

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS**

**AVALIAÇÃO DO EEG DE PACIENTES  
COMATOSOS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL**

**Izabella Nonato Oliveira Lima**

**Orientador: Prof. Dr. João Batista Destro Filho**

Uberlândia – MG

Julho, 2020.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS**

**AVALIAÇÃO DO EEG DE PACIENTES  
COMATOSOS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL**

**Izabella Nonato Oliveira Lima**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência, área de concentração: Processamento Digital de Sinais.  
Orientador: Dr. João Batista Destro Filho.

Uberlândia – MG

Julho, 2020.

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU com  
dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

L732 2020	<p>Lima, Izabella Nonato Oliveira, 1996- Avaliação do EEG de pacientes comatosos sob estimulação musical [recurso eletrônico] / Izabella Nonato Oliveira Lima. - 2020.</p> <p>Orientador: João Batista Destro Filho. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Elétrica. Modo de acesso: Internet. Disponível em: <a href="http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.531">http://doi.org/10.14393/ufu.di.2020.531</a> Inclui bibliografia. Inclui ilustrações.</p> <p>1. Engenharia elétrica. I. Destro Filho, João Batista ,1970-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Elétrica. III. Título.</p> <p>CDU: 621.3</p>
--------------	--

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:  
Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091  
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS**

**AVALIAÇÃO DO EEG DE PACIENTES  
COMATOSOS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL**

**Izabella Nonato Oliveira Lima**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Ciência, área de concentração: Processamento Digital de Sinais.  
Orientador: Dr. João Batista Destro Filho.

Membros da Banca:

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

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues  
(Membro da banca – FEELT - UFU)

Prof<sup>ª</sup>. Dr<sup>ª</sup>. Ana Cláudia Giesbrecht Puggina  
(Membro da Banca – UNG-FMJ)

Dr. Marcos Campos  
(Membro da Banca – HCU-UFU)

Prof. Dr. Murillo Guimarães Carneiro  
(Membro da Banca – FACOM-UFU)

Uberlândia – MG

Julho, 2020.



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
 Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica  
 Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG, CEP 38400-902  
 Telefone: (34) 3239-4707 - www.posgrad.feelt.ufu.br - copel@ufu.br



### ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO

Programa de Pós-Graduação em:	Engenharia Elétrica				
Defesa de:	Dissertação de Mestrado Acadêmico, 739, PPGEELT				
Data:	Vinte e dois de julho de dois mil e vinte	Hora de início:	13:30	Hora de encerramento:	17:00
Matrícula do Discente:	11822EEL011				
Nome do Discente:	Izabella Nonato Oliveira Lima				
Título do Trabalho:	Avaliação do EEG de pacientes comatosos sob estimulação musical.				
Área de concentração:	Processamento da informação				
Linha de pesquisa:	Engenharia biomédica				
Projeto de Pesquisa de vinculação:	Título: Aplicações clínicas do EEG para o estudo de indivíduos normais e pacientes em estado de coma Agência Financiadora: Sem financiamento Início 01/08/2014 Término 31/07/2017 No. do Projeto na agência: xxx Professor Coordenador João Batista Destro Filho				

Reuniu-se por meio de Videoconferência, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica, assim composta: Professores Doutores: Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues - FAMAT/UFU; Ana Cláudia Giesbrecht Puggina Rosa - FMJ; Marcos Campos - HCU/UFU; Murilo Guimarães Carneiro - FACOM/UFU; João Batista Destro Filho - FEELT/UFU, orientador(a) do(a) candidato(a).

Iniciando os trabalhos o(a) presidente da mesa, Dr(a). João Batista Destro Filho, apresentou a Comissão Examinadora e o candidato(a), agradeceu a presença do público, e concedeu ao Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor(a) presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos(às) examinadores(as), que passaram a arguir o(a) candidato(a). Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando o(a) candidato(a):

Aprovado(a).

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Ana Claudia Giesbrecht Puggina Rosa, Usuário Externo**, em 22/07/2020, às 17:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Murillo Guimarães Carneiro, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/07/2020, às 17:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Marcos Campos, Médico(a)**, em 22/07/2020, às 17:32, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Aurelia Aparecida de Araújo Rodrigues, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/07/2020, às 17:37, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **João Batista Destro Filho, Professor(a) do Magistério Superior**, em 22/07/2020, às 17:38, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **2096715** e o código CRC **30588207**.

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**

**FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA**

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA**

**ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS**

**AVALIAÇÃO DO EEG DE PACIENTES  
COMATOSOS SOB ESTIMULAÇÃO MUSICAL**

**Izabella Nonato Oliveira Lima**

---

**Dr. João Batista Destro Filho**  
Orientador

---

**Dr. José Roberto Camacho**  
Coordenador do curso de Pós-Graduação

Uberlândia – MG  
Julho, 2020.

# Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus por ter me dado forças para trilhar este caminho que muitas das vezes se mostra árduo e sinuoso.

Agradeço à minha mãe, Maria Madalena da Silva, por todo apoio, paciência, compreensão, motivação e principalmente pelo incentivo. À minha irmã, Maria Luiza Nonato Oliveira Lima, por sempre me estender o ombro amigo nos bons e maus momentos e por ter sido tão companheira nesta jornada.

Agradeço ao Marcos Vinícius Sampaio pela parceria de sempre, por me apoiar e por ser meu confidente.

Agradeço a Camila Davi Ramos pelas conversas, risadas, suporte e principalmente pelos conselhos tão valiosos que levarei para toda a vida.

Agradeço ao pessoal do setor de neurologia do Hospital de Clínicas de Uberlândia, pelo auxílio na coleta dos registros e na análise visual dos mesmos.

Agradeço a professora Aurélia Aparecida de Araújo Rodrigues por me auxiliar na correção da tese, por me auxiliar na parte estatística e principalmente por sempre estar disposta a me ajudar em diversas dúvidas que tive no decorrer do trabalho.

Agradeço ao professor João Batista Destro Filho, pela paciência e compreensão para comigo, confiando na minha capacidade de assumir este projeto e, principalmente, por me aceitar como sua orientanda.



# Resumo

Os sinais de EEG são utilizados na mais ampla gama de diagnósticos e inspeções clínicas, tendo bastante uso na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) tanto em hospitais particulares quanto públicos. O EEG também vem sendo empregado em estudos que utilizam musicoterapia em indivíduos neurologicamente normais e em pacientes que se encontram em estado de coma, com o intuito de se conhecer quais são os efeitos dessa terapia no âmbito neuronal. Sabe-se, também, que ondas rápidas, como Gama e Supergama, têm sido amplamente estudadas devido às informações adicionais que essas trazem quando se analisa atividade cerebral. Com base nesses fatos, este trabalho teve como objetivo estudar cinco registros de EEG realizados em pacientes em estado de coma, induzido por sedação, internados na UTI quando estes estavam sob estimulações musicais, também foi analisado qual o efeito de alterar o volume da estimulação e qual o efeito de tentar acordar o paciente chamando-o pelo nome. Posteriormente, esses registros foram analisados quantitativamente utilizando quantificadores no domínio da frequência e tempo-frequência, além de análises estatísticas. Os resultados mostraram que situações em que houve estimulação musical tendem a ter variações percentual mais elevadas do que quando comparada a situações sem estímulos (sem estimulação). Outro achado mostrou que chamar o paciente pelo nome causa alterações em nível cortical, principalmente, nos ritmos Gama e Supergama e nas regiões temporal e parietal. No quesito volume da estimulação, essa não apresentou diferenças significativas em nenhuma análise empregada.

**Palavras-chave:** EEG. Coma. Gama. Supergama. Estimulação musical.

# Abstract

EEG signals are used in the widest range of diagnostics and clinical inspections, and are widely used in the Intensive Care Unit (ICU) in both private and public hospitals. EEG has also been used in studies that use music therapy in neurologically normal individuals and in patients who are in a coma, in order to know what the effects of this therapy are at the neuronal level. It is also known that fast waves, such as Gamma and Supergama, have been widely studied due to the additional information they bring when analyzing brain activity. Based on these facts, this study aimed to study five EEG records performed in patients in a coma, induced by sedation, admitted to the ICU when they were under musical stimulation, the effect of changing the stimulation volume and what is the effect of trying to wake the patient by calling him by name. Subsequently, these records were analyzed quantitatively using frequency and time-frequency quantifiers, in addition to statistical analysis. The results showed that situations in which there was musical stimulation tend to have higher percentage variations than when compared to situations without stimulation (without stimulation). Another finding showed that calling the patient by name causes changes at the cortical level, mainly in the Gama and Supergama rhythms and in the temporal and parietal regions. Regarding the volume of stimulation, this did not show significant differences in any analysis employed.

**Keywords:** EEG. Coma. Gamma. Supergama. Musical stimulation.

# Lista de Figuras

Figura 4-1: Gráfico de barras da potência de PCP dos eletrodos ao longo do tempo, por ritmo e por eletrodo. ....	68
Figura 4-2: Variação percentual da mediana de PCP por ritmo, eletrodo e situação. ....	73
Figura 4-3: Variação percentual da mediana de Coerência. ....	80
Figura 5-1: Variação percentual da mediana de PCP dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação. ....	93
Figura 5-2: Variação percentual da mediana de PPN dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação. ....	97
Figura 5-3: Variação percentual da mediana de Coerência dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação. ....	101
Figura 9-1: Distribuição global da variação percentual dos valores de PCP. ....	196

# Lista de Tabelas

Tabela 4-1: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana do PCP por ritmo, eletrodo e situação. ....	69
Tabela 4-2: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Terceiro minuto x Quinto minuto, por ritmo e por eletrodo. ....	71
Tabela 4-3: Variação percentual de PCP para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por eletrodo.....	72
Tabela 4-4: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da Mediana de cada situação, por eletrodo e por ritmo .....	75
Tabela 4-5: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Quarto minuto x Quinto minuto, por ritmo e por eletrodo. ....	75
Tabela 4-6: Variação percentual de PPN para os ritmos Clínicos e a respectiva média por eletrodos e por situação.....	76
Tabela 4-7: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da Mediana para todas as situações, por ritmo e por eletrodo.....	77
Tabela 4-8: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Quarto minuto x Sexto minuto, por ritmo e por eletrodo. ....	78
Tabela 4-9: Variação percentual de Coerência para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por par de eletrodo. ....	79
Tabela 4-10: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação. ....	81
Tabela 4-11: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador PCP, por ritmo.....	82
Tabela 4-12: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador PPN, por ritmo.....	83
Tabela 4-13: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador Coerência, por ritmo.....	83
Tabela 5-1: Mediana $\pm$ Desvio padrão da Mediana da situação Contínuo, por ritmo e por eletrodo.....	87
Tabela 5-2: Teste de Mann – Whitney da comparação Silêncio x Contínuo, por ritmo e por eletrodo.....	88
Tabela 5-3: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da Mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	89

Tabela 5-4: Variação percentual de PCP para ritmo Delta e a respectiva média, por situação e eletrodo.....	90
Tabela 5-5: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio x Segundo minuto de estimulação, por ritmo e eletrodo.....	91
Tabela 5-6: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da Mediana por ritmo, eletrodo e situação.....	94
Tabela 5-7: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados para a comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação, por ritmo e por eletrodo.....	95
Tabela 5-8: Variação percentual de PPN para os ritmos Clínicos e a respectiva média por situação e por eletrodo. ....	96
Tabela 5-9: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	98
Tabela 5-10: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados para a comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação, por ritmo e por eletrodo.....	99
Tabela 5-11: Variação percentual da Coerência para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por par de eletrodo. ....	100
Tabela 5-12: Valores de VPC para cada situação analisada. ....	102
Tabela 5-13: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PCP. ....	103
Tabela 5-14: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PPN.....	104
Tabela 5-15: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador Coerência. ....	104
Tabela 5-16: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PCP para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical. ....	105
Tabela 5-17: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PPN para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical. ....	106
Tabela 5-18: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador Coerência para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical. ....	106
Tabela 6-1: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.....	111
Tabela 6-2: Variação percentual de PCP para a comparação Silêncio x Segunda estimulação e a respectiva média, por ritmo por eletrodo. ....	112
Tabela 6-3: Variação percentual de PCP para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação e a respectiva média, por ritmo por eletrodo. ....	113
Tabela 6-4: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodo.....	115

Tabela 6-5: Regressão linear da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo.....	116
Tabela 6-6: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	117
Tabela 6-7: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	117
Tabela 6-8: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	118
Tabela 6-9: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	118
Tabela 6-10: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	118
Tabela 6-11: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	119
Tabela 6-12: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletro e situação.....	119
Tabela 6-13: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodos.....	120
Tabela 6-14: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da mediana, por ritmo, eletrodo e situação. ....	122
Tabela 6-15: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodo. ....	123
Tabela 6-16: Regressão linear da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmos. ....	124
Tabela 6-17: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	125
Tabela 6-18: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	125
Tabela 6-19: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	126
Tabela 6-20: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	126
Tabela 6-21: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	127
Tabela 6-22: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.....	127
Tabela 6-23: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação. ....	128
Tabela 6-24: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	131

Tabela 6-25: Variação percentual de PCP das situações Silêncio x Volume 2, por ritmo e por eletrodo e a respectiva média, por ritmo e por eletrodo. ....	131
Tabela 6-26: Variação percentual de PCP da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo e a respectiva média, por ritmo e por eletrodo. ....	132
Tabela 6-27: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2 por ritmo e por eletrodo. ....	134
Tabela 6-28: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos. ....	135
Tabela 6-29: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos. ....	136
Tabela 6-30: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos. ....	136
Tabela 6-31: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos. ....	137
Tabela 6-32: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos. ....	138
Tabela 6-33: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos. ....	138
Tabela 6-34: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos. ....	139
Tabela 6-35: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Volume 1 x Volume 2, por eletrodos. ....	140
Tabela 6-36: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Volume 1 x Volume 2, por eletrodos. ....	140
Tabela 6-37: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	141
Tabela 6-38: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo. ....	142
Tabela 6-39: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	143
Tabela 6-40: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo. ....	144
Tabela 6-41: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação. ....	145
Tabela 7-1: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação. ....	149
Tabela 7-2: Variação percentual de PCP para a comparação Silêncio x Estimulação e a respectiva média por ritmo e por eletrodo. ....	150
Tabela 7-3: Variação percentual de PCP para a comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação e a respectiva média por ritmo e por eletrodo. ....	151

Tabela 7-4: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação por ritmo e por eletrodo.....	152
Tabela 7-5: Regressão linear da comparação Silêncio x Estimulação, por ritmos.....	154
Tabela 7-6: Regressão linear da comparação Silêncio x Silêncio Pós Estimulação, por ritmos. ....	155
Tabela 7-7: Regressão linear da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmos. ....	155
Tabela 7-8: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos. ....	156
Tabela 7-9: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos. ....	157
Tabela 7-10: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos. ....	158
Tabela 7-11: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos. ....	159
Tabela 7-12: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.....	160
Tabela 7-13: Mediana $\pm$ desvio padrão da mediana por ritmos, eletrodo e situação.....	161
Tabela 7-14: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmo e por eletrodo.....	162
Tabela 7-15: Mediana $\pm$ Desvio Padrão da Mediana para todas as situações, por ritmo e por eletrodo.....	164
Tabela 7-16: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmo e por eletrodo.....	165
Tabela 7-17: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação. ....	166
Tabela 8-1: Informações do protocolo empregado nos registros Coma e ME. ....	170
Tabela 8-2: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmo e por eletrodo. ....	171
Tabela 8-3: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo.....	172
Tabela 8-4: Variação percentual de PCP da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME e a respectiva média por ritmo e por eletrodo. ....	173
Tabela 8-5: Variação percentual de PCP da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo. ....	174
Tabela 8-6: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmo e por eletrodo. ....	175



Tabela 8-7: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo. ....	176
Tabela 8-8: Regressão linear da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmos. ....	177
Tabela 8-9: Regressão linear da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmos. ....	177
Tabela 8-10: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.....	178
Tabela 8-11: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.....	179
Tabela 8-12: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.....	180
Tabela 8-13: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.....	181
Tabela 8-14: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.....	181
Tabela 8-15: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos. ....	182
Tabela 8-16: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos. ....	183
Tabela 8-17: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos. ....	184
Tabela 8-18: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos. ....	184
Tabela 8-19: Resumo das informações das análises realizadas entre os registros “Coma” e “ME”. ....	185
Tabela 9-1: Informações técnicas dos pacientes e trechos do sinal que foram analisados. ....	188
Tabela 9-2: Resumo dos resultados obtidos em cada registro. ....	190
Tabela 9-3: Resumo dos resultados de variação percentual média para cada registro. ....	192

# Lista de Abreviaturas e Siglas

**AVEH** – Acidente Vascular Encefálico Hemorrágico

**EEG** - Eletroencefalografia

**HCU–UFU** – Hospital de Clínicas de Uberlândia – Universidade Federal de Uberlândia

**qEEG** – Eletroencefalografia quantitativa

**MCS** – Minimamente Consciente

**EV** – Estado Vegetativo

**TCE** – Trauma Crânio Encefálico

**UTI** – Unidade de Terapia Intensiva

**GCS** – Escala de Coma de Glasgow

**CRS-R** – Escala de Revisão de Recuperação do Coma

**RASS** – *Richmond Agitation-Sedation Scale*

**tDCS** – Estimulação Transcraniana Simultânea por Corrente Contínua

**rTMS** – Estimulação Magnética Transcraniana Repetitiva

**FFT** – Transformada Rápida de Fourier

**FDG-PET** – Tomografia por Emissão de Pósitrons com marcador Fluorodeoxiglicose.

**ME** – Morte Encefálica

**PCP** – Porcentagem de Contribuição de Potência

**PPN** – Percentual de Potência Normalizada

**VPC** – Variação Percentual Cerebral

# Sumário

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO .....	21
1.1 Introdução .....	21
1.2 Objetivo Geral.....	23
1.3 Objetivos Específicos .....	23
1.4 Justificativa .....	23
1.5 Organização do trabalho .....	24
CAPÍTULO 2 - ESTADO DA ARTE .....	25
2.1 Considerações Iniciais .....	25
2.2 Levantamento Bibliográfico: Musicoterapia em Pacientes em Coma .....	28
2.3 Levantamento Bibliográfico: Ritmos Gama e Supergama em Pacientes Comatosos.....	36
CAPÍTULO 3 - METODOLOGIA .....	46
3.1 Considerações iniciais .....	46
3.2 Base de dados.....	47
3.2.1 Protocolo de Registros.....	48
3.2.2 Descrição dos Pacientes .....	49
3.3 Processamento de Dados .....	51
3.3.1 Introdução .....	51
3.3.2 Pré – processamento .....	52
3.3.3 Pré – processamento do sinal EEG .....	53
3.3.4 Variação Percentual.....	57
3.4 Análise de dados .....	58
3.4.1 Introdução .....	58
3.4.2 Estatística Descritiva .....	58
3.4.3 Regressão Linear .....	59
3.4.4 Correlação .....	60
3.4.5 Testes Estatísticos .....	61
3.5 Considerações Finais.....	66
CAPÍTULO 4 - ANÁLISE DO REGISTRO LONGO SEM ESTIMULAÇÃO .....	67
4.1 Introdução.....	67

4.2 Análise em tempo contínuo .....	67
4.3 Análise por trechos de tempo .....	69
4.3.1 PCP .....	69
4.3.2 PPN.....	74
4.3.3 Coerência .....	77
4.3.4 VPC .....	81
4.4 Resumo da análise de variação percentual .....	82
4.4.1 PCP .....	82
4.4.2 PPN.....	83
4.4.3 Coerência .....	83
4.5 Discussão .....	84
4.6 Considerações finais.....	84
 CAPÍTULO 5 - ANÁLISE DO REGISTRO LONGO COM ESTIMULAÇÃO	
MUSICAL .....	86
5.1 Introdução.....	86
5.2 Análise tempo contínuo – PCP .....	87
5.3 Análise por situações.....	89
5.3.1 PCP .....	89
5.3.2 PPN.....	94
5.3.3 Coerência .....	98
5.3.4 VPC .....	101
5.4 Resumo dos resultados da Variação Percentual .....	103
5.4.1 PCP .....	103
5.4.2 PPN.....	104
5.4.3 Coerência .....	104
5.5 Resumo dos resultados da Variação Percentual – Longo Mozart x Longo Silêncio .....	105
5.5.1 PCP .....	105
5.5.2 PPN.....	106
5.5.3 Coerência .....	106
5.6 Discussão .....	107
5.7 Considerações finais.....	108
 CAPÍTULO 6 - ANÁLISE DE REGISTROS COM ESTIMULAÇÕES VARIADAS	
6.1 Introdução.....	110

6.2 Seção I .....	111
6.2.1 PCP .....	111
6.2.2 PPN.....	119
6.2.3 Coerência .....	121
6.2.4 VPC .....	127
6.2.5 Discussões.....	128
6.2.6 Considerações finais.....	129
6.3 Seção II.....	130
6.3.1 PCP .....	130
6.3.2 PPN.....	141
6.3.3 Coerência .....	143
6.3.4 VPC .....	144
6.3.5 Discussões.....	145
6.3.6 Considerações finais.....	146
CAPÍTULO 7 - ANÁLISE DO REGISTRO DE MORTE ENCEFÁLICA.....	148
7.1 Introdução.....	148
7.2 PCP.....	149
7.2.1 Regressão Linear – Ritmos .....	154
7.2.2 Regressão Linear - Eletrodos.....	156
7.3 PPN .....	161
7.4 Coerência .....	163
7.5 VPC .....	165
7.6 Discussões .....	166
7.7 Considerações finais.....	168
CAPÍTULO 8 - COMPARAÇÃO ENTRE OS REGISTROS COMA E MORTE ENCEFÁLICA .....	169
8.1 Introdução.....	169
8.1.1 Informações pertinentes do paciente .....	169
8.2 PCP.....	170
8.3 Coerência .....	175
8.4 Regressão Linear.....	176
8.4.1 Análise por ritmos .....	176
8.4.2 Análise por eletrodos.....	178

8.5 Resumo .....	184
8.6 Discussões .....	185
8.7 Considerações finais.....	186
CAPÍTULO 9 - CONCLUSÃO .....	188
9.1 Discussões Gerais .....	188
9.2 Conclusões Gerais .....	197
9.3 Trabalhos Futuros .....	198
REFERÊNCIAS .....	199
ANEXO A* .....	207
ANEXO B - PRODUÇÕES CIENTÍFICAS .....	209

# Capítulo 1

## INTRODUÇÃO

---

*Neste capítulo serão abordadas informações introdutórias do trabalho desenvolvido 2018/2 e 2020/1, como objeto de estudo para obtenção do título de mestre em Ciência. São tópicos desse capítulo Introdução, Justificativa, Principais contribuições e Organização do trabalho.*

### 1.1 Introdução

Hans Berger, em 1929, realizou o primeiro registro de um sinal de eletroencefalografia (EEG) em um ser humano. O EEG é o método de aquisição da atividade elétrica mais utilizado por sua alta resolução temporal, de alta sensibilidade, segurança e facilidade de uso, porém, é um sinal de baixa resolução espacial e não é estacionário por natureza, sendo suscetível a artefatos causados, por exemplo, por piscadas, movimentos oculares, batimentos cardíacos, atividades musculares e interferências na linha de energia (LAKSHIMI, 2014).

As gravações dos sinais de EEG podem ocorrer de maneira invasivas ou não; o modo não invasivo, os registros são realizados no couro cabeludo utilizando eletrodos de superfícies, que podem ser dispostos de vários modos, dentre eles estão: os modos unipolar e bipolar. No primeiro modo, a diferença de tensão de cada eletrodo é realizada em relação a um eletrodo de referência, onde um canal é formado por um par de eletrodo-referência. Por outro lado, no modo bipolar, as diferenças de tensão entre dois eletrodos são medidas e registradas, onde cada par de eletrodo forma um canal. Um esquema de colocação de eletrodos no couro cabeludo, usualmente mais conhecido e empregado é o Sistema Internacional 10–20 (EBERSOLE, 2003).

A maioria das informações úteis sobre o estado funcional do cérebro humano está em seis principais ondas cerebrais, diferenciadas por suas diferentes bandas de frequência. Essas faixas de frequência são: Delta (0,5 a 3,5 Hz), Teta (3,5 a 7,5 Hz), Alfa (7,5 a 12,5 Hz), Beta

(12,5 a 30 Hz) e os ritmos Gama (30 a 80 Hz) e Supergama (acima de 80 Hz). As ondas Delta estão relacionadas ao estado de sono profundo; ondas Tetas tem relação com o estado mais profundo de mediação (corpo adormecido/mente acordada); as ondas Alfa estão associadas aos estados de vigília quando o indivíduo se encontra relaxado; ondas Beta são dominantes no estado de vigília com grande atenção; e as ondas Gama e Supergama estão altamente relacionadas ao modo de tomada de decisão do cérebro. (BAARS, 2010).

O estado de consciência de um ser humano reflete tanto seu nível de excitação quanto na soma das funções cognitivas de seu cérebro (o conteúdo da consciência). O comportamento consciente depende de áreas cerebrais funcionais relativamente intactas que interagem extensivamente entre si, bem como com os sistemas ativadores mais profundos do tronco cerebral superior, hipotálamo e tálamo (PLUM, 1982). O comprometimento da consciência e da função cognitiva ocorre com vários distúrbios tóxicos e metabólicos, estados não-convulsivos, além de anormalidades estruturais multifocais e traumas (KAPLAN, 2004).

Existem diversas anomalias que são classificadas como um distúrbio de consciência, dentre elas estão: estado vegetativo, estado minimamente consciente, coma, dentre outros. O estado vegetativo (EV) é caracterizado pela completa ausência de evidências comportamentais para conscientização pessoal ou ambiental. No entanto, existe uma capacidade preservada de excitação espontânea ou induzida por estímulos, evidenciada pelos ciclos sono-vigília. Além disso, há um subgrupo de pacientes com alterações graves na consciência que não atendem aos critérios de diagnóstico para coma ou EV; esses são caracterizados por uma preservação parcial da consciência autoconsciente ou ambiental, e sua condição é classificada como estado minimamente consciente (MCS) (COSSU, 2014).

Por fim, o coma é um estado de falta de resposta no qual o paciente fica de olhos fechados e não pode ser despertado para responder adequadamente a estímulos com o mesmo vigor, normalmente, a volta de consciência ocorre dentre 2 a 4 semanas (POSNER, 2007). Um paciente em coma pode fazer uma careta, mover membros e ter respostas estereotipadas de abstinência a estímulos dolorosos, ainda que não produza respostas localizadoras ou movimentos defensivos discretos. À medida que o coma se aprofunda, a resposta do paciente - até a estímulos dolorosos - pode diminuir ou desaparecer (BROWN, 2010).



## 1.2 Objetivo Geral

Investigar a nível quantitativo os registros de EEG onde estímulos diversos foram aplicados a pacientes em estado de coma, sob efeitos de sedativos, e discutir se tais estimulações trazem resultados significativos tanto em escala quantitativa quanto qualitativa.

## 1.3 Objetivos Específicos

De forma particular, este trabalho teve como objetivos específicos sanar os seguintes questionamentos: É possível, através de música clássica, obter alguma variação da atividade cerebral de pacientes comatosos? O volume da música interfere na atividade cerebral desses indivíduos? Ritmos rápidos, como Gama e Supergama, trazem informações relevantes sobre a atividade cerebral causada pela estimulação musical? Atraves de análises quantitativas é possível observar variações, mesmo que mínimas, advindas dessas estimulações?

## 1.4 Justificativa

Estímulos corriqueiramente aplicados a pacientes em coma, nem sempre são úteis para todos os tipos de casos, como por exemplo, chamar pelo nome, estímulo doloroso, estímulo sonoro (música, bater palmas). Portanto, ao realizar algum desses estímulos listado acima e o paciente não apresenta nenhum tipo de resposta, considera-se que esse não está respondendo, porém, essa afirmação pode, em alguns casos, estar errada.

Musicoterapia tem sido cada vez mais aplicada em pacientes que se encontram em estado de coma, deste modo, este estudo teve como objetivo empregar e analisar diversos tipos e variações de estimulações afim de investigar se tais estímulos alterariam de alguma forma – significativa - a atividade cerebral dos pacientes aqui analisados. Assim sendo, utilizou-se uma gama de ferramentas quantitativas e análises estatísticas com a finalidade de investigar a possível alteração na atividade cerebral de pacientes em coma e, principalmente, se ondas rápidas como Gama e Supergama podem trazer alguma informação relevante para a análise.

## 1.5 Organização do trabalho

Este trabalho é composto por nove capítulos onde foram detalhados o desenvolvimento deste estudo. O primeiro capítulo, denominado *Introdução*, contém a parte introdutória da dissertação, abrangendo a motivação, justificativa e as principais contribuições deste trabalho. O segundo capítulo, intitulado *Estado da Arte*, refere-se ao apanhado de informações da literatura acerca do tema central que é explorado e discutido neste documento. No terceiro capítulo – *Metodologia* - é descrito sobre a metodologia empregada no trabalho, tal como, quantificadores utilizados nas análises empregadas e ferramentas estatísticas utilizadas. O quarto capítulo, intitulado *Análise do registro longo em silêncio*, trata-se da análise, resultados e discussões acerca de um registro que não teve nenhuma estimulação. No quinto capítulo – *Análise do registro com estimulação musical* – é exposto como ocorreram as análises, os resultados obtidos e discussões acerca do que foi encontrado. O sexto capítulo, denominado *Análise de registros com estimulações variadas*, são analisados dois registros realizado em pacientes diferentes, em que cada um recebeu uma estimulação diferente além da estimulação musical. No sétimo capítulo, são apresentados a análise, resultados e discussões acerca de um registro que foi realizado em um paciente diagnosticado com morte encefálica, este capítulo é denominado *Análise do registro de morte encefálica*. O penúltimo capítulo – *Comparação entre o registro de coma e morte encefálica* – traz uma análise mais profunda de uma comparação realizada entre os registros apresentados nos capítulos seis e sete. Por fim, o nono capítulo, intitulado *Conclusões*, apresenta os achados mais importantes do estudo, tal como as colaborações para com a comunidade e os trabalhos a serem desenvolvidos futuramente.

# Capítulo 2

## ESTADO DA ARTE

---

*Neste capítulo são apresentados conceitos essenciais sobre estado de consciência, estado de coma, estimulações musicais e a importância da análise de ritmos rápidos, além da revisão bibliográfica realizada e a apresentação dos principais achados da literatura.*

### 2.1 Considerações Iniciais

Inúmeras causas podem levar uma pessoa entrar em estado de coma, como por exemplo, lesão cerebral traumática, dano hipóxico, lesão isquêmica ou hemorrágica cerebrovascular, infecção do sistema nervoso central, indução por meio de medicamentos, toxinas, envenenamento, doenças degenerativas, tumores, além de distúrbios congênitos ou de desenvolvimento (GEORGIOPOULOS, 2010). Dentre as lesões cerebrais traumáticas, existe uma lesão que se comporta como uma epidemia silenciosa responsável por elevados índices de morbidade e mortalidade, o Trauma Crânioencefálico (TCE). Para ser denominado TCE, a lesão deve ocorrer no tronco encefálico, causados por danos diretos ou indiretos (OLIVEIRA, 2012).

O estado de coma pode ser induzido por medicações, como, por exemplo, sedativos, onde esses são utilizados dentro da Unidade de Terapia Intensiva (UTI) com o intuito de minimizar o desconforto do paciente, reduzir a resposta desse paciente ao estresse, melhorar a tolerância aos equipamentos ligados ao indivíduo, principalmente equipamento de ventilação, diminuir a ansiedade do paciente e facilitar a rotina de cuidados realizados pela equipe médica (OSTERMANN, 2000).

Outro modo de se ter alteração da consciência de um indivíduo é por meio de drogas farmacológicas, como por exemplo, anestésicos. (PURDON, 2013) em seu estudo analisou a perda e a recuperação da consciência de pacientes que receberam anestesia geral, medicamento profonol, e utilizando registros de EEG juntamente com estímulos auditivos, (PURDON, 2013) demonstrou que durante a indução, os pacientes perdem a capacidade de resposta e a perda da consciência é marcada pelo aumento da potência do EEG e diminuição de ondas Alfa na região occipital, sendo que essa tende a aumentar de acordo com a recuperação da consciência.

Em comum acordo (LEWIS, 2012) em seu estudo, demonstrou, utilizando sinais eletrofisiológicos, que a perda de consciência em pacientes sedados tem correspondência ao início abrupto de uma oscilação cortical lentificada e que essa oscilação marca a transição para um estado cerebral no qual as redes neurais locais são isoladas e consequentemente há um prejuízo na comunicação temporal e espacial em todo o córtex, porém, ainda não se sabe como medicações anestésicas produzem inconsciência.

Uma das etapas de admissão de um paciente no hospital ou na UTI, é a ocorrência da triagem onde são realizados testes e exames para determinar a severidade e o local de lesão – se houver – que seja a possível causa da alteração de consciência (WILSON, 2013); na realização dos testes, por exemplo, são utilizadas escalas que tem o intuito de mensurar o nível de consciência desse paciente. Existem diversas escalas que podem ser aplicadas pela equipe médica (médicos e enfermeiros), dentre elas se destacam: Escala de Coma de Glasgow (GCS), Escala de Recuperação do Coma Revisada (CRS-R) e *Richmond Agitation-Sedation Scale* (RASS) (GIACINO, 2009, ELY, 2003).

A GCS é a escala mais utilizada dentre todas existentes, é normalmente empregada no tratamento agudo após traumas e cuidados intensivos (ZAFONTE, 1996). É uma escala relativamente breve e simples, podendo ser facilmente incorporada aos cuidados clínicos de rotina, nela são incluídos três subescalas que abordam o nível de excitação, a função motora e as habilidades verbais. A pontuação das subescalas são adicionados e produzem um score total variando de 3 a 15 (GIACINO, 2009).

A CRS-R tem como objetivo auxiliar na avaliação prognóstica, planejamento do tratamento e diagnóstico diferencial de pacientes com distúrbio de consciência. A escala consiste em 23 itens que compreendem 6 subescalas, abordando as funções auditivas, visuais, motoras, oromotoras, de comunicação e de excitação. As subescalas do CRS-R são compostas por itens hierarquicamente organizados associados aos processos do tronco cerebral, subcortical e cortical. O item mais baixo em cada subescala representa atividade reflexiva, enquanto os

itens mais altos representam comportamentos cognitivamente mediados. A pontuação é baseada na presença ou ausência de respostas comportamentais definidas operacionalmente a estímulos sensoriais específicos (KALMAR, 2005).

Por fim, o RASS, é uma escala desenvolvida por uma equipe multidisciplinar da Virginia Commonwealth University, em Richmond, onde essa é uma escala de 10 pontos – variando de -5 “sem resposta” até + 4 “combatido, violento” - que possui critérios discretos para níveis de sedação e agitação desse indivíduo, é normalmente utilizada em UTI quando o paciente possui algum tipo de cuidado crítico ou esteja sob agitação psicomotora (ELY, 2003).

Em relação aos exames realizados em pacientes comatosos, o EEG é um dos exames mais baratos, seguros e facilmente encontrado na UTI, sendo uma ferramenta valiosa na avaliação desses pacientes. As gravações realizadas devem ocorrer de forma contínua por tempo suficiente, sem estimulação, para que a atividade de EEG ao longo do tempo possa ser estudada e a presença ou ausência de variabilidade espontânea determinada (BRENNER, 2005).

Alterações no EEG que possam ter significância patológica devem ser claramente diferenciadas da ciclagem normal observada no EEG. As flutuações nesse exame e em outros parâmetros fisiológicos podem refletir o ciclo de sono/vigília, estágios do sono normal ou ciclismo em estados patológicos (CHIAPPA, 1998).

Embora os padrões de atividade do EEG observados em pacientes em coma dependam da extensão da lesão cerebral, eles frequentemente se assemelham à atividade de alta amplitude e baixa frequência observada em pacientes sob anestesia geral (BROWN, 2010). A variabilidade e complexidade de possíveis ritmos estão inversamente relacionadas à gravidade da disfunção, ou seja, EEGs absolutamente invariantes geralmente indicam uma severa encefalopatia e geralmente um mau prognóstico (YOUNG, 2000).

Levando em consideração as informações expostas acima, foi realizado uma busca bibliográfica de pacientes internados na UTI que estivessem em coma ou que apresentasse algum tipo de distúrbio de consciência, que em suas avaliações tivessem sido utilizados uma dessas escalas de consciência, juntamente com o exame de eletroencefalografia, e por fim, que estes tivessem sido estimulados com algum estímulo sono.

Deste modo, a pesquisa bibliográfica teve como objetivo encontrar estudos que utilizando o EEG, escalas de nível de consciência e, musicoterapia, trouxessem algum resultado favorável ou não, sobre o possível desfecho desses pacientes, ou seja, é possível através de um exame de eletroencefalografia e análise de escalas de níveis de consciência, dizer que aquele paciente estudado, saíra do coma? Ou, se apenas com essas ferramentas é possível diferenciar,

por exemplo, pacientes que estejam em estado vegetativo daqueles que estão minimamente conscientes? Ademais, a utilização de musicoterapia, influencia de algum modo no estado de consciência desses pacientes?

## 2.2 Levantamento Bibliográfico: Musicoterapia em Pacientes em Coma

Os estudos selecionados nesse levantamento bibliográfico, foram aqueles que avaliaram o efeito da musicoterapia em paciente comatosos por causas naturais internados na UTI, deste modo, para a que a busca acontecesse, usou-se as seguintes palavras chaves: *coma; EEG; music therapy; ICU; review*.

As buscas ocorreram nos bancos de dados: Medline, Lilacs, Google Acadêmico, o ano de busca foi limitado de 2010 a 2019 e foram encontrados ao todo 30 artigos relacionados às palavras chaves utilizadas. Destes estudos, 10 artigos foram eliminados por não se referirem especialmente à pacientes em coma; dos 20 artigos restantes, 7 foram eliminados porque não utilizaram, prioritariamente, EEG em suas análises; 5 artigos de revisão que estudaram métodos terapêuticos no tratamento do coma, não analisaram a musicoterapia, portanto, esses também foram excluídos do conjunto de artigos selecionados. Na busca realizada, não foram encontrados artigos que utilizaram pacientes em coma induzidos por sedação.

No total, foram selecionados 8 artigos, dos quais, fez-se um resumo dos mesmos, e todas as informações pertinentes foram dispostas nos quadros 2-1 a 2-6. As informações selecionadas foram relacionadas à: quais e quantos pacientes foram analisados, métodos de estimulação (tipo de estímulo, duração), processamento e tratamento do sinal e resultados obtidos. Os artigos expostos nos quadros de 2-1 a 2-6, são:

- CHATELLE, 2010
- MEGHA, 2013
- O'KELLY, 2013
- PARK, 2016
- RAGLIO, 2014
- ROBINSON, 2010
- SUN, 2015
- VERGER, 2014

Citação ABNT	Objetivo	Grupos do Estudo e Grupo Controle	Gravação do sinal/ Quantidade de épocas/ Ruído
(CHATELLE, 2010)	Descrever o procedimento SMART, bem como revisar os estudos sobre sua validade, confiabilidade e robustez, além de comparar as respostas medidas no SMART com aquelas medidas em outras escalas padronizadas.	Grupo de estudo: 30 pacientes em estado vegetativo e 60 pacientes que não foram especificadas suas etiologias. Grupo controle: não existe	Nenhuma das variáveis foram informadas.
(MEGHA, 2013)	Avaliar a efetividade da estimulação do coma multimodal nos níveis conscientes de pacientes comatosos em traumatismo crânio encefálico e qual a melhor frequência de estimulação.	Grupo de estudo: 20 pacientes com TCE, dividido em dois grupos, grupo A (n = 10) recebeu estimulação multimodal, grupo B (n = 10) recebeu estimulação duas vezes ao dia. Grupo controle: 10 pacientes com TCE que receberam fisioterapia.	Nenhuma das variáveis foram informadas.
(O'KELLY, 2013)	Relatar um estudo de respostas neurofisiológicas e comportamentais para contrastar estímulos auditivos, incluindo estímulos musicais que sustentam a prática terapêutica em pessoas com transtornos de consciência.	Grupo de estudo: 21 (12 homens) pacientes com transtorno de consciência, sendo que 12 pacientes foram diagnosticados com estado vegetativo e 9 com estado minimamente consciente. Grupo controle: 20 (7 homens).	fa = 512Hz. Dezenove canais de dados EEG foram obtidos usando a montagem de eletrodos 10/20. Filtro passa banda a 0.5 e 30 Hz. Não há informações sobre as épocas.
(PARK, 2016)	Avaliar o efeito da estimulação auditiva direta e não direta na excitação em pacientes em coma com traumatismo crânio encefálico grave, além de comparar as estimulações entre si.	Grupo de estudo: 9 pacientes, homens, internados na UTI com escore de Glasgow > 8. Grupo controle: não existe.	Nenhuma das variáveis foram informadas.

Quadro 2-1 Informações resumidas dos principais artigos a respeito do objetivo, grupo de estudo, grupo controle, gravação do sinal, quantidade de épocas e ruído. Parte 1.

Citação ABNT	Objetivo	Grupos do Estudo e Grupo Controle	Gravação do sinal/ Quantidade de épocas/ Ruído
(RAGLIO, 2014)	Avaliar os efeitos da musicoterapia ativa (AMT) sobre alguns parâmetros fisiológicos e sobre respostas comportamentais no distúrbio de consciência.	Grupo de estudo: 10 pacientes com lesões cerebrais graves (5 com anóxia cerebral, 4 com hemorragia cerebral e 1 com traumatismo craniano). Esses pacientes foram divididos em dois grupos, quatro deles estavam em um estado minimamente consciente (Glasgow = 4) e seis em um estado vegetativo (Glasgow = 2). Grupo controle: não existe.	Nenhuma das variáveis foram informadas.
(ROBINSON, 2010)	Determinar com que frequência os pacientes comatosos tinham respostas para potenciais evocados somatossensitivos (SEP) do nervo mediano ausentes na estimulação de 3 Hz, mas apresentavam respostas na estimulação de 1 Hz, e para relatar os resultados desses pacientes.	Grupo de estudo: 639 pacientes em coma que tiveram SEP. Destes, 65% apresentaram encefalopatia hipóxico-iscêmica, 24% TCE, 5% hemorragia intracerebral (ICH) e 6% outras etiologias. Grupo controle: não existe	Filtro passa baixa entre 5 Hz a 3 kHz ou 10 Hz a 1,5 kHz. As gravações foram realizadas com agulhas subdérmicas colocadas na axila referente ao ombro, coluna cervical (C5) referente a Fz, mastoídes bilaterais vinculados referentes a Fz (Ms-Fz) e C3 ou C4 referentes a Fz, de acordo com o sistema 10-20. Não há informações sobre as épocas.
(SUN, 2015)	A aplicação do EEG quantitativo e valor de Escala de Coma de Glasgow (ECG) para avaliar o papel da musicoterapia para pacientes em coma com trauma crânio-encefálico.	Grupo experimental: 20 pacientes (15 homens) com TCE com musicoterapia formal. Grupo controle: 20 pacientes (15 homens) internados na UTI sem musicoterapia formal.	Exames gravados com eletroencefalógrafo portátil, utilizando o sistema internacional 10/20 de colocação dos eletrodos. Montagem monopolar de 16 derivações. Constante de tempo de 0,3 segundos. Filtro passa baixa de 30 Hz e o filtro Notch em 50 Hz.
(VERGER, 2014)	Comparar os efeitos da música com os do som contínuo no comportamento de relacionamento de pacientes com consciência mínima (ECM).	Grupo de estudo: 6 pacientes que tiveram uma pontuação inferior a 12 na escala de Glasgow. Os pacientes não apresentaram comprometimento sensitivo significativo, como surdez ou perda auditiva	Nenhuma das variáveis foram informadas.

Quadro 2-2 Informações resumidas dos principais artigos a respeito do objetivo, grupo de estudo, grupo controle, gravação do sinal, quantidade de épocas e ruído. Parte 2.



Citação ABNT	Tipo de estimulação musical	Sequência de estímulos	Duração de cada estímulo/ Duração do silêncio	Periodicidade dos estímulos/ Números de estimulações
(CHATELLE, 2010)	Não informado	Não informado	Nenhuma das variáveis foram informadas.	Nenhuma das variáveis foram informadas.
(MEGHA, 2013)	Padrões rítmicos e melódicos de acordo com o nível de excitação e as respostas emocionais, motoras comportamentais e sonoras-musicais dos pacientes aos estímulos.	Não informado	Duração de cada estímulo: Grupo A tiveram sessões de 20 minutos. Grupo B de 50 minutos. Grupo C (controle) sessões de 2 minutos. Duração do silêncio: 2 dias consecutivos para todos os grupos.	Periodicidade: Grupos receberam estimulações por 5 dias consecutivos por 2 semanas. Número de estimulações: Grupo A: 5 sessões por dia em 10 dias. Grupo B: 2 sessões por dia em 10 dias. Grupo C: 40 sessões por dia em 10 dias.
(O'KELLY, 2013)	Música preferida, melodia vocal improvisada simples, música não desejada e ruído branco	Apresentação de quatro estímulos contrastantes, separados por silêncio a cada estímulo.	Duração de cada estímulo: não informado. Duração do silêncio: 5 minutos inicial e 2 minutos interestímulos sonoros.	Periodicidade: Não informado. Número de estimulações: 2 estimulações musicais.
(PARK, 2016)	Estimulação auditiva direta (vozes conhecidas) e indireta (vozes desconhecidas)	Forma aleatória	Duração de cada estímulo: 15 minutos no total de estimulação direta e indireta. Duração do silêncio: 1h entre as sessões.	Periodicidade: Estimulações foram realizadas entre 08h e 17h. Número de estimulações não foram informados.

Quadro 2-3 Informações resumidas dos principais artigos a respeito dos tipos de estimulações, sequência de estímulos, duração de cada estímulo e do silêncio, periodicidade e número de estimulações. Parte 3.

Citação ABNT	Tipo de estimulação musical	Sequência de estímulos	Duração de cada estímulo/ Duração do silêncio	Periodicidade dos estímulos/ Números de estimulações
(RAGLIO, 2014)	Por meio de padrões rítmicos e melódicos, modulando e adaptando as propostas musicais sonoras: nível de excitação e as respostas emocionais, motoras comportamentais e sonoras musicais dos pacientes aos estímulos	Não informado	Duração de cada estímulo: 30 minutos. Duração do silêncio: 2 semanas entre os estímulos.	Periodicidade: 3 vezes por semana. Número de estimulações: Dois ciclos de 15 sessões.
(ROBINSON, 2010)	Estímulos nas frequências de 1,11 e 3,11 Hz.	Não informado	Nenhuma das variáveis foram informadas	Nenhuma das variáveis foram informadas
(SUN, 2015)	Música preferida do paciente escolhida por um familiar	Não informado	Duração de cada estímulo: 15 a 30 minutos. Duração do silêncio: não informado.	Periodicidade: Todas as manhãs, à tarde, antes de dormir à noite. Tratamento contínuo por 4 semanas. Número de estimulações: Não informado.
(VERGER, 2014)	Música preferida e som contínuo.	A ordem de apresentação das condições de som contínuo e música preferida foi alternada entre as sessões / semanas e entre os pacientes	Duração de cada estímulo: 5 minutos de música preferida e 5 minutos de som contínuo. Duração do silêncio: Ambas as condições (música preferida e som contínuo) foram precedidos de 15 minutos de silêncio.	Nenhuma das variáveis foram informadas.

Quadro 2-4 Informações resumidas dos principais artigos a respeito dos tipos de estimulações, sequência de estímulos, duração de cada estímulo e do silêncio, periodicidade e número de estimulações. Parte 4.

Citação ABNT	Ferramentas de Análise	Principais Resultados
(CHATELLE, 2010)	Escala SMART, CRS-R, WHIM, GLS, WNSSP.	O SMART pareceu ser útil no acompanhamento e na revalidação do paciente a longo prazo. Tornando possível avaliar as respostas do paciente a um alto número de estímulos sensoriais, de maneiras diferentes, independentemente umas das outras. Seu uso clínico se mostrou de difícil adesão, não apenas pelo tempo de administração da escala, que é de cerca de 45 minutos, mas também pelo número de avaliações e pelo tempo. Não está adaptado ao contexto de avaliação em Unidades de Terapia Intensiva (UTI)
(MEGHA, 2013)	Os dados foram analisados usando o STATA 9; ANOVA; Teste de Kruskal Wallis; Teste Wilcoxon; Teste de Mann-Whitney	Os resultados obtidos nos pacientes que receberam estimulação por coma multimodal pode ser atribuída à prevenção da privação sensorial, proporcionando um ambiente enriquecido e como resultado da plasticidade neural. Outra possível explicação para a diferença nos resultados devido à frequência poderia ser baseada no princípio de aprendizado de habilidades motoras que a prática distribuída leva a uma melhor aquisição e retenção de habilidades.
(O'KELLY, 2013)	1) Análise de componentes independentes. 2) FFT. 3) Análise de variância de medidas repetidas (ANOVA). 4) Bonferroni para correções dos dados	As descobertas da análise de EEG por coorte saudável do estudo revelaram aumentos generalizados no poder do EEG. Aumentos significativos da amplitude do EEG para estímulos associados à música preferida foram encontrados para a linha média frontal teta e seis estados vegetativos (VS) e quatro sujeitos em estado minimamente consciente (MCS) e alfa frontal em três VS e quatro sujeitos MCS.
(PARK, 2016)	1) os dados foram analisados pelo pacote estatístico SPSS v 22.0. 2) Tete de Friedman. 3) Teste de Wilcoxon	Tanto a estimulação auditiva direta quanto a não direta têm sido eficazes em comparação com a estimulação pré-basal (silêncio).

Quadro 2-5 Informações resumidas dos principais artigos a respeito das ferramentas de análise e resultados. Parte 5.

Citação ABNT	Ferramentas de Análise	Principais Resultados
(RAGLIO, 2014)	Análise de medidas repetidas de variância; Correção de Bonferroni (teste de multiplicidade); Estatística Descritiva (Medianas e intervalo interquartis).	Uma diferença significativa foi encontrada comparando os dados de T3 com T2 no grupo estado vegetativo, tanto na pressão sistólica, quanto na pressão diastólica.
(ROBINSON, 2010)	Os resultados foram determinados pela revisão do prontuário médico.	Desses 639 pacientes, 220 (34%) apresentaram respostas ausentes nas duas frequências. Houve sete pacientes (1,1%) que demonstraram respostas corticais ausentes bilateralmente à estimulação do nervo mediano de ambos os lados nas taxas de estimulação de 3,11 Hz, mas quando a taxa de estimulação foi reduzida para 1,11 Hz, as respostas nesses sete pacientes estavam presentes na pelo menos um lado. Quatro deles tiveram uma resposta presente em ambos os lados em 1,11 Hz e três tiveram uma resposta presente em apenas um lado em 1,11 Hz. Não houve pacientes nos quais as respostas estavam presentes em 3,11 Hz, mas ausentes em 1,11 Hz.
(SUN, 2015)	Análise de FFT; Processamento estatístico foi realizado utilizando o software SPSS 16.0; Média e desvio padrão; Teste Qui-Quadrado; Teste de normalidade e homogeneidade; Teste T de amostra independente e; Teste T Pareado; Correlação de Postos de Spearman.	Após o tratamento, a proporção de Delta e Teta reduziu relativamente, e das ondas rápidas alfa e beta aumenta relativamente. Esses resultados podem fornecer uma base teórica para musicoterapia em pacientes com coma
(VERGER, 2014)	Os dados foram analisados através de escores qualitativos e posteriormente, convertidos em porcentagem a partir do escore máximo possível	Os resultados da pré-apresentação musical foram mais eficazes do que quando comparado com a mesma avaliação anterior de um som contínuo. Diferentes características da música selecionada podem explicar os efeitos observados, incluindo o andamento e as dimensões autobiográficas e emocionais

Quadro 2-6 Informações resumidas dos principais artigos a respeito das ferramentas de análise e resultados. Parte 6.

O tamanho da amostra analisada foi, em média, de 20 a 40 indivíduos, esses que estavam em coma (etiologia TCE) ou com distúrbio de consciência (EV ou MCS); apenas quatro artigos (MEGHA, 2013; O’KELLY, 2013; SUN, 2015) descreveram a utilização de grupo controle, sendo que apenas (O’KELLY, 2013) utilizou uma população neurologicamente saudável (20 indivíduos), os outros todos utilizaram pacientes internados com coma (etiologia TCE) ou com disfunção de consciência (MCS ou EV), tendo uma população média de 19 pacientes. A maioria dos artigos não informa detalhadamente a etiologia do coma dos pacientes que participaram do estudo, aqueles que especificam dizem que o causa do coma foi trauma no crânio, sendo que quase todos consideram distúrbios de consciência.

O modo que ocorreram as gravações, a quantidade de épocas analisadas e ruído perturbando o sinal, não foram informados em nenhum estudo; e as ferramentas de análise, normalmente, foram: transformada rápida de Fourier (FFT); análise de componentes principais; análises estatísticas descritivas; testes de normalidade; testes de comparação; e teste de variância (ANOVA); teste de multiplicidade (Correção de Bonferroni).

Em relação a estimulação aplicada foi, comumente, utilizado música preferida, música barroca clássica e/ou heavy metal, em uma intensidade de 50 a 70 dB; a sequência de estímulos foi dada de forma aleatória, com duração de no mínimo 2 minutos e no máximo 30 minutos. O silêncio também foi dado de maneira randômica com duração, média, de 10 minutos a 2 semanas, sendo que, a quantidade de estimulações variaram entre 2 a 40 estimulações, sem padrão de periodicidade do estímulo.

Ao estimular pacientes minimamente conscientes e em estado vegetativo com música preferida, música que não gosta, ruído branco e melodia vocal, (O’KELLY, 2013) observou em seus resultados aumentos significativos da amplitude do EEG para estímulos associados à música preferida, principalmente, na linha média frontal para o ritmo Teta em seis pacientes que estavam em estado vegetativo, e em quatro sujeitos em estado minimamente consciente; e aumento do ritmo Alfa na região frontal em três pacientes em estado vegetativo e quatro sujeitos minimamente consciente.

Em comum acordo, (SUN, 2015) utilizou musicoterapia (música preferida do paciente escolhida por um familiar) em pacientes com TCE e por meio de seus resultados demonstrou que aqueles pacientes que receberam estímulo da música preferida teve alterações de amplitude nas ondas Delta e Teta – que tiveram redução de potência –; e nas ondas Alfa e Beta que apresentaram aumento de potência.

### 2.3 Levantamento Bibliográfico: Ritmos Gama e Supergama em Pacientes Comatosos

Para a seleção dos artigos nesse levantamento, foram utilizadas as seguintes palavras chaves: *gamma*; *gamma-band*; *eeg*; *supergamma*; *coma*; *doc*; *ICU*; *review*. As buscas foram feitas nos bancos de dados: Medline; Web of Science; Lilacs; Google Acadêmico e os anos de busca foi limitado para 2005 – 2019. No total foram selecionados 71 artigos, para a primeira seleção foram elegidos aqueles artigos que possuíam as palavras chaves e os títulos relacionados ao tema procurado. Não foi encontrado nenhum artigo que falasse sobre o ritmo Supergama e nenhum artigo de revisão.

Ao ler o resumo dos artigos, 22 dos 71 artigos foram eliminados por não tratar de pacientes com algum distúrbio de consciência e sim por estudar pacientes que possuíam algum tipo de disfunção no âmbito cerebral, como por exemplo, epilepsia e doença de Parkinson. Dezenove artigos focaram em apenas desenvolver softwares para análises de sinais de EEG, com o intuito de conseguir, através de redes neurais, separar registros de pacientes em coma daqueles pacientes neurologicamente normais; 18 artigos foram excluídos por não fazerem menções dos resultados obtidos para os ritmos Gama.

Por fim, dos 71 artigos iniciais, restaram apenas 12 artigos que se enquadraram nas palavras chaves e no intuito do levantamento, todos os estudos trataram de pacientes internados na UTI que possuíam algum tipo de distúrbio de consciência e analisaram a influência do ritmo Gama nesses pacientes e quais são os efeitos sobre eles. Na busca realizada, não foram encontrados artigos que utilizaram pacientes em coma induzidos por sedação. O resumo de cada artigo encontrado está disposto nos quadros 2-7 a 2-12, e abaixo estão os nomes dos autores principais de cada artigo selecionado:

- |                   |                 |
|-------------------|-----------------|
| • BAI, 2017       | • LIN, 2019     |
| • BAI, 2017       | • MACHADO, 2007 |
| • BALAZS, 2006    | • NARO, 2016    |
| • GOLKOWSKI, 2017 | • PAN, 2018     |
| • LECHINGER, 2013 | • SCHORR, 2016  |
| • LI, 2014        | • ZHANG, 2018   |

Citação ABNT	Objetivo	Grupos do Estudo e Grupo Controle	melhor Classificação do Nível de Consciência
(BAL, 2017)	Investigar a conectividade funcional e as propriedades da rede durante a estimulação modular em pacientes com estado minimamente consciente (MCS).	Grupo de estudo: 11 pacientes minimamente conscientes que receberam implantes de estimulação modular. Não faziam uso de medicação. Grupo controle: não existe.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(BAL, 2017)	O presente estudo mediu a conectividade funcional em termos de coerência para avaliar os efeitos da modulação da tDCS em pacientes com MCS e UWS	Grupo de estudo: 17 pacientes que não faziam uso de medicação. Pacientes com epilepsia e dispositivos elétricos, foram excluídos. Grupo controle: não existe.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(BALAZS, 2006)	Desenvolver um método potencial para quantificar sinais de responsividade cortical em estado vegetativo persistente (PVS), quantificamos a gama gama EEG em associação com movimentos lentos conjugados oculares balísticos (SBEM)	Grupo de estudo: 14 pacientes admitidos com estado vegetativo persistente (EVP). Grupo controle: não existe	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R) e Escala de Coma de Glasgow
(GOLKOWSKI, 2017)	Determinar a potencial contribuição de uma avaliação técnica multimodal para o diagnóstico e previsão de prognóstico em pacientes com DOC	Grupo de estudo: 20 pacientes admitidos na UTI que estivessem em estado vegetativo, ou minimamente consciente ou em estado de coma. Grupo controle: não existe	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(LECHINGER, 2013)	Investigar os parâmetros de EEG durante o repouso, o que indica de maneira confiável o estado atual de um paciente com DOC, utilizou-se o escore CRS-R como correlato comportamental do estado do paciente e investigamos sua associação com a atividade cerebral oscilatória	Grupo de estudo: 17 pacientes com desordem de consciência, sem sedativos por 24 horas e medicamento para dores musculares com doses reduzidas. Grupo controle: 14 indivíduos saudáveis	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(LI, 2014)	Investiga a sincronia de fases como um neuromarcador para a identificação de dois estados cerebrais: coma e quase morte cerebral	Grupo de estudo: 34 pacientes internados na UTI. Grupo controle: não existe	Não informa.

Quadro 2-7 Informações resumidas dos principais artigos a respeito do objetivo, grupo de estudo, grupo controle e critério de classificação do nível de consciência. Parte 1.

Citação ABNT	Objetivo	Grupos do Estudo e Grupo Controle	Classificação do Nível de Consciência
(LIN, 2019)	Estimular com estimulação transcraniana simultânea por corrente contínua (tDCS) e estimulação magnética transcraniana repetitiva (rTMS) um paciente em estado minimamente consciente afim de avaliar o efeito terapêutico	Grupo de estudo: 1 paciente em estado minimamente consciente e 1 paciente em coma devido a hemorragia no tronco cerebral. Grupo controle: 1 paciente com dano estrutural que não foi estimulado.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(MACHADDO, 2007)	Investigar se houve ativação diferencial significativa do cérebro em resposta à audição da voz de sua mãe em comparação com as vozes de mulheres desconhecidas	Grupo de estudo: 1 paciente em estado vegetativo. Grupo controle: não existe.	Critérios clínicos para o diagnóstico de estado vegetativo.
(NARO, 2016)	Correlacionar a modulação de oscilação de banda gama (GBO) induzida por laser nociceptivo repetitivo (RLS) com os escores da Nociception Coma Scale-Revised (NCS-R) (uma escala validada avaliando a possível percepção consciente da dor em pacientes com distúrbios crônicos da consciência), na tentativa de diferenciar pacientes com síndrome de vigília não responsiva (UWS) de estado minimamente consciente (MCS)	Grupo de estudo: 33 pacientes (15 minimamente consciente e 18 em estado vegetativo). Grupo controle: não existe.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(PAN, 2018)	Propor um sistema de interface cérebro-computador (BCI) baseado em EEG para reconhecimento de emoções em pacientes com DOC	Grupo de estudo: 8 pacientes - 4 mulheres - (3 vegetativos e 5 minimamente consciente). Grupo controle: 8 indivíduos saudáveis.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(SCHORR, 2016)	Investigamos diferenças de coerência do EEG dentro (de curto alcance) e entre (de longo alcance) áreas cerebrais especificadas como marcadores de diagnóstico para diferentes estados de distúrbios da consciência (DOC) e seu valor preditivo para a recuperação da síndrome de vigília não responsiva (UWS)	Grupo de estudo: 73 pacientes (15 minimamente consciente e 58 em estado vegetativo). Grupo controle: 24 indivíduos saudáveis.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)
(ZHANG, 2018)	Estudar a atividade cerebral em pacientes com morte cerebral e coma profundo da perspectiva da interação das informações cerebrais para encontrar um marcador neuronal robusto para o diagnóstico da morte cerebral	Grupo de estudo: 30 adultos internados na UTI (13 em coma e 17 com morte encefálica). Grupo controle: não existe.	Escala Revisada de Recuperação do Coma (CRS-R)

Quadro 2-8 Informações resumidas dos principais artigos a respeito do objetivo, grupo de estudo, grupo controle e classificação do nível de consciência. Parte 2.



Citação ABNT	Gravação do sinal/ Quantidade de épocas	Ruído	Estimulação
(BAI, 2017)	Gravação do sinal: fa = 1 kHz. Filtro: 1 a 45 Hz. filtro Notch para remover frequências acima de 50 Hz. EEG com 32 canais. Épocas: não informado.	Foi utilizado análise de componentes independente para identificar e remover componentes relevantes para artefatos, incluindo movimento ocular e ativação muscular	Estimulação medular com utilização de eletrodos agulha com frequências de 5, 70 e 100 Hz.
(BAI, 2017)	Gravação do sinal: EEG gravado com 62 canais de acordo com o SI 10-20. fa : 2.5 kHz. Filtro passa banda: DC a 1000 Hz. Filtro Notch em 50 Hz. Épocas: 3 épocas de 10 segundos cada.	Análises de componentes independentes para remoção de artefatos e análise visual	Estimulação transcraniana por corrente contínua.
(BALAZS, 2006)	Gravação do sinal: EEG registro seguindo o sistema internacional 10-20 e foi analisado atividade gama central em 37.5 Hz. Épocas: 3 épocas, sendo, 2 épocas de 150-150 ms antes e depois da movimentação ocular e 1 época de 150 ms a partir do início do movimento ocular.	Não informado	Não ocorreram estimulações.
(GOLKOWSKI, 2017)	Gravação do sinal: EEG gravado com 64 eletrodos. fa: 5 kHz. Não foram fornecidas informações sobre as épocas.	Não informado.	Não ocorreram estimulações.
(LECHINGER, 2013)	Gravação do sinal: EEG gravado com 19 canais de acordo com o sistema 10-20. fa : 1 kHz. Filtro passa banda: 1 a 40 Hz. filtro Notch em 50 Hz. Épocas: 120 épocas para cada gravação (4 gravações ao total), cada época tinha 2 segundos de duração.	Ruído: Análises de componentes independentes para remoção de artefatos através do software Brain Vison Analyzer 2.0. E depois da remoção foi realizado inspeção visual para ruído remanescentes.	Não ocorreram estimulações.
(LI, 2014)	Gravação do sinal: EEG gravado com 9 canais de acordo com o SI 10-20. fa : 1000 kHz. Filtro passa baixa de resposta infinita em 100 Hz. Não foram fornecidas informações sobre as épocas.	Não informado	Não ocorreram estimulações.

Quadro 2-9 Informações resumidas dos principais artigos a respeito da gravação do sinal, quantidade de épocas, ruído e estimulações. Parte 3.

Citação ABNT	Gravação do sinal/ Quantidade de épocas	Ruído	Estimulação
(LIN, 2019)	Gravação do sinal: EEG gravado com 32 canais de acordo com o sistema internacional 10-20. fa : não informado. Filtro passa baixa: 100 Hz. Filtro Notch de 49-51 Hz. Épocas: não informado.	Movimentos oculares e musculares foram excluídos da análise, através da toolbox Remoção Automática de Artefatos	Estimulação transcraniana por corrente contínua e estimulação transcraniana magnética repetitiva.
(MACHADDO, 2007)	Gravação do sinal: fa = 178 Hz. Filtro: 0.78 a 70 Hz. Filtro Notch em 60 Hz. EEG com 19 canais seguindo o sistema 10-20. Épocas: 48 épocas de 2.5 segundos cada	Remoção de artefatos de maneira visual	Estimulação sonora (vozes de mulheres desconhecidas e voz da mãe)
(NARO, 2016)	Gravação do sinal: fa = 4096 Hz. Filtro: 0.3 a 120 Hz. Filtro Notch em 50 Hz. EEG com 9 canais. Épocas: não informado	Não informado	Estimulação por lasers noceptivos aplicados na mão dos pacientes
(PAN, 2018)	Gravação do sinal: fa = 250 Hz. Filtro passa banda: 0.1 a 60 Hz. Filtro Notch para remover frequências acima de 50 Hz. EEG com 30 canais. Épocas: não informado.	Remoção de movimento ocular e artefatos de movimento através de análise visual, utilizando eletro-oculografia com dois pares de eletrodos na parte de cima e abaixo dos olhos.	Estimulação de imagens (pessoas rindo e chorando) realizada através de sistema Interface Cérebro-Máquina
(SCHORR, 2016)	Gravação do sinal: fa = 250 kHz. Filtro: 1 a 100 Hz. Filtro notch em 50 Hz. EEG com 256 canais. Épocas: não informado.	Os artefatos foram removidos após a utilização de um script interno do MATLAB próprio para essa função, esse script segue alguns critérios de eliminação (movimentos oculares superiores a 70 uV, piscadas oculares superiores a 140 uV e artefatos musculares a 200 uV). Além do software foram utilizadas inspeções visuais.	Não ocorreram estimulações.
(ZHANG, 2018)	Gravação do sinal: fa = 1 kHz. Filtro: 0.5 a 40 Hz. Filtro Notch para remover frequências acima de 50 Hz. EEG com 6 canais de acordo com o sistema 10-20. Épocas: não informado.	Foram eliminados movimentos oculares e musculares por análise visual.	Não ocorreram estimulações.

Quadro 2-10 Informações resumidas dos principais artigos a respeito da gravação do sinal, quantidade de épocas, ruído e estimulações. Parte 4.

Citação ABNT	Ferramentas de Análise	Principais Resultados
(BAL, 2017)	1) Valor de bloqueio de fase. 2) Análise Teórica do Gráfico. 3) Comprimento médio. 4) Análise de Cluster. 5) Small-world	Ao estimular a medula com frequências de 5, 70 e 100 Hz, alterações nos ritmos delta e gama foram significativas. Considerando o mecanismo de geração e propagação gama, sugere-se que o córtex frontal desempenha um papel crucial no caminho da estimulação.
(BAL, 2017)	1) Correlação cruzada. 2) Normalização do espectro de potência do sinal	Nenhuma alteração significativa foi encontrada no grupo vegetativo. Nenhuma alteração distinta ocorreu na sessão simulada para os pacientes com minimamente conscientes ou vegetativo. A coerência fronto-parietal aumentou significativamente na banda teta e diminuiu na banda gama no grupo minimamente consciente.
(BAL/AZS, 2006)	1) Análise tempo/frequência 2) Transformada de Wavelet Contínua juntamente com Wavelet Gaussiana Complexa. 3) Transformada de Hilbert	A atividade gama estava presente em todos os pacientes analisado, sendo mais associada durante a movimentação ocular e essa detecção pode ser explorada - em estudos posteriores - na relação entre a preservação do SNC e recuperação de pacientes em estado vegetativo
(GOLKOWSKI, 2017)	1) Análise de Componente Principais. 2) Teste de Wilcoxon	Dentre os três exames estudados (fMRI, EEG e FDG-PET), a FDG-PET apresentou o melhor resultado no prognóstico dos pacientes estudados. As diferenças na banda teta e gama não foram significativas. Não foi observada diferença significativa entre os pacientes minimamente conscientes com estado vegetativo no dia da medição em qualquer uma das bandas de frequência examinadas.
(LECHINGER, 2013)	1) Transformada de Fourier. 2) Janela de Hanning em 10%. 3) ANOVA. 4) Testes post hoc. 5) Correlação de Pearson	Os pacientes em estado vegetativo apresentaram atividade delta e teta mais alta que os controles, o MCS não diferiu dos controles nessa faixa de frequência. A atividade alfa, diminuiu fortemente em ambos os grupos de pacientes em comparação aos controles. A amplitude gama relativa, por outro lado, foi mais alta nos pacientes minimamente conscientes do que nos participantes do controle. Isso fala contra um EEG geral que diminui a velocidade em pacientes com DOC.
(LI, 2014)	1) Transformada de Fourier de Curto Prazo. 2) Estimação de Fase. 3) Entropia de Shannon. 4) Índice de Fase de Sincronia. 5) Análise Estatística.	O cérebro durante o coma produz uma grande sincronia de alfa, que reduz então, quando o indivíduo se recupera do coma, onde a função cerebral usual retorna, ou quando o cérebro entra em quase morte cerebral. Além disso, sincronia limitada no quase morte cerebral em todas as frequências, sugere que o cérebro está em seu último momento produzindo sincronia de longo alcance. O ritmo gama não apresentou nenhum resultado significativo

Quadro 2-11 Informações resumidas dos principais artigos a respeito das ferramentas de análise e principais resultados. Parte 5.

Citação ABNT	Ferramentas de Análise	Principais Resultados
(LIN, 2019)	1) Modelo Auto Regressivo Multivariado. 2) Critério Bayesiano de Schwarz (SBC). 3) Função de Transferência Direcional (DFT). 6) Teste de Wilcoxon.	A análise por EEG mostrou um aumento significativo no valor da função de transferência direcional na banda gama em um conjunto bilateral de regiões posteriores, e a ressonância magnética mostrou uma tendência à atividade normalizada nos lobos parietais inferiores. Os escores clínicos do paciente 2 com coma não tiveram bons resultados após 2 semanas de tratamento de rotina.
(MACHADDO, 2007)	1) Transformada De Fourier. 2) Espectro de Potência. 3) Teste T	Foram encontradas diferenças significativas nas frequências de EEG de 14 a 58 Hz, com pico de 33,2 Hz (banda gama). As diferenças estatísticas estavam localizadas nas regiões lateral e posterior do hemisfério esquerdo. Não foram encontradas diferenças significativas entre mulheres desconhecidas e condições basais.
(NARO, 2016)	1) Teste de Variância (ANOVA). 2) Análise Post Hoc	Foram observados um aumento da potência da oscilação da banda gama e do escore de dor, quanto maior a intensidade da estimulação a laser maior o escore, em paciente minimamente conscientes, confirmando a presença de processamento consciente da dor. No entanto, esses achados estavam presentes mesmo em cinco indivíduos em estado vegetativo, sugerindo a presença de processamento secreto da dor nesses indivíduos.
(PAN, 2018)	1) Estatística de Qui-Quadrado. 2) Classificador SVM	Três dos oito pacientes e todos os oito controles saudáveis alcançaram precisões significativamente maiores que o nível de chance. Esses resultados indicaram que os três pacientes tinham habilidades de reconhecimento de emoções e acompanhamento de comandos. Aumentos da atividade da banda gama foram observados nas regiões temporais e occipitais em resposta à emoção positiva, em comparação à emoção negativa.
(SCHORR, 2016)	1) Modelo Auto Regressivo Multivariado. 2) Critério de Informação de Akaike (CIA). 3) Estatística Descritiva. 4) Análise de Regiões de Interesse (ROI). 5) Teste T	Não foi possível diferenciar com base em padrões de coerências pacientes minimamente conscientes daqueles em estado vegetativo. No caso de TCE, alta coerência gama fronto-parietal e fronto-occipital após um TCE refletiu um estado vegetativo persistente. Pensa-se que oscilações gama espontâneas estejam associadas a interações sinápticas talamocorticais. Sugere-se alta coerência gama em pacientes minimamente conscientes e controles saudáveis para representar o alto nível de coleta contínua de informações.
(ZHANG, 2018)	1) Sincronização de Fase. 2) Valor de bloqueio de fase (PLV).	Em todas as três bandas de baixa frequência (delta a alfa), a sincronização entre o hemisfério esquerdo e o hemisfério direito é significativamente mais forte do que somente no hemisfério esquerdo ou direito para paciente em coma profundo, porém, esse fenômeno não é encontrado em altas frequências e em pacientes com morte encefálica.

Quadro 2-12 Informações resumidas dos principais artigos a respeito das ferramentas de análise e principais resultados. Parte 6.

Todos os estudos selecionados utilizaram pacientes internados na UTI, sendo que, esses precisavam ter alguma comorbidade na consciência; 70% dos artigos não utilizaram grupo controle e, em média, o grupo de estudo variou de 20 a 30 pacientes; para classificar o nível de consciência dos pacientes, todos os artigos utilizaram a escala CRS-R. Os registros foram realizados, em média, 20 meses (2 anos) após a entrada do paciente na UTI. Em relação ao sinal, a faixa de frequência de amostragem utilizada variou entre 178 Hz a 250 kHz; a quantidade de épocas selecionadas foram de 3 a 120 com duração média de 12 segundos cada, sendo que apenas 30% dos artigos informaram a duração de cada época.

No que diz respeito ao ruído do sinal, todos os artigos que mencionaram informações sobre ruído, em seus estudos, informaram que movimentos oculares e musculares foram removidos dos dados analisados. Desses 30% dos artigos não informaram como foram realizadas a remoção dos ruídos; 30% utilizaram apenas inspeção visual para remoção; 40% empregou – além da inspeção visual - a utilização de softwares que tinham como base a análise de componentes principais para remover todo o ruído contido no sinal. Apenas (LIN, 2019) relatou a utilização de uma *toolbox* – denominada Remoção Automática de Artefatos - específica para a remoção dos artefatos, porém, não foi detalhado a ferramenta que essa *toolbox* utiliza para realizar a eliminação dos ruídos nos dados analisados.

As estimulações, em sua maioria, foram feitas por estimulação tDCS, porém, grande parte dos artigos (51%) não realizaram nenhum tipo de estimulação nos grupos de estudo. As ferramentas de análise, normalmente, utilizadas por todos foram: FFT; análise estatística; análise de componentes principais; análise multivariada; análise de Cluster; correlação cruzada; Janel de Hamming; espectro de potência; testes de comparação.

(BAI, 2017; BALAZS, 2006; LECHINGER, 2013; LIN, 2019; MACHADO, 2007; NARO, 2016; PAN, 2018; SCHORR, 2016) apresentaram em seus estudos que, de maneira geral, o aumento da amplitude de ondas Gama pode ter alguma relação com a possível melhora de pacientes em estado vegetativo e que esse aumento pode estar correlacionado com interações simpáticas e prevenção do sistema nervoso central.

Em contrapartida, ao utilizar estimulação transcraniana por corrente contínua em pacientes minimamente conscientes e em estado vegetativo com corrente contínua, (BAI, 2017) mostrou que a coerência fronto-parietal de pacientes minimamente consciente diminuiu significativamente na banda Gama e tende a aumentar na banda Teta, porém quando se trata dos pacientes em estado vegetativo, nenhuma alteração significativa no espectro cerebral foi encontrada. (GOLKOWSKI, 2017) utilizando uma análise multimodal (fMRI, EEG e FDG-

PET) com o intuito de auxiliar o diagnóstico de pacientes com distúrbio de consciência, mostrou – através de seus resultados – que não houve alterações significativas quando se trata do ritmo Gama e que a análise FDG-PET foi aquela que apresentou melhor resultado no prognóstico dos pacientes estudados quando se compara com os resultados obtidos para os outros tipos de análise.

Ao investigar a sincronia de fases como um neuromarcador para a identificação de dois estados cerebrais: coma e quase morte cerebral, (LI, 2014) teve como resultado que o cérebro durante o estado de coma produz uma grande sincronia de ondas Alfa, que se reduzem quando o indivíduo recupera-se do coma, tendo a função cerebral usual retornada; aos pacientes de quase morte cerebral a sincronia de todas as frequências cerebrais se mostram limitadas, sugerindo que o cérebro está em seu último momento produzindo sincronia de longo alcance.

O cérebro durante o coma produz uma grande sincronia de alfa, que reduz então, quando o indivíduo se recupera do coma, onde a função cerebral usual retorna, ou quando o cérebro entra em quase morte cerebral. Além disso, encontramos sincronia limitada no quase morte cerebral em todas as frequências, o que sugere que o cérebro está em seu último momento produzindo sincronia de longo alcance; o ritmo Gama não apresentou nenhum resultado significativo em nenhum dos dois grupos analisados.

Com o intuito de encontrar um marcador neuronal para o diagnóstico de morte encefálica (ZHANG, 2018) utilizando de dados da atividade cerebral de pacientes em estado de coma profundo e com morte encefálica, mostrou com seus resultados que em três bandas de baixa frequência – Delta, Teta e Alfa -, a sincronização entre os hemisfério esquerdo e o hemisfério direito é significativamente mais forte do que somente quando se analisa separadamente os hemisférios, porém, esse fenômeno não foi encontrado para altas frequências e em pacientes com morte encefálica.

Constata-se, portanto, que tanto os ritmos rápidos como a musicoterapia no coma, são áreas de pesquisas poucos estudadas por centros de pesquisa renomados, esses que já apresentam resultados interessantes para o dia-a-dia hospitalar para diversas realidades. Vale lembrar que não foram encontrados estudos no contexto brasileiro do Sistema Único de Saúde (SUS), e que detalhes técnicos importantes não são mencionados nos artigos, como por exemplo, minimização de ruído para estudo com ondas Gama e Supergama, a duração das épocas e o uso de grupo de controle.

Observando os artigos selecionados, nota-se que tanto ritmos rápidos, quanto a musicoterapia, são ferramentas importantes para indicar o possível desfecho de pacientes em

---

estado de consciência comprometido, porém, não foi encontrado nenhum estudo que tivesse avaliado ao mesmo tempo essas duas variáveis, portanto, não se sabe se ao juntá-las os resultados serão promissores. Deste modo, esse trabalho tem como objetivo investigar essas duas ferramentas de formas separadas e, posteriormente, de forma conjunta, com o intuito de buscar possíveis respostas para essa dúvida.

# Capítulo 3

## METODOLOGIA

---

*Neste capítulo serão abordados os principais detalhes metodológicos utilizados nas coletas, estimulações aplicadas, e métodos de seleção dos registros utilizados em posterior análise, além de serem apresentados os quantificadores, tal qual ferramentas estatísticas utilizados para a realização da análise de dados.*

### 3.1 Considerações iniciais

O método clínico convencional de observação da forma de onda de um registro de EEG é considerado subjetivo e trabalhoso, pois os resultados dependem da experiência e do conhecimento dos técnicos (TONG, 2009). O processamento digital de sinais de EEG é composto por diferentes componentes: unidade de aquisição de sinal, unidade de extração de recursos e um algoritmo de decisão. A unidade de aquisição de sinal é representada por eletrodos, sejam eles invasivos ou não invasivos; a unidade de extração de recurso é responsável pela extração de recursos discriminativos dos canais, através do processamento do sinal; e a unidade de decisão, tem como objetivo classificar, tomar decisões e passar as decisões para dispositivos externos, de acordo com o propósito do sujeito (ALOTAIBY, 2015).

Após a última etapa do processamento, surge então, o EEG quantitativo (qEEG) que teve seu desenvolvimento motivado pela necessidade de medidas objetivas e por algum grau de automação. O qEEG também pode ser útil para entender a atividade elétrica cerebral e a função cerebral, desempenhando um papel significativo no diagnóstico clínico, tendo métodos, geralmente, classificados em abordagens lineares e não lineares (TONG, 2009). A abordagem tradicional do qEEG baseia-se na análise de espectro, que supõe que o EEG é um processo



estacionário, porém, esses sinais são não estacionários e não lineares, especialmente em algumas condições patológicas. Várias representações de tempo-frequência e medidas dependentes de tempo foram propostas para tratar desses eventos transitórios e irregulares no EEG e, no que diz respeito à não linearidade do EEG, foram apresentadas estatísticas de ordem superior e medidas caóticas (THAKOR, 2004).

(BIGDELY-SHAMLO, 2015) em seu estudo, mostrou a importância da análise do qEEG em relação ao ruído que contamina o registro de EEG, expôs que um pré-processamento bem feito pode reduzir a razão sinal-ruído e que canais ruidosos podem contaminar o resultado final do processamento. (YUAN, 2017) apresentou em seu estudo que a análise quantitativa de EEG, de pacientes em quase morte encefálica, utilizando uma rede neural treinada, pode ser um método utilizado para avaliar a condição dos pacientes com lesão cerebral, além de auxiliar no diagnóstico de pacientes em quase morte cerebral.

Concordantemente, (GAOCHAO, 2016) através de pré-processamento, cálculo de energia e métodos de processamento quantitativo (por exemplo, testes estatísticos), mostrou em seu estudo, que é possível distinguir registros de EEG advindos de pacientes com morte encefálica daqueles que se encontram em estado de coma.

### 3.2 Base de dados

A construção da base de dados dos registros aqui analisados, está sendo construída pela aluna de mestrado, Patrícia Costa, do professor João Batista Destro-Filho, cujo registros foram liberados pelo parecer de liberação emitido pelo Conselho de Ética e Pesquisa (CEP) de número 2.570.022 e que teve o início de sua construção em Abril de 2018. Os registros de EEG foram realizados em pacientes comatosos do setor da UTI do Hospital de Clínicas de Uberlândia (HCU) – UFU e, para as coletas, foi utilizado o equipamento disponibilizado pelo setor de neurologia, sendo um amplificador de sinais biológicos - *BrainNet BNT-36* -, e o software utilizado para a captação – também disponibilizado pelo hospital – é denominado ‘*EEGCaptacoes32*’.

A colocação dos eletrodos no escalpo dos pacientes seguiu a configuração do Sistema Internacional (SI) 10-20 de colocação de eletrodos; os filtros utilizados no hardware durante a captação foram o passa-faixa em uma banda de frequência de 1 a 100 Hz e o filtro Notch em

60 Hz para eliminação de ruídos da rede. A frequência de amostragem empregada nos registros foram 400 e 600 Hz, porém, nesse estudo foram utilizados apenas aqueles registros que tiveram sua gravação feita a uma frequência de amostragem fixada em 600 Hz.

A validação dos registros da base de dados, e dos registros aqui analisados, passaram pela vistoria de dois médicos neurologistas, Paulo Bettero e Marcos Campos, sendo o primeiro aquele responsável por validar e laudar a maioria dos registros da base de dados. Além da validação, Paulo, também foi responsável pela seleção das épocas que foram utilizadas nas análises quantitativas. No presente momento, 89 registros compõe a base de dados, sendo que desses: 20 foram eliminados pelo neurologista; 53 foram admitidos como livres de artefatos visuais e neurologicamente laudáveis; e 16 registros ainda não passaram pela análise visual, portanto, 5 registros selecionados dentro do grupo dos registros aceitos foram analisados quantitativamente neste presente estudo.

### **3.2.1 Protocolo de Registros**

A elaboração dos protocolos de registro foi realizado em um trabalho conjunto do professor João Batista Destro – Filho e seus dois alunos de mestrado, Patricia Costa e Paulo Bettero. A coleta dos registros foi realizada pela aluna Patrícia Costa, sendo essa, responsável técnica pela coleta de registros admitidos no setor da UTI do HCU-UFU.

No decorrer da construção da base de dados, até o presente momento, ocorreram diversas modificações do protocolo empregado nos registros, porém, a maioria dos pacientes receberam algum tipo de estimulação sonora advinda de uma música pré determinada, e todos tiveram períodos sem estimulação (silêncio). Aqueles pacientes que foram estimulados auditivamente, tiveram em seus registros momentos sem estimulação - que sempre ocorriam - pré e pós estimulação musical. A música utilizada na estimulação musical foi “Sonata de Mozart para dois pianos - K.448”, a duração do estímulo sonoro variou de 2 a 5 minutos.

Alguns pacientes receberam, também, outros procedimentos de estímulos como: ruído branco, chamar pelo nome, tocar o paciente, emitir sons como “blá blá blá”, dentre outros. Quando aplicado no paciente, esses outros estímulos duraram cerca de 30 segundos cada, houve registros em que apenas um estímulo foi aplicado, como por exemplo, a Sonata de Mozart;

houve aqueles em que duas ou mais estimulações foram utilizadas, sendo o estímulo auditivo e mais um outro procedimento de estímulo.

Todas as intercorrências que ocorreram durante o registro, como: aparelho ligado ao paciente começou a apitar; paciente teve uma crise convulsiva; paciente começou a se mexer; exame foi interrompido por alguém externo; dentre outros, foram anotados em uma planilha de dados; nessa mesma planilha continha, também, todas as informações pertinentes do paciente, como: idade, nome, número de prontuário; etiologia do coma; localização da lesão; utilização de medicamentos como sedativos e anticonvulsivantes; número de Glasgow ou RASS; como foi realizado a coleta (estímulos aplicados, duração de cada estímulo); laudo; e desfecho do paciente (alta ou óbito).

### **3.2.2 Descrição dos Pacientes**

Os registros selecionados para avaliação quantitativa nesse estudo foram 4 pacientes comatosos que tiveram seus registros coletados durante sua passagem pelo setor de UTI do HCU-UFU. Todos os pacientes estavam sob efeitos de medicamentos sedativos e anticonvulsivantes durante o momento que foi coletado o registro de EEG, analisado neste trabalho; o único registro que não foi coletado sob efeitos de medicamentos foi o registro de morte encefálica. No Quadro 3-1 estão expostas as informações pertinentes de cada paciente - os nomes dos mesmos foram omitidos por questões éticas -, sendo que eles foram identificados por seu número de plg (número referente ao registro coletado).

plg	10301	12001	12301	12501	24101
Gênero	Masculino	Masculino	Masculino	Masculino	Masculino
Idade	56	43	43	31	64
Prontuário	328090	381517	381517	544144	1500784
Diagnóstico	Acidente Vascular Encefálico Hmoerágico	Acidente Vascular Encefálico Hmoerágico	Acidente Vascular Encefálico Hmoerágico	Traumatismo Crânio Encefálico	Encefalopatia pós anoxia
Sedação	Midazolam Fentanil Dormonid	Midazolam Fentanil	Suspensão da sedação no dia 14/06/2019.	Midazolam Fentanil Propofol	Midazolam
Anticonvulsivante	Fenitoína	Topiramato	-	-	Fenitoína
RASS	-5	-5	-	-5	- 4
Laudo	Distúrbio lento grave difuso, possível justificativa: sedação.	Lesão hiperdensa extensa em região fronal profunda esquerda com efeito de massa importante.	Lesão hiperdensa extensa em região fronal profunda esquerda com efeito de massa importante.	Distúrbio lento moderado a grave da atividade de base cerebral.	Atividade de base padrão de surto supressão e ausência de atividade irritativa.
Desfecho Clínico	Alta da UTI no dia 13/05/19 e alta hospitalar no dia 03/06/19.	Óbito. Morte encefálica	Óbito. Morte encefálica	Alta da UTI. Não foram encontradas informações adicionais do paciente.	Óbito (causa não especificada)

Quadro 3-1: Informações dos pacientes analisado neste documento.

O grupo de estudo foi composto apenas por pessoas do sexo masculino com idade média de  $48.5 \pm 14.585$  anos. Dois desses pacientes foram diagnosticado com AVEH, um com TCE e o outro com Encefalopatia pós-anoxia. O RASS medido antes da coleta do registro de todos os pacientes aqui analisado foi igual a -5; dois dos desses pacientes vieram a óbito e os outros dois receberam alta da UTI e do hospital.

Cada paciente recebeu um protocolo diferente devido as limitações que encontramos durante o desenvolvimento do trabalho, dentre eles: rotina da UTI, curta permanência dos pacientes no setor, proibição por parte dos entes dos pacientes, disponibilidade de horários de acordo com as políticas do setor de UTI, dentre outros.

### **3.3 Processamento de Dados**

#### **3.3.1 Introdução**

O sinal eletroencefalográfico pode ser analisado em três domínios diferentes: tempo, frequência e tempo-frequência (SÖRNMO, 2005). Existem diversas ferramentas específicas para cada domínio, em especial, no tempo-frequência a análise é realizada através de estudos que envolvem o cálculo da densidade espectral de potência onde são calculadas a distribuição dessas potências de acordo com as bandas de frequências investigadas (OPPENHEIM, 2010). Existem diversas ferramentas que são capazes de calcular a densidade espectral de potência de um sinal de EEG, a mais comumente utilizada é a Transformada de Fourier do sinal que foi submetido ao cálculo de sua autocorrelação (FATOURECHI, 2007).

A análise tempo-frequência para o processamento de sinais eletroencefalográficos é o método que se mostra mais adequado de se empregar (BUZSAKI, 2009), sendo que nesse domínio, todas as frequências são descritas em função do tempo, onde o sinal de EEG é dividido em diversas janelas (época) temporais curtos e cada época possui o valor de sua densidade espectral de potência correspondente aquele instante de tempo analisado (SÖRNMO, 2005). Em sua revisão, (ROACH, 2008), demonstrou através de análises de tempo frequência, que pacientes esquizofrênicos possuem uma sincronia deficientes na banda gama quando esses são estimulados auditivamente com sons desconhecidos por eles. A avaliação de tempo frequência juntamente com a análise de densidade espectral de potência, foi utilizada no estudo de

(TZALLAS, 2009) com o intuito de segmentar – através do EEG – regiões de focos de epilepsia em pacientes epiléticos.

A análise de simetria cerebral é outra ferramenta amplamente utilizada no estudo de sinais de EEG, sendo que essa simetria ou assimetria está fortemente relacionada com os hemisférios direito e esquerdo do cérebro humano (HUGDAHL, 2005). No estudo da neurofisiologia clínica, a simetria cerebral está diretamente correlacionada à detecção de possíveis patologias locais (NIEDERMEYER, 2005), uma vez que na ausência de interconexão (coerência) entre hemisférios, diz-se que existe uma anormalidade neurológica em um dos – ou em ambos os – lobos (ANGHINAH, 1998). A avaliação da coerência é demasiadamente importante em pacientes comatosos, a falta de simetria direito-esquerdo pode ser um importante preditivo de tomada de decisão no momento de deliberar possíveis procedimentos a serem realizados nesses pacientes (VAN PUTTEN, 2007).

(LEHEMBRE, 2012) em seu estudo com pacientes comatosos, demonstrou por meio de análises de espectro de potência e coerência, pacientes em estado vegetativo possuem um aumento e diminuição de potência de ondas delta e alfa - respectivamente - quando comparado aqueles pacientes que se encontravam em estado minimamente consciente. Acrescentou, também, que a conectividade em frequências como teta e alfa – em pacientes vegetativos – se mostra significativamente menor do que em pacientes minimamente conscientes.

Em consideração ao exposto acima, o estudo aqui apresentado, utilizou-se de quatro quantificadores que tem suas análises baseadas nos domínios de frequência e tempo-frequência, quantificadores esses que foram elaborados e apresentados em (RAMOS, 2017), (OLIVEIRA, 2018) e (COSTA, 2018).

### **3.3.2 Pré – processamento**

Em primeira instância, antes da utilização dos quantificadores, o sinal de EEG precisa passar por um pré – processamento para a extração de artefatos e para a seleção de épocas que serão utilizadas para posterior análise. A primeira parte do pré – processamento foi realizar a inspeção visual, onde o sinal foi avaliado visualmente - em situações diferentes - por dois neurologistas especializados em laudar registros de EEG. O intuito da inspeção é a eliminação de artefatos como: artefatos de movimentação, musculatura, aparelhagem, sudorese, dentre

outros. Após a validação do registro pelos neurologistas, os mesmos segmentaram 10 trechos de 2 segundos cada de cada situação que se desejava analisar.

Em seguida, esses trechos selecionados passaram por um tratamento de filtragem para a remoção de artefatos da rede, ou seja, eliminação da frequência de 60 Hz. Essa filtragem ocorreu via software, pois, visualmente se mostrava inexistente, deste modo, a filtragem desses sinais se dão a uma potência 70% menor que a metade da potência máxima do sinal na faixa de frequência de 1 a 100 Hz. Neste instante, depois da realização de todo esse processamento previo, o sinal está pronto para a etapa do processamento.

### 3.3.3 Pré – processamento do sinal EEG

Neste item são apresentados e detalhados todos os quantificadores utilizados no estudo.

#### 3.3.3.1 Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP)

Porcentagem de contribuição de Potência é o primeiro quantificador utilizado nesta análise, descrito em (RAMOS, 2017), e tem seu cálculo baseado, principalmente, no cálculo da Densidade Espectral de Potência (Power Spectral Density - PDS) que é obtida a partir da transformada de Fourier. O PCP tem o intuito de mensurar a potência relativa das bandas cerebrais de interesse e sendo que os resultados obtidos é dada na forma de porcentagem, assim sendo, a caracterização do sinal de EEG – em termos de potência – na frequência é fornecida utilizando esse quantificador. A partir das equações (1) e (2) que se obtém o valor reusltante de PCP.

$$PCP_{ritmo i} = \frac{\int_{f=f_{in}^{ritmo}}^{f_{out}^{ritmo}} |S_{xi}(f)|^2 df}{P_i} \quad (1)$$

$$P_i = \int_{f=1}^{100} |S_{xi}(f)|^2 df \quad (2)$$

Onde:

i - Épocas.

$f_{in}^{ritmo}$  - Primeiro valor de frequência do ritmo analisado [Hz].

$f_{out}^{ritmo}$  - Último valor de frequência do ritmo analisado [Hz].

$S_x i(f)$  - Densidade espectral de potência (PDS) do sinal EEG no eletrodo x [W/Hz].

$P_i$  - Potência total do espectro [W].

O cálculo de PCP é obtido levando em consideração duas variáveis importantes: a quantidade de eletrodos da análise e o tempo total de épocas selecionadas. Deste modo, ao término do processamento desse quantificador, para um único registro, tem-se como resultado matrizes com “m” linhas que fazem menção a quantidade de eletrodos e “n” colunas referentes os trechos selecionados a priori. Cada matriz resultante desse processamento faz alusão a um ritmo cerebral, sendo que esses podem ser: Delta, com uma faixa de frequência de 1 a 3,5 Hz; Teta, com frequências entre 3,5 e 7,5 Hz; Alfa, com sua faixa de frequência entre 7,5 e 12 Hz; Beta, com intervalo de frequências que variam de 12 a 30 Hz; Gama, cuja variação está em torno de 30 e 80 Hz; e finalmente, Supergama com frequências acima de 80 Hz, tendo seu limite superior em 100 Hz.

É importante destacar que o tamanho – duração - dos trechos segmentados também é uma variável relevante no cálculo do PCP, sendo que nesse estudo foram fixadas épocas de dois segundos de duração cada, deste modo, a variação desse parâmetro acarreta diretamente em variações dos valores obtidos de PCP.

### 3.3.3.2 Coerência

O intuito de utilizar esse quantificador é para obter o grau de simetria entre os hemisfério direito e esquerdo do escalpo carebral, onde para que o cálculo aconteça é necessario levar em consideração os valores de densidades espectralis de potência. Em (RAMOS, 2017) é descrito esse quantificador de forma detalhada, no entanto, em (3) é apresentado a equação utilizada para a realização do cálculo de coerência.

$$|r_{xy}(e^{j\omega})|_i^2 = \frac{|S_{xy}(e^{j\omega})|^2}{S_x(e^{j\omega})S_y(e^{j\omega})} \quad (3)$$

Onde:

$S_{xy}$  - Densidade espectral de potência cruzada entre os sinais X e Y [W/Hz].

$S_x$  – Densidade espectral de potência do primeiro sinal [W/Hz].



$S_x$  – Densidade espectral de potência do segundo sinal [W/Hz].

$i$  – Trecho considerado.

A variação dos valores obtidos a partir de (3) variam entre 0 e 1, essa variação indica o grau de correlação dos sinais X e Y, quanto mais parecidos os sinais são entre si, mais próximos os resultados de coerência estarão próximos de 1, em contrapartida, quanto mais diferentes X é de Y, mais próximo de 0 o valor desse quantificador tende a dar (SÖRNMO, 2005).

Como o intuito da coerência é indicar o grau de simetria entre o hemisfério direito com o esquerdo, os resultados obtidos são referentes aos pares de eletrodos, que nesse estudo foram separados da seguinte maneira: FP1-FP2, F7-F8, F3-F4, T3-T4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2. Portanto, ao final do cálculo desse quantificador gera-se – para cada ritmo cerebral analisado – uma matriz contendo “m” linhas, referentes aos pares de eletrodos, e “n” colunas referentes aos valores de frequência contidos no ritmo cerebral estudado.

### 3.3.3.3 Variação da Potência Cerebral (VPC)

O terceiro quantificador utilizado nesse estudo foi o VPC que nada mais é, que o resumo direto do quantificador PCP, sendo que sua utilização está fundamentado no intuito de estudar o sinal no domínio tempo-frequência. Deste modo, a obtenção dos valores desse quantificador está baseado no desvio padrão dos “n” valores de PCP obtidos previamente, onde a quantidade “n” faz menção ao total de épocas escolhidas para a realização da análise, conforme é demonstrado em (4).

$$VPC_{ritmo} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{ep} (PCP_{ritmo}i - Md)^2}{ep - 1}} \quad (4)$$

Onde:

$i$  – Época selecionada.

$ep$  – Quantidade de épocas analisadas.

$Md$  – Mediana dos valores de PCP, considerando todas as épocas.

$PCP_{ritmo}i$  – Porcentagem de Contribuição de Potência [%].

Portanto, nota-se que VPC não apresenta uma divisão fixa de valores, pois esse depende diretamente da quantidade de valores resultantes de PCP ao decorrer do tempo (as

épocas selecionadas). Por consequência, ao término do processamento do quantificador VPC, espera-se obter matrizes de todos os ritmos cerebrais analisados, sendo que cada matriz terá “m” linhas fazendo menção a quantidade de eletrodos estudados e apenas uma coluna com os valores efetivos de VPC.

### 3.3.3.4 Percentual de Potência Normalizada (PPN)

O quantificador PPN, descrito de forma detalhada em (COSTA, 2018), tem como base o modelo matemático que mensura a potência normalizada do sinal em diferentes frequências, deste modo, pode-se afirmar que PPN nada mais é que a PDS normalizada.

Esse quantificador leva em consideração em seu cálculo, janelas de 1 segundo de duração sendo que cada janela é uma matriz formada por 20 linhas fazendo menção aos eletrodos e 600 colunas referentes a quantidade de amostras, a quantidade de amostra varia de acordo com a frequência de amostragem utilizada no momento da gravação do sinal. Na equação (5) é apresentada a fórmula empregada no cálculo desse quantificador:

$$PPN_{xi}(z, j) = \left\{ \frac{S_{xi}(z, j)}{\text{Máx}(S_{xi})} \right\} 100\% \quad (5)$$

Onde:

x – Eletrodo analisado

i – Situação (evento) analisada

j – Janela de tempo escolhida [s]

z – Posição referente ao vetor de frequência [Hz].

$S_{xi}(z, j)$  – Densidade espectral de potência na posição z [W].

$S_{xi}$  – Matriz de densidade espectral de potência, em que as linhas representam os valores de frequência (z) e as colunas as janelas (j).

Portanto, através do cálculo do PPN, foi possível representar cada janela no domínio do tempo, em função da frequência, deste modo, no resultado final foram considerados 91 valores de frequências – variando de 1,09 Hz cada – dentro do intervalo de frequência de interesse (1 a 100 Hz). Ao término do processamento desse quantificador, para cada situação analisada, foram

geradas 20 matrizes (uma para cada eletrodo), contendo 91 linhas referentes a subdivisão da faixa de frequência e 60 colunas fazendo menção ao intervalo de tempo.

### 3.3.4 Variação Percentual

A variação percentual é utilizado para analisar a variação de um eletrodo para o outro ou de uma situação para outra; seu cálculo é realizado a partir das medianas - obtidos na parte de estatística descritiva - do quantificador que se deseja analisar. Para obter os valores de variação percentual, primeiro é selecionado o maior valor de um determinado ritmo, por exemplo, Delta; em seguida, cada valor dessa matriz é subtraído do máximo valor encontrado; por fim, o módulo do resultado dessa subtração é dividido pelo valor máximo da matriz, como se trata de uma variação percentual, o valor resultante da divisão é multiplicado por 100, referente a porcentagem. Essa análise é realizada para todos os ritmos e para todas as situações analisadas; abaixo é demonstrada a equação utilizada nesse cálculo; a variação dos valores obtidos a partir de (6) e (7) variam entre 0 e 100.

$$VAP_{ritmo} = \frac{|máx(X_{ij}) - X_{ij}|}{máx(X_{ij})} \times 100\% \quad (6)$$

Onde:

$máx(X_{ij})$  = maior valor da matriz do ritmo analisado

$X_i$  = cada valor da matriz do ritmo analisado

$i$  = linha da matriz

$j$  = coluna da matriz

Para realizar o cálculo da variação percentual entre situações, utiliza-se os valores de mediana das situações de interesse, onde se faz a subtração entre as medianas da primeira e segunda situação e em seguida o valor resultante é dividido pelo maior valor de mediana dentre as duas situações, por fim, o valor é multiplicado por cem (100), por se tratar de uma medida de porcentagem. Todo esse cálculo é feito para cada ritmo.

$$VAP_{situação} = \frac{|X_{ij} - Y_{ij}|}{máx(X_{ij})} \times 100\% \quad (7)$$

Onde:

$\max(X_{ij})$  = maior valor da matriz do ritmo analisado

$X_i$  = cada valor da matriz do ritmo analisado para primeira situação

$Y_i$  = cada valor da matriz do ritmo analisado para segunda situação

$i$  = linha da matriz

$j$  = coluna da matriz

### 3.4 Análise de dados

#### 3.4.1 Introdução

A análise estatística dos dados é uma etapa essencial no processo de construção de interpretações e conclusões acerca das observações geradas (TRIOLA, 2008). Um ramo da estatística que é responsável pela análise de dados biológicos é a bioestatística, sendo que essa não está restrita apenas a um conjunto de cálculos e resultados adquiridos por meio de banco de dados; por meio dessa ferramenta é possível tomar decisões em diversas situações clínicas (FONTELLES, 2012).

Um registro de EEG contém diversas informações que podem ser, facilmente, contaminadas por artefatos indesejados, por isso é de suma importância que as ferramentas estatísticas utilizadas na análise desses sinais sejam definidas de forma apropriada para que não hajam interpretações errôneas de resultados (DELORME, 2010).

#### 3.4.2 Estatística Descritiva

A estatística descritiva é um emaranho de técnicas e procedimento com a finalidade de sintetizar e caracterizar uma série de dados de mesma natureza, tendo como objetivo central a facilitação do entendimento, descrição e discussão dos mesmos, essa facilitação pode ser feita por meio de tabelas, gráficos e medidas descritivas (BUSSAB, 2009). Deste modo, sabe-se que a estatística é uma medida numérica que descreve alguma característica da amostra (TRIOLA, 2008). Para cada situação, haverá aquela ferramenta estatística descritiva que melhor se adequa a análise desejada (AYRES, 2007), no caso deste estudo as ferramentas estatísticas escolhidas

foram a Mediana (Md) e Desvio Padrão (DP) da Mediana. Optou-se por fazer a análise utilizando Mediana e não Média pelo fato dos sinais de EEG serem bastante oscilantes ao longo do tempo, e essa variação poderia, de alguma forma, interferir na análise dos resultados.

Portanto, a partir dos valores obtidos através do cálculo dos quatro quantificadores expostos neste capítulo, no item 3.2, utilizou-se a estatística descritiva a fim de resumir a grande quantidade de dados gerados desse processamento e descrever, através de estatísticas descritivas, os resultados obtidos; para a realização dos cálculos descritivos utilizou o software desenvolvido por (LIMA, 2018) na plataforma MATLAB 2016b.

### 3.4.3 Regressão Linear

A análise da regressão tem como objetivo estimar de forma numérica o grau de relação que possa ser identificado entre populações de duas ou mais variáveis, ou seja, é utilizada na construção de modelos para os quais possamos fazer a explicação de uma variável dependente em relação a uma variável independente (BRUNI, 2013).

A regressão possibilita comprovar numericamente se é adequada a postulação lógica realizada sobre a existência de relação entre as populações de duas ou mais variáveis (SEBER, 2012). A forma mais simplificada de demonstrar qual a relação dada pela variável dependente em função da variável independente seria através do modelo de regressão linear, essa regressão geraria uma reta que tentaria da melhor maneira possível explicar a relação entre as variáveis (WEISBERG, 2005). Deste modo, a regressão linear é dada pela equação (8):

$$y = a + b \cdot x \quad (8)$$

Onde:

y = variável dependente de x

a = coeficiente linear (intercepto)

b = coeficiente angular ou coeficiente de regressão

x = variável independente

A medida que se avança na tentativa de construir o modelo de regressão linear, o que se deseja, realmente, é a construção de um modelo tal que a distância dos pontos até a reta seja a

mínima possível, para assegurar isso garante-se que as distâncias (erros) entre os pontos e a reta sejam as menores possíveis, deste modo, é aplicado então o cálculo de erros quadráticos mínimos (modelo dos mínimos quadráticos), com esse modelo pode-se encontrar as equações que fornecem os valores dos coeficientes “a” e “b” (SEBER, 2012). Sabendo disso, o primeiro coeficiente a ser encontrado é o coeficiente angular (b) que é dado por:

$$b = \frac{n.(\sum x.y) - (\sum x \sum y)}{n.(\sum x^2) - (\sum x)^2} \quad (9)$$

Onde:

b = coeficiente angular

n = quantidade de pares de dados

x = variável independente

y = variável dependente

Encontrado o coeficiente angular (b), pode-se, finalmente, encontrar o coeficiente linear (a), sendo que esse é dado pela equação (10) apresentada abaixo:

$$a = \frac{\sum y - b \sum x}{n} \quad (10)$$

Onde:

a = coeficiente linear

y = variável dependente

b = coeficiente angular

x = variável independente

n = quantidade de pares de dados.

### 3.4.4 Correlação

A análise de correlação tem como objetivo tentar entender a qualidade do modelo construído através da análise de regressão, sendo que entende-se por qualidade a proximidade

do modelo aos pontos (MONTGOMERY, 2012). Existem diversas classificações que um modelo pode receber, como: positiva, onde se os valores da variável independente cresce, os valores da dependente também cresce; positiva perfeita, onde todos os pontos se encontram em cima da reta que representa o modelo; negativo, onde quando os valores da variável independente cresce, os valores da variável dependente tende a diminuir; negativa perfeita onde todos os pontos se encontra sobre a reta que descreve aquele determinado modelo; e, por fim, existem aqueles modelos ditos completamente imperfeitos onde não se consegue entender a correlação entre os valores de x com os valores de y (BRUNI, 2013).

O coeficiente de correlação nos diz sobre a proximidade média dos pontos com a reta representante do modelo criado; o modelo de coeficiente de correlação mais comumente utilizado é o de Pearson, sendo que ele tenta analisar através de variáveis quantitativas intervalares a proximidade dos pontos a reta (CHATTERJEE, 2009). Para o cálculo do coeficiente de correlação de Pearson é utilizada a seguinte equação:

$$r = \pm \frac{n \sum x.y - \sum x. \sum y}{\sqrt{[n \sum x^2 - (\sum x)^2].[n \sum y^2 - (\sum y)^2]}} \quad (11)$$

Onde:

r = coeficiente de correlação

n = quantidade de pares de dados

x = variável independente

y = variável dependente

O valor do coeficiente de correlação tem o comportamento limitado entre  $-1 \leq r \leq 1$ , sendo -1 um valor de coeficiente de correlação que exprime um modelo negativo perfeito; 1 é referente a um modelo positivo perfeito; e  $r = 0$  é o resultado de um modelo completamente imperfeito; entre os valores de -1 a 0, se tem a representação de um modelo negativo e entre 0 e 1, um modelo positivo (BRUNI, 2013).

### 3.4.5 Testes Estatísticos

O processo de estimação generaliza resultados de amostras para diferentes universos. Uma evolução do uso da estimação é apresentada por meio dos testes de hipóteses,

que buscam confrontar alegações sobre o todo com resultado obtidos de amostras. Quando os testes assumem premissas sobre a distribuição de parâmetros da população são denominados de paramétricos. Quando não é possível supor ou assumir característica sobre parâmetros da população de onde a amostra foi extraída, por exemplo, a premissa de população normalmente distribuída, torna-se necessário entender e aplicar testes não paramétricos de hipóteses (CHAPMAN, 2012).

Os testes de hipóteses paramétricos e não-paramétricos podem ser utilizados para comparar os dados de duas ou mais amostras distintas. Por exemplo, os testes permitem comparar registros de EEG advindos de grupo de indivíduos neurologicamente saudáveis e grupo de pacientes em estado de coma, com o intuito de se saber onde existem diferenças significativas entre eles (FONTELLES, 2012).

Outra possibilidade é utilizar os testes estatísticos para comparar os dados em dois diferentes estágios (antes e depois do estímulo cognitivo, por exemplo), esses estágios também são, comumente, conhecidos como dados pareados (MONTGOMERY, 2009).

#### **3.4.5.1 Testes paramétricos de hipóteses para duas amostras**

Os testes paramétricos que podem ser empregados na comparação de duas amostras, são os testes Z de distribuição normal; o  $t$  de Student para amostras dependentes, o  $t$  de Student-Welch para duas amostras independentes com variâncias não homogêneas e outros. Para que o teste paramétrico possa ser aplicado na comparação de duas amostras, as amostras devem atender a condição de normalidade de dados. A verificação da condição de normalidade dos dados pode ser investigada utilizando os seguintes testes: Shapiro Wilk, Lilliefor, Kolmogorov-Smirnov, dentre outros (MONTGOMERY, 2009).

#### **3.4.5.2 Testes não paramétricos de hipóteses para duas amostras**

Nos testes não paramétricos de hipóteses não há a necessidade de assumir características específicas sobre o comportamento da variável no universo, ou seja, esses testes podem ser aplicados em situações que não respeitam as premissas expostas nos testes paramétricos, como amostras grandes ou variáveis seguindo distribuição normal. Deste modo, a grande característica dos testes não paramétricos é se a amostra analisada é pequena ou a variável não é intervalar (variável qualitativa), com isso é levado em consideração, a frequência ou os postos (número no ordenamento da série) dessa variável original (AYRES, 2007).



Os testes não paramétricos também podem ser aplicados quando se deseja comparar duas amostras, neste caso podem ser utilizados os testes Kruskal-Wallis; Teste de mediana; Teste dos sinais; Teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado e Teste de Wilcoxon da Soma dos Postos (também conhecido como Mann-Whitney) (BRUNI, 2013; MONTGOMERY, 2009). Dentre os testes não paramétricos listados, os que serão utilizados na análise desta pesquisa são os testes de Wilcoxon do Posto Sinalizado e Mann-Whitney.

O teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado é aplicado a observações emparelhadas, quando essas são provenientes de duas distribuições contínuas que diferem somente com relação às suas médias, assegurando que a distribuição das diferenças é contínua e simétrica. Essas diferenças são ordenadas, primeiramente, de maneira crescente de seus valores absolutos e então são dados aos postos os sinais das diferenças; quando há empates, os postos médios são atribuídos.  $W^+$  faz menção a soma dos postos positivos, o  $W^-$  valor absoluto da soma dos postos negativos e  $W = \min(W^+, W^-)$ , se o valor observado for  $w < w_{\alpha}^*$ , a hipótese nula ( $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ) será rejeitada e a hipótese alternativa ( $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ ) será aceita. De modo equivalente, pode-se converter a estatística  $W$  em *p-valor*. Se  $\alpha < p\text{-valor}$ , rejeita-se  $H_0$ , sendo que é  $\alpha$  nível de significância do teste. (MONTGOMERY, 2009).

O teste de Mann-Whitney é realizado por meio da soma das “n” observações advindas das amostras aleatórias independentes  $X_1$  e  $X_2$  de tamanhos distintos,  $n_1 < n_2$ . Para que o teste possa ser realizado todas as  $n_1 + n_2$  observações devem ser organizadas de modo crescente de magnitude e postos devem ser atribuídos às mesmas. Supondo  $W_1$  como sendo a soma dos postos da menor amostra,  $W_2$  é definido como a soma dos postos da outra amostra.

Se duas ou mais observações foram idênticas, então a média dos postos que deve ser atribuída caso as observações se diferem, porém, se as médias das amostras não diferem entre si, espera-se que a soma dos postos seja aproximadamente igual para ambas as amostras e se as somas das ordens diferirem de forma exorbitante, conclui-se que as médias não são iguais. Se os valores observados  $W_1$  e  $W_2$  forem menores ou iguais ao valor crítico ( $w_{\alpha}$ ) tabelado, rejeita-se a hipótese nula ( $H_0: \mu_1 = \mu_2$ ) em favor da hipótese alternativa ( $H_1: \mu_1 \neq \mu_2$ ). De forma correspondente, pode-se converter a estatística  $W$  em *p-valor*, se  $\alpha < p\text{-valor}$ , rejeita-se  $H_0$  (MONTGOMERY, 2009).

Neste estudo, as hipóteses foram formuladas em função das informações dos registros de EEG e diversas análises foram consideradas, as quais estão descritas a seguir.

**Registro Longo Silêncio:** investigar se há diferença entre os sinais de EEG nos instantes de tempo pré-fixados, lembrando que não foi empregado nenhum tipo de estimulação nesse paciente.

$H_0$ : não existe diferença entre os sinais de EEG nos instantes de tempo pré-fixados.

$H_1$ : existe diferença entre os sinais de EEG nos instantes de tempo pré-fixados.

**Registro Longo com Estimulação:** investigar se há diferença significativa entre o sinal de EEG sem estímulo (silêncio) e o sinal de EEG com estimulação.

$H_0$ : não existem diferenças entre o sinal de EEG sem estimulação e o sinal de EEG com estimulação.

$H_1$ : existem diferenças entre o sinal de EEG sem estimulação e o sinal de EEG com estimulação.

**Registro Chamando pelo nome:** investigar se há diferença significativa entre o sinal de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e o sinal de EEG após chamar o paciente pelo nome.

$H_0$ : não existem diferenças entre os sinais de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e após chamá-lo pelo nome.

$H_1$ : existem diferenças entre os sinais de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e após chamá-lo pelo nome.

**Registro Variando o volume:** investigar se há diferença entre o sinal de EEG gravado a um volume de 50-70 dB e o sinal de EEG gravado a um volume de estimulação de 70-90 dB.

$H_0$ : não existe diferença entre os sinais de EEG gravados sob volumes de estimulações distintos.

$H_1$ : existe diferença entre os sinais de EEG gravados sob volumes de estimulações distintos.

**Registro Morte Encefálica:** investigar se há diferença significativa entre os sinais de EEG sem estímulo (silêncio) e com estimulação.

$H_0$ : não existe diferença entre os sinais de EEG sem estimulação e com estimulação.

$H_1$ : existe diferença entre os sinais de EEG sem estimulação e com estimulação.

**Registro Coma x Morte encefálica:** investigar se há diferença entre os sinais de EEG dos registros de Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais de EEG sem estimulação e, posteriormente, os sinais com estimulação.

$H_0$ : não existe diferença entre os sinais de EEG dos registros Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais em silêncio e, posteriormente, os sinais sob estimulação.

$H_1$ : existe diferença entre os sinais de EEG dos registros Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais em silêncio e, posteriormente, os sinais sob estimulação.

Os testes estatísticos empregados nesse estudo, foram calculados utilizando o software de estatística desenvolvido por (LIMA, 2018) onde esse foi desenvolvido na plataforma MATLAB versão 2016b. Todos os testes foram realizados sob o nível de significância de 5%.

Em relação ao teste empregado para validar os modelos de regressão linear criados, optou-se por utilizar o teste F. Esse teste compara a variância das amostras utilizadas, onde a hipótese nula testada é que as variâncias dessas amostras são iguais e a hipótese alternativa sugere que as variâncias são diferentes, sejam elas distintas ou maior ou menor (MONTGOMERY, 2009). O teste F empregado neste estudo foi desenvolvido, pela autora, na plataforma MATLAB versão 2016b. O teste foi realizado sob o nível de significância de 5%. Neste estudo, as hipóteses empregadas foram:

**Registro Chamando pelo nome:** investigar se há correlação entre o sinal de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e o sinal de EEG após chamar o paciente pelo nome.

$H_0$ : não existem correlação entre os sinais de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e após chamá-lo pelo nome.

$H_1$ : existem correlação entre os sinais de EEG antes de chamar o paciente pelo nome e após chamá-lo pelo nome.

**Registro Variando o volume:** investigar se há correlação entre o sinal de EEG gravado a um volume de 50-70 dB e o sinal de EEG gravado a um volume de estimulação de 70-90 dB.

$H_0$ : não existe correlação entre os sinais de EEG gravados sob volumes de estimulações distintos.

$H_1$ : existe correlação entre os sinais de EEG gravados sob volumes de estimulações distintos.

**Registro Morte Encefálica:** investigar se há correlação entre os sinais de EEG sem estímulo (silêncio) e com estimulação.

$H_0$ : não existe correlação entre os sinais de EEG sem estimulação e com estimulação.

$H_1$ : existe correlação entre os sinais de EEG sem estimulação e com estimulação.

**Registro Coma x Morte encefálica:** investigar se há correlação entre os sinais de EEG dos registros de Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais de EEG sem estimulação e, posteriormente, os sinais com estimulação.

$H_0$ : não existe correlação entre os sinais de EEG dos registros Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais em silêncio e, posteriormente, os sinais sob estimulação.

$H_1$ : existe correlação entre os sinais de EEG dos registros Coma e Morte encefálica, quando se compara os sinais em silêncio e, posteriormente, os sinais sob estimulação.

### 3.5 Considerações Finais

Neste capítulo, foi mostrado a importância de um protocolo de construção de uma base de dados de EEG, análise visual por parte de neurologistas especializados, o tratamento do sinal - como uma boa filtragem para eliminação de artefatos indesejados -, a escolha de um quantificador adequado para a análise que se deseja realizar e qual o domínio de análise - frequência, tempo e tempo-frequência -, além da escolha de ferramentas estatísticas adequadas.

# Capítulo 4

## ANÁLISE DO REGISTRO LONGO SEM ESTIMULAÇÃO

---

*Nesse capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos no processamento dos dados realizados em um registro sem estimulação, bem como discussões e conclusões.*

### 4.1 Introdução

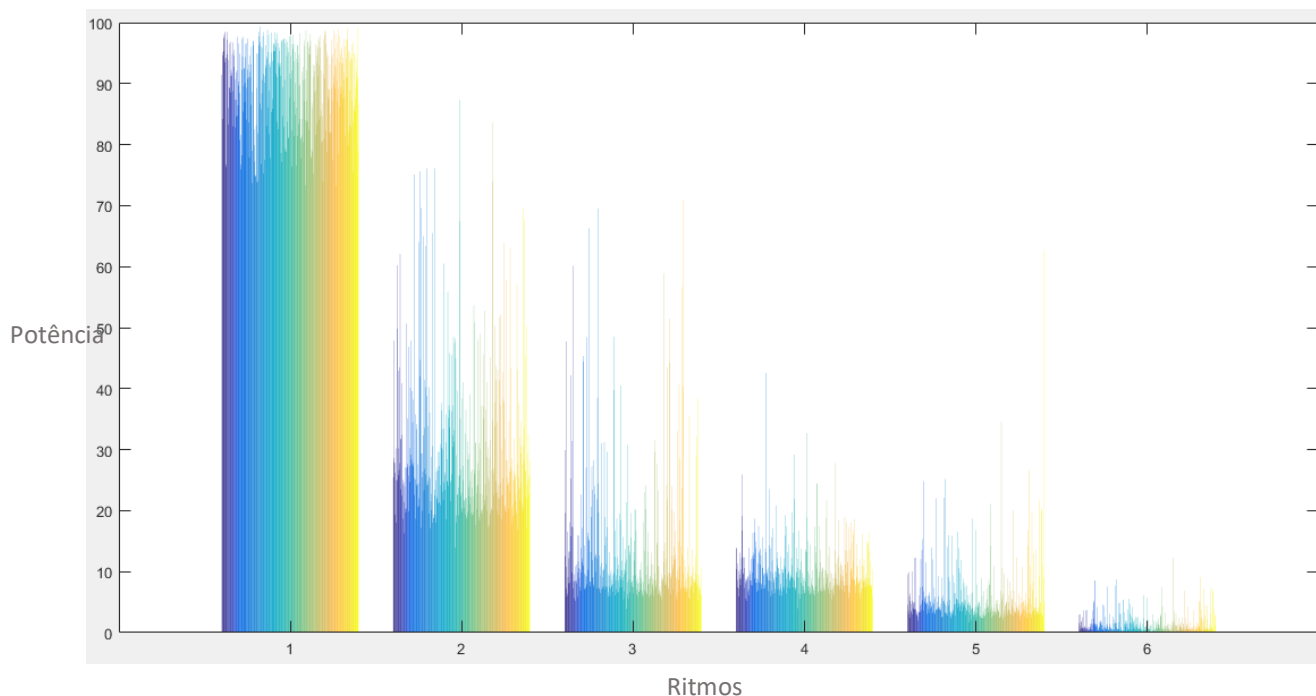
O registro analisado neste capítulo, número de plg 24101, foi gravado em situação de silêncio, sem estimulação, por 16 minutos. Pela análise visual do EEG, o neurologista detectou que os dois primeiros minutos deveriam ser descartados devido ao alto índice de ruído. Portanto, a análise desse registro foi feita a partir do minuto 02:30 até o minuto 16 (final do registro), período esse que o neurologista afirmou não encontrar nenhum tipo de artefato ruidoso. Na análise visual também constatou que era preciso eliminar o eletrodo T3, pois esse se encontrava desconectado. No total, foram separadas 385 épocas de 2 segundos cada. As condições desse paciente foram descritas no Capítulo 3, no item 3.1.2 Quadro 3-1, e refere-se ao paciente de plg 24101.

### 4.2 Análise em tempo contínuo

A primeira análise realizada neste registro teve o intuito de analisar a contribuição de potência de cada ritmo ao longo dos 16 minutos, deste modo, utilizando o quantificador PCP, analisou tanto os eletrodos quanto os ritmos. Após o processamento de PCP, foi investigado

qual eletrodo possuía o maior valor de potência para cada um dos seis ritmos analisados, no total quatro eletrodos (F4, Cz, T6 e Pz) foram selecionados. Desta forma, construiu-se um gráfico de barras com os valores de potência desses eletrodos, vide Figura 4-1, onde os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, estão representados, respectivamente, de 1 a 6 e os eletrodos F4, Cz, T6 e Pz são, respectivamente, representados pelas cores azul escuro, azul claro, verde-alaranjado e amarelo.

Figura 4-1: Gráfico de barras da potência de PCP dos eletrodos ao longo do tempo, por ritmo e por eletrodo.



Fonte: Elaborado pela autora.

Da análise para ritmos, na Figura 4-1, o ritmo Delta apresentou uma variação de potência aproximadamente a 90%, Teta: 25%, Alfa: 8%, Beta: 10%, Gama: 5% e Supergama a cerca de 2% de potência. Da análise dos eletrodos de cada ritmo, observa-se que os eletrodos que possuem picos de potência, foram:

Cz e Pz com potência máxima aproximada a 100% no ritmo Delta;

T6 com potência máxima em torno de 90% no ritmo Teta;

F4 e Cz onde a potência máxima no ritmo Alfa foi próximo a 70%;

F4 com 42%, aproximadamente, de potência máxima para o ritmo Beta;

Pz com potência máxima aproximada a 64% no ritmo Gama e;

T6 apresentou uma potência máxima de 15%, aproximadamente, no ritmo Supergama.

### 4.3 Análise por trechos de tempo

Após a análise do registro completo, optou-se por selecionar 5 minutos do registro para serem analisados separadamente, com isso, escolheu-se o Terceiro minuto, Quarto minuto, Quinto minuto, Sexto minuto e o Sétimo minuto. Em seguida, foi realizada as análises dos quatro quantificadores aqui estudados – PCP, Coerência, VPC e PPN, conforme equações (1) a (5) do Capítulo 3.

#### 4.3.1 PCP

Nesta seção, o PCP do EEG do paciente 24101, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Terceiro minuto, Quarto minuto, Quinto minuto, Sexto minuto, Sétimo minuto. Após a análise de PCP ter sido concluída, conforme equações (1) e (2) do Capítulo 3, cada ritmo possuía um tamanho amostral de 200 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas anteriormente selecionadas pelo neurologista, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 4-1.

Tabela 4-1: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana do PCP por ritmo, eletrodo e situação.

Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
3º min.	72.70 $\pm$ 5.62	15.18 $\pm$ 3.69	4.75 $\pm$ 1.11	5.33 $\pm$ 1.31	2.04 $\pm$ 0.38	0.16 $\pm$ 0.02
4º min.	5.62 $\pm$ 11.04	3.69 $\pm$ 5.91	1.10 $\pm$ 2.02	1.31 $\pm$ 2.35	0.38 $\pm$ 0.92	0.02 $\pm$ 0.19
5º min.	74.55 $\pm$ 9.69	13.01 $\pm$ 5.69	4.81 $\pm$ 2.08	4.51 $\pm$ 1.92	1.93 $\pm$ 1.93	0.17 $\pm$ 0.86
6º min.	73.16 $\pm$ 10.58	15.97 $\pm$ 7.22	5.19 $\pm$ 2.72	4.40 $\pm$ 2.72	2.30 $\pm$ 1.63	0.22 $\pm$ 0.81
7º min.	74.41 $\pm$ 9.57	13.24 $\pm$ 5.64	4.67 $\pm$ 1.97	5.13 $\pm$ 2.00	2.06 $\pm$ 0.77	0.18 $\pm$ 0.36

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Cz	3º min.	71.12 ± 13.15	15.96 ± 7.77	5.29 ± 2.94	5.33 ± 2.58	2.03 ± 0.65	0.22 ± 0.13
	4º min.	13.15 ± 12.34	7.77 ± 6.71	2.94 ± 4.59	2.58 ± 4.24	0.65 ± 1.21	0.13 ± 0.24
	5º min.	71.54 ± 9.53	13.33 ± 5.56	5.56 ± 2.44	5.61 ± 2.24	2.46 ± 1.01	0.25 ± 0.39
	6º min.	68.71 ± 13.30	17.98 ± 9.76	5.03 ± 1.97	5.36 ± 2.37	2.55 ± 1.24	0.23 ± 0.63
	7º min.	71.24 ± 10.55	15.76 ± 6.57	4.76 ± 1.76	5.31 ± 1.91	2.06 ± 0.81	0.19 ± 0.17
Pz	3º min.	70.55 ± 7.83	15.91 ± 5.18	5.50 ± 1.54	5.43 ± 1.55	2.23 ± 0.27	0.17 ± 0.22
	4º min.	7.83 ± 11.15	5.18 ± 5.43	1.54 ± 4.01	1.55 ± 2.55	0.27 ± 0.99	0.22 ± 0.32
	5º min.	73.14 ± 26.61	15.05 ± 18.53	5.90 ± 4.38	5.23 ± 3.49	2.38 ± 1.21	0.25 ± 0.44
	6º min.	72.42 ± 13.18	15.52 ± 7.79	4.71 ± 1.66	5.02 ± 3.76	2.26 ± 1.41	0.22 ± 0.56
	7º min.	73.05 ± 9.36	14.66 ± 4.64	4.65 ± 4.93	5.14 ± 1.82	2.03 ± 0.57	0.17 ± 0.11
Oz	3º min.	75.86 ± 14.15	13.16 ± 7.29	4.44 ± 3.59	4.65 ± 2.65	1.76 ± 0.84	0.16 ± 0.08
	4º min.	14.15 ± 11.64	7.29 ± 6.51	3.59 ± 2.39	2.65 ± 2.30	0.84 ± 0.82	0.08 ± 0.21
	5º min.	72.27 ± 18.29	16.81 ± 9.61	4.84 ± 4.21	4.92 ± 3.94	2.13 ± 0.99	0.25 ± 0.25
	6º min.	69.05 ± 8.26	17.25 ± 5.85	5.12 ± 1.79	5.71 ± 1.54	2.35 ± 0.81	0.22 ± 0.40
	7º min.	71.81 ± 10.94	15.47 ± 6.22	5.07 ± 2.00	5.26 ± 1.97	2.07 ± 0.74	0.17 ± 0.07

Abreviações: Sit.: Situações, 3º min.: Terceiro minuto; 4º min.: Quarto minuto; 5º min.: Quinto minuto; 6º min.: Sexto minuto; 7º min.: Sétimo minuto.

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se a situação Quarto minuto apresentou as menores medianas de PCP independente do ritmo em análise, vide Tabela 4-1. Os ritmos lentos (Delta e Teta) possuem as medianas de PCP mais elevadas, o que é esperado quando se trata de um registro de um paciente em estado de coma. Os valores medianos de PCP de Alfa e Beta, se mantêm de forma parecida em quase todas as situações, Gama e Supergama tiveram os menores valores medianos de PCP, porém Gama teve o dobro de potência mediana de PCP quando comparado a Supergama. No quesito desvio padrão, nota-se que, a dispersão dos dados é moderada. O que pode ser verificado pelo coeficiente de variação (CV) onde o coeficiente, na maioria dos casos, esteve entre  $0.3 \leq CV \leq 0.5$ , sendo considerado dispersão moderada.

Os resultados do teste de comparação de Wilcoxon do Posto Sinalizado – com nível de significância de 5% - foi empregado nesta análise, vide Tabela 4-2, e com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar os resultados apenas da



comparação “Terceiro minuto x Quinto minuto”. Cada ritmo analisado possuía 200 valores, sendo que cada um dos 20 eletrodos continha 10 valores referentes as épocas anteriormente selecionadas. Os *p-valores* < 0.05 indicam que as diferenças entre as amostras são significativas, caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS). As diferenças que se mostraram significativas foram identificadas com sinal \*, na Tabela 4-2.

Tabela 4-2: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Terceiro minuto x Quinto minuto, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fp2	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	*	*	NS	*	*	NS
Fz	*	NS	NS	NS	NS	NS
F4	NS	*	NS	NS	NS	NS
F8	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T3	-	-	-	-	-	-
C3	NS	NS	NS	NS	*	NS
Cz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C4	NS	NS	NS	*	NS	NS
T4	-	-	-	-	-	-
T5	NS	NS	*	*	*	NS
P3	NS	*	NS	NS	*	NS
Pz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P4	NS	NS	*	NS	*	*
T6	*	NS	NS	NS	NS	NS
O1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Oz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\* *p-valor* < 0.05 e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborada pela autora.

A grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foram não significativos, porém, os eletrodos F3 e T5, obtiveram destaque dos demais devido a diferença significativa encontrada em três ritmos distintos. Os ritmos Teta, Beta e Gama tiveram um maior número de diferenças significativas, sendo Gama o ritmo com mais diferenças, quatro no total. Em contrapartida, Supergama foi o ritmo com o menor número de amostras significativas, com apenas uma para o eletrodo P4.

Após o término do cálculo da mediana de PCP, a variação percentual foi aplicada a todos os ritmos, eletrodos e situações, porém, a fim de reduzir a quantidade de informações, optou-se por apresentar apenas os resultados do ritmo Delta, vide Tabela 4-3. Cada situação

possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 4-3: Variação percentual de PCP para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por eletrodo.

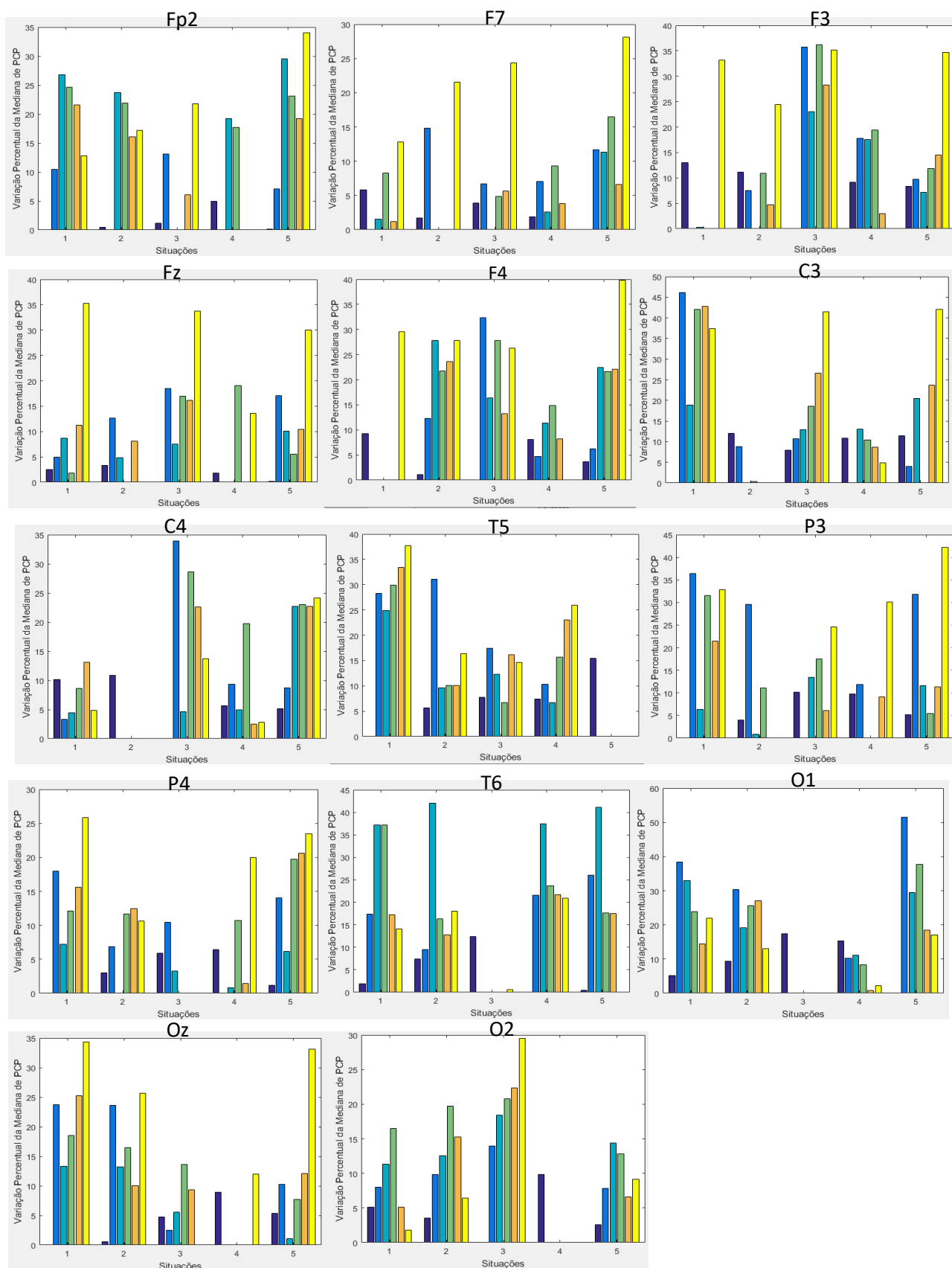
	Terceiro minuto	Quarto minuto	Quinto minuto	Sexto minuto	Sétimo minuto	Média
Fp1	3.77	3.54	0	2.04	3.46	2.567
Fp2	0	0.42	1.13	4.98	0.12	1.334
F7	5.81	1.73	3.93	1.92	0	2.681
F3	12.96	11.09	0	9.17	8.38	8.322
Fz	2.48	3.29	0	1.86	0.19	1.567
F4	9.23	1.11	0	8.10	3.65	4.421
F8	0	8.02	5.79	8.02	2.62	4.895
T3	-	-	-	-	-	-
C3	0	12.02	7.94	10.83	11.41	8.441
Cz	0.57	2.81	0	3.96	1.11	1.691
C4	10.14	10.91	0	5.64	5.13	6.368
T4	-	-	-	-	-	-
T5	0	5.71	7.72	7.43	15.4	7.264
P3	0	4.02	10.18	9.82	5.22	5.853
Pz	3.54	8.80	0	0.97	0.12	2.691
P4	0	3.04	5.86	6.39	1.15	3.291
T6	1.92	7.37	12.34	0	0.42	4.413
O1	5.1233	9.37	17.45	15.36	0	9.465
Oz	0	0.54	4.73	8.96	5.34	3.917
O2	5.091	3.58	0	9.83	2.53	4.209
Média	3.371	5.414	4.284	6.409	3.686	

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 4-3, mesmo se tratando de instantes sem estimulações, o Sexto e Quarto minutos, foram aqueles que apresentaram os maiores valores médios de variações percentuais, sendo 6.409 e 5.414, respectivamente. No quesito eletrodo, os eletrodos O1 e C3, com as respectivas médias 9.465 e 8.441 foram aqueles com os maiores valores médios de variação.

Com a junção dos resultados do teste de comparação e análise de variação percentual, montou-se uma figura – vide Figura 4-2 – contendo as informações de todos os eletrodos que obtiveram diferenças significativas no teste de comparação. Desta forma, construiu-se um gráfico de barras com os valores das variações desses eletrodos, vide Figura 4-2, onde os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, estão representados, respectivamente, pelas cores azul escuro, azul médio, azul claro, verde, laranja e amarelo. As situações Terceiro minuto, Quarto minuto, Quinto minuto, Sexto minuto e Sétimo minuto, estão representados pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Figura 4-2: Variação percentual da mediana de PCP por ritmo, eletrodo e situação.



Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se, na Figura 4-2, que o eletrodo O1 apresentou maior valor de variação percentual de PCP e ocorreu, no ritmo Teta, para a situação Sétimo minuto, em torno de 50%; os eletrodos C3 e C4, também, tiveram suas variações máximas no ritmo Teta, ambos para o Terceiro minuto, sendo, aproximadamente, iguais a 47% e 34%, respectivamente. O eletrodo F3 teve variação máxima, sendo cerca de 37% no ritmo Beta para o Quinto minuto; e T6 com máxima variação próximo a 43% no ritmo Alfa para o Quarto minuto.

Os eletrodos Fp2, F7, F4 e P3, tiveram variação máxima no ritmo Supergama para o instante Terceiro minuto; Fz, T5, P4 e Oz, também apresentaram picos elevados no ritmo Supergama, porém, para o Sétimo minuto e, por fim, o eletrodo O2, igualmente aos outros, obteve pico de variação máxima em Supergama, mas para a situação Quinto minuto. A faixa de variação máxima de PCP desses eletrodos, de forma generalizada, variou em torno de 27 a 33%.

#### 4.3.2 PPN

Nesta seção, o PPN do EEG do paciente 24101, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Clínicos, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Terceiro minuto, Quarto minuto, Quinto minuto, Sexto minuto, Sétimo minuto. Após a análise de PPN, conforme equação (5) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores), portanto, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 4-4.

O teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Quarto minuto x Quinto minuto – escolhida de forma experimental. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 4-5 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças. O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 4-4: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da Mediana de cada situação, por eletrodo e por ritmo

	Ritmos	Terceiro minuto	Quarto minuto	Quinto minuto	Sexto minuto	Sétimo minuto
	Clínicos	10.4 $\pm$ 3.93	10.85 $\pm$ 3.84	11.21 $\pm$ 3.81	10.4 $\pm$ 3.88	10.36 $\pm$ 3.81
Fz	Gama	1.45 $\pm$ 0.11	1.62 $\pm$ 0.11	1.63 $\pm$ 0.11	1.02 $\pm$ 0.28	1.08 $\pm$ 0.29
	Supergama	0.92 $\pm$ 0.02	1.03 $\pm$ 0.01	1.03 $\pm$ 0.01	0.42 $\pm$ 0.03	0.45 $\pm$ 0.03
	Clínicos	9.85 $\pm$ 2.91	10.91 $\pm$ 2.64	10.91 $\pm$ 3.91	9.92 $\pm$ 3.41	8.28 $\pm$ 4.01
Cz	Gama	1.44 $\pm$ 0.09	1.62 $\pm$ 0.12	1.64 $\pm$ 0.13	1.01 $\pm$ 0.27	0.99 $\pm$ 0.22
	Supergama	0.92 $\pm$ 0.11	1.03 $\pm$ 0.02	1.05 $\pm$ 0.01	0.43 $\pm$ 0.03	0.55 $\pm$ 0.03
	Clínicos	9.25 $\pm$ 3.10	10.46 $\pm$ 3.25	10.23 $\pm$ 2.95	10.5 $\pm$ 3.86	7.61 $\pm$ 3.32
Pz	Gama	1.46 $\pm$ 0.09	1.64 $\pm$ 0.12	1.67 $\pm$ 0.11	1.06 $\pm$ 0.27	1.02 $\pm$ 0.24
	Supergama	0.94 $\pm$ 0.02	1.05 $\pm$ 0.02	1.08 $\pm$ 0.01	0.41 $\pm$ 0.03	0.57 $\pm$ 0.02
	Clínicos	10.59 $\pm$ 4.26	12.14 $\pm$ 3.68	10.73 $\pm$ 3.38	9.43 $\pm$ 3.99	7.71 $\pm$ 3.87
Oz	Gama	1.45 $\pm$ 0.13	1.61 $\pm$ 0.13	1.64 $\pm$ 0.13	0.99 $\pm$ 0.23	1.00 $\pm$ 0.20
	Supergama	0.89 $\pm$ 0.01	0.98 $\pm$ 0.01	1.05 $\pm$ 0.01	0.5 $\pm$ 0.032	0.57 $\pm$ 0.03

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 4-4 nota-se que a situação Sétimo minuto possui os menores valores medianos de PPN para os ritmos Clínicos (Delta a Beta) e a situação Sexto minuto apresenta menores medianas de PPN para os ritmos Gama e Supergama. O Quinto minuto se destaca com a maior mediana para todos os ritmos analisados. Os resultados obtidos pelo cálculo de desvio padrão da mediana, mostrou que o grau de dispersão dos dados é baixo,  $CV \leq 0.3$ , evidenciando a uniformidade dos dados.

Tabela 4-5: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Quarto minuto x Quinto minuto, por ritmo e por eletrodo.

	Clínico	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS
Fp2	***	***	***
F7	***	***	***
F3	**	*	NS
Fz	***	***	**
F4	***	***	***
F8	***	***	***
T3	NS	NS	NS
C3	**	***	*
Cz	***	***	***
C4	***	***	***
T4	***	***	*

	Clínico	Gama	Supergama
T5	*	*	*
P3	NS	NS	NS
Pz	*	*	NS
P4	NS	NS	NS
T6	*	*	*
O1	*	*	*
Oz	*	*	*
O2	NS	*	*

\*  $p$ -valor < 0.05 e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao observado para PCP, a maioria a diferença do sinal de PPN no Quarto minuto x Quinto minuto foram significativas. O ritmo Gama apresentou 16 eletrodos com comparações significativas, o ritmo Clínico apresentou 15 eletrodos com comparações significativas e Supergama apresentou 14 eletrodos com comparações significativas.

A variação percentual da mediana de PPN também foi calculada, além da média das variações dos eletrodos e variações médias das situações – Tabela 4-6, para redução de valores obtidos, optou-se por apresentar apenas os valores dos ritmos Clínicos, porém, a mesma análise pode ser aplicada de forma análoga aos outros ritmos. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos contém 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 4-6: Variação percentual de PPN para os ritmos Clínicos e a respectiva média por eletrodos e por situação.

	Terceiro minuto	Quarto minuto	Quinto minuto	Sexto minuto	Sétimo minuto	Média
Fp1	19.22	15.91	0	22.59	5.25	12.595
Fp2	39.98	24.43	0	48.31	38.95	30.337
F7	45.63	31.62	0	34.19	20.54	26.397
F3	23.33	21.19	0	40.38	27.28	22.441
Fz	28.90	22.27	0	38.46	12.01	20.330
F4	19.64	28.37	0	39.33	34.63	24.398
F8	21.96	31.15	0	23.89	8.66	17.136
T3	-	-	-	-	-	-
C3	29.40	21.02	0	19.42	13.12	16.594
Cz	0	16.32	15.61	18.81	14.15	12.982
C4	27.53	28.72	0	44.34	37.07	27.535
T4	-	-	-	-	-	-
T5	0	28.64	22.31	12.77	2.08	13.163
P3	43.48	30.31	13.92	0	3.64	18.274
Pz	34.37	20.28	0	20.16	19.84	18.934
P4	40.07	28.53	0	31.03	37.28	27.386

	Terceiro minuto	Quarto minuto	Quinto minuto	Sexto minuto	Sétimo minuto	Média
T6	0.44	38.36	0	27.05	20.68	17.310
O1	8.13	23.97	15.01	15.21	0	12.468
Oz	45.57	35.73	0	14.01	35.32	26.131
O2	28.07	20.58	0	24.42	25.81	19.778
Média	25.322	25.971	3.7144	26.359	19.799	

Fonte: Elaborado pela autora.

Igualmente ao que foi observado na Tabela 4-3, para o quantificador PCP, na Tabela 4-6 as situações que obtiveram maiores valores médios de variação percentual de PPN foram os Sexto e Quarto minutos, com médias iguais a 26.359 e 25.971, respectivamente. Em relação aos eletrodos, Fp2 e C4, foram aqueles que demonstraram os maiores valores médios de variação percentual, sendo iguais a, respectivamente, 30.337 e 27.535.

### 4.3.3 Coerência

Os resultados do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana para o quantificador Coerência, equação (3) do Capítulo 3, sintetizaram um conjunto de 160 amostras contida em cada ritmo, onde cada um dos oito pares de eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas selecionadas. Na Tabela 4-7 estão dispostos os valores resultantes do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana, onde cada região cerebral está representada por um par de eletrodo: F3-F4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2, sendo que esses estão sinalizados na tabela pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Tabela 4-7: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da Mediana para todas as situações, por ritmo e por eletrodo.

Par	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
1	3º min.	0.82 $\pm$ 0.35	0.32 $\pm$ 0.24	0.26 $\pm$ 0.19	0.23 $\pm$ 0.17	0.21 $\pm$ 0.16	0.24 $\pm$ 0.16
	4º min.	0.39 $\pm$ 0.28	0.25 $\pm$ 0.19	0.15 $\pm$ 0.19	0.21 $\pm$ 0.15	0.21 $\pm$ 0.21	0.20 $\pm$ 0.15
	5º min.	0.60 $\pm$ 0.31	0.29 $\pm$ 0.23	0.16 $\pm$ 0.15	0.22 $\pm$ 0.18	0.24 $\pm$ 0.17	0.25 $\pm$ 0.16
	6º min.	0.70 $\pm$ 0.26	0.29 $\pm$ 0.25	0.19 $\pm$ 0.17	0.23 $\pm$ 0.16	0.19 $\pm$ 0.16	0.16 $\pm$ 0.15
	7º min.	0.59 $\pm$ 0.22	0.21 $\pm$ 0.17	0.23 $\pm$ 0.15	0.22 $\pm$ 0.17	0.17 $\pm$ 0.16	0.19 $\pm$ 0.15
2	3º min.	0.53 $\pm$ 0.25	0.38 $\pm$ 0.21	0.35 $\pm$ 0.19	0.24 $\pm$ 0.19	0.18 $\pm$ 0.18	0.12 $\pm$ 0.17
	4º min.	0.67 $\pm$ 0.23	0.31 $\pm$ 0.24	0.31 $\pm$ 0.21	0.23 $\pm$ 0.17	0.17 $\pm$ 0.20	0.14 $\pm$ 0.12
	5º min.	0.55 $\pm$ 0.23	0.37 $\pm$ 0.18	0.28 $\pm$ 0.18	0.23 $\pm$ 0.18	0.14 $\pm$ 0.16	0.11 $\pm$ 0.16
	6º min.	0.73 $\pm$ 0.23	0.39 $\pm$ 0.19	0.36 $\pm$ 0.19	0.26 $\pm$ 0.16	0.15 $\pm$ 0.16	0.10 $\pm$ 0.14
	7º min.	0.53 $\pm$ 0.24	0.39 $\pm$ 0.16	0.37 $\pm$ 0.19	0.24 $\pm$ 0.20	0.15 $\pm$ 0.18	0.11 $\pm$ 0.13
3	3º min.	0.19 $\pm$ 0.24	0.09 $\pm$ 0.09	0.16 $\pm$ 0.12	0.08 $\pm$ 0.14	0.15 $\pm$ 0.17	0.18 $\pm$ 0.20
	4º min.	0.37 $\pm$ 0.27	0.24 $\pm$ 0.15	0.14 $\pm$ 0.14	0.08 $\pm$ 0.11	0.16 $\pm$ 0.18	0.17 $\pm$ 0.16
	5º min.	0.19 $\pm$ 0.25	0.08 $\pm$ 0.21	0.13 $\pm$ 0.14	0.11 $\pm$ 0.12	0.11 $\pm$ 0.16	0.16 $\pm$ 0.16
	6º min.	0.14 $\pm$ 0.29	0.12 $\pm$ 0.18	0.10 $\pm$ 0.12	0.09 $\pm$ 0.12	0.14 $\pm$ 0.13	0.18 $\pm$ 0.16
	7º min.	0.29 $\pm$ 0.21	0.11 $\pm$ 0.11	0.15 $\pm$ 0.15	0.10 $\pm$ 0.12	0.12 $\pm$ 0.14	0.12 $\pm$ 0.16

Par	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
4	3º min.	0.66 ± 0.31	0.37 ± 0.21	0.42 ± 0.19	0.27 ± 0.18	0.27 ± 0.20	0.31 ± 0.18
	4º min.	0.58 ± 0.34	0.27 ± 0.22	0.34 ± 0.20	0.27 ± 0.17	0.28 ± 0.21	0.37 ± 0.17
	5º min.	0.30 ± 0.28	0.28 ± 0.18	0.32 ± 0.17	0.25 ± 0.19	0.26 ± 0.18	0.31 ± 0.20
	6º min.	0.71 ± 0.27	0.27 ± 0.20	0.28 ± 0.18	0.25 ± 0.17	0.19 ± 0.19	0.29 ± 0.18
	7º min.	0.34 ± 0.31	0.22 ± 0.18	0.26 ± 0.18	0.25 ± 0.16	0.23 ± 0.19	0.31 ± 0.19
5	3º min.	0.22 ± 0.22	0.19 ± 0.25	0.24 ± 0.17	0.15 ± 0.18	0.14 ± 0.14	0.16 ± 0.16
	4º min.	0.31 ± 0.22	0.22 ± 0.16	0.25 ± 0.14	0.21 ± 0.16	0.15 ± 0.19	0.23 ± 0.15
	5º min.	0.35 ± 0.21	0.31 ± 0.17	0.33 ± 0.18	0.20 ± 0.16	0.13 ± 0.14	0.17 ± 0.15
	6º min.	0.77 ± 0.35	0.22 ± 0.20	0.39 ± 0.21	0.16 ± 0.14	0.16 ± 0.16	0.16 ± 0.14
	7º min.	0.20 ± 0.32	0.22 ± 0.21	0.17 ± 0.16	0.17 ± 0.16	0.18 ± 0.14	0.16 ± 0.13

Abreviações: Sit.: Situações, 3º min.: Terceiro minuto; 4º min.: Quarto minuto; 5º min.: Quinto minuto; 6º min.: Sexto minuto; 7º min.: Sétimo minuto.

Fonte: Elaborado pela autora.

Igualmente observado em PCP, os valores medianos dos ritmos lentos (Delta e Teta) foram superiores aos demais, porém, os ritmos Alfa, Beta, Gama e Supergama, apresentaram valores medianos similares. Em relação ao desvio padrão, esses foram iguais ou superiores aos valores medianos na maioria dos casos, mostrando o elevado grau de dispersão dos dados ( $CV \geq 0.5$ ), indicando a alta dispersão dos dados.

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5% -, porém, elegeu-se, de forma experimental, apenas a comparação “Quarto minuto x Sexto minuto” para ser representada neste documento. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. O teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 4-8 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças.

Tabela 4-8: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Quarto minuto x Sexto minuto, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	*	*	NS	*	*	NS
F7-F8	NS	NS	NS	NS	*	*
F3-F4	NS	NS	NS	NS	*	NS
T3-T4	-	-	-	-	-	-
C3-C4	NS	NS	NS	NS	*	NS
T5-T6	NS	*	NS	NS	*	NS
P3-P4	*	NS	NS	NS	*	*
O1-O2	*	NS	*	*	NS	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.



Igualmente realizado com os outros quantificadores, realizou-se a variação percentual da mediana da Coerência para todos os ritmos, além das médias dos eletrodos e das situações, o cálculo foi aplicado a todos os ritmos, porém, apenas os valores obtidos para o ritmo Delta foram expostos, como é observado na Tabela 4-9. Cada situação continha 48 valores, referentes aos seis ritmos e oito pares de eletrodos.

Tabela 4-9: Variação percentual de Coerência para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por par de eletrodo.

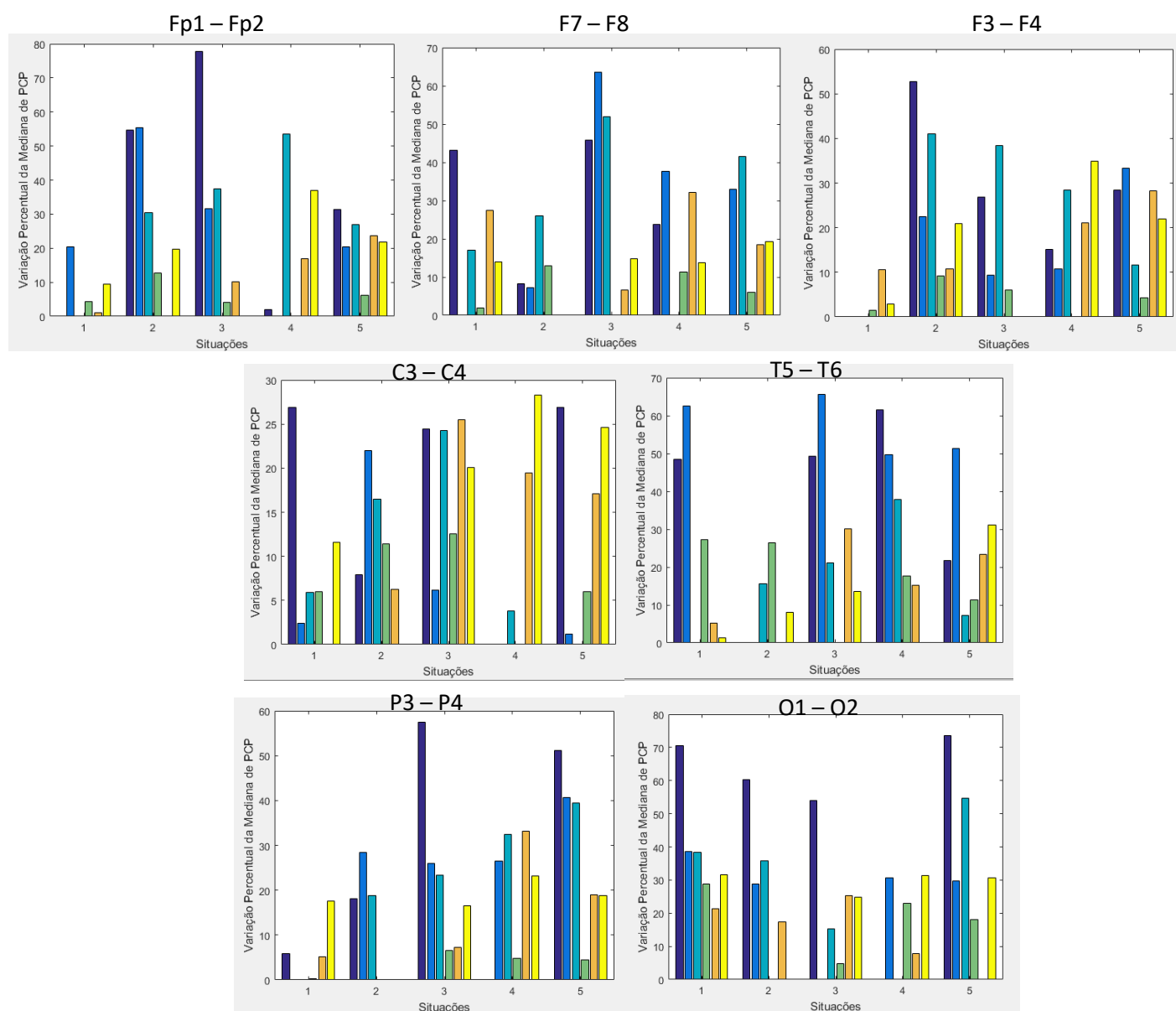
	Terceiro minuto	Quarto minuto	Quinto minuto	Sexto minuto	Sétimo minuto	Média
Fp1-Fp2	0	54.59	77.76	1.86	31.42	33.132
F7-F8	43.16	8.23	45.74	23.71	0	24.171
F3-F4	0	52.74	26.89	15.11	28.42	24.636
T3-T4	-	-	-	-	-	-
C3-C4	26.88	7.91	24.47	0	26.92	17.238
T5-T6	48.38	0	49.31	61.53	21.75	36.196
P3-P4	5.77	18.18	57.41	0	51.17	26.51
O1-O2	70.54	60.23	53.93	0	73.56	51.655
Média	27.822	28.844	47.932	14.603	33.324	

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao que foi observado para PCP e PPN, o valor médio máximo de variação percentual para o quantificador Coerência ficou concentrada nas situações Quinto minuto (47.932%) e Sétimo minuto (33.324%). Quando se trata da mesma avaliação, variação percentual média máxima, para os pares de eletrodos analisados, nota-se que aqueles que se destacam dos demais são O1-O2 (média 51.655%) e T5-T6 (média 36.196%).

A Figura 4-3, é a representação gráfica de todos os pares de eletrodos que obtiveram valores abaixo do nível de significância no teste de comparação, os valores expostos foram obtidos por meio do cálculo da variação percentual da mediana da Coerência. Desta forma, construiu-se um gráfico de barras, vide Figura 4-3, onde os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, estão representados, respectivamente, pelas cores azul escuro, azul médio, azul claro, verde, laranja e amarelo. As situações Terceiro minuto, Quarto minuto, Quinto minuto, Sexto minuto e Sétimo minuto, estão representados pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Figura 4-3: Variação percentual da mediana de Coerência.



Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao observado na Figura 4 – 2, para o quantificador PCP, nota-se, na Figura 4-3, que o par de eletrodo Fp1-Fp2 foi aquele com o maior valor de variação percentual de Coerência, próximo a 80%, no ritmo Delta, para a situação Quinto minuto. Em comum acordo, o par O1-O2 obteve uma grande faixa de variação com o valor máximo em torno de 80%, também, no ritmo Delta, porém, esse fato é observado no Sétimo minuto.

Nota-se que, diferentemente ao observado para PCP, os ritmos rápidos, principalmente Supergama, não obtiveram valores de variação elevados, em contrapartida, os ritmos lentos, se

destacaram em quase todos os pares de eletrodos, exceto em C3-C4, onde para esse par o ritmo Supergama é evidenciado com pico de variação, aproximadamente, em 27% para a situação Quinto minuto.

#### 4.3.4 VPC

Como o quantificador VPC é obtido através do desvio padrão dos valores de PCP e não há como realizar nenhum cálculo descritivo com seus valores e nem realizar nenhum tipo de teste de comparação devido à baixa quantidade de amostras (120 valores, sendo 20 valores por ritmo), optou por apresentar os valores brutos desse quantificador para cada situação aqui analisada, deste modo, na Tabela 4-10 estão apresentados os valores advindos do cálculo de VPC, conforme equação (4), do Capítulo 3, de todos os eletrodos centrais; cada linha de cada eletrodo refere-se a uma situação analisada, sendo, a primeira referente a situação Terceiro minuto, a segunda ao Quarto minuto e assim sucessivamente.

Tabela 4-10: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação.

	Situação	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	3º min.	5.6246	3.6913	1.1076	1.313	0.3897	0.0293
	4º min.	11.047	5.9199	2.0267	2.3547	0.9247	0.195
	5º min.	9.6954	5.6985	2.0858	1.9224	1.9306	0.8633
	6º min.	10.5806	7.2273	2.7274	2.7239	1.6339	0.8108
	7º min.	9.5777	5.6472	1.9784	2.0017	0.7778	0.3624
Cz	3º min.	13.1546	7.7753	2.9421	2.5837	0.6589	0.1393
	4º min.	12.3487	6.7083	4.5919	4.2496	1.2173	0.2459
	5º min.	9.5349	5.5679	2.4439	2.2408	1.0112	0.3954
	6º min.	13.303	9.7637	1.9743	2.3727	1.2431	0.639
	7º min.	12.2572	7.1006	2.61	2.6727	0.6076	0.1732
Pz	3º min.	7.837	5.1885	1.5446	1.5598	0.2793	0.2228
	4º min.	11.1545	5.4383	4.0103	2.55	0.9927	0.3207
	5º min.	26.6073	18.5322	4.3889	3.494	1.2159	0.4421
	6º min.	13.1845	7.7938	1.6684	3.761	1.4135	0.5685

	7º min.	9.3696	4.641	4.9393	1.8221	0.573	0.1073
	Situação	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	3º min.	14.1524	7.2903	3.5999	2.6589	0.8445	0.0811
	4º min.	11.6465	6.515	2.3912	2.304	0.8234	0.2079
Oz	5º min.	18.2954	9.6088	4.2153	3.9407	0.992	0.2512
	6º min.	8.2619	5.8536	1.7906	1.5479	0.8179	0.4041
	7º min.	10.9411	6.2254	2.0028	1.9782	0.7491	0.0756

Abreviações: Sit.: Situações, 3º min.: Terceiro minuto; 4º min.: Quarto minuto; 5º min.: Quinto minuto; 6º min.: Sexto minuto; 7º min.: Sétimo minuto.

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que não houve um padrão, como observado em outros quantificadores, quando se trata de situações e ritmos. Cada situação teve seu valor máximo de VPC para cada ritmo e região cerebral. O único padrão que se manteve aos demais quantificadores foi em relação aos ritmos Delta e Teta possuírem os maiores valores de VPC e os ritmos Gama e Supergama, os menores.

## 4.4 Resumo da análise de variação percentual

Com a finalidade de compactar os resultados da variação percentual de cada quantificador, fez-se a média geral de cada eletrodo (variação média), encontrou aquele eletrodo que obteve a variação percentual máxima (variação média máxima). Deste modo, com o resumo de informações da variação percentual é possível analisar como foi a variação em cada ritmo de forma geral e isolada.

### 4.4.1 PCP

Tabela 4-11: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador PCP, por ritmo.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Delta	7	9	O1
Teta	13	20	P3
Alfa	11	19	Fp2
Beta	13	19	O1
Gama	12	20	C3
Supergama	17	26	P3

Fonte: Elaborado pela autora.

Supergama foi o ritmo que obteve maiores variações média e também maior variação média máxima; o ritmo Delta foi aquele que obteve o menor valor para as duas situações; nota-se também, que as regiões occipital e parietal foram aquelas que apresentaram maiores variações tanto para os ritmos lentos quanto para os rápidos. Em relação aos instantes de tempo analisados o pico ficou concentrado no ritmo Supergama e Alfa para o sétimo minuto, as variações ficaram concentradas no terceiro minuto (Beta e Gama), quinto minuto (Teta) e no sexto minuto (Delta).

#### 4.4.2 PPN

Tabela 4-12: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador PPN, por ritmo.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Clínicos	20	30	Fp2
Gama	10	21	F4
Supergama	17	23	F3

Fonte: Elaborado pela autora.

Analisando o resumo dos resultados de variação percentual para PPN, os ritmos Clínicos obtiveram maiores valores de variação média e variação média máxima, seguido do ritmo Supergama. Houve uma predominância da região frontal como aquela que mais variou independente do ritmo analisado. O sexto minuto de registro foi aquele que mais variou tanto para os ritmos Clínicos quanto para Supergama, com uma média de variação igual a 29%.

#### 4.4.3 Coerência

Tabela 4-13: Resumo dos resultados da variação percentual para o quantificador Coerência, por ritmo.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Pares com variação máxima
Delta	30,5	51	O1-O2
Teta	25	45	T5-T6
Alfa	23	30	Fp1-Fp2
Beta	8	16	T5-T6
Gama	14	17	F7-F8
Supergama	16	24	O1-O2

Fonte: Elaborado pela autora.

Em Coerência observa-se que o ritmo Delta foi aquele que obteve uma variação média e variação média máxima mais discrepante de todos os outros ritmos, e o ritmo Beta foi aquele

que obteve os menores valores para as mesmas situações. Constata-se também que as regiões: frontal, temporal e occipital foram aquelas que mais tiveram variações, sendo que a frontal obteve variações em Alfa e Gama, temporal nos ritmos Teta e Beta e occipitais Delta e Supergama. O quinto e o sexto minuto foram aqueles que obtiveram maiores variações com médias iguais à 39% e 22,5%, respectivamente.

## 4.5 Discussão

O quantificador PCP foi aquele que obteve os melhores resultados em relação ao teste estatístico, sendo que as diferenças encontradas na análise foram as menores o que era esperado, já que a comparação realizada foi utilizando apenas trechos de silêncio. O quantificador Coerência apresentou poucos pares com diferenças, mas em contrapartida, a quantidade de resultados com  $p\text{-valor} < 0.05$  foi maior do que quando comparado ao PCP. PPN apresentou diferenças em grande parte dos eletrodos para todos os ritmos analisados (Clínicos, Gama e Supergama).

Em relação a variação percentual da mediana de PCP, em quase todas as situações, independentemente do eletrodo analisado, os ritmos mais rápidos tendem a variar mais do que os ritmos lentos, nota-se também que esse fato fica mais evidenciado a partir do Quinto minuto analisado, nesse instante é possível observar que os valores de variação são maiores para quase todos os ritmos em todos os eletrodos. De acordo com a figura de variação percentual de PCP, a variação média de todos os eletrodos apresentados é em torno de 40% e as situações Terceiro minuto e Quinto minuto.

## 4.6 Considerações finais

Em todos quantificadores – exceto PCP – a mediana do Quinto minuto de silêncio possui valores maiores dos demais; para PCP, o minuto que se destaca com valores menores que os demais é o Quarto. No que se diz respeito aos resultados dos testes, para PPN todas as comparações que envolviam o Quinto e o Sétimo minuto obtiveram maiores diferenças, em PCP a comparação com mais diferenças significativas foi Terceiro minuto x Quinto minuto e

---

por fim, Coerência obteve a comparação Quarto minuto x Sexto minuto como a que demonstrou mais diferenças.

Em relação a variação percentual, nota-se que essa ocorre em quase todas as regiões cerebrais e as maiores variações são observadas nos ritmos lentos – Delta e Teta. A maior variação geral foi encontrada no quantificador PCP (24%), e a menor para o quantificador PPN (16%); em relação a variação média máxima, o quantificador Coerência foi aquele com maior porcentagem, sendo igual a 30.5%. É notório observar que as regiões: frontal, temporal, parietal e occipital foram as que mais tiveram variações para qualquer que seja o quantificador.

# Capítulo 5

## ANÁLISE DO REGISTRO LONGO COM ESTIMULAÇÃO MUSICAL

---

*Nesse capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos no processamento dos dados realizados em um registro com estimulação musical, bem como discussões e conclusões.*

### 5.1 Introdução

O registro de estimulação musical com Mozart contém 2 minutos iniciais de silêncio e 5 minutos de estímulo. As condições desse paciente foram descritas no Capítulo 3, no item 3.1.2 Quadro 3-1, e refere-se ao paciente de plg 10301. O registro foi separado em 6 situações diferentes, sendo elas: Silêncio, Primeiro minuto de estimulação, Segundo minuto de estimulação, Terceiro minuto de estimulação, Quarto minuto de estimulação e Contínuo. O último minuto de estimulação foi descartado devido à alta quantidade de ruído que continha neste trecho do sinal.

A situação Contínuo possui 20 épocas de 2 segundos cada; as épocas selecionadas para essa análise foram: 02:11; 02:27; 02:33; 02:40; 02:50; 03:07; 03:20.5; 03:33.8; 03:43; 03:52; 04:01; 04:06.5; 04:18.8; 04:33.6; 04:46.3; 04:57.3; 05:03.5; 05:12.5; 05:18.5; 05:27.5; 05:47. Os eletrodos aqui analisados são: Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, P3, Pz, P4, T6, O1, Oz e O2. O eletrodo T5 foi eliminado da análise pelo neurologista, pois este eletrodo estava solto durante a coleta do sinal.



Neste registro foram calculados os quantificadores PCP, Coerência, VPC e PPN, conforme as equações de (1) a (5), descritas no Capítulo 3; para cada um foi feita a análise de mediana e desvio padrão da mediana na parte de estatística descritiva, teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados e análise de variação percentual.

## 5.2 Análise tempo contínuo – PCP

A análise utilizando o tempo contínuo foi realizada para observar o comportamento da estimulação ao longo do tempo de forma permanente, ademais, comparar essa situação com a situação Silêncio pode de alguma maneira dizer qual o impacto dessa estimulação em relação a situação em que não há estimulação. Deste modo, foi realizada a mediana e desvio padrão da mediana – Tabela 5-1 - para um conjunto de 60 valores por eletrodo e por ritmo.

Em seguida foi realizado o cálculo do teste de comparação (Tabela 5-2); neste caso, o teste empregado foi o de Wilcoxon da Soma dos Postos (Mann-Whitney) devido a quantidade de amostras diferentes em cada situação, sendo que a situação Silêncio tem 10 amostras (épocas) por eletrodo e por ritmo e a situação Contínuo têm 60 amostras por eletrodo e por ritmo; o nível de significância empregado foi de 5%. Da mesma maneira que foi apresentado nas outras situações, optou-se por mostrar apenas os resultados os eletrodos centrais. Os testes de Mann - Whitney que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 5-2 asterisco \* daqueles que não foram significativos (NS).

Tabela 5-1: Mediana  $\pm$  Desvio padrão da Mediana da situação Contínuo, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	66.05 $\pm$ 39.65	18.43 $\pm$ 24.07	6.03 $\pm$ 15.11	5.77 $\pm$ 5.80	2.40 $\pm$ 1.60	0.25 $\pm$ 0.25
Cz	66.57 $\pm$ 19.14	17.91 $\pm$ 10.39	6.26 $\pm$ 6.98	6.02 $\pm$ 3.97	2.33 $\pm$ 1.16	0.22 $\pm$ 0.19
Pz	68.87 $\pm$ 28.30	17.34 $\pm$ 19.86	5.92 $\pm$ 10.48	5.43 $\pm$ 3.24	2.06 $\pm$ 1.08	0.18 $\pm$ 0.22
Oz	69.97 $\pm$ 22.40	16.14 $\pm$ 17.51	5.83 $\pm$ 3.75	5.45 $\pm$ 2.66	2.09 $\pm$ 0.96	0.18 $\pm$ 0.16

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se na Tabela 5-1 que os ritmos lentos (Delta e Teta) possuem medianas de PCP mais elevadas que os demais ritmos, em especial o ritmo Delta, o que é esperado quando se trata de um registro de um paciente em estado de coma. As medianas de Alfa e Beta, se mantêm de forma parecida em quase todas as situações, Gama e Supergama tiveram as menores medianas, porém Gama teve o dobro de mediana de PCP quando comparado a Supergama. No

questão desvio padrão, nota-se que os dados possuem alta dispersão, informação essa que pode ser comprava pelo coeficiente de variação, sendo esse superior a  $CV \geq 0.5$  em todos os casos, deste modo, os dados da Tabela 5-1 não são uniformemente distribuídos.

Tabela 5-2: Teste de Mann – Whitney da comparação Silêncio x Contínuo, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fp2	NS	NS	NS	*	*	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F4	NS	NS	*	*	*	NS
F8	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Cz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T4	NS	NS	NS	NS	NS	*
T5	-	-	-	-	-	-
P3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Pz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T6	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O1	NS	NS	NS	NS	*	NS
Oz	*	*	NS	NS	*	NS
O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

A grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foram não significativos, porém, os eletrodos F4 e Oz, obtiveram destaque dos demais devido a diferença significativa encontrada em três ritmos distintos. O Gama teve um maior número de comparações com diferenças significativas, sendo quatro no total. Em contrapartida, os ritmos Delta (eletrodo Oz), Teta (eletrodo Oz), Alfa (eletrodo F4) e Supergama (eletrodo T4) foram os ritmos com o menor número de comparações significativas, com apenas uma por eletrodo.

### 5.3 Análise por situações

#### 5.3.1 PCP

Nesta seção, o PCP do EEG do paciente 10301, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz e as situações são Silêncio, Primeiro minuto de estimulação, Segundo minuto de estimulação, Terceiro minuto de estimulação e Quarto minuto de estimulação. Após a análise de PCP ter sido concluída, conforme equações (1) e (2) do Capítulo 3, cada ritmo possuía um tamanho amostral de 200 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas anteriormente selecionadas pelo neurologista, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 5-3.

Tabela 5-3: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da Mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	Sil	57.92 $\pm$ 24.73	27.12 $\pm$ 18.62	7.16 $\pm$ 4.17	5.25 $\pm$ 2.77	2.49 $\pm$ 0.9	0.25 $\pm$ 0.33
	1º min.	56.68 $\pm$ 21.01	23.07 $\pm$ 13.09	9.45 $\pm$ 4.88	7.51 $\pm$ 2.99	3 $\pm$ 0.76	0.35 $\pm$ 0.14
	2º min.	69.58 $\pm$ 18.92	14.95 $\pm$ 17.57	4.75 $\pm$ 3.28	4.57 $\pm$ 2.33	2.19 $\pm$ 2.92	0.24 $\pm$ 1.16
	3º min.	70.36 $\pm$ 15.54	16.96 $\pm$ 14.84	5.51 $\pm$ 1.94	5.16 $\pm$ 1.91	2.02 $\pm$ 0.56	0.18 $\pm$ 0.05
	4º min.	56.62 $\pm$ 29.01	26.42 $\pm$ 21.89	8 $\pm$ 7.84	5.40 $\pm$ 3.95	2.22 $\pm$ 1.15	0.24 $\pm$ 0.4
Cz	Sil	67.56 $\pm$ 23.80	19.53 $\pm$ 18.88	5.40 $\pm$ 3.52	5.31 $\pm$ 3.42	2.40 $\pm$ 1.09	0.22 $\pm$ 0.49
	1º min.	68.23 $\pm$ 9.92	17.58 $\pm$ 4.74	6.49 $\pm$ 2.31	5.97 $\pm$ 2.46	2.52 $\pm$ 0.73	0.27 $\pm$ 0.14
	2º min.	67.63 $\pm$ 13.31	14.99 $\pm$ 6.45	5.38 $\pm$ 2.86	5.30 $\pm$ 2.96	2.24 $\pm$ 0.72	0.36 $\pm$ 0.26
	3º min.	70.68 $\pm$ 5.82	16.79 $\pm$ 2.91	5.45 $\pm$ 3.68	4.88 $\pm$ 1.45	2.06 $\pm$ 0.52	0.16 $\pm$ 0.06
	4º min.	68.78 $\pm$ 19.19	18.94 $\pm$ 13.8	5.99 $\pm$ 4.74	5.36 $\pm$ 2.29	2.31 $\pm$ 0.75	0.21 $\pm$ 0.28
Pz	Sil	62.71 $\pm$ 18.01	19.91 $\pm$ 11.23	5.96 $\pm$ 3.72	5.41 $\pm$ 2.76	2.59 $\pm$ 1.82	0.25 $\pm$ 0.76
	1º min.	67.59 $\pm$ 21.14	17.79 $\pm$ 18.16	6.01 $\pm$ 3.45	5.92 $\pm$ 1.68	2.06 $\pm$ 0.85	0.19 $\pm$ 0.28
	2º min.	70.61 $\pm$ 11.85	16.47 $\pm$ 7.01	5.04 $\pm$ 2.58	5.13 $\pm$ 2.59	2.06 $\pm$ 0.93	0.22 $\pm$ 0.29
	3º min.	69.73 $\pm$ 16.19	17.65 $\pm$ 7.5	5.89 $\pm$ 9.57	5.35 $\pm$ 1.9	1.99 $\pm$ 0.63	0.17 $\pm$ 0.09
	4º min.	67.24 $\pm$ 10.71	18.49 $\pm$ 10.22	5.86 $\pm$ 1.97	5.74 $\pm$ 1.57	2.27 $\pm$ 0.61	0.18 $\pm$ 0.4

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil	57.29 ± 12.66	22.81 ± 9.92	7.2 ± 2.39	7.16 ± 2.69	2.77 ± 1.38	0.26 ± 0.62
	1º min.	70.48 ± 17.52	16.08 ± 13.67	5.19 ± 2.15	5.42 ± 2.38	2.04 ± 0.88	0.18 ± 0.23
Oz	2º min.	69.60 ± 12.67	15.77 ± 8.5	5.51 ± 2.56	5.45 ± 2.34	2.32 ± 0.62	0.24 ± 0.21
	3º min.	70.58 ± 12.96	16.71 ± 6.5	6.05 ± 3.67	5.13 ± 2.68	1.92 ± 1.15	0.17 ± 0.17
	4º min.	65.07 ± 13.88	20.45 ± 15.27	5.63 ± 1.72	5.43 ± 1.93	2.17 ± 0.79	0.18 ± 0.33

Abreviações: Sit.: Situações; Sil.: Silêncio; 1º min.: Primeiro minuto de estimulação; 2º min.: Segundo minuto de estimulação; 3º min.: Terceiro minuto de estimulação; 4º min.: Quarto minuto de estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se na Tabela 5-3 que os ritmos lentos (Delta e Teta) possuem as medianas de PCP mais elevadas que os demais ritmos; as medianas de PCP nos ritmos Alfa e Beta, se mantêm de forma similar em quase todas as situações, em apenas alguns eletrodos, nota-se que Alfa possui medianas mais elevadas que Beta. Gama e Supergama tiveram as menores medianas. No quesito desvio padrão, nota-se que em alguns casos particulares, independente do ritmo, esse valor foi superior a mediana,  $CV \geq 0.5$  onde nesses casos a dispersão dos dados é considerada alta, porém de forma generalizada, esse se manteve inferior, mostrando que a dispersão dos dados em sua maioria possui dispersão moderada  $0.3 \leq CV \leq 0.5$ .

Após o término do cálculo da mediana de PCP, a variação percentual foi aplicada a todos os ritmos, eletrodos e situações, porém, a fim de reduzir a quantidade de informações, optou-se por apresentar apenas os resultados do ritmo Delta, vide Tabela 5-4. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 5-4: Variação percentual de PCP para ritmo Delta e a respectiva média, por situação e eletrodo.

	Silêncio	Primeiro minuto	Segundo minuto	Terceiro minuto	Quarto minuto	Média
Fp1	5.93	8.43	0	2.58	1.22	3.637
Fp2	0	10.64	3.88	13.46	16.19	8.837
F7	8.82	10.92	0	12.72	6.11	7.716
F3	18.09	24.85	0	17.81	34.83	19.120
Fz	17.67	19.43	1.10	0	30.96	13.835
F4	0	17.71	7.59	16.45	32.37	14.827
F8	0	15.48	2.88	10.18	0.69	5.850
T3	13.93	14.91	0	19.31	20.21	13.677
C3	14.63	17.47	0	8.23	19.39	11.947
Cz	4.41	3.46	4.31	0	6.75	3.788
C4	3.99	13.34	0	2.56	1.19	4.222

	Silêncio	Primeiro minuto	Segundo minuto	Terceiro minuto	Quarto minuto	Média
T4	6.78	5.05	4.94	0	11.33	5.624
T5	-	-	-	-	-	-
P3	28.49	19.99	0	6.49	15.17	14.030
Pz	11.18	4.27	0	1.24	8.59	5.058
P4	3.15	11.69	3.88	4.31	0	4.608
T6	3.21	0	5.56	10.72	3.22	4.546
O1	14.12	8.22	0	3.83	14.78	8.191
Oz	18.83	0.13	1.39	0	6.23	5.318
O2	2.44	2.67	0.51	4.07	0	1.940
Média	9.249	10.986	1.899	7.053	12.069	

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se, na Tabela 5-4, que o Quarto minuto de estimulação é aquele com a maior média dentre as situações (12.069%) e o Segundo minuto de estimulação demonstrou a menor média (1.899%). No quesito, média por eletrodo, F3 é aquele com maior média (19.120%) e O2 é o eletrodo com menor média 1.940%.

O teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Silêncio x Segundo minuto de estimulação – escolhida de forma experimental dentre as demais. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 5-5 asterisco \* daqueles em que não houve diferenças. O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 5-5: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio x Segundo minuto de estimulação, por ritmo e eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fp2	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	NS	NS	NS	*	NS	NS
Fz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F4	NS	NS	NS	NS	*	NS
F8	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T3	NS	NS	*	*	*	NS
C3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Cz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T5	-	-	-	-	-	-
P3	*	*	NS	NS	*	NS

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Pz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T6	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O1	NS	NS	NS	NS	NS	*
Oz	*	NS	NS	NS	NS	NS
O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

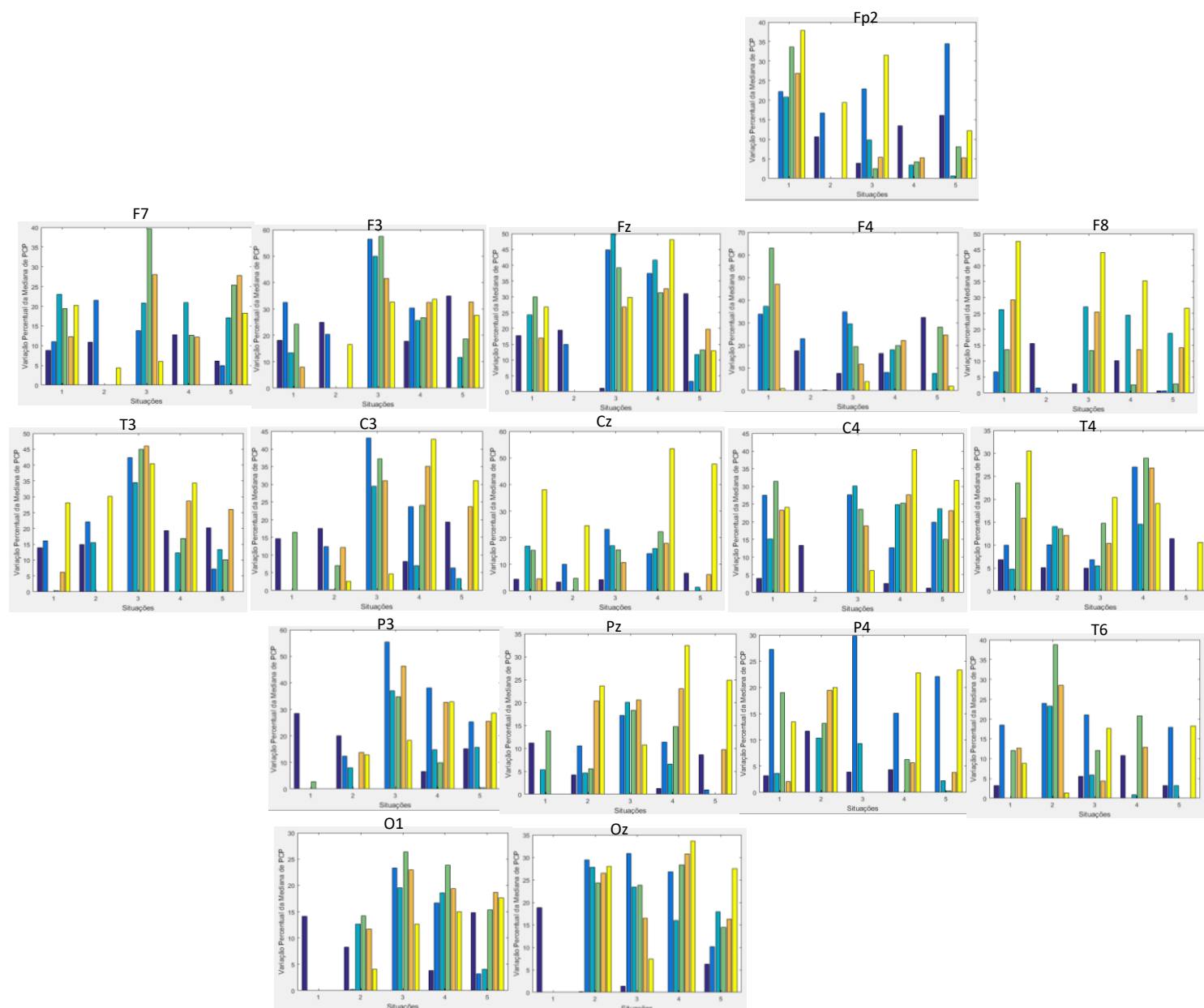
Fonte: Elaborado pela autora.

De forma geral, a grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados não foram significativos, porém, os eletrodos T3 e P3, obtiveram destaque dos demais devido a diferença significativa encontrada em três ritmos distintos. O ritmo Gama teve o maior número de diferenças significativas, sendo três no total. Em contrapartida, Teta (eletrodo P3), Alfa (eletrodo T3) e Supergama (eletrodo O1) foram os ritmos com o menor número de amostras significativas, com apenas uma para cada eletrodo.

De acordo com os resultados obtidos através da análise da variação percentual da mediana de PCP, juntamente com o resultado do teste de comparação, dispôs os valores da variação percentual (Figura 5-1) daqueles eletrodos que obtiveram diferenças significativas a partir do teste de comparação; deste modo, a Figura 5-1, mostra os resultados dos seguintes eletrodos: Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, P3, Pz, P4, T6, O1e Oz.

Desta forma, construiu-se um gráfico de barras com os valores das variações desses eletrodos, vide Figura 5-1, onde os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, estão representados, respectivamente, pelas cores azul escuro, azul médio, azul claro, verde, laranja e amarelo. As situações Silêncio, Primeiro minuto de estimulação, Segundo minuto de estimulação, Terceiro minuto de estimulação, Quarto minuto de estimulação, estão representados pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Figura 5-1: Variação percentual da mediana de PCP dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação.



Fonte: Elaborado pela autora.

De maneira geral, os ritmos Teta, Alfa e Beta, são aqueles que possuem os maiores valores de variação percentual, principalmente para o Segundo minuto de estimulação. O Silêncio é a situação com os menores valores de variação, independente do ritmo ou eletrodo. O ritmo Supergama obteve maiores valores de variação para os eletrodos Fp2, F8, Cz, C4, T4, Pz e Oz, sendo o ritmo, isoladamente, com o maior número de pico de variações máximas, seguido do ritmo Alfa, com variação percentual máxima nos eletrodos F7, F3, F4, T6 e O1.

### 5.3.2 PPN

Nesta seção, o PPN do EEG do paciente 10301, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Primeiro minuto de estimulação, Segundo minuto de estimulação, Terceiro minuto de estimulação e Quarto minuto de estimulação. Após a análise de PPN, conforme equação (5) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores), portanto, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 5-6.

Tabela 5-6: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da Mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Ritmos	Silêncio	Primeiro minuto	Segundo minuto	Terceiro minuto	Quarto minuto
Fz	Clínicos	9.53 $\pm$ 3.23	9.69 $\pm$ 4	10.24 $\pm$ 4.21	10.19 $\pm$ 4.11	9.97 $\pm$ 3.59
	Gama	1.09 $\pm$ 0.24	1.1 $\pm$ 0.22	1.18 $\pm$ 0.4	1.21 $\pm$ 0.32	1.15 $\pm$ 0.35
	Supergama	0.58 $\pm$ 0.02	0.62 $\pm$ 0.02	0.54 $\pm$ 0.04	0.66 $\pm$ 0.03	0.54 $\pm$ 0.03
Cz	Clínicos	9.61 $\pm$ 3.63	10.12 $\pm$ 3.49	9.94 $\pm$ 4.37	11.32 $\pm$ 3.25	9.29 $\pm$ 3.42
	Gama	1.11 $\pm$ 0.26	1.12 $\pm$ 0.24	1.17 $\pm$ 0.41	1.23 $\pm$ 0.41	1.13 $\pm$ 0.35
	Supergama	0.58 $\pm$ 0.03	0.61 $\pm$ 0.03	0.56 $\pm$ 0.04	0.56 $\pm$ 0.05	0.56 $\pm$ 0.03
Pz	Clínicos	9.34 $\pm$ 3.5	9.99 $\pm$ 3.76	9.88 $\pm$ 4.01	10.50 $\pm$ 3.76	9.35 $\pm$ 3.54
	Gama	1.10 $\pm$ 0.26	1.13 $\pm$ 0.26	1.18 $\pm$ 0.38	1.19 $\pm$ 0.38	1.05 $\pm$ 0.22
	Supergama	0.60 $\pm$ 0.03	0.60 $\pm$ 0.03	0.57 $\pm$ 0.04	0.61 $\pm$ 0.04	0.57 $\pm$ 0.03
Oz	Clínicos	9.01 $\pm$ 2.89	10.94 $\pm$ 3.46	10.42 $\pm$ 4.10	10.69 $\pm$ 3.26	10.24 $\pm$ 3.05
	Gama	1.10 $\pm$ 0.26	1.14 $\pm$ 0.31	1.21 $\pm$ 0.41	1.22 $\pm$ 0.37	1.11 $\pm$ 0.34
	Supergama	0.60 $\pm$ 0.03	0.55 $\pm$ 0.04	0.54 $\pm$ 0.03	0.64 $\pm$ 0.04	0.53 $\pm$ 0.04

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 5-6 nota-se que há pouca diferença entre as medianas de PPN das regiões cerebrais, ou seja, ao analisar isoladamente cada ritmo, é notório que as medianas de cada região são próximas entre si, o mesmo é observado para os ritmos Gama e Supergama. Os resultados obtidos pelo cálculo de desvio padrão da mediana e pela análise do coeficiente de variação, mostraram que o grau de dispersão dos dados é baixo,  $CV \leq 0.3$  evidenciando a uniformidade dos dados.

O teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação – escolhida de



forma experimental dentre as demais. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 5-7 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças. O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 5-7: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados para a comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Clínico	Gama	Supergama
Fp1	*	*	*
Fp2	*	*	*
F7	*	NS	NS
F3	*	*	*
Fz	*	*	*
F4	NS	NS	NS
F8	*	*	*
T3	*	*	*
C3	*	*	*
Cz	*	*	*
C4	NS	NS	NS
T4	*	*	*
T5	-	-	-
P3	*	*	*
Pz	NS	NS	NS
P4	NS	NS	NS
T6	NS	NS	NS
O1	*	*	*
Oz	*	*	NS
O2	*	*	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao observado para PCP, a grande maioria das amostras analisadas foram significativas. O ritmo Gama foi aquele que obteve no total 16 eletrodos com resultados significativos, seguido pelos ritmos Clínicos, 15 eletrodos e por fim, Supergama com 14 eletrodos com amostras significativas.

Similarmente a PCP, a variação percentual da mediana de PPN também foi calculada, além da média das variações dos eletrodos e variações médias das situações – Tabela 5-8, para redução de valores obtidos, optou-se por apresentar apenas os valores dos ritmos Clínicos, tendo em mente que o mesmo cálculo realizado para esse ritmo, foi aplicado aos ritmos Gama e Supergama.

Tabela 5-8: Variação percentual de PPN para os ritmos Clínicos e a respectiva média por situação e por eletrodo.

	Silêncio	Primeiro minuto	Segundo minuto	Terceiro minuto	Quarto minuto	Média
Fp1	0	8.34	6.52	15.04	20.95	12.715
Fp2	0	6.50	11.89	16.36	17.16	12.984
F7	0	2.87	1.49	13.43	10.09	6.9749
F3	0	6.44	4.58	11.30	18.62	10.238
Fz	0	2.91	9.83	11.36	13.28	9.345
F4	0	1.88	10.14	15.81	17.64	11.371
F8	0	11.15	8.93	20.37	23.83	16.075
T3	0	11.89	3.46	19.27	21.35	13.997
C3	0	3.19	2.41	2.88	23.95	8.112
Cz	0	7.12	7.54	2.41	19.87	9.241
C4	0	2.43	9.31	8.91	14.88	8.887
T4	0	5.54	7.37	19.99	27.61	15.132
T5	-	-	-	-	-	-
P3	0	3.09	5.50	5.45	19.60	8.411
Pz	0.69	0	7.41	7.66	17.79	8.216
P4	0	2.41	9.58	11.58	21.61	11.297
T6	0	1.90	10.34	8.89	24.35	11.376
O1	0	2.66	4.61	14.16	10.73	8.044
Oz	0	2.71	9.83	6.80	10.64	7.497
O2	0	9.08	10.12	11.08	21.35	12.911
Média	0.034	5.003	7.134	12.071	18.554	

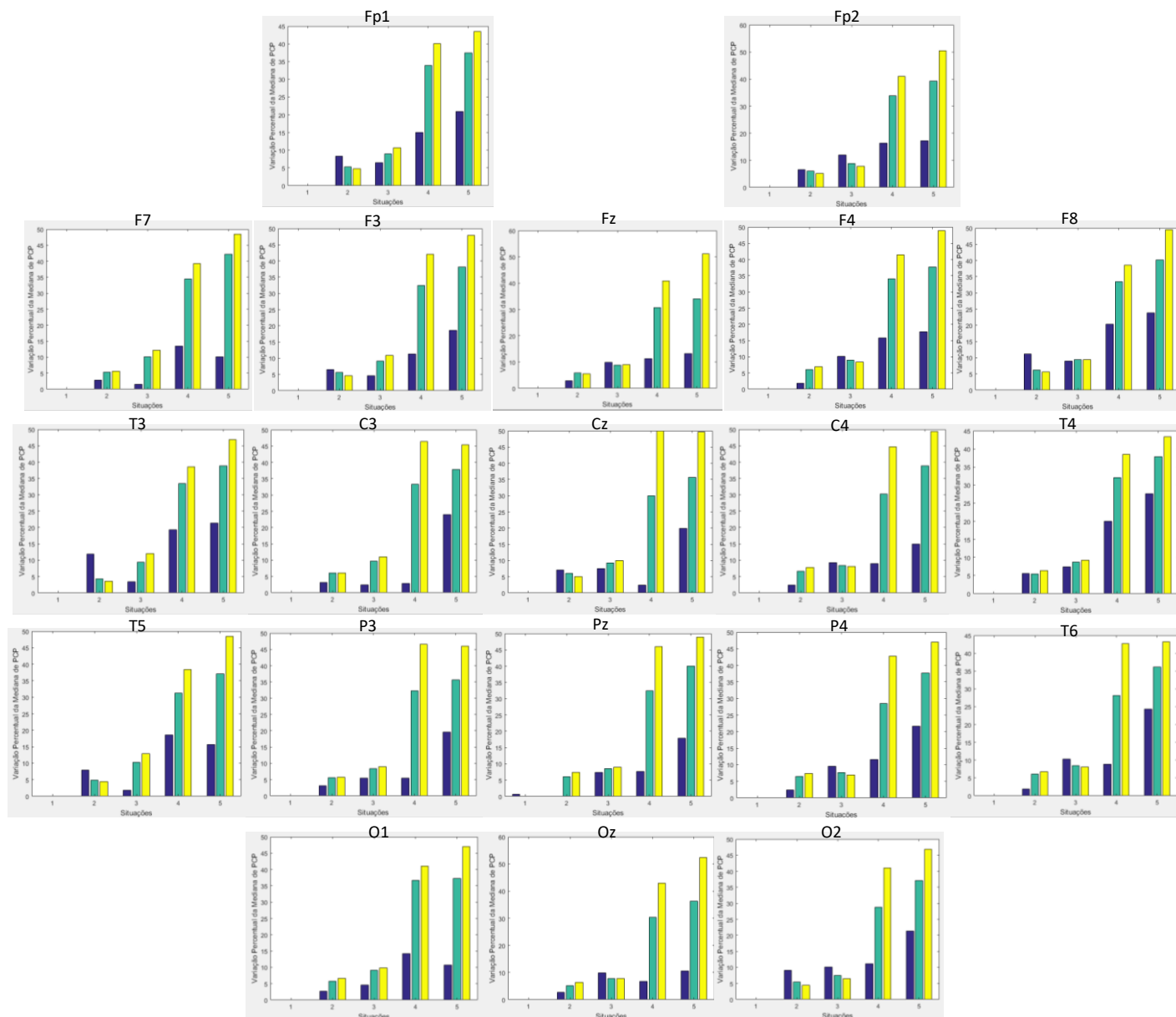
Fonte: Elaborado pela autora.

A situação Quarto minuto de estimulação é aquela com maior média, vide Tabela 5-8, e a situação Silêncio é aquela com menor média, igual a 0.034. No concerne, média de eletrodos, o eletrodo T4 se destaca com maior média e F7 é aquele com menor média dentre todos os outros.

De acordo com os resultados obtidos através da análise da variação percentual da mediana de PCP, juntamente com o resultado do teste de comparação, dispôs os valores da variação percentual (Figura 5-2) daqueles eletrodos que obtiveram diferenças significativas a partir do teste de comparação; deste modo, a Figura 5-2, mostra os resultados de todos os vinte eletrodos.

Desta forma, construiu-se um gráfico de barras com os valores das variações desses eletrodos, vide Figura 5-2, onde os ritmos Clínicos, Gama e Supergama, estão representados, respectivamente, pelas cores azul, verde e amarelo. As situações Silêncio, Primeiro minuto de estimulação, Segundo minuto de estimulação, Terceiro minuto estimulação e Quarto minuto de estimulação, estão representados pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Figura 5-2: Variação percentual da mediana de PPN dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação.



Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que em todos os eletrodos, o ritmo Supergama possui os maiores valores de variação percentual nas situação Terceiro e Quarto minuto de estimulação, onde essa variação chegou ao pico máximo de 55% para o eletrodo Oz, para a situação Quarto minuto de estimulação, porém, de forma generalizada, nota-se que a variação para o ritmo Supergama, tende a subir de acordo com o passar das situações, onde o pico de variação nesse ritmo para a situação Segundo minuto de estimulação é superior ao pico da situação Primeiro minuto de

estimulação e assim por diante. Os ritmos Clínicos, tiveram variações baixas na maioria dos eletrodos para a grande parte das situações.

### 5.3.3 Coerência

Os resultados do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana para o quantificador Coerência, equação (3) do Capítulo 3, sintetizaram um conjunto de 160 amostras contida em cada ritmo, onde cada um dos oito pares de eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas selecionadas. Na Tabela 5-9 estão dispostos os valores resultantes do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana, onde cada região cerebral está representada por um par de eletrodo: F3-F4, T3-T4, C3-C4, P3-P4 e O1-O2, sendo que esses estão sinalizados na tabela pelos números de 1 a 5, respectivamente.

Tabela 5-9: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
1	Sil.	$0.17 \pm 0.26$	$0.36 \pm 0.22$	$0.27 \pm 0.21$	$0.44 \pm 0.20$	$0.32 \pm 0.23$	$0.24 \pm 0.17$
	1º min.	$0.56 \pm 0.19$	$0.48 \pm 0.24$	$0.27 \pm 0.22$	$0.32 \pm 0.21$	$0.44 \pm 0.22$	$0.28 \pm 0.16$
	2º min.	$0.25 \pm 0.28$	$0.29 \pm 0.18$	$0.23 \pm 0.18$	$0.45 \pm 0.21$	$0.45 \pm 0.22$	$0.26 \pm 0.17$
	3º min.	$0.45 \pm 0.32$	$0.33 \pm 0.25$	$0.19 \pm 0.25$	$0.40 \pm 0.21$	$0.44 \pm 0.21$	$0.24 \pm 0.19$
	4º min.	$0.27 \pm 0.20$	$0.29 \pm 0.17$	$0.26 \pm 0.18$	$0.46 \pm 0.18$	$0.35 \pm 0.21$	$0.27 \pm 0.16$
2	Sil.	$0.38 \pm 0.21$	$0.11 \pm 0.18$	$0.15 \pm 0.17$	$0.28 \pm 0.20$	$0.38 \pm 0.22$	$0.24 \pm 0.17$
	1º min.	$0.21 \pm 0.29$	$0.19 \pm 0.21$	$0.27 \pm 0.18$	$0.16 \pm 0.18$	$0.41 \pm 0.23$	$0.25 \pm 0.18$
	2º min.	$0.35 \pm 0.27$	$0.12 \pm 0.11$	$0.13 \pm 0.14$	$0.27 \pm 0.19$	$0.46 \pm 0.22$	$0.28 \pm 0.17$
	3º min.	$0.15 \pm 0.16$	$0.18 \pm 0.15$	$0.27 \pm 0.14$	$0.21 \pm 0.19$	$0.38 \pm 0.22$	$0.24 \pm 0.17$
	4º min.	$0.09 \pm 0.22$	$0.11 \pm 0.16$	$0.14 \pm 0.21$	$0.22 \pm 0.18$	$0.33 \pm 0.22$	$0.22 \pm 0.16$
3	Sil.	$0.40 \pm 0.28$	$0.48 \pm 0.18$	$0.36 \pm 0.16$	$0.44 \pm 0.17$	$0.44 \pm 0.22$	$0.26 \pm 0.19$
	1º min.	$0.59 \pm 0.29$	$0.52 \pm 0.25$	$0.38 \pm 0.22$	$0.42 \pm 0.21$	$0.44 \pm 0.23$	$0.23 \pm 0.18$
	2º min.	$0.64 \pm 0.29$	$0.45 \pm 0.21$	$0.38 \pm 0.18$	$0.44 \pm 0.21$	$0.52 \pm 0.22$	$0.27 \pm 0.19$
	3º min.	$0.52 \pm 0.33$	$0.39 \pm 0.21$	$0.33 \pm 0.24$	$0.38 \pm 0.19$	$0.39 \pm 0.22$	$0.28 \pm 0.18$
	4º min.	$0.59 \pm 0.26$	$0.47 \pm 0.26$	$0.35 \pm 0.21$	$0.46 \pm 0.21$	$0.34 \pm 0.23$	$0.21 \pm 0.16$
4	Sil.	$0.59 \pm 0.29$	$0.63 \pm 0.17$	$0.50 \pm 0.16$	$0.46 \pm 0.18$	$0.37 \pm 0.19$	$0.20 \pm 0.17$
	1º min.	$0.49 \pm 0.28$	$0.57 \pm 0.19$	$0.41 \pm 0.16$	$0.39 \pm 0.19$	$0.29 \pm 0.19$	$0.14 \pm 0.17$
	2º min.	$0.68 \pm 0.23$	$0.63 \pm 0.20$	$0.45 \pm 0.21$	$0.53 \pm 0.20$	$0.38 \pm 0.20$	$0.21 \pm 0.16$
	3º min.	$0.40 \pm 0.33$	$0.57 \pm 0.20$	$0.53 \pm 0.23$	$0.50 \pm 0.17$	$0.29 \pm 0.19$	$0.24 \pm 0.19$
	4º min.	$0.71 \pm 0.38$	$0.65 \pm 0.27$	$0.46 \pm 0.21$	$0.47 \pm 0.20$	$0.27 \pm 0.19$	$0.21 \pm 0.21$
5	Sil.	$0.53 \pm 0.31$	$0.69 \pm 0.16$	$0.52 \pm 0.15$	$0.47 \pm 0.19$	$0.28 \pm 0.18$	$0.26 \pm 0.17$
	1º min.	$0.64 \pm 0.25$	$0.71 \pm 0.19$	$0.62 \pm 0.19$	$0.51 \pm 0.21$	$0.39 \pm 0.20$	$0.28 \pm 0.17$
	2º min.	$0.74 \pm 0.23$	$0.67 \pm 0.20$	$0.51 \pm 0.21$	$0.51 \pm 0.22$	$0.35 \pm 0.20$	$0.28 \pm 0.18$
	3º min.	$0.52 \pm 0.25$	$0.68 \pm 0.17$	$0.62 \pm 0.23$	$0.51 \pm 0.19$	$0.32 \pm 0.21$	$0.27 \pm 0.18$
	4º min.	$0.75 \pm 0.34$	$0.65 \pm 0.22$	$0.47 \pm 0.16$	$0.51 \pm 0.17$	$0.33 \pm 0.20$	$0.22 \pm 0.17$

Abreviações: Sit.: Situações; Sil.: Silêncio; 1º min.: Primeiro minuto de estimulação; 2º min.: Segundo minuto de estimulação; 3º min.: Terceiro minuto de estimulação; 4º min.: Quarto minuto de estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

As medianas de Coerências dos ritmos lentos (Delta e Teta) foram superiores aos demais, onde se observa, em grande parte, que as medianas para o ritmo Teta são superiores aos de Delta, os ritmos Alfa e Beta, possuem medianas, e Gama e Supergama, igualmente, aos ritmos Alfa e Beta apresentaram medianas similares, porém esses são inferiores a todos os outros. Em relação ao desvio padrão, esses foram iguais ou superiores às medianas na maioria dos casos, mostrando o elevado grau de dispersão dos dados, fato esse comprovado pelo coeficiente de variação,  $CV \geq 0.5$ , mostrando além da alta dispersão dos dados a não uniformidade dos mesmos.

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5% -, porém, elegeu-se, de forma experimental, apenas a comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação para ser representada neste documento. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 5-10 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças.

Tabela 5-10: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados para a comparação Silêncio x Primeiro minuto de estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	NS	NS	*	*	*	NS
F7-F8	NS	NS	NS	*	*	*
F3-F4	*	NS	NS	*	*	NS
T3-T4	NS	NS	*	*	*	NS
C3-C4	NS	NS	NS	*	NS	NS
T5-T6	-	-	-	-	-	-
P3-P4	NS	*	*	*	*	*
O1-O2	NS	NS	NS	NS	*	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

De acordo com os resultados do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados, os ritmos Beta e Gama obtiveram o maior número de amostras significativas, exceto para os pares de eletrodos O1-O2 e C3-C4, respectivamente. Os ritmos Delta e Teta foram os ritmos com o menor número de amostras significativas, sendo que cada um obteve apenas um par de eletrodo um  $p\text{-valor}$  significativo, sendo F3-F4 e P3-P4, respectivamente.

Similarmente ao que foi realizado com os outros quantificadores, realizou a variação percentual da mediana da Coerência para todos os ritmos, além das médias dos eletrodos e das situações, o cálculo foi aplicado a todos os ritmos, porém, apenas os valores obtidos para o ritmo Delta foram expostos, como é observado na Tabela 5-11.

Tabela 5-11: Variação percentual da Coerência para o ritmo Delta e a respectiva média, por situação e por par de eletrodo.

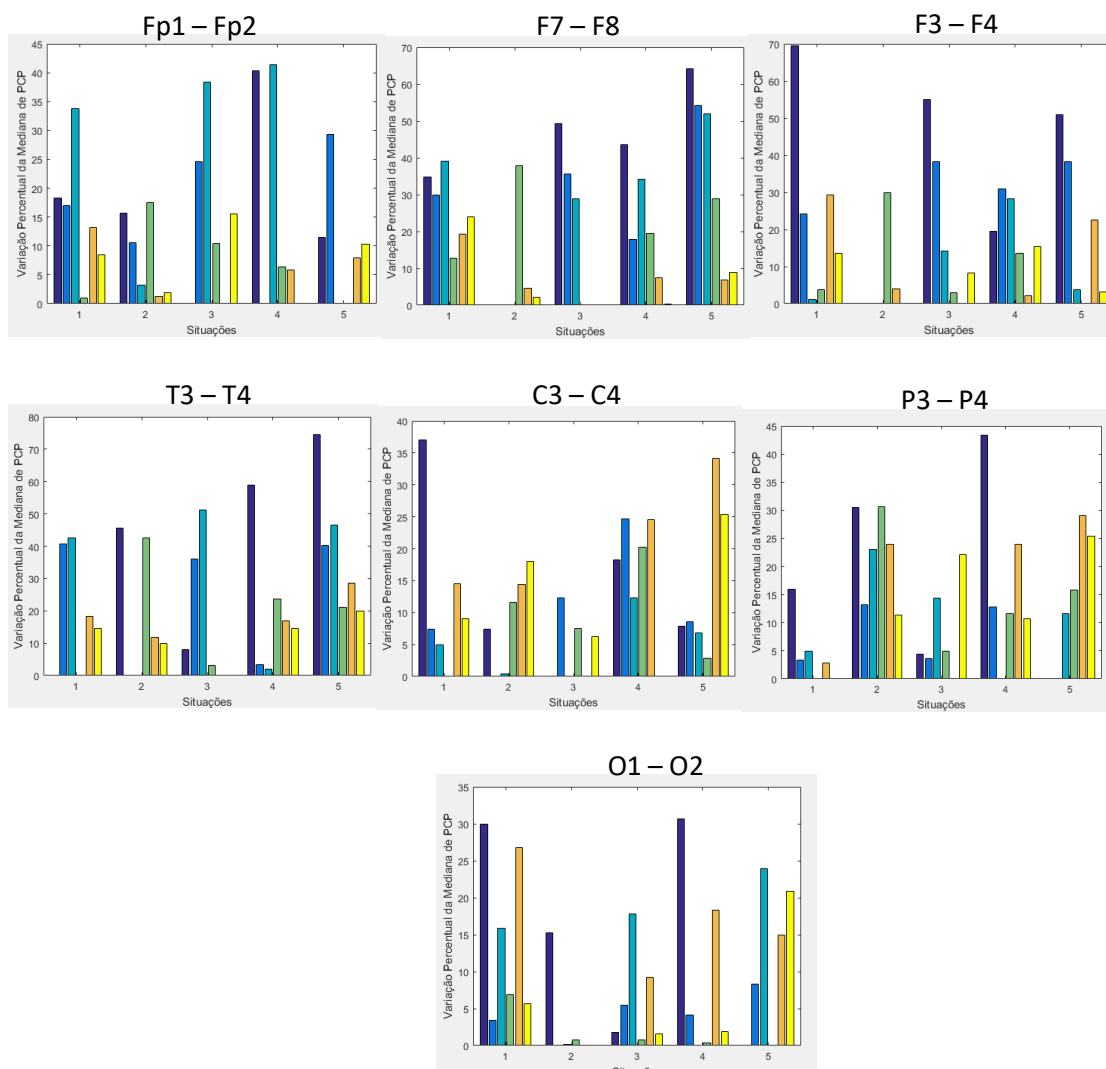
	Silêncio	Primeiro minuto	Segundo minuto	Terceiro minuto	Quarto minuto	Média
Fp1-Fp2	18.301	15.73	0	40.36	11.52	17.186
F7-F8	34.72	0	49.20	43.61	64.23	38.356
F3-F4	69.55	0	55.05	19.46	50.96	39.01
T3-T4	0	45.59	8.01	58.81	74.44	37.373
C3-C4	37.01	7.41	0	18.25	7.873	14.109
T5-T6	-	-	-	-	-	-
P3-P4	15.92	30.44	4.44	43.39	0	18.841
O1-O2	29.95	15.29	1.81	30.69	0	15.551
Média	29.353	16.354	16.932	36.371	29.863	

Fonte: Elaborado pela autora.

O Terceiro e Quarto minuto de estimulação foram as situações com maiores médias de variação percentual, 36.371% e 29.863%, respectivamente. Em contrapartida, o Primeiro minuto de estimulação obteve a menor média, sendo igual a 16.354%. No concerne, pares de eletrodos, F3-F4 e F7-F8, se destacaram dos demais com a maior média, sendo igual, respectivamente, a 39.01% e 38.356%. E o par O1-O2 foi aquele com a menor média, 15.551%.

A Figura 5-3, é a representação gráfica de todos os pares de eletrodos que obtiveram valores abaixo do nível de significância no teste de comparação, os valores expostos foram obtidos por meio do cálculo da variação percentual da mediana da Coerência. No eixo horizontal estão expostas as cinco situações analisadas neste documento, cada situação possui no máximo 6 barrinhas, sendo um referente aos ritmos, a ordem de disposição dos ritmos segue a seguinte ordem: Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, sendo que a tonalidade de azul mais escuro é referente aos valores de Delta, azul médio referente aos valores de Teta, azul claro – Alfa, verde – Beta, laranja – Gama e por fim, amarelo – Supergama. No eixo vertical estão expostos os valores de variação percentual que cada situação – para cada ritmo – obteve na análise.

Figura 5-3: Variação percentual da mediana de Coerência dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas por meio do teste de comparação.



Fonte: Elaborado pela autora.

O ritmo Delta obteve os maiores valores de variação percentual para quase todos os pares de eletrodos analisados, exceto em Fp1-Fp2. O ritmo Supergama foi aquele com os menores valores de variação percentual, de forma generalizada. O Quarto minuto de estimulação recebeu destaque, em grande parte dos pares de eletrodos, como a situação com picos mais elevados de variação percentual, independente do ritmo analisado.

### 5.3.4 VPC

Como o quantificador VPC é obtido através do desvio padrão dos valores de PCP e não há como realizar nenhum cálculo descritivo com seus valores e nem realizar nenhum tipo de

teste de comparação devido à baixa quantidade de amostras (120 valores, sendo 20 valores por ritmo), optou por apresentar os valores brutos desse quantificador para cada situação aqui analisada, deste modo, na Tabela 5-12 estão apresentados os valores advindos do cálculo de VPC, conforme equação (4), do Capítulo 3, de todos os eletrodos centrais; cada linha de cada eletrodo refere-se a uma situação analisada.

Tabela 5-12: Valores de VPC para cada situação analisada.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil.	24.7321	18.6291	4.1743	2.7765	0.9084	0.3393
	1º min.	21.0406	13.093	4.8851	2.993	0.7662	0.1459
Fz	2º min.	18.9257	17.571	3.284	2.3398	2.9788	1.1674
	3º min.	15.5439	14.8473	1.9416	1.9111	0.5672	0.0543
	4º min.	28.6249	20.5569	12.7556	4.2692	1.402	0.2954
	Sil.	23.8051	18.881	3.5239	3.4263	1.0927	0.4908
	1º min.	9.9234	4.7444	2.3154	2.4621	0.732	0.1483
Cz	2º min.	13.3142	6.4525	2.8624	2.9611	1.095	0.2652
	3º min.	5.8264	2.9115	3.6803	1.4516	0.5201	0.0678
	4º min.	15.5158	8.8931	5.3517	2.3071	0.606	0.0518
	Sil.	18.0199	11.2398	3.7238	2.7643	1.8257	0.7673
	1º min.	21.1454	18.1653	3.45	1.6809	0.8576	0.2884
Pz	2º min.	11.8563	7.0108	2.5843	2.5971	0.9345	0.2962
	3º min.	20.8532	20.6606	5.6098	2.2869	0.8189	0.0825
	4º min.	13.9936	8.0328	3.0079	2.6878	0.9162	0.0692
	Sil.	12.6605	9.9285	2.3925	2.6904	1.384	0.6276
	1º min.	17.5256	13.6761	2.1537	2.3837	0.8895	0.2301
Oz	2º min.	12.671	8.5035	2.5665	2.3411	0.626	0.2159
	3º min.	12.9618	6.5036	3.6737	2.6825	1.1512	0.177
	4º min.	17.4368	11.6538	2.9394	2.5761	0.9621	0.143

Abreviações: Sit.: Situações; Sil.: Silêncio; 1º min.: Primeiro minuto de estimulação; 2º min.: Segundo minuto de estimulação; 3º min.: Terceiro minuto de estimulação; 4º min.: Quarto minuto de estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

De forma generalizada, nota-se que para qualquer que seja os ritmos os valores de VPC tendem a ser mais elevados em algum minuto que ocorreu estimulação, este fato só não é



observado na região central para os ritmos Delta, Teta, Beta e Supergama. As situações Primeiro e Quarto minutos de estimulação possuem valores elevados de VPC quando comparada às demais.

## 5.4 Resumo dos resultados da Variação Percentual

Com a finalidade de compactar os resultados da variação percentual de cada quantificador, fez-se a média geral de cada eletrodo (variação média), encontrou aquele eletrodo que obteve a variação percentual máxima (variação média máxima). Deste modo, com o resumo de informações da variação percentual é possível analisar como foi a variação em cada ritmo de forma geral e isolada. O primeiro quantificador a ter os resultados resumido foi o PCP – Tabela 5-13 –, o segundo PPN – Tabela 5-14 –, e por fim, Coerência – Tabela 5-15.

### 5.4.1 PCP

Tabela 5-13: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PCP.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Delta	8,25	19	F3
Teta	15	27	F3
Alfa	14	25	Fz
Beta	15	26	F4
Gama	15	24	P3
Supergama	18	32	Cz

Fonte: Elaborado pela autora.

Observa-se que para qualquer que seja o eletrodo, a maior variação média é encontrada no ritmo Supergama e a menor variação é observada em Delta. Quando se analisa a variação média máxima, nota-se que o mesmo acontece, ou seja, maior pico de variação em Supergama e menor no ritmo Delta; é notório, também, que os picos de variação média máxima está concentrada na região frontal para todos os ritmos clínicos, não prevalecendo para os ritmos rápidos (Gama e Supergama). Em relação aos instantes de tempo analisados o pico ficou concentrado no ritmo Teta para o segundo minuto de estimulação, notou-se também que nenhum ritmo apresentou maior variação na situação silêncio, sendo que essas variações

ficaram concentradas no segundo minuto (Teta, Alfa e Beta), terceiro minuto (Gama e Supergama) e no quarto minuto (Delta).

### 5.4.2 PPN

Tabela 5-14: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PPN.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Clínicos	11	16	F8
Gama	21	23	F7
Supergama	26	29	Cz

Fonte: Elaborado pela autora.

Analisando o resumo dos resultados de variação percentual para PPN, observa-se que o que ocorre em PCP, é o mesmo que se verifica em PPN, ou seja, variação média e variação média máxima em Supergama e a mínima nos ritmos Clínicos, e prevalência da região frontal sendo aquela que obteve variações média máximas. No que se diz respeito as situações analisadas, todos os ritmos apresentaram picos de variações médias máximas no quarto minuto de estimulação, sendo que o ritmo Supergama foi aquele que apresentou a maior variação – 48%.

### 5.4.3 Coerência

Tabela 5-15: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador Coerência.

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Pares com variação máxima
Delta	26	39	F3-F4
Teta	16	27	F7-F8
Alfa	17	31	F7-F8
Beta	11	20	F7-F8
Gama	12	17	C3-C4
Supergama	9	13	P3-P4

Fonte: Elaborado pela autora.

Contrariamente aos dois quantificadores – PCP e PPN – Coerência não obteve maior variação média para qualquer eletrodo no ritmo Supergama e sim em Delta. Esse primeiro apresentou a menor variação média de todos os ritmos. O mesmo se observa em relação a variação média máxima, onde o ritmo Delta possui a maior variação e o ritmo Supergama a menor; mas o que se observa em relação aos eletrodos é igualmente observados nos outros

quantificadores, ou seja, prevalência de maiores variações na região frontal para todos os ritmos clínicos.

Quando se analisa as situações, o mesmo que foi observado em PPN, se observa em Coerência, ou seja, o quarto minuto de estimulação foi aquele que mais apresentou variações médias máximas – para os ritmos Teta, Gama e Supergama. Para os outros ritmos, as situações com maiores variações foram deste o primeiro minuto (Beta) até o terceiro minuto de estimulação (Delta).

## 5.5 Resumo dos resultados da Variação Percentual – Longo Mozart x Longo Silêncio

Os resumos dos resultados da variação percentual obtidas no Capítulo 4 – paciente sem estimulação – foram confrontados com os valores da variação percentual obtidas nesse Capítulo. Deste modo, os valores de variação percentual para cada quantificador – PCP, PPN e Coerência – foram relacionados e dispostos nas Tabelas 5-16, 5-17 e 5-18, respectivamente.

### 5.5.1 PCP

Tabela 5-17: Variação média, variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PCP para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical.

Ritmos	Longo Mozart/ Longo Silêncio		
	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Delta	8,25	19	F3
	7	9	O1
Teta	15	27	F3
	13	20	P3
Alfa	14	25	Fz
	11	19	Fp2
Beta	15	26	F4
	13	19	O1
Gama	15	24	P3
	12	20	C3
Supergama	18	32	Cz
	17	26	P3

Fonte: Elaborado pela autora.

É notório que tanto na situação com estimulação e sem estimulação, as maiores variações médias ficaram concentradas no ritmo Supergama e as menores no ritmo Delta; o

mesmo se observa para a variação média máxima; porém, nota-se que as regiões cerebrais com maiores variações são diferentes para as duas situações, sendo que para o paciente estimulado a região frontal foi aquela que obteve mais variação e no paciente sem estimulação todas as regiões – de alguma forma – obteve variações, exceto a região temporal.

### 5.5.2 PPN

Tabela 5-18: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador PPN para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical.

Longo Mozart/ Longo Silêncio			
Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Eletrodo da variação máxima
Clínicos	11	16	F8
	20	30	Fp2
Gama	21	23	F7
	10	21	F4
Supergama	26	29	Cz
	17	23	F3

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente do que foi observado para o paciente estimulado, em que o ritmo Supergama obteve o maior valor de variação e Delta o menor; para o paciente não estimulado a maior variação está concentrada nos ritmos clínicos e a menor está em Gama. No tocante, variação média máxima, o paciente sem estímulo teve sua maior variação nos ritmos clínicos, diferentemente do paciente estimulado que a variação média máxima estava em Supergama; pode-se observar que os dois pacientes obtiveram a prevalência da região frontal como aquela que teve mais variação.

### 5.5.3 Coerência

Tabela 5-19: Variação média; variação média máxima e eletrodos que obtiveram variação máxima para o quantificador Coerência para os registros com estimulação musical e o registro sem estimulação musical.

Longo Mozart/ Longo Silêncio			
Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Pares com variação máxima
Delta	26	39	F3-F4
	30,5	51	O1-O2
Teta	16	27	F7-F8
	25	45	T5-T6
Alfa	17	31	F7-F8
	23	30	Fp1-Fp2
Beta	11	20	F7-F8
	8	16	T5-T6

Ritmos	Variação Média (%)	Variação média máxima (%)	Pares com variação máxima
Gama	12	17	C3-C4
	14	17	F7-F8
Supergama	9	13	P3-P4
	16	24	O1-O2

Fonte: Elaborado pela autora.

A variação percentual média do paciente que não recebeu estimulação foi maior em todos os ritmos do que no paciente em que foi estimulado, o mesmo pode ser notado na análise de variação média máxima, em que todos os ritmos – exceto Alfa e Beta – apresentaram valores superiores para o paciente que não recebeu estimulação. No que se diz respeito as regiões cerebrais, o paciente sem estimulação obteve variação em quase todo o escalpo, exceto na região parietal; o paciente que recebeu estimulação teve variação apenas nas áreas frontal, central e parietal.

## 5.6 Discussão

Os valores obtidos por meio da análise da estatística descritiva, quando se trata de PCP, seguem o comportamento esperado em pacientes em estado de coma, ou seja, maiores porcentagens concentradas nos ritmos Delta e Teta. No que se trata da variação percentual, observa-se que as maiores variações estão a partir do Segundo minuto de estimulação para qualquer que seja o ritmo cerebral. No tocante teste de comparação, as diferenças encontradas são mínimas, o ritmo que obteve um maior número de eletrodos com valores significativos Gama.

Em comum acordo ao que foi observado na estatística descritiva de PCP, PPN por meio dos seus resultados nessa análise mostrou que as medianas dos ritmos Clínicos são mais elevadas do que os demais, em particular, a situação Terceiro minuto de estimulação apresentou maiores medianas para o ritmo Gama do que quando comparado as outras situações analisadas. Em relação ao teste de comparação, notou-se que todas as comparações que havia as situações Terceiro e Quarto minuto de estimulação possuía um maior volume de amostras significativas do que aquelas comparações que não continha essas situações em suas análises.

A variação percentual de PPN, mostrou que em todos os ritmos a situação Quarto minuto de estimulação foi aquela que obteve a maior porcentagem de variação, e em particular, o ritmo

Supergama apresentou o maior valor de variação percentual para essa mesma situação – 49%; as regiões frontal e occipital foram aquelas que tiveram a maior variação média de todas as regiões, sendo 52% e 53% respectivamente, independente do ritmo analisado.

Em termos de Coerência, a mediana para esse quantificador apresentou maiores valores para as situações em que houve estimulação para a todos os ritmos e em todas as regiões. Em relação ao teste de comparação todas as comparações analisadas apresentaram diferenças significativas, sendo que essas estavam concentradas nos ritmos Beta, Gama e Supergama, sendo Beta e Gama os ritmos com maior número de diferenças significativas. Na análise de variação percentual, a situação Terceiro minuto de estimulação se destacou dos demais com uma variação média em torno de 36% e na Figura 5-3, os ritmos Delta, Teta e Alfa foram aqueles com maiores variações independentemente da situação analisada.

VPC apresentou – por meio dos valores brutos – que as situações Primeiro, Terceiro e Quarto minuto de estimulação, foram aquelas que obtiveram maiores valores para qualquer que seja o ritmo analisado.

No confronto do paciente estimulado com Mozart com aquele que não foi estimulado de forma alguma, observa-se os seguintes pontos: no que diz respeito a variação média para qualquer eletrodo, o paciente estimulado obteve uma média de 17% para qualquer quantificador, enquanto que para o paciente não estimulado, a variação média foi de 20%.

## 5.7 Considerações finais

Todos os quantificadores demonstraram por meio da mediana que as situações Primeiro e Terceiro minuto de estimulação são aquelas que possuem maiores medianas, sendo que, para essa última situação os maiores valores estão concentrados, principalmente, nos ritmos Beta, Gama e Supergama. Em relação ao teste, todos os quantificadores apresentaram diferenças em eletrodos pontuais, mas em relação aos ritmos, Beta, Gama e Supergama, foram aqueles que obtiveram maiores quantidades de diferenças.

No que se diz respeito a variação percentual, constata-se que a região frontal obteve maiores variações em todos os quantificadores, principalmente, nos ritmos Delta a Beta; todos os quantificadores apresentaram uma média de variação para qualquer eletrodo igual a 17%,

sendo PPN o quantificador com a variação média mais elevada (19%) e PCP foi aquele que obteve menor variação (15%). No tocante a variação média máxima, todos obtiveram uma variação média de 24%, tendo em Coerência o maior pico de variação de 39%.

Quanto as situações analisadas, identificou-se que o Quarto minuto de estimulação foi aquele que obteve maiores valores de variação média máxima em quase todos os quantificadores, seguido do Terceiro minuto de estimulação; observou-se também que em nenhum quantificador, exceto Coerência, a situação Silêncio obteve maiores variações médias.

O paciente não estimulado teve uma variação média para qualquer quantificador de 25% e o que foi estimulado, variação média máxima de 24%. Em específico, constata-se que o quantificador Coerência obteve maior variação naquele paciente em que não ocorreu estimulação, tendo uma variação média máxima de 30,5%, enquanto o paciente estimulado teve 24,5% de variação; isso pode nos dar uma hipótese que quando o paciente é estimulado, esse tende a ter uma variação da similaridade entre os hemisférios esquerdo e direito menor do que quando não é estimulado.

# Capítulo 6

## ANÁLISE DE REGISTROS COM ESTIMULAÇÕES VARIADAS

---

*Nesse capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos no processamento dos dados realizados em registros que foram aplicadas estimulações variadas, bem como discussões e conclusões.*

### 6.1 Introdução

Este capítulo foi dividido em duas seções, a primeira refere-se ao registro de plg 12501 que contém 2 minutos iniciais de silêncio, 2 minutos de estimulação musical com Mozart, 30 segundos em que houve a tentativa de acordar o paciente chamando-o pelo nome e 2 minutos finais de estimulação musical com Mozart. Foram separadas três situações para serem analisadas: Silêncio, Primeira estimulação (antes da tentativa de acordar o paciente chamando pelo nome) e Segunda estimulação (depois da tentativa de acorda o paciente). Para essas situações foram aplicados os quantificadores PCP, PPN, Coerência e VPC, calculando as respectivas mediana e desvio padrão da mediana, teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados e a análise de Variação Percentual da mediana de PCP, ademais, foi realizado a análise de regressão linear utilizando os valores resultantes do cálculo de PCP e de Coerência.

Na Seção II, o paciente de plg 12001 teve em seu registro também a tentativa de ser acordado sendo chamado pelo nome e sendo tocado no ombro direito, além disso, os estímulos musicais que ele recebeu teve uma diferença dos outros pacientes, a estimulação desse paciente teve volume variado de uma estimulação para outra, desta maneira, o registro desse paciente ficou dividido em: 2 minutos de silêncio inicial, 2 minutos de estimulação musical com Mozart (Volume 1 – 50 a 70 decibéis), 30 segundos de tentativa de acordar o paciente chamando pelo nome e tocando o ombro direito, por fim, 2 minutos de estimulação musical com Mozart



(Volume 2 – 70 a 90 decibéis). Igualmente ao registro da Seção I, foram aplicados o cálculo da mediana e desvio padrão da mediana e teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados para os quantificadores PCP, PPN e Coerência, além da análise de Variação Percentual e Regressão Linear para os valores resultantes do cálculo de PCP.

## 6.2 Seção I

Informações pertinentes do paciente: o paciente deu entrada com quadro de hippus pupilar devido a um Trauma Crânio Encefálico com infecção no sistema nervoso central e pneumonia aspirativa, estava sob utilização de medicamento anti-inflamatórios, além de uso de anticonvulsivantes (Fentanil, Midazolam e Propofol), durante o registro foi avaliado com um RASS de -5; seu registro teve como laudo: distúrbio lento moderado a grave da atividade de base cerebral.

### 6.2.1 PCP

Nesta seção, o PCP do EEG do paciente 12501, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Primeira estimulação e Segunda estimulação. Após a análise de PCP ter sido concluída, conforme equações (1) e (2) do Capítulo 3, cada ritmo possuía um tamanho amostral de 200 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas anteriormente selecionadas pelo neurologista, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 6-1.

Tabela 6-1: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Sil.	71.35 $\pm$ 14.35	14.77 $\pm$ 9.03	6.82 $\pm$ 12.21	5.97 $\pm$ 2.57	2.18 $\pm$ 0.85	0.21 $\pm$ 0.08
Fz 1ª est.	63.62 $\pm$ 9.76	9.56 $\pm$ 6.48	9.39 $\pm$ 8.01	6.92 $\pm$ 2.85	2.62 $\pm$ 0.71	0.30 $\pm$ 0.32
2ª est.	69.74 $\pm$ 19.29	13.61 $\pm$ 8.41	7.11 $\pm$ 10.13	6.45 $\pm$ 2.38	2.33 $\pm$ 0.91	0.24 $\pm$ 0.39
Sil.	64.98 $\pm$ 11.16	17.47 $\pm$ 16.94	6.51 $\pm$ 4.37	5.73 $\pm$ 2.11	2.36 $\pm$ 1.08	0.27 $\pm$ 0.42
Cz 1ª est.	58.20 $\pm$ 20.95	19.16 $\pm$ 6.41	8.97 $\pm$ 15.93	6.62 $\pm$ 1.76	2.81 $\pm$ 0.40	0.47 $\pm$ 0.19
2ª est.	72.10 $\pm$ 17.82	12.27 $\pm$ 9.18	5.49 $\pm$ 6.89	5.54 $\pm$ 3.06	2.14 $\pm$ 2.16	0.19 $\pm$ 0.82
Sil.	62.89 $\pm$ 12.78	22.03 $\pm$ 8.28	6.94 $\pm$ 4.62	6.40 $\pm$ 2.67	2.70 $\pm$ 0.96	0.28 $\pm$ 0.38
Pz 1ª est.	54.52 $\pm$ 18.82	16.92 $\pm$ 10.08	9.83 $\pm$ 12.53	8.89 $\pm$ 2.57	3.56 $\pm$ 2.16	0.38 $\pm$ 0.82
2ª est.	72.75 $\pm$ 10.10	12.05 $\pm$ 3.16	5.25 $\pm$ 6.75	5.89 $\pm$ 2.81	1.98 $\pm$ 0.94	0.18 $\pm$ 0.21

Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Sil.	67.98 ± 16.51	17.67 ± 7.11	6.53 ± 11.21	5.86 ± 2.19	2.52 ± 0.81	0.31 ± 0.27
Oz 1ª est.	67.11 ± 18.98	14.09 ± 11.21	7.04 ± 10.26	6.12 ± 1.56	2.66 ± 0.71	0.33 ± 0.24
2ª est.	73.18 ± 14.81	11.34 ± 6.83	5.44 ± 8.86	5.09 ± 2.74	2.58 ± 1.18	0.27 ± 0.36

Abreviações: Sit.: Situações; Sil.: Silêncio; 1ª est.: Primeira estimulação; 2ª est.: Segunda estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

A Segunda estimulação apresentou valores elevados de mediana quando comparadas às demais situações, apenas para o ritmo Delta em todas as regiões, exceto frontal. Aplicando a mesma análise, nota-se que a Primeira estimulação obteve maiores medianas para os ritmos de Alfa à Supergama, em todas as regiões. E, por fim, a situação Silêncio logrou de maiores mediana, em todas as regiões, apenas para o ritmo Teta. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem baixa dispersão, informação essa que pode ser comprovada pelo coeficiente de variação, sendo esse superior a  $CV < 0.3$  em todos os casos, deste modo, os dados da Tabela 6-1 são uniformemente distribuídos.

Após o término do cálculo da mediana de PCP, a variação percentual foi aplicada, conforme equação (6) do Capítulo 3, a todos os ritmos e eletrodos para as comparações Silêncio x Segunda estimulação (Tabela 6-2) e Primeira estimulação x Segunda estimulação, vide Tabela 6-3. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 6-2: Variação percentual de PCP para a comparação Silêncio x Segunda estimulação e a respectiva média, por ritmo por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	7.3614	20.8102	16.0844	13.2773	5.7881	7.0712	11.7321
Fp2	1.2767	11.9796	19.6292	1.9848	21.0017	54.9287	18.4667
F7	10.5803	8.0499	15.4871	21.2138	39.9514	15.2115	18.4156
F3	1.2994	9.294	21.6657	2.1963	3.0182	18.0249	9.2497
Fz	2.1615	17.8569	3.845	7.1718	5.5315	5.9893	7.0926
F4	0.3505	2.2311	7.9384	7.4486	3.4195	9.9789	5.2278
F8	0.0255	1.4105	3.3433	6.3855	4.6101	25.5009	6.8793
T3	3.2513	7.6899	18.1899	9.8196	23.1483	29.8059	15.3174
C3	14.0264	13.5138	33.7323	25.4089	31.2402	15.1279	22.1749

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Cz	9.6026	30.3853	13.5843	2.746	8.0085	17.2455	13.5953
C4	11.498	38.8009	27.0519	10.2921	12.8371	11.5174	18.6662
T4	15.1039	33.6037	2.8301	8.9645	5.9834	23.9877	15.0788
T5	5.1112	3.3398	12.527	16.2556	4.5483	30.8331	12.1025
P3	4.9266	13.0743	0.1454	5.6095	26.5832	2.208	8.7578
Pz	13.2905	44.0569	22.3199	7.5271	26.2602	24.5429	22.9995
P4	10.2198	39.5053	3.0796	0.9585	2.8609	1.0474	9.6119
T6	11.4897	30.1132	20.5589	40.808	33.4259	8.0587	24.0757
O1	5.1554	14.9884	18.1314	18.6602	21.09	1.7759	13.3002
Oz	7.0109	27.9217	14.4519	11.6703	2.8087	12.6079	12.7452
O2	4.1515	22.4716	13.3949	16.8672	25.2865	6.9635	14.8558
Média	6.8946	19.5548	14.3995	11.7632	15.3701	16.1213	

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que o ritmo Teta obteve uma variação média de 19.5548%, sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias baixas, em torno de 13%. No concerne, eletrodos, T6 e Pz assumiram as maiores variações percentuais 24.0757% e 22.9995%, respectivamente.

Tabela 6-3: Variação percentual de PCP para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação e a respectiva média, por ritmo por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	8.4718	32.479	10.4566	11.8363	1.9978	42.5803	17.9703
Fp2	1.6482	20.006	2.544	6.3715	6.6591	17.187	9.0693
F7	8.6148	20.5148	9.2762	28.3655	22.2945	28.7708	19.6394
F3	0.8675	14.4886	10.2197	7.3201	5.4029	7.6319	7.6551
Fz	7.4754	6.492	31.6219	7.2995	10.9063	20.0458	13.9734
F4	12.4797	10.3244	46.7959	4.9328	33.9022	37.6038	24.3398
F8	5.9342	5.495	2.7866	22.207	16.1233	27.8124	13.3931
T3	7.2766	2.148	26.3034	11.2182	15.5442	26.4711	14.8269
C3	4.4597	2.9365	18.8568	23.832	30.2938	21.1929	16.9286
Cz	16.9559	28.8732	48.2286	16.6001	25.4481	91.8689	37.9958

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
C4	21.573	57.1296	80.2736	36.6775	40.0587	26.2393	43.6586
T4	7.3145	38.8545	0.7564	16.2354	21.6738	24.7455	18.2633
T5	6.6181	2.7754	25.8933	16.6363	8.5875	25.5387	14.3415
P3	12.8392	11.6155	36.8397	36.6269	41.7957	36.7944	29.4185
Pz	22.2313	27.0572	63.4326	46.3713	59.5496	67.1888	47.6384
P4	24.7104	56.99	90.3825	13.5516	0.0704	23.1656	34.8117
T6	6.0794	37.6442	17.1358	33.3609	20.4083	5.2187	19.9745
O1	7.2405	8.8673	30.3435	18.9147	23.5112	2.7876	15.2774
Oz	7.4092	15.2809	22.3071	15.9932	2.5345	11.531	12.5093
O2	5.9361	32.0952	1.9622	8.979	18.1176	4.3081	11.899
Média	9.8067	21.6033	28.8208	19.1664	20.2439	27.4341	

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que os ritmos Alfa e Supergama obtiveram uma variação média de 28.8208% e 27.4341%, respectivamente, sendo os maiores dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias baixas, em torno de 18%. No concerne, eletrodos, Pz e C4 assumiram as maiores variações percentuais 47.6384% e 43.6586%, respectivamente.

Os resultados do teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado – com nível de significância de 5% - foi empregado nesta análise, vide Tabela 6-4, e com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar os resultados apenas da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação. Cada ritmo analisado possuía 200 valores, sendo que cada um dos 20 eletrodos continha 10 valores referentes as épocas anteriormente selecionadas. Os *p-valores* < 0.05 indicam que as diferenças entre as amostras são significativas, caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS). As diferenças que se mostraram significativas foram identificadas com sinal (\*), na Tabela 6-4.

Tabela 6-4: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fp2	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F8	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Cz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T4	NS	*	NS	NS	NS	NS
T5	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Pz	*	*	NS	*	*	NS
P4	*	*	NS	NS	NS	NS
T6	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Oz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

A grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados não foram significativos, porém, o eletrodo Pz foi o único que obteve destaque dos demais devido a diferença significativa encontrada em quatro ritmos distintos. O ritmo Teta teve o maior número de diferenças significativas, sendo quatro ao total. Em contrapartida, Alfa e Supergama foram os únicos ritmos que não obtiveram nenhuma diferença significativa.

### 6.2.1.1 Regressão Linear – Ritmos

Em termos gerais, a regressão linear investiga a relação linear entre duas variáveis quaisquer X e Y. No contexto de sinais de EEG, será considerado que X e Y são sinais de EEG em situações diferentes. No teste F, para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ).

A análise de regressão por ritmos foi realizada, conforme equações (9) e (10), do Capítulo 3, para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, nessa análise não é considerado os eletrodos isoladamente, apenas os ritmos de interesse. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Primeira Estimulação.
- Y: Valores de PCP da situação Segunda Estimulação.

Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 6-5.

Tabela 6-5: Regressão linear da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Delta	NS	0.3646	10.2103	0.7605
Teta	NS	0.2140	20.4888	-0.3848
Alfa	NS	0.5412	-0.3010	1.4181
Beta	NS	0.4123	3.6415	0.5004
Gama	NS	0.1417	2.1938	0.1834
Supergama	NS	0.1309	0.3586	-0.2276

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-5, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

### 6.2.1.2 Regressão Linear - Eletrodos

Quando se trata da análise de regressão linear por eletrodos, é considerado tanto os ritmos de interesse quanto os eletrodos separadamente. Com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar apenas os ritmos que apresentaram diferenças significativas através da análise do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados.

O teste utilizado para analisar se o modelo criado deveria ou não ser aceito, foi o teste F, onde com um nível de significância de 5%, teve como hipóteses:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Nas Tabelas 6-6 a 6-11, estão expostos os resultados obtidos para os seis ritmos de Delta a Supergama, respectivamente, da comparação realizada entre as situações Primeira estimulação x Segunda estimulação; apenas os eletrodos centrais a fim de reduzir a quantidade de resultados gerados.

Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Primeira Estimulação.
- Y: Valores de PCP da situação Segunda Estimulação.

Tabela 6-6: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.4065	14.4170	0.8028
Cz	NS	0.0997	63.5671	0.0852
Pz	NS	0.0356	71.5080	0.0194
Oz	NS	0.0210	68.2375	0.0168

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-6, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-7: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.1732	17.7079	-0.1573
Cz	NS	0.1974	16.6789	-0.1067
Pz	NS	0.1931	12.6831	-0.0624
Oz	NS	0.3362	9.7929	0.2104

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-7, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-8: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fz	*	0.9511	-3.5924	1.193
Cz	NS	0.2063	6.8142	0.0902
Pz	NS	0.2209	9.5876	-0.1181
Oz	NS	0.2285	10.9346	-0.2023

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-8, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo Fz, onde para esse pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 6-9: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.3174	7.3247	-0.2682
Cz	NS	0.1007	4.842	0.1725
Pz	NS	0.2269	3.4985	0.249
Oz	NS	0.4494	10.6168	-0.7939

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-9, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-10: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.4290	0.8276	0.5529
Cz	NS	0.0187	2.9584	-0.0976
Pz	NS	0.2862	2.5444	-0.127
Oz	NS	0.2737	3.506	-0.4458

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.



Na tabela 6-10, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-11: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.1761	0.455	-0.2328
Cz	NS	0.2563	0.9272	-1.0143
Pz	NS	0.1449	0.2673	-0.0363
Oz	NS	0.3770	0.5987	-0.5501

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-11, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Segunda estimulação (variável Y) não varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

### 6.2.2 PPN

Nesta seção, o PPN será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Clínicos, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Primeira estimulação e Segunda estimulação. Após a análise de PPN, conforme equação (5) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores), portanto, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 6-12.

Tabela 6-12: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletro e situação.

	Ritmos	Silêncio	Primeira estimulação	Segunda estimulação
Fz	Clínicos	11.72 $\pm$ 3.54	11.85 $\pm$ 2.86	12.44 $\pm$ 2.99
	Gama	1.73 $\pm$ 0.13	1.70 $\pm$ 0.11	1.77 $\pm$ 0.13
	Supergama	1.09 $\pm$ 0.02	1.08 $\pm$ 0.02	1.11 $\pm$ 0.02
Cz	Clínicos	11.08 $\pm$ 3.42	11.02 $\pm$ 2.72	12.25 $\pm$ 3.02
	Gama	1.74 $\pm$ 0.13	1.73 $\pm$ 0.13	1.76 $\pm$ 0.11
	Supergama	1.12 $\pm$ 0.02	1.10 $\pm$ 0.02	1.11 $\pm$ 0.02

	Ritmos	Silêncio	Primeira estimulação	Segunda estimulação
	Clínicos	10.67 ± 2.79	10.54 ± 2.39	11.92 ± 2.96
Pz	Gama	1.74 ± 0.12	1.74 ± 0.1	1.77 ± 0.13
	Supergama	1.12 ± 0.02	1.12 ± 0.02	1.12 ± 0.02
	Clínicos	10.77 ± 3.55	10.81 ± 2.72	11.74 ± 3.30
Oz	Gama	1.74 ± 0.12	1.74 ± 0.11	1.78 ± 0.13
	Supergama	1.12 ± 0.01	1.12 ± 0.02	1.12 ± 0.02

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que a situação Silêncio possui as menores medianas para os ritmos Clínicos e a situação Segunda estimulação os ritmos Clínicos e Gama. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados, igualmente observado em PCP, possuem baixa dispersão ( $CV < 0.3$ ), deste modo, os dados da Tabela 6-12 são uniformemente distribuídos.

O teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação – escolhida de forma experimental dentre as demais. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 6-13 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças (NS). O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 6-13: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodos.

	Clínico	Gama	Supergama
Fp1	*	*	*
Fp2	*	*	*
F7	*	*	*
F3	*	*	*
Fz	*	*	NS
F4	*	*	*
F8	*	*	*
T3	*	NS	*
C3	*	*	NS
Cz	NS	NS	NS

	Clínico	Gama	Supergama
C4	*	*	NS
T4	*	*	*
T5	*	*	*
P3	*	*	*
Pz	NS	NS	NS
P4	*	*	*
T6	*	*	*
O1	*	*	*
Oz	*	*	*
O2	*	*	*

\*  $p$ -valor < 0.05 e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Observa-se que os ritmos Clínicos tiveram o maior número de eletrodos com amostras significativas, 18 eletrodos no total, exceto Cz e Pz. Gama foi o segundo ritmo com o maior número de eletrodos com  $p$ -valores significativos, 17, exceto para os eletrodos T3, Cz e Pz. Com 15 eletrodos com amostras significativas, os eletrodos Fz, T3, Cz, C4 e Pz, foram os únicos que não possuíram amostras significativas para o ritmo Supergama.

### 6.2.3 Coerência

Nesta seção, Coerência será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os pares de eletrodos F3-F4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2; as situações são Silêncio, Primeira estimulação e Segunda estimulação. Após a análise de Coerência, conforme equação (3) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 160 valores para cada ritmo, onde cada um dos oito pares de eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas selecionadas.

Na Tabela 6-14 estão dispostos os valores resultantes do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana, onde cada região cerebral está representada por um par de eletrodo: F3-F4, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2, sendo que esses estão sinalizados na tabela pelos números de 1 a 5, respectivamente. Cada eletrodo possui cinco linhas sendo referente a cada instante analisado do Silêncio ao Silêncio Pós Estimulação, respectivamente.

Tabela 6-14: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da mediana, por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
1	Sil.	$0.57 \pm 0.33$	$0.53 \pm 0.16$	$0.64 \pm 0.21$	$0.38 \pm 0.20$	$0.28 \pm 0.18$	$0.23 \pm 0.17$
	1ª est.	$0.52 \pm 0.22$	$0.50 \pm 0.21$	$0.72 \pm 0.23$	$0.44 \pm 0.19$	$0.38 \pm 0.19$	$0.27 \pm 0.20$
	2ª est.	$0.39 \pm 0.24$	$0.50 \pm 0.17$	$0.68 \pm 0.23$	$0.40 \pm 0.18$	$0.35 \pm 0.19$	$0.31 \pm 0.17$
2	Sil.	$0.54 \pm 0.33$	$0.53 \pm 0.16$	$0.60 \pm 0.21$	$0.35 \pm 0.19$	$0.23 \pm 0.17$	$0.16 \pm 0.15$
	1ª est.	$0.71 \pm 0.32$	$0.52 \pm 0.23$	$0.66 \pm 0.23$	$0.34 \pm 0.17$	$0.25 \pm 0.19$	$0.21 \pm 0.15$
	2ª est.	$0.53 \pm 0.30$	$0.44 \pm 0.20$	$0.59 \pm 0.24$	$0.31 \pm 0.16$	$0.26 \pm 0.18$	$0.21 \pm 0.16$
3	Sil.	$0.30 \pm 0.23$	$0.20 \pm 0.17$	$0.14 \pm 0.15$	$0.14 \pm 0.13$	$0.15 \pm 0.15$	$0.15 \pm 0.14$
	1ª est.	$0.25 \pm 0.32$	$0.16 \pm 0.16$	$0.22 \pm 0.16$	$0.09 \pm 0.12$	$0.19 \pm 0.16$	$0.14 \pm 0.15$
	2ª est.	$0.28 \pm 0.29$	$0.13 \pm 0.18$	$0.21 \pm 0.16$	$0.09 \pm 0.12$	$0.16 \pm 0.15$	$0.14 \pm 0.13$
4	Sil.	$0.61 \pm 0.25$	$0.56 \pm 0.16$	$0.64 \pm 0.21$	$0.27 \pm 0.18$	$0.13 \pm 0.17$	$0.13 \pm 0.16$
	1ª est.	$0.53 \pm 0.26$	$0.60 \pm 0.18$	$0.72 \pm 0.23$	$0.35 \pm 0.19$	$0.17 \pm 0.14$	$0.17 \pm 0.13$
	2ª est.	$0.59 \pm 0.29$	$0.57 \pm 0.20$	$0.67 \pm 0.19$	$0.25 \pm 0.18$	$0.12 \pm 0.14$	$0.11 \pm 0.12$
5	Sil.	$0.79 \pm 0.36$	$0.60 \pm 0.19$	$0.63 \pm 0.15$	$0.23 \pm 0.21$	$0.14 \pm 0.16$	$0.17 \pm 0.14$
	1ª est.	$0.59 \pm 0.30$	$0.65 \pm 0.20$	$0.78 \pm 0.20$	$0.29 \pm 0.21$	$0.19 \pm 0.16$	$0.12 \pm 0.11$
	2ª est.	$0.58 \pm 0.27$	$0.63 \pm 0.17$	$0.68 \pm 0.17$	$0.33 \pm 0.19$	$0.17 \pm 0.17$	$0.13 \pm 0.11$

Abreviações: Sit.: Situações, Sil.: Silêncio; Est.: Estimulação; SPE: Silêncio Pós Estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

O ritmo Alfa obteve as maiores medianas independentemente da situação ou par de eletrodo analisado. A situação Primeira estimulação, obteve as maiores medianas para todos os ritmos, exceto Supergama, para esse ritmo, a situação Silêncio obteve destaque nas regiões central e parietal. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem alta dispersão ( $CV \geq 0.5$ ) para a maioria dos eletrodos, fato esse contrário ao que foi observado em PCP e PPN, dessa maneira, pode-se afirmar que os dados da Tabela 6-14 não são uniformemente distribuídos.

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5% -, porém, elegeu-se, de forma experimental, apenas a comparação “Primeira estimulação x Segunda estimulação” para ser representada neste documento. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 6-15 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças (NS).

Tabela 6-15: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F7-F8	NS	NS	*	NS	*	*
F3-F4	NS	NS	NS	NS	*	NS
T3-T4	NS	NS	NS	NS	*	NS
C3-C4	NS	NS	NS	*	NS	NS
T5-T6	NS	NS	NS	NS	*	NS
P3-P4	NS	NS	NS	*	*	*
O1-O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

A grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados não foram significativos, porém, o ritmo Gama logrou do maior número de diferenças significativas, sendo cinco ao total. Em contrapartida, Delta e Teta foram os únicos ritmos que não obtiveram nenhuma diferença significativa.

### 6.2.3.1 Regressão Linear – Ritmos

Em termos gerais, a regressão linear investiga a relação linear entre duas variáveis quaisquer X e Y. No contexto de sinais de EEG, será considerado que X e Y são sinais de EEG em situações diferentes. No teste F, para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ).

A análise de regressão por ritmos foi realizada, conforme equações (9) e (10), do Capítulo 3, para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, nessa análise não é considerado os eletrodos isoladamente, apenas os ritmos de interesse. Situações analisadas:

- X: Valores de Coerência da situação Primeira Estimulação.
- Y: Valores de Coerência da situação Segunda Estimulação.

Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 6-16.

Tabela 6-16: Regressão linear da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por ritmos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Delta	*	0.7853	0.1418	0.5860
Teta	*	0.9820	-0.0036	0.9783
Alfa	*	0.9946	-0.0247	0.9338
Beta	*	0.9534	-1.241e-04	0.9351
Gama	*	0.9692	-0.0581	1.1382
Supergama	*	0.8206	0.0191	0.8394

\*  $p\text{-valor} < 0.05$ .

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-16, o modelo foi significativo, para todos os ritmos analisado, de acordo com o teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ . Pode-se concluir então que a Segunda estimulação (variável Y) varia com a Primeira estimulação (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ).

### 6.2.3.2 Regressão Linear – Eletrodos

Quando se trata da análise de regressão linear por eletrodos, é considerado tanto os ritmos de interesse quanto os eletrodos separadamente. Com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar apenas os ritmos que apresentaram diferenças significativas através da análise do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados. O teste F foi utilizado para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ). Onde as situações analisadas foram:

- X: Valores de Coerência da situação Primeira Estimulação.
- Y: Valores de Coerência da situação Segunda Estimulação.

Nas Tabelas 6-17 a 6-22, estão expostos os resultados da análise de regressão linear por eletrodos para a comparação “Primeira estimulação x Segunda estimulação”.

Tabela 6-17: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	NS	0.2706	0.3645	0.2327
F7-F8	NS	0.2175	-0.1871	0.3479
F3-F4	NS	0.3320	-0.3532	0.6156
T3-T4	NS	0.1399	-0.1267	0.3444
C3-C4	NS	0.1488	0.1490	0.3923
T5-T6	*	0.7457	0.7131	0.0766
P3-P4	NS	0.0790	-0.0875	0.6135
O1-O2	NS	0.0462	0.0422	0.5832

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-17, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o par de eletrodo T5-T6, onde, para esse, pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais pares de eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 6-18: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	*	0.4450	0.3947	0.3657
F7-F8	NS	0.1638	-0.1156	0.1786
F3-F4	*	0.4560	0.3744	0.3116
T3-T4	NS	0.1891	0.1733	0.1362
C3-C4	NS	0.2976	0.2672	0.3257
T5-T6	*	0.3695	0.4001	0.1171
P3-P4	NS	0.1913	0.2054	0.4468
O1-O2	*	0.3589	0.3152	0.3967

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Os modelos criados para os pares Fp1-Fp2, F3-F4, C3-C4 e O1-O2 foram significativos de acordo com o teste F ( $p\text{-valor} < 0.05$ ), porém, nota-se que as variáveis obtiveram coeficiente de correlação fraco ( $r < 0.6$ ), fato esse observado em todos os pares de eletrodos.

Tabela 6-19: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	NS	0.2731	0.4336	0.2553
F7-F8	NS	0.2686	0.1197	0.1901
F3-F4	*	0.4942	0.2843	0.4978
T3-T4	NS	0.1462	0.2054	0.1287
C3-C4	*	0.4597	0.2477	0.4803
T5-T6	NS	0.2452	0.1666	0.2450
P3-P4	NS	0.2217	0.4965	0.1828
O1-O2	NS	0.1689	0.7771	-0.1584

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-19, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os pares de eletrodos F3-F4 e C3-C4, onde, para esses, pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, porém, todos os pares de eletrodos apresentaram coeficiente de correlação fracos ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-20: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	NS	0.1527	0.4080	0.1404
F7-F8	*	0.1643	0.1283	0.1510
F3-F4	*	0.2091	0.3273	0.2056
T3-T4	NS	0.1135	0.1629	-0.0766
C3-C4	NS	0.0877	0.2826	0.0818
T5-T6	NS	0.1307	0.1198	0.1259
P3-P4	*	0.3080	0.1707	0.2843
O1-O2	*	0.3849	0.2337	0.3555

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-20, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , para os pares de eletrodos F7-F8, F3-F4, P3-P4 e O1-O2, onde, para esses, pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, porém, todos os pares de eletrodos apresentaram coeficiente de correlação fracos ( $r < 0.6$ ).



Tabela 6-21: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	NS	0.0329	0.3293	0.0311
F7-F8	*	0.2174	0.2152	0.2205
F3-F4	*	0.1782	0.2836	0.1792
T3-T4	*	0.1952	0.1829	0.1760
C3-C4	*	0.1352	0.2488	0.1301
T5-T6	NS	0.0843	0.1754	0.0788
P3-P4	NS	0.0167	0.1616	0.0158
O1-O2	NS	0.0826	0.1959	0.0884

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-21, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , para os pares de eletrodos F7-F8, F3-F4, T3-T4 e C3-C4, onde, para esses, pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, porém, todos os pares de eletrodos apresentaram coeficiente de correlação fracos ( $r < 0.6$ ).

Tabela 6-22: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1-Fp2	NS	0.0666	0.2330	0.0620
F7-F8	NS	0.0095	0.2302	-0.0090
F3-F4	NS	0.0472	0.3014	0.0422
T3-T4	NS	0.0741	0.2166	-0.0673
C3-C4	*	0.1979	0.2809	-0.2089
T5-T6	NS	0.1020	0.1939	-0.0892
P3-P4	NS	0.0052	0.1437	-0.0044
O1-O2	*	0.1833	0.1274	-0.1909

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-19, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os pares de eletrodos C3-C4 e O1-O2, onde, para esses, pode-se concluir que a Segunda estimulação varia de acordo com a Primeira estimulação, porém, todos os pares de eletrodos apresentaram coeficiente de correlação fracos ( $r < 0.6$ ).

## 6.2.4 VPC

O quantificador VPC é obtido através do desvio padrão dos valores de PCP, por isso, não há como realizar cálculo e nem realizar teste de comparação devido à baixa quantidade de

amostras (120 valores, sendo 20 valores por ritmo), optou por apresentar os valores brutos de VPC de cada situação. Na Tabela 6-23 estão apresentados os valores advindos do cálculo de VPC, conforme equação (4), do Capítulo 3, de todos os eletrodos centrais; cada linha de cada eletrodo refere-se a uma situação analisada.

Tabela 6-23: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil.	14.3519	6.484	12.2174	2.5735	0.8549	0.0842
Fz	1ª est.	9.7685	9.0291	8.0055	2.8538	0.7129	0.3213
	2ª est.	19.2992	8.4108	10.1337	2.3803	0.9071	0.3918
	Sil.	11.1639	6.4192	4.3781	2.118	1.0883	0.4244
Cz	1ª est.	20.9544	16.9423	15.931	1.7651	0.4017	0.1955
	2ª est.	17.8204	9.1887	6.8944	3.0597	2.1605	0.8184
	Sil.	12.787	8.2865	4.6242	2.676	0.9605	0.3822
Pz	1ª est.	18.8279	10.0877	12.5304	2.5759	2.1687	0.8243
	2ª est.	10.1023	3.1674	6.7523	2.8093	0.9455	0.2075
	Sil.	16.5109	7.1162	11.2124	2.1972	0.8117	0.2768
Oz	1ª est.	18.9852	11.2127	10.27	1.5649	0.7124	0.2475
	2ª est.	14.8151	6.8364	8.8699	2.7483	1.1817	0.3659

Abreviações: Sit.: Situações; Sil.: Silêncio; 1ª est.: Primeira estimulação; 2ª est.: Segunda estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

A Segunda estimulação apresentou altos valores de variação percentual para os ritmos Delta, Gama e Supergama para todos os eletrodos, exceto Cz. A Primeira estimulação obteve maiores valores de VPC no o ritmo Teta para todas regiões e a situação Silêncio teve valores de VPC elevados para o ritmo Alfa apenas nos eletrodos Fz e Oz.

## 6.2.5 Discussões

Em algumas comparações as diferenças são evidentes nos eletrodos da parte frontal do escalpo: Silêncio x Primeira estimulação e Primeira estimulação x Segunda estimulação, e quando se analisa as diferenças encontradas no córtex posterior há uma prevalência de diferenças em todas as comparações, levando em consideração que essas diferenças são em eletrodos particulares para cada comparação. Na comparação de PCP, as diferenças são menores do que aquelas encontradas na comparação de PPN, mas o que se pode observar é que em todas as comparações os eletrodos da região parietal que apresentaram diferenças.

Mediante os resultados obtidos pela análise de variação percentual juntamente com os resultados do teste de comparação, os mesmos eletrodos que mostraram diferenças

significativas foram aqueles que na variação percentual apresentaram a maior porcentagem de variação. Existem aqueles eletrodos que não obtiveram diferenças significativas e obtiveram maiores variações, mas todos aqueles que demonstraram diferenças pelo teste, demonstraram altos índices de variação percentual.

Ainda em relação a variação percentual, na comparação Silêncio x Segunda estimulação, Teta é o ritmo com a maior variação percentual média de 20%, seguido do ritmo Supergama com uma variação média de 16%; em relação a regiões cerebrais, as regiões central, temporal e parietal são aquelas que se destacam das demais com as maiores variações percentuais médias, 18%, 17% e 14%, respectivamente. Quando se faz a mesma análise para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação, o ritmo Alfa se destaca dos demais com uma variação média de 29%, seguido do ritmo Supergama com 27% de variação; região do escalpo com maior variação é a central com uma média de 46%, seguida da região parietal com 42%.

Em relação ao quantificador Coerência, além de diferenças em eletrodos pontuais – igualmente observado nos demais quantificadores –, percebe-se que na comparação Silêncio x Primeira estimulação, houve diferenças em quase todos os pares do ritmo Gama, ou seja, esses pares apresentam baixa coerência entre si, sendo que o mesmo é observado para a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação.

### 6.2.6 Considerações finais

Em relação as medianas dos quantificadores, PCP, Coerência e VPC, a situação Silêncio obteve maiores medianas nos ritmos lentos e a Primeira estimulação teve medianas elevadas para os ritmos Gama e Supergama; para PPN, a situação Primeira estimulação alcançou maiores medianas para os ritmos lentos e a Segunda estimulação logrou maiores valores para ritmos rápidos como Gama e Supergama. No concerne teste de comparação, também há divergências nos resultados dos quantificadores, a comparação Primeira estimulação x Segunda estimulação obteve mais diferenças significativas para os quantificadores PCP e PPN, e em contrapartida, a comparação Silêncio x Primeira estimulação obteve destaque para o quantificador Coerência.

No que diz respeito a variação percentual, a variação entre as situações em que há estimulação é maior do que aquela em que se compara a situação Silêncio com apenas uma

estimulação – nesse caso a Segunda estimulação -, sendo que essa diferença é o dobro quando se analisa as variações médias das regiões do escalpo e 50% maior quando se analisa os ritmos.

A regressão linear foi mais eficaz para o quantificador Coerência com diferenças significativas em todos os ritmos principalmente nos ritmos Beta, Gama e Supergama, evento também observado pelo teste de comparação onde para todas as análises ocorridas esses três ritmos apresentaram diferenças significativas para maioria dos pares de eletrodos. A análise de variação percentual esteve em comum acordo com os resultados obtidos pelo teste de comparação de PCP, onde as maiores variações – independente do ritmo analisado – estavam concentradas nos eletrodos que tiveram valores significantemente diferentes no teste de comparação.

## 6.3 Seção II

Informações pertinentes do paciente: o paciente estava em ventilação mecânica após rebaixamento do nível de consciência e crise convulsiva, com achado de hemorragia no sistema nervoso central. Lesão hiperdensa extensa em região frontal profunda esquerda com efeito de massa importante inundação ventricular bilateral; estava sob efeitos de medicamentos sedativos (Midazolan e Fentanil) e anticonvulsivantes (Topiramato), no momento do registro foi avaliado com um RASS de -5. Pela avaliação visual realizada pelo neurologista, foi necessário eliminar os eletrodos T4 e T5, pois esses estavam extremamente ruidosos durante todo o registro, para evitar análises e conclusões errôneas, eliminou-os da análise de todos os quantificadores.

### 6.3.1 PCP

Nesta seção, o PCP do EEG do paciente 12001, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Volume 1 e Volume 2. Após a análise de PCP ter sido concluída, conforme equações (1) e (2) do Capítulo 3, cada ritmo possuía um tamanho amostral de 200 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas anteriormente selecionadas pelo neurologista, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 6-24.

Tabela 6-24: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil.	66.48 $\pm$ 17.07	19.27 $\pm$ 15.18	6.23 $\pm$ 1.18	6.26 $\pm$ 1.21	2.38 $\pm$ 0.43	0.20 $\pm$ 0.08
Fz	V1	70.35 $\pm$ 21.56	15.65 $\pm$ 18.12	5.39 $\pm$ 3.15	4.89 $\pm$ 2.82	1.92 $\pm$ 0.93	0.21 $\pm$ 0.07
	V2	75.88 $\pm$ 14.09	13.79 $\pm$ 7.78	4.26 $\pm$ 2.96	3.80 $\pm$ 3.12	1.40 $\pm$ 1.10	0.14 $\pm$ 0.12
	Sil.	68.72 $\pm$ 11.60	16.83 $\pm$ 9.85	5.76 $\pm$ 1.46	5.60 $\pm$ 1.25	2.48 $\pm$ 1.00	0.25 $\pm$ 0.39
Cz	V1	73.95 $\pm$ 18.21	14.15 $\pm$ 11.63	4.84 $\pm$ 3.05	4.96 $\pm$ 2.89	1.84 $\pm$ 0.96	0.21 $\pm$ 0.07
	V2	75.93 $\pm$ 9.97	11.61 $\pm$ 5.82	3.79 $\pm$ 1.76	4.25 $\pm$ 1.91	1.89 $\pm$ 0.92	0.23 $\pm$ 0.28
	Sil.	70.39 $\pm$ 17.95	16.29 $\pm$ 13.81	5.4 $\pm$ 2.60	5.13 $\pm$ 1.91	2.12 $\pm$ 0.78	0.19 $\pm$ 0.12
Pz	V1	75.12 $\pm$ 11.27	13.93 $\pm$ 6.05	4.54 $\pm$ 3.00	4.45 $\pm$ 2.77	1.70 $\pm$ 0.87	0.18 $\pm$ 0.10
	V2	70.29 $\pm$ 12.98	17.46 $\pm$ 7.37	5.04 $\pm$ 3.20	5.21 $\pm$ 2.66	2.40 $\pm$ 0.86	0.37 $\pm$ 0.23
	Sil.	68.77 $\pm$ 19.84	17.43 $\pm$ 13.17	5.59 $\pm$ 3.86	5.74 $\pm$ 3.49	2.18 $\pm$ 1.05	0.21 $\pm$ 0.07
Oz	V1	74.28 $\pm$ 16.45	13.83 $\pm$ 10.33	4.51 $\pm$ 1.76	5.04 $\pm$ 2.51	2.05 $\pm$ 1.71	0.18 $\pm$ 0.45
	V2	74.65 $\pm$ 10.82	14.49 $\pm$ 7.12	3.98 $\pm$ 2.56	3.99 $\pm$ 2.18	2.29 $\pm$ 0.77	0.29 $\pm$ 0.30

Abreviações: Sit.: Situações, Sil.: Silêncio; V1: Volume 1; V2: Volume 2.

Fonte: Elaborado pela autora.

Silêncio obteve a menor mediana no ritmo Delta quando comparado as outras situações; Volume 1 obteve as medianas inferiores para todos os ritmos, exceto para o ritmo Delta. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem alta dispersão, informação essa que pode ser comprovada pelo coeficiente de variação, sendo esse superior a  $CV > 0.7$  em todos os casos, deste modo, os dados da Tabela 6-24 não são uniformemente distribuídos.

Após o término do cálculo da mediana de PCP, a variação percentual foi aplicada, conforme equação (6) do Capítulo 3, a todos os ritmos e eletrodos para as comparações Silêncio x Volume 2 (Tabela 6-25) e Volume 1 x Volume 2, vide Tabela 6-26. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 6-25: Variação percentual de PCP das situações Silêncio x Volume 2, por ritmo e por eletrodo e a respectiva média, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	1.8553	8.4944	0.1971	9.6937	24.0015	18.7426	10.4974
Fp2	2.5432	11.7024	5.4893	0.5898	2.0922	1.4439	3.9768
F7	16.9001	35.1909	31.5744	40.0744	4.4557	10.1771	23.0621
F3	0.4432	1.4975	14.9268	13.6876	2.1036	18.332	8.4984
Fz	2.7771	8.9578	24.423	22.695	11.0731	5.2151	12.5235

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
F4	4.2471	11.5251	8.2158	1.4381	1.5179	0.161	4.5175
F8	7.3311	11.7053	35.0998	32.2698	12.4874	15.0236	18.9861
T3	9.9749	19.2018	27.5696	38.6501	37.5059	6.2851	23.1979
C3	2.4957	10.2603	15.1491	14.7835	8.3811	15.8556	11.1542
Cz	10.8636	18.0319	31.3057	29.839	41.687	31.0218	27.1248
C4	5.3313	8.8596	23.3378	24.5781	9.4231	10.2536	13.6305
P3	0.972	2.8336	2.48	0.303	4.6359	10.7715	3.666
Pz	3.6506	6.3908	17.89	11.6538	12.2666	12.9673	10.8031
P4	1.8993	2.1793	12.172	3.1925	17.695	20.052	9.5316
T6	2.7668	2.7879	22.4706	3.4354	7.0539	50.9894	14.9173
O1	1.3486	3.4128	3.4547	0.295	7.1473	11.0853	4.4572
Oz	3.5071	9.3752	10.5411	18.7435	5.7112	9.2795	9.5262
O2	2.1585	6.6166	3.6158	7.4571	0.1477	2.5359	3.7552
Média	4.5036	9.9457	16.1062	15.1877	11.6325	13.8995	

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 6-25, nota-se que o ritmo Alfa obteve uma variação média em torno de 16%, sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias baixas, em torno de 11%. No concerne, eletrodos, Cz assumiu a maior variação percentual 27.1248%.

Tabela 6-26: Variação percentual de PCP da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo e a respectiva média, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	4.73	0.17	0.66	9.77	14.21	3.0	5.4264
Fp2	7.66	23.11	1.08	8.78	8.79	0.78	8.3695
F7	1.07	0.80	3.92	4.03	5.71	7.01	3.7609
F3	2.82	10.58	1.07	8.32	3.43	4.29	5.0900
Fz	1.94	9.43	14.12	1.77	6.90	7.71	6.9856
F4	1.81	5.19	6.73	9.05	1.51	6.47	5.1291
F8	3.36	11.41	1.62	5.74	10.71	28.31	10.1945

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
T3	5.76	10.83	11.47	14.02	11.69	2.14	9.3243
C3	7.95	14.64	1.41	7.36	20.00	0.80	8.6969
Cz	5.13	5.48	20.77	21.99	15.46	11.95	13.4676
C4	3.15	9.14	0.22	3.33	7.25	14.34	6.2423
P3	7.93	18.57	17.60	2.62	7.71	0.49	9.1556
Pz	2.09	5.52	4.89	1.33	4.25	7.74	4.3084
P4	5.68	12.28	17.86	21.86	2.29	5.59	10.9317
T6	3.27	1.36	29.41	22.63	11.87	39.44	18.001
O1	8.40	20.32	8.84	3.58	11.77	1.65	9.0991
Oz	3.25	8.88	5.81	8.78	0.81	3.46	5.1708
O2	4.31	9.81	0.85	6.12	8.34	7.72	6.1972
Média	4.4649	9.8670	8.2457	8.9531	8.4878	8.4983	

Fonte: Elaborado pela autora.

Os ritmos apresentaram uma mesma faixa de variação, onde o maior valor de variação percentual encontrado foi para o ritmo Teta (9.8670 %) e a menor variação foi em Delta (4.4649 %). O mesmo pode ser observado para a análise de média por eletrodos, onde a maior variação está concentrada no eletrodo Cz com 13.4676%.

Os resultados do teste de Wilcoxon do Posto Sinalizado – com nível de significância de 5% - foi empregado nesta análise, vide Tabela 6-27, e com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar os resultados apenas da comparação Volume 1 x Volume 2. Cada ritmo analisado possuía 200 valores, sendo que cada um dos 20 eletrodos continha 10 valores referentes as épocas anteriormente selecionadas. Os *p-valores* < 0.05 indicam que as diferenças entre as amostras são significativas (\*), caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS), como se observa na Tabela 6-27.

Tabela 6-27: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2 por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fp2	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Fz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F8	NS	NS	NS	NS	NS	NS
T3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Cz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Pz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P4	NS	NS	*	NS	NS	NS
T6	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O1	NS	NS	NS	NS	NS	NS
Oz	NS	NS	NS	NS	NS	NS
O2	NS	NS	NS	NS	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Todas as amostras utilizadas no teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados deram não significativas, exceto o eletrodo P4 para o ritmo Alfa.

### 6.3.1.1 Regressão Linear

Em termos gerais, a regressão linear investiga a relação linear entre duas variáveis quaisquer X e Y. No contexto de sinais de EEG, será considerado que X e Y são sinais de EEG em situações diferentes. No teste F, para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:



- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ).

A análise de regressão por ritmos foi realizada, conforme equações (9) e (10), do Capítulo 3, para a comparação Silêncio x Volume 1, nessa análise é considerado os eletrodos isoladamente e os ritmos de interesse. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.
- Y: Valores de PCP da situação Volume 1.

Nas Tabelas 6-28 a 6-31 estão expostos os resultados obtidos por meio da análise de regressão linear para a comparação entre as situações Silêncio x Volume 1.

Tabela 6-28: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.1684	51.4474	0.2285
Fp2	NS	0.0301	75.7167	-0.0533
F7	NS	0.4043	39.2782	0.3755
F3	NS	0.2398	84.4409	-0.2798
Fz	NS	0.1654	54.6957	0.2124
F4	NS	0.4404	22.6192	0.6942
F8	NS	0.0716	80.8996	-0.0669
T3	NS	0.4242	101.2124	-0.3327
C3	NS	0.1005	71.4152	0.0927
Cz	NS	0.1734	90.7625	-0.2753
C4	NS	0.0033	72.2607	-0.0031
P3	NS	0.1585	94.2650	-0.2226
Pz	NS	0.2927	88.6307	-0.1948
P4	NS	0.0580	79.0542	-0.1132
T6	NS	0.1926	83.2645	-0.2072
O1	NS	0.1974	99.8216	-0.2961
Oz	*	0.6568	108.9220	-0.5462
O2	NS	0.2426	62.0792	0.1492

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-28, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo Oz, onde para esse pode-se concluir que o Volume 1 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 6-29: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.2816	12.3364	0.1494
Fp2	NS	0.1645	8.7989	0.3206
F7	NS	0.4232	13.4317	0.3216
F3	NS	0.2447	24.2372	-0.1801
Fz	NS	0.0954	17.0159	0.1132
F4	NS	0.4787	2.3305	0.9216
F8	NS	0.4925	7.2007	0.4677
T3	NS	0.5044	18.2150	-0.3462
C3	NS	0.1265	12.7494	0.0627
Cz	NS	0.2448	21.6960	-0.2954
C4	NS	0.0432	21.8417	-0.0644
P3	NS	0.4456	21.1377	-0.3561
Pz	NS	0.2557	15.6406	-0.0885
P4	NS	0.0261	15.7708	0.0612
T6	NS	0.2876	17.6184	-0.2655
O1	*	0.6598	-3.8164	1.0451
Oz	NS	0.5977	24.3680	-0.4728
O2	NS	0.1002	13.6954	0.0583

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-29, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo O1, onde para esse pode-se concluir que o Volume 1 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ).

Tabela 6-30: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.0121	2.3377	0.0126
Fp2	NS	0.5070	3.4489	-0.5431
F7	NS	0.2702	1.6373	0.4651
F3	NS	0.2209	2.2347	-0.0525
Fz	NS	0.4060	-0.1298	0.8793
F4	NS	0.2160	1.4998	0.2666
F8	NS	0.3334	1.1889	0.2935
T3	NS	0.1319	2.1477	-0.1190
C3	NS	0.0454	1.7261	-0.0333
Cz	NS	0.3848	0.8299	0.3814
C4	NS	0.4217	0.7931	0.5538
P3	NS	0.1399	1.5022	0.0965
Pz	NS	0.0008	1.8794	-0.0009
P4	NS	0.0754	1.9580	0.0711
T6	*	0.7603	1.0645	0.5840
O1	NS	0.1047	1.5484	0.0721
Oz	*	0.6413	3.0131	-0.3986
O2	NS	0.0530	1.8672	0.0384

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-30, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os eletrodos T6 e Oz, onde, para esses, pode-se concluir que o Volume 1 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 6-31: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Volume 1, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.0648	0.3895	-0.1655
Fp2	NS	0.3461	0.3730	-0.3037
F7	NS	0.1251	0.4403	-0.2040
F3	NS	0.4016	0.2477	-0.0493
Fz	*	0.6623	0.0815	0.5799
F4	NS	0.1821	0.1840	0.2815
F8	NS	0.0138	0.2707	0.0503
T3	NS	0.0077	0.2729	-0.0020
C3	NS	0.0867	0.2232	-0.0785
Cz	NS	0.2632	0.1845	1.2093
C4	*	0.7018	0.0841	0.5933
P3	NS	0.1031	0.2570	-0.0677
Pz	NS	0.2993	0.1534	0.2673
P4	NS	0.2238	0.2572	-0.0792
T6	NS	0.5676	0.2119	0.0738
O1	NS	0.1267	0.2507	-0.0738
Oz	NS	0.1243	0.4641	-0.7093
O2	NS	0.4050	0.4391	-0.9792

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-31, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os eletrodos Fz e C4, onde, para esses, pode-se concluir que o Volume 1 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Em relação a comparação Silêncio x Volume 2, tem-se que:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.
- Y: Valores de PCP da situação Volume 2.

Os  $p\text{-valores} < 0.05$  indicam que as diferenças entre as amostras são significativas (\*), caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS). Nas Tabelas 6-32 a 6-34 estão expostos os resultados obtidos por meio da análise de regressão linear para a comparação entre as situações Silêncio x Volume 2.

Tabela 6-32: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.1862	5.2062	0.1778
Fp2	NS	0.017	5.3803	-0.0533
F7	*	0.7639	3.8466	0.5215
F3	NS	0.1060	6.3055	-0.1028
Fz	NS	0.3726	0.0928	0.6563
F4	NS	0.4073	7.5820	-0.3562
F8	NS	0.0342	4.2330	0.0269
T3	NS	0.5373	2.8776	0.7144
C3	NS	0.1542	3.9114	0.1279
Cz	*	0.7075	-3.5638	1.3512
C4	NS	0.2757	5.7821	-0.2783
P3	NS	0.1595	3.9370	0.1272
Pz	NS	0.0365	3.8573	0.0293
P4	NS	0.3501	5.6285	-0.3563
T6	NS	0.1406	5.0080	-0.1583
O1	NS	0.1706	3.8967	0.1367
Oz	NS	0.0713	4.0550	0.0520
O2	NS	43.69	7.5091	-0.6354

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-32, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os eletrodos F7 e Cz, onde para esse pode-se concluir que o Volume 2 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ).

Tabela 6-33: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.5472	3.3156	-0.4023
Fp2	NS	0.4183	0.4297	0.8723
F7	NS	0.3173	1.8002	0.1843
F3	NS	0.2176	2.0599	0.0808
Fz	NS	0.4797	0.3012	0.6340
F4	NS	0.1764	2.6679	-0.2134
F8	NS	0.0983	2.9844	-0.1638
T3	NS	0.4004	1.5121	0.5946
C3	NS	0.2441	2.1595	0.0779
Cz	NS	0.3150	-1.0074	1.4392
C4	NS	0.0060	2.0542	0.0061
P3	*	0.7114	0.3463	0.9120
Pz	NS	0.4451	1.0415	0.3353
P4	NS	0.0937	1.9762	0.1087
T6	NS	0.1493	2.9616	-0.1132
O1	*	0.7285	0.3501	0.9034
Oz	NS	0.5010	2.4942	-0.2952
O2	NS	0.2390	1.9259	0.1104

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-33, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os eletrodos P3 e O1, onde, para esse, pode-se concluir que o Volume 2 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 6-34: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Volume 2, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.0083	0.2731	-0.0097
Fp2	*	0.8931	-0.3340	2.6816
F7	NS	0.2174	0.1885	-0.0319
F3	NS	0.0332	0.2089	-0.0031
Fz	NS	0.2024	0.2103	0.1010
F4	NS	0.1579	0.1986	0.4247
F8	NS	0.6881	1.8527	-5.7734
T3	*	0.7662	0.1122	0.1989
C3	NS	0.1841	0.9194	-1.5163
Cz	NS	0.1313	0.4482	0.6052
C4	NS	0.1429	0.2545	-0.0665
P3	*	0.9211	-0.0660	1.4550
Pz	NS	0.5328	0.0544	0.6849
P4	NS	0.2410	0.3637	-0.1767
T6	NS	0.1391	0.5698	-0.2379
O1	*	0.9128	-0.0390	1.3263
Oz	*	0.7351	0.3584	-0.6579
O2	NS	0.0597	0.3516	-0.1091

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-34, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , para os eletrodos Fp2, T3, P3, O1 e Oz, onde, para esses, pode-se concluir que o Volume 2 varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Em relação a comparação Volume 1 x Volume 2, tem-se que:

- X: Valores de PCP da situação Volume 1.
- Y: Valores de PCP da situação Volume 2.

Os  $p\text{-valores} < 0.05$  indicam que as diferenças entre as amostras são significativas (\*), caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS). Nas Tabelas 6-35 e 6-36 estão expostos os resultados obtidos por meio da análise de regressão linear para a comparação entre as situações Volume 1 x Volume 2.

Tabela 6-35: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Volume 1 x Volume 2, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.3059	4.4620	0.2056
Fp2	NS	0.0752	4.3836	0.0496
F7	NS	0.0476	5.8851	-0.0391
F3	NS	0.1315	4.3390	0.1293
Fz	NS	0.1884	3.2461	0.1335
F4	NS	0.2040	5.9834	-0.1935
F8	*	0.6539	1.6990	0.7290
T3	NS	0.0152	4.9535	0.0212
C3	NS	0.0270	4.5065	-0.0272
Cz	NS	0.1526	3.9704	-0.1059
C4	NS	0.3055	5.1156	-0.2207
P3	*	0.6359	2.9891	0.4638
Pz	NS	0.0241	3.9464	0.0130
P4	*	0.8203	0.5723	0.6558
T6	NS	0.3655	5.0531	-0.3377
O1	NS	0.5988	3.1202	0.4080
Oz	NS	0.2654	2.8494	0.3498
O2	NS	0.0929	4.6504	-0.0833

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-35, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , para os eletrodos F8, P3 e P4, onde, para esses, conclui-se que o Volume 2 varia de acordo com o Volume 1, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ).

Tabela 6-36: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Volume 1 x Volume 2, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.3256	4.5312	0.2881
Fp2	NS	0.2815	4.1569	0.1938
F7	NS	0.0763	6.0910	-0.0933
F3	NS	0.5075	3.1794	0.5197
Fz	NS	0.1628	3.4769	0.1214
F4	NS	0.2508	6.1341	-0.2424
F8	NS	0.5889	1.9870	0.6092
T3	NS	0.0367	4.7278	0.0490
C3	NS	0.0242	4.5404	0.0213
Cz	NS	0.0857	4.1183	-0.0707
C4	NS	0.1307	4.6111	-0.0801
P3	NS	0.4903	3.0553	0.3801
Pz	NS	0.2466	3.2997	0.1948
P4	*	0.8047	0.6543	0.6859
T6	NS	0.5326	6.9512	-0.5024
O1	NS	0.4882	3.0971	0.3647
Oz	NS	0.0962	4.7260	-0.1110
O2	NS	0.1246	5.0284	-0.1290

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 6-36, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo P4, onde, para esse, pode-se concluir que o Volume 2 varia de acordo com o Volume 1, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

### 6.3.2 PPN

Nesta seção, o PPN será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Clínicos, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Volume 1 e Volume 2. Após a análise de PPN, conforme equação (5) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores), portanto, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana e desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 6-37.

Tabela 6-37: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Ritmos	Silêncio	Volume 1	Volume 2
Fz	Clínicos	9,28 $\pm$ 3,30	9,36 $\pm$ 2,69	10,03 $\pm$ 4,01
	Gama	1,03 $\pm$ 0,33	0,98 $\pm$ 0,29	0,98 $\pm$ 0,30
	Supergama	0,45 $\pm$ 0,03	0,50 $\pm$ 0,03	0,41 $\pm$ 0,03
Cz	Clínicos	9,33 $\pm$ 4,03	9,33 $\pm$ 3,72	9,63 $\pm$ 4,66
	Gama	1,02 $\pm$ 0,26	0,98 $\pm$ 0,26	0,95 $\pm$ 0,23
	Supergama	0,44 $\pm$ 0,03	0,52 $\pm$ 0,03	0,44 $\pm$ 0,03
Pz	Clínicos	9,84 $\pm$ 4,27	9,15 $\pm$ 3,85	8,08 $\pm$ 2,22
	Gama	1,01 $\pm$ 0,26	1,02 $\pm$ 0,27	0,94 $\pm$ 0,22
	Supergama	0,45 $\pm$ 0,03	0,48 $\pm$ 0,03	0,51 $\pm$ 0,03
Oz	Clínicos	9,44 $\pm$ 4,31	8,81 $\pm$ 4,97	7,47 $\pm$ 3,52
	Gama	0,98 $\pm$ 0,23	1,02 $\pm$ 0,26	0,95 $\pm$ 0,20
	Supergama	0,46 $\pm$ 0,03	0,49 $\pm$ 0,04	0,53 $\pm$ 0,02

Fonte: Elaborado pela autora.

A situação Silêncio teve destaque por possuir medianas elevadas quando comparada às outras situações para o ritmo Gama nas regiões frontal e central e nos ritmos Clínicos nas regiões parietal e occipital. O Volume 1 se destacou no ritmo Gama nas regiões parietal e occipital, e em Supergama nas regiões frontal e central, por fim, a situação Volume 2 obteve medianas superiores às demais situações nos ritmos Clínicos nas regiões frontal e central e em

Supergama para regiões parietal e occipital. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem dispersão moderada ( $0.3 < CV < 0.5$ ).

O teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Volume 1 x Volume 2 – escolhida de forma experimental dentre as demais. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 4-5 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças. O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 6-38: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo.

	Clínico	Gama	Supergama
Fp1	*	NS	NS
Fp2	*	*	*
F7	*	*	*
F3	NS	*	NS
Fz	NS	*	NS
F4	NS	*	NS
F8	*	*	NS
T3	*	*	*
C3	*	*	NS
Cz	*	*	*
C4	NS	*	NS
P3	*	*	*
Pz	*	*	*
P4	*	*	*
T6	*	*	*
O1	*	*	*
Oz	*	*	NS
O2	*	*	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.



O ritmo Gama apresentou amostras com diferenças significativas em todos os eletrodos exceto em Fp2. Os ritmos Clínicos obtiveram no total 16 eletrodos com resultados significativos, e por fim, Supergama com 12 eletrodos com amostras significativas.

### 6.3.3 Coerência

Os resultados do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana para o quantificador Coerência, equação (3) do Capítulo 3, sintetizaram um conjunto de 160 amostras contida em cada ritmo, onde cada um dos oito pares de eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas selecionadas. Na Tabela 6-39 estão dispostos os valores resultantes do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana, onde cada região cerebral está representada por um par de eletrodo: F7-F8, C3-C4, P3-P4 e O1-O2. A região temporal não foi analisada devido a remoção dos eletrodos T4 e T5 devido ao alto índice de artefatos ruidosos.

Tabela 6-39: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
F7-F8	Sil.	$0.33 \pm 0.21$	$0.11 \pm 0.13$	$0.07 \pm 0.10$	$0.12 \pm 0.14$	$0.15 \pm 0.16$	$0.16 \pm 0.16$
	V1	$0.50 \pm 0.17$	$0.09 \pm 0.11$	$0.10 \pm 0.12$	$0.11 \pm 0.11$	$0.17 \pm 0.15$	$0.22 \pm 0.16$
	V2	$0.34 \pm 0.30$	$0.14 \pm 0.18$	$0.08 \pm 0.11$	$0.11 \pm 0.14$	$0.14 \pm 0.15$	$0.16 \pm 0.14$
C3-C4	Sil.	$0.20 \pm 0.29$	$0.26 \pm 0.17$	$0.15 \pm 0.13$	$0.25 \pm 0.17$	$0.45 \pm 0.21$	$0.45 \pm 0.17$
	V1	$0.35 \pm 0.28$	$0.30 \pm 0.17$	$0.21 \pm 0.19$	$0.29 \pm 0.16$	$0.45 \pm 0.21$	$0.46 \pm 0.16$
	V2	$0.25 \pm 0.27$	$0.28 \pm 0.18$	$0.27 \pm 0.17$	$0.29 \pm 0.17$	$0.45 \pm 0.21$	$0.47 \pm 0.21$
P3-P4	Sil.	$0.21 \pm 0.28$	$0.33 \pm 0.19$	$0.18 \pm 0.14$	$0.28 \pm 0.17$	$0.39 \pm 0.19$	$0.37 \pm 0.17$
	V1	$0.42 \pm 0.19$	$0.35 \pm 0.19$	$0.25 \pm 0.17$	$0.24 \pm 0.16$	$0.42 \pm 0.21$	$0.39 \pm 0.16$
	V2	$0.33 \pm 0.31$	$0.27 \pm 0.15$	$0.24 \pm 0.23$	$0.19 \pm 0.17$	$0.40 \pm 0.20$	$0.40 \pm 0.17$
O1-O2	Sil.	$0.28 \pm 0.28$	$0.29 \pm 0.18$	$0.17 \pm 0.16$	$0.19 \pm 0.17$	$0.37 \pm 0.19$	$0.36 \pm 0.18$
	V1	$0.36 \pm 0.29$	$0.25 \pm 0.19$	$0.24 \pm 0.16$	$0.28 \pm 0.17$	$0.44 \pm 0.20$	$0.42 \pm 0.16$
	V2	$0.55 \pm 0.32$	$0.18 \pm 0.20$	$0.23 \pm 0.13$	$0.26 \pm 0.19$	$0.45 \pm 0.20$	$0.46 \pm 0.18$

Abreviações: Sit.: Situações, Sil.: Silêncio; V1: Volume 1; V2: Volume 2.

Fonte: Elaborado pela autora.

De forma geral, o ritmo Delta apresentou medianas mais elevada. As medianas de Teta, Alfa e Beta, se mantêm de forma parecida em quase todas as situações, sendo esses valores os menores dentre todos os ritmos, e Gama e Supergama tiveram as maiores medianas, após o ritmo Delta.

Em particular, a situação Silêncio possui as menores medianas, quando se compara às outras situações, nos ritmos Delta, Alfa, Gama e Supergama, para todos os pares de eletrodos;

em uma mesma análise, porém, em relação as medianas elevadas, nota-se que apenas o Volume 2 no ritmo Supergama apresenta esse fato para todos os pares de eletrodos. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem alta dispersão, informação essa que pode ser comprovada pelo coeficiente de variação, sendo esse superior a  $CV > 0.5$  em todos os casos, deste modo, os dados da Tabela 6-39 não são uniformemente distribuídos.

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5% -, porém, elegeu-se, de forma experimental, apenas a comparação Volume 1 x Volume 2 para ser representada neste documento. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 6-40 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças (NS).

Tabela 6-40: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Volume 1 x Volume 2, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	*	NS	NS	NS	NS	NS
F7-F8	NS	*	NS	NS	*	*
F3-F4	*	NS	NS	NS	*	NS
C3-C4	NS	NS	NS	NS	NS	NS
P3-P4	NS	NS	NS	NS	*	NS
O1-O2	NS	NS	NS	NS	NS	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

De forma geral, as amostras não foram significativas, principalmente, em Alfa e Beta, onde nenhum par de eletrodo apresentou  $p\text{-valores} < 0.05$ . Gama foi o único ritmo com diferenças significativas em três pares de eletrodos (F7-F8, F3-F4 e P3-P4).

### 6.3.4 VPC

Como o quantificador VPC é obtido através do desvio padrão dos valores de PCP e não há como realizar nenhum cálculo descritivo com seus valores e nem realizar nenhum tipo de teste de comparação devido à baixa quantidade de amostras (120 valores, sendo 20 valores por ritmo), optou por apresentar os valores brutos desse quantificador para cada situação aqui analisada, deste modo, na Tabela 6-41 estão apresentados os valores advindos do cálculo de

VPC, conforme equação (4), do Capítulo 3, de todos os eletrodos centrais; cada linha de cada eletrodo refere-se a uma situação analisada.

Tabela 6-41: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	Sil.	17.0771	15.1885	1.1816	1.2156	0.4327	0.0894
	V1	21.5672	18.1268	3.1568	2.8216	0.9379	0.0723
	V2	16.3005	13.8377	2.3235	2.2386	0.6478	0.1738
Cz	Sil.	11.6016	9.8511	1.4608	1.2502	1.0016	0.3983
	V1	18.2189	11.6312	3.0579	2.8921	0.9649	0.0787
	V2	12.0018	5.5754	2.1273	2.3708	4.7007	1.7306
Pz	Sil.	8.3042	4.5251	2.2357	2.1562	0.8811	0.291
	V1	15.9826	10.3966	2.559	2.6165	0.82	0.0951
	V2	10.0598	6.2111	2.0624	2.1703	0.9981	0.3862
Oz	Sil.	13.6601	8.4356	3.1117	2.9488	0.9423	0.1543
	V1	8.4459	4.8995	2.0089	1.8419	0.6609	0.0632
	V2	6.2261	5.4379	1.9294	2.065	0.4312	0.2989

Abreviações: Sit.: Situações, Sil.: Silêncio; V1: Volume 1; V2: Volume 2.

Fonte: Elaborado pela autora.

Volume 1 apresentou valores elevados de VPC, quando comparado com às demais situações, para os ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta em todas as regiões, exceto occipital. Aplicando a mesma análise para a situação Volume 2, nota-se que essa se sobressai das demais apenas no ritmo Supergama e em todas as regiões. Não foi observado o mesmo tipo de padrão para a situação Silêncio.

### 6.3.5 Discussões

No concerne medianas de PCP, em específico para o ritmo Supergama, os valores do Volume 1 e Volume 2 são maiores do que quando comparadas com a situação Silêncio, sendo que o Volume 1 teve valores levemente maiores do que o Volume 2. No que se trata dos resultados do teste de comparação, é notório que a análise “Silêncio x Volume 2” obteve a maior quantidade de *p-valores* significativos sendo que esses estavam concentrados nos ritmos clínicos – Delta a Beta.

Os resultados análise de variação percentual, mostrou que a situação Silêncio x Volume 2 teve uma maior variação média de 22% nos ritmos Alfa e Beta, seguido do ritmo Supergama com 21%; as regiões cerebrais temporal e a central foram aquelas com maiores variações médias, 19% e 17%, respectivamente. Os resultados da variação entre volumes, os ritmos Teta

e Beta receberam destaque dos demais com uma variação média de 17%, seguido dos ritmos Alfa e Gama, 16%. As regiões com maiores variações continuam as mesmas da comparação anterior, porém o valor dessa variação média é menor, sendo de 14% para a região temporal e 10% para região central.

Em relação a PPN, os maiores valores de mediana se encontram na situação Volume 1, principalmente, para os ritmos Gama e Supergama; o teste de comparação mostrou que a situação Volume 1 x Volume 2 teve um maior número de diferenças significativas, seguida da comparação Silêncio x Volume 1.

Em comum acordo ao apresentado para os quantificadores PCP e PPN, Coerência mostra por meio da estatística descritiva que a situação Volume 1 alcançou maiores medianas, porém, ao contrário do que foi observado em PCP e PPN, todos os ritmos obtiveram valores elevados de mediana nessa situação. Quanto ao teste de comparação, o mesmo encontrado em PPN foi observado em Coerência, ou seja, a situação Silêncio x Volume 1 foi aquela com uma maior quantidade de diferenças significativas.

### 6.3.6 Considerações finais

As medianas de todos os quantificadores foram maiores para a situação Volume 1, principalmente para os ritmos Gama e Supergama, sendo mais visível em Supergama; Coerência foi o único quantificador que o Volume 1 obteve as maiores medianas para todos os ritmos. Os resultados do teste de comparação foram divergentes para cada quantificador, sendo que em PCP a comparação com mais diferenças significativas foi Silêncio x Volume 2; PPN Volume 1 x Volume 2; e Coerência Silêncio x Volume 1, porém, para todos os quantificadores as diferenças observadas em qualquer que seja a comparação, ocorreram apenas em eletrodos pontuais.

Quanto a variação percentual, o maior média de variação está na situação em que se compara o Silêncio com o Volume 2 para os ritmos Alfa, Beta e Supergama, com variações médias iguais a 22%, 22% e 21%, respectivamente, e as regiões onde houve mais variações foram: temporal (19%) e central 17%. Já quando se analisa a variação entre volumes, esses valores são menores, sendo iguais a 17% de variação média para os ritmos Teta e Beta e 16% para os ritmos Alfa e Gama, para as regiões cerebrais essa variação também tende a diminuir,

---

porém as regiões afetadas são as mesmas da comparação Silêncio x Volume 2, sendo a região temporal com uma variação de 14% e a central com uma variação de 10%.

A análise de regressão linear, a situação “Silêncio x Volume 2” foi aquela que se destacou das demais, sendo que essa obteve elevados valores de correlação – em média 80% -, principalmente, nos ritmos Beta, Gama e Supergama, para todas as regiões, exceto frontal. A situação entre volumes foi aquela que apresentou menores valores de correlação, exceto para a região parietal para o ritmo Alfa.

Esse achado pode ser uma hipótese de que não há diferença – significativa - quando se refere ao volume empregado a estimulação musical, observa-se que existe uma variação percentual, mas essa tende a ser menor quando compara uma estimulação com um determinado volume com uma situação em silêncio.

# Capítulo 7

## ANÁLISE DO REGISTRO DE MORTE ENCEFÁLICA

---

*Neste capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos no processamento dos dados realizados no registro de morte encefálica, bem como discussões e conclusões.*

### 7.1 Introdução

O registro deste capítulo foi gravado no mesmo paciente discutido no Capítulo 6, Seção II, de plg 12001, porém, o registro aqui analisado neste Capítulo foi coletado quando esse paciente recebeu o diagnóstico de morte encefálica, plg 12301, e cuja as informações remetidas a ele estão descritas no Capítulo 3, no item 3.1.2 Quadro 3-1. Deste modo, o sinal foi gravado à 600 Hz, onde foram realizados os protocolos de morte encefálica, por isso o registro foi realizado com agulhas. Neste paciente foram gravados 2 minutos iniciais de silêncio com filtro Notch, 2 minutos seguintes também em silêncio, porém, sem o filtro Notch, 2 minutos de estimulação musical com Mozart a um volume de 50%, e por fim um minuto de silêncio após a estimulação.

O paciente possuía uma lesão hiperdensa extensa em região frontal profunda esquerda com efeito de massa importante e inundação ventricular bilateral. Neste capítulo são apresentados os valores de mediana e desvio padrão da mediana, bem como resultados do teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados e análise de regressão linear, para os quantificadores PCP, PPN, Coerência e VPC. As situações analisadas foram: Silêncio, Estimulação, Silêncio Pós Estimulação.

## 7.2 PCP

Nesta seção, o PCP do EEG do paciente 12301, será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Estimulação e Silêncio Pós Estimulação. Após a análise de PCP ter sido concluída, conforme equações (1) e (2) do Capítulo 3, cada ritmo possuía um tamanho amostral de 200 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas anteriormente selecionadas pelo neurologista, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 7-1.

Tabela 7-1: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	Sil.	66.40 $\pm$ 23.22	12.01 $\pm$ 5.90	3.80 $\pm$ 2.11	5.14 $\pm$ 2.11	1.94 $\pm$ 7.90	2.11 $\pm$ 34.52
	Est.	4.01 $\pm$ 15.81	1.57 $\pm$ 4.13	0.83 $\pm$ 1.14	0.76 $\pm$ 46.01	85.40 $\pm$ 49.64	0.13 $\pm$ 0.10
	SPE	2.96 $\pm$ 12.13	0.76 $\pm$ 2.90	0.65 $\pm$ 0.55	93.28 $\pm$ 15.56	1.72 $\pm$ 0.71	0.16 $\pm$ 0.06
Cz	Sil.	59.76 $\pm$ 29.35	8.49 $\pm$ 7.04	4.38 $\pm$ 3.59	6.17 $\pm$ 3.76	2.67 $\pm$ 21.68	3.21 $\pm$ 31.77
	Est.	8.90 $\pm$ 23.53	1.43 $\pm$ 6.12	1.11 $\pm$ 1.56	1.39 $\pm$ 39.43	68.32 $\pm$ 45.31	0.21 $\pm$ 0.11
	SPE	9.93 $\pm$ 13.57	1.93 $\pm$ 2.61	1.47 $\pm$ 0.94	83.41 $\pm$ 16.79	2.52 $\pm$ 1.15	0.18 $\pm$ 0.09
Pz	Sil.	68.06 $\pm$ 23.71	16.34 $\pm$ 7.06	4.82 $\pm$ 1.69	5.99 $\pm$ 3.52	2.56 $\pm$ 11.05	0.83 $\pm$ 28.59
	Est.	12.83 $\pm$ 22.17	2.54 $\pm$ 6.62	1.36 $\pm$ 1.63	1.86 $\pm$ 33.33	65.64 $\pm$ 44.30	0.35 $\pm$ 0.41
	SPE	11.42 $\pm$ 21.51	2.97 $\pm$ 4.94	1.26 $\pm$ 1.74	78.61 $\pm$ 27.16	3.63 $\pm$ 1.27	0.23 $\pm$ 0.07
Oz	Sil.	63.01 $\pm$ 24.37	17.19 $\pm$ 7.54	5.63 $\pm$ 2.12	5.51 $\pm$ 2.30	2.69 $\pm$ 7.49	1.74 $\pm$ 32.99
	Est.	20.29 $\pm$ 18.49	5.30 $\pm$ 4.69	1.59 $\pm$ 1.64	3.48 $\pm$ 32.82	57.91 $\pm$ 38.06	0.79 $\pm$ 0.84
	SPE	9.42 $\pm$ 18.42	4.62 $\pm$ 3.51	2.72 $\pm$ 2.05	72.70 $\pm$ 20.83	8.51 $\pm$ 1.54	0.64 $\pm$ 0.24

Abreviações: Sit.: Situações, Sil. Silêncio; Est.: Estimulação; SPE: Silêncio Pós Estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se na Tabela 7-1 que a situação Silêncio Pós Estimulação apresentou as menores medianas independente do ritmo ou região cerebral em análise. Os ritmos lentos (Delta e Teta) possuem as medianas mais elevadas apenas para a situação Silêncio. As medianas de Alfa se mantêm similares para quase todas as situações, sendo maiores para a situação Silêncio, Beta apresentou valores elevados na situação Silêncio Pós Estimulação. O ritmo Gama, também, apontou medianas altas, porém, para a situação Estimulação; Supergama teve os menores valores, especialmente para as situações Estimulação e Silêncio Pós Estimulação. No quesito desvio padrão, nota-se que os dados possuem dispersão moderada ( $0.3 < CV < 0.5$ ).

Após o término do cálculo da mediana de PCP, a variação percentual foi aplicada, conforme equação (6) do Capítulo 3, a todos os ritmos e eletrodos para as comparações Silêncio x Estimulação (Tabela 7-2) e Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, vide Tabela 7-3. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 7-2: Variação percentual de PCP para a comparação Silêncio x Estimulação e a respectiva média por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	63.49	68.79	48.88	56.22	100	33.03	61.7392
Fp2	23.45	21.13	8.21	21.66	100	0.51	29.1617
F7	52.23	34.67	33.91	10.01	100	3.39	39.0401
F3	62.25	57.78	59.01	67.73	100	96.69	73.9126
Fz	72.53	56.23	52.63	70.19	100	23.42	62.5030
F4	54.63	10.84	9.93	6.59	100	0.73	30.4575
F8	69.41	78.41	63.72	77.31	100	64.89	75.6271
T3	34.73	3.50	35.53	28.89	100	1.43	34.0171
C3	76.20	61.36	58.74	57.45	100	30.58	64.0596
Cz	59.12	38.03	58.09	76.61	100	35.51	61.2307
C4	62.76	70.03	63.08	52.03	100	16.81	60.7891
T4	57.28	47.32	37.08	22.25	100	2.51	44.4093
T5	26.85	3.27	1.86	5.83	96.6	1.41	22.6399
P3	67.33	65.82	55.95	77.15	100	29.90	66.0294



	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Pz	64.21	74.39	61.31	66.14	100	5.65	61.952
P4	66.85	75.67	68.33	69.43	100	25.70	67.6676
T6	55.11	14.82	0.14	5.73	100	2.29	29.6838
O1	56.11	62.21	60.40	61.55	100	8.59	58.1479
Oz	49.66	64.09	71.68	32.53	100	11.31	54.8824
O2	62.67	69.54	80.89	83.64	100	55.41	75.3627
Média	56.8487	48.8996	46.4729	47.4509	99.83	22.4917	

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 7-2, nota-se que o ritmo Gama obteve uma variação média de 99.83%, sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias elevadas, em torno de 47%, exceto o ritmo Supergama, sendo que esse logrou a menor variação percentual média, 22.4917%. No concerne, eletrodos, F8 e O2 assumiram as maiores variações percentuais 75.6271% e 75.3627%, respectivamente.

Tabela 7-3: Variação percentual de PCP para a comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação e a respectiva média por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	2.75	2.26	10.56	100	75.03	3.77	32.398
Fp2	35.52	40.21	56.88	100	13.52	2.77	41.488
F7	27.74	15.89	23.67	100	48.85	0.82	36.165
F3	1.05	1.61	14.59	100	96.86	10.61	37.456
Fz	2.16	4.27	3.49	100	88.53	4.56	33.838
F4	5.87	17.44	1.01	100	30.78	1.58	26.117
F8	0.59	2.03	7.05	100	93.67	24.02	37.897
T3	16.14	19.47	16.71	100	31.31	0.97	30.770
C3	0.81	3.93	7.92	100	85.50	4.46	33.772
Cz	2.14	2.61	6.88	100	69.62	4.06	30.886
C4	7.12	0.83	1.01	100	62.61	6.79	29.729
T4	18.44	8.76	4.65	100	54.55	24.44	35.145
T5	17.46	8.63	11.39	100	3.90	0.45	23.642

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
P3	4.62	6.08	0.52	100	91.98	1.64	34.144
Pz	2.91	2.25	1.88	100	65.61	15.20	31.311
P4	7.49	5.04	2.48	100	83.28	10.78	34.851
T6	16.47	3.11	20.21	100	42.27	10.87	32.158
O1	17.03	17.27	9.57	100	63.14	1.62	34.775
Oz	22.47	3.53	21.59	100	52.26	19.04	36.487
O2	4.03	5.38	5.23	100	98.16	2.41	35.871
Média	10.6445	8.5346	11.3643	100	62.5762	7.5475	

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 7-3, nota-se que o ritmo Beta obteve uma variação média de 100%, alcançando a variação máxima e sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias baixas, em torno de 9%, exceto o ritmo Gama, sendo que esse logrou a segunda maior variação percentual média, 62.5762%. No concerne, eletrodos, Fp2 assumiu a maior variação percentual 41.488%.

Os resultados do teste de comparação de Wilcoxon do Posto Sinalizado – com nível de significância de 5% - foi empregado nesta análise, vide Tabela 7-4, e com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar os resultados apenas da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação. Cada ritmo analisado possuía 200 valores, sendo que cada um dos 20 eletrodos continha 10 valores referentes as épocas anteriormente selecionadas. Os *p-valores* < 0.05 indicam que as diferenças entre as amostras são significativas, caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS). As diferenças que se mostraram significativas foram identificadas com sinal (\*), na Tabela 7-4.

Tabela 7-4: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	NS	NS	NS	*	*	NS
Fp2	*	*	*	*	*	NS
F7	NS	NS	NS	*	NS	NS
F3	NS	NS	NS	*	*	*

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fz	NS	NS	NS	*	*	NS
F4	NS	NS	NS	*	*	NS
F8	NS	NS	NS	*	*	*
T3	NS	NS	NS	*	*	NS
C3	NS	NS	NS	*	*	NS
Cz	NS	NS	NS	*	*	NS
C4	NS	NS	NS	*	*	NS
T4	NS	NS	NS	*	*	*
T5	NS	NS	NS	*	*	NS
P3	NS	NS	NS	*	*	NS
Pz	NS	NS	NS	*	*	*
P4	NS	NS	NS	*	*	NS
T6	NS	NS	NS	*	*	NS
O1	NS	NS	NS	*	*	NS
Oz	NS	NS	NS	*	*	NS
O2	NS	NS	NS	*	*	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Os ritmos Beta e Gama tiveram um maior número de diferenças significativas, sendo Beta o ritmo com mais diferenças, onde todos os eletrodos possuíam amostras significativas, Gama só não apresentou amostras com valores significativos em um eletrodo F7. Em contrapartida, Delta, Teta e Alfa foram os únicos ritmos que apresentaram diferença significativa apenas no eletrodo Fp2. Coincidentemente, Fp2 foi o único eletrodo que apresentou diferenças para cinco dos seis ritmos, não tendo valor significativo apenas em Supergama.

### 7.2.1 Regressão Linear – Ritmos

Em termos gerais, a regressão linear investiga a relação linear entre duas variáveis quaisquer X e Y. No contexto de sinais de EEG, será considerado que X e Y são sinais de EEG em situações diferentes. No teste F, para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ).

A análise de regressão por ritmos foi realizada, conforme equações (9) e (10), do Capítulo 3, para a comparação Silêncio x Estimulação, nessa análise não é considerado os eletrodos isoladamente, apenas os ritmos de interesse. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.
- Y: Valores de PCP da situação Estimulação.

Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 7-5.

Tabela 7-5: Regressão linear da comparação Silêncio x Estimulação, por ritmos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Delta	*	0.7285	-84.9212	1.5385
Teta	NS	0.2589	-0.8399	0.3940
Alfa	NS	0.0998	1.1143	0.1289
Beta	NS	-0.2628	4.0155	-0.3492
Gama	*	0.5263	18.4601	18.2683
Supergama	NS	-0.2681	0.4011	-0.0250

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-5, o modelo foi significativo de acordo referente com o teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ , apenas para os ritmos Delta e Gama, portanto, conclui-se que, para esses ritmos, a Estimulação (variável Y) varia com o Silêncio (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é forte ( $r < 0.6$ ), apenas para o ritmo Delta.

Para a comparação Silêncio x Silêncio pós Estimulação, as variáveis analisadas são:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.

- Y: Valores de PCP da situação Silêncio pós estimulação.
- Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 7-6.

Tabela 7-6: Regressão linear da comparação Silêncio x Silêncio Pós Estimulação, por ritmos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Delta	*	0.7006	-79.5275	1.4011
Teta	NS	0.2844	-2.3456	0.4176
Alfa	NS	-0.0770	1.9952	-0.0738
Beta	*	0.5264	23.9036	10.2879
Gama	NS	0.0170	3.5592	0.0511
Supergama	NS	-0.3884	0.3824	-0.0361

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-6, o modelo foi significativo de acordo referente com o teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ , apenas para os ritmos Delta e Beta, portanto, conclui-se que, para esses ritmos, o Silêncio pós estimulação (variável Y) varia com o Silêncio (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é forte ( $r < 0.6$ ), apenas para o ritmo Delta.

Quando se trata da comparação Estimulação x Silêncio pós Estimulação, as variáveis analisadas são:

- X: Valores de PCP da situação Estimulação.
  - Y: Valores de PCP da situação Silêncio pós estimulação.
- Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 7-7.

Tabela 7-7: Regressão linear da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Delta	*	0.9311	- 1.6691	0.8817
Teta	*	0.8887	- 0.5488	0.8572
Alfa	*	0.7736	0.7543	0.5749
Beta	*	-0.8126	102.5316	-11.9500
Gama	NS	-0.2034	4.7879	-0.0176
Supergama	NS	0.9316	- 0.0181	0.9287

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao observado para as outras comparações, os resultados expostos na Tabela 7-7, mostram que os ritmos de Delta a Beta, tiveram amostras com diferenças significativas demonstrando, a partir do teste F, que os modelos de regressão criados são significativos e o coeficiente de correlação demonstrou que as variáveis possuem uma correlação forte entre si. O ritmo Supergama não teve seu modelo linear aceito pelo teste F, porém, o coeficiente de correlação, para esse ritmo, foi próximo a 1, mostrando que existe correlação entre as situações de Estimulação e Silêncio pós estimulação.

### 7.2.2 Regressão Linear - Eletrodos

Quando se trata da análise de regressão linear por eletrodos, é considerado tanto os ritmos de interesse quanto os eletrodos separadamente. Com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar apenas os ritmos que apresentaram diferenças significativas através da análise do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados. O teste utilizado para analisar se o modelo criado deveria ou não ser aceito, foi o teste F, onde com um nível de significância de 5%, teve como hipóteses:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Nas Tabelas 7-8 a 7-12, estão expostos os resultados obtidos para os seis ritmos de Delta a Supergama, respectivamente, da comparação realizada entre as situações Silêncio x Estimulação. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.
- Y: Valores de PCP da situação Estimulação.

Tabela 7-8: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.3399	3.2117	0.1526
Fp2	NS	0.2519	34.0624	0.2291
F7	NS	-0.1457	38.4665	-0.0948
F3	NS	0.2409	0.7282	0.0922
Fz	NS	0.334	-2.2491	0.2203

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
F4	NS	0.2901	24.0091	0.2947
F8	NS	0.2981	0.2669	0.0592
T3	NS	-0.5946	76.8418	-0.4436
C3	NS	0.3136	-0.8158	0.1783
Cz	NS	-0.1836	25.9847	-0.1375
C4	NS	-0.2217	31.4708	-0.2024
T4	NS	0.2	9.142	0.2064
T5	NS	0.0562	38.0013	0.0756
P3	NS	0.2957	-0.2963	0.1592
Pz	NS	0.3232	3.0032	0.3169
P4	NS	0.2489	1.7864	0.1618
T6	NS	-0.2754	48.9103	-0.2191
O1	NS	0.362	5.7413	0.2966
Oz	NS	0.2839	9.8632	0.2401
O2	NS	0.3296	0.3851	0.1392

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-8, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Estimulação (variável Y) não varia com o Silêncio. Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 7-9: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	-0.105	3.7401	-0.0563
Fp2	NS	-0.0806	12.9656	-0.0793
F7	NS	0.5835	4.084	0.3589
F3	NS	-0.0022	1.712	-0.0009
Fz	NS	0.08	2.4084	0.0521
F4	NS	0.0143	5.9788	0.0099
F8	NS	-0.0537	1.8539	-0.0127
T3	*	0.8415	2.792	0.7231
C3	NS	0.0589	2.1837	0.0394
Cz	NS	0.0367	4.1033	0.0276
C4	NS	0.1828	2.7628	0.1211

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
T4	NS	-0.0184	6.1681	-0.025
T5	NS	0.0212	19.5841	0.0096
P3	NS	0.2148	0.9851	0.1394
Pz	NS	0.1631	3.5522	0.1402
P4	NS	0.2475	1.1229	0.1376
T6	NS	-0.5328	8.9216	-0.385
O1	NS	-0.1365	6.9926	-0.0726
Oz	NS	0.0506	5.5932	0.0329
O2	NS	0.0713	1.6634	0.0363

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-9, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo T3, onde para esse pode-se concluir que a Estimulação varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 7-10: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.0508	1.2477	0.0303
Fp2	NS	0.3493	2.7522	0.2323
F7	*	0.8331	0.5663	0.5842
F3	NS	0.4631	0.007	0.1888
Fz	NS	0.1348	0.798	0.0717
F4	NS	-0.1406	1.8751	-0.0761
F8	NS	0.11	0.4579	0.0318
T3	NS	0.591	2.3169	0.444
C3	NS	0.3289	0.3023	0.1972
Cz	NS	-0.2373	1.9666	-0.0994
C4	NS	0.349	0.6793	0.2029
T4	NS	0.4073	0.652	0.3943
T5	NS	-0.197	8.0064	-0.4863
P3	NS	0.2901	0.4526	0.1573



	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Pz	NS	0.5941	-0.6707	0.5568
P4	NS	0.3503	0.396	0.1909
T6	NS	-0.4211	3.2407	-0.3564
O1	NS	0.4951	0.5164	0.3084
Oz	NS	0.3262	0.8685	0.2505
O2	NS	0.3105	0.2347	0.1516

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-10, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo F7, onde para esse pode-se concluir que a Estimulação varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 7-11: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.0919	56.7774	0.1935
Fp2	NS	0.4353	9.9051	4.5903
F7	NS	0.0899	35.4044	3.0649
F3	NS	0.3015	56.4387	0.6016
Fz	NS	0.2153	55.3836	1.2386
F4	NS	0.5011	13.7994	11.9585
F8	NS	0.0296	65.0436	0.1249
T3	NS	-0.2787	48.4715	-11.4261
C3	NS	0.1939	53.4655	1.0483
Cz	NS	0.3878	43.8108	0.8706
C4	NS	0.3784	35.1356	4.6398
T4	NS	0.3042	40.1288	2.0297
T5	NS	0.3853	-15.5075	19.0144
P3	NS	0.2898	52.5253	1.3304
Pz	NS	0.4184	42.778	1.6834
P4	NS	0.1615	53.2068	0.7626
T6	NS	-0.004	42.8355	-0.0737

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
O1	NS	0.3775	35.1352	3.8227
Oz	NS	0.1059	45.5002	0.574
O2	NS	0.1809	58.6768	0.4012

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-11, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Estimulação (variável Y) não varia com o Silêncio. Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 7-12: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio x Estimulação, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.6105	0.4336	0.0066
Fp2	*	0.9392	0.2373	0.0144
F7	NS	0.0204	0.9778	0.0007
F3	NS	0.3678	0.327	0.0036
Fz	NS	0.4106	0.1475	0.0013
F4	*	0.8685	0.2349	0.0089
F8	NS	0.5048	0.3299	0.0042
T3	NS	0.5966	0.4012	0.0041
C3	*	0.8816	0.1555	0.003
Cz	*	0.8074	0.1836	0.003
C4	NS	0.4812	0.3937	0.0034
T4	NS	0.3119	0.6239	0.0068
T5	NS	-0.0625	0.3393	-0.011
P3	NS	0.39	0.1627	0.0013
Pz	NS	0.4908	0.4276	0.0069
P4	*	0.7964	0.2392	0.0048
T6	NS	-0.1721	1.1527	-0.0063
O1	*	0.7972	0.1743	0.0031
Oz	NS	0.2062	0.8981	0.0056
O2	NS	0.5888	0.1301	0.0017

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 7-12, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , para os eletrodos Fp2, F4, C3, Cz, P4 e O1, onde, para esses, pode-se concluir que a Estimulação varia de acordo com o Silêncio, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

### 7.3 PPN

Nesta seção, o PPN será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Clínicos, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio, Estimulação e Silêncio Pós Estimulação. Após a análise de PPN, conforme equação (5) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores), portanto, afim de segmentar essa quantidade de resultados, foram calculados a mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana para cada ritmo e para cada situação, vide Tabela 7-13.

Tabela 7-13: Mediana  $\pm$  desvio padrão da mediana por ritmos, eletrodo e situação.

	Ritmos	Silêncio	Estimulação	Silêncio Pós Estimulação
Fz	Clínicos	5.14 $\pm$ 4.97	6.88 $\pm$ 7.01	10.34 $\pm$ 2.44
	Gama	1.21 $\pm$ 0.64	5.39 $\pm$ 7.20	1.82 $\pm$ 0.31
	Supergama	4.10 $\pm$ 7.44	1.04 $\pm$ 0.28	1.01 $\pm$ 0.24
Cz	Clínicos	4.89 $\pm$ 3.38	7.42 $\pm$ 5.65	10.08 $\pm$ 2.56
	Gama	1.17 $\pm$ 0.68	5.02 $\pm$ 6.05	2.02 $\pm$ 0.41
	Supergama	3.08 $\pm$ 4.95	1.05 $\pm$ 0.27	0.91 $\pm$ 0.12
Pz	Clínicos	6.97 $\pm$ 5.05	6.64 $\pm$ 5.26	9.58 $\pm$ 2.11
	Gama	1.32 $\pm$ 0.60	4.81 $\pm$ 5.33	2.20 $\pm$ 0.73
	Supergama	3.33 $\pm$ 6.41	1.30 $\pm$ 0.99	0.92 $\pm$ 0.07

	Ritmos	Silêncio	Estimulação	Silêncio Pós Estimulação
Oz	Clínicos	6.08 ± 4.72	6.49 ± 3.95	7.45 ± 1.49
	Gama	1.25 ± 0.37	4.31 ± 3.90	2.39 ± 0.72
	Supergama	2.81 ± 4.74	1.64 ± 1.29	1.21 ± 0.43

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 7-13 nota-se que a situação Silêncio possui as menores medianas para o ritmo Gama e a situação Silêncio Pós Estimulação apresenta maiores medianas para os ritmos Clínicos. Os resultados obtidos pelo cálculo de desvio padrão da mediana e pelo cálculo do coeficiente de variação, os dados possuem uma dispersão moderada.

O teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados foi aplicado aos valores de PPN e os resultados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação – escolhida de forma experimental dentre as demais. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 7-14 asterisco (\*) daqueles em que não houve diferenças. O tamanho da amostra utilizada neste cálculo fora de 1820 valores, onde cada um dos 20 eletrodos possuía 91 valores advindos dos ritmos Clínicos (27 valores), Gama (40 valores) e Supergama (24 valores).

Tabela 7-14: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Clínicos	Gama	Supergama
Fp1	*	NS	*
Fp2	*	NS	NS
F7	*	NS	NS
F3	*	*	*
Fz	*	*	*
F4	*	NS	*
F8	*	*	*
T3	*	NS	NS
C3	*	*	*

	Clínicos	Gama	Supergama
Cz	*	*	*
C4	*	NS	*
T4	*	NS	NS
T5	*	*	*
P3	*	*	*
Pz	*	NS	*
P4	*	*	*
T6	*	*	*
O1	*	*	*
Oz	*	NS	NS
O2	*	*	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Diferentemente ao observado para PCP, a grande maioria das amostras analisadas foram significativas. Os ritmos Clínicos foram os únicos a obter todos diferença significativa em todos os eletrodos, Supergama obteve no total 15 eletrodos com resultados significativos, e por fim, Gama com 11 eletrodos com amostras significativas.

## 7.4 Coerência

Nesta seção, Coerência será avaliado em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os pares de eletrodos F7-F8, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2; as situações são Silêncio, Estimulação e Silêncio Pós Estimulação. Após a análise de Coerência, conforme equação (3) do Capítulo 3, ter sido concluída, foram gerados 160 valores para cada ritmo, onde cada um dos oito pares de eletrodos possuía 10 valores advindos das épocas selecionadas.

Na Tabela 7-15 estão dispostos os valores resultantes do cálculo da mediana e desvio padrão da mediana, onde cada região cerebral está representada por um par de eletrodo: F7-F8, C3-C4, T5-T6, P3-P4 e O1-O2, sendo que esses estão sinalizados na tabela pelos números de 1

a 5, respectivamente. Cada eletrodo possui cinco linhas sendo referente a cada instante analisado do Silêncio ao Silêncio Pós Estimulação, respectivamente.

Tabela 7-15: Mediana  $\pm$  Desvio Padrão da Mediana para todas as situações, por ritmo e por eletrodo.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil.	0.62 $\pm$ 0.26	0.25 $\pm$ 0.14	0.31 $\pm$ 0.15	0.20 $\pm$ 0.17	0.26 $\pm$ 0.22	0.28 $\pm$ 0.28
1	Est.	0.32 $\pm$ 0.31	0.36 $\pm$ 0.26	0.24 $\pm$ 0.27	0.35 $\pm$ 0.26	0.39 $\pm$ 0.31	0.33 $\pm$ 0.25
	SPE	0.35 $\pm$ 0.21	0.28 $\pm$ 0.23	0.45 $\pm$ 0.26	0.42 $\pm$ 0.32	0.39 $\pm$ 0.29	0.21 $\pm$ 0.24
	Sil.	0.53 $\pm$ 0.26	0.24 $\pm$ 0.25	0.34 $\pm$ 0.25	0.33 $\pm$ 0.24	0.29 $\pm$ 0.23	0.29 $\pm$ 0.30
2	Est.	0.78 $\pm$ 0.19	0.54 $\pm$ 0.27	0.25 $\pm$ 0.31	0.36 $\pm$ 0.27	0.45 $\pm$ 0.31	0.41 $\pm$ 0.24
	SPE	0.78 $\pm$ 0.11	0.34 $\pm$ 0.22	0.63 $\pm$ 0.27	0.53 $\pm$ 0.34	0.49 $\pm$ 0.28	0.19 $\pm$ 0.26
	Sil.	0.24 $\pm$ 0.15	0.41 $\pm$ 0.16	0.60 $\pm$ 0.18	0.53 $\pm$ 0.19	0.26 $\pm$ 0.20	0.24 $\pm$ 0.22
3	Est.	0.33 $\pm$ 0.20	0.28 $\pm$ 0.21	0.37 $\pm$ 0.22	0.28 $\pm$ 0.24	0.35 $\pm$ 0.26	0.30 $\pm$ 0.19
	SPE	0.32 $\pm$ 0.17	0.24 $\pm$ 0.15	0.26 $\pm$ 0.23	0.31 $\pm$ 0.29	0.26 $\pm$ 0.19	0.21 $\pm$ 0.18
	Sil.	0.91 $\pm$ 0.08	0.58 $\pm$ 0.19	0.52 $\pm$ 0.26	0.49 $\pm$ 0.22	0.33 $\pm$ 0.25	0.33 $\pm$ 0.30
4	Est.	0.86 $\pm$ 0.12	0.54 $\pm$ 0.25	0.35 $\pm$ 0.28	0.33 $\pm$ 0.27	0.36 $\pm$ 0.31	0.39 $\pm$ 0.22
	SPE	0.84 $\pm$ 0.12	0.37 $\pm$ 0.22	0.38 $\pm$ 0.22	0.42 $\pm$ 0.35	0.28 $\pm$ 0.25	0.29 $\pm$ 0.23
	Sil.	0.81 $\pm$ 0.14	0.57 $\pm$ 0.14	0.72 $\pm$ 0.18	0.63 $\pm$ 0.21	0.34 $\pm$ 0.25	0.32 $\pm$ 0.30
5	Est.	0.87 $\pm$ 0.11	0.6 $\pm$ 0.20	0.55 $\pm$ 0.18	0.45 $\pm$ 0.25	0.36 $\pm$ 0.31	0.36 $\pm$ 0.25
	SPE	0.88 $\pm$ 0.10	0.45 $\pm$ 0.22	0.59 $\pm$ 0.21	0.59 $\pm$ 0.31	0.45 $\pm$ 0.25	0.39 $\pm$ 0.25

Abreviações: Sit.: Situações, Sil.: Silêncio; Est.: Estimulação; SPE: Silêncio Pós Estimulação.

Fonte: Elaborado pela autora.

Os pares de eletrodos P3-P4 e O1-O2, obtiveram as maiores medianas, independente do ritmo e/ou situação, quando comparado aos outros pares de eletrodos. De forma geral, o ritmo Delta, foi o único que obteve valores superiores de mediana quando comparada aos outros cinco ritmos, sendo que esses, apresentaram valores semelhantes entre si. Através da análise de desvio padrão e do coeficiente de variação, pode-se concluir que os dados possuem um grau de dispersão moderado, fato esse também observado na análise de PPN.

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5% -, porém, elegeu-se, de forma experimental, apenas a comparação “Estimulação x Silêncio Pós Estimulação” para ser representada neste documento. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em

diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados na Tabela 7-16 com asterisco daqueles em que não houve diferenças.

Tabela 7-16: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	NS	*	NS	*	*	*
F7-F8	NS	NS	NS	*	NS	*
F3-F4	NS	*	*	*	NS	*
T3-T4	NS	NS	*	*	NS	NS
C3-C4	NS	NS	*	*	NS	*
T5-T6	NS	NS	*	NS	*	*
P3-P4	NS	*	NS	*	*	*
O1-O2	NS	*	NS	*	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Igualmente ao que foi observado pela análise do quantificador PCP, o ritmo Beta foi o ritmo com maior número de diferenças significativas, onde apenas para o par de eletrodos T5-T6 não apresentou amostras significativas. Em contrapartida, o ritmo Delta não apresentou nenhuma amostra significativa, sendo o único ritmo com esse feito. Fp1-Fp2 e P3-P4, foram os únicos pares de eletrodos que apresentaram diferenças em quatro ritmos diferentes, ambos com diferenças em Teta, Beta, Gama e Supergama.

## 7.5 VPC

Como o quantificador VPC é obtido através do desvio padrão dos valores de PCP e não há como realizar nenhum cálculo descritivo com seus valores e nem realizar nenhum tipo de teste de comparação devido à baixa quantidade de amostras (120 valores, sendo 20 valores por ritmo), optou por apresentar os valores brutos desse quantificador para cada situação aqui analisada, deste modo, na Tabela 7-17 estão apresentados os valores advindos do cálculo de VPC, conforme equação (4), do Capítulo 3, de todos os eletrodos centrais; cada linha de cada eletrodo refere-se a uma situação analisada.

Tabela 7-17: Valores de VPC por ritmo, eletrodo e situação.

	Sit.	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
	Sil.	23.2208	5.902	2.1102	2.1096	7.9029	34.5245
Fz	Est.	15.8164	4.1349	1.1499	46.0134	49.6451	0.1019
	SPE	12.1362	2.9001	0.553	15.5625	0.7196	0.0688
	Sil.	29.3532	7.042	3.5968	3.7689	21.6811	31.7761
Cz	Est.	23.5347	6.1264	1.5628	39.4334	45.3163	0.1113
	SPE	13.5708	2.6115	0.9488	16.7962	1.157	0.0986
	Sil.	23.7105	7.0638	1.6981	3.5204	11.0534	28.5986
Pz	Est.	22.1783	6.6249	1.6368	33.3389	44.301	0.4051
	SPE	21.5169	4.9445	1.7408	27.1649	1.2761	0.077
	Sil.	24.3775	7.544	2.1277	2.3013	7.4908	32.9939
Oz	Est.	18.495	4.6999	1.6482	32.8267	38.0618	0.8435
	SPE	18.4292	3.5175	2.0535	20.8353	1.5426	0.2445

Fonte: Elaborado pela autora.

As situações Estimulação e Silêncio Pós Estimulação apresentaram um alto índice de variação percentual para o ritmo Beta, ademais, a situação Estimulação também apresentou valores elevados de VPC para o ritmo Gama. A mesma observação é notada quando se trata da situação Silêncio, porém, para o ritmo Supergama.

## 7.6 Discussões

Estatística descritiva de PCP apresentou que os ritmos Delta, Teta, Alfa e Supergama apresentaram as maiores medianas para a situação Silêncio, Supergama, também, obteve maiores medianas para a situação Silêncio Pós Estimulação e, por fim, o ritmo Gama apresentou medianas maiores na situação Estimulação. As medianas de Gama na situação Estimulação foram maiores que nos demais, porém, quando se compara a situação Silêncio com a situação Silêncio Pós Estimulação, essa última obtém valores maiores do que a situação Silêncio inicial.

O teste estatístico mostrou que a comparação Silêncio x Silêncio Pós Estimulação obteve mais diferenças estatísticas, principalmente, nos ritmos Delta e Beta; Gama e Supergama foram os ritmos com o menor número de eletrodos com diferenças significativas, e em especial, Gama obteve mais *p-valores* menores que 0.05 nas comparações Silêncio x Estimulação e Estimulação x Silêncio Pós Estimulação.



Na variação percentual da situação Silêncio x Estimulação, existe uma grande variação no ritmo Gama igual a 100% atingindo o valor máximo, seguido do ritmo Delta com 57% de variação; o ritmo Supergama logrou a menor variação dentre todos os ritmos, igual a 22%. No que diz respeito a variação percentual da comparação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, Beta é o ritmo que obtém a maior variação - 100% -, em segundo lugar o ritmo Gama é aquele que possui maior variação sendo igual a 63%; Supergama é o ritmo com a menor variação 8%.

PPN apresentou em sua estatística descritiva que a situação “Silêncio pós estimulação” obteve maiores medianas para os ritmos Clínicos; Gama teve seus maiores medianas concentrados na situação “Estimulação”; Supergama possuiu medianas elevadas para a situação “Silêncio inicial”. Em relação ao teste de comparação, a situação “Estimulação x Silêncio pós estimulação” foi aquela que obteve mais diferenças significativas e o ritmo Gama obteve um maior número de diferenças nas situações “Silêncio inicial x Estimulação” e “Silêncio inicial x Silêncio pós estimulação”.

Nos resultados da estatística descritiva de Coerência, a situação “Estimulação” alcançou maiores medianas para os ritmos Gama e Supergama, principalmente, em Supergama. No tocante teste de comparação, “Silêncio inicial x Silêncio pós estimulação” se destacou das demais contendo o maior número de diferenças significativas, seguida da situação “Silêncio inicial x Estimulação”, sendo que essas diferenças estão concentradas nos ritmos Beta, Gama e Supergama. No que diz respeito ao VPC, o mesmo que se observa nos resultados estatísticos descritivos de PCP é observado nesse quantificador.

Na regressão linear por ritmos, a comparação “Silêncio x Estimulação” apresentou mais diferenças significativas para os ritmos Delta e Gama e altos valores de correlação para esses ritmos; na comparação “Silêncio x Silêncio pós Estimulação” as diferenças estatísticas ficaram concentradas nos ritmos Delta e Beta; em “Estimulação x Silêncio pós Estimulação” é possível observar que todos os ritmos clínicos apresentaram diferenças significativas e altos valores de coeficiente de correlação. Os resultados encontrados a partir da regressão linear vão de comum acordo com o que foi encontrado no teste de comparação e na variação percentual, principalmente, para o ritmo Gama – situação “Silêncio x Estimulação” -, e Beta – situação “Estimulação x Silêncio pós estimulação”.

Em relação as análises por eletrodos, o ritmo Supergama foi aquele que apresentou maior correlação – acima de 70% -, para a comparação “Silêncio inicial x Estimulação”; para a

situação “Silêncio inicial x Silêncio pós estimulação” todos os valores de correlação foram abaixo de 50% e para a comparação “Estimulação x Silêncio pós estimulação” os valores de correlação foram baixos com exceção de 4 eletrodos em Beta, com uma correlação em torno de 70%; a comparação que apresentou maiores números de correlação e testes com diferenças estatísticas foi “Silêncio inicial x Estimulação”.

## 7.7 Considerações finais

O ritmo Supergama obteve destaque na análise da estatística descritiva para a situação Silêncio para os quantificadores PCP e PPN, e para Coerência esse ritmo apresentou maiores medianas para a situação Estimulação. Em relação ao ritmo Gama, só PCP e PPN apresentaram os mesmos resultados, mostrando que para esse ritmo as maiores medianas estão concentradas na situação Estimulação. No que diz respeito aos ritmos Clínicos não foi encontrado nenhum padrão de correlação em nenhum dos quantificadores.

A respeito do teste de comparação, apenas PCP e Coerência obtiveram os mesmos resultados, mostrando que a situação Silêncio x Silêncio Pós Estimulação apresentou um maior número de diferenças significativas; PPN teve a situação Estimulação x Silêncio Pós Estimulação como aquela com maior número de eletrodos com *p-valores* menores que o nível de significância.

Ao analisar juntamente os resultados do teste de comparação e variação percentual, ambos obtiveram resultados parecidos, ou seja, em ambas as análises para a comparação Silêncio x Estimulação o ritmo Gama foi aquele que apresentou mais diferenças significativas e maiores variações; no concerne Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, nota-se que o ritmo Beta é aquele que se sobressai dos demais tanto na análise de teste de comparação – por haver mais eletrodos com diferenças significativa – quanto por maiores variações percentuais.

As análises de regressão linear tanto por ritmos quanto por eletrodos, demonstraram que para a situação Silêncio x Estimulação os ritmos rápidos – Gama e Supergama - são aqueles que se sobressaem dos demais no quesito coeficiente de correlação, onde para esses ritmos a correlação entre os sinais é existente, ademais quando se trata da situação Estimulação x Silêncio Pós estimulação, há um predomínio do ritmo Beta. Esses resultados foram observados igualmente nas análises de teste de comparação e análise de variação percentual, as três análises foram realizadas para os valores obtidos por meio da análise do quantificador PCP.

# Capítulo 8

## COMPARAÇÃO ENTRE OS REGISTROS COMA E MORTE ENCEFÁLICA

---

*Nesse capítulo serão apresentados todos os resultados obtidos na comparação entre o registro de coma e morte encefálica, bem como discussões e conclusões.*

### 8.1 Introdução

Ambos os registros analisados nesse capítulo advieram do mesmo paciente; o registro denominado Coma, plg 12001, foi gravado quando o paciente ainda se encontrava em estado de coma e o registro ME, plg 12301, foi registrado quando o paciente já tinha recebido o diagnóstico de morte encefálica. As condições desse paciente foram descritas no Capítulo 3, no item 3.1.2 Quadro 3-1. O registro “Coma” teve os eletrodos T4 e T5 eliminados, por isso, todas as análises apresentadas nesse capítulo não terão os resultados referentes a esses eletrodos.

As comparações foram realizadas utilizando as situações de Silêncio e Estimulação onde: a situação de Silêncio refere-se ao silêncio inicial de cada registro e a situação Estimulação refere-se ao momento em que ocorreu estimulação em cada registro.

#### 8.1.1 Informações pertinentes do paciente

O paciente possuía uma lesão hiperdensa extensa na região frontal profunda esquerda com efeito de massa importante e inundação ventricular bilateral; teve um AVEH, hemorragia intraparenquimatosa (sangramento não traumático do parênquima cerebral) e duas crises convulsivas. O registro Coma, plg. 12001, foi realizado no dia 11/06/2019 e o paciente estava

fazendo uso de medicamento sedativos (Midazolam e Fentanil) e anticonvulsivantes (Topiramato), o registro foi feito com eletrodos de superfícies.

O registro ME, plg.12301, foi feito no dia 17/06/2019, utilizando eletrodos de agulha como é orientado no protocolo de morte encefálica; a medicação do paciente foi suspensa no dia 14/06/2019 e abertura do protocolo de morte encefálica foi aberto no dia 16/06/2019. Informações adicionais foram expostos no Capítulo 3, Quadro 3-1. Na Tabela 8-1, estão expostos o protocolo realizado em cada registro, e foi destacado em negrito as situações que foram comparadas nesse capítulo.

Tabela 8-1: Informações do protocolo empregado nos registros Coma e ME.

Protocolo do registro “Coma”	Protocolo do registro “ME”
<b>2 minutos de silêncio inicial, 2 minutos de estimulação com Mozart com volume a 40%</b> , 30 segundos chamando o paciente pelo nome e tocando-o no ombro direito, 2 minutos de estimulação com Mozart com volume a 80%.	<b>2 minutos de silêncio inicial, 2 minutos de estimulação com Mozart com um volume a 50%</b> , 1 minuto de silêncio.

Fonte: Elaborado pela autora.

## 8.2 PCP

Nesta seção, o PCP dos EEG's do paciente 12001 e 12301, serão avaliados em relação aos ritmos, eletrodos e situações (ou instantes de tempo, medidos em segundos). Os ritmos são Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama; os eletrodos Fz, Cz, Pz e Oz; as situações são Silêncio e Estimulação. Os resultados do teste de comparação de Wilcoxon do Posto Sinalizado – com nível de significância de 5% - foi empregado para análise entre Silêncios, vide Tabela 8-2, e entre Estimulações, Tabela 8-3. Cada ritmo analisado possuía 200 valores, sendo que cada um dos 20 eletrodos continha 10 valores referentes as épocas anteriormente selecionadas. Os *p-valores* < 0.05 indicam que as diferenças entre as amostras são significativas (\*), caso contrário, a diferença entre os grupos é não significativa (NS).

Tabela 8-2: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	*	NS	NS	NS	NS	***
Fp2	NS	*	NS	NS	NS	NS
F7	NS	NS	NS	NS	NS	NS
F3	NS	*	NS	NS	NS	*
Fz	NS	*	*	NS	NS	*
F4	*	*	*	*	*	NS
F8	NS	NS	*	NS	NS	*
T3	NS	NS	NS	NS	NS	NS
C3	NS	*	*	NS	NS	*
Cz	NS	*	NS	NS	NS	*
C4	NS	NS	*	NS	NS	*
P3	NS	NS	NS	NS	NS	*
Pz	NS	NS	NS	NS	NS	*
P4	*	NS	NS	NS	NS	*
T6	NS	NS	NS	NS	NS	*
O1	*	NS	NS	NS	NS	*
Oz	NS	NS	NS	NS	NS	*
O2	*	NS	NS	NS	NS	*

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

A grande parte dos resultados encontrados através do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados não foram significativos, exceto o ritmo Supergama, onde apenas quatro eletrodos não possuíram amostras significativas Fp2, F7, F4 e T3. Os ritmos Beta e Gama tiveram o menor número de diferenças significativas, onde para ambos o eletrodo F4 foi o único

com diferença significativa. No que se diz respeito aos eletrodos de forma generalizada, apenas o F4 apresentou amostras significativas para cinco dos seis ritmos analisados, exceto para Supergama.

Tabela 8-3: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1	*	*	*	NS	*	*
Fp2	*	NS	NS	NS	*	NS
F7	*	*	*	NS	*	*
F3	*	*	*	NS	*	NS
Fz	*	*	*	NS	*	NS
F4	NS	*	*	NS	*	NS
F8	*	*	*	NS	*	NS
T3	*	NS	NS	NS	*	*
C3	*	*	*	NS	*	NS
Cz	*	*	*	NS	*	NS
C4	*	*	*	NS	*	*
P3	*	*	*	NS	*	NS
Pz	*	*	*	NS	*	*
P4	*	*	*	NS	*	NS
T6	*	*	*	NS	*	*
O1	*	NS	NS	NS	*	NS
Oz	*	*	*	NS	*	*
O2	*	*	*	NS	*	NS

\* *p*-valor < 0.05 e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

O ritmo Gama obteve o maior número de diferenças significativas, onde todos os eletrodos possuíam amostras significativas. Beta foi o único ritmo que não apresentou nenhuma diferença significativa. Os eletrodos Fp2 e O1, foram os únicos a apresentaram diferenças significativas em dois ritmos, os demais tiveram de três a cinco diferenças cada.

A variação percentual foi aplicada, conforme equação (6) do Capítulo 3, a todos os ritmos e eletrodos para as comparações Silêncio x Estimulação (Tabela 8-4) e Estimulação x Silêncio Pós Estimulação, vide Tabela 8-5. Cada situação possuía 120 valores, sendo que cada um dos seis ritmos continha 20 valores referentes as medianas, anteriormente, calculadas para cada eletrodo.

Tabela 8-4: Variação percentual de PCP da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME e a respectiva média por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	15.54	4.75	25.49	4.12	46.27	100	32.695
Fp2	3.27	22.49	4.11	8.51	2.06	22.4	10.4733
F7	13.61	17.77	11.71	26.69	4.04	79.2	25.5033
F3	12.75	34.71	19.37	2.25	98.78	100	44.6433
Fz	0.09	35.27	35.32	17.31	17.52	100	34.2516
F4	26.34	60.61	60.86	56.84	57.80	27.5	48.325
F8	3.22	22.16	42.92	11.71	10.75	100	31.7933
T3	0.72	11.62	26.29	11.37	0.71	38.4	14.8516
C3	1.39	24.99	29.01	14.97	1.69	100	28.675
Cz	10.54	40.51	19.98	8.78	7.62	100	31.2383
C4	1.25	12.62	24.80	14.31	15.79	100	28.1283
P3	80.66	64.00	51.63	74.28	92.74	100	77.2183
Pz	80.22	90.14	77.09	82.12	81.97	67.3	79.8066
P4	9.43	14.51	15.48	14.91	8.30	100	27.105
T6	2.73	0.25	9.62	13.23	17.82	100	23.9416
O1	10.63	7.84	3.43	14.41	39.28	100	29.265
Oz	7.40	40.36	44.59	22.09	6.54	100	36.83
O2	5.84	1.84	4.77	11.88	25.04	100	24.895
Média	15.8683	28.1355	28.1372	22.7655	29.7066	85.2666	

Fonte: Elaborado pela autora.

Na Tabela 8-4, nota-se que o ritmo Supergama obteve uma variação média de 85.2666%, sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias baixas, em torno de 25%. No concerne, eletrodos, Pz e P3 assumiram as maiores variações percentuais 79.8066% e 77.2183%, respectivamente.

Tabela 8-5: Variação percentual de PCP da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama	Média
Fp1	83.13	89.71	75.71	52.54	100	90.81	81.9833
Fp2	33.91	10.41	5.11	5.06	100	3.52	26.335
F7	54.88	59.01	59.29	27.65	100	100	66.805
F3	88.99	93.91	97.10	76.15	100	31.72	81.3116
Fz	88.15	81.67	76.91	65.98	100	32.86	74.2616
F4	39.35	64.62	63.93	55.54	100	4.35	54.6316
F8	94.75	84.45	71.31	61.07	100	67.61	79.865
T3	33.57	28.75	17.35	9.92	100	81.38	45.1616
C3	96.58	67.67	73.39	50.46	100	1.23	64.8883
Cz	86.43	73.79	62.92	56.95	100	0.12	63.3683
C4	79.59	69.92	61.91	44.31	100	56.55	68.7133
P3	25.63	25.48	24.81	54.93	100	100	55.1416
Pz	59.91	100	87.92	79.42	100	100	87.875
P4	94.74	71.31	56.43	64.14	100	16.16	67.13
T6	82.76	66.12	53.59	41.29	100	68.76	68.7533
O1	84.67	88.11	72.74	71.51	100	19.45	72.7466
Oz	48.11	66.01	55.41	35.01	100	100	67.4233
O2	77.92	51.06	47.01	52.04	100	1.45	54.9133
Média	69.615	66.2222	59.0466	50.2205	100	48.665	

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que o ritmo Gama obteve uma variação média de 100%, alcançando a variação máxima e sendo o maior dentre todos os ritmos. De maneira generalizada, todos os ritmos apresentaram médias altas, em torno de 59%. No concerne, eletrodos, Fp1 e F3 assumiram as maiores variações percentuais 81.9833% e 81.3116%, respectivamente.



### 8.3 Coerência

Para todas as comparações possíveis, foi aplicado o teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados – com nível de significância de 5%. Cada ritmo continha um conjunto de 160 valores, referentes aos 16 eletrodos (8 pares) onde cada eletrodo possuía 10 valores referentes as épocas, anteriormente, selecionadas. Os testes de Wilcoxon dos Postos Sinalizados que resultaram em diferenças significativas para as amostras ( $p\text{-valor} < 0.05$ ) foram destacados nas Tabelas 8-6 e 8-7 asterisco (\*) e aquelas amostras não significativas foram sinalizados com NS.

Nas Tabelas 8-6 e 8-7 estão expostos os resultados das comparações Silêncio Coma x Silêncio ME e Estimulação Coma x Estimulação ME, respectivamente, onde cada região cerebral, exceto a região Temporal, está representada por um par de eletrodo: Fp1-Fp2, F7- F8, F3-F4, C3-C4, P3-P4 e O1-O2.

Tabela 8-6: Teste de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	*	*	*	*	*	*
F7-F8	*	*	*	*	*	*
F3-F4	*	*	*	*	*	*
C3-C4	NS	NS	*	*	*	*
P3-P4	*	*	*	*	*	NS
O1-O2	*	*	*	*	NS	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Os ritmos Alfa e Beta tiveram um maior número de diferenças significativas e Supergama foi o ritmo com o menor número de diferenças significativas. Os pares C3-C4 e P3-P4, foram os únicos que não possuíram amostras com diferenças significativas para dois ritmos.

Tabela 8-7: Teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmo e por eletrodo.

	Delta	Teta	Alfa	Beta	Gama	Supergama
Fp1-Fp2	*	*	*	NS	*	*
F7-F8	NS	*	*	*	*	*
F3-F4	*	*	*	*	*	*
C3-C4	*	*	NS	*	NS	*
P3-P4	*	*	NS	*	*	NS
O1-O2	*	*	*	*	*	NS

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

O ritmo Teta teve o maior número de diferenças significativas e Alfa e Supergama foram os ritmos com o menor número de diferenças significativas. Os pares C3-C4 e P3-P4, foram os únicos que não possuíram amostras com diferenças significativas para dois ritmos.

## 8.4 Regressão Linear

### 8.4.1 Análise por ritmos

Em termos gerais, a regressão linear investiga a relação linear entre duas variáveis quaisquer X e Y. No contexto de sinais de EEG, será considerado que X e Y são sinais de EEG em situações diferentes. No teste F, para validação do modelo linear, as hipóteses consideradas, foram:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Para a realização do teste F, foi utilizado o nível de significância de 5% ( $\alpha = 0.05$ ).

A análise de regressão por ritmos foi realizada, conforme equações (9) e (10), do Capítulo 3, para a comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, nessa análise não é considerado os eletrodos isoladamente, apenas os ritmos de interesse. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio Coma.
- Y: Valores de PCP da situação Silêncio ME.

Deste modo, os resultados obtidos nessa comparação estão dispostos na Tabela 8-8.

Tabela 8-8: Regressão linear da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por ritmos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Delta	NS	-0.0201	67.3351	-0.0071
Teta	NS	-0.2652	15.6134	-0.1412
Alfa	NS	-0.0020	4.0634	-0.0012
Beta	NS	0.1705	4.5397	0.1013
Gama	NS	0.1737	2.0766	0.1806
Supergama	NS	0.4074	0.2678	12.8821

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-8, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que o Silêncio ME (variável Y) não varia com o Silêncio ME (valores de X). Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Para a comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, as variáveis analisadas são:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio.
- Y: Valores de PCP da situação Silêncio pós estimulação.

Deste modo os resultados obtidos nessa arguição estão dispostos na Tabela 8-9.

Tabela 8-9: Regressão linear da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por ritmos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Delta	NS	-0.2943	32.1570	-0.2182
Teta	*	-0.5269	11.3296	-0.5052
Alfa	NS	-0.3805	3.1578	-0.3381
Beta	NS	-0.3489	3.7143	-0.3191
Gama	NS	0.3360	38.5356	13.5552
Supergama	NS	-0.1333	0.4211	-0.4113

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-9, o modelo foi significativo de acordo referente com o teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ , apenas para o ritmo Teta, portanto, conclui-se que, para esse ritmo, o Silêncio ME (variável Y) varia com o Silêncio Coma (valores de X). Porém, o coeficiente de correlação é fraco ( $r > 0.6$ ).

### 8.4.2 Análise por eletrodos

Quando se trata da análise de regressão linear por eletrodos, é considerado tanto os ritmos de interesse quanto os eletrodos separadamente. Com o intuito de reduzir a quantidade de informações geradas, optou-se por apresentar apenas os ritmos que apresentaram diferenças significativas através da análise do teste de comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados. O teste utilizado para analisar se o modelo criado deveria ou não ser aceito, foi o teste F, onde com um nível de significância de 5%, teve como hipóteses:

- $H_0$ : O modelo criado não é significativo ( $b = 0$ ), ou seja, a variável Y não varia com a variável X.
- $H_1$ : O modelo criado é significativo ( $b \neq 0$ ), ou seja, a variável Y varia com a variável X.

Nas Tabelas 8-10 a 8-15, estão expostos os resultados obtidos para os seis ritmos de Delta a Supergama, respectivamente, da comparação realizada entre as situações Silêncio x Estimulação. Situações analisadas:

- X: Valores de PCP da situação Silêncio Coma.
- Y: Valores de PCP da situação Silêncio ME.

Tabela 8-10: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.3956	-24.7897	0.9893
Fp2	NS	0.2243	31.884	0.4636
F7	NS	0.4659	-14.3831	1.0778
F3	NS	-0.1007	60.3893	-0.1657
Fz	NS	-0.1106	67.2349	-0.1429
F4	NS	0.1814	67.2439	0.2021
F8	NS	0.248	19.3762	0.471
T3	NS	0.366	22.5719	0.6571
C3	NS	-0.2717	93.7745	-0.5808
Cz	NS	0.0117	49.8315	0.0287
C4	NS	0.1366	47.8503	0.1997
P3	NS	0.0941	37.487	0.246
Pz	NS	-0.1243	67.1304	-0.1529
P4	NS	0.4701	-44.9507	1.3335
T6	NS	0.0802	57.1883	0.2086

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
O1	NS	0.2292	7.6712	0.6605
Oz	NS	-0.3765	80.0147	-0.4151
O2	NS	-0.1193	60.0095	-0.2405

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-10, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Silêncio ME (variável Y) não varia com o Silêncio Coma. Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 8-11: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	-0.3871	18.7238	-0.4165
Fp2	NS	0.0862	14.8034	0.0671
F7	NS	-0.2841	13.4092	-0.3123
F3	NS	0.1374	8.4869	0.0848
Fz	NS	0.3073	9.3786	0.1218
F4	NS	-0.0568	9.6067	-0.0354
F8	NS	-0.3721	25.2369	-0.4609
T3	NS	-0.2442	13.5826	-0.203
C3	NS	0.1736	9.5183	0.0966
Cz	NS	-0.2976	12.9611	-0.2204
C4	NS	0.074	13.2126	0.0421
P3	NS	-0.5826	21.0026	-0.4785
Pz	NS	0.137	12.8025	0.0731
P4	NS	-0.0459	14.282	-0.07
T6	NS	-0.2746	12.8338	-0.2861
O1	NS	0.0335	16.5021	0.0481
Oz	NS	-0.177	16.6928	-0.097
O2	NS	0.2174	9.8312	0.1473

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-10, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Silêncio ME (variável Y) não varia com o Silêncio Coma. Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Tabela 8-12: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	-0.2325	4.8753	-0.2153
Fp2	NS	0.0084	6.1739	0.0116
F7	NS	-0.1034	3.2062	-0.0991
F3	NS	0.1547	2.55	0.1551
Fz	NS	-0.583	10.1517	-1.0667
F4	NS	0.0136	2.3572	0.0092
F8	*	-0.8925	8.836	-0.7356
T3	NS	0.2172	1.77	0.2609
C3	NS	-0.2035	4.2197	-0.1582
Cz	NS	-0.1226	6.287	-0.3338
C4	NS	-0.0611	4.5615	-0.0817
P3	NS	-0.4227	5.8843	-0.5149
Pz	NS	0.282	3.3463	0.1871
P4	NS	-0.2081	5.0463	-0.2197
T6	NS	-0.1674	3.5962	-0.1751
O1	NS	-0.3633	6.688	-0.5073
Oz	NS	-0.4075	6.3615	-0.2165
O2	NS	-0.1032	4.3325	-0.0687

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-12, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo F8, onde para esse pode-se concluir que a Silêncio ME varia de acordo com o Silêncio Coma, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 8-13: Regressão linear para o ritmo Beta da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	0.2235	4.0558	0.1875
Fp2	NS	-0.0308	7.1933	-0.0528
F7	NS	0.0588	3.098	0.0579
F3	NS	0.0384	3.9633	0.0329
Fz	NS	-0.0413	5.0308	-0.0703
F4	NS	-0.1192	3.1083	-0.1069
F8	NS	-0.3596	7.7885	-0.3377
T3	NS	0.2574	1.8083	0.3033
C3	NS	-0.3391	7.0044	-0.4105
Cz	NS	-0.4031	13.0913	-1.2228
C4	NS	-0.1722	6.1506	-0.2477
P3	*	-0.7098	8.1706	-0.7376
Pz	NS	-0.0994	7.399	-0.1816
P4	NS	-0.3215	7.399	-0.3885
T6	NS	-0.4519	9.3637	-0.9599
O1	NS	-0.5026	7.8021	-0.5504
Oz	NS	-0.5062	6.8169	-0.3287
O2	NS	-0.6224	10.773	-0.8335

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-13, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para o eletrodo P3, onde para esse pode-se concluir que a Silêncio ME varia de acordo com o Silêncio Coma, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 8-14: Regressão linear para o ritmo Gama da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	*	0.7747	-21.3241	15.5902
Fp2	NS	-0.1689	5.0121	-0.673
F7	NS	0.0972	1.8339	0.0882
F3	NS	0.1211	10.2199	1.4614

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fz	NS	0.1714	-2.3965	2.9283
F4	NS	-0.2082	2.0251	-0.2796
F8	NS	0.1345	3.6703	1.8188
T3	NS	0.3885	0.8369	0.4188
C3	NS	0.4764	-6.1809	5.1609
Cz	NS	-0.006	12.6875	-0.1181
C4	NS	0.2225	1.2107	1.1032
P3	NS	-0.0773	9.0122	-0.9735
Pz	NS	0.0563	4.3169	0.7521
P4	NS	-0.156	10.1261	-1.6144
T6	NS	-0.0375	2.4273	-0.0415
O1	NS	0.1096	2.878	0.5637
Oz	*	-0.6877	15.0072	-4.4244
O2	*	-0.735	44.9403	-16.0082

\*  $p\text{-valor} < 0.05$  e NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-14, o modelo é significativo referente ao teste F com  $p\text{-valor} < 0.05$ , apenas para os eletrodos Fp1, Oz e O2, onde para esses pode-se concluir que a Silêncio ME varia de acordo com o Silêncio Coma, e também, para esse único eletrodo o coeficiente de correlação é forte ( $r > 0.6$ ). Para os demais eletrodos, o modelo não foi significativo.

Tabela 8-15: Regressão linear para o ritmo Supergama da comparação Silêncio Coma x Silêncio ME, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Fp1	NS	-0.2869	35.8031	-67.7079
Fp2	NS	-0.0863	7.5982	-6.1434
F7	NS	-0.1535	14.9835	-12.4141
F3	NS	-0.0984	20.2098	-4.0701
Fz	NS	-0.279	41.2038	-104.825
F4	NS	0.2261	-4.6183	44.5386
F8	NS	0.2695	-18.0784	149.7845
T3	NS	-0.0416	10.2315	-13.6523
C3	NS	-0.0144	18.4448	-3.9636



	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Cz	NS	-0.2709	23.0375	-22.8518
C4	NS	-0.0161	13.4438	-3.9505
P3	NS	-0.2248	26.2793	-34.7446
Pz	NS	-0.1754	20.6391	-39.0351
P4	NS	-0.2163	24.6389	-25.4652
T6	NS	-0.1429	10.7775	-4.7926
O1	NS	-0.189	21.3789	-26.5621
Oz	NS	-0.2618	36.9299	-104.987
O2	NS	-0.1916	32.2355	-43.2108

NS: Não Significativo.

Fonte: Elaborado pela autora.

Na tabela 8-15, o modelo é não significativo (NS) referente ao teste F com  $p\text{-valor} > 0.05$ . Conclui-se então que a Silêncio ME (variável Y) não varia com o Silêncio Coma. Além disso, o coeficiente de correlação é fraco ( $r < 0.6$ ).

Nas Tabelas 8-16 a 8-19 estão expostos os resultados para a análise de regressão linear por eletrodos da situação entre Estimulação Coma x Estimulação ME. Afim de reduzir o número de informações, optou-se por apresentar apenas os resultados dos eletrodos que obtiveram diferenças significativas em cada ritmo.

- X: Valores de PCP da situação Estimulação Coma.
- Y: Valores de PCP da situação Estimulação ME.

Tabela 8-16: Regressão linear para o ritmo Delta da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos.

	Teste F	Coefficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coefficiente de Regressão (b)
Pz	*	0.7168	-77.6993	1.2998
Oz	*	0.6518	-30.6618	0.7309

\*  $p\text{-valor} < 0.05$

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que apenas os eletrodos Pz e Oz, obtiveram os modelos lineares criados aceitos através do teste F, onde para esses eletrodos a Estimulação ME varia de acordo com a Estimulação Coma. Ademais, para Pz e Oz a correlação entre as variáveis é forte ( $r > 0.6$ ).

Tabela 8-17: Regressão linear para o ritmo Teta da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
T3	*	0.7059	0.6539	0.7347
Oz	*	-0.6364	10.4096	-0.2873

\* *p*-valor < 0.05

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que apenas os eletrodos T3 e Oz, obtiveram os modelos lineares criados aceitos através do teste F, onde para esses eletrodos a Estimulação ME varia de acordo com a Estimulação Coma. Ademais, para Pz e Oz a correlação entre as variáveis é forte ( $r > 0.6$ ).

Tabela 8-18: Regressão linear para o ritmo Alfa da comparação Estimulação Coma x Estimulação ME, por eletrodos.

	Teste F	Coeficiente de Correlação	Intercepto (a)	Coeficiente de Regressão (b)
F3	*	-0.7486	2.3538	-0.316
F8	*	-0.7476	1.4455	-0.2312
T3	*	0.7279	0.2151	0.6909
Pz	*	-0.729	3.6143	-0.3787
Oz	*	-0.7473	5.1375	-0.6575

\* *p*-valor < 0.05

Fonte: Elaborado pela autora.

Nota-se que os eletrodos F3, F8, T3, Pz e Oz, obtiveram os modelos lineares criados aceitos através do teste F, onde para esses eletrodos a Estimulação ME varia de acordo com a Estimulação Coma. Ademais, para Pz e Oz a correlação entre as variáveis é forte ( $r > 0.6$ ). Apenas o ritmo Alfa apresentou mais que dois eletrodos (cinco ao total) onde os sinais possuíam correlação entre si e os modelos lineares foram aceitos.

## 8.5 Resumo

Afim de sintetizar todos os resultados obtidos nesse capítulo, fez-se uma tabela, vide Tabela 8-19, contendo todos os resultados pertinentes para cada análise realizada.

Tabela 8-19: Resumo das informações das análises realizadas entre os registros “Coma” e “ME”.

Análise	Silêncio	Estimulação	Região
	Ritmos		
TC - PCP	Delta e Gama	Todos, exceto Beta	Todas
VAP – PCP	Supergama	Gama	Todas
TC - Coerência	Alfa e Beta	Delta, Teta, Beta e Gama	Todas
Regressão Linear	Alfa, Beta, Gama	Teta	Temporal, Central e Occipital

TC: Teste de Comparação de Wilcoxon dos Postos Sinalizados e VAP: Variação Percentual.

Fonte: Elaborado pela autora.

Independente da análise feita, nota-se que os ritmos Alfa, Beta e Gama, para a situação Silêncio, são prevalentes como aqueles que obtiveram melhores resultados nas análises realizadas. Para a situação Estimulação, os ritmos Teta e Gama, aparecem como ritmos com melhores resultados em três das quatro análises confrontadas. No concerne, regiões cerebrais, Temporal, Central e Occipital, são as únicas que aparecem em todas as análises realizadas.

## 8.6 Discussões

No teste de comparação – para análise de PCP – em ambas as situações (Silêncio e Estimulação) o ritmo Supergama teve diferenças significativas; particularmente, a situação entre Estimulações todos os ritmos apresentaram diferenças significativas, exceto Beta; em relação a Coerência os ritmos Alfa e Beta foram aqueles que se sobressaíram dos demais no que diz respeito a quantidade de diferenças significativas, em especial, para a situação entre silêncios, vide Tabela 8-5, e para a situação entre estímulos observa-se que todos os ritmos apresentaram diferenças significativas, exceto Alfa e Supergama.

No concerne, análise de regressão linear por análise de ritmos, quando se trata de situação entre Silêncios não houve correlação entre os sinais e ao analisar a situação entre Estímulos apenas o ritmo Teta apresentou um alto índice de correlação. No tocante, análise de regressão linear por eletrodo a situação entre Silêncios apresentou correlação entre os sinais para os ritmos Beta e Gama, e para a situação entre estímulos, o coeficiente de correlação entre os sinais foi evidenciado pelos ritmos Delta, Teta e Alfa.

Em relação a variação percentual da mediana de PCP, nota-se que em ambas as situações os ritmos Gama e Supergama foram aqueles que obtiveram maiores variações, sendo que Supergama obteve uma média de variação de 85% para a situação entre silêncios e Gama uma variação 100% para a situação entre estímulos. Outro ponto que pode ser considerado: a média geral para qualquer que seja o ritmo, a situação entre silêncios tem uma variação média geral de 35%, e a situação entre estímulos tem uma variação percentual média de 65%. Com esse resultado, é possível afirmar que quando há presença estímulo musical existe uma variação quase duas vezes maior do que quando não há nenhum estímulo (situação em silêncio).

Em qualquer que seja a análise empregada – teste de comparação, variação percentual ou regressão linear –, a situação entre Estímulos sempre possui mais variação e/ou mais diferenças significativas do que quando comparada com a situação entre silêncios, isso pode ser um preditor quanto aos efeitos da estimulação musical até quando essa é empregada para pacientes com diagnóstico de morte encefálica.

## 8.7 Considerações finais

Para o quantificador PCP, a comparação que obteve um maior número de diferenças significativas foi entre Estimulações, sendo que essas diferenças estão concentradas nos ritmos Delta, Teta, Alfa e Gama. Em relação a Coerência, a situação de comparação entre silêncios foi aquela que apresentou mais diferenças para quase todos os ritmos, exceto para Supergama. Através da variação percentual da mediana de PCP, os ritmos Supergama e Gama foram aqueles que tiveram variações máximas – igual a 100% - para as situações entre silêncio e entre estímulos, respectivamente.

Cinco eletrodos da situação entre estímulos – através da regressão linear – para o ritmo Alfa tiveram seus modelos rejeitados, ou seja, *p-valores* do teste de comparação foram menores que o nível de significância – 5% –, porém para esses mesmos eletrodos o valor de coeficiente de correlação mostrou que há correlação entre os sinais utilizados.

A partir do item 8.5, nota-se que a regressão linear da situação entre Silêncios foi coerente com os resultados encontrados no teste de comparação realizado para os quantificadores PCP e Coerência, sendo tanto na regressão quanto na análise de PCP, o ritmo Gama apresentou diferenças; quando se compara regressão linear com os resultados de

Coerência observa-se que os ritmos Alfa e Beta apresentaram diferenças nas duas análises. Em relação a situação entre estímulos, todos os resultados apresentaram similaridade em relação ao ritmo Teta; quando se compara os resultados do teste de comparação dos quantificadores PCP e Coerência, esses apresentaram os mesmos resultados para os ritmos Delta, Teta e Gama.

Em uma análise mais profunda a situação entre Silêncios para qualquer que seja a análise – teste de comparação ou regressão linear – os eletrodos frontais são aqueles que se destacam dentre os demais, uma hipótese que pode ser levantada é o fato desse paciente possuir uma lesão na região frontal esquerda. Quando se faz o mesmo estudo, só que para a situação entre estímulos, nota-se que a região frontal continua tendo destaque, mas todas as regiões apresentaram diferenças significativas, principalmente, as regiões: temporal (T3) e occipital (Oz), em especial quando se trata da análise de regressão linear.

# Capítulo 9

## CONCLUSÃO

*Neste capítulo serão abordados as principais discussões e conclusões a cerca do trabalho realizado.*

### 9.1 Discussões Gerais

Em um primeiro momento optou-se por colocar de maneira resumida todas as informações pertinentes de cada paciente estudado nesse trabalho, como: informações técnicas referentes a etiologia, medicamentos utilizados e desfecho clínico, além de especificar qual trecho do registro foi analisado, essas e outras informações foram dispostos na Tabela 9-1.

Tabela 9-1: Informações técnicas dos pacientes e trechos do sinal que foram analisados.

Registro	Informações Técnicas	Trechos analisados
Longo Silêncio	Paciente, 64 anos, com encefalopatia pós anóxia em estado de mal clínico, sem atividade irritativa, atividade de base padrão de surto supressão, sob efeito de medicamentos sedativos (Midazolam) e anticonvulsivantes (Fenitoína), RAAS – 4. Desfecho clínico: óbito, provável parada cardiorrespiratória.	- Sinal completo (16 minutos) - 5 minutos do sinal (do terceiro minuto até o sétimo)
Longo Estimulação	Paciente, 56 anos, AVEH; distúrbio lento grave difuso e inespecífico da atividade de base cerebral que pode ser justificada – por partes – devido a sedação; sob efeito de medicamentos sedativos (Midazolam, Fentanil e Dormonid) e anticonvulsivante (Fenitoína), RASS -5; Desfecho clínico: Alta hospitalar.	- 2 minutos de silêncio (sem estimulação) - 4 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448

Registro	Informações Técnicas	Trechos analisados
Chamar pelo nome	Paciente, 31 anos, com TCE, infecção no sistema nervoso central e pneumonia aspirativa, sob efeitos de medicamentos anti-inflamatórios, sedativos (Fentanil, Midazonal) e anticonvulsivantes (Propofol); RASS -5; Desfecho clínico: Alta hospitalar	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2 Minutos de silêncio (sem estimulação)</li> <li>- 2 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448</li> <li>- 30 segundos chamando o paciente pelo nome</li> <li>- 2 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448</li> </ul>
Variando volume	Paciente, 43 anos, com AVEH intraparenquimatose intraventricular e crises convulsivas, com hemorragia no sistema nervoso central, lesão hiperdensa extensa em região frontal profunda esquerda com efeito de massa importante e inundação ventricular bilateral, com infecção ativa, sob efeitos de medicamentos anti-inflamatórios (Ceftriaxona e Clindamicina), sedativos (Midazolam e Fentanil) e anticonvulsivantes (Topiramato); RASS - 5; Desfecho clínico: Óbito por morte encefálica.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2 minutos de silêncio (sem estimulação)</li> <li>- 2 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448 a um volume de 50-70 decibéis.</li> <li>- 30 segundos chamando o paciente pelo nome e tocando o ombro direito.</li> <li>- 2 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448 a um volume de 70-90 decibéis.</li> </ul>
Morte encefálica	Paciente, 43 anos, com AVEH intraparenquimatose intraventricular e crises convulsivas, com hemorragia no sistema nervoso central, lesão hiperdensa extensa em região frontal profunda esquerda com efeito de massa importante e inundação ventricular bilateral, com infecção ativa. A medicação foi suspensa no dia 14/06/2019 e o protocolo de morte encefálica foi iniciado no dia 16/06/2019. Desfecho clínico: Óbito por morte encefálica.	<ul style="list-style-type: none"> <li>- 2 minutos de silêncio (sem estimulação)</li> <li>- 2 minutos de estimulação com Sonata de Mozart para 2 pianos K448</li> <li>- 1 minuto de silêncio pós estimulação (sem estimulação)</li> </ul>

Fonte: Elaborado pela autora.

A título de facilitar a análise geral dos resultados obtidos nesse estudo, optou-se por reunir todas as informações pertinentes de cada análise realizada em cada registro. Deste modo, na Tabela 9-2 estão expostos os ritmos que tiveram destaque em seus resultados para cada análise realizada para os quantificadores PCP e Coerência.

Tabela 9-2: Resumo dos resultados obtidos em cada registro.

Registro		Análises			
		Estatística Descritiva	Teste de Comparação	Variação Percentual	Regressão Linear
Longo Silêncio	PCP	Delta e Teta	Gama	Supergama	-
	Regiões	Central, Temporal e Parietal	Todas exceto Occipital	Central, Temporal e Parietal	-
	Coerência	Delta e Teta	Gama	Delta	-
	Regiões	Frontal e Parietal	Frontal, Parietal e Occipital	Frontal, Temporal e Occipital	-
Longo Mozart	PCP	Delta e Teta	Gama e Supergama	Supergama	-
	Regiões	Frontal, Central e Temporal	Todas exceto Occipital	Frontal	-
	Coerência	Beta, Gama e Supergama	Gama	Delta	-
	Regiões	Frontal, Central e Parietal	Frontal e Temporal	Frontal, Temporal e Parietal	-
Chamar pelo nome	PCP	Gama e Supergama	Teta	Teta	Alfa, Gama e Supergama
	Regiões	Frontal, Temporal e Parietal	Temporal e Parietal	Central, Temporal e Parietal	Frontal e Temporal
	Coerência	Gama e Supergama	Gama	-	Beta, Gama e Supergama
	Regiões	Frontal e Parietal	Frontal, Temporal e Parietal	-	Frontal



Registros		Análises			
		Estatística Descritiva	Teste de Comparação	Variação Percentual	Regressão Linear
Variando o volume	PCP	Supergama	Delta a Beta	Alfa, Beta e Supergama	Todos
	Regiões	Temporal e Parietal	Central, Temporal e Parietal	Central, Temporal e Parietal	Temporal, Parietal e Occipital
	Coerência	Todos	Gama	-	-
	Regiões	Parietal e Occipital	Parietal e Occipital	-	-
Morte Encefálica	PCP	Beta e Gama	Delta e Beta	Beta e Gama	Delta, Beta e Gama
	Regiões	Temporal	Central e Parietal	Central e Parietal	Central, Temporal e Parietal
	Coerência	Gama e Supergama	Beta, Gama e Supergama	-	-
	Regiões	Central e Parietal	Central e Temporal	-	-
Coma x ME	PCP	-	Todos, exceto Beta	Gama e Supergama	Teta, Alfa, Beta e Gama
	Regiões	-	Central e Parietal	Central e Parietal	Parietal
	Coerência	-	Todos, exceto Supergama	-	-
	Regiões	-	Central e Parietal	-	-

Fonte: Elaborado pela autora.

As informações da Tabela 9-2 mostram, de maneira geral, que os resultados do teste de comparação tende a ser os mesmos que na análise de variação percentual e da regressão linear, ou seja, os mesmos ritmos que apresentaram um maior número de diferenças significativas no teste de comparação, possui maiores variações através da variação percentual e possui um alto grau de correlação pela análise da regressão linear; outro ponto que pode ser analisado de forma generalizada é o fato que quase todas as análises contém em destaques os ritmos Gama e Supergama.

No tocante, prevalência de regiões cerebrais, nota-se que há um maior predomínio das regiões central, temporal e parietal, sendo que as duas últimas estão destacadas na maioria dos resultados independente da análise que tenha sido empregada. A região occipital foi aquela que menos foi evidente nos resultados, aparecendo apenas nos registros “Longo em silêncio” para as análises de variação percentual e teste de comparação do quantificador Coerência; e em maior parte nos resultados de regressão linear para PCP, e estatística descritiva e teste de comparação para Coerência do registro “Variando o volume”.

A Tabela 9.3 traz de forma quantitativa como se dá a contribuição de cada ritmo para cada registro analisado; os resultados quantitativos são referentes a análise de variação percentual onde que para essa análise é mais simples dispor os dados quantitativos do que para as análises de estatística descritiva, teste de comparação e regressão linear. Nesta tabela foram colocados a variação percentual dos quantificadores – quando não foi analisado situações separadamente – e a variação percentual das situações – quando a análise foi realizada apenas para um quantificador que neste caso foi utilizado o PCP.

Tabela 9-3: Resumo dos resultados de variação percentual média para cada registro.

Registros	Variação Percentual média		
	PCP	Coerência	Faixa de variação
Longo Silêncio	Delta 7%	Beta 8%	PCP: 10%
	Supergama 17%	Delta 30%	Coerência: 22%
Longo Mozart	PCP	Coerência	Faixa de variação
	Delta 8%	Supergama 9%	PCP: 10%
	Supergama 18%	Delta 26%	Coerência: 17%

Registros	Variação Percentual média		
Chamando pelo nome	Silêncio x 2ª est.	1ª est. x 2ª est.	Faixa de variação
	Delta 7%	Delta 10 %	Silêncio x 2ª est.: 13%
	Teta 20%	Alfa 29%	1ª est. x 2ª est.: 9%
Variando o volume	Silêncio X Vol. 2	Vol. 1 x Vol. 2	Faixa de variação
	Delta 12%	Delta 13%	Silêncio x Vol. 2: 10%
	Alfa e Beta 22%	Teta e Beta 17%	Vol. 1 x Vol. 2: 4%
Morte encefálica	Silêncio X Est.	Est. X S.P.E.	Faixa de variação
	Supergama 22%	Supergama 8%	Silêncio x Est.: 88%
	Gama 100%	Beta 100%	Est. x S.P.E.: 92%
Coma x ME	Silêncio	Estimulação	Faixa de variação
	Delta 16%	Supergama 49%	Silêncio: 69%
	Supergama 85%	Gama 100%	Estimulação: 51%

Est. = Estimulação; Vol. = Volume.

Fonte: Elaborado pela autora.

Tendo a análise do registro longo em silêncio como base, vide Tabela 9-3, nota-se – primeiramente - que ao comparar com o registro longo com estimulação, a faixa de variação percentual média não se altera para PCP, entretanto, para Coerência essa variação é de 5%; onde: no registro longo em silêncio, PCP teve 10% de faixa de variação e Coerência 22% e para o registro longo com estimulação nota-se que a faixa de variação para os quantificadores PCP e Coerência são, respectivamente, 10% e 17%.

O quantificador Coerência mede o grau de similaridade entre os lados do escalpo, portanto, essa redução na faixa de variação quando há estimulação pode ser um preditivo que na presença de um estímulo musical a diferença entre os lobos cerebrais tende a ser menor do que quando não há estimulação alguma. Esse achado vai de comum acordo com o que (SUN, 2015) encontrou em seu estudo quando estimulou pacientes com TCE com suas músicas preferidas, onde, quando esses eram estimulados com músicas preferidas, principalmente, nas ondas Delta, Teta, Alfa e Beta, houve uma redução na potência nos ritmos lentos e aumento das amplitudes nos ritmos rápidos.

No registro em que o paciente foi chamado pelo nome, nota-se que esse possui variações superiores aos registros longo em silêncio e com estimulação; a situação estímulos foi aquela

que obteve uma faixa de variação média de 19% e média máxima de 67%, esses valores mostram que de alguma maneira o fato do paciente ter sido chamado pelo nome (estímulo conhecido) foi mais eficiente do que apenas estimulá-lo com uma música – neste caso Mozart. É notório que mesmo se a comparação tivesse sido realizada entre as situações Silêncio e Segunda estimulação, essa também traz uma variação duas vezes superior (40%) do que o registro longo com estimulação (13%) e longo sem estimulação (17%).

Esse achado vai de comum acordo com o que (MACHADO, 2007; PARK, 2016) encontraram em seus estudos, onde eles utilizaram vozes conhecidas e vozes desconhecidas para estimular pacientes com comprometimento da consciência e em seus resultados quando o paciente era estimulado com uma voz conhecida, esse apresentava diferenças mais significativas do que quando recebia o estímulo advindo por vozes desconhecidas; em particular, as diferenças encontradas por (MACHADO, 2007) estavam concentradas no ritmo Gama, nas regiões frontal e temporal esquerda.

Nos resultados do registro em que o volume do estímulo foi modificado, nota-se que não houve uma variação maior do que os registros discutidos acima; os valores de variação foram maiores, porém a faixa de variação foi menor (4%) do que quando comparado aos registros: longo em silêncio (12%), longo com estimulação (10%) e chamando pelo nome (19%). Com esse resultado não foi possível concluir de forma categórica se alterar o volume da estimulação pode, ou não, interferir no âmbito atividade cortical. (O'KELLY, 2013; SUN, 2015) utilizaram estimulação em seus estudos com um volume entre 50 a 70 decibéis, o foco desses pesquisadores não eram a variação do volume da estimulação, na verdade, não foi encontrado nenhum estudo que tinha o objetivo de estudar os efeitos da mudança do volume em uma estimulação.

A variação percentual do registro de morte encefálica foi aquela que obteve a maior faixa variação de todos os registros analisados no estudo, sendo 78% para situação Silêncio x Estimulação e 92% para Estimulação e Silêncio Pós Estimulação. A hipótese levantada a partir dos resultados obtidos, é em relação a perpetuação do estímulo mesmo quando esse já tenha sido cessado, ou seja, nota-se a partir dos valores de variação, a estimulação quando empregada e cessada, essa tende a perdurar por um determinado tempo, no caso deste estudo, por pelo menos um minuto, após o encerramento do estímulo musical.

No que diz respeito a comparação do registro de coma com o de morte encefálica, é evidente que a faixa de variação é elevada, porém, essa é menor quando comparada com a faixa do registro de morte encefálica puramente dito. A faixa de variação média da situação Silêncio, contrário do que se observa nos outros registros, é maior (69%) do que a faixa da Estimulação (51%). Esses resultados podem ser explicados pelo fato que no registro do paciente em estado de coma ainda há atividade cerebral diferentemente do registro de morte encefálica; a presença dessa atividade elétrica pode ser explicada pelo alto valor de variação encontrada na comparação entre silêncio.

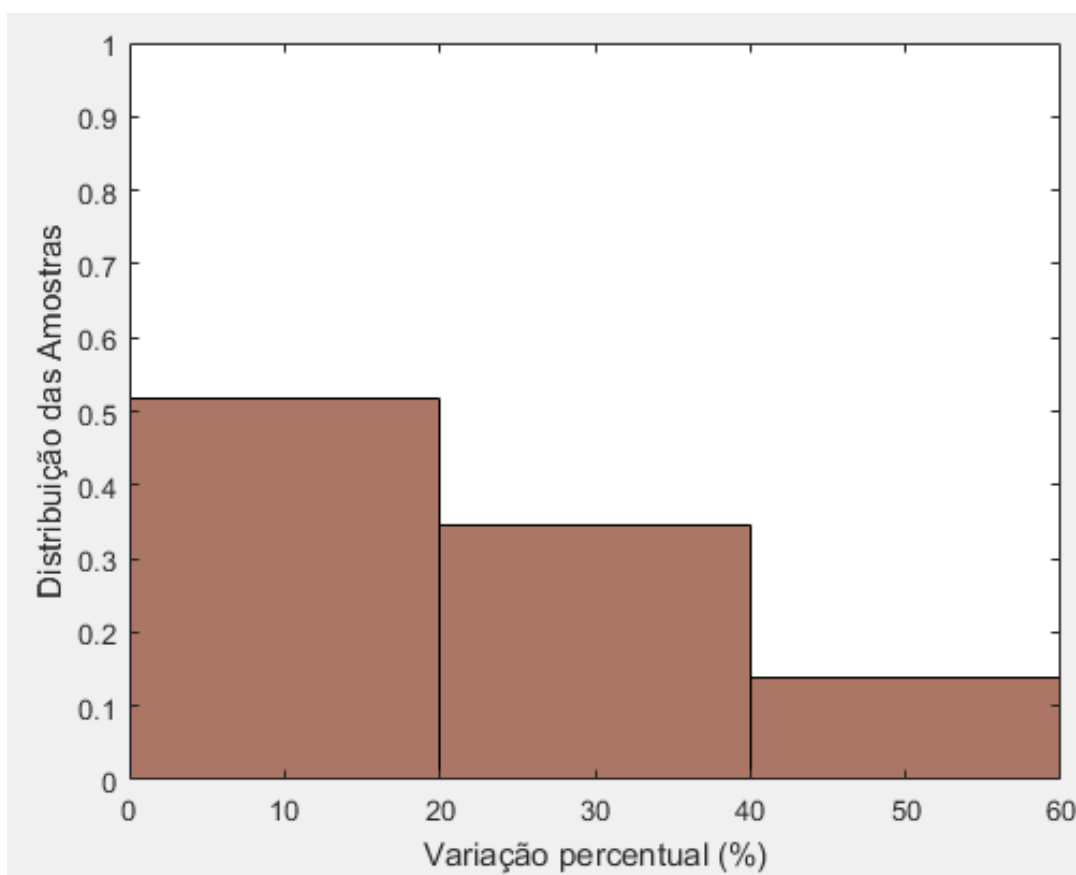
Analizando os ritmos, de maneira geral, é notório que os ritmos rápidos – Gama e Supergama – estão presentes em todas as análises; em alguns registros esses apareceram mais vezes; como nos registros: Longo com estimulação, Chamar pelo nome, Morte encefálica e Coma x Morte encefálica. Um ponto interessante que deve ser levantado é ao fato de quando os ritmos rápidos apresentam maiores variações, os ritmos lentos – Delta e Teta -, tendem a terem os menores valores de variação média, o contrário também é verdadeiro. Outro ponto a se notar: em qualquer que seja o registro analisado, sempre que na comparação há a presença de um estímulo musical, a variação nos ritmos Gama e Supergama se mostra mais elevada.

(SCHORR, 2016) ao analisar as diferenças na coerência do EEG de curto e longo alcance em áreas específicas do cérebro que são marcadores de diagnóstico de diferentes estados de distúrbios de consciência, mostrou que oscilações no ritmo Gama, podem estar associadas a interações sinápticas talamocorticais, possivelmente favorecendo as funções integrativas da consciência e essa pode estar relacionada, em pacientes minimamente conscientes e em indivíduos neurologicamente saudáveis, com coleta contínua de informações externas; Associando movimentos oculares com a atividade Gama de pacientes em estado vegetativo e minimamente conscientes, (BALAZS, 2006) teve como resultado em seu estudo que a prevalência de ritmos Gama, por exemplo, pode estar ligado a uma possível recuperação de pacientes em estado vegetativo.

Com o intuito de sintetizar mais os resultados e realizar uma análise mais profunda, optou-se por selecionar todos os valores de variação percentual de cada eletrodo que apresentou diferença significativa através do teste de comparação e construir um histograma para avaliar como se dá a concentração, de forma generalizada, da variação percentual. Para a construção

desse gráfico utilizou os dados resultantes de variação percentual do quantificador PCP dos Capítulos 4, 5 e 6; os Capítulos 7 e 8 foram excluídos da construção do histograma por analisar um registro de morte encefálica, condição clínica não encontrada comumente no dia a dia de uma rotina de UTI. Na Figura 9-1 está exposto o resultado da construção desse histograma.

Figura 9-1: Distribuição global da variação percentual dos valores de PCP.



Fonte: Elaborado pela autora.

Para a construção do histograma, vide Figura 9-1, foram utilizados 58 valores advindos de três capítulos diferentes (4, 5 e 6). Onde no eixo x estão contidos os valores de variação percentual e no eixo y está a distribuição dessas amostras de acordo com os valores de variação percentual. Os valores do eixo y variam de 0 a 1 sendo correspondente a variação de 0 a 100%.

Nota-se que a variação máxima contida no gráfico não ultrapassou a margem de 60%, tendo uma ampla concentração de dados na faixa de 0-20% com 52% dos dados (30 valores), seguido da faixa 20 - 40% com 34% dos dados (20 valores), e por último com 14% dos dados (8) estão na faixa de 40-60%. Se as faixas forem divididas entre baixa variação (0 – 20%), média variação (20 – 40%) e alta variação (40 – 60%), é evidente que, de forma geral, os dados

possuem uma variação baixa podendo ser um preditivo que mesmo sob efeitos de estimulações, pacientes em estado de coma não apresentam grandes variações da potência cerebral.

Em relação ao prognóstico dos pacientes, não foi possível determinar o desfecho desses pacientes a partir dos resultados obtidos neste estudo. Para determinar um possível prognóstico dos pacientes precisaria de estimulá-los por um período maior de tempo, durante algumas semanas, ou estimular um número maior de pacientes que tivessem, em comum, as mesmas características dos pacientes aqui analisados, como por exemplo, etiologia, gênero, idade, mesmo protocolo empregado, dentre outros.

## 9.2 Conclusões Gerais

Analisar a existência de relação entre incidência de ondas rápidas em pacientes comatosos quando esses recebem estímulos musicais era o principal objetivo desse estudo. Deste modo, foram estudados cinco registros, onde quatro deles foram gravados em pacientes em estado de coma que foram estimulados com música clássica (Sonata de Mozart). Os resultados mostraram que independente da análise realizada ou quantificador empregado, os ritmos Gama e Supergama tendem a ser prevalentes quando o paciente recebe um estímulo musical, sendo que esses ritmos possuem potências mais elevadas – como se observa ao utilizar análise de PCP – durante o estímulo.

Outro achado obtido neste trabalho é referente as regiões do escalpo; quando o paciente foi estimulado musicalmente, todas as regiões de alguma forma tiveram alterações significativas, porém, as regiões temporal e parietal foram aquelas que se destacaram das demais em todas as análises e tiveram uma prevalência nos resultados quando comparada com as demais, sendo essas regiões responsáveis pela audição e percepção, respectivamente.

Um ponto que também pode ser evidenciado é referente as ferramentas utilizadas; regressão linear e variação percentual foram de grande valia nesse estudo onde foram empregados para uma análise mais minuciosa dos dados de cada registro, em particular, a variação percentual mostrou de forma mais detalhada e quantitativa como é dada a variação entre os ritmos para cada situação. O quantificador Coerência, também, teve um papel importante neste trabalho; esse que já é consolidado pela literatura de análise de registros de EEG, mostrou a partir dos resultados aqui demonstrados que a similaridade entre os lobos do escalpo tende a aumentar quando o paciente comatoso recebe um estímulo musical.

Ademais, notou-se que nas situações em que estimular sonoramente um paciente e chamá-lo pelo nome, podem causar alterações bioelétricas mais significativas do que, por exemplo, alterar o volume da estimulação; já que essa configuração não se mostrou ser algo que afeta diretamente os resultados referentes a modificações expressivas na atividade cortical de pacientes em estado de coma. No que diz respeito ao paciente diagnosticado com morte encefálica, nota-se que existe uma variação maior após o estímulo musical, fato esse que pode ter sido causado pelo estímulo sonoro aplicado.

Em relação ao prognóstico dos pacientes, não foi possível determinar o desfecho desses pacientes a partir dos resultados obtidos neste estudo. Para determinar um possível prognóstico dos pacientes precisaria de estimular o mesmo paciente por um período maior de tempo, durante algumas semanas, ou estimular um número maior de pacientes que tivessem, em comum, as mesmas características dos pacientes aqui analisados, como por exemplo, etiologia, gênero, idade e, principalmente, empregar o mesmo protocolo de estimulação.

Neste estudo, foi possível comprovar que há variações na atividade cortical de pacientes em estado de coma quando esses recebem algum tipo de estimulação, nesse estudo estimulação musical, porém, não foi possível correlacionar essas alterações com o desfecho desses pacientes.

### 9.3 Trabalhos Futuros

Sabe-se que o conjunto de dados (número de amostras) utilizados neste estudo é pequeno para se ter conclusões incisivas, porém, os resultados obtidos neste estudo se mostraram promissores. Posto isso, no decorrer da elaboração desse trabalho, novos desafios foram encontrados e dessa forma, como trabalhos futuros, as seguintes linhas de pesquisas podem ser exploradas:

- Realizar as mesmas análises, aqui apresentadas, para os registros que já compõe a base de dados de pacientes comatosos.
- Realizar os mesmos protocolos para um grupo de pessoas neurologicamente saudável.
- Utilizar ferramentas estatísticas mais aprimoradas, como por exemplo, análise multivariada e correlação cruzada.
- Aplicar o protocolo de estimulação por um período mais extenso.



# REFERÊNCIAS

---

- ALOTAIBY, T. et al. A review of channel selection algorithms for EEG signal processing. **EURASIP Journal on Advances in Signal Processing**, v. 2015, n. 1, p. 66, Aug. 2015. <https://doi.org/10.1186/s13634-015-0251-9>
- ANGHINAH, R., KANDA, P. A. de M., JORGE, M. S., MELO, A. C. de. Eletrencefalograma quantitativo e topográfico (mapeamento cerebral): estudo do padrão normal para uma população adulta. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 56, n. 1, p. 59-63, Mar. 1998. <https://doi.org/10.1590/S0004-282X1998000100009>.
- AYRES, M. *et al.* **BioEstat 5.0: aplicações estatísticas nas áreas das ciências biológicas e médicas**. Belém, 2007.
- BAARS, B. J.; GAGE, N. M. **Cognition, brain, and consciousness: Introduction to cognitive neuroscience**. Academic Press, 2010.
- BAI, Y.; XIA, X.; LIANG, Z.; WANG, Y.; YANG, Y.; HE, J.; LI, X. Frontal connectivity in EEG gamma (30–45 hz) respond to spinal cord stimulation in minimally conscious state patients. **Frontiers in cellular neuroscience**, v. 11, p. 177, Jun. 2017. <https://doi.org/10.3389/fncel.2017.00177>
- BAI, Y.; XIA, X.; WANG, Y.; GUO, Y.; YANG, Y.; HE, J.; LI, X. Fronto-parietal coherence response to tDCS modulation in patients with disorders of consciousness. **International Journal of Neuroscience**, v. 128, n. 7, p. 587-594, Nov. 2018. <https://doi.org/10.1080/00207454.2017.1403440>
- BALAZS, S.; STEPAN, C.; BINDER, H.; et al. Conjugate eye movements and gamma power modulation of the EEG in persistent vegetative state. **Journal of the neurological sciences**, v. 246, n. 1-2, p. 65-69, Mar. 2006. <https://doi.org/10.1016/j.jns.2006.02.007>
- BIGDELY-SHAMLO, N. et al. The PREP pipeline: standardized preprocessing for large-scale EEG analysis. **Frontiers in neuroinformatics**, v. 9, p. 16, Jun. 2015. <https://doi.org/10.3389/fninf.2015.00016>
- BRENNER, R. P. The interpretation of the EEG in stupor and coma. **The neurologist**, v. 11, n. 5, p. 271-284, Sep. 2005. <https://doi.org/10.1097/01.nrl.0000178756.44055.f6>

BROWN, E. N.; LYDIC, R.; SCHIFF, N. D. General anesthesia, sleep, and coma. **New England Journal of Medicine**, v. 363, n. 27, p. 2638-2650, Dec. 2010. <https://doi.org/10.1056/NEJMra0808281>

BRUNI, A. L. **Estatística aplicada à Gestão Empresarial**. 4.ed. São Paulo: Atlas, 2013.

BUSSAB, W. O.; MORETTIN, P. A. **Estatística básica**. 8. ed. São Paulo: Editora Saraiva, 2009.

BUZSAKI, G. **Rhythms of the Brain**: 1.ed. Oxford University Press, 465 p., 2009.

CHAPMAN, J. L. **Handbook of Parametric and Nonparametric Statistical Procedures**. Chapman and Hall/CRC, 2012.

CHATELLE, C. et al. La Sensory Modality Assessment and Rehabilitation Technique (SMART): une echelle comportementale d'évaluation et de revalidation pour des etats alteres de conscience. **revue neurologique**, v. 166, n. 8-9, p. 675-682, Jan. 2010. <https://doi.org/10.1016/j.neurol.2010.01.011>

CHATTERJEE, S.; HADI, A. S. **Sensitivity analysis in linear regression**. John Wiley & Sons, 2009.

CHIAPPA, K. H.; HILL, R. A. Evaluation and prognostication in coma. **Electroencephalography and clinical neurophysiology**, v. 106, n. 2, p. 149-155, Oct. 1998. [https://doi.org/10.1016/S0013-4694\(97\)00118-1](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00118-1)

COSSU, G. Therapeutic options to enhance coma arousal after traumatic brain injury: state of the art of current treatments to improve coma recovery. **British journal of neurosurgery**, v. 28, n. 2, p. 187-198, Apr. 2014. <https://doi.org/10.3109/02688697.2013.841845>

COSTA, A. C. P. R. da. **Análise Tempo-Frequência de Sinais Eletroencefalográficos Normais Antes, Durante e Após Estímulo Musical**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. p.69. 2018.

DA SILVA, A. G. et al. An exploration of heart rate response to differing music rhythm and tempos. **Complementary therapies in clinical practice**, v. 20, n. 2, p. 130-134, May 2014. <https://doi.org/10.1016/j.ctcp.2013.09.004>

DELORME, A.; SEJNOWSKI, T.; MAKEIG, S. Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis Arnaud. **Neuroimage**, v. 34, n. 4, p. 1443–1449, 2010. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.11.004>

EBERSOLE, J. S.; PEDLEY, T. A. (Ed.). **Current practice of clinical electroencephalography**. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

ELY, E. W. et al. Monitoring sedation status over time in ICU patients: reliability and validity of the Richmond Agitation-Sedation Scale (RASS). **Jama**, v. 289, n. 22, p. 2983-2991, June 2003. <https://doi.org/10.1001/jama.289.22.2983>

FATOURECHI, M. et al. A survey of signal processing algorithms in brain-computer interfaces based on electrical brain signals. **Journal of Neural Engineering**, v. 4, n. 2, p. R32-57, Mar. 2007. <https://doi.org/10.1088/1741-2560/4/2/R03>

FERREIRA, L. L. et al. Response of cardiac autonomic modulation after a single exposure to musical auditory stimulation. **Noise & health**, v. 17, n. 75, p. 108, Mar. 2015. <https://doi.org/10.4103/1463-1741.153402>

FONTELLES, M. J. **Bioestatística Aplicada à Pesquisa Experimental**. 1. ed. Livraria da Física, 2012.

GAOCHAO, C. U. I. et al. EEG analysis for differentiating between brain death and coma in humans. **INTERNATIONAL JOURNAL OF COMPUTERS & TECHNOLOGY**, v. 15, n. 11, p. 7189-7201, Aug. 2016. <https://doi.org/10.24297/ijct.v15i11.4377>

GEORGIOPOULOS, M. et al. Vegetative state and minimally conscious state: a review of the therapeutic interventions. **Stereotactic and functional neurosurgery**, v. 88, n. 4, p. 199-207, May 2010. <https://doi.org/10.1159/000314354>

GIACINO, J. T. et al. Behavioral assessment in patients with disorders of consciousness: gold standard or fool's gold?. **Progress in brain research**, v. 177, p. 33-48, 2009. [https://doi.org/10.1016/s0079-6123\(09\)17704-x](https://doi.org/10.1016/s0079-6123(09)17704-x)

GOLKOWSKI, D.; MERZ, K.; MLYNARCIK, C.; KIEL, T.; SCHORR, B.; LOPEZ-ROLON, A. et al. Simultaneous EEG–PET–fMRI measurements in disorders of consciousness: an exploratory study on diagnosis and prognosis. **Journal of neurology**, v. 264, n. 9, p. 1986-1995, Aug. 2017. <https://doi.org/10.1007/s00415-017-8591-z>

HUGDAHL, K. Symmetry and asymmetry in the human brain. **European Review**, v. 13, n. SUPPL. 2, p. 119–133, Oct. 2005.

LAKSHMI, M. R.; PRASAD, T. V.; PRAKASH, Dr V. C. Survey on EEG signal processing methods. **International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering**, v. 4, n. 1, Jan. 2014.

LECHINGER, J.; BOTHE, K.; PICHLER, G.; MICHITSCH G.; DONIS, J.; KLIMESCH, W.; SCHABUS, M. CRS-R score in disorders of consciousness is strongly related to spectral EEG at rest. **Journal of neurology**, v. 260, n. 9, p. 2348-2356, May .2013.  
<https://doi.org/10.1007/s00415-013-6982-3>

LEHEMBRE, R.; BRUNO, M.-A.; NOIRHOMME, Q. Resting-state EEG study of comatose patients: a connectivity and frequency analysis to find differences between vegetative and minimally conscious states. **Functional neurology**, v. 27, n. 1, p. 41, Jan-Mar. 2012.

LEWIS, L. D. et al. Rapid fragmentation of neuronal networks at the onset of propofol-induced unconsciousness. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 109, n. 49, p. E3377-E3386, Dec. 2012. <https://doi.org/10.1073/pnas.1210907109>

LI, L.; WITON, A.; MARCORA, S.; BOWMAN, H.; MANDIC, D. P. EEG-based brain connectivity analysis of states of unawareness. In: **2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**. IEEE, p. 1002-1005, 2014.

LIMA, I. N. O. **Desenvolvimento de uma plataforma para o processamento estatístico de sinal eletroencefalográfico (EEG)**. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Biomédica) – Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. p.47. 2018.

LIN, Y.; LIU, T.; HUANG, Q.; SU, Y.; CHEN, W.; GAO, D.; TIAN, X.; HUANG, T.; ZHEN, Z.; HAN, T.; YE, H.; WANG, Y. Electroencephalography and Functional Magnetic Resonance Imaging-Guided Simultaneous Transcranial Direct Current Stimulation and Repetitive Transcranial Magnetic Stimulation in a Patient With Minimally Conscious State. **Frontiers in neuroscience**, v. 13, Jul. 2019. <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00746>

- 
- KALMAR, K.; GIACINO, J. T. The JFK coma recovery scale—revised. **Neuropsychological rehabilitation**, v. 15, n. 3-4, p. 454-460, Jan. 2005. <https://doi.org/10.1080/09602010443000425>
- KAPLAN, P. W. The EEG in metabolic encephalopathy and coma. **Journal of clinical neurophysiology**, v. 21, n. 5, p. 307-318, Oct. 2004.
- KOTCHOUBEY, B.; PAVLOV, Y. G.; KLEBER, B. Music in research and rehabilitation of disorders of consciousness: psychological and neurophysiological foundations. **Frontiers in psychology**, v. 6, p. 1763, Nov. 2015. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2015.01763>
- MACHADO, C.; KOREIN, J.; AUBERT, E.; BOSCH, J.; ALVAREZ, M. A.; et al. Recognizing a mother's voice in the persistent vegetative state. **Clinical EEG and neuroscience**, v. 38, n. 3, p. 124-126, Apr. 2007. <https://doi.org/10.1177/155005940703800306>
- MEGHA, M.; HARPREET, S.; NAYEEM, Z. Effect of frequency of multimodal coma stimulation on the consciousness levels of traumatic brain injury comatose patients. **Brain injury**, v. 27, n. 5, p. 570-577, Mar. 2013. <https://doi.org/10.3109/02699052.2013.767937>
- MONTGOMERY, D. C.; PECK, E. A.; VINING, G. G. **Introduction to linear regression analysis**. John Wiley & Sons, 2012.
- MONTGOMERY, D. C.; RUNGER, G. C. **Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros**. 4 ed. Rio de Janeiro: LTC, 2009.
- MYERS, J. L.; WELL, A.; LORCH, R. F. **Research design and statistical analysis**. Routledge, 2010.
- NARO, A.; LEO, A.; CANNAVÒ, A.; BUDA, A.; BRAMANTI, P.; CALABRÒ, R. S. Do unresponsive wakefulness syndrome patients feel pain? Role of laser-evoked potential-induced gamma-band oscillations in detecting cortical pain processing. **Neuroscience**, v. 317, p. 141-148, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1016/j.neuroscience.2016.01.009>
- NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. DA. **Electroencephalography : basic principles, clinical applications, and related fields**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1256 p., 2005.
- O'KELLY, J.; JAMES, L.; PALANIAPPAN, R.; TABORIN, J.; FACHNER, J.; MAGEE, W. L. Neurophysiological and behavioral responses to music therapy in vegetative and minimally

conscious states, **Frontiers in Human Neuroscience**, vol. 7, n. 884, p. 1-16, Dec. 2013. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2013.00884>

OLIVEIRA, C. C. de. **Estudo da variação da frequência cerebral e relação entre ritmos lentos rápidos em registros de EEG comatosos e controles**. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. p. 81. 2018. <http://dx.doi.org/10.14393/ufu.di.2018.1105>

OLIVEIRA, E. et al. Traumatismo Crânio-Encefálico: Abordagem Integrada. **Acta Médica Portuguesa**, v. 25, n. 3, 2012.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S.; NAWAB, S. H. **Sinais e sistemas**: 2.ed. Prentice-Hall, 592 p., 2010.

OSTERMANN, M. E. et al. Sedation in the intensive care unit: a systematic review. **Jama**, v. 283, n. 11, p. 1451-1459, June, 2000. <https://doi.org/10.1001/jama.283.11.1451>

PAN, J.; XIE, Q.; HUANG, H.; HE, Y.; SUN, Y.; YU, R.; LI, Y. Emotion-related consciousness detection in patients with disorders of consciousness through an EEG-based BCI system. **Frontiers in human neuroscience**, v. 12, p. 198, May. 2018. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2018.00198>

PARK, S.; DAVIS, A. E. Effectiveness of direct and non-direct auditory stimulation on coma arousal after traumatic brain injury. **International journal of nursing practice**, v. 22, n. 4, p. 391-396, Aug. 2016. <https://doi.org/10.1111/ijn.12448>

PLUM, F.; POSNER, J. B. **The diagnosis of stupor and coma**. Oxford University Press, USA, 1982.

POSNER, J. B. et al. **Plum and Posner's diagnosis of stupor and coma**. OUP USA, 2007.

PURDON, P. L. et al. Electroencephalogram signatures of loss and recovery of consciousness from propofol. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, v. 110, n. 12, p. E1142-E1151, Mar. 2013. <https://doi.org/10.1073/pnas.1221180110>

RAGLIO, A.; GUIZZETTI, G. B.; BOLOGNESI, M.; ANTONASI, D.; GRANIERI, E.; BAIARDI, P.; MAGGIONI, G.; PISTARINI, C. Active music therapy approach in disorders of consciousness: a controlled observational case series. **Journal of neurology**, v. 261, n. 12, p. 2460-2462, Oct. 2014. <https://doi.org/10.1007/s00415-014-7543-0>

RAMOS, C. D. **Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa**. Tese (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica, Universidade Federal de Uberlândia. Uberlândia. p. 156. 2018.

ROACH, B. J.; MATHALON, D. H. Event-related EEG time-frequency analysis: an overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in schizophrenia. **Schizophrenia bulletin**, v. 34, n. 5, p. 907-926, Aug. 2008. <https://doi.org/10.1093/schbul/sbn093>

ROBINSON, L. R.; MICKLESEN, P. J. Does stimulus rate matter when performing somatosensory evoked potentials for coma patients?. **Neurocritical care**, v. 12, n. 1, p. 69-73, Feb. 2010. <https://doi.org/10.1007/s12028-009-9191-2>

SEBER, G. A.F.; LEE, A. J. **Linear regression analysis**. John Wiley & Sons, 2012.

SCHORR, B.; SCHLEE, W.; ARNDT, M.; BENDER, A. Coherence in resting-state EEG as a predictor for the recovery from unresponsive wakefulness syndrome. **Journal of neurology**, v. 263, n. 5, p. 937-953, Mar. 2016. <https://doi.org/10.1007/s00415-016-8084-5>

SÖRNMO, Leif; LAGUNA, Pablo. **Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications**: 1. ed. Academic Press, 668 p., 2005.

SUN, J.; CHEN, W. Music therapy for coma patients: preliminary results. **Eur Rev Med Pharmacol Sci**, v. 19, n. 7, p. 1209-18, 2015.

THAKOR, N. V.; TONG, S. Advances in quantitative electroencephalogram analysis methods. **Annu. Rev. Biomed. Eng.**, v. 6, p. 453-495, Aug. 2004. <https://doi.org/10.1146/annurev.bioeng.5.040202.121601>

TONG, S.; THAKOR, N. V. **Quantitative EEG analysis methods and clinical applications**. Artech House, 2009.

TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 10. ed. Rio de Janeiro: LTC – Livros Técnicos e Científicos, 2008.

TZALLAS, A. T.; TSIPOURAS, M. G.; FOTIADIS, D. I. Epileptic seizure detection in EEGs using time–frequency analysis. **IEEE transactions on information technology in biomedicine**, v. 13, n. 5, p. 703-710, Sep. 2009. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2017939>

- 
- VAN PUTTEN, M. J. A. M. The revised brain symmetry index. **Clinical neurophysiology**, v. 118, n. 11, p. 2362-2367, Nov. 2007. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.07.019>
- VERGER, J. et al. Effets bénéfiques de la musique préférée sur les capacités cognitives des patients en état de conscience minimale. **Revue Neurologique**, v. 170, n. 11, p. 693-699, Nov. 2014. <https://doi.org/10.4322/2526-8910.ctoar1909>
- WEISBERG, S. **Applied linear regression**. John Wiley & Sons, 2005.
- WILSON, J. A.; NORDAL, H. J. EEG in connection with coma. **Tidsskrift for den Norske laegeforening: tidsskrift for praktisk medicin, ny raekke**, v. 133, n. 1, p. 53-57, Dec.2013. <https://doi.org/10.4045/tidsskr.11.1432>
- YOUNG, G. B. The EEG in coma. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 17, n. 5, p. 473-485, Nov. 2000.
- YUAN, L.; CAO, J. Patients' EEG data analysis via spectrogram image with a convolution neural network. In: **International Conference on Intelligent Decision Technologies**. Springer, Cham, May. 2017. p. 13-21.
- ZAFONTE, R. D. et al. Relationship Between Glasgow Coma Scale and Functional Outcome1. **American journal of physical medicine & rehabilitation**, v. 75, n. 5, p. 364-369, Oct.1996.
- ZHANG, J.; ZHANG, N.; TANG, J.; CAO, J.; KONG, W.; PENG, Y. A new method for brain death diagnosis based on phase synchronization analysis with EEG. In: **2018 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM)**. IEEE, 2018. p. 1135-1138.



# ANEXO A\*

## PARECER CONSUBSTANCIADO LIBERADO PELO CEP - UFU



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** Estudo do efeito da estimulação musical baseada em eletroencefalografia (EEG)

**Pesquisador:** João Batista Destro Filho

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 82824017.5.0000.5152

**Instituição Proponente:** Faculdade de Engenharia Elétrica

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 2.570.022

#### Apresentação do Projeto:

O protocolo de pesquisa intitulado "Estudo do efeito da estimulação musical baseada em eletroencefalografia (EEG)" pretende estudar prospectivamente os efeitos de estimulação musical em pacientes da Unidade de Terapia Intensiva Adulta (UTIA) do Hospital de Clínicas de Uberlândia, sem perturbar a rotina de tratamento dos mesmos, investigando a influência de tais estimulações através do EEG previsto no protocolo de tratamento, e através dos parâmetros de monitoramento contínuo (em termos de pressões arteriais e frequências cardíacas). O grupo de estudo receberá estimulação musical prolongada, ou seja, durante três dias consecutivos logo após a realização do EEG de rotina. Já o grupo controle não receberá estas estimulações. O Eletroencefalograma (EEG) mede a atividade elétrica do cérebro em diferentes locais do córtex cerebral, geralmente usando eletrodos colocados no couro cabeludo. Suas principais vantagens sobre as outras técnicas de gravação são a alta resolução temporal e o fato de que pode ser gravado de forma não-invasiva. Devido ao baixo custo, as gravações de EEG são amplamente utilizados tanto em ambientes clínicos quanto em pesquisas. Isso faz com que esse exame seja uma ferramenta muito acessível e útil, que é particularmente interessante para a análise dos processos cerebrais de alto nível. No contexto das Unidades de Terapia Intensiva (UTI), observa-se que existe uma tendência internacional em utilizar registros de EEG para monitorização contínua de pacientes neurologicamente críticos. Particularmente, no contexto de pacientes em coma, o EEG revelou recentemente resultados significativos, com impacto clínico

**Endereço:** Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
**Bairro:** Santa Mônica **CEP:** 38.408-144  
**UF:** MG **Município:** UBERLÂNDIA  
**Telefone:** (34)3239-4131 **Fax:** (34)3239-4335 **E-mail:** cep@propp.ufu.br



Continuação do Parecer: 2.570.022

Outros	RAMETROS.pdf	16:27:08	Camila Davi Ramos	Aceito
Outros	ANEXO2_DADOS_MUSICOTERAPICO S.pdf	03/02/2018 16:26:31	Camila Davi Ramos	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_CORRIGIDO.pdf	03/02/2018 16:23:40	Camila Davi Ramos	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	PROJETO_V_SUBMISSAO_CORRIGIDO.pdf	03/02/2018 16:22:47	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Pesquisadores	termo_compromisso_fev_2018.pdf	03/02/2018 16:21:45	Camila Davi Ramos	Aceito
Outros	link_lattes.docx	29/01/2018 13:33:03	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Ints_COPARTICIPANTE_2.jpeg	10/10/2017 08:46:45	Camila Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Inst_COPARTICIPANTE.jpeg	10/10/2017 08:45:35	Camila Davi Ramos	Aceito

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

UBERLÂNDIA, 28 de Março de 2018

Assinado por:

Sandra Terezinha de Farias Furtado  
(Coordenador)

Profa. Dra. Karine Rezende de Oliveira  
Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos  
UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA  
Coordenadora  
Portaria SEI PROPP 22/2018

Endereço: Av. João Naves de Ávila 2121- Bloco "1A", sala 224 - Campus Sta. Mônica  
Bairro: Santa Mônica CEP: 38.408-144  
UF: MG Município: UBERLÂNDIA  
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@propp.ufu.br

# ANEXO B - PRODUÇÕES CIENTÍFICAS



XVI CEEL - ISSN 2178-8308  
Universidade Federal de Uberlândia  
05 a 09 de novembro de 2018



## DESENVOLVIMENTO DE PLATAFORMA PARA ANÁLISE ESTATÍSTICA DE SINAIS ELETROENCEFALOGRÁFICOS

Izabella Nonato Oliveira Lima<sup>\*1</sup>, Camila Davi Ramos<sup>1</sup>, Aurélia A. A. Rodrigues<sup>2</sup> e João-Batista Destro-Filho<sup>1</sup>

<sup>1</sup>FEELT – Universidade Federal de Uberlândia

<sup>2</sup>FAMAT – Universidade Federal de Uberlândia

**Resumo** - A análise estatística de fenômenos biológicos pode auxiliar na identificação de padrões de comportamento de um sinal biomédico, por exemplo. Este trabalho possui o objetivo de desenvolver um software de análise estatística descritiva do sinal eletroencefalográfico por meio de 14 índices que vão desde de média e mediana até valores de curtose e assimetria. O software foi testado com registros de EEG reais de indivíduos normais e pacientes comatosos, levando a resultados significativos em termos de velocidade e praticidade de uso, bem como fornecendo resultados tão precisos quanto outras plataformas de análise estatística já consagradas, que são complexas ao serem usadas com dados de EEG.

**Palavras-Chave** – Bioestatística, eletroencefalografia, software.

### DEVELOPMENT OF A SOFTWARE FOR STATISTICAL ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAPHIC (EEG) SIGNS

**Abstract** - Statistical analysis of biological phenomena may help in the identification of patterns of behavior of a biomedical signal, for example. The objective of this work is to develop software for the statistical analysis of the electroencephalographic signal by means of 14 indexes ranging from average and median to values of kurtosis and asymmetry. The software was tested with real EEG records from normal individuals and comatose patients, leading to significant results in terms of speed and practicality of use, as well as providing results as accurate as other established statistical analysis platforms, which are complex when used with EEG data.

**Keywords** - Biostatistics, electroencephalography, software.

### 1. INTRODUÇÃO

A ciência estatística tem como objetivo, observar, coletar, classificar, resumir, organizar, analisar e interpretar um

<sup>\*</sup>izabella.nonato.lima@outlook.com

conjunto de dados, tendo sua importância no momento de delimitar incertezas advindas dos resultados obtidos do processamento dos dados, podendo ser utilizada, também, na réplica de uma dada pesquisa em mesmas condições, obtendo desde modo, os mesmos resultados em todas as repetições executáveis [1]. A estatística possui diversas ramificações para as mais variadas aplicações, sendo que uma delas é denominada bioestatística, responsável pela análise de dados biológicos, como por exemplo, na medicina a bioestatística auxilia na escolha das situações experimentais e na determinação da quantidade de indivíduos a serem examinados [2].

A bioestatística pode ser ainda, empregada na análise quantitativa de registros de sinal de eletroencefalografia (EEG). Existem uma gama de ritmos de EEG e estes dependem do estado mental do sujeito, como o grau de atenção, despertar e sono. Os ritmos são convencionalmente caracterizados por sua faixa de frequência (atividade neural) e amplitude relativa (interação neural) [3], sendo classificados em cinco bandas de frequências, conhecidas na neurologia como: Delta (<4Hz), Teta (4-7Hz), Alfa (8-13Hz), Beta (14-30Hz) e Gama (>30Hz) [4]. Os ritmos Delta e Teta são constatados no estado de sono profundo e durante a sonolência, respectivamente. Indivíduos normais que estão relaxados, a presença do ritmo Alfa é bastante proeminente, o ritmo Beta normalmente é observado em alguns estágios do sono devido a suas características (baixa amplitude e alta frequência) e o ritmo Gama possui relação a um estado de processamento ativo [5]. Na área clínica o sinal eletroencefalográfico normalmente é registrado utilizando o sistema internacional de posição de eletrodos 10-20 e a aquisição desde sinal é geralmente realizada a uma frequência de no mínimo 200 Hz, para evitar o efeito de aliasing no sinal captado [6].

A análise estatística de sinais EEG é aplicado em diversos estudos que tem como objetivo fornecer informações desde a presença de pequenos artefatos no sinal de EEG captado [7], quanto para avaliação de modo quantitativo da mudança de topografia de campo ao longo do tempo em sinais de EEG multicanal [8] e até mesmo no desenvolvimento de softwares para análise e distinção minuciosa das oscilações que são associadas normalmente com ondas de EEG [9]. Em relação aos softwares de análise estatística, existem aqueles que

valores constatada, contudo a interpretação dos resultados pode ser realizada do mesmo modo para os três softwares.

#### IV. CONCLUSÃO

A análise estatística de dados biomédicos é essencial na geração de conclusões e tomadas de decisão principalmente no que tange à aplicação clínica. Diante disso, a criação de uma plataforma de análise de sinais EEG para cálculos estatísticos se fez necessário uma vez que a utilização de softwares já existentes foi ineficaz e consideravelmente trabalhosa, resultando em elevada perda de tempo. Logo, por meio de interfaces, como se observa nas Figuras 1 – 3, foi possível projetar uma plataforma confiável que utilizasse quantificadores pré-calculados de sinais EEG e por meio de 14 índices estatísticos, resumissem os dados de maneira eficaz e rápida.

Pretende-se como trabalhos futuros, implementar uma plataforma de cálculo de quantificadores e agrupar com essa plataforma, bem como desenvolver uma parte relacionada à análise multivariada, com cálculos de componentes principais e agrupamentos por clusters para tornar essa plataforma inteiramente dedicada ao processamento de sinais EEG especialmente gerados no setor de neurologia do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia.

#### AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a equipe de neurologia do HCU-UFU, bem como alunos de iniciação científica e professores que auxiliaram no desenvolvimento e testes da plataforma. Agradecem ainda aos órgãos de fomento pelo auxílio financeiro e estrutural da pesquisa: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES); Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPQ); e Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG).

#### REFERÊNCIAS

- [1] M. J. Fontelles, *BIOESTATÍSTICA Aplicada à Pesquisa Experimental: volume 1*. 2012.
- [2] L. G. Zaros and H. R. De Medeiros, *Bioestatística*. 2. ed. Natal: EDUFRRN, 2011.
- [3] S. Sanei and J. A. Chambers, *EEG Signal Processing*. 1ª. ed. Universidade de Cardiff, Reino Unido: John Wiley & Sons, 2007.
- [4] W. J. Freeman and R. Q. Quiroga, *Imaging brain function with EE: Advanced temporal and spatial analysis of electroencephalographic signals*. 2013.
- [5] D. L. Schomer and F. Lopes da Silva, *Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. 2012.
- [6] L. Sörnmo and P. Laguna, *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. 1ª. ed. Estados Unidos: Elsevier, 2005.
- [7] A. Delorme, T. Sejnowski, and S. Makeig, "Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis," *Neuroimage*, vol. 34, no. 4, pp. 1443–1449, 2007.
- [8] D. Brunet, M. M. Murray, and C. M. Michel, "Spatiotemporal analysis of multichannel EEG: CARTOOL," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [9] Z. J. Waldman, S. Shimamoto, I. Song, I. Orosz, A. Bragin, I. Fried, J. Engel, R. Staba, M. R. Sperling, and S. A. Weiss, "A method for the topographical identification and quantification of high frequency oscillations in intracranial electroencephalography recordings," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 129, no. 1, pp. 308–318, 2018.
- [10] A. Delorme, T. Mullen, C. Kothe, Z. Akalin Acar, N. Bigdely-Shamlo, A. Vankov, and S. Makeig, "EEGLAB, SIFT, NIFT, BCILAB, and ERICA: New tools for advanced EEG processing," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [11] P. Peyk, A. De Cesarei, and M. Junghöfer, "Electromagnetic encephalography software: Overview and integration with other EEG/MEG toolboxes," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [12] F. Tadel, S. Baillet, J. C. Mosher, D. Pantazis, and R. M. Leahy, "Brainstorm: A user-friendly application for MEG/EEG analysis," *Comput. Intell. Neurosci.*, vol. 2011, 2011.
- [13] C. D. Ramos, "Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa." 2017. 156p. Dissertação (Mestrado). Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017.



## Avaliação quantitativa do eletroencefalograma (EEG) durante o estado de coma

Izabella Lima  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brazil  
ORCID: 0000-0002-5497-8923

Patrícia Costa  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brazil  
ORCID: 0000-0003-4010-7585

Paulo Guimarães Bettero  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brazil  
ORCID: 0000-0001-8194-3817

João-Batista Destro-Filho  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brazil  
ORCID: 0000-0001-5306-8058

**Abstract**— Electroencephalography is a widely used tool for both routine examinations and follow-up to critically ill patients admitted to Intensive Care Unit (ICU) settings. Thus, this work studies the quantitative differences of the EEG performed for two groups of Brazilian individuals ( $n = 25$  control and  $n = 25$  coma), considering the frequency range 0 – 100 Hz. The EEG was analyzed by estimating the power spectral density and its time variations. It was found that the amplitude and topographic distribution of delta rhythms - coma group - and alpha - control - consist of the main quantitative differences within the classical neurologic range of 0 – 40 Hz, which agrees with well-established knowledge of the field. Accurate description of gamma and supergamma characteristics is provided, pointing out significant changes regarding the time variations of the supergamma power for comatose patients.

**Keywords**— control, coma, EEG, quantitative analysis

### I. INTRODUÇÃO

A avaliação neurológica de pacientes comatosos frequentemente faz uso do EEG, com objetivo de se identificar estado de mal convulsivo ou não, bem como avaliar o grau de determinadas lesões, ou mesmo de se determinar a ocorrência de morte encefálica [1]. Nos últimos 20 anos, essa aplicação do EEG quantitativo vem crescendo cada vez mais, incluindo-se a monitorização contínua e o prognóstico da internação do paciente na Unidade de Terapia Intensiva (UTI) [2,3]. Do conhecimento dos autores, praticamente 95% dos trabalhos da literatura internacional nesta área consideram o contexto neurológico clássico do EEG, ou seja, a faixa 0 – 40 Hz.

O estudo da atividade de alta frequência no EEG ocorre há mais de 50 anos, envolvendo a faixa 40 – 100 Hz. Mais recentemente, na década de 90, as oscilações de alta frequência (HFOs) foram cada vez mais pesquisadas no contexto da epilepsia. Estas são definidas como oscilações na faixa de 80-500 Hz, que claramente se destacam da atividade de base cerebral e se repetem por pelo menos 4 ciclos [4]. A detecção dessas oscilações envolve uma etapa computacional, seguida por análise visual, e as HFOs podem ocorrer tanto em situações patológicas (relacionadas a epilepsia), quanto em situações fisiológicas - envolvidas na consolidação da memória no hipocampo e em estruturas para-hipocampus [5,6].

As HFOs variam individualmente ou conforme vigília ou o estágio do sono em que o paciente avaliado se encontra.

Visto que as oscilações de alta frequência vêm apresentando grande potencial no sentido de complementar o diagnóstico clínico de doenças neurológicas e psiquiátricas, há uma mobilização científica com intuito de expor métodos de obtenção e análise das HFOs que sejam aplicáveis à prática clínica vigente [4].

A principal desvantagem do uso de HFOs se refere à dificuldade prática da determinação objetiva de sua ocorrência, pois isto exige uma combinação de análise computacional e visual, cujo os protocolos ainda não estão totalmente testados e estabelecidos. Uma alternativa ao uso de HFOs refere-se à avaliação quantitativa das faixas gama e supergama, historicamente iniciada em modelos animais na década de 70, sendo posteriormente estudada em humanos após o ano 2010 [7]. Assim, esta abordagem foi recentemente retomada, apresentando resultados interessantes do ponto de vista clínico no contexto de: mal de Parkinson, esquizofrenia, dentre outras patologias [8,9,10].

Com o intuito de se obter informações sobre as características apresentadas em um registro de EEG, é realizada a análise quantitativa desse sinal, utilizando-se dos dados do espectro de potência [1]. Outro método que utiliza análise quantitativa é o índice de simetria temporal do cérebro (tBSI), essa ferramenta estuda a diferença existente entre dois trechos de um mesmo indivíduo e avalia as diferenças entre estes dois momentos [11]. A entropia espectral é outra ferramenta de quantificação e organização de um sinal, tendo como intuito a avaliação de possíveis eventos que estejam relacionados com os potenciais do EEG [12].

O presente artigo faz uso da densidade espectral de potência, bem como de suas variações temporais, para avaliar quantitativamente as ondas gama e supergama em pacientes comatosos brasileiros.

### II. METODOLOGIA

#### A. Coleta de Dados

O estudo em questão analisou dois grupos, sendo o primeiro denominado de controle – indivíduos saudáveis – e o outro de grupo coma – pacientes em estado de coma. Foram analisados um total de 50 registros, sendo 25 para cada grupo. A população analisada nos dois grupos foi apenas do sexo masculino, com faixa etária variando entre 19 e 53 anos. Para o grupo controle, os critérios de inclusão foram ausência de histórico prévio de patologia neurológica

Para a faixa 0 – 40 Hz, fica claro que as amplitudes dos ritmos delta e teta aumentaram significativamente durante o coma, enquanto que as amplitudes de alfa se reduziram muito. O desvio padrão das potências diminuiu muito durante o coma para os ritmos alfa e beta. Topograficamente, em termos da mediana, durante o coma há uma concentração de potencia nas regiões centrais e temporais. Ainda topograficamente, em termos do desvio-padrão, é notório durante o coma que existe um pico na região central para alfa, e há uma redução generalizada em todo escalpo para teta.

A grande inovação deste artigo consiste, todavia, na descrição quantitativa dos ritmos gama e supergama para os dois grupos. Sabe-se da literatura em fisiologia [11] que tais oscilações estão associadas a funções cognitivas complexas [8], dentre estas, a consciência [2], o que justifica a investigação conduzida na presente pesquisa. Enquanto que do ponto de vista da amplitude da mediana da potencia espectral quase não há diferenças significativas entre os dois grupos nestas faixas de frequência, em termos do desvio-padrão existe um aumento significativo, principalmente na faixa supergama. Do ponto de vista topográfico, em termos do quantificador mediana, ocorrem picos nas duas faixas para as regiões occipitais durante o coma. Considerando agora a topografia do desvio-padrão, há uma focalização destas variações temporais na região frontal esquerda para o grupo controle nas duas faixas, enquanto que durante o coma, há um espalhamento destas variações ao longo de todo escalpo na faixa supergama.

Trabalhos futuros envolvem refazer a atual análise para uma quantidade maior de pacientes, de forma a permitir maior poder estatístico das conclusões, separando a avaliação por grupos em função da etiologia do coma e em função do desfecho da internação. As variações significativas observadas em gama e supergama podem ser objeto de aprofundamento, no contexto da aplicação do prognóstico.

#### AGRADECIMENTOS

Este trabalho teve o apoio dos órgãos de fomento CAPES, FAPEMIG e CNPQ. Além do auxílio provido pelo HCU-UFU, especialmente os setores de neurologia e UTI Adulto.

#### REFERÊNCIAS

- [1] G. B. Young, "The EEG in coma," *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 17, n. 5, pp. 473-485, Sep. 2000.
- [2] J. Sitt, J. R. King, E. I. I. Karoui, B. Rohaut, F. Faugeras, A. Gramfort, L. Cohen, M. Sigman, S. Dehaene and L. Naccache, "Large scale screening of neural signatures of consciousness in patients in a vegetative or minimally conscious state". *Brain*, v. 137, no. 8, p. 2258-2270, Aug. 2014.
- [3] F. Zubler, C. Koenig, A. Steimer, S. M. Jakob, K. A. Shindler and H. Gast, "Prognostic and diagnostic value of EEG signal coupling measures in coma." *Clinical Neurophysiology*, vol. 127, no. 8, pp. 2942-2952, Aug. 2016.
- [4] M. Zijlmans, G. A. Worrell, M. Dümpelmann, T. Stieglitz, A. Barborica, M. Heers, A. Ikeda, N. Usui and M. L. V. Quyen, "How to record high-frequency oscillations in epilepsy: A practical guideline." *Epilepsia*, vol. 58, no. 8, pp. 1305-1315, June. 2017.
- [5] A. Bragin, J. Engel, C. L. Wilson, I. Fried and G. Buzsáki, "High-frequency oscillations in human brain." *Hippocampus*, vol. 9, no. 2, pp. 137-142, April. 1999.
- [6] N. Axmacher, M. M. Henseler, O. Jensen, I. Weinreich, C. E. Elger, and J. Fell, "Cross-frequency coupling supports multi-item working memory in the human hippocampus." *PNAS*, vol. 107, no. 7, pp. 3228-3233, Feb. 2010.
- [7] P. Fries, R. Scheeringa and R. Oosteveld, "Finding Gamma". *Neuron*, v. 58, no. 3, pp. 303-305, May. 2008.
- [8] V. V. Cozac, U. Gschwandtner, F. Hatz, M. Hardmeier, S. Rüegg and P. Fuhr, "Quantitative EEG and cognitive decline in Parkinson's disease." *Parkinson's Disease*, v. 2016, pp. 14, March. 2016.
- [9] Y. Hirano, N. Oribe, S. Kanba, T. Onitsuka, P. G. Nestor and K. M. Spencer, "Spontaneous gamma activity in schizophrenia." *JAMA Psychiatry*, v. 72, no. 8, pp. 813-821, Aug. 2015.
- [10] J. Jacob, R. Zelman, J. Jirsch, R. Chander, C.-É. C. F. Dubeau and J. Gotman, "High frequency oscillations (80-500 Hz) in the preictal period in patients with focal seizures." *Epilepsia*, v. 50, no. 7, pp. 1780-1792, July. 2009.
- [11] C. S. Herrmann, D. Strüder, R. F. Helfrich and A. K. Engel, "EEG oscillations: from correlation to causality." *International Journal of Psychophysiology*, v. 103, pp. 12-21, May. 2016.
- [12] H. Bokil, P. Andrews, J. E. Kulkarni, S. Metha and P. P. Mitra, "Chronux: a platform for analyzing neural signals." *Journal of neuroscience methods*, v. 192, n. 1, pp. 146-151, Sep. 2010.
- [13] C. D. Ramos, "Characterization of the normal waking electroencephalogram: database elaboration and quantitative analysis" Master's thesis, FEELT / UFU, July / 2017, pp. 671-699. 156, 2017. C. D. Ramos, "Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa" Tese de mestrado, FEELT/UFU, Julho/2017, pp. 156, 2017.
- [14] U. Lee, S. Kim, G. J. Noh, B. M. Choi, E. Hwang and G. A. Mashour, "The directionality and functional organization of frontoparietal connectivity during consciousness and anesthesia in humans." *Consciousness and Cognition*, v. 18, no. 4, pp. 1069-1078, Dec. 2009.

## Descrição do perfil de pacientes neurologicamente críticos em função do desfecho de sua internação

Ana Jullia Felipe de Paula  
FAMED  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0003-2808-4587

Patricia G Costa  
HCU/UFU  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0003-4010-7585

Izabella Lima  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0002-5497-8923

Nathália Varano  
FAMED  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0002-7761-9181

Carlos Alberto Júnior  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0001-5896-0985

João Batista Destro Filho  
Faculdade de Engenharia Elétrica  
Universidade Federal de Uberlândia  
Uberlândia, Brasil  
ORCID: 0000-0001-5306-8058

**Abstract**— Pacientes neurologicamente críticos são submetidos a terapia intensiva, sendo que os possíveis desfechos desta internação correspondem à alta clínica da Unidade de Terapia Intensiva (UTI), ou a um óbito. Todavia, esta alta não necessariamente significa que o paciente deixou o hospital, nem que esteja recuperado totalmente. Além disso, devido à possibilidade de doação de órgãos, existe uma separação entre óbito por morte encefálica (ME) ou por outras causas. Quando tais pacientes são monitorizados por eletroencefalografia (EEG) contínua, estudos quantitativos clínicos necessitam saber o resultado final da internação na UTI, ou seja, o desfecho. Neste trabalho, busca-se descrever clinicamente o perfil dos pacientes, a partir do seu desfecho final, de tal forma a possibilitar o planejamento e a avaliação de estudos clínicos que façam uso do EEG quantitativo.

**Keywords**— UTI, pacientes, coma.

### INTRODUÇÃO

Pacientes neurologicamente críticos são aqueles com estado de consciência reduzido em consequência de alguma lesão neurológica grave que acomete o sistema nervoso central e quase sempre são monitorizados através de EEG. Este, cada vez mais vem sendo empregado como instrumento quantitativo de prognóstico da internação em UTI. Isto facilita não apenas a organização do trabalho dos profissionais de saúde internamente a esta unidade, como também possibilita estratégias de abordagem da família que colaborem para uma adequada orientação e vivência de uma experiência tão psicologicamente exigente, muitas vezes traumática, do acompanhamento de um familiar gravemente enfermo num setor fechado [1]. Neste contexto, é significativo comparar dados quantitativos do EEG realizado durante o coma, com o resultado final da internação na UTI e do pós-UTI. Do conhecimento dos autores, poucos trabalhos da literatura, particularmente aquela de Engenharia Biomédica, aprofundam esta avaliação do desfecho final após a internação.

É importante abordar o período pós-UTI, uma vez que muitos estudos apontam que o número de pacientes que sobrevivem aos longos períodos de internações em UTI tem aumentado cada vez mais e a

sobrevivência à doença crítica pode ter um custo psicológico e físico para alguns [2].

A Síndrome Pós-Terapia Intensiva (*Post Intensive Care Syndrome-PICS*) constitui um conjunto de características evidenciadas nesses pacientes, como perda de qualidade de vida, dificuldades de reinserção no mercado de trabalho entre outras questões [3]. Em relação ao aspecto muscular, são salientadas as consequências da imobilidade, como a fraqueza neuromuscular, atrofia e desnervação funcional [4]. Já o Transtorno de Estresse Pós-Traumático (TEPT) é um conjunto de reações associados a memórias do evento traumático e que são identificadas em tais pacientes. A prevalência de TEPT nos estudos variou de 17% a 30%. Além disso, a manifestação foi maior nas mulheres, e pacientes mais jovens [5].

A reabilitação, de modo geral, é um plano de cuidados multidisciplinar individualizado de forma a otimizar o desempenho físico, social e a autonomia do paciente. [6]. A terapia intensiva foca muito na mortalidade a curto prazo, porém os sobreviventes podem apresentar altos índices de mortalidade a médio e longo prazos. Uma das propostas para diminuir esses índices seria a criação de ambulatórios pós-internação para acompanhar os sobreviventes. [7].

De forma geral, indivíduos no período pós-UTI foram identificados com sequelas de saúde física e mental, e com significativa perda de qualidade de vida [2]. Cerca de 30% a 70% dos sobreviventes acabam desenvolvendo sintomas de ansiedade, como também disfunções em relação às capacidades neurocognitivas [3]. Nos Estados Unidos, o impacto mais recorrente é a Síndrome de Estresse Pós-Traumático, pesadelos e flashbacks relacionados à UTI [8]. Assim, pode-se estabelecer que os sintomas psiquiátricos são observados em 17 a 44% dos pacientes que sobreviveram de UTIs [9].

Estudos realizados na França, em 2018, demonstraram que dos 1447 pacientes que receberam alta da UTI no país neste ano, 19,4% morreram um ano após. Também, notou-se que 22,9% dos pacientes foram admitidos com choque séptico [10]. Já na China, identificou-se que a mortalidade de pacientes nas UTIs

recebeu diagnóstico de TCE, mas também eram homens, em sua maior parte. O tempo de internação médio foi de 21,58 dias, inferior ao dos pacientes que foram a óbito (24,53 dias). Em relação à média de idade (50 anos), esta se apresentou menor daquela dos pacientes que foram a óbito (61,4 anos). Tanto os óbitos quanto os pacientes que sobreviveram apresentaram em sua maioria coma natural. Em relação à localização das lesões, ambos grupos alcançaram prevalência na região frontal.

Em relação aos pacientes de forma geral, o principal motivo para a realização do EEG na UTI foram pacientes sem sedação e com pobre despertar. Já para os pacientes que foram a óbito, a maioria apresentou ausência de sedação e pobre despertar. Por outro lado, em relação aos indivíduos que receberam alta, os EEGs foram realizados devido às crises convulsivas. Também, o laudo mais recorrente foi distúrbios lentos da base cerebral, variando de moderado a grave tanto de forma geral, quanto em relação aos pacientes que sobreviveram e os que foram a óbito.

Após a análise do perfil de tais pacientes, pode-se afirmar que o acompanhamento da atenção primária e em ambulatorios será necessário para a recuperação da doença crítica, já que há pacientes com feridas ainda em cicatrização, entre outros aspectos. Uma vez que há uma grande quantidade de casos de TCE, espera-se que esses pacientes mantenham consultas regulares aos serviços de saúde, com o intuito de monitorar o aparecimento de possíveis sequelas.

Ao compararmos os dados gerais com os dados dos pacientes que foram a óbito, percebemos que a etiologia predominante ligada ao coma de todos pacientes foi o TCE, enquanto nos óbitos o diagnóstico mais comum foi AVC. Além disso, constata-se prevalência do coma natural. Dos 4 pacientes que realizaram craniectomia, 3 foram a óbito. Quando comparamos os pacientes gerais com aqueles que sobreviveram, percebemos que o tempo médio de internação dos que sobreviveram foi menor que o geral. Já o diagnóstico mais comum nos dois grupos foi o TCE. Além disso, no grupo dos que sobreviveram, a porcentagem de pacientes em coma induzido e coma natural foi muito próxima.

Comparando os pacientes da UTI Adulto do HCU-UFU com a literatura, observamos algumas semelhanças em relação a maior prevalência de pacientes do sexo masculino. Quanto à média de idade de 56 anos, esta é semelhante ao estudo de [16] e próxima aos resultados de [12], em que a média foi de 57 anos. O uso de sedativos mostrou-se também semelhante. Em estudo realizado na Áustria [12], o tempo médio de internação dos pacientes foi de 11,8 dias, enquanto no HCU-UFU este foi de 23,17 dias, portanto mais que o dobro da média austríaca.

Durante toda a busca bibliográfica foi comum encontrarmos informações sobre como a saúde mental e/ou psicológica é cada vez mais afetada nos pacientes que sobrevivem à doença crítica. As estatísticas apontam para um grande acometimento dos pacientes pela depressão, a ansiedade e o Transtorno de Estresse Pós-Traumático, o que enfatiza a necessidade de novos estudos/pesquisas que, ao estabelecerem um perfil para tais indivíduos, possam possibilitar diferentes abordagens de reabilitação

dos pacientes, amenizando tais quadros clínicos e sintomas.

#### IV. AGRADECIMENTOS

Gostaríamos de manifestar nossa gratidão a Dr Paulo G Bettero (HCU) pelo auxílio relativo à coleta e análise dos dados; ao setor de UTI Adulto do HCU-UFU e ao setor de Neurologia, pela assessoria técnica e disponibilidade.

#### V. REFERÊNCIAS

- [1] F. Zubler, C. Koenig, A. Steimer, S. M. Jakob, K. A. Shindler and H. Gast, "Prognostic and diagnostic value of EEG signal coupling measures in coma," *Clinical Neurophysiology*, vol. 127, no. 8, pp. 2942-2952, Aug. 2016.
- [2] A. Turnbull, et al. "Outcome measurement in ICU survivorship research from 1970-2013: a scoping review of 425 publications." *Critical care medicine*, vol.44, n.7, pp. 1267-1277, July 2016.
- [3] N. Held and M. Moss. "Optimizing Post-Intensive Care Unit Rehabilitation." *Turk Thorac J.*, vol. 20, n. 2, pp. 147-152, 2019.
- [4] K. Sosnowski, et al. "Early rehabilitation in the intensive care unit: an integrative literature review." *Aust Crit Care*, vol. 28, n. 4, pp. 216-225, November 2015.
- [5] A. Caiuby, P. Andreoli and S. Andreoli. "Transtorno de estresse pós-traumático em pacientes de unidade de terapia intensiva." *Rev Bras Ter Intensiva*, vol.22, n.1, pp. 77-84, February 2010.
- [6] D. França, et al. "Reabilitação pulmonar na unidade de terapia intensiva: revisão de literatura." *Fisioterapia e pesquisa*, vol.17, n.1, pp.81-87, March 2010.
- [7] C. Teixeira, et al. "Ambulatório pós-unidade de terapia intensiva: é viável e efetivo? Uma revisão da literatura." *Rev Bras Ter Intensiva*, vol. 30, n. 1, pp. 98-111, January-March 2018.
- [8] M.D. Hashem, et al. "Patient outcomes after critical illness: a systematic review of qualitative studies following hospital discharge." *Crit Care*, vol. 20, n. 1, pp. 1-10, October 2016.
- [9] S. Wang, et al. "Post-intensive care unit psychiatric comorbidity and quality of life." *Journal of hospital medicine*, vol.12, n.10, pp. 831-835, October 2017.
- [10] K. Bastian, et al. "Association of social deprivation with 1-year outcome of ICU survivors: results from the FROG-ICU study." *Intensive Care Medicine*, vol.44, n.12, pp.2025-2037, December 2018.
- [11] S. Yang, et al. "Association between time of discharge from ICU and hospital mortality: a systematic review and meta-analysis." *Crit Care*, vol. 20, n. 1, pp. 390, December 2016.
- [12] P. Schenk, et al. "Health-related quality of life of long-term survivors of intensive care: changes after intensive care treatment." *Wiener klinische Wochenschrift*, vol.124, n.17-18, pp.624-632, September 2012.
- [13] R. Hatch, et al. "Anxiety, Depression and Post Traumatic Stress Disorder after critical illness: a UK-wide prospective cohort study." *Crit Care*, vol. 22, n. 1, pp. 310, November 2018.
- [14] A. Mebazaa et al. "Post-ICU discharge and outcome: rationale and methods of the The French and euRopean Outcome reGistry in Intensive Care Units (FROG-ICU) observational study." *BMC anesthesiology*, vol. 15, n. 1, p. 143, October 2015.
- [15] A. C. Do Nascimento Calles, et al. "Perfil e gravidade dos pacientes admitidos em unidades de terapia intensiva: uma revisão de literatura." *Caderno de Graduação-Ciências Biológicas e da Saúde-UNIT-ALAGOAS*, vol.1, n.2, pp.45-52, May 2013.
- [16] S. El-Fakhouri, et al. "Epidemiological profile of ICU patients at Faculdade de Medicina de Marília." *Revista da Associação Médica Brasileira*, vol.62, n.3, pp. 248-254, June 2016.
- [17] E. M. Melo, et al. "Clinical and demographic characteristics of patients on mechanical ventilation in the intensive care unit." *Rev Enferm UFPI*, vol. 4, n. 3, pp. 36-41, July 2015.



De: <[revista@einstein.br](mailto:revista@einstein.br)>  
Date: sex., 6 de mar. de 2020 às 08:48  
Subject: Artigo aprovado para publicação - revista einstein  
To: <[camiladavi.r@gmail.com](mailto:camiladavi.r@gmail.com)>

São Paulo, 6 de março de 2020.

Ilmo(a). Sr(a). Camila Davi Ramos,

Comunicamos que o artigo Análise dos ritmos cerebrais de eletroencefalografia no processo de leitura, protocolo número AO-5442, foi aceito para publicação na seção Artigo Original em 6 de março de 2020 e será publicado em uma próxima edição da revista einstein. Gratos pela sua valiosa contribuição esperamos poder contar no futuro com o envio de outros trabalhos.

Dispomo-nos.

Atenciosamente,

Prof. Dr. Sidney Glina

Editor ResponsávelEsta mensagem contém informação confidencial e/ou privilegiada. Se você não for o destinatário ou a pessoa autorizada a receber esta mensagem, não pode usar, copiar ou divulgar as informações nela contidas ou tomar qualquer ação baseada nessas informações. Se você recebeu esta mensagem por engano, por favor avise imediatamente o remetente, respondendo o e-mail e em seguida apague-o. Comunicações pela Internet não podem ser garantidas quanto à pontualidade, segurança ou inexistência de erros ou vírus. O remetente por esta razão não se responsabiliza por qualquer erro, omissão ou mesmo opiniões e declarações contidas no conteúdo desta mensagem.