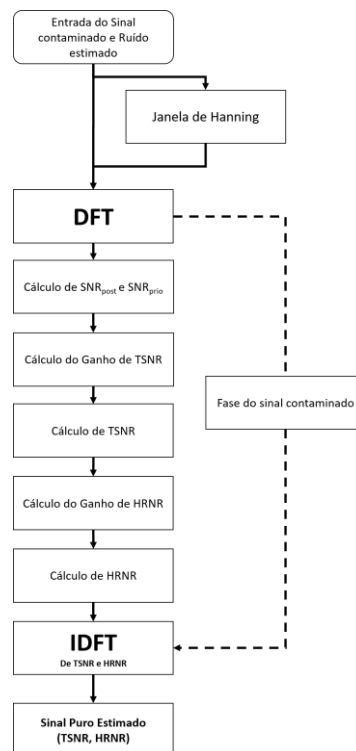
4.4.2 Técnica HRNR (*Harmonic Regeneration Noise Reduction*)

Consiste no cálculo de G_{HRNR} utilizando SNR_{prio} e os cálculos realizados na Técnica TSNR, o cálculo final é demonstrado em (4.15). Após obtido é possível substituí-lo em (4.9) obtendo assim $\hat{X}(f)$, após aplicada a IDFT é encontrada a $\hat{x}(t)$.

$$G_{HRNR} = \frac{SNR_{prio}^{HRNR}}{1 + SNR_{prio}^{HRNR}} \quad (4.15)$$

Em (PLAPOUS, 2006) é possível encontrar a definição matemática passo a passo até obter os resultados apresentados em (4.14), (4.15). Com as definições obtidas é possível elaborar um fluxograma para um algoritmo afim de realizar a estimação do sinal puro, apresentado na Figura 4.3.

Figura 4.3 - Fluxograma filtragem de Wiener



Fonte: Autoria própria, 2018.

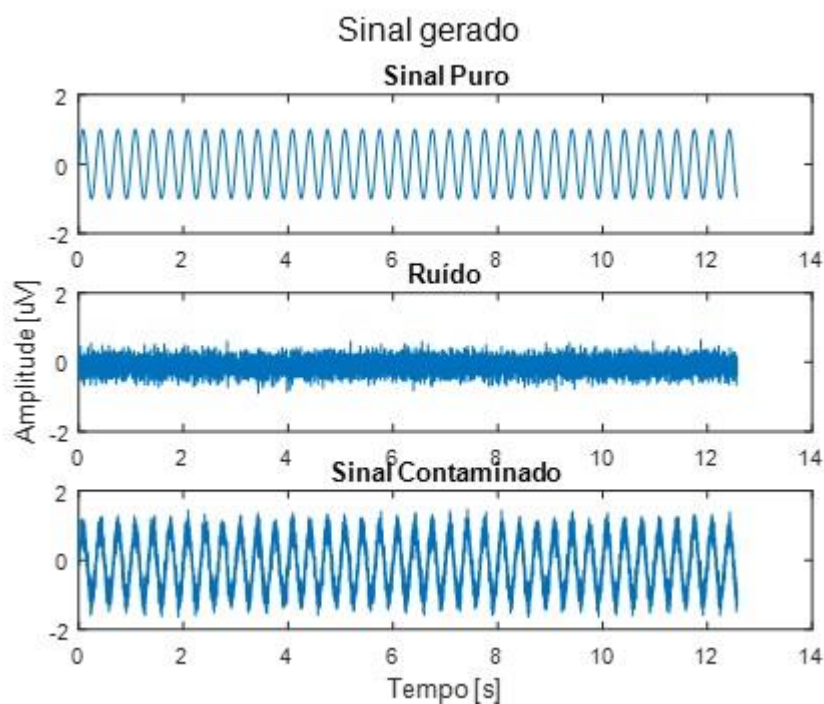
4.5 Validação da técnica

4.5.1 Validação com sinais artificiais

A fim de verificar o funcionamento dos algoritmos elaborados, os mesmos foram apresentados a um sinal seno com frequência fundamental de 3 Hz, contaminado com um ruído aleatório conhecido. O sinal foi elaborado na plataforma MATLAB 2016b utilizando as funções

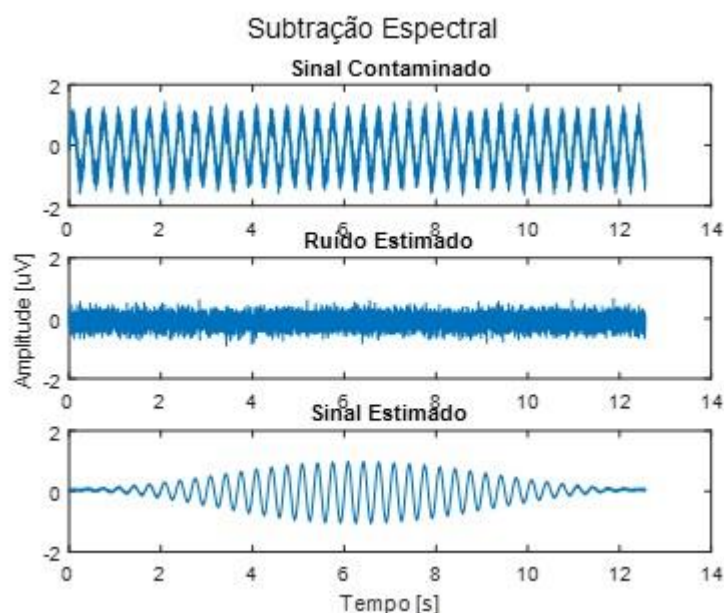
presentes no mesmo. A Figura 4.4 apresenta os sinais puro, ruído e contaminado respectivamente.

Figura 4.4 - Sinal artificial

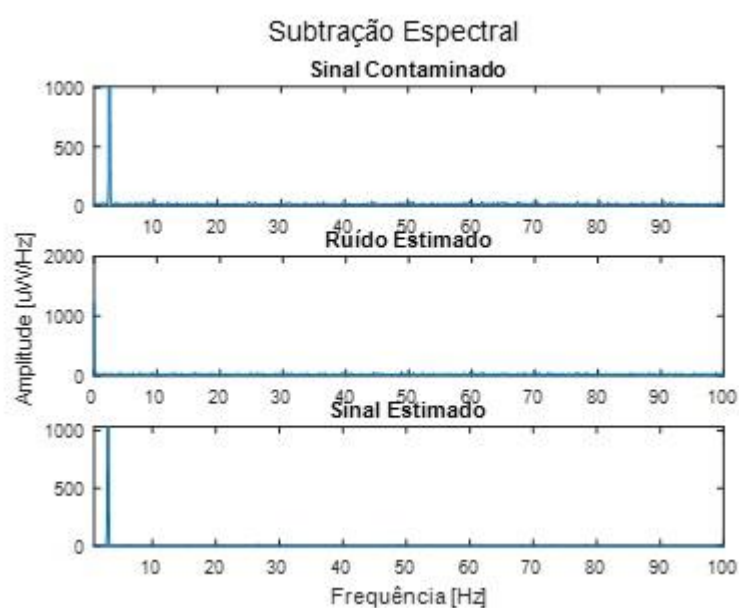


Fonte: Autoria própria, 2018.

O primeiro algoritmo a passar pelo teste foi o SE, cujos resultados são apresentados na Figura 4.5 e Figura 4.6. Na Figura 4.5 visualiza-se os resultados no domínio do tempo pode-se perceber que há uma distorção do sinal puro estimado, contudo houve uma clara redução do ruído. Quando observa-se no domínio da frequência, Figura 4.6, fica mais claro a redução do ruído.

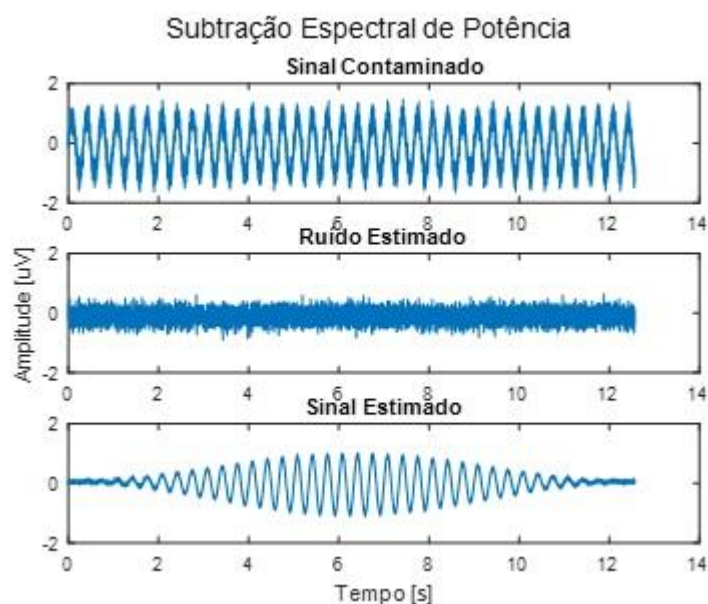
Figura 4.5 - Teste com SE domínio do tempo

Fonte: Autoria própria, 2018.

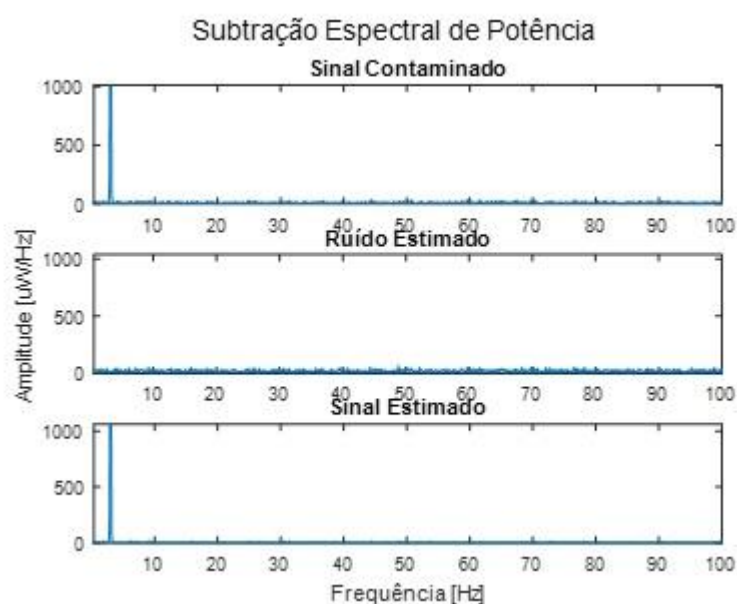
Figura 4.6 - Teste com SE domínio da frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

Após obtidos os resultados do algoritmo SE, foram realizados os testes para o SEP, apresentados nas Figura 4.7 e Figura 4.8. Nelas pode-se observar um resultado muito similar ao obtido pelo algoritmo anterior, tanto para o domínio do tempo, Figura 4.7, quanto para o domínio da frequência, Figura 4.8.

Figura 4.7 - Teste com SEP domínio do tempo

Fonte: Autoria própria, 2018.

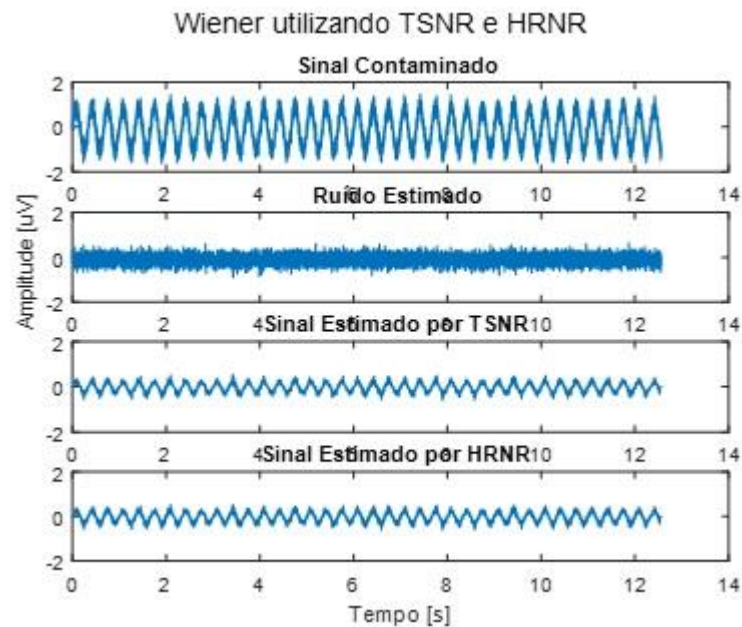
Figura 4.8 - Teste com SEP domínio da frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

Por último, ocorreu o teste do algoritmo da filtragem de Wiener (TSNR & HRNR), apresentados nas Figura 4.9 e Figura 4.10. No domínio do tempo, Figura 4.9, nota-se que há grande diminuição da amplitude do sinal e não há a deformação do sinal, contudo o ruído aparenta não ter sido completamente removido. Quando analisado o domínio da frequência,

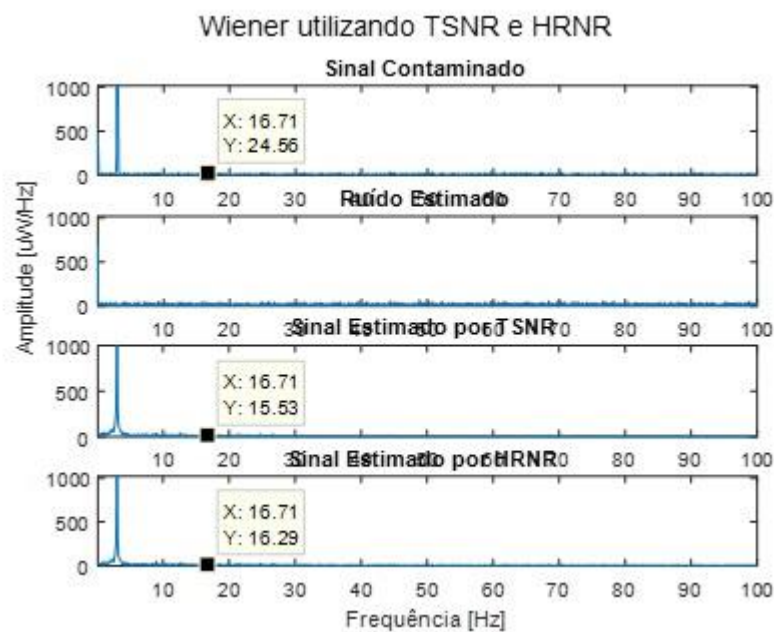
Figura 4.10, fica difícil avaliar se o ruído foi realmente atenuado sem o auxílio de alguma ferramenta, contudo, como pode-se avaliar pela figura, houve uma redução.

Figura 4.9 - Teste com Wiener domínio do tempo



Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 4.10 - Teste com Wiener domínio da frequência



Fonte: Autoria própria, 2018.

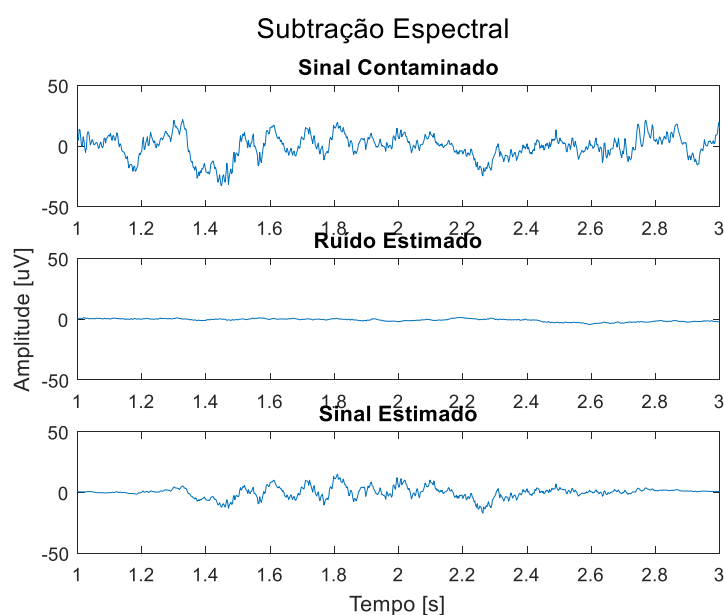
Com a realização dos testes é possível constatar que apesar da distorção no domínio do tempo todos os métodos conseguem realizar a atenuação do ruído em todo o sinal, considerando isso é possível utilizar os códigos em coletas de EEG reais.

4.5.2 Validação com sinais de EEG

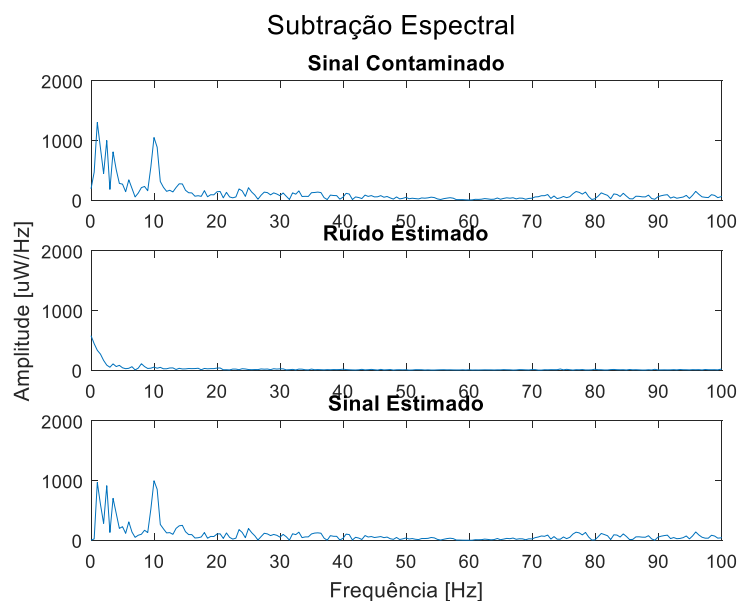
Antes de iniciar os testes com os métodos de atenuação, é necessária a coleta de um sinal de EEG. Para isso, foi utilizado um dos dados obtidos na criação do banco de dados do EEG sob estimulação musical. De posse desses dados foi escolhido um único tipo de sinal para os testes com os algoritmos, sendo esse o pré-estímulo. Contudo, para o funcionamento das técnicas é necessário um sinal de estimação do ruído, para isso foi utilizado a coleta a vazio, onde foram escolhidas dez épocas de dois segundos e realizada uma média de todas, obtendo assim a estimação

De posse dos dados, o primeiro algoritmo escolhido para ser validado foi o SE, onde obteve-se resultados para o domínio do tempo, Figura 4.11, domínio da frequência, Figura 4.12, por último também foi realizado uma análise de tempo-frequência, Figura 4.13, sendo em todos os casos amostrados os resultados para o eletrodo FP1.

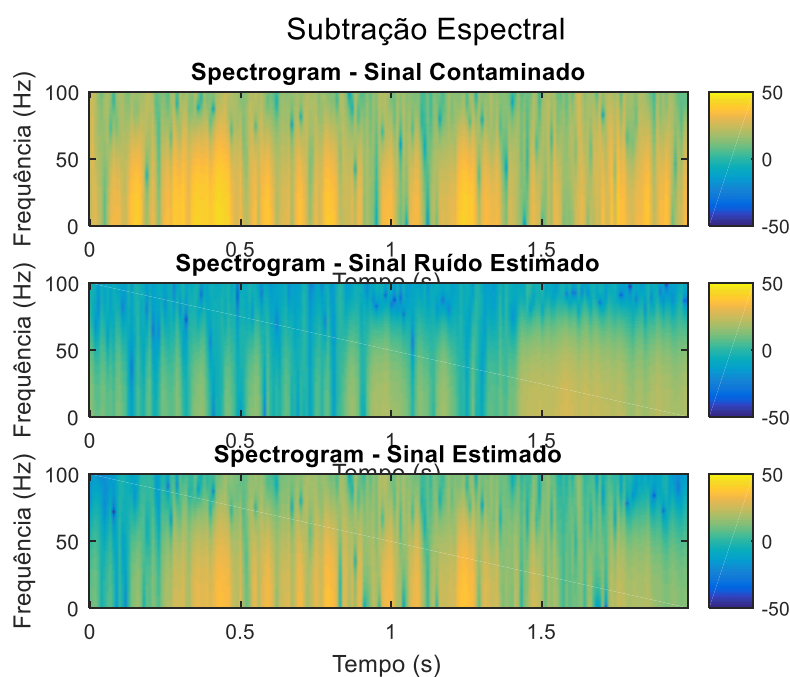
Figura 4.11 - Resultado SE para sinal de EEG no domínio do tempo



Fonte: Autoria própria, 2018.

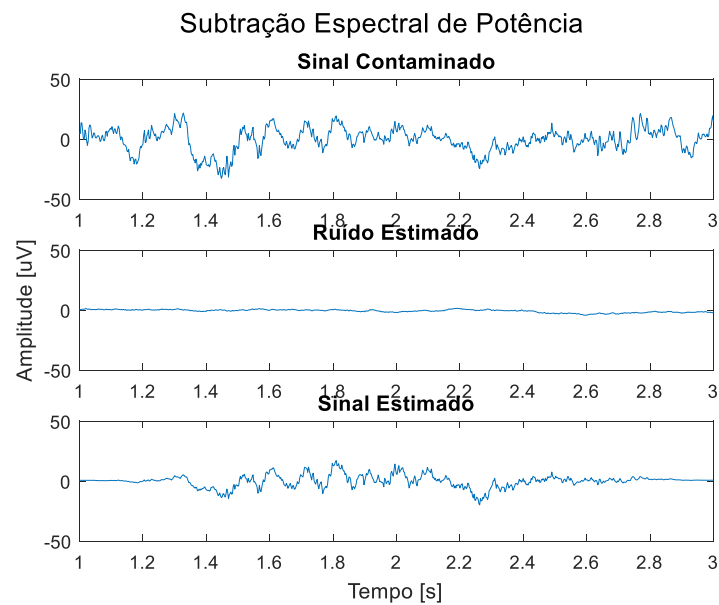
Figura 4.12 - Resultado SE para sinal de EEG no domínio da frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

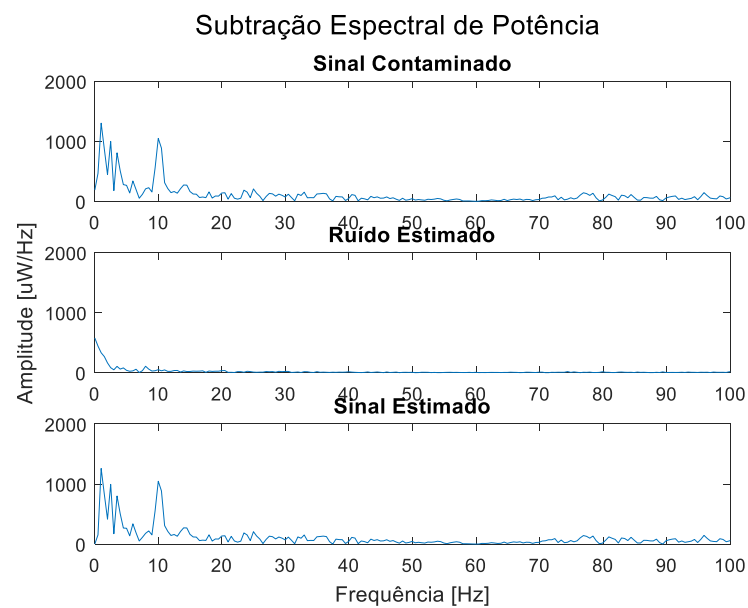
Figura 4.13 - Resultado SE para sinal de EEG resposta em tempo-frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

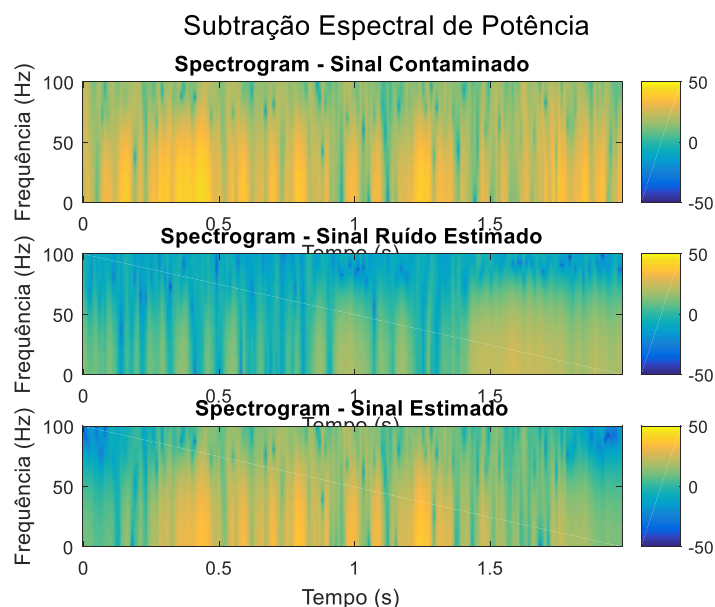
O segundo algoritmo testado foi SEP, onde foram obtidos resultados para o eletrodo FP1 no domínio do tempo, frequência e tempo-frequência, Figura 4.14, Figura 4.15 e Figura 4.16 respectivamente.

Figura 4.14 - Resultado SEP para sinal de EEG no domínio do tempo

Fonte: Autoria própria, 2018.

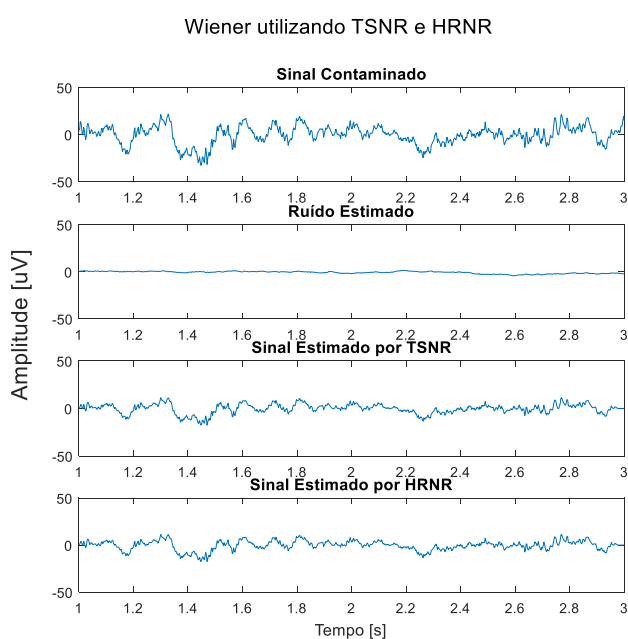
Figura 4.15 - Resultado SEP para sinal de EEG no domínio da frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

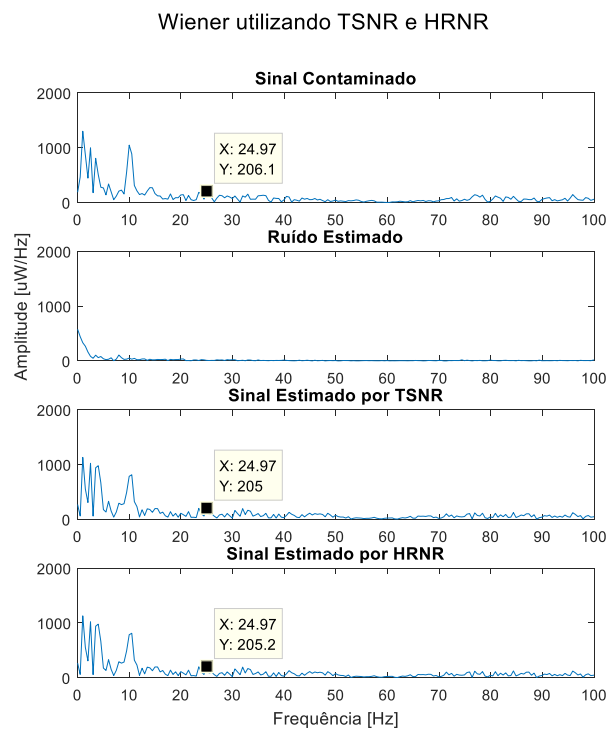
Figura 4.16 - Resultado SEP para sinal de EEG resposta em tempo-frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

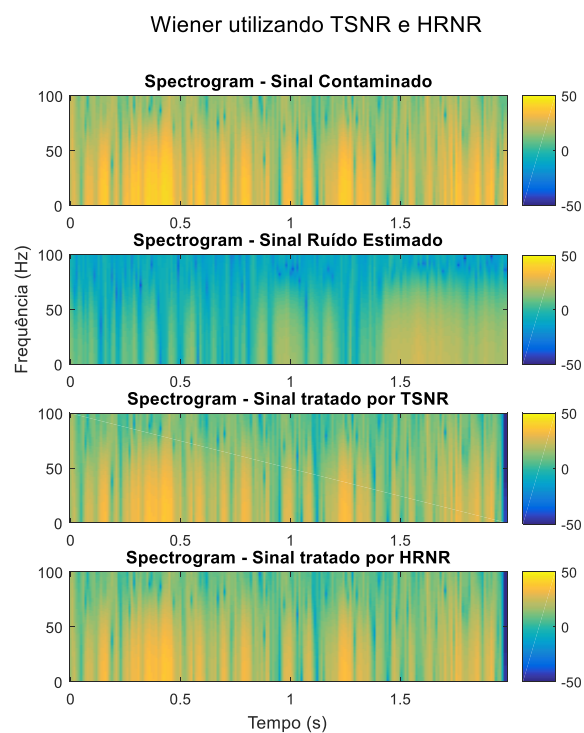
O último algoritmo verificado é o da filtragem de Wiener, utilizando as técnicas TSNR e HRNR. Assim como nos algoritmos anteriores as Figura 4.17, Figura 4.18 e Figura 4.19, referem-se aos domínios do tempo, frequência e tempo-frequência para o eletrodo FP1 respectivamente.

Figura 4.17 - Resultado Wiener para sinal de EEG no domínio do tempo

Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 4.18 - Resultado Wiener para sinal de EEG no domínio da frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 4.19 - Resultado Wiener para sinal de EEG resposta em tempo-frequência

Fonte: Autoria própria, 2018.

4.6 Discussão dos resultados

Como pode-se observar pelas figuras que demonstram os resultados no domínio do tempo, Figura 4.11, Figura 4.14 e Figura 4.17, tem-se uma distorção do sinal estimado em relação ao sinal contaminado. Nas Figura 4.11 e Figura 4.14 tem-se claramente uma distorção nas extremidades do sinal enquanto na Figura 4.17 tem-se uma redução da amplitude. Com base nesses resultados pode-se concluir que os algoritmos não são recomendados caso o desejo seja realizar uma análise no domínio do tempo, devido à perda de informação do sinal.

Contudo, quando analisados no domínio da frequência, Figura 4.12, Figura 4.15 e Figura 4.18 fica claro que há uma redução do ruído do sinal, o que aparentemente deixa a análise na frequência mais pura. Logo, baseando nesse resultado, conclui-se que, para uma análise na frequência, os algoritmos podem ser de grande ajuda trazendo um sinal mais puro para a análise.

Quando avalia-se os resultados pelo tempo-frequência, Figura 4.13, Figura 4.16, Figura 4.19, observa-se uma mistura dos resultados anteriores, onde principalmente nas Figura 4.13 e Figura 4.16 pode-se perceber uma perda do sinal nas extremidades. Contudo a Figura 4.19 não apresenta a deformação de redução da amplitude, o que torna essa análise muito boa para a verificação do comportamento da frequência ao longo do tempo.

4.7 Considerações finais

Com base nas análises dos algoritmos montados, pode-se notar que os mesmos não apresentaram um bom resultado para o domínio do tempo, já que todos de alguma forma deformam o sinal, contudo quando retratados no domínio da frequência todos os resultados foram satisfatórios, não só reduzindo o ruído como mantendo as características do sinal. Com base nisso, pode-se concluir que no caso de quantificações do sinal de EEG no domínio da frequência, como é o caso da Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP) e da Frequência Média (FM), desenvolvidos em (RAMOS, 2017), o uso de algum dos algoritmos antes desses torna-se recomendado, já que com eles o sinal tornar-se-á um sinal livre do ruído.

Dentre os algoritmos apresentados o SE e SEP, a similaridade é grande, no entanto aparentemente o sinal de SE no domínio do tempo apresentou uma maior atenuação do ruído, apesar de não ser recomendada a sua análise no tempo, sendo assim mais recomendado para

uso entre os dois. Porém, ainda há o algoritmo das filtrações de Wiener, que obteve uma menor distorção do sinal no domínio do tempo e um resultado similar aos das técnicas anteriores no domínio da frequência, logo, com base nesses resultados, o recomendado é o uso deste algoritmo para a atenuação do ruído no sinal de EEG.

Capítulo 5

METODOLOGIA: QUANTIFICADORES PARA A ANÁLISE DO EEG

Nesse capítulo estão apresentados conceitos fundamentais para analisar um sinal EEG através da aplicação de métodos matemáticas e estatísticos ao processamento dos dados, gerando assim informações numéricas possibilitando e facilitando a interpretação desse tipo de sinal.

5.1 Introdução

Sabe-se que o EEG, além de poder fornecer informações sobre as ações funcionais entre áreas cerebrais, pode também indicar locais de maior ativação acompanhando as mudanças na atividade cerebral (FLORES-GUTIÉRREZ, 2007). Devido a isso, tornar-se um método adequado para seguir as mudanças induzidas durante longos períodos de estimulação sonora, além de suprir a atividade cerebral temporal média induzida pelo fluxo de tons quando uma época de vários segundos é analisada (PATEL, 2000). Dessa forma, diversos meios de processamento podem ser utilizados para a análise das diferentes formas de estimulações, Músicas Auto Seleccionadas, Ruídos Sonoros e Tons Puros, aplicadas, dentre elas, existe o cálculo da Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Frequência Mediana (FM), Coerência, Autocorrelação, Plano de Valencia 2D, Análise Topográfica e testes estatísticos.

5.2 Cálculo do PCP, FM e Coerência

Diversos quantificadores são utilizados no estudo de sinais elétricos cerebrais, dentre eles existe um destaque para o uso da Transformada de Fourier (TF) e a Densidade Espectral de Potência (PSD). Estas ganham bastante importância principalmente para a análise no

domínio espectral do sinal, possuindo diversas variações de quantificadores baseadas nas mesmas, como é o caso do PCP, FM e Coerência.

5.2.1 PCP

O cálculo do PCP, desenvolvido em (RAMOS, 2017) é baseado principalmente no cálculo da PSD, conforme (5.1), após encontrados o sinal resultante é realizada a integração da curva, com o objetivo de encontrar um valor de Potência Total (P_T) dentro das frequências de 0 à 100 Hz. Em seguida realiza-se um processo análogo, contudo, desta vez realizando a integração dentro das bandas específicas de cada um dos ritmos cerebrais, Delta (0,5 – 3,5 Hz), Teta (3,5 – 7,5 Hz), Alfa (7,5 – 12,5 Hz), Beta (12,5 – 30 Hz), Gama (30 – 80 Hz), Supergama (80 – 100 Hz), obtendo a Potência por Banda (P_B).

$$|S_x(f)| = \int R_x e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (5.1)$$

Onde:

$|S_x(f)|$ = Resultado do PSD (W/Hz).

R_x = Autocorrelação do sinal.

f = Frequência (Hz).

De posse do resultado de P_T e da P_B , é realizado o cálculo do PCP de cada ritmo, conforme (5.2), onde o valor de P_B de cada banda é dividido pela potência total, e multiplicado por 100, gerando assim o PCP_{ritmo} .

$$PCP_{ritmo} = \frac{P_B}{P_T} \times 100 \quad (5.2)$$

Onde:

f = Frequência (Hz).

$|S_x(f)|$ = Resultado do PSD (W/Hz).

P_T = Potência Total (W).

PCP_{ritmo} = PCP de cada ritmo (%).

O algoritmo desse quantificador apresenta como saída sete matrizes, cada uma referente a uma banda de frequência associada compostas por 20 linhas, cada uma referente à um eletrodo e N colunas referentes à diferentes épocas (trecho e segmento).

5.2.2 FM

Outro quantificador, também desenvolvido em (RAMOS, 2017), baseia-se na TF, sendo esse a Frequência Mediana (5.3). Esta pode ser definida como o valor de frequência em que 50% da potência calculada estão nas frequências mais baixas e 50% da potência estão nas frequências mais altas.

$$F_M i = \frac{\sum_{n=1}^m |S_{xi}(f)|_{banda} \times f_{banda}}{P_i} \quad (5.3)$$

Onde:

f = Frequência (Hz).

f_{banda} = Frequência para determinada banda de frequência (Hz).

$S_{xi}(f)$ = Resultado do PSD para determinada banda de frequência (W/Hz).

F_M = Frequência Mediana (Hz).

P_i = Potência espectral obtida no segmento (W).

i = Segmento considerado.

De forma similar ao que acontece com o PCP, o resultado obtido pelo algoritmo apresenta como saída sete matrizes, seguindo a mesma lógica já mencionada na secção 5.1.1.1.

5.2.3 Coerência

A coerência é feita sob uma ótica diferente dos quantificadores anteriores, onde nesta é refletido o grau de semelhança da fase entre dois sinais (BUZSÁKI, 2006), sendo calculada pela magnitude quadrada da densidade espectral cruzada entre os dois sinais e suas respectivas densidades espectrais (5.4), como demonstrado em (SORNMO, 2005). Dessa forma, são obtidos valores que variam entre 0 e 1, tendo valores próximos a 0 indicando baixa correlação e próximos a 1 indicando alta correlação.

$$|\Gamma_{xy}(e^{jw})|_i^2 = \frac{|S_{xy}(e^{jw})|^2}{S_x(e^{jw})S_y(e^{jw})} \quad (5.4)$$

Onde:

S_{xy} = PSD cruzada (W/Hz);

S_x = PSD do primeiro sinal (W/Hz);

S_y = PSD do segundo sinal (W/Hz);

i = Segmento considerado.

Conforme demonstrado por (RAMOS, 2017), esse quantificador pode ser usado em sinais provenientes do EEG, utilizando os pares simétricos de eletrodos FP1-FP2, F7-F8, F3-F4, T3-T4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2. Resultando assim em sete matrizes com 8 linhas, correspondentes aos pares de eletrodos, e N colunas, referentes as épocas.

5.3 Autocorrelação e Plano de Valência 2D

5.3.1 Autocorrelação

Ao comparar o grau de similaridade entre dois sinais distintos é possível utilizar o cálculo de correlação cruzada, porém, existe um método similar para quando se trata da comparação de um sinal com ele mesmo, a essa dá-se o nome de Autocorrelação, conforme demonstrado em (5.5). Esse cálculo é responsável por medir o grau de similaridade desse sinal ao longo do tempo, verificando assim, características aleatórias do sinal.

$$R_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} g(t)g(t + \tau)dt \quad (5.5)$$

Onde:

T = Período (s).

τ = Valor de deslocamento do sinal no tempo.

$g(t)$ = Sinal analisado

$g(t + \tau)$ = Sinal deslocado.

5.3.2 Plano de Valência 2D

O modelo bipolar de emoção, também chamado de plano excitação-valência das emoções de Thayer, cria um modelo bidimensional (Plano de Valência 2D), relaciona excitação e valência, a fim de descrever as emoções causadas pelos estímulos musicais (SOURINA, 2012). A excitação se refere à propriedade emocional, variando de não excitada a excitada, ao passo que a valência denota a satisfação que varia de não agradável a agradável (ZHANG, 2008).

O cálculo da excitação baseia-se na aplicação de (5.6) (MORAIS, 2016), sendo realizada através da divisão dos valores de PCP encontrados para beta, pelo valor de alfa, relativos aos eletrodos situados na porção pré-frontal do córtex, F3 e F4.

$$Excitação = \frac{PCP\beta(F3) + PCP\beta(F4)}{PCP\alpha(F3) + PCP\alpha(F4)} \quad (5.6)$$

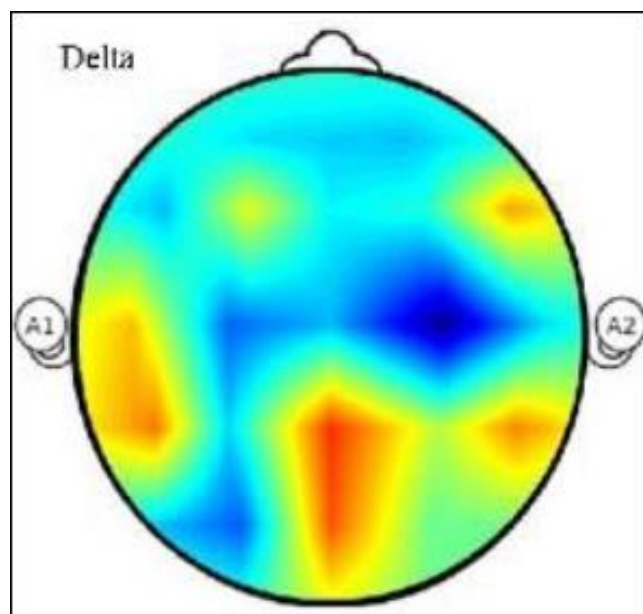
Enquanto que para o cálculo dos valores de valência, utiliza-se a diferença de PCP da frequência alfa entre eletrodos F3 e F4, conforme (5.7), disponibilizada por (MORAIS, 2016).

$$Valência = PCP\alpha(F4) - PCP\alpha(F3) \quad (5.7)$$

5.4 Análise topográfica

A visualização dos resultados provenientes de uma coleta de sinal encefálico com o EEG é bem complicada, visto que é obtido um traçado por eletrodo, tornando muito difícil extrair, claramente, informações sob a forma textual. Assim é necessário um complemento, sob a forma de desenho, para compreender melhor alguns fenômenos. Contudo, projetar as visualizações da informação é complexo.

Para esse objetivo elaborou-se um algoritmo de mapeamento da topografia cerebral, baseado no cálculo de PCP, em ambiente Matlab, tratando-se de um software interativo de alto desempenho voltado para o cálculo numérico, processamento de sinais e construção de gráficos, Figura 5.1, sendo bastante utilizado devido a sua facilidade para manipular matrizes e vetores.

Figura 5.1 - Topografia gerada pelo algoritmo de plotagem

Fonte: Autoria própria, 2018.

5.5 Testes Estatísticos

A análise estatística de um conjunto de dados consiste em uma medida numérica que descreve alguma característica (TRIOLA, 2005). Através dos métodos estatísticos é possível caracterizar uma determinada população bem como testar se hipóteses sobre essas características são aceitas (REIS, 1999). A primeira etapa de uma análise estatística consiste na aplicação da estatística descritiva, que organiza os dados através de números e tabelas a fim de resumir e organizá-los, tendo como medidas mais utilizadas: Tamanho da amostra (N), Valor Máximo (Máx), Valor mínimo (Min), Mediana (Md), Valores de quartis (Qx), Média aritmética (μ), Desvio padrão (DP), Erro padrão (EP), Variância (Var), Coeficiente de variação (CV), outros (AYRES, 2007).

Após a realização da análise descritiva, é importante validar a diferença ou igualdade obtida entre os sinais. Para isso, utiliza-se testes de hipóteses, definidos como regras de decisões para aceitar ou rejeitar determinada hipótese. Existem vários testes que podem ser utilizados, a depender das características populacionais da amostra, como o teste de Friedman, o Teste T, o Teste F, o teste de Wilcoxon Mann Whitney entre outros.

5.6 Considerações finais

São inúmeros os tipos de análise que podem ser realizados com o EEG, o mais comum é realizar essas análises no domínio da frequência. Métodos de análise de potência podem ser realizados de várias formas, desde avaliar a potência absoluta como a potência relativa, como o caso do PCP, método desenvolvido durante os trabalhos de (RAMOS, 2017). Esse método demonstrou-se tão eficaz que outros métodos foram desenvolvidos baseando-se nele, como a análise topográfica, o plano bidimensional e as análises estatísticas. Este último pode ser utilizado em conjunto com vários outros métodos do EEGq, como o FM, a coerência e a autocorrelação. Vale lembrar ainda que durante os cálculos realizados para o dimensionamento do espectro de potência é utilizada a autocorrelação. Logo com essas observações é possível visualizar a correlação de todos os quantificadores, mostrando que o uso dessas em conjunto pode trazer informações complementares tornando a análise do EEGq mais precisa. Nos capítulos posteriores esses quantificadores serão utilizados com o objetivo de analisar diferentes tipos de sinais.

Capítulo 6

RESULTADOS DA ANÁLISE COM REGISTROS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL

Esse capítulo será dividido em quatro partes distintas, em que serão demonstrados os resultados referentes ao processamento de diferentes tipos de sinais EEG. A primeira será relacionada ao processamento dos registros EEG com estimulação de músicas auto selecionadas advindos da base de dados mencionada no Capítulo 3. A segunda será referente ao processamento de sinais EEG com estimulação de ruídos sonoros da base de dados. Na terceira o processamento realizado será um estudo de caso da aplicação de estímulos de tons puros registrados pelo sinal de EEG. Por fim, serão contempladas as análises estatísticas de comparação entre os resultados obtidos a partir das Seções I, II e III.

6.1 Introdução

O processamento do cérebro para estímulos musicais necessita de uma decodificação da música no córtex auditivo primário de Heschl e no córtex de associativo no giro temporal superior, além de também precisar reconhecer a emoção relacionada a música, etapa realizada no córtex orbitofrontal e os sistemas límbicos (MAGUIRE, 2012). O processamento através do EEGq tenta trazer informações sobre esse processo que ocorre dentro do encéfalo. Para o primeiro tipo foi utilizado um estudo de caso com diversos tipos de estimulação com tons puros. Após, utilizou-se os dados obtidos pelo banco de dados descrito no Capítulo 3 - realizando dessa forma diversos processamentos com dois dos diferentes tipos de estímulo utilizados (músicas auto selecionadas e ruídos sonoros).

6.2 Análise do sinal cerebral sob estimulação de tons puros

Sabe-se que o EEG, indica onde há uma maior ativação acompanhando as mudanças na atividade cerebral, durante um período mais longo de música ouvida (FLORES-GUTIÉRREZ, 2007). Dessa forma, é possível fazer um mapeamento topográfico do escalpo, que possibilita uma melhor visão das áreas com contribuição de potência mais elevadas. Assim, é possível observar a contribuição da potência de cada banda de frequência, que se tratam de faixas do sinal no domínio espectral, comumente divididas em Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Gama Alta (SCHOMER, 2011), para os diferentes estímulos musicais especificados, durante tempos determinados (MUSZKAT, 2000). Pensando nisso o objetivo desse processamento foi analisar a variação da ativação cerebral ao longo de diferentes estímulos baseados em tons puros musicais, avaliando-se os efeitos da música em relação aos ritmos encefálicos, considerando também os ritmos Gama e Gama Alta.

6.2.1 Metodologia

O teste foi realizado no setor de Neurofisiologia Clínica do HCU-UFU, com um voluntário do sexo masculino, neurologicamente saudável, que anteriormente foi informado sobre certos cuidados a serem tomados antes do exame. A coleta foi realizada em três etapas, similar ao que foi realizado para a elaboração do banco de dados do Capítulo 3, sendo a primeira a pré-estimulação, onde foi realizada uma coleta de três minutos sem qualquer tipo de estimulação. A segunda foi definida como estimulação, sendo realizada durante um minuto cada e tendo a aplicação dos estímulos musicais. A terceira a pós-estimulação, nessa ocorre após cada estimulação com duração de trinta segundos. Assim, a sequência final de estimulações adotada foi: pré-estímulo, tom puro Sí, pós-estímulo Sí, tom puro Dó, pós-estímulo Dó, tom puro com volume variado Mí, pós-estímulo Mí, tom puro com volume variado La, pós-estímulo La, tom puro em ritmo de baião Fá, pós-estímulo Fá e tom puro em ritmo de baião Ré, pós-estímulo Ré.

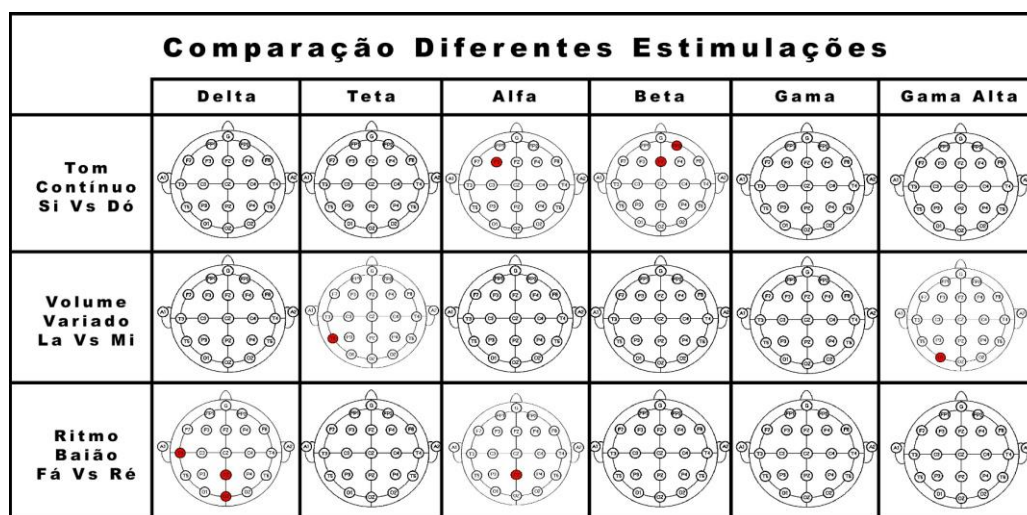
6.2.2 Processamento e análise

Antes de passar o sinal obtido pelos algoritmos de quantificação utilizados, o sinal coletado foi analisado por um médico neurologista que escolheu 10 épocas não artefatuosas dentro de cada um dos instantes da coleta. Após as épocas terem sido selecionadas realizou-se a análise quantitativa através da utilização de dois diferentes métodos, sendo eles a topografia e o teste estatístico. Em ambos os valores utilizados como base dos cálculos foram os obtidos pelo PCP.

6.2.3 Resultados

Para a primeira verificação dos resultados foram realizadas comparações estatísticas entre diversas categorias de estímulos e parâmetros, utilizando o teste de Friedman, Figura 6.1 e 6.2. As marcações em vermelho representam os eletrodos que obtiveram o *p-valor* menor que 0.05. Isto revela eletrodos com diferenças estatisticamente significantes entre as situações comparadas.

Figura 6.1 - Comparação estatística entre sinais durante a estimulação de mesmo parâmetro musical e tom diferenciado. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes (*p-valor* < 0.05).

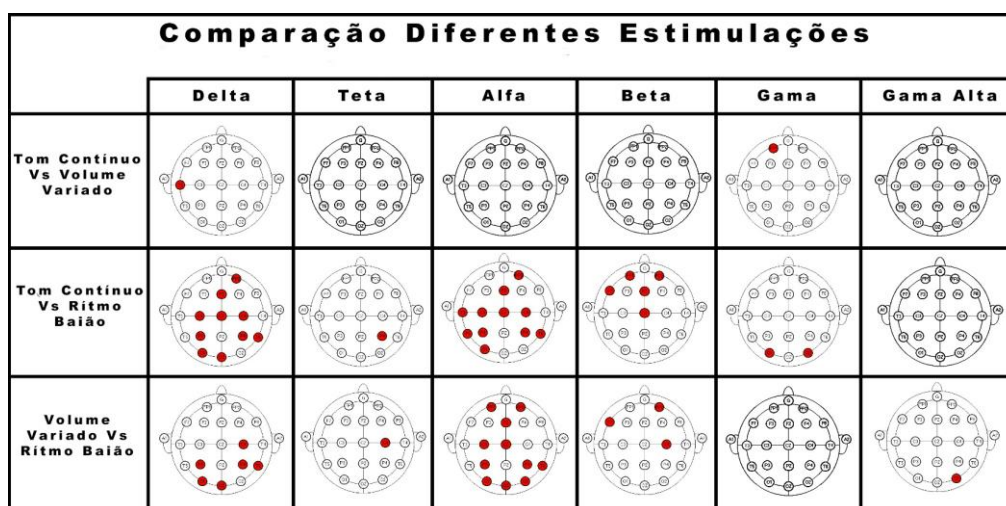


Fonte: Autoria própria, 2018.

Na Figura 6.1 fica claro a quase não existência de diferença entre mesmos tipos de estímulos musicais. Assim, destaca-se que os parâmetros musicais utilizados, aliados aos tons, são correspondentes de tal forma que, a partir de agora, o Tom Contínuo se refere ao Dó Contínuo, Volume Variado se refere à Mi Variado e de mesma forma, Ritmo Baião, o Ré Baião.

A Figura 6.2 apresenta a comparação estatística entre diferentes parâmetros de estimulação. Sendo apresentados Tom Contínuo Vs Volume Variado, Tom Contínuo Vs Ritmo Baião e Volume Variado Vs Ritmo Baião.

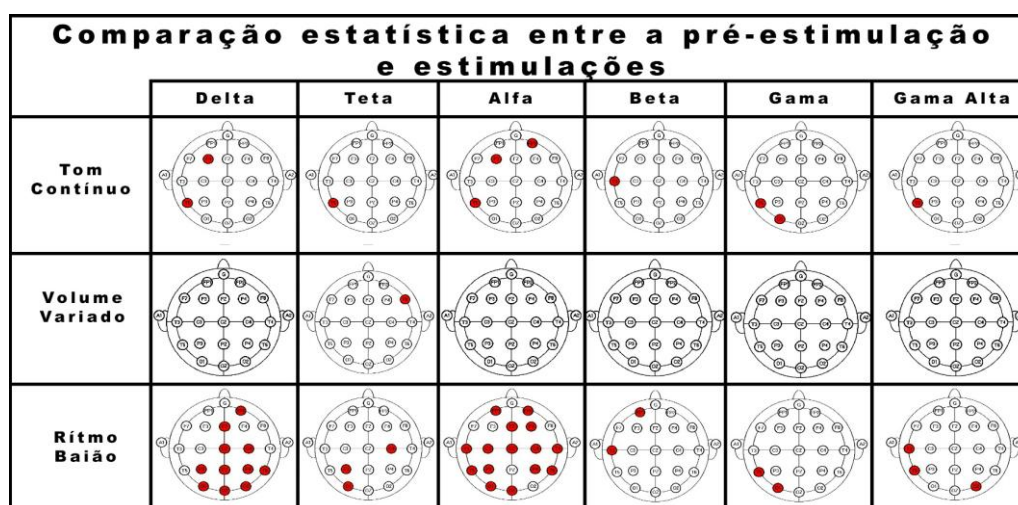
Figura 6.2 - Comparação estatística entre os sinais coletados durante as diferentes estimulações. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes (p -valor < 0.05).



Fonte: Autoria própria, 2018.

Posteriormente a comparação entre os estímulos, foi realizada a comparação estatística entre os diferentes momentos, silêncio e pré-estímulo, ocorrendo para os diferentes estímulos aplicados, utilizando novamente o teste de Friedman, sendo os resultados apresentados na Figura 6.3.

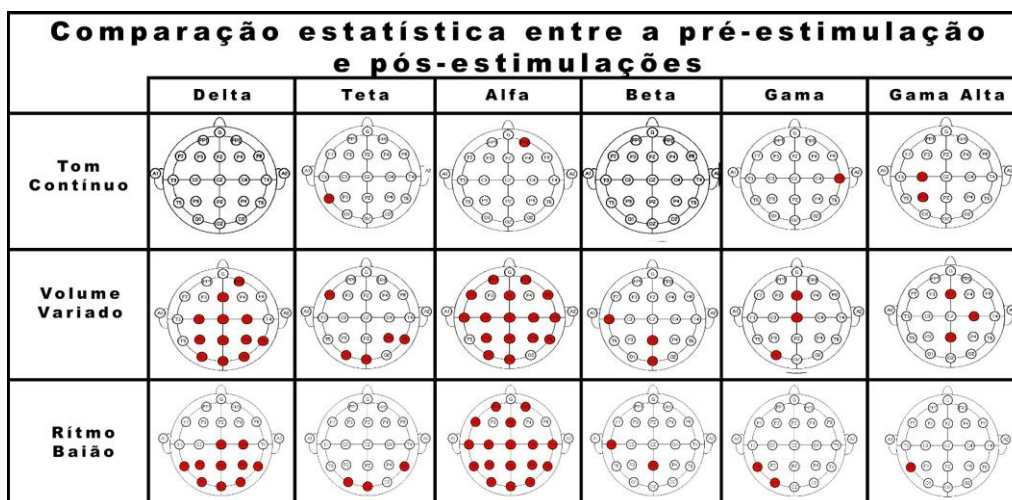
Figura 6.3 - Comparação estatística entre pré-estímulo com os estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes (p -valor < 0.05).



Fonte: Autoria própria, 2018.

Seguindo a mesma lógica aplicada à Figura 6.3, foi realizada uma comparação entre o pré-estímulo com as pós-estimulações aplicadas, o resultado obtido está apresentado na Figura 6.4.

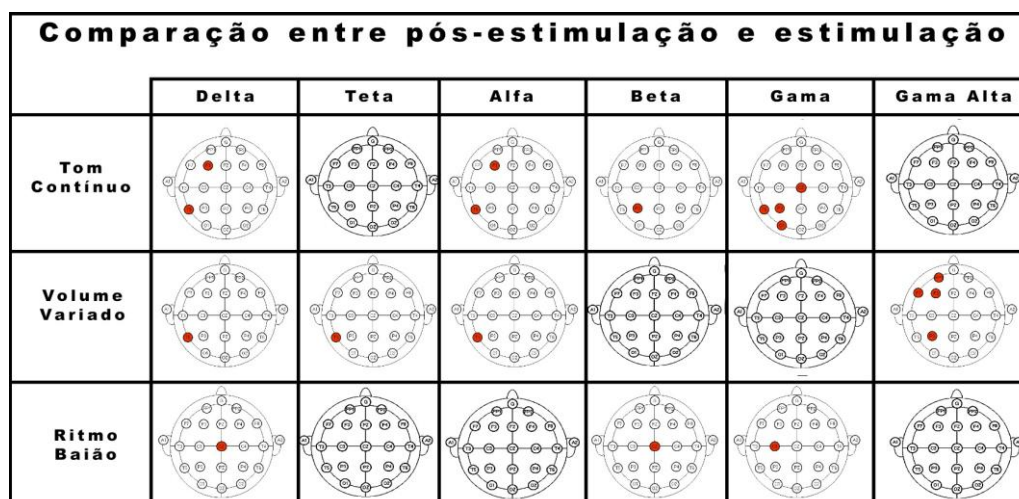
Figura 6.4 - Comparação estatística entre pré-estímulo com o pós-estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes (p -valor < 0.05)



Fonte: Autoria própria, 2018.

A última comparação estatística realizada foi entre os estímulos com suas respectivas pós-estimulações (Figura 6.5), utilizando ainda o teste de Friedman.

Figura 6.5 - Comparação estatística entre estímulo com o pós-estímulos. Em vermelho estão os eletrodos que obtiveram diferença estatisticamente significantes (p -valor < 0.05)

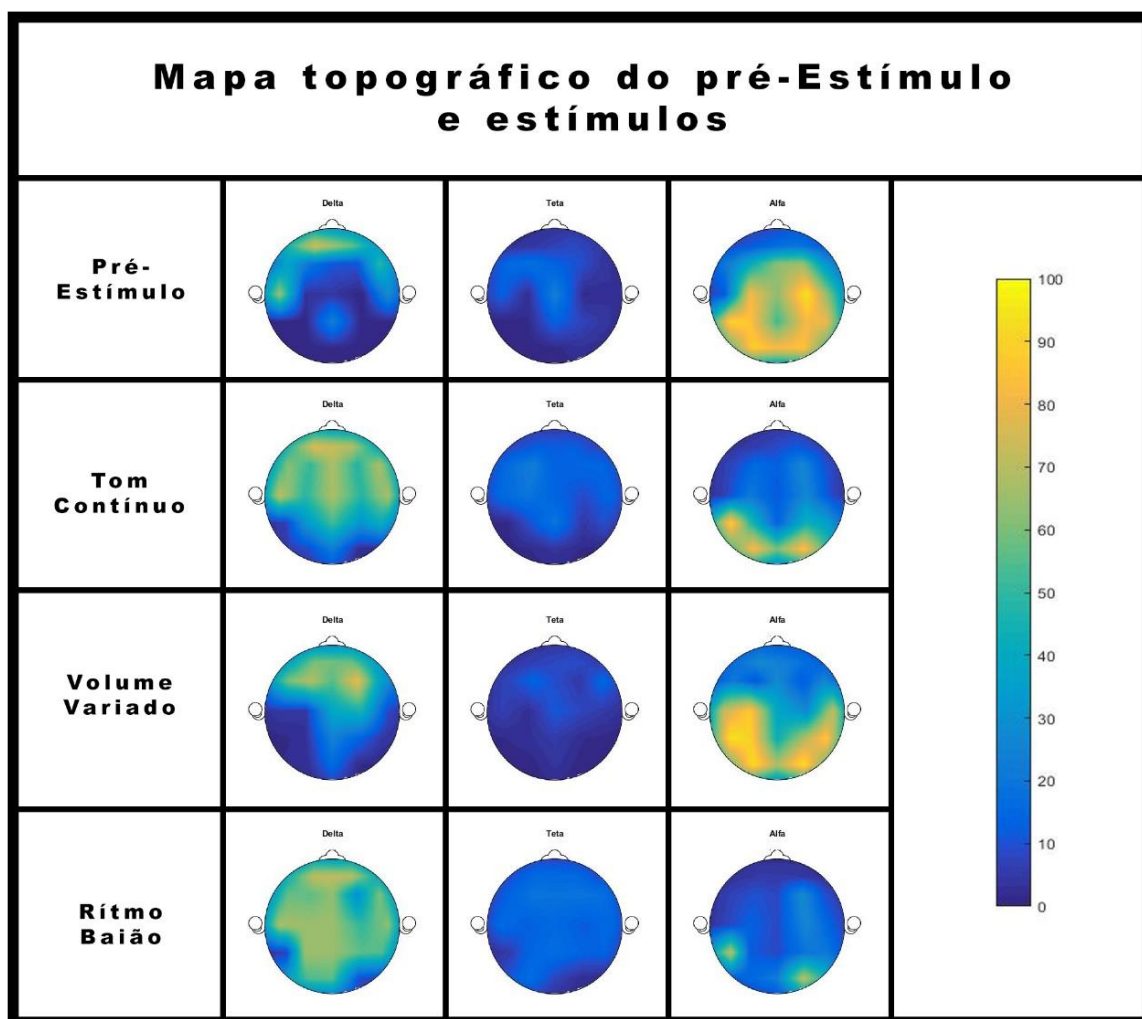


Fonte: Autoria própria, 2018.

Posteriormente a efetuação das comparações estatísticas, outro tipo de análise foi realizado, sendo essa a análise topográfica. Contudo, como há uma grande variação do PCP nas diferentes bandas de frequência a apresentação dos resultados deve ser particularizada.

Desse modo a primeira figura a apresentar os resultados obtidos pela topografia (Figura 6.6), apresenta os ritmos Delta, Teta e Alfa, com uma escala de PCP variando de 0 a 100%. Nela, pode-se notar que, quanto mais amarelo estiver alguma região, maior é a ativação apresentada para aquele ritmo, e quanto mais azul, menor a ativação.

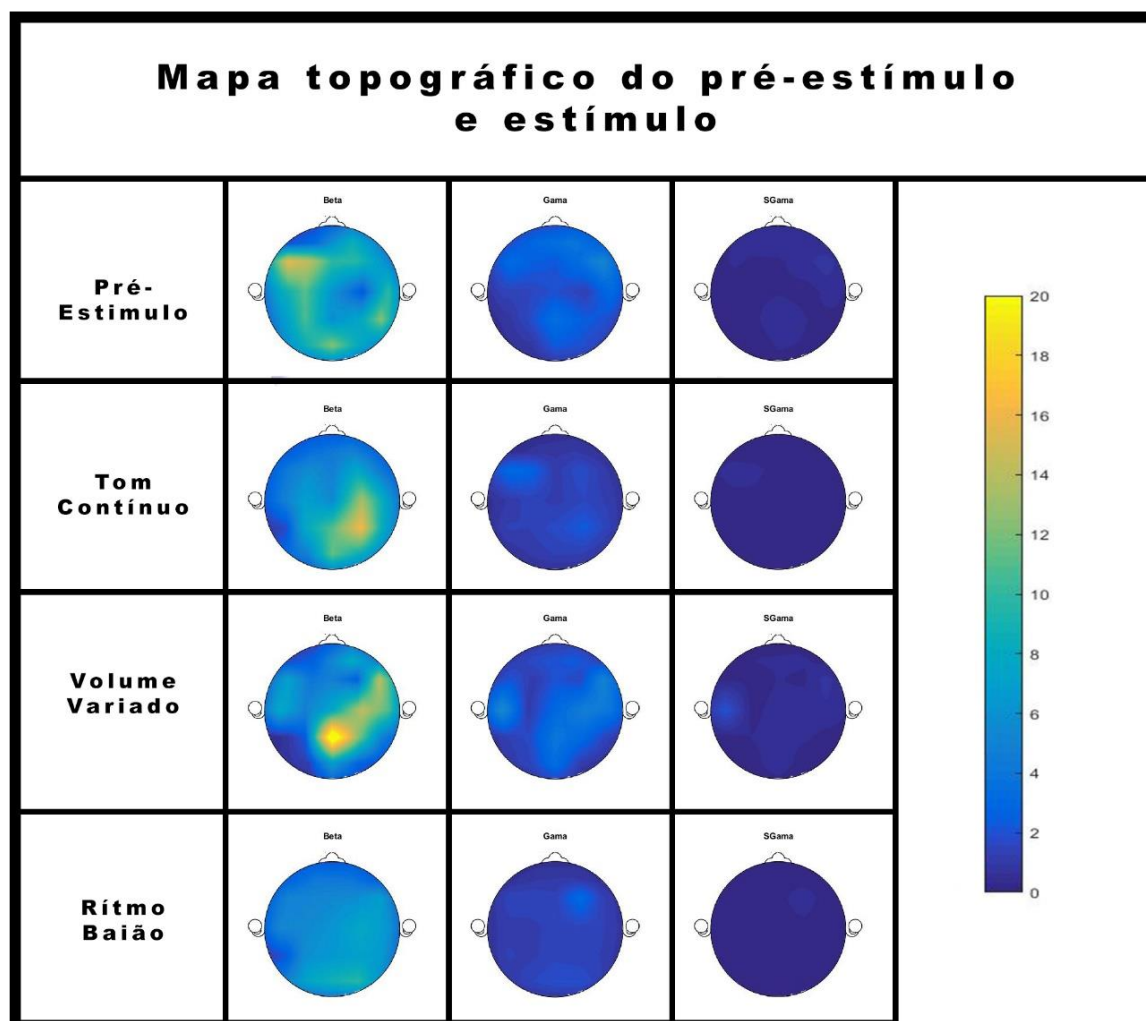
Figura 6.6 - Comparação das topografias de Delta à Alfa.



Fonte: Autoria própria, 2018.

Já na Figura 6.7 é possível visualizar todos os resultados topográficos obtidos pela mediana das 10 épocas do PCP para o pré-estímulo e estímulos apresentados ao voluntário, em uma escala de 0 a 20%, para os ritmos de Beta a Gama Alta. É possível observar uma diferença nítida para cada estímulo em relação ao pré-estímulo.

Figura 6.7 - Comparação das topografias de Beta à Gama Alta.



Fonte: Autoria própria, 2018.

6.2.4 Discussão

Através da análise da Figura 6.1 evidenciou-se que, a comparação de diferentes tons para um mesmo parâmetro musical, não apresenta variação significativa durante o estímulo. Com base nesse resultado a segunda análise consistiu em verificar diferença entre diferentes parâmetros musicais de estimulação, como para o estímulo Tom Contínuo confrontado com Volume Variado, Ritmo Baião comparado com Tom Contínuo e Volume Variado versus Ritmo Baião, Figura 6.2. Nessa análise, o que pode ser observado de maneira geral é que a aplicação do ritmo traz maior diferença na ativação, principalmente nos ritmos Delta e Alfa. Esse fato pode ser confirmado ao observa a comparação do Tom Contínuo com Ritmo Baião, onde apenas a banda gama não apresentou nenhum eletrodo com diferença estatisticamente significativa.

Para o estímulo de Volume Variado Vs Ritmo Baião obteve-se apenas a banda gama com nenhum dos eletrodos apresentando diferença significativa.

Os resultados encontrados para as análises topográficas mostraram-se muito interessantes, principalmente quando comparados a literatura. Considerando os estudos de (BREITLING, 1987), que durante o estímulo puro, alfa teve aumento nos valores de potência evidente nas regiões pré frontal e médio-temporal esquerdas do escalpo. Em termos gerais, quando comparado com o silêncio estudado por (BREITLING, 1987) percebe-se que em alfa os valores de potência de tons puros foram maiores, enquanto que os resultados que apresentados na Figura 6.6 mostram redução de potência visível nos mapas de calor para a mesma situação. Para a mesma linha de resultados, (BREITLING, 1987) percebe aumento para a potência em beta em todas as condições de estímulo, contudo em nosso estudo nota-se mudanças na região de ativação em beta. Por fim, (BREITLING, 1987) mostra aumento da potência bem pequeno no ritmo delta em todos os estímulos em contrapartida, no presente estudo delta apresenta aumento nos valores de potência de forma considerável, como observado na Figura 6.7. Contudo, mesmo tendo sido demonstradas tais diferenças observados por (BREITLING, 1987), ao observar a Figura 6.3, que demonstra o confronto realizado foi entre o pré-estímulo em relação aos estímulos aplicados, podemos observar que o estímulo de Tom Contínuo apresentou diferenças estatísticas em pelo menos um eletrodo de cada ritmo, tendo o eletrodo T5 como destaque, já que este apresentou diferença em quase todas as bandas, demonstrando que nessa região em específico possui alguma relação ao estímulo aplicado.

Já no estudo de (SAMMLER, 2007), que pode ser comparado com o estímulo com tom puro em Ritmo Baião o autor constata que durante o estímulo musical, alfa tem aumento de potência na região occipital direita e beta, diminuição na região médio-frontal esquerda. Já nesse trabalho, é possível notar essa diminuição citada em beta quando comparada ao silêncio, enquanto alfa se comporta de forma diferente, diminuindo sua potência durante os estímulos e modificando sua distribuição topográfica; como demonstrado nas Figura 6.6 e 6.7. Tal comparação por ser também verificada ao observar a Figura 6.3, que demonstra a análise estatística da comparação entre pré-estímulo e estímulo do Ritmo Baião. Nota-se que todas as bandas apresentaram ao menos dois eletrodos com diferença significativa, com destaque para delta, alfa e as regiões parietal e occipital. Constatando assim que, ao aplicar um ritmo a estimulação, uma maior alteração da atividade cerebral poderá ser observada. Ainda nessa é possível observar que, para os ritmos de gama e gama alta, há uma diferença centrada na região occipital esquerda, fato este não demonstrado na análise topográfica ou no estudo de (SAMMLER, 2007). Por último, analisando o estudo de (SCHAEFER, 2011), que realizou uma

análise de estímulos na banda alfa, são observados resultados que vão de encontro com aqueles encontrados neste trabalho, conforme observado no mapa topográfico da Figura 6.6.

Dentre os estudos literários encontrados não houve análise para tons puros com volume variado, que foram analisados neste trabalho. Nele vemos diferentes ativações, como na topografia da Figura 6.7, onde se percebe que para o ritmo Beta há uma grande ativação na região parietal esquerda. Já quando analisada a comparação entre o pré-estímulo e estimulação com Volume Variado, apenas um eletrodo em uma banda de frequência apresentou diferença estatística significativa, o eletrodo F8 na banda Teta. Deixando claro que esse estímulo não afetou ao voluntário.

Vale ressaltar duas importantes análises foram realizadas neste trabalho, sendo essas a comparação entre pré-estímulo e pós-estímulo, e entre estímulo e pós-estímulo. Estas trazem conclusões importantes, pois, ao analisar a primeira, demonstrada na Figura 6.4, é possível notar que mesmo após a remoção do estímulo a ativação observada durante ele ainda se encontra presente. Ainda sobre a Figura 6.4 nota-se uma interessante situação, pois ao observar a situação sob estimulação do Volume Variado vários eletrodos apresentaram diferença significativa com destaque para os ritmos delta e alfa, apesar de não haver diferença apresentada durante a estimulação comparada com o pré-estímulo, como demonstrado na Figura 6.3. Aqui ainda se destaca gama e gama alta que apresentaram diferença significativa na região central. Esse fato demonstra que a aplicação desse de um estímulo pode acarretar em uma variação da atividade elétrica após a suspensão do estímulo. Contudo com base nesse resultado obtido pela Figura 6.4 surge a dúvida se essa variação é proveniente do estímulo ou de alguma fonte externa, por isso foi necessária a comparação estatística entre estímulo e pós estímulo, que é apresentada na Figura 6.5. De modo geral nota-se que todos os estímulos não apresentaram diferença estatística significativa com suas respectivas pós-estimulações. Com base nisso pode-se afirmar que, após as estimulações o voluntário manteve características de estar sendo estimulado mesmo após a remoção do estímulo aplicado.

6.3 Análise do sinal cerebral sob estimulação de músicas auto selecionadas

De modo a avaliar os efeitos de música favorita e desgostada auto selecionadas pelos voluntários, realizou-se uma análise dos eletrodos da região frontal F3 e F4 por meio da

autocorrelação e da análise bidimensional, através do agrupamento entre gênero feminino e masculino, a fim de averiguar possíveis diferenças conforme a interpretação subjetiva.

Para isso, foram selecionados dez voluntários do banco de dados, sendo a maioria estudantes da UFU, com faixa etária entre 18 e 29 anos, sem nenhum histórico ou presença de patologias neurológicas, psíquicas ou endócrinas.

6.3.1 Processamento

Antes de processar efetivamente o sinal foram selecionados 3 segmentos de sessenta segundos cada durante as diferentes estimulações e o pré-estímulo. Logo após os sinais foram convertidos de maneira a serem compatíveis com os softwares utilizados nas etapas posteriores.

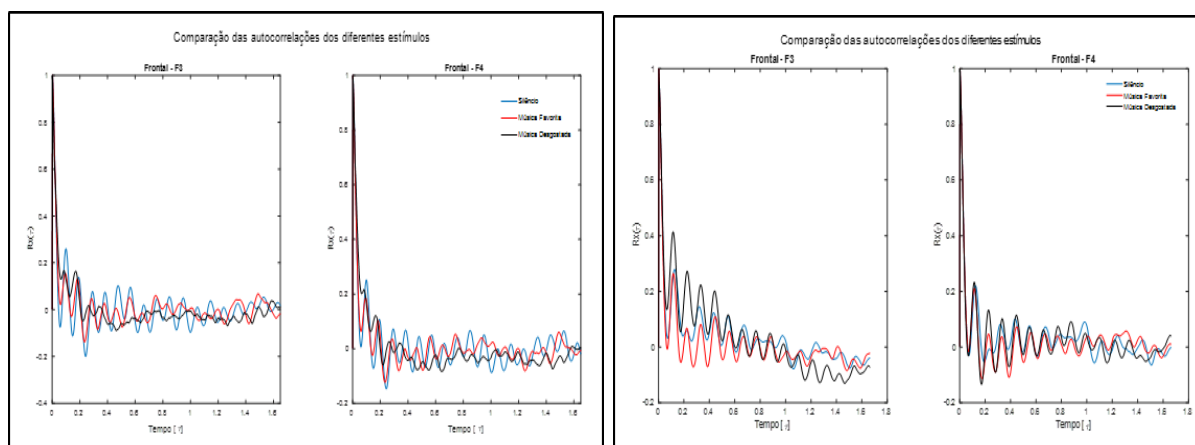
6.3.2 Análise realizada

Para este estudo, utilizou-se o método de autocorrelação, para cada voluntário individualmente para os eletrodos F3 e F4, apenas, obtendo assim suas respectivas curvas, referentes ao silêncio, música favorita (MF) e música desgostada (MD). Como a autocorrelação é uma ferramenta que relaciona o sinal com ele mesmo, obtém-se os padrões específicos de interpretação de cada paciente para cada período de estimulação: silêncio, música favorita e música desgostada. Em seguida, também aplicou-se o Teste de Friedman, por se tratar de um teste não-paramétrico com função de comparar dados veiculados. Obtendo assim 3 situações onde todos os voluntários possuem participação.

A fim de correlacionar os dados obtidos, com os estados emocionais dos voluntários foram selecionados de forma randômica, seis voluntários dentre os dez utilizados na autocorrelação, três de cada gênero. Realizando assim os cálculos dos valores de excitação e valência para cada uma das situações previamente mencionada, em cada voluntários.

6.3.3 Resultados

A primeira etapa consistiu em gerar um gráfico de comparação da autocorrelações dos diferentes estímulos para os eletrodos frontais F3 e F4 para todos os voluntários, como os da Figura 6.8, representando um voluntário do sexo feminino e um masculino respectivamente. Nestes, a curva azul é a ausência de estímulo, a vermelha é durante a aplicação do estímulo da música favorita e a curva preta é o período de estímulo da música desgostada.

Figura 6.8 - Curvas da Autocorrelação das músicas auto selecionadas

Fonte: Autoria própria, 2018.

Com base nos resultados obtidos pela autocorrelação, realizou-se o teste estatístico com o intuito de observar se as curvas se comportavam de maneira diferente entre elas. Assim, foi elaborada a Tabela 6.I de p-valores para aferir o comportamento da curva obtida da interpretação subjetiva de cada grupo entre Pré-Estímulo x MF, Pré-Estímulo x MD e MF x MD.

Tabela 6.I - Comparação estatística entre estímulo de p-valores da curva de autocorrelação entre as condições de ambiente de cada voluntário agrupado por gênero.

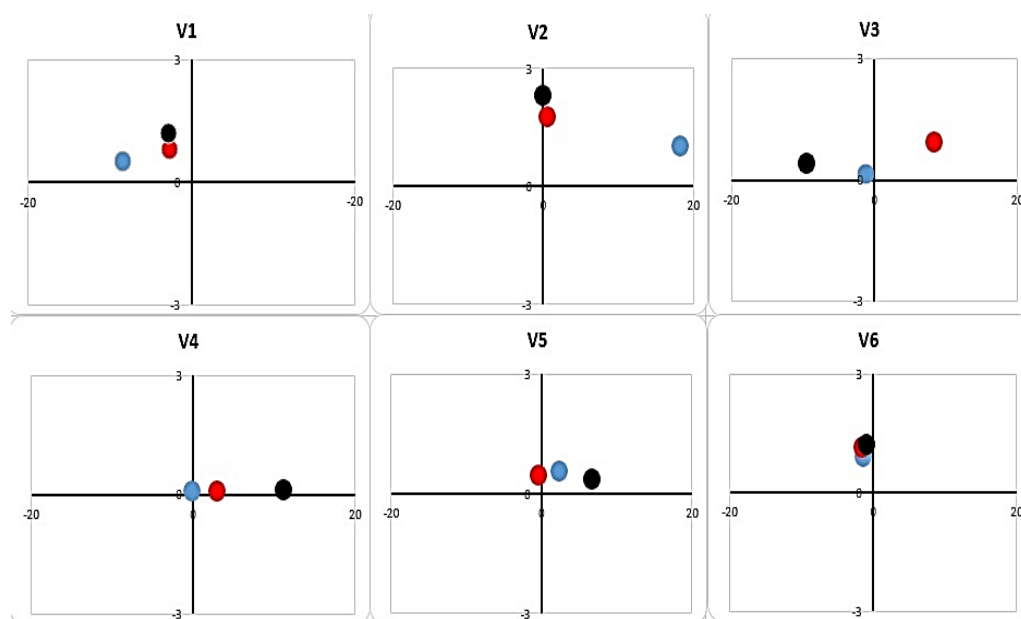
Para * $p\text{-valor} < 0.05$, ** $p\text{-valor} < 0.005$ e *** $p\text{-valor} < 0.0005$. Abreviação F para feminino, M para masculino e NS para Não Significativo

Gênero	Silêncio	x	MF	Silêncio	x	MD	MF x	MD
Eletrodo	F3		F4	F3		F4	F3	F4
F1	NS		NS	***		***	***	***
F2	***		NS	***		NS	***	NS
F3	NS		NS	***		**	***	***
F4	NS		**	NS		NS	NS	NS
F5	*		***	NS		*	*	NS
M1	**		**	NS		NS	NS	NS
M2	***		NS	*		***	NS	NS
M3	***		**	***		***	***	***
M4	***		***	NS		*	NS	***
M5	NS		*	***		***	***	***

Fonte: Autoria própria, 2018.

Por fim realizou-se a análise do plano bidimensional, plotando-o para a observação dos resultados para cada voluntário, evidenciando cada uma das três situações, azul para ausência de estímulo, vermelha é durante a aplicação do estímulo da música favorita e a curva preta para o estímulo da música desgostada. Os voluntários V1, V2 e V3 são voluntários do sexo feminino e, V4, V5 e V6, se referem a voluntários do sexo masculino, Figura 6.9.

Figura 6.9 - Representação do plano excitação-valência das emoções de Thayer para cada um dos seis voluntários



Fonte: Autoria própria, 2018.

6.3.4 Discussão

O estudo da preferência musical com o EEG ainda é pouco explorada, contudo aqueles que estudam focam-se na parte fronto cerebral e este foi o principal motivo da escolha da região para o estudo. Contudo, não encontrou-se trabalhos utilizando a autocorrelação sob esta situação, entretanto, (COSTA, 2012) relata que uma variável autocorrelacionada torna-se uma variável mais simples e compacta de ser manipulada. Desse modo, nota-se que a autocorrelação das comparações dos estímulos permitiu a geração das curvas para cada um dos dez voluntários, como demonstrado na Figura 6.8, onde as características expressas nos gráficos preserva a individualidade de cada voluntário pelo efeito que a música provoca no cérebro.

O estudo de (BALASUBRAMANIAN, 2018), apresentou população similar a estudada neste trabalho, onde o autor utilizou de 10 adultos saudáveis com 3 min de coleta por meio de músicas auto selecionadas, apreciada e não apreciada e a coleta referência sem estímulo

(silêncio). Utilizando o Teste de Friedman, o autor conseguiu demonstrar que a assimetria frontal foi alta em F3 e F4 enquanto ouviam as músicas apreciadas. Para o teste realizado neste trabalho, apresentado na Tabela 6.I, observou-se que os voluntários tiveram praticamente a mesma estimulação nas condições de apreciação ou não do estímulo, diferente das voluntárias, que não apresentaram grandes evidências tanto a transição de silêncio para estímulo musical favorito na região frontal nos eletrodos F3 e F4.

Já para a aplicação do plano excitação-valência das emoções de Thayer encontra-se uma maior quantidade de trabalhos que a utilizam. Contudo, autores como (SOURINA, 2012) e (MORAIS, 2016) utilizam de métodos distintos métodos de análise da aquisição do EEG e aplicação do plano bidimensional. Sendo assim, não foi encontrado um consenso entre publicações sobre qual parâmetro EEG é usado para gerar as coordenadas referentes à valência e excitação. (SOURINA, 2012), utilizou como informação a dimensão fractal calculada sobre a potência para determinar valência e excitação, obtendo seis emoções reconhecidas pelo plano excitação-valência das emoções de Thayer. Já (MORAIS, 2016), analisou a valência e a excitação de forma a usar a potência total encontrada, para cada banda de oscilação, encontrando resultados que demonstram que a valência emocional se relaciona com diferentes padrões de assimetria na atividade frontal do cérebro. Tais diferenças não foram evidenciadas na Figura 6.9, desse modo, os valores de valência para as situações silêncio, MF e MD, não apresentaram o comportamento uniforme esperado para os diferentes momentos. Uma vez que cada voluntário demonstrou um padrão comportamental para as estimulações, pela análise do plano.

6.4 Análise do sinal cerebral sob estimulação de sons ruidosos

Nesse estudo dez voluntários, seis do gênero masculino, com média de idade de 25 ± 8 anos foram selecionados dentro do banco de dados. Esses foram escolhidos sob o critério de classificação obtido pelo feedback dos voluntários, separou-se cinco participantes aleatórios que identificaram os ruídos como som de chuva ou cachoeira e que sentiram calma com o mesmo e, cinco voluntários que classificaram os ruídos como chiado de televisão e sentiram irritados.

6.4.1 Processamento

Visando o processamento dos dados foi necessário a separação de épocas, para isso o auxílio do médico neurologista para selecionar 10 épocas de 2 segundos cada foi requisitada. Em seguida, os dados foram convertidos para se tornarem conciliáveis com o software de processamento a ser utilizado.

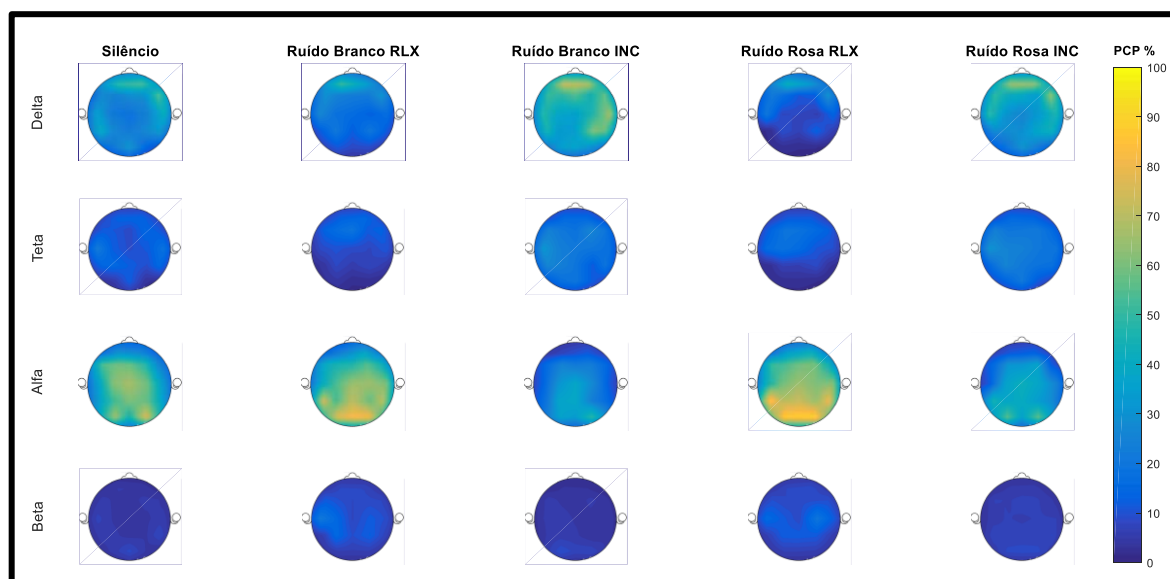
6.4.2 Análise

Para a análise desses resultados o quantificador selecionado tratou-se do PCP, sendo realizado para cada uma das épocas de cada uma das situações pré-estímulo, ruído branco e ruído rosa. De posse dos resultados foi realizado o cálculo da mediana das épocas de cada um dos estímulos, obtendo assim 20 valores de PCP para cada. Com esses valores foi elaborada uma figura topográfica para cada banda do escalpo dos pacientes, que melhor demonstra os resultados obtidos. Ao fim, para determinar se existia diferença significativa, os valores obtidos foram analisados utilizando o teste de comparação de Mann-Whitney, um teste de hipóteses não paramétrico, utilizado quando se deseja comparar duas amostras independentes.

6.4.3 Resultados

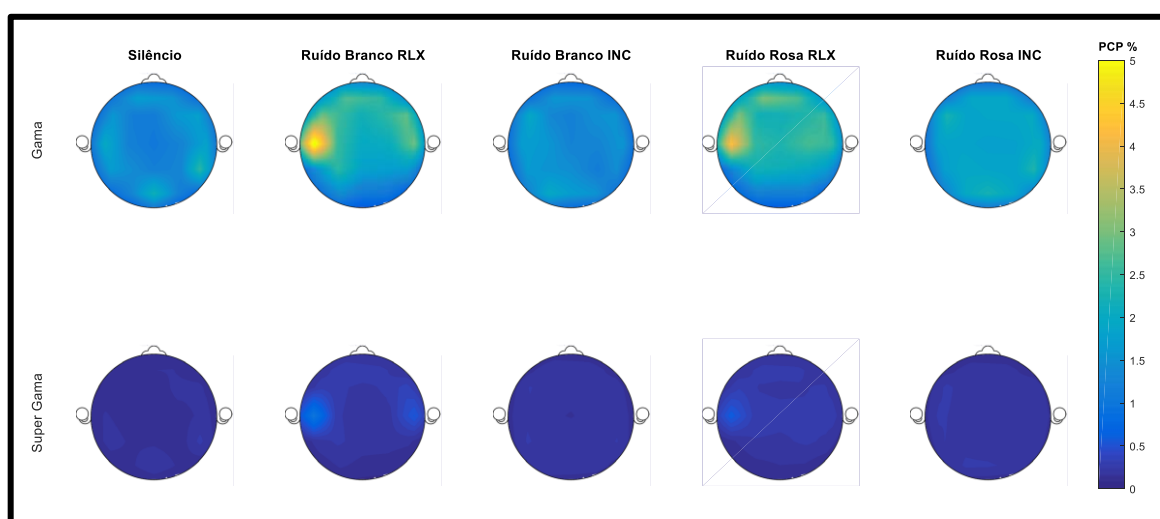
A partir do processamento e com os dados dos resultados obtidos, utilizou-se um software para demonstrar topograficamente os resultados. Para facilitar a visualização a figura foi dividida em duas, sendo a Figura 6.10 padronizada de 0 a 100% para as bandas de Delta a Beta. Devido ao fato de Gama e Super gama possuem uma baixa contribuição percentual no domínio da frequência, elaborou-se uma escala personalizada de 0 a 5%, como observado na Figura 6.11.

Figura 6.10 - Topografia dividida em ritmos com escala normalizadas de 0 a 100%. RLX. – Relaxado; INC – Incômodo



. Fonte: Autoria própria, 2018.

Figura 6.11 - Imagens topográficas dos estímulos aplicados separados em ritmos com escala particularizada de 0 a 5 %. RLX. – Relaxado; INC – Incômodo.



Fonte: Autoria própria, 2018.

Outro teste realizado foi feito a partir da comparação estatística, através do teste de Mann-Whitney, para comparar os diferentes estados, sendo Ruído Rosa (RR) em pacientes que ficaram relaxados com os que ficaram incomodados, como demonstrado na

Tabela 6.II, e Ruído Branco (RB) na mesma forma do anterior, Tabela 6.III. Nessas * - p-valor <0.05, ** - p-valor <0.005 e NS – Não Significativo.

**Tabela 6.II - Comparação RR
incomodados x RR relaxados**

Eletrodos	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	SGama
FP1	*	*	*	*	*	NS
FP2	*	NS	*	*	*	NS
F7	*	*	*	*	*	*
F3	*	NS	*	*	*	*
FZ	*	NS	*	*	*	*
F4	*	*	*	*	*	*
F8	*	*	*	*	*	*
T3	*	*	*	*	*	*
C3	*	*	*	*	*	*
CZ	*	*	*	*	*	*
C4	*	*	*	*	*	*
T4	*	NS	*	*	*	*
T5	*	*	*	*	NS	*
P3	*	*	*	*	*	*
PZ	*	*	*	*	*	*
P4	*	*	*	*	*	*
T6	*	*	*	NS	NS	*
O1	*	*	*	*	*	*
OZ	*	*	*	NS	*	*
O2	*	*	*	NS	*	*

Fonte: Autoria própria, 2018.

**Tabela 6.III - Comparação RB
incomodados x RB relaxados**

Eletrodos	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	SGama
FP1	**	**	**	**	**	**
FP2	**	NS	**	**	**	**
F7	**	**	**	**	**	NS
F3	**	NS	**	**	**	**
FZ	**	NS	**	NS	NS	**
F4	**	NS	**	**	NS	**
F8	**	**	**	**	**	NS
T3	**	**	**	**	**	**
C3	**	NS	**	**	**	**
CZ	**	NS	**	**	NS	**
C4	**	**	**	**	**	**
T4	**	**	**	**	NS	NS
T5	**	**	**	NS	NS	**
P3	**	**	**	**	NS	NS
PZ	**	**	**	**	NS	NS
P4	**	**	**	**	NS	**
T6	**	**	**	NS	**	NS
O1	**	**	**	NS	**	**
OZ	**	**	**	NS	**	**
O2	**	**	**	NS	**	**

6.4.4 Discussão

Analisando a Figura 6.10 é nota-se que alfa apresentou a maior porcentagem de contribuição de potência em três estímulos, seguida de delta com dois estímulos. Já teta e beta,

possuem contribuição de potência, porém não tão notável como os dois já citados. Percebe-se ainda que a maior ativação em alfa é notada quando os voluntários estavam em um estado mais relaxado, já em delta a maior ativação ocorre quando os voluntários se sentiam incomodados.

Para a Figura 6.11, observa-se uma ativação notável na parte temporal esquerda em gama no durante o estado relaxado, possuindo praticamente a mesma contribuição de potência. Em super gama a pequena contribuição de potência que houve, também foi notável quando o voluntário estava relaxado.

Ao realizar a comparação com mesmo estímulo, ruído rosa, entre estado relaxado e incomodado,

Tabela 6.II, nota-se que houveram vários eletrodos com diferença significativa em todas as bandas, com exceções de Fp2, F3, Fz, T4 em Teta, T6, Oz e O2 em Beta, T5 e T6 em Gama e Fp1 e Fp2 em Supergama, todos estes obtiveram um valor $p > 0,05$. Já a Tabela 6.III, apresenta menos eletrodos com diferença significativa, porém de modo geral, os eletrodos com diferença superam o total de eletrodos que não são significativos. Em delta e alfa todos os eletrodos possuem um valor significativo; já em Teta Fp2, F3, Fz, F4, C3 e Cz; Beta Fz; Gama Fz, F4 e Cz; e Supergama no eletrodo F7 e F8 possuem um valor $P > 0,05$, o que significa que todos estes eletrodos não possuem um valor expressivo.

Diversos estudos da literatura utilizam estímulos de ruído sonoro como estimulação durante o exame de EEG, como (KAWADA, 1993) que trata da indução do sono conclui-se que com ruído rosa constante facilita a indução do sono, (ZHOU, 2012) que pesquisa sobre o efeito do ruído rosa na consolidação do sono obtendo uma indução de um tempo de sono mais duradouro para melhorar a qualidade do sono dos voluntários de seus testes. Já no estudo de (OGATA, 1995) que analisa as respostas humanas de EEG ruído branco obteve-se relatos dos participantes que o estímulo proporcionou uma sensação de cansaço e sonolência, concluindo que as componentes lentas do EEG mostraram que as diferenças na consciência tinham aspecto fisiológico.

De modo geral vê-se o grande foco do uso desse tipo de estímulo relacionado a qualidade do sono, porém, neste trabalho, o é a comparação entre os resultados de EEG e as sensações informadas pelos participantes. Dentre os pacientes analisados, metade relatou uma sensação de calma e os outros declararam o contrário, que o estímulo trouxe um sentimento de incômodo.

6.5 Considerações finais

Considerando o exposto, diferentes conclusões podem ser obtidas, a primeira, referente as músicas auto selecionadas, concluiu-se que para os achados com Tons Puros, é possível concluir que, não há diferença estatística de comportamento bioelétricos considerando diferentes estimulações. Contudo, quando aplicada uma variação, como uma variação do volume e aplicação de um ritmo, é observada uma diferença estatística significativa. Além disso, concluiu-se que a estimulação aplicada é prorrogada mesmo após a remoção do sinal de estímulo. E mesmo que durante a estimulação uma diferença não tenha sido notada, ela poderá aparecer durante a pós-estimulação. Um outro fato importante a ser destacado é que, mesmo com estimulações musicais “simples” como tons puros, foram constatadas diferenças na atividade elétrica cerebral, acontecendo inclusive nas faixas de frequência Gama e Gama Alta. Como pode ser observado nas Figuras 6.3 e 6.4, sendo para a primeira a diferença ser observada na região occipital esquerda e na segunda na região central.

Para o segundo resultado, a análise da autocorrelação dos sinais coletados, para cada indivíduo, torna mais fácil a comparação das curvas dos estímulos feitos, através da utilização dos *p-valores* calculados, sendo ainda possível através desses resultados constatar que os homens são mais sensíveis à transição silêncio/música do que as mulheres. Já a análise bidimensional evidenciou que a estimulação com música leva à uma excitação, positiva ou negativa, contudo, não classifica perante ao gosto do voluntário.

Por último, a análise dos sons ruidosos, nota-se que a sensação associada ao estímulo ruidoso depende exclusivamente da anamnese pessoal. Os que sentiram sensação de incômodo relacionaram os ruídos à barulho de chiado de televisão ou rádio antigos e, estes voluntários apresentaram maior ativação em delta. Os participantes que relataram sensação de calma associaram os ruídos ao barulho de cachoeiras e chuvas fortes e, nestes é possível notar maior ativação em alfa. Fato importante observado é o resultado obtido pela banda Gama, onde a situação de calma mostra ativação na região temporal significativa para ambas estimulações.

Capítulo 7

RESULTADO DA ANÁLISE ATRAVÉS DOS ALGORITMOS DE FILTRAGEM

Nesse capítulo ocorrerá a apresentação de diferentes métodos de estimação do ruído, uma etapa essencial para a aplicação dos algoritmos de filtragem propostos, em seguida, após a escolha do considerado com melhores resultados e mais simples de ser efetuado será demonstrado a aplicação do mesmo em conjunto com os algoritmos de atenuação de ruído com um sinal coletado em uma situação crítica do setor de UTI do HCU-UFU.

7.1 Introdução

A eletroencefalografia é um exame amplamente utilizado em ambientes clínicos para diagnóstico patologias neurológicas, contudo, devido a baixa amplitude, o sinal captado pode sofrer contaminações por fontes externas (FREEMAN, 2013). Estas contaminações podem ter origem em diversos fatores, como os de origem fisiológica e de origem técnica ou de ambiente (como já explicado na seção 2.4) (SORNMO, 2005).

Um ambiente preocupante, quanto a geração de artefatos são as UTI's, as quais possuem diversos dispositivos elétricos para monitorização de pacientes em estado delicado, como eletrocardiográfico, monitores de pressão arterial e cardíaco, ventilador mecânico, camas elétricas, dispositivos de infusão intravenosa, lâmpadas fluorescentes (STANCHINA, 2005), sendo estes indispensáveis na continuidade do tratamento e que possuem a capacidade de gerar ruído em exames de EEG.

A captação de artefatos provenientes do ambiente pode ser utilizada para procedimentos de filtragem durante coleta em EEG utilizando um *phantom* como base (GARREFFA, 2003). Um *phantom* é um objeto que simula características humanas, de forma a realizar a distribuição de eletrodos do EEG de maneira similar a utilizada em registros reais. Estudos com diversos tipos de materiais foram realizados na tentativa determinar uma estimação do sinal advindo de outras fontes geradoras de ruídos (COLLIER, 2012; LEAHY, 1998).

7.2 Estimação do ruído

Considerando que os algoritmos descritos no Capítulo 4 - necessitam de uma estimação do sinal de ruído, o uso de estratégias para esse fim são necessárias, pois, quanto mais próximo a estimação for do sinal ruidoso, melhor será a exclusão dessa componente indesejada. Dessa forma, objetivando encontrar o melhor método de estimação, três diferentes estratégias foram testadas, sendo essas: Construção de um *phantom* com base em um manequim, utilização de um melão e coleta com equipamento desconectados dos eletrodos. Após a escolha do método com maior eficácia e mais simples realizou-se a aplicação do ruído estimado aos algoritmos de filtragem.

7.2.1 Estimação do ruído com utilização de um *phantom*

Devido à dificuldade da estimação do ruído, vários métodos foram testados, dentre eles esteve a criação de um *phantom* baseado em uma cabeça de manequim. O principal motivo para a utilização do manequim como base de confecção do *phantom* deve-se a similaridade morfológica do mesmo. Além disso o fato de o mesmo ser oco e possibilitar o preenchimento com um líquido iônico que se assemelhasse ao líquido cefalorraquidiano foi de grande valia. A construção do *phantom* precisou ser realizada em duas etapas, sendo elas: adequação da base de construção e preparação do líquido iônico ambas sendo realizadas em conjunto com a turma de Processamento de Sinais Biológicos no primeiro semestre de 2017.

7.2.1.1 Adequação da base de construção

Toda a base de montagem desse *phantom* é dependente da aquisição de uma cabeça de manequim, contudo, mesmo após a aquisição do mesmo, alguns testes tiveram de ser realizados para adequação do manequim ao seu propósito. O primeiro teste realizado consistiu em quantificar o valor da impedância do plástico, com o objetivo de saber o quão próximo essa seria da impedância biológica da estrutura da cabeça de uma pessoa, para isso fazendo uso de um megômetro, equipamento indicado para a medição de grandes impedâncias. Assim constatou-se que o valor de impedância do manequim era muito elevado, atingindo valores próximos a 2000 M Ω , diferindo muito da literatura, devendo possuir cerca de 40 k Ω (FERREE, 2001).

Após perceber essa dificuldade elaborou-se uma técnica para a quebra desse valor elevado, para isso utilizou-se parafusos inoxidáveis posicionados segundo o SI 10-20 sendo em seguida cobertos com uma resina e testados para avaliação da nova impedância, obtendo assim um valor de $10\text{ M}\Omega$, um valor ainda longe do ideal, porém, mais adequado aos testes, Figura 7.1.

Figura 7.1 - *Phantom* com posicionamento de parafusos



Fonte: Autoria própria, 2018.

Posteriormente a avaliação da impedância, realizou-se o teste de vedação do *phantom*, pois devido a existir a intenção de preencher o mesmo com um líquido iônico, o manequim não poderia vaziar. Assim o teste consistiu na colocação de água dentro do mesmo para verificar a presença de vazamentos e não houve nenhum aparente. No entanto, a fim de garantir maior confiabilidade, os parafusos foram revestidos com veda-rosca garantindo a impermeabilidade.

7.2.1.2 Confeção do líquido cefalorraquidiano

A construção do líquido iônico, com o objetivo de simular o presente na estrutura cefalorraquidiana, foi realizada no laboratório de Bioquímica do Instituto de Química sob a supervisão do professor Carlos. Os materiais base, utilizados para a confecção da solução, foram previamente separados conforme a literatura (MICHALKE, 2010; WATSON, 1995), tendo sido montados com base em uma solução de água com pH 7,0, os demais componentes inseridos para a produção de 3 L do líquido são:

- 9,8 g de Cloreto de Sódio;
- 0,35 g de Cloreto de Potássio;
- 0,2 g de Cloreto de Cálcio;
- 4,04 g de Bicarbonato de Sódio;

- 0,087 g de Cloreto de Magnésio;
- 0,597 g de Albumina;
- 1,935 g de Glicose;
- 1,742 g de Ácido Lático.

O líquido preparado foi armazenado em uma geladeira por 77 horas e 30 minutos até que fosse utilizado, garantindo assim a validade da solução.

7.2.1.3 Montagem e coleta do sinal EEG

Para a estimação do ruído, o teste foi realizado na UTI adulto do HCU-UFU. Para isso a primeira etapa consistiu na montagem do *phantom* no setor de neurologia clínica, onde os eletrodos foram posicionados sobre os pontos condutores montados sob o manequim, em seguida o mesmo foi posicionado em um suporte com o pescoço, local com abertura, para cima, de modo a que o líquido fosse inserido.

Após a montagem, suporte, *phantom* e aparelhos foram carregados com o máximo de cuidado para a UTI, sendo posicionados próximos a uma sala, mas sem adentrá-la devido a privacidade do paciente ali internado. A coleta foi realizada durante três minutos com o máximo de precauções quanto acontecimentos que viessem a danificar o aparelho.

7.2.2 Estimação do ruído com uso de um melão

O uso de artifícios para simular características humanas é comum, devido a isso e sabendo que algumas frutas e vegetais tem propriedades dielétricas próximas àquelas da pele humana, desse modo é possível o uso de frutas, servindo de “*phantom*” para exames como o de EEG. De fato, o melão possui uma superfície externa sólida e não condutora, contendo em seu interior uma solução iônica que poderia representar os líquidos cerebrais (VENIERO, 2009). Em suma, para a estimação do ruído, realizou-se a captação do sinal no próprio equipamento de coleta do EEG, um método simples levando em consideração a dificuldade de utilizar métodos mais complexos no ambiente em questão.

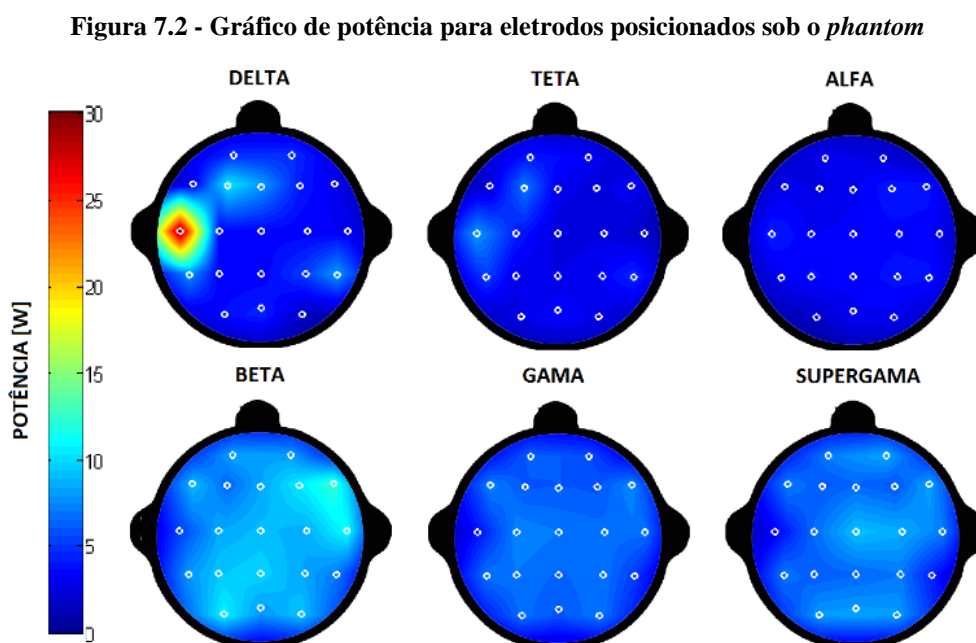
Para isso, inicialmente os 20 eletrodos foram dispostos sobre um melão, respeitando as medidas do padrão 10-20, simulando o córtex cerebral. Após, foi realizada uma coleta de dois minutos configurando o aparelho com uma frequência de amostragem de 240 Hz e filtro passa baixa de 100 Hz, realizada em alta frequência.

7.2.3 Estimação do ruído com aparelho de coleta desconectado dos eletrodos (ED)

Por último ocorreu a estimação do ruído da maneira mais simples, para isso, os eletrodos foram removidos do aparelho, objetivando minimizar o efeito de antena que podem ser causados pelos mesmos. Dessa forma, é possível realizar uma coleta de ruídos provenientes exclusivamente da rede, não detectando ruídos eletromagnéticos através dos eletrodos, sendo realizada uma coleta de dois minutos em alta frequência.

7.2.4 Resultados e discussão da estimação

Para obtenção dos valores de potência encontrados com a utilização do *phantom* de um manequim, foi realizado a média do PCP de dez épocas, selecionadas pelo médico neurologista, e em seguida esses valores foram multiplicados pelo valor de potência total encontrado. Após o resultado foi aplicado no algoritmo de plotagem topográfica a fim de facilitar a visualização dos resultados, conforme demonstrado na Figura 7.2.



Fonte: Autoria própria, 2018.

Como pode ser visualizado ao avaliar os resultados obtidos, representados na Figura 7.2, nota-se que no ritmo Delta o eletrodo, T3, apresentou valor de potência muito elevado, o que acabou mascarando os demais resultados obtidos, visto que a escala utilizada considera

valores fixos de 0 a 30 W. Porém, deixando de lado esse eletrodo é possível visualizar que as bandas Beta, Gama e Supergama apresentaram um nível bastante elevado, mostrando que as frequências desses ritmos são responsáveis pela maior parte do ruído coletado. De todo modo é possível concluir que este método é inadequado para a estimação do ruído de uma maneira simples, visto a grande complexidade das etapas de preparo do líquido iônico e montagem do sistema, além de que o líquido utilizado possui ingredientes que possuem prazo de validade, dessa forma tornando-o inviável para o uso em situações rotineiras.

Para os outros dois métodos de estimação do ruído, uma estratégia diferente foi utilizada, sendo que para essa foi necessário realizar uma coleta em um paciente da UTI no mesmo dia em que as coletas com essas estratégias foram realizadas e estando o aparelho com as mesmas configurações para todas as situações. Essa comparação consistiu em determinar o quanto um valor de potência da estimação do ruído se aproxima dos valores reais de potência de uma coleta em um paciente. Para isso, os resultados de potência total obtidos pelos métodos aplicados foram divididos pelo valor de potência total encontrado pela coleta realizada no paciente. A Tabela 7.I demonstra a porcentagem da potência total das coletas realizadas no melão e com o equipamento sem os eletrodos, comparadas à coleta do paciente comatoso. Pode-se observar que a maioria dos eletrodos está com pelo menos 10 %, marcados em vermelho, do valor coletado em um paciente real, e outra grande parte está acima dos 5 %, marcados em amarelo.

Através da Tabela 7.I pode-se observar a grande quantidade de eletrodos em amarelo demonstrando representatividade maior de 5 %, em vermelho com representatividade maior de 10 %, tendo também um eletrodo em preto, o qual representa o eletrodo a apresentar defeitos durante a coleta. Nela pode-se averiguar ainda que, mesmo realizando a coleta de maneira a não detectar atividade encefálica, encontra-se contribuições acima de 10 % da potência total na maioria dos eletrodos, chegando a atingir valores de 75 %, sugerindo assim que na UTI os artefatos podem atingir valores tão altos que impossibilita diferencia-los de um sinal real de EEG.

Tabela 7.I - Porcentagem da presença do ruído em comparação com o paciente.

	Melão% do ruído	ED% do ruído
Fp1	0.026	0.036
Fp2	0.025	0.046
F7	0.134	0.203

F3	0.039	0.031
Fz	0.026	0.034
F4	0.029	0.040
F8	0.073	0.047
T3	0.099	0.067
C3	0.067	0.155
Cz	0.042	0.063
C4	0.070	4.663
T4	0.128	0.166
T5	0.752	0.331
P3	0.114	0.161
Pz	0.107	0.040
P4	0.114	0.086
T6	0.388	0.137
O1	0.082	0.188
Oz	0.242	0.093
O2	0.132	0.120

Fonte: Autoria própria, 2018.

Dessa forma, após verificar os outros dois métodos de estimação do ruído pode-se concluir que o método que apresentou melhores resultados sendo ao mesmo tempo o mais simples para a estimação é com a utilização do aparelho de coleta desconectado dos eletrodos (ED). Isso se deve ao fato de que apesar de os resultados para o melão se assemelharem aos do ED, este último tem uma complexidade muito menor para ser realizado, já que apenas necessita da desconexão dos eletrodos dos bornes no aparelho, enquanto que para a mensuração do ruído com o melão há primeiramente a necessidade da fruta nova, além de realizar o posicionamento dos eletrodos segundo o sistema 10-20, levando a gastos financeiros e de tempo que não são necessários para o SD. Assim, após essa análise o método escolhido para realizar a coleta do ruído foi o ED.

7.3 Resultados

A fim de avaliar o comportamento dos algoritmos de atenuação do ruído ocorreu a realização de uma coleta na Unidade de Terapia Intensiva Adulta do Hospital das Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (UTI HCU-UFU). O paciente selecionado tratava-se de uma pessoa do sexo masculino, internada o leito 17 da UTI, sob diagnóstico de Traumatismo

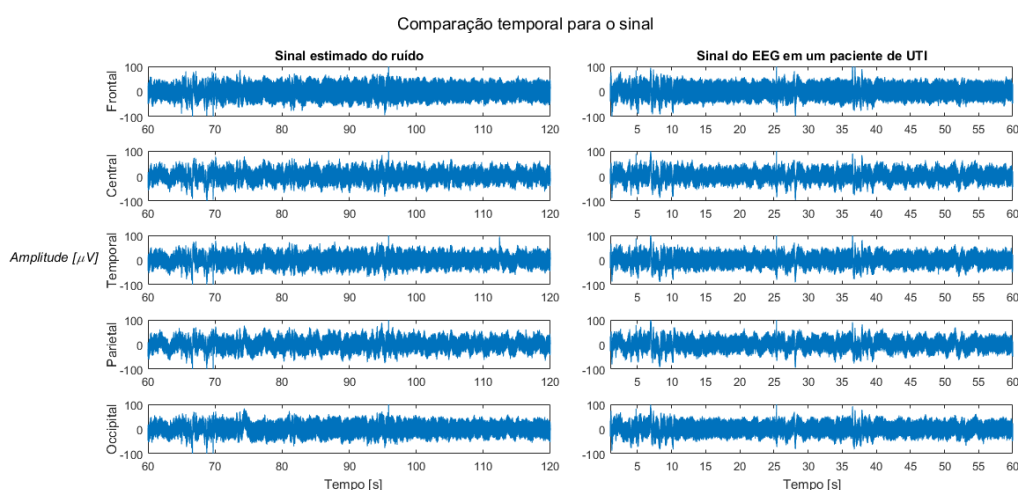
Cranioencefálico (TCE) e com Craniectomia tendo sido classificado dentro da escala de coma GLASGOW = 6. O mesmo estava sob efeito de anticonvulsivante, 100 mL 3x/dia de Fenitoina. No leito do paciente estavam conectados e a rede elétrica os equipamentos de respiração, bombas de infusão e um monitor.

O processamento do sinal obtido foi realizado de duas maneiras, sendo a primeira uma análise temporal e a segunda uma análise espectral. Para isso foram utilizados os sinais da estimação de ruído realizada segundo o método de ED e do paciente da UTI, tendo sido este analisado sem a passagem pelos algoritmos de atenuação e após a passagem pelo SE, SEP e filtragem de Wiener, utilizando a abordagem de TSNR.

7.3.1 Análise do sinal no domínio do tempo

Uma das informações mais importantes no momento de aplicar algum tipo de filtragem é conhecer as características do ruído. Na Figura 7.3 é possível observar o resultado obtido para uma análise temporal, onde a esquerda está o ruído para cinco eletrodos, um por região, e a direita está o resultado de uma coleta em um paciente comatoso com os mesmos eletrodos do caso anterior. Nesta figura é possível observar que há diferenças entre os dois tipos de sinal, porém nesse sinal essas são difíceis de serem reparadas, dessa forma pode-se dizer que o sinal do ruído está misturado ao sinal do EEG.

Figura 7.3 - Comparação temporal para o sinal coletado sem atenuação e do ruído.

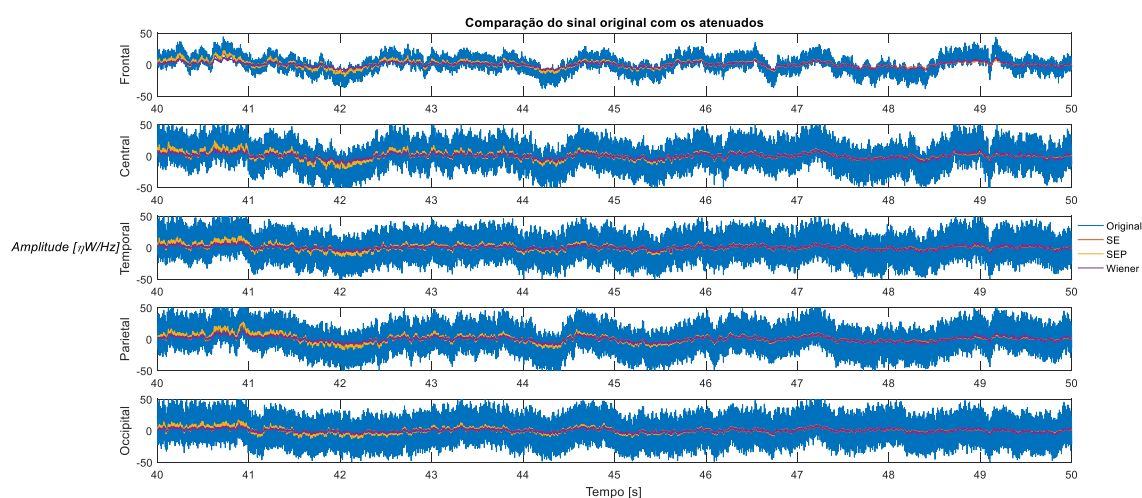


Fonte: Autoria própria, 2018.

Assim, após visualizar o comportamento da estimação do ruído foram aplicados os três métodos de filtragem do sinal. Para visualizar o resultado foi amostrado em cinco eletrodos,

sendo um por região. Como pode ser visualizado na Figura 7.4 ao processar o sinal no domínio temporal é possível notar que todos os métodos de atenuação no ruído melhoraram a qualidade do sinal, contudo provocam certa distorção no sinal. Nessa figura observa-se que ao comparar o sinal sem atenuação com os atenuados fica nítida a redução do ruído, porém toda a forma do sinal se mantém e torna mais clara a observação de algumas características comuns no sinal de EEG. Nela temos em azul o sinal sem atenuação, em vermelho o atenuado por SE, em amarelo o atenuado por SEP e em roxo o atenuado pela filtragem de Wiener.

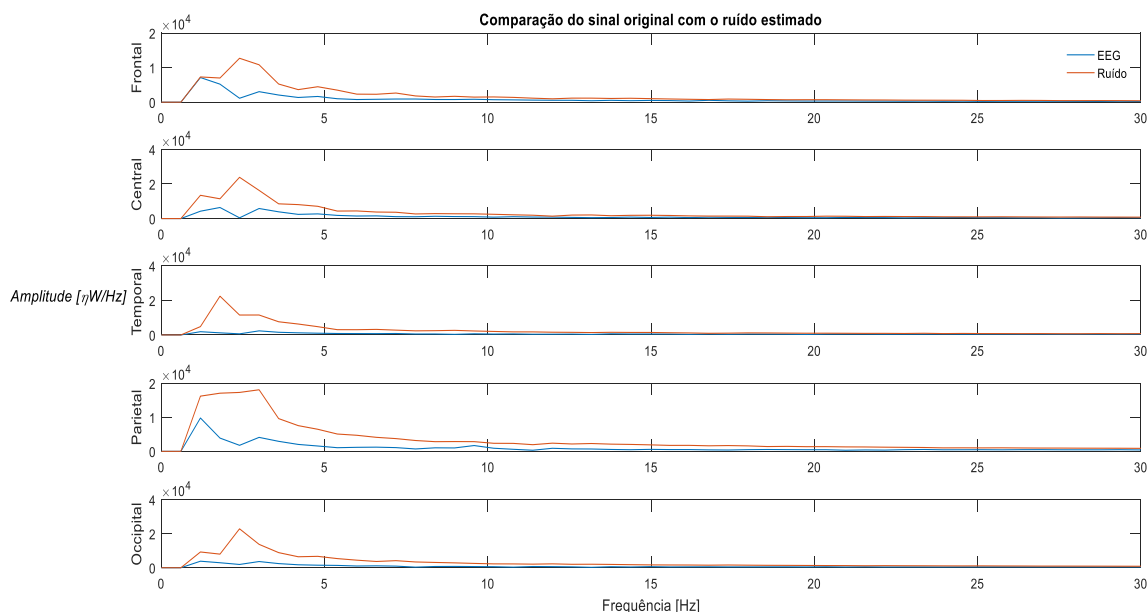
Figura 7.4 - Comparação temporal para o sinal coletado sem atenuação e após a passagem pelos métodos de atenuação do ruído, para o sinal com a enfermeira dentro da sala.



Fonte: Autoria própria, 2018.

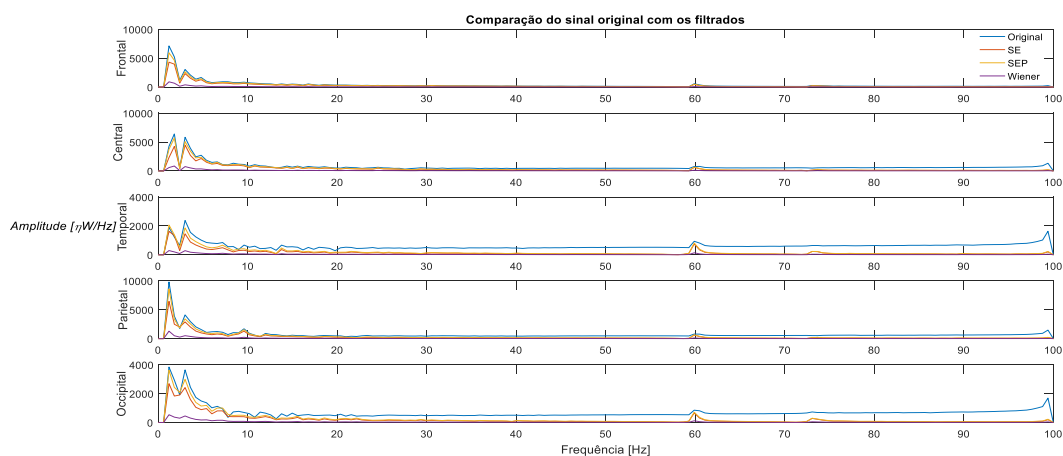
7.3.2 Análise do sinal no domínio da frequência

Devido ao fato de a aplicação dos métodos de atenuação serem realizados no domínio da frequência é importante observar o comportamento do ruído no mesmo, assim a Figura 7.5 foi elaborada de modo a mostrar essa visualização, comparando o resultado com a coleta do EEG. Nela observa-se as mesmas características que foram citadas na análise da Figura 7.3, visto que durante a análise espectral fica clara a resposta similar de ambos os sinais, apresentando curvas similares, mas com amplitudes diferentes. Em azul está demonstrado o sinal do EEG e em vermelho o sinal do Ruído estimado. Eixo da frequência foi limitado para facilitar a visualização.

Figura 7.5 - Comparação espectral para o sinal coletado sem atenuação e do ruído.

Fonte: Autoria própria, 2018.

Ao realizar a análise dos resultados obtidos antes e após a filtragem no domínio espectral é possível notar que todos os três métodos apresentaram resultados satisfatórios, como observado na Figura 7.6. Nestas pode-se constatar a atenuação do sinal provocada pela utilização dos métodos de (BEROUTI, 1978; BOLL, 1979; PLAPOUS, 2006). Em azul está o sinal sem atenuação, em vermelho o atenuado por SE, em amarelo o atenuado por SEP e em roxo o atenuado pela filtragem de Wiener.

Figura 7.6 - Comparação da PSD do sinal sem atenuação com os sinais atenuados com a enfermeira dentro da sala.

Fonte: Autoria própria, 2018.

Nesta imagem fica ainda mais clara a atenuação do sinal, mostrando assim a funcionalidade do algoritmo. Ainda sobre a Figura 7.6 podemos perceber que apesar de claramente haver uma atenuação do sinal em alguns pontos o comportamento da curva se manteve, independentemente da técnica utilizada.

A fim de confirmar o que foi observado graficamente na figura citada no último parágrafo, o método quantitativo PCP foi utilizado, após a comparação estatística entre PCP do sinal não atenuado com os atenuados foi realizada. Ao analisar o resultado obtido pela comparação do sinal com os sinais atenuados, Tabela 7.II, é possível notar que ao aplicar o método de Wiener várias regiões todas as bandas de frequência apresentaram diferença significativa, destacando-se as bandas gama e super gama.

Tabela 7.II - Comparação estatística entre sem atenuação e com atenuação.

	Delta			Teta			Alfa		
	SE	SEP	Wiener	SE	SEP	Wiener	SE	SEP	Wiener
Frontal	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	NS	*
Central	NS	*	**	NS	*	**	*	*	NS
Temporal	NS	**	**	NS	*	*	NS	NS	NS
Parietal	*	*	**	NS	NS	**	NS	NS	NS
Occipital	NS	NS	**	NS	NS	NS	NS	NS	NS
	Beta			Gama			Super Gama		
	SE	SEP	Wiener	SE	SEP	Wiener	SE	SEP	Wiener
Frontal	NS	NS	NS	NS	*	*	*	**	**
Central	NS	NS	NS	**	**	**	**	**	**
Temporal	NS	NS	NS	NS	*	**	**	**	**
Parietal	NS	NS	NS	**	**	**	**	**	**
Occipital	NS	NS	*	**	**	**	**	**	**

NS: Não Significativo, *: p_valor<0.05, **: p_valor<0.005

Fonte: Autoria própria, 2018.

Contudo, existe a necessidade de comparar a eficácia de cada método de processamento computacional, para isso, foi realizado um cálculo de tempo gasto durante o processamento. Assim, durante a passagem do sinal pelos algoritmos computacionais foi medido o tempo necessário para as situações de não atenuação, subtração espectral de magnitude, subtração espectral de potência e filtragem de Wiener, conforme apresentada na Tabela 7.III. Logo pode-se verificar que os algoritmos de SE e SEP, pouco ou nada adicionam ao tempo total de processamento, o que não se pode dizer para a filtragem de Wiener, o qual praticamente dobra o tempo necessário para o processamento.

Tabela 7.III - Comparação entre os tempos necessários para processamento de cada método de atenuação

Comparação entre tempos de processamento para aplicação de atenuação			
Tempo de processamento em segundos			
SA	SE	SEP	Wiener
18.025	17.155	16.852	41.001

Fonte: Autoria própria, 2018.

7.4 Considerações finais

A grande pergunta feita no início deste estudo era se é possível atenuar o sinal utilizando métodos simples. Neste caso escolheu-se a utilização de métodos já estudados de atenuação de sinais de áudio, onde a estimação do ruído foi obtida através da coleta com o aparelho desconectados dos eletrodos. Outros estudos já demonstraram interesse na atenuação do sinal, como (DEVUYST, 2008; JOHAL, 2016; RAHMAN, 2015), que utilizam ICA para a atenuação de artefatos fisiológicos, principalmente movimentos oculares. Há também estudos como (HARTMANN, 2014; NÚÑEZ, 2010) que também demonstram interesse na remoção de artefatos sem considerar a origem fisiológica ou não, contudo (NÚÑEZ, 2010) utiliza algoritmos complicados em C++, já Hartmann usa a mesma ideia aplicada nesse artigo, focando no caso dele em Mínimo erro quadrático, contudo o sinal que deseja tratar é de pacientes epiléticos durante monitoramento. Ao comparar os resultados deste trabalho ao aplicar todos os algoritmos com a literatura o trabalho mais próximo encontrado é o de (HARTMANN, 2014), porém há dificuldade na comparação dos resultados, pois enquanto este concentra-se mais em uma análise temporal os apresentados neste artigo tem como intensão uma melhora da qualidade espectral, ao fim pode-se contatar que ambos se mostram promissores.

Outro ponto importante é o fato de os métodos de (BOLL, 1979) e (BEROUTI, 1978) terem apresentado bons resultados, causando apenas distorções nas extremidades do sinal. Assim, é aconselhado que ao utilizar esse método seja realizada duas coletas para estimação do ruído, sendo uma de um minuto ao início do sinal e outra de igual tempo ao final. Pois, ao aplicar os métodos esses trechos poderão ser atenuados e desconsiderados.

Um outro ponto importante a ser concluído é que apesar da melhor resposta temporal da filtragem de Wiener, o tempo de processamento desse algoritmo é cerca de duas a três vezes maior que os demais. Dessa forma, vale ressaltar que caso seja desejado utilizar esse método

offline o usuário deverá estar consciente de que uma aplicação de um vetor com uma menor quantidade de dados é necessária para que não haja atraso considerável na resposta do programa.

A grande novidade apresentada no presente trabalho é a possibilidade de filtrar um sinal sem necessariamente conhecer a fundo a fonte causadora do artefato. Aqui o método de estimulação do ruído é simples e demonstrou-se eficaz para ser utilizado em parceria com os métodos de atenuação propostos.

Capítulo 8

CONCLUSÃO

Nesse capítulo serão abordados os principais achados a partir das análises realizadas nos demais capítulos. Os principais enfoques e contribuições também serão discutidos, bem como os trabalhos que serão realizados no futuro.

8.1 Conclusões gerais

O primeiro objetivo para a elaboração e execução desse projeto foi o de estudar os efeitos da estimulação musical no sinal de EEG, registrados em indivíduos sem restrições neurológicas, para atingir esse objetivo foram realizados diversos registros do sinal sob diferentes estilos de estimulação acústica. Durante o primeiro experimento, realizado com tons puros, foi possível constatar que existe uma diferença significativa na atividade elétrica cerebral, comprovando os resultados esperados. Outro resultado encontrado nesse estudo foi a prorrogação do estímulo, onde foi possível constatar que mesmo após o estímulo ter sido removido, o indivíduo continuava apresentando mudanças na sua atividade encefálica, mostrando assim que mesmo que um estímulo não apresente uma resposta imediata o mesmo poderá repercutir trazendo alterações futuras.

A partir dos resultados obtidos por esse primeiro experimento novos registros foram sendo feitos sob um mesmo protocolo, contando com diferentes tipos de estimulação musical. Desse modo foi possível realizar um total de 60 gravações em voluntários, sendo 5 desses descartados seguindo parâmetros de análise visual de um médico neurologista e de um software de processamento. Dentre os 55 registros aprovados, 28 foram realizados em voluntárias do sexo feminino sendo que a base de dados montada conta com indivíduos que possuem valores médios de peso e idade de 69,935 e 22,746 respectivamente.

A partir dos sinais registrados nessa base de dados, foi possível realizar outras análises, utilizando os estímulos com música auto selecionadas e ruídos sonoros. Durante o estudo com as músicas auto selecionadas foi possível utilizar a autocorrelação para detectar diferenças entre o pré-estímulo, o estímulo com a música favorita e o estímulo da música desgostada, resultado

o qual foi confirmado através da aplicação do teste estatístico de Friedman. Outro resultado obtido, durante a análise desses sinais, foi o plano de Thayer, o qual, apesar de não ter apresentado os resultados esperados, mostrou que a aplicação da música gera uma variação da excitação e emoção do indivíduo. Dessa forma foi possível concluir que tais estímulos podem gerar alterações em como o voluntário se sente, trazendo à tona sentimentos mais positivos ou negativos.

Já para a análise realizada com os ruídos sonoros foi possível encontrar resultados que dependem da relação do voluntário com o estímulo que foi aplicado. Foi encontrado que quando os voluntários associavam o estímulo do ruído branco ou do rosa a um barulho de cachoeira, trazendo à tona um sentimento mais relaxante, as bandas Alfa e Gama apresentavam uma maior ativação, enquanto que para os voluntários que associaram esses estímulos a chiado de televisão e rádio, relacionando a uma situação de maior incomodo, a ativação ocorria de forma mais predominante na banda Delta. Logo, com base nesses resultados é possível concluir que tal estímulo pode, assim como as músicas auto selecionadas, trazer sentimentos que afetam diretamente toda a atividade cerebral.

Todos os resultados obtidos pela estimulação com músicas demonstram claramente que é possível detectar através do EEG variações da atividade elétrica cerebral, sendo inclusive possível relacionar sentimentos ao estímulo aplicado. Uma importante observação que pode ser feita é que a aplicação de variações e ritmos ao som gera diferentes reações dos voluntários, sendo que não é possível determinar de maneira precisa de essa trará um sentimento positivo e negativo, fato que depende somente do histórico de cada indivíduo com a música, como demonstrado pela estimulação com ruídos sonoros. No entanto é possível através da análise do plano de Thayer saber qual sentimento aquela música levou, contudo, para isso o algoritmo deste deve ser melhor desenvolvido para atingir esse objetivo.

O segundo objetivo deste trabalho foi o de realizar a elaboração de um método de atenuação do ruído no ambiente de tratamento intensivo (UTI) de uma maneira simples. Para isso a primeira etapa consistiu em estudar diversas estratégias com baixo custo computacional que possuísem a capacidade de reduzir os artefatos de um sinal. Desse modo foram escolhidas três diferentes estratégias utilizadas para o processamento de sinais de áudio, as quais consideravam que o sinal coletado se tratava de uma soma do sinal puro com um sinal indesejado. Contudo, todos esses métodos necessitavam de uma estimação do sinal ruidoso e para conseguir obtê-lo três diferentes métodos foram testados, sendo utilizado um manequim, adaptado para simular características fisiológicas humanas, e também um melão, além de também ter sido realizada uma coleta com o aparelho desconectado dos eletrodos. Após realizar

a coleta e o processamento do sinal utilizando esses três métodos, foi possível constatar que todos coletavam sinais similares, representando adequadamente o ruído no ambiente, contudo dois deles, manequim e melão, eram mais complicados e necessitavam de procedimentos mais complexos para a captação do sinal, tendo dessa forma a coleta realizada sem os eletrodos escolhida como método de estimação do ruído.

De posse do método de estimação, um sinal da UTI foi coletado em um momento de alta interferência de sinais indesejados. Com o sinal em mãos o mesmo foi processado utilizando os algoritmos de atenuação do ruído e ao fim os resultados encontrados demonstraram que todos esses métodos têm alta capacidade de minimizar essa interferência. Contudo, dois dos três métodos demonstraram uma grande distorção nas extremidades do sinal, quando analisado no domínio do tempo, sendo o método de Subtração Espectral de Magnitude (SE) e Subtração Espectral de Potência (SEP). Já em uma análise no domínio da frequência, todos os três métodos demonstraram resultados condizentes com o desejado. Além disso, através de uma verificação do tempo de processamento foi possível constatar que tanto SE quanto SEP, não alteram o tempo necessário, enquanto a Filtragem de Wiener pode triplicar esse tempo. Dessa forma é possível concluir que todos os métodos são adequados para uso, porém, certas considerações devem ser tomadas, a primeira é em relação a análise no domínio temporal, que não é aconselhada quando são utilizados os métodos de SE e SEP e a segunda quanto ao tempo de processamento, o qual deve-se lembrar que a filtragem de Wiener aumenta esse tempo.

De maneira geral é possível concluir que com o uso dos estudos realizados com a estimulação musical demonstram a capacidade da música de trazer sentimentos a tona, o que pode gerar uma melhora cognitiva dos voluntários, experimento que pode ser reproduzido em pacientes da UTI objetivando uma aceleração da recuperação dos mesmos. Tendo isso como base para trabalhos futuros é possível aplicar ainda os métodos de atenuação do ruído, facilitando a análise do sinal do EEG por parte dos médicos neurologistas.

8.2 Contribuições

Cada estudo realizado contribuiu para acrescentar a literatura que aborda aspectos de estimulação musical com a utilização do EEG. Além disso, com a utilização dos quantificadores foi possível constatar que sentimentos podem ser captados com a utilização desse aparelho.

Outra contribuição foi a elaboração de um método para amostragem topográfica da atividade elétrica cerebral com a utilização do MATLAB e do quantificador de Porcentagem de Contribuição de Potência.

Esse trabalho ainda contribui por ter sido analisados ritmos não usuais na neurologia clínica, sendo esses o Gama e Supergama. Os quais apresentaram diferença significativa em todos os estudos realizados com os estímulos, demonstrando assim a variabilidade biológica existente nesses dois ritmos. Além disso, a partir desse trabalho houve a construção da base de dados de EEG de alta frequência registrados em indivíduos sem patologias e sob estimulação musical, o qual, como demonstrado ao longo do trabalho, não existem bases disponíveis à comunidade acadêmica.

Por último, uma grande contribuição realizada nesse estudo, trata-se a elaboração de métodos para atenuação de artefatos no sinal de EEG coletado na UTI. Os resultados obtidos a partir deste trabalho poderão ser utilizados para coletas nesse setor, possibilitando assim a construção de um banco de dados com pacientes da UTI sob estimulação musical.

8.3 Trabalhos futuros

A análise do sinal EEG sob estimulação, mostrou-se bastante difícil e necessária para a utilização na neurologia clínica e na musicoterapia, tendo em vista que, esse tipo de exame pode vir a ser indicado para pacientes da UTI. Além disso, o desenvolvimento de métodos simples para a atenuação do ruído pode vir a complementar os atuais aparelhos e softwares de processamento do sinal. Contudo, ao longo da elaboração desse trabalho, novos problemas foram detectados sendo, portanto, metas para trabalhos futuros, sendo essas:

- Aumento do número de registros disponíveis na base de dados de EEG sob estimulação musical;
- Criação de uma base de dados de EEG sob estimulação musical em pacientes da UTI;
- Análise do sinal no domínio do tempo e novas análises no domínio da frequência;
- Aprimoramento da técnica de análise via o plano bidimensional de Thayer;
- Aprimoramento dos algoritmos de atenuação dos ruídos;
- Estudo de novas técnicas para atenuação dos ruídos;
- Utilização de novas técnicas de análise estatística para análise quantitativa do sinal;

- Elaboração de novos estímulos e padrões músicas para a estimulação tanto em voluntários patologicamente saudáveis e pacientes da UTI.

REFERÊNCIAS

- ABREU, C. C. E. DE. **Melhoramento de Sinais de Voz Baseado na Identificação de Padrões Ruidosos**. Tese (doutorado), Faculdade de Engenharia: Universidade Estadual Paulista - Ilha Solteira, 2017.
- AGARWAL, R. et al. Automatic EEG analysis during long-term monitoring in the ICU. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 107, n. 1, p. 44–58, Jan. 1998. [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(98\)00009-1](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(98)00009-1)
- ANDRÉ-OBADIA, N.; PARAIN, D.; SZURHAJ, W. Continuous EEG monitoring in adults in the intensive care unit (ICU). **Neurophysiologie Clinique**, v. 45, n. 1, p. 39–46, Nov. 2015. <https://doi.org/10.1016/j.neucli.2014.11.003>
- AURLIEN, H. et al. EEG background activity described by a large computerized database. **Clinical Neurophysiology**, v. 115, n. 3, p. 665–673, Out. 2004. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2003.10.019>
- AYRES, M. et al. **Bio estat 5.0: aplicações estatísticas nas áreas das ciências biológicas e médicas**. Belém: Instituto Mamirauá, 2007.
- BABILONI, C. et al. Brains “in concert”: Frontal oscillatory alpha rhythms and empathy in professional musicians. **NeuroImage**, v. 60, n. 1, p. 105–116, Set. 2012. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2011.12.008>
- BALASUBRAMANIAN, G. et al. Music induced emotion using wavelet packet decomposition—An EEG study. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 42, p. 115–128, Jan. 2018. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2018.01.015>
- BANERJEE, A. et al. Study on Brain Dynamics by Non Linear Analysis of Music Induced EEG Signals. **Physica A: Statistical Mechanics and its Applications**, v. 444, p. 110–120, Out. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.physa.2015.10.030>
- BARCELLOS, L. R. M. et al. **Definição de Musicoterapia** World Federation of Music Therapy Inc., , 1996.
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. **Neurociências : desvendando o sistema nervoso**. 4th. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2017.
- BEROUTI, M.; SCHWARTZ, R.; MAKHOUL, J. **Enhancement of speech corrupted by acoustic noise**. ICASSP '79. IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing. **Anais...** Washington: 1978. <https://doi.org/10.1109/ICASSP.1979.1170788>
- BHORIA, R.; SINGAL, P.; VERMA, D. Analysis of Effect of Sound Levels on Eeg. **International Journal of Advanced Technology & Engineering Research (IJATER)**, p. 121–124, Mar. 2012.
- BLOOD, A. J.; ZATORRE, R. J. Intensely pleasurable responses to music correlate with activity in brain regions implicated in reward and emotion. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 98, n. 20, p. 11818–11823, Set. 2001.

<https://doi.org/10.1073/pnas.191355898>

BLOOD, A.; ZATORRE, R.; EVANS, A. Intensely pleasant emotional responses to music correlate with CBF modulation in paralimbic and other subcortical brain regions.

Physiological Psychology, v. 8, n. 4, p. 126–9, Abr. 1996.

<https://doi.org/10.1073/pnas.191355898>

BOLL, S. Suppression of acoustic noise in speech using spectral subtraction. **IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing**, v. 27, n. 2, p. 113–120, Abr. 1979.

<https://doi.org/10.1109/TASSP.1979.1163209>

BREITLING, D.; GUENTHER, W.; RONDOT, P. Auditory perception of music measured by brain electrical activity mapping. **Neuropsychologia**, v. 25, n. 5, p. 765–774, Jan. 1987.

[https://doi.org/10.1016/0028-3932\(87\)90114-X](https://doi.org/10.1016/0028-3932(87)90114-X)

BUDZYNSKI, T. H. et al. **Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications**. 1^a ed. New York: Academic Press, 2009.

BUZSÁKI, G. **Rhythms of the Brain**. 1 ed. ed. New York: OXFORD UNIVERSITY PRESS, 2006.

<https://doi.org/10.1093/acprof:oso/9780195301069.001.0001>

COLLIER, T. J. et al. Creation of a Human Head Phantom for Testing of Electroencephalography Equipment and Techniques. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 59, n. 9, p. 2628–2634, Set. 2012.

<https://doi.org/10.1109/TBME.2012.2207434>

COSTA, M. H. Estimation of the noise autocorrelation function in auditory evoked potential applications. **Biomedical Signal Processing and Control**, Out. 2012.

<https://doi.org/10.1016/j.bspc.2011.10.002>

DE LUCA, C. J. et al. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 8, p. 1573–1579, Jan. 2010.

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.01.027>

DEVUYST, S. et al. Cancelling ECG artifacts in EEG using a modified independent component analysis approach. **Eurasip Journal on Advances in Signal Processing**, v. 2008, p. 13, Jul. 2008.

<https://doi.org/10.1155/2008/747325>

EBERSOLE, J. S.; HUSAIN, A. M.; NORDLI-JR., D. R. **Current Practice of Clinical Electroencephalography**. 4th. ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2014.

EPHRAIM, Y.; MALAH, D. Speech Enhancement Using a- Minimum Mean- Square Error Short-Time Spectral Amplitude Estimator. **IEEE Transactions on Acoustics Speech and Signal Processing**, n. 6, p. 1109–1122, Dez. 1984.

<https://doi.org/10.1109/TASSP.1984.1164453>

FERREE, T. C. et al. Scalp electrode impedance , infection risk , and EEG data quality. **Clinical Neurophysiology**, v. 112, p. 536–544, Nov. 2001.

[https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00533-2](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00533-2)

FLORES-GUTIÉRREZ, E. O. et al. Metabolic and electric brain patterns during pleasant and unpleasant emotions induced by music masterpieces. **International Journal of Psychophysiology**, v. 65, n. 1, p. 69–84, Mar. 2007.

<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2007.03.004>

FREEMAN, W. J.; QUIROGA, R. Q. **Imaging Brain Function With EEG**. 3. ed. New York 2013: Springer Science, 2013.

<https://doi.org/10.1007/978-1-4614-4984-3>

GARREFFA, G.; CARNI, M. Real-time MR artifacts filtering during continuous EEG / fMRI acquisition. **Magnetic Resonance Imaging**, v. 21, p. 1175–1189, Ago. 2003.

<https://doi.org/10.1016/j.mri.2003.08.019>

GOMES, P.; PEREIRA, T.; CONDE, J. Musical emotions in the brain-a neurophysiological study. **Neurophysiol Res**, v. 1, n. 1, Fev. 2017.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de fisiologia médica**. 11 th ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2006.

HARTMANN, M. M. et al. PureEEG: Automatic EEG artifact removal for epilepsy monitoring. **Neurophysiologie Clinique**, v. 44, n. 5, p. 479–490, 2014.

<https://doi.org/10.1016/j.neucli.2014.09.001>

HERMAN, S. T. et al. Consensus Statement on Continuous EEG in Critically Ill Adults and Children, Part I: Indications. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 32, n. 2, p. 87–95, Abr. 2015.

<https://doi.org/10.1097/WNP.0000000000000166>

IRVING A. TAYLOR AND FRANCES PAPERTE. Current Theory and Research in the Effects of Music on Human Behavior. **The Journal of Aesthetics and Art Criticism**, v. 17, n. 2, p. 251–258, Dez. 1958.

<https://doi.org/10.2307/427527>

JOHAL, P. K.; JAIN, N. **Artifact removal from EEG: A comparison of techniques**. International Conference on Electrical, Electronics, and Optimization Techniques, ICEEOT 2016. **Anais...**Tamilnadu: 2016.

<https://doi.org/10.1109/ICEEOT.2016.7755056>

KAWADA, T.; SUZUKI, S. Sleep induction effects of steady 60 dB (A) pink noise. **Industrial health**, v. 31, n. 1, p. 35–8, Mar. 1993.

<https://doi.org/10.2486/indhealth.31.35>

LEAHY, R. M. et al. A study of dipole localization accuracy for MEG and EEG using a human skull phantom. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 107, p. 159–173, Abr. 1998.

[https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(98\)00057-1](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(98)00057-1)

LÉVESQUE, M. et al. High-frequency (80-500Hz) oscillations and epileptogenesis in temporal lobe epilepsy. **Neurobiology of Disease**, v. 42, n. 3, p. 231–241, Jan. 2011.

<https://doi.org/10.1016/j.nbd.2011.01.007>

LI, Y. et al. Automatic removal of the eye blink artifact from EEG using an ICA-based template matching approach. **Physiological Measurement**, v. 27, n. 4, p. 425–436, Mar. 2006.

<https://doi.org/10.1088/0967-3334/27/4/008>

LIANG, Z. et al. EEG entropy measures in anesthesia. **Frontiers in Computational Neuroscience**, v. 9, p. 1–17, Fev. 2015.

<https://doi.org/10.3389/fncom.2015.00016>

LUCCAS, F. J. C. et al. Recomendações Para O Registro / Interpretação Do Mapeamento Topográfico Do Eletrencefalograma E Potenciais Evocados. **Neurologia**, v. 57, n. 1, p. 132–146, 1999.

MAGUIRE, M. J. Music and epilepsy : A critical review. v. 53, n. 6, p. 947–961, Mar. 2012.

MICHALKE, B.; NISCHWITZ, V. Analytica Chimica Acta Review on metal speciation

analysis in cerebrospinal fluid — current methods and results : A review. **Analytica Chimica Acta**, v. 682, n. 1–2, p. 23–36, Out. 2010.

<https://doi.org/10.1016/j.aca.2010.09.054>

MORAIS, M. F. DE O. **Estudo da Influência da Música na Atividade Elétrica Cerebral**. Tese de Mestrado em Engenharia Biomedica.: Universidade Nova de Lisboa, 2016.

MURUGAPPAN, M. et al. Lifting scheme for human emotion recognition using EEG.

Proceedings - International Symposium on Information Technology 2008, ITSIM, v. 2, n. March 2014, Set. 2008.

<https://doi.org/10.1109/ITSIM.2008.4631646>

MUSZKAT;, M.; CORREIA, C. M. F.; CAMPOS, S. M. Música e Neurociências. **Rev Neurociência**, v. 8, n. 2, p. 70–75, 2000.

NÚÑEZ, I. M. B. **EEG ARTIFACT DETECTION**. Tese de Doutorado: Department of Cybernetics - Czech Technical University in Prague, 2010.

OGATA, S. Human Eeg Responses to Classical Music and Simulated White Noise: Effects of a Musical Loudness Component on Consciousness. **Perceptual and Motor Skills**, v. 80, n. 3, p. 779–790, Fev. 1995.

<https://doi.org/10.2466/pms.1995.80.3.779>

PAN, Y. et al. Common frequency pattern for music preference identification using frontal EEG. **International IEEE/EMBS Conference on Neural Engineering, NER**, n. August, p. 505–508, Nov. 2013.

<https://doi.org/10.1109/NER.2013.6695982>

PATEL, A D.; BALABAN, E. Temporal patterns of human cortical activity reflect tone sequence structure. **Nature**, v. 404, n. 6773, p. 80–84, Mar. 2000.

<https://doi.org/10.1038/35003577>

PEREIRA, R. P. et al. Qualificação e quantificação da exposição sonora ambiental em uma unidade de terapia intensiva geral. **Revista Brasileira de Otorrinolaringologia**, v. 69, n. 6, p. 766–771, Dez. 2003.

PICTON, T. W. et al. Blinks, saccades, extraocular muscles and visual evoked potentials (reply to Verleger). **Journal of Psychophysiology**, v. 14, n. 4, p. 210–217, Nov. 2000.

<https://doi.org/10.1027//0269-8803.14.4.210>

PLAPOUS, C.; MARRO, C.; SCALART, P. Improved signal-to-noise ratio estimation for speech enhancement. **IEEE Transactions on Audio, Speech and Language Processing**, v. 14, n. 6, p. 2098–2108, Nov. 2006.

<https://doi.org/10.1109/TASL.2006.872621>

PUTHANKATTIL SUBHA, D. et al. EEG Signal Analysis: A Survey. **Journal of Medical Systems**, v. 34, n. 4, p. 195–212, Out. 2010.

QUINONEZ, D. Common applications of electrophysiology (EEG) in the past and today: The technologist's view. **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology**, v. 106, n. 2, p. 108–112, Out. 1998.

[https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00112-0](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00112-0)

RAHMAN, F. A.; OTHMAN, M. F.; SHAHARUDDIN, N. A. A review on the current state of artifact removal methods for electroencephalogram signals. **2015 10th Asian Control Conference: Emerging Control Techniques for a Sustainable World, ASCC 2015**, 2015.

<https://doi.org/10.1109/ASCC.2015.7244679>

RAMOS, C. D. **Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa**. Dissertação de mestrado: Faculdade de

- Engenharia Elétrica FEELT - Universidade Federal de Uberlândia, 2017.
- REIS, E. et al. Estatística Aplicada 1. **Silabo.Pt**, p. 30, 1999.
- RUSSELL, J. A. A circumplex model of affect. **Journal of Personality and Social Psychology**, v. 39, n. 6, p. 1161–1178, Nov. 1980.
<https://doi.org/10.1037/h0077714>
- SAMMLER, D. et al. Music and emotion: Electrophysiological correlates of the processing of pleasant and unpleasant music. **Psychophysiology**, v. 44, n. 2, p. 293–304, 2007a.
<https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2007.00497.x>
- SCHAEFER, R. S.; VLEK, R. J.; DESAIN, P. Music perception and imagery in EEG: Alpha band effects of task and stimulus. **International Journal of Psychophysiology**, v. 82, n. 3, p. 254–259, 2011.
<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2011.09.007>
- SCHOMER, D. L.; SILVA, F. H. L. DA. **Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. Sixth ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- SORNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. 1. ed. London, UK: Elsevier Academic Press, 2005.
- SOURINA, O.; LIU, Y.; NGUYEN, M. K. Real-time EEG-based emotion recognition for music therapy. **Journal on Multimodal User Interfaces**, v. 5, n. 1–2, p. 27–35, Dez. 2012.
<https://doi.org/10.1007/s12193-011-0080-6>
- STANCHINA, M. L. et al. The influence of white noise on sleep in subjects exposed to ICU noise. **Sleep Medicine**, v. 6, n. 5, p. 423–428, 2005.
<https://doi.org/10.1016/j.sleep.2004.12.004>
- TATUM, W. et al. **Handbook of EEG Interpretation**. 1. ed. New York: Demos Medical, 2008.
- THAYER, R. E. **The Biopsychology of mood and Arousal**. 1. ed. New York: Oxford University Press, 1989.
- TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. Rio de Janeiro: LTC, 2005.
- TYNER, F. S.; KNOTT, J. R. **Fundamentals of EEG Technology: Basic concepts and methods**. 1. ed. New York: Raven Press, 1983.
- VENIERO, D.; BORTOLETTO, M.; MINIUSSI, C. TMS-EEG co-registration : On TMS-induced artifact. **Clinical Neurophysiology**, v. 120, n. 7, p. 1392–1399, Jun. 2009.
<https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.04.023>
- VERRUSIO, W. et al. The Mozart Effect: A quantitative EEG study. **Consciousness and Cognition**, v. 35, p. 150–155, Fev. 2015.
<https://doi.org/10.1016/j.concog.2015.05.005>
- WATSON, M. A.; SCOTT, G. Clinical Utility of Biochemical Analysis of Cerebrospinal Fluid. **Clinical Chemistry**, v. 41, n. 3, p. 343–360, Dez. 1995.
- WEBSTER, J. G. **Medical instrumentation: Application and design**. 4th. ed. Danvers: John Wiley & Sons, 2009.
- WHITE, D. M.; VAN COTT, C. A. EEG Artifacts in the Intensive Care Unit Setting. **American Journal of Electroneurodiagnostic Technology**, v. 50, n. 1, p. 8–25, Set. 2010.
<https://doi.org/10.1080/1086508X.2010.11079750>
- YANG, Y.-H. et al. **Music Emotion Classification: A Regression Approach**. Multimedia

and Expo, 2007 IEEE International Conference on. **Anais...**Beijing, China: IEEE, Jul. 2007.
<https://doi.org/10.1109/ICME.2007.4284623>

YOUNG, B. et al. A novel EEG artifact in the intensive care unit. **Journal of clinical neurophysiology : official publication of the American Electroencephalographic Society**, v. 19, n. 5, p. 484–486, Out. 2002.

ZHANG, S. et al. Affective MTV analysis based on Arousal and Valence features. **2008 IEEE International Conference on Multimedia and Expo, ICME 2008 - Proceedings**, p. 1369–1372, 2008.
<https://doi.org/10.1109/ICME.2008.4607698>

ZHOU, J. et al. Pink noise: Effect on complexity synchronization of brain activity and sleep consolidation. **Journal of Theoretical Biology**, v. 306, p. 68–72, Abr. 2012.
<https://doi.org/10.1016/j.jtbi.2012.04.006>

Anexo A*

PARECER CONSUBSTANCIADO LIBERADO PELO CEP-UFU

No Anexo A estão a primeira e a última página do parecer consubstanciado, liberado pelo CEP – UFU com a liberação para execução da pesquisa

UFU Comitê de Ética em Pesquisa	UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA/MG	Plataforma Brasil
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP		
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA		
Título da Pesquisa: Caracterização do ruído associado à eletroencefalografia (EEG) realizado em Unidade de Terapias Intensiva (UTI)		
Pesquisador: João Batista Destro Filho		
Área Temática:		
Versão: 2		
CAAE: 54781615.6.0000.5152		
Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica		
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio		
DADOS DO PARECER		
Número do Parecer: 1.715.963		
Apresentação do Projeto:		
<p>Conforme apresenta o protocolo: Este projeto visa investigar as características estatísticas do ruído artificial que perturba o exame em eletroencefalografia (EEG) no intuito de definir um padrão de ruído no ambiente de UTI Adulto do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) e elaborar um banco de dados EEG normal, considerando explicitamente a técnica de Oscilações de Alta Frequência (OAF) na faixa 0 – 120 Hz. A eletroencefalografia (EEG) consiste num exame bastante coerente com a realidade SUS, devido ao fato de ser não-invasivo, barato, simples e sem contra-indicações para qualquer tipo de paciente. Embora este exame permite o monitoramento em tempo real do estado neurológico do paciente, todavia não consegue apresentar uma boa resolução espacial e também é fortemente perturbado por ruído. Os pesquisadores justificam a proposta argumentando que a falta de estudos orientados a utilização de EEG em alta frequência e, a escassez de monitorização contínua em ambientes da UTI no Brasil. A realização deste projeto deve melhorar a qualidade dos diagnósticos de morte encefálica e fundamentar o alicerce para o desenvolvimento de um sistema de monitoramento EEG contínuo, assim como, evitar o deslocamento arriscado de um paciente neurologicamente crítico da UTIA/HCU para o ambiente sem ruído SEMHCU. Para realizar a pesquisa, os próprios membros da equipe executora, assim como, como 100 indivíduos voluntários, saudáveis entre 18 – 60 anos.</p>		
<p>Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121-Bloco "IA", sala 224 - Campus Sta. Mônica Bairro: Santa Mônica UF: MG Município: UBERLÂNDIA CEP: 38.408-144 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@procc.ufu.br</p>		
<p>Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121-Bloco "IA", sala 224 - Campus Sta. Mônica Bairro: Santa Mônica UF: MG Município: UBERLÂNDIA CEP: 38.408-144 Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@procc.ufu.br</p>		