

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

**CARACTERIZAÇÃO DO
ELETROENCEFALOGRAMA NORMAL EM
SITUAÇÃO DE VIGÍLIA: ELABORAÇÃO DA BASE DE
DADOS E ANÁLISE QUANTITATIVA**

CAMILA DAVI RAMOS

ORIENTADOR: PROF. DR. GILBERTO ARANTES CARRIJO

Uberlândia – MG
Julho, 2017.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

**CARACTERIZAÇÃO DO
ELETROENCEFALOGRAMA NORMAL EM
SITUAÇÃO DE VIGÍLIA: ELABORAÇÃO DA BASE DE
DADOS E ANÁLISE QUANTITATIVA**

CAMILA DAVI RAMOS

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. Gilberto Arantes Carrijo

Uberlândia – MG
Julho, 2017.

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

R175c
2017 Ramos, Camila Davi, 1991-
 Caracterização do eletroencefalograma normal em situação de
vigília: elaboração da base de dados e análise quantitativa / Camila Davi
Ramos. - 2017.
 156 f. : il.

 Orientador: Gilberto Arantes Carrijo.
 Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Uberlândia,
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica.
 Inclui bibliografia.

 1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Eletroencefalografia - Teses. 3.
Banco de dados - Teses. 4. Processamento de sinais - Técnicas digitais -
Teses. I. Carrijo, Gilberto Arantes, 1948-. II. Universidade Federal de
Uberlândia. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. III.
Título.

CDU: 621.3

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

**CARACTERIZAÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA
NORMAL EM SITUAÇÃO DE VIGÍLIA: ELABORAÇÃO DA
BASE DE DADOS E ANÁLISE QUANTITATIVA**

CAMILA DAVI RAMOS

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.

.

Aprovado em 25 de Julho de 2017.

Membros da Banca:

Prof. Dr. Gilberto Arantes Carrijo
(Orientador – FEELT - UFU)

Prof^ª. Dr^ª. João Batista Destro Filho
(Membro da banca – FEELT – UFU)

Prof^ª. Dr^ª. Luiz Otávio Murta Júnior
(Membro da banca – USP)

Uberlândia – MG
Julho, 2017.

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

ÊNFASE: PROCESSAMENTO DIGITAL DE SINAIS

**CARACTERIZAÇÃO DO ELETROENCEFALOGRAMA
NORMAL EM SITUAÇÃO DE VIGÍLIA: ELABORAÇÃO DA
BASE DE DADOS E ANÁLISE QUANTITATIVA**

CAMILA DAVI RAMOS

Dr. Gilberto Arantes Carrijo
Orientador

Dr. Alexandre Cardoso
Coordenador do curso de Pós Graduação

Uberlândia – MG
Julho, 2017.

AGRADECIMENTO

Primeiro agradeço a Deus que me abençoou todos os dias dessa jornada me dando força e protegendo dos obstáculos. Agradeço aos meus pais pelo apoio, compreensão e imensuráveis ajudas, pois caminharam comigo e lutaram minhas batalhas para que mais essa conquista fosse alcançada. À minha irmã, por muitas vezes ser companheira e auxiliar nos momentos de dificuldade. Agradeço também ao Cláudio Carrijo de Oliveira pela parceria de sempre, pelas ajudas de início ao fim da elaboração desse projeto, desenvolvendo comigo cada atividade e por ter me permitido contar com ele para me ajudar em absolutamente cada etapa desse trabalho.

Agradeço ao médico neurologista Dr. Marcos Campos por me auxiliar em toda a parte de coleta de dados, desde a autorização para frequentar o setor de coletas até à separação e validação dos registros, de maneira sempre paciente. Agradeço ainda ao pessoal do setor de Neurologia do HCU-UFU, em especial, Flávia (*in memoriam*), Regina, Patrícia e Juvenil, por me ensinarem o processo de registro do sinal EEG em situações de diagnósticos, por terem paciência comigo e facilitarem de maneira extraordinária a execução desse trabalho.

Agradeço aos alunos de iniciação científica que me acompanharam e realizaram comigo todas as coletas de EEG, bem como auxílio em demais atividades, em especial, Eustáquio Fernandes Júnior, Rafael Tomais, Ana Clara Castro, Gabrielle Macedo e Ana Clara Pereira. Sem o auxílio deles jamais teria sido possível a construção da base de EEG normal.

Agradeço à professora Aurélia Araújo, por me auxiliar em toda a parte estatística, lembrando conceitos e me ensinando novos horizontes relacionados à análise estatística.

Agradeço ao professor João Batista Destro Filho, pela paciência e compreensão comigo, acreditando mais uma vez no meu potencial e me auxiliando em todas as etapas de realização desse projeto. E por fim agradeço imensamente ao professor Gilberto Arantes Carrijo, por aceitar me orientar e estar sempre disponível para sanar minhas dúvidas e cogitações.

RESUMO

O sinal EEG, cujas informações descrevem o comportamento elétrico do córtex cerebral, apesar de ser bastante utilizado para diagnósticos, principalmente de patologias como epilepsia, no Brasil ainda não é usual o monitoramento contínuo em ambiente de UTI em hospitais públicos. Diante disso, e partindo do pressuposto que estudos sobre o EEG normal, registrado em pessoas sem problemas neurológicos, são escassos, a criação de uma base de registros de EEG normal e análise quantitativa da mesma se faz necessária para que, por meio dos resultados obtidos, padrões normais possam ser estabelecidos e por meio deles a identificação de parâmetros patológicos se torne mais eficaz. Nesse projeto foi elaborada uma base de dados de EEG, com total de 100 registros válidos, advindos de voluntários normais e saudáveis. E a partir desses registros a situação de vigília e olhos fechados foi analisada sob o aspecto de três quantificadores distintos, sendo eles, Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Frequência Mediana (FM) e Coerência, ambos avaliando o sinal no domínio da frequência. A fim de obter comparações para os resultados obtidos pela análise dos dados do EEG normal, foram utilizados 128 registros de EEG em situação de coma, com diferentes tipos de etiologias e desfechos. Os ritmos que apresentaram maiores distinções entre normal e coma foram Delta e Alfa, principalmente para o quantificador FM. Notou-se que o PCP avaliou características de potência e portanto sintetizou as informações de energia de cada ritmo cerebral tanto em EEG normal quanto em EEG coma. Já FM traz informações de valores de frequências em que há maior concentração de potência, e por fim o quantificador coerência informa o grau de semelhança entre o hemisfério direito e o esquerdo do cérebro. Sendo assim não foi possível afirmar qual dos quantificadores apresentou melhores resultados, visto que cada um trata-se de uma características distintas.

Palavras-chave: Eletroencefalografia. Quantificação. Processamento digital de sinais. Coma. Base de dados. Densidade espectral de potência. Frequência Mediana. Coerência. Delta. Teta. Alfa. Beta. Gama. Supergama. Ruído.

ABSTRACT

The EEG signal, whose information describes the electrical behavior of the cerebral cortex, although it is widely used for diagnoses, mainly of pathologies such as epilepsy, in Brazil it is still not usual to monitor the ICU environment in public hospitals. Considering this, and assuming that studies on normal EEG, registered in people without neurological problems, are scarce, the creation of a base of normal EEG registers and quantitative analysis of it is necessary so that, through the obtained results, Normal patterns can be established and through them, the identification of pathological parameters becomes more effective. In this project, an EEG database was developed, with 100 valid records from normal and healthy volunteers. In addition, from these records, the waking and closed eyes situation was analyzed under the aspect of three distinct quantifiers, being: Power Contribution Percentage (PCP), Median Frequency (FM) and Coherence, both evaluating the signal in the frequency domain. In order to obtain comparisons for the results obtained by the analysis of the normal EEG data, 128 EEG records were used in coma, with different types of etiologies and outcomes. The rhythms that presented the highest distinctions between normal and coma were Delta and Alpha, mainly for the FM quantifier. It was noted that PCP evaluated power characteristics and therefore synthesized the energy information of each brain rhythm in both normal EEG and EEG coma. Already FM brings information of values of frequencies in which there is greater concentration of power, and finally the quantifier coherence informs the degree of similarity between the right and left hemisphere of the brain. Thus, it was not possible to say which of the quantifiers presented better results, since each one is a distinct characterization.

Keywords: Electroencephalography. Quantification. Digital signal processing. Comatose. Database. Power Spectral Density. Median Frequency. Coherence. Delta. Theta. Alpha. Beta. Gamma. Supergama. Noise.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2-1: Aquisição do sinal EEG.....	2-19
Figura 2-2: Estrutura geral de um neurônio.....	2-22
Figura 2-3: Exemplo de transmissão sináptica.	2-22
Figura 2-4: Córtex cerebral e os lobos.....	2-23
Figura 2-5: Sistema 10-20 de colocação dos eletrodos no escalpo cerebral.	2-24
Figura 2-6: Exemplo de sinal EEG no tempo (imagem superior) e espectro desse sinal (imagem inferior).	2-27
Figura 2-7: Registro de sinal EEG com características epleptiformes.	2-27
Figura 2-8: Exemplo de sinal EEG contaminado por artefato ECG.	2-29
Figura 2-9: Ritmos normais predominantes em indivíduos adultos, situação de vigília.	2-30
Figura 2-10: Padrão de normalidade da distribuição espectral em ritmos EEG para 20 adultos normais conforme.....	2-31
Figura 2-11: Valores de frequência de pico ritmo Alfa.....	2-32
Figura 2-12: Valores obtidos pela análise do ritmo posterior dominante.	2-32
Figura 2-13: Resultado obtido para o índice de assimetria.	2-33
Figura 2-14: Registro EEG exemplificando padrão surto-supressão.	2-34
Figura 3-1: Configuração do Equipamento de coletas.	43
Figura 3-2: Disposição dos eletrodos no equipamento.....	43
Figura 3-3: Dados a serem preenchidos para cada voluntário no software de aquisição.	43
Figura 3-4: Dados a serem preenchidos na planilha de cadastro dos voluntários.	44
Figura 3-5: Eletrodos dispostos no isopor seguindo o sistema 10-20 de colocação.	45
Figura 3-6: Voluntário disposto na maca para registro do sinal EEG, conectado ao equipamento de registros e o computador de coletas.....	45
Figura 3-7: Gravação em repouso, olhos fechados.....	46
Figura 3-8: Gravação em repouso, olhos abertos.	46
Figura 3-9: Gravação da hiperventilação.....	47
Figura 3-10: Gravação dos cálculos matemáticos.	48

Figura 3-11: Gravação da leitura e resposta de palavras.	48
Figura 3-12: Gravação do artefato de franzir testa.	49
Figura 4-1: Exemplo do espectro de um sinal EEG.	63
Figura 4-2: Resultados do teste de Friedman apenas para os dados significativos ($p < 0,05$). ..	70
Figura 4-3: Resultados do teste de Mann-Whitney apenas para os dados significativos ($p < 0,05$).	71
Figura 5-1: Esquema de análise e obtenção de dados no processamento EEG.	76
Figura 5-2: Topografia do PCP para o ritmo Delta.	78
Figura 5-3: Topografia do PCP para o ritmo Teta.	79
Figura 5-4: Topografia do PCP para o ritmo Alfa.	80
Figura 5-5: Topografia do PCP para o ritmo Beta.	81
Figura 5-6: Topografia do PCP para o ritmo Gama.	82
Figura 5-7: Topografia do PCP para o ritmo Supergama.	82
Figura 5-8: Topografia do PCP para o faixa de ruído.	83
Figura 5-9: Percentis calculados por regiões, para todos os ritmos e faixas, referente ao quantificador PCP, base EEG normal.	86
Figura 5-10: Topografia do FM para o ritmo Delta.	88
Figura 5-11: Topografia do FM para o ritmo Teta.	89
Figura 5-12: Topografia do FM para o ritmo Alfa.	89
Figura 5-13: Topografia do FM para o ritmo Beta.	90
Figura 5-14: Topografia do FM para o ritmo Gama.	91
Figura 5-15: Topografia do FM para o ritmo Supergama.	92
Figura 5-16: Topografia do FM para faixa de ruído.	92
Figura 5-17: Percentis de FM calculados para os ritmos.	95
Figura 5-18: Ilustração dos valores de coerência, conforme par simétrico.	100
Figura 5-19: Valores percentis do quantificador Coerência calculados para o ritmo Delta. ..	101
Figura 5-20: Topografia EEG Normal, quantificador PCP.	103
Figura 5-21: Topografia EEG normal, quantificador FM.	103
Figura 5-22: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Delta.	108
Figura 5-23: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Teta.	109
Figura 5-24: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Alfa.	109

Figura 5-25: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Beta.	110
Figura 5-26: Percentis calculados por regiões, para todos os ritmos e faixas, referente ao quantificador PCP, base EEG coma.	111
Figura 5-27: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Delta.	114
Figura 5-28: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Teta.	114
Figura 5-29: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Alfa.	115
Figura 5-30: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Beta.	115
Figura 5-31: Gráficos percentílicos obtidos na análise coma, quantificador FM.	116
Figura 5-32: Ilustração dos valores de coerência da análise coma, conforme par simétrico .	119
Figura 5-33: Valores de percentis do quantificador Coerência calculados para o ritmo Delta, EEG coma.	120
Figura 5-34: Topografia EEG Coma, quantificador PCP.	122
Figura 5-35: Topografia EEG coma, quantificador FM.	123
Figura 5-36: Comparação de PCP entre análise normal versus análise coma.	125
Figura 5-37: Topografias PCP: EEG Normal x EEG Coma.	126
Figura 5-38: Comparação entre os valores de FM para a análise normal versus análise coma.	127
Figura 5-39: Topografias FM: EEG Normal x EEG Coma.	129
Figura 5-40: Comparação entre os valores de Coerência para a análise normal versus análise coma.	130

LISTA DE TABELAS

Tabela 3-1: Teste dos limiares para exclusão de registros EEG.....	51
Tabela 3-2: Avaliação de todos os voluntários registrados.	51
Tabela 3-3: Eletrodos descartados em cada registro.	52
Tabela 3-4: Informações demográficas do participantes da base de dados do EEG normal....	53
Tabela 5-1: Valores Finais de $Md \pm DP$ para o quantificador PCP, por eletrodo.	77
Tabela 5-2: Estatística descritiva de PCP por regiões e ritmos distintos.....	84
Tabela 5-3: Valores Finais de $Md \pm DP$ para o quantificador FM, por eletrodo.....	87
Tabela 5-4: Estatística descritiva de FM por regiões e ritmos distintos.....	94
Tabela 5-5: Valores de mediana e desvio padrão obtidos para os pares simétricos em cada faixa analisada.	96
Tabela 5-6: Valores de PCP finais para análise EEG normal.....	102
Tabela 5-7: Valores de FM finais para análise EEG normal.	104
Tabela 5-8: Valores de Coerência finais para análise EEG normal.	104
Tabela 5-9: Valores finais de $Md \pm DP$, quantificador PCP, por eletrodo.	107
Tabela 5-10: Estatística descritiva de PCP coma por regiões, e por ritmos.	111
Tabela 5-11: Valores Finais de $Md \pm DP$, quantificador FM, por eletrodo.	113
Tabela 5-12: Estatística descritiva de FM coma por regiões e por ritmos.	116
Tabela 5-13: Estatística descritiva Coerência coma, por regiões e ritmos.	118
Tabela 5-14: Valores de PCP finais para análise EEG coma.	121
Tabela 5-15: Valores de FM finais para análise EEG normal.....	122
Tabela 5-16: Valores de Coerência finais para análise EEG coma.	123
Tabela 5-17: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador PCP.	127
Tabela 5-18: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador FM.....	129
Tabela 5-19: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador Coerência.	130

SUMÁRIO

Capítulo 1 - Introdução.....	1-155
1.1 Introdução.....	1-155
1.2 Justificativa.....	1-166
1.3 Objetivos.....	1-166
1.4 Organização do Trabalho.....	1-17
Capítulo 2 - Sinal EEG.....	2-18
2.1 Considerações Iniciais.....	2-18
2.2 Sistema Nervoso.....	2-20
2.3 Caracterização do EEG.....	2-21
2.4 Ritmos e Artefatos de EEG.....	2-24
2.5 EEG Normal e Estado da Arte.....	2-29
2.6 EEG no Coma: Estado da Arte.....	2-33
2.7 Considerações Finais.....	2-38
Capítulo 3 - Construção da base de EEG normal.....	39
3.1 Introdução.....	39
3.2 Metodologia de construção da base de EEG normal.....	41
3.2.1 Submissão ao comitê de ética.....	41
3.2.2 Definição de critérios para coleta de dados.....	41
3.2.3 Protocolo de Registros.....	44
3.2.4 Validação dos dados.....	49
3.3 Resultados.....	51
3.4 Discussão dos resultados.....	54
3.5 Considerações Finais.....	54
Capítulo 4 - Metodologia: Processamento do sinal EEG e estudo de caso.....	56
4.1 Introdução.....	56
4.2 Fundamentação Teórica.....	57
4.2.1 Processos aleatórios.....	58
4.2.2 Densidade Espectral de Potência (<i>Power Spectral Density– PSD</i>).....	60

4.3 Definição dos quantificadores	61
4.3.1 Porcentagem de contribuição de potência (PCP)	61
4.3.2 Frequência Mediana	62
4.3.3 Coerência	63
4.4 Análise estatística: Breve resumo das principais ferramentas	64
4.5 Estudo de caso	65
4.5.1 Resultados obtidos	66
4.5.2 Conclusões	69
4.6 Considerações finais	72
Capítulo 5 - Resultados	74
5.1 Seção I	74
5.1.1 Metodologia	74
5.1.1.1 Pré-processamento	74
5.1.1.2 Processamento	75
5.1.1.3 Análise estatística descritiva	75
5.1.2 Resultados	76
5.1.2.1 Resultados obtidos para o quantificador PCP	76
5.1.2.2 Resultados obtidos para o quantificador: FM	87
5.1.2.3 Resultados obtidos para o quantificador: Coerência	96
5.1.3 Discussão dos resultados	99
5.2 Seção II	105
5.2.1 Metodologia	106
5.2.1.1 Pré-processamento	106
5.2.1.2 Processamento dos dados	106
5.2.2 Resultados	107
5.2.2.1 Resultados obtidos para o quantificador PCP	107
5.2.2.2 Resultados obtidos para o quantificador FM	112
5.2.2.3 Resultados obtidos para o quantificador Coerência	117
5.2.3 Discussão dos resultados	121
5.3 Seção III	123
5.3.1 Comparações para quantificador PCP	124
5.3.2 Comparações para quantificador FM	127

5.3.3	Comparações para quantificador Coerência	128
5.3.4	Discussão dos resultados	131
5.4	Considerações Finais	131
Capítulo 6 - Conclusão	133
6.1	Conclusões gerais	133
6.2	Contribuições.....	134
6.3	Trabalhos futuros.....	135
6.4	Publicações originadas desse trabalho.....	135
Referências	137

Capítulo 1

INTRODUÇÃO

Esse capítulo abordará aspectos introdutórios do trabalho desenvolvido entre 2015/2 e 2017/1, como objeto de estudo para obtenção do título de mestre em Ciência. São tópicos desse capítulo Introdução, Justificativa, Objetivos e Estrutura geral.

1.1 Introdução

A eletroencefalografia (EEG) se refere ao sinal elétrico advindo do córtex cerebral e teve os primeiros registros humanos datados em 1920. Desde então os mecanismos de registro desse sinal evoluíram conforme evolução técnico-científica. Os primeiros modelos comerciais para registro de EEG contavam apenas com um canal de registro e foram evoluindo para equipamentos modernos, que contam hoje com pelo menos 256 canais para registro do traçado cortical.

A partir da inserção do EEG no contexto clínico, esse é bastante utilizado para diagnosticar doenças relacionadas à atividade elétrica cerebral, como por exemplo: Epilepsias, Convulsões, Doenças metabólicas (como insuficiência renal), Encefalites, Coma, Controle de sedação e Tumores cerebrais. Embora existam várias aplicações e utilidades para o EEG, esse ainda é pouco explorado, principalmente devido ao surgimento de técnicas de imagens médicas que podem ser mais precisas que o exame de EEG, principalmente em diagnósticos de tumores cerebrais (Schomer e Silva, 2011).

Contudo, o EEG é um tipo de exame extremamente simples, podendo ser aplicado em qualquer tipo de indivíduo, em setores específicos para tal coleta ou em ambientes mais conturbados como Unidades de Terapia Intensiva (UTI), onde o número de aparelhos

funcionando simultaneamente é elevado. Além disso, o custo desse exame é extremamente baixo comparado aos demais exames neurológicos como a arteriografia cerebral e a ressonância magnética.

1.2 Justificativa

A interpretação do sinal EEG é de extrema relevância para diagnósticos de doenças neurológicas, portanto necessita ser realizado de maneira eficaz. Porém o traçado desse sinal não é corriqueiro e pode apresentar diversas morfologias que, quando interpretadas de maneira errônea, podem acometer no mal diagnóstico. Sendo assim, a utilização do processamento desse dado, aplicando conhecimentos e teorias de quantificações, podem ajudar na precisão da medição e interpretação de tais dados.

Além de questões morfológicas, associadas ao comportamento das ondas cerebrais, aspectos quantitativos podem auxiliar na classificação do traçado EEG como normal ou anormal e até mesmo pode auxiliar em prognósticos em determinadas situações, principalmente em relação à certos tipos de coma.

Contudo, estudos sobre padrões de normalidade relacionados ao EEG são escassos, por isso a importância desse tipo de estudo, por exemplo a partir da montagem de uma base de dados voltada ao público neurologicamente saudável, nesse trabalho chamado de voluntários normais, para que a partir dessa base diversos padrões de quantificadores possam ser estudados e avaliados na população normal. E a partir disso, parâmetros de normalidade de EEG serem projetados.

1.3 Objetivos

O principal objetivo para realização desse trabalho foi a elaboração de uma base de dados de EEG normal, ou seja, sem restrições neurológicas, e a partir dela estabelecer alguns comportamentos característicos dessa população baseado em critérios quantitativos. Como objetivos secundários tem-se:

- a) Prática em registros EEG no contexto clínico, detectando os principais métodos de registros e potenciais melhoras no mesmo, com o objetivo de captar cada vez mais sinais livres de artefatos.
- b) Aplicação de técnicas matemáticas simples no processamento de sinais médicos para quantificação e análise do mesmo.
- c) Definição de possíveis parâmetros ou características que possam ser consideradas normais ou não, por meio de testes estatísticos e estudos de diferentes tipos de sinais EEG.
- d) Aprimorar conhecimento em programação em softwares matemáticos e estatísticos como *Matlab*.

1.4 Organização do Trabalho

Esse documento é composto por seis capítulos que agrupam de maneira detalhada o desenvolvimento desse projeto. O primeiro capítulo, intitulado *Introdução*, abrange a parte inicial de elaboração da dissertação, contendo a motivação, justificativa e os objetivos pretendidos com a consolidação da proposta. O segundo capítulo, intitulado *Sinal EEG*, refere-se à elucidação dos temas envolvidos na pesquisa bem como apresenta as principais características atuais dos estudos referentes ao tema central. O terceiro capítulo trata-se da construção de uma base de dados que foi utilizada nas análises quantitativas da tese, intitulado de *Construção da base de EEG normal*. Nesse, são informados os principais detalhes da coleta de dados efetuada ao desenvolver desse projeto. O quarto capítulo se refere à metodologia de processamento de dados, contendo informações básicas para entendimento dos quantificadores utilizados na análise do sinal. Esse capítulo é intitulado de *Metodologia: Processamento do sinal EEG e estudo de caso*. O quinto capítulo aborda toda a parte de resultados referentes ao processamento quantitativo, sendo intitulado de *Resultados*. Por fim, o último capítulo, denominado *Conclusão* apresenta os principais achados da pesquisa, bem como as contribuições para com a comunidade e os trabalhos a serem desenvolvidos.

Capítulo 2

SINAL EEG

Nesse capítulo serão introduzidos conceitos fundamentais para compreensão do sistema nervoso e geração do sinal EEG. Os aspectos neurofisiológicos do corpo humano, bem como a anatomia cerebral, serão aqui abordados, objetivando o entendimento da geração do sinal EEG e das possíveis interpretações do comportamento desse registro.

2.1 Considerações Iniciais

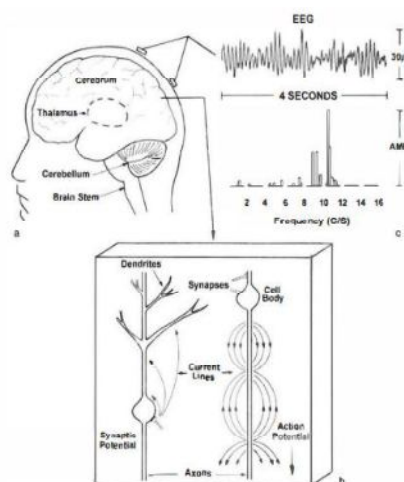
As observações a respeito do funcionamento cerebral aumentaram efetivamente nas últimas décadas visto que o desenvolvimento e aperfeiçoamento das técnicas de gravação e captação do sinal foram cada vez mais estudadas e evoluídas. Pesquisas desenvolvidas em diferentes níveis, seja em estudos minuciosos da atividade sináptica, seja em refinamento de técnicas de imagem cerebral, contribuem com a neurociência e portanto, maior entendimento do cérebro como um todo (Freeman e Quiroga, 2013). O eletroencefalograma (EEG) reflete a atividade elétrica do cérebro por meio da colocação de vários eletrodos no couro cabeludo, como mostra a imagem (a) da Figura 2-1. O EEG é amplamente utilizado para avaliação diagnóstica de vários distúrbios cerebrais, tais como a determinação do tipo e localização da atividade observada durante uma crise epiléptica ou para o estudo de distúrbios do sono. A atividade cerebral também pode ser registrada durante uma cirurgia, utilizando para isso eletrodos invasivos e, nesse caso, recebe o nome de Eletrocorticograma (ECoG) (Sörnmo e Laguna, 2005).

O processamento matemático do EEG com finalidades de análise dos componentes específicos do traçado é conhecido como EEG Quantitativo (EEGQ), por meio do qual é possível associar resultados numéricos com os dados do EEG para posterior revisão ou

comparação. Alguns atributos relevantes do EEGQ são: Análise do Sinal, que pode transformar o traçado convencional em parâmetros numéricos; Detecção de eventos, que a partir de algoritmos desenvolvidos efetuam a compressão de dados, permitindo a identificação de eventos considerados neurologicamente importantes no registro; Monitorização e tendências, que também fazem uso de algoritmos para detectar padrões observados no traçado, muito utilizado em Unidades de Terapia Intensiva (UTI); Análise dos Geradores, que por meio de ensaios matemáticos calcula-se valores de voltagem registrados na coleta do sinal e então compara os dados obtidos com modelos pré-determinados de possíveis geradores do EEG; e também Análise de Frequências, que representa o sinal a partir do seu conteúdo de frequências (Luccas *et al.*, 1999).

O exame de EEG é executável de forma simples e fácil, necessitando apenas de um amplificador de sinais EEG, eletrodos, disco rígido ou computador para armazenamento dos dados e um profissional capacitado para realização. Devido à esses fatores trata-se de um exame de custo efetivamente baixo e portanto um dos mais importantes auxílios diagnósticos para patologias neurológicas, como a epilepsia, principalmente para a população assistida pelo Sistema Único de Saúde (SUS). Talvez uma das grandes desvantagens do EEG é a dificuldade em descobrir o local exato que gera determinada atividade elétrica no cérebro. Outra desvantagem do EEG são as técnicas usadas no EEGQ que são variadas, seja em laboratórios ou pesquisas, além dos tradicionais artefatos do sinal como os artefatos fisiológicos ou seja, os sinais registrados que não são oriundos do córtex cerebral.

Figura 2-1: Aquisição do sinal EEG.



(a) Representa o cérebro humano com dois eletrodos dispostos em regiões distintas. (b) Região do córtex cerebral exemplificando a transmissão sináptica. (c) Exemplo do sinal EEG e seu espectro no domínio da frequência.

Fonte: Nunez; Srinivasan, 2005, p.5.

2.2 Sistema Nervoso

A unidade básica do sistema nervoso é o neurônio, cuja estrutura geral é demonstrada na Figura 2-2. A excitabilidade neuronal é a habilidade do neurônio em gerar e transmitir potenciais de ação. Essa capacidade é dependente do valor de potencial da membrana que por sua vez depende da concentração de íons transmembranares e da permeabilidade iônica. Sendo assim, quando não há estímulo, o potencial de membrana do neurônio é caracterizado pela sua permeabilidade ao potássio. A maioria dos sinais de comunicação rápida no sistema nervoso é manipulada por canais de íons cuja tensão é controlada (DAUBE e RUBIN, 2009). O local de comunicação entre neurônios é conhecido como sinapse, que pode ser do tipo química ou do tipo elétrica, sendo essas as mais comuns ao sistema nervoso. Em uma sinapse elétrica o sinal elétrico é transmitido da célula pré-sináptica para a pós-sináptica por meio das junções comunicantes. Já na sinapse química o sinal elétrico é convertido em sinal químico, neurotransmissores, para que seja transmitido. A Figura 2-3 exemplifica a transmissão sináptica que ocorre entre células nervosas.

As informações aferentes, que chegam ao sistema nervoso central, conectam ao neurônio por meio das milhares de sinapses dispostas nos dendritos neuronais, e o sinal eferente (são os impulsos que saem do sistema nervoso central) do neurônio trafega apenas por um único axônio que apresenta diversas ramificações distintas que podem se dirigir para outras regiões do sistema nervoso ou demais partes do corpo. Sabe-se que nas sinapses a direção de propagação dos sinais é anterógrada, ou seja, do axônio de um neurônio para os dendritos de outros neurônios subsequentes (Guyton e Hall, 2006).

O principal papel do sistema nervoso consiste em controlar as atividades do corpo, processando as informações aferentes. Contudo, cerca de 99% da informação sensorial é descartada pelo cérebro, sendo que apenas as informações sensoriais importantes são canalizadas para regiões interativas e motoras apropriadas objetivando provocar respostas desejadas (Guyton e Hall, 2006). O sistema nervoso é dividido em sistema nervoso central, formado pelo encéfalo e pela medula espinhal, e o sistema nervoso periférico, formado por nervos e células nervosas localizadas fora do encéfalo e medula espinhal (Sörnmo e Laguna, 2005).

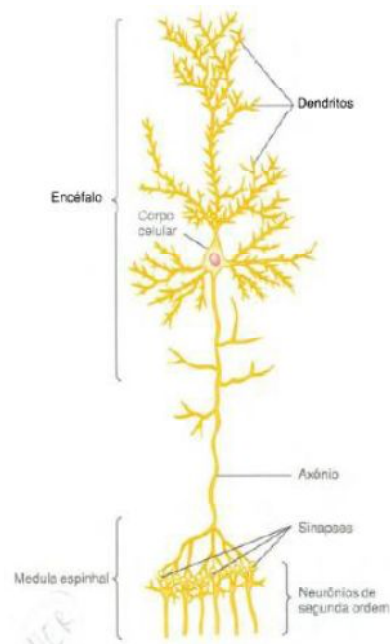
O córtex cerebral, Figura 2-4, é a camada mais externa do cérebro, caracterizada pela presença de reentrâncias, e é formado por diferentes tipos celulares que serão responsáveis

pelas diversas funções vitais, tais como: Sensação, aprendizagem e movimento voluntário (Guyton e Hall, 2006; Sörnmo e Laguna, 2005). É constituído por dois hemisférios simétricos, esquerdo e direito, e cada hemisfério é dividido em quatro lobos distintos: frontal, temporal, parietal e occipital (Sörnmo e Laguna, 2005).

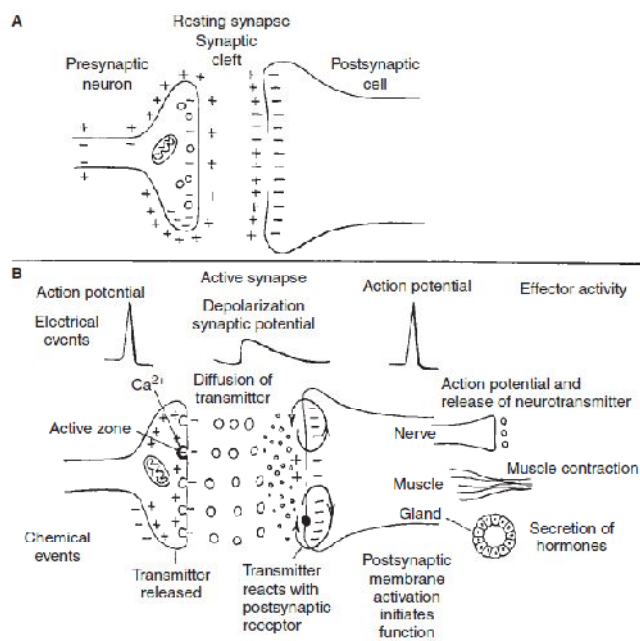
Os potenciais registrados no exame de EEG são advindos do córtex cerebral, onde são produzidos campos elétricos, variando ao longo do tempo, que podem ser registrados a partir da superfície do couro cabeludo. É importante salientar que o EEG tem capacidade de revelar apenas a atividade cortical à nível macroscópico, ou seja, resultado da atividade de cerca de 10^8 neurônios, e não de apenas uma única célula (Ebersole e Pedley, 2003). Os potenciais sinápticos pós-sinápticos excitatórios (EPSPs) e pós-sinápticos inibitórios (PSPs), originários dos neurônios piramidais, são os principais campos registrados no EEG (Ebersole e Pedley, 2003). As intensidades desses potenciais EEG variam de 0 a 200 μV , e as características dessas intensidades, como morfologia e frequência, dependem do grau de atividade no córtex cerebral. Em análise temporal o comportamento do sinal EEG não tem padrão específico, porém há momentos que características específicas podem aparecer, ocorrendo principalmente quando há presença de patologias neurológicas (Guyton e Hall, 2006).

2.3 Caracterização do EEG

Os estudos do EEG humano tiveram início em 1924 (Schomer e Silva, 2011) e foram realizados por Hans Berger, qual seguiu coletando dados e reexaminando os resultados até que em 1929 publicou "Über das Elektroenkephalogramm des Menschen". Neste, Berger relatou a presença de oscilações cerebrais de cerca de 10 ciclos por segundo, o que ele chamou de ondas alfa, as quais foram observadas no sujeito em estado relaxado e com os olhos fechados. Percebeu ainda que ao abrir os olhos essas ondas desapareceram e as oscilações de frequências mais altas foram verificadas. Já na década de 1940 estudos sobre o sono se tornaram comuns e ao final da década os primeiros registros intracranianos em humanos foram realizados. Na década de 1950, Wilder Penfield e Herbert Jasper, da Universidade McGill, realizaram estimulação elétrica em cirurgias cerebrais abertas a fim de localizar áreas envolvidas em diferentes processos cerebrais (Guyton e Hall, 2006).

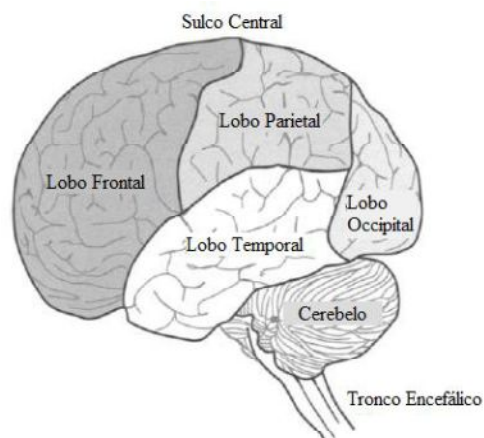
Figura 2-2: Estrutura geral de um neurônio.

Fonte: Guyton; Hall, 2006, p.576.

Figura 2-3: Exemplo de transmissão sináptica.

(a) Polarização dos terminais neuronais em uma sinapse em repouso. (b) Em uma sinapse ativa, um potencial de ação invade o terminal do axônio e despolariza-o.

Fonte: Daube; Rubin, 2009, p.89.

Figura 2-4: Córtex cerebral e os lobos.

Fonte: Sörnmo; Laguna, 2005, p.46.

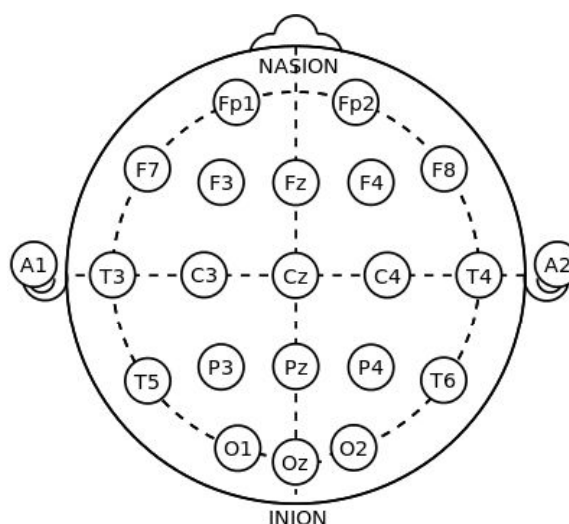
O EEG do couro cabeludo na atualidade fornece medidas de grande escala, sendo um único eletrodo capaz de fornecer estimativas da ação sináptica de cerca de um bilhão de neurônios. As gravações EEG produzem sinais que variam de amplitude conforme o tipo de eletrodo utilizado (de superfície ou interno) além do tamanho desse eletrodo, sendo que registros intracranianos são mais fidedignos que os superficiais. É importante destacar ainda que eletrodos colocados em locais diferentes podem resultar em diferenças no comportamento do sinal registrado, variando além de amplitude a frequência (Nunez e Srinivasan, 2005).

Vários sistemas que determinam os locais de colocação dos eletrodos foram criados e têm sido utilizados ao longo dos anos. O Comitê da Federação Internacional de Sociedades de Eletroencefalografia e Neurofisiologia Clínica (IFSECN) definiu portanto, um sistema específico de colocação de eletrodos em condições normais para uso em todos os laboratórios, conhecido como sistema internacional 10-20. Nesse sistema as medições específicas dos pontos ósseos são usadas para determinar a colocação de eletrodos, sendo que a partir destes marcos anatômicos, são feitas medições específicas e, em seguida, utiliza-se 10% a 20% de uma distância especificada como intervalo de eletrodo. A Figura 2-5 representa o esquema de posicionamento dos eletrodos conforme o sistema 10-20 sendo que, eletrodos de número ímpar são colocados no lado esquerdo da cabeça, e eletrodos de número par, no lado direito. As letras que acompanham o número designam a área anatômica cerebral, por exemplo, "F" significa frontal (Ebersole e Pedley, 2003).

Os sinais medidos frequentemente no EEG são oscilatórios e repetitivos, o que origina um tipo de ritmo específico advindo da atividade elétrica coletiva do córtex. Existe portanto vasta diversidade de ritmos EEG dependendo principalmente do estado mental do sujeito,

podendo ser o grau de atenção e consciência, fatores relevantes e determinantes no comportamento do sinal (Sörnmo e Laguna, 2005). Diante disso, algumas propriedades dinâmicas do EEG são difíceis ou quase impossíveis de serem vistas sem processamento dos dados, os quais fazem uso de ferramentas computacionais (Nunez e Srinivasan, 2005). Existem basicamente duas categorias gerais que envolvem os métodos de processamento do sinal EEG, métodos desenvolvidos para a análise da atividade cerebral espontânea (EEG de fundo) e o método dos potenciais cerebrais que são evocados por vários estímulos sensoriais e cognitivos (Sörnmo e Laguna, 2005).

Figura 2-5: Sistema 10-20 de colocação dos eletrodos no escalpo cerebral.



Modelo de colocação de eletrodos segundo sistema internacional 10-20.

Fonte: Retirada de Foz et al., 2017.

2.4 Ritmos e Artefatos de EEG

Afirmar que a atividade cortical de um indivíduo encontra-se “normal” não é tarefa corriqueira, embora existam parâmetros a serem analisados para viabilizar esse processo, como por exemplo os ritmos cerebrais de acordo com frequência, topografia, amplitude, reatividade, levando-se em conta o estado de consciência do indivíduo (Niedermeyer e Silva, 2005). Na neurologia clínica a faixa mais importante analisada é compreendida entre 0,5Hz e 30Hz, porém para níveis de pesquisa os ritmos de maiores frequências também são importantes apesar de pouco explorados na clínica. Os ritmos de EEG são convencionalmente

caracterizados pela sua gama de frequência e amplitude relativa. A amplitude do sinal está relacionada ao grau de sincronia com o qual os neurônios corticais interagem (Sörnmo e Laguna, 2005). Essas diferentes oscilações foram estudadas de maneira minuciosa principalmente após a aplicação da Transformada Rápida de Fourier (FFT) em sinais EEG, descobrindo correlações entre ritmos em diferentes estados, funções e patologias cerebrais (Freeman e Quiroga, 2013).

Seguindo a ordem crescente de frequência, o ritmo correspondente às mais baixas frequências é denominado ritmo Delta. Característicos dos estágios do sono profundo, variam na faixa 0,5 – 3,5Hz (Freeman e Quiroga, 2013) e amplitude de onda média igual a 100 μ V. Os fatores como localização, ritmicidade e morfologia influenciam na análise desse ritmo, que pode ter características normais como ocorre no sono de ondas lentas ou características patológicas como acontece na presença de tumores cerebrais. Para que as ondas Delta apareçam, alguns mecanismos sincronizadores podem ocorrer no sistema neuronal cortical, sugerindo que o córtex é “liberado” das atividades de ativação do tálamo e de outros centros inferiores (Guyton e Hall, 2006).

Entre frequências de 3,5 – 7,5Hz estão presentes os ritmos Teta. Esses, também ocorrem em determinadas fases do sono (Sörnmo e Laguna, 2005), têm papel importante na infância e quando presente no adulto acordado pode ser considerada anormal e relacionada a distúrbios cerebrais (Freeman e Quiroga, 2013). Outra associação à esse ritmo é o seu aparecimento durante momentos de desapontamento ou frustração do indivíduo (Guyton e Hall, 2006).

Os ritmos denominados Alfa aparecem de forma espontânea em indivíduos com olhos fechados e em estado relaxado, porém acordados. Caracterizados pela faixa de frequência entre 7,5 – 12,5 Hz, apresentam maiores amplitudes nas regiões occipitais do córtex cerebral (Freeman e Quiroga, 2013; Sörnmo e Laguna, 2005). Para que essas ondas ocorram deve haver conexão entre o tálamo e o córtex cerebral, sendo resultantes das oscilações espontâneas do *feedback* existente no sistema tálamo-cortical. Essas oscilações são as possíveis responsáveis pela periodicidade desse ritmo (Guyton e Hall, 2006).

Entre as frequências de valores iguais a 12,5Hz e 30Hz estão os ritmos Beta, evidenciados principalmente em atividades cognitivas como cálculos matemáticos ou em situações de ativação do córtex cerebral (Freeman e Quiroga, 2013). Apresentam amplitude menor comparados ao ritmo Alfa e tem proeminência principalmente nas regiões centrais e frontais do couro cabeludo (Freeman e Quiroga, 2013; Sörnmo e Laguna, 2005).

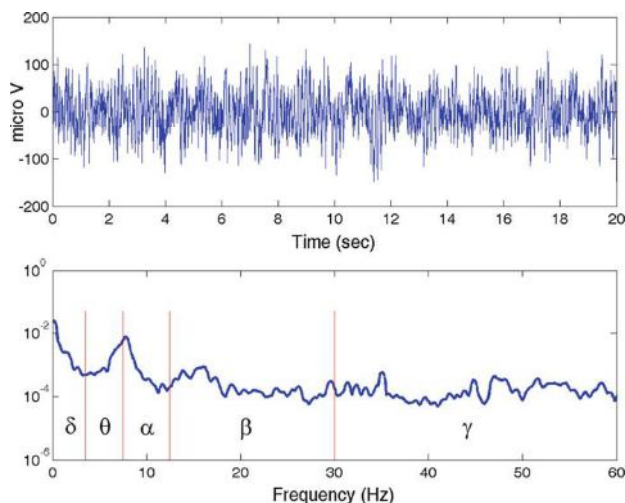
Os ritmos Gama, que estão relacionados à estados de processamento da informação no córtex cerebral, estão presentes na faixa de 30 – 80Hz (Freeman e Quiroga, 2013). Alguns estudos relacionam esse ritmo com diferentes processos cognitivos como audição, percepção visual, percepção olfativa e também com a atenção. Já os ritmos Supergama, caracterizados por frequências maiores que 80Hz, estão associados principalmente com patologias neurológicas como por exemplo a epilepsia. Para alguns autores as oscilações de alta frequência (OAFs) variam entre 100 e 500 Hz (Lévesque *et al.*, 2011), sendo as que variam entre 250Hz e 500Hz denominadas *fast ripples* (FR), as quais têm sido relacionadas com a epileptogênese (Urrestarazu *et al.*, 2007). As oscilações gama estão proximamente relacionadas com processamento de informação, manutenção da memória, e do estado de consciência dependendo da região cortical em que são encontradas (Herrmann *et al.*, 2016). As OAFs aparecem em um cérebro normal quando está relacionada à sincronização e a memória, e podem servir como biomarcadores de condições anormais como a epilepsia em caso de cérebros não normais. Como apontado em (Pachori e Bajaj, 2011), estudos mostram que frequências acima de 100 Hz caracterizam o comportamento de estruturas epiléticas em pacientes acometidos com essa patologia, já as frequências entre 100-200 Hz estão relacionadas com o processamento fisiológico da memória.

A Figura 2-6 ilustra um sinal EEG registrado (imagem superior) e seu espectro de frequências (imagem inferior) demonstrando os principais ritmos neurológicos do ponto de vista clínico e a Figura 2-7 exemplifica um registro EEG epleptiforme, caracterizado por um aumento na amplitude da onda e mudança no conteúdo espectral.

A captação da atividade elétrica cortical está sujeita a interferências (artefatos) provenientes de outras formas da atividade elétrica, que podem dificultar a visualização do traçado e até interferir no diagnóstico clínico do sinal (Montenegro *et al.*, 2011). Logo, o EEG é um método de monitorização eletrofisiológica bastante utilizado em pacientes acometidos por patologias neurológicas principalmente em ambientes de UTI (Vespa, 2005). (Luca. *et al.*, 2010) sugere que o EEG de superfície é constantemente contaminado por artefatos que podem estar relacionados aos estágios de amplificação do sinal ou quaisquer interferências advindas de outras fontes. Um dos possíveis motivos pela contaminação desse sinal é sua baixa amplitude e para um pesquisador inexperiente nessa área os artefatos podem até parecer atividade cerebral real (Freeman e Quiroga, 2013). Um fator agravante dessa situação é que ambientes hospitalares, principalmente UTI, apresentam vários equipamentos funcionando

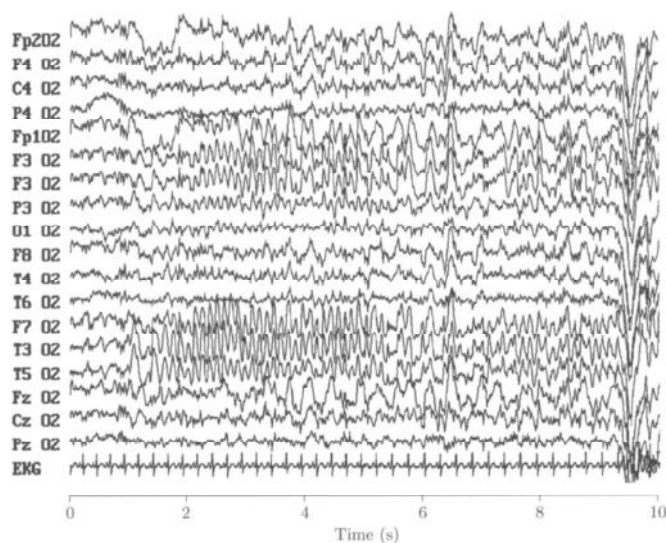
simultaneamente como aspiradores, monitores cardíacos e ventiladores mecânicos (Pereira, Toledo e Guilherme, 2003).

Figura 2-6: Exemplo de sinal EEG no tempo (imagem superior) e espectro desse sinal (imagem inferior).



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

Figura 2-7: Registro de sinal EEG com características epleptiformes.



EEG multicanal que mostra o início de uma crise epiléptica, ocorrendo após o primeiro segundo. O início é caracterizado por um aumento de amplitude e uma mudança no conteúdo espectral.

Fonte: Sörnmo; Laguna, 2005, p.39.

Os artefatos são comumente divididos em dois grandes grupos: Intrínsecos (fisiológicos), gerados pelo corpo do próprio indivíduo submetido ao registro (Young *et al.*, 2002); Extrínsecos (não fisiológicos), produzidos por fontes externas ao corpo desse indivíduo.

Em (White e Cott, Van, 2010) são citados pelo menos onze tipos diferentes de artefatos presentes em registros EEG realizados em ambientes de UTI. Esses artefatos também podem ser observados em outros tipos de registros EEG, como clínicos ou para pesquisas. O primeiro tipo trata-se do artefato provocado pelos movimentos musculares e involuntários do corpo. As principais atividades musculares que afetam o sinal EEG são advindos do escalpo, face, mandíbula e pescoço. Geralmente são vistos quando o indivíduo sob registro EEG encontra-se acordado.

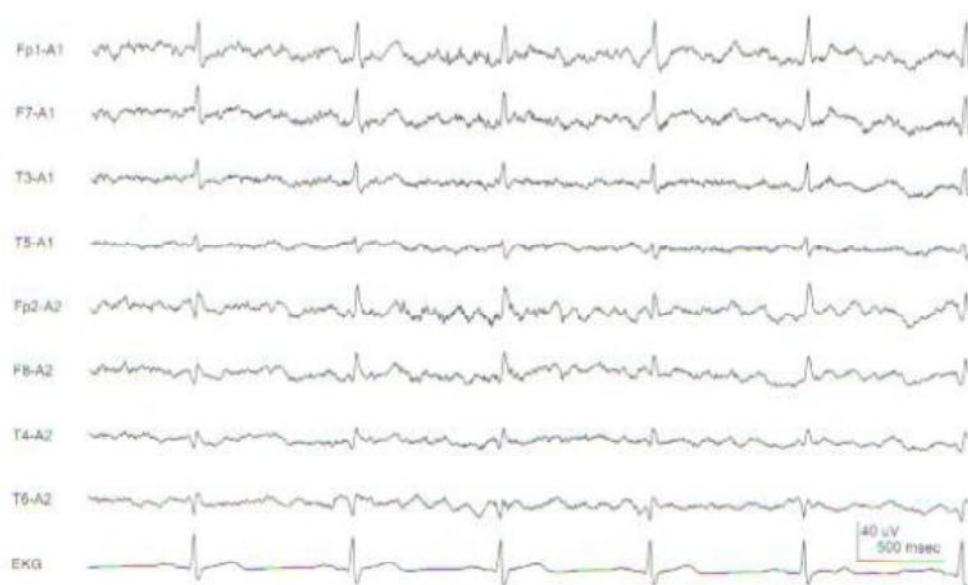
Ainda em (White e Cott, Van, 2010) outro tipo de artefato citado são os sinais eletrocardiográficos (ECG) que aparecem principalmente nos eletrodos auriculares, usados como referência em uma gravação EEG que segue o sistema 10-20. Algumas sugestões para minimizar esse artefato, que pode ser visto na Figura 2-8 é a mudança de posição dos eletrodos biauriculares e também a gravação do próprio ECG simultâneo ao registro EEG. Os artefatos provocados pela presença do marca-passo também representam um tipo de artefato intrínseco o qual pode ser causado por estímulos elétricos provocando no traçado repetições de *spikes*. Esse tipo de artefato pode ocasionar má interpretação dos dados EEG uma vez que se parecem à descargas epiléticas.

(White e Cott, Van, 2010) cita também o ruído provocado pelo pulso do indivíduo, o qual ocorre quando algum eletrodo é colocado sobre uma artéria pulsante. Esse artefato pode simular a desaceleração focal de origem cerebral gerando *spikes* similarmente ao que ocorre na presença do artefato de ECG. Um artefato no traçado EEG que pode provocar má interpretação provocando diagnósticos de epilepsia ou lentificação focal é a arritmia cardíaca, que corresponde ao ritmo anormal do batimento cardíaco. Movimentos da língua também podem provocar interferências no traçado EEG, principalmente evidenciado nos eletrodos FP1 e FP2, influenciando na má interpretação do registro como lentificação desse sinal. Para averiguar a presença desse artefato sugere-se colocar alguns eletrodos na parte superior e na parte inferior dos lábios na tentativa de registrar apenas esse artefato. Esse artefato está bastante relacionado com o comportamento do indivíduo registrado, por exemplo em estado de ansiedade.

Em (Schomer e Silva, 2011) um exemplo de artefato não-fisiológico, os ruídos de eletrodos são comuns e fáceis de serem detectados pois uma forma de onda incomum restrita a um único eletrodo possivelmente é resultante desse tipo de ruído. Para tentar solucionar possíveis problemas de artefatos dessa natureza basta adicionar outro eletrodo perto do eletrodo ruidoso afim de averiguar se há contaminação do sinal EEG. Uma causa comum do

surgimento desse ruído é a possível secagem do gel de condutância usado no contato pele-eletrodo. Outro ruído comum ao sinal EEG é a interferência da rede elétrica (60 Hz), podendo ser reduzida por meio da blindagem dos cabos de alimentação e se possível afastar possíveis fontes geradoras desse ruído (aparelhos funcionando simultaneamente ao registro do EEG). (White e Cott, Van, 2010) cita que em ambientes de UTI, como não há possibilidade de minimizar o número de aparelhos ligados, houvesse um tipo de registro do ruído ambiente antes de realizar o exame EEG para posterior filtragem do sinal contaminado.

Figura 2-8: Exemplo de sinal EEG contaminado por artefato ECG.



Registro multicanal de EEG contaminado por artefato de eletrocardiograma quando adotada referência em apenas uma orelha.

Fonte: Schomer; Silva, 2011, p.250.

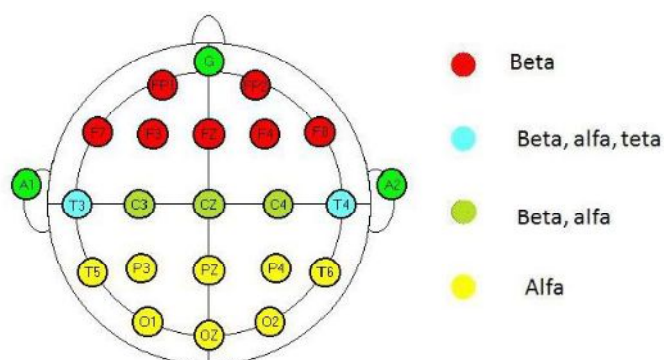
2.5 EEG Normal e Estado da Arte

As características do sinal EEG em indivíduos “normais”, ou seja, sem patologias neurológicas, mudam ao longo do desenvolvimento do indivíduo, portanto existem padrões de normalidade do EEG para neonatos, crianças e adolescentes e para adultos e idosos. Como descrito mais detalhadamente em (Schomer e Silva, 2011), padrões normais esperados em EEG de neonatos, por exemplo, é a descontinuidade e assincronia do traçado, até pelo menos a 35ª semana de idade. Esses padrões mudam ao longo do envelhecimento caracterizando, em

idades entre 2 e 13 anos, um sinal contínuo. Para adultos e idosos o EEG geralmente apresenta as características descritas nas Seções 2.3 e 2.4 desse capítulo.

Baseado em (Niedermeyer e Silva, 2005; Schomer e Silva, 2011), em estado de vigília em adultos, alguns aspectos do EEG são esperados, como por exemplo para o ritmo Alfa, nota-se que o mesmo ocorre principalmente em regiões posteriores da cabeça, em maior voltagem nas regiões occipitais. Em termos de frequência, para esse ritmo, nota-se que o valor médio indicado é cerca de $10,2 \pm 0,9$ Hz. Por fim, nota-se que para o ritmo Alfa ser bloqueado basta haver algum estímulo, como abertura ocular, atividades mentais e outros. Para o ritmo Beta, nota-se que em vigília, as regiões que mais apresentam potência desse ritmo são frontal e central. Com relação ao ritmo Teta, nota-se que, para a população considerada neurologicamente saudável, não há presença considerável desse ritmo, bem como nenhuma organização das ondas Teta, sendo tal ritmo mais importante na infância e adolescência. Grandes contribuições desse ritmo em adultos pode ser considerado anormal e causado por vários tipos de patologias. Já para o ritmo Delta, nota-se que, em adultos nas condições de vigília, é comum o aparecimento desse ritmo em regiões frontais. Conforme leituras em livros consagrados como (Ebersole e Pedley, 2003; Niedermeyer e Silva, 2005; Schomer e Silva, 2011; Sörnmo e Laguna, 2005) a Figura 2-9 foi criada para tentar resumir as principais contribuições normais dos ritmos ao longo do escalpo cerebral.

Figura 2-9: Ritmos normais predominantes em indivíduos adultos, situação de vigília.

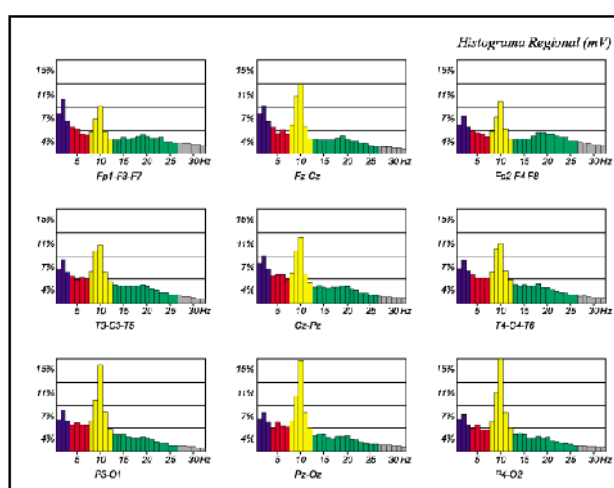


Fonte: Elaborado pela autora baseado em leituras de (Ebersole e Pedley, 2003; Niedermeyer e Silva, 2005; Schomer e Silva, 2011; Sörnmo e Laguna, 2005).

Produções científicas que analisam apenas o EEG normal ainda são escassas apesar desse tipo de sinal ser utilizado para caracterização de patologias graves como a epilepsia e ainda ser muito usado em ambientes de UTI. (Anghinah *et al.*, 1998) procurou caracterizar a normalidade da atividade elétrica cerebral de base usando EEG quantitativo e topográfico.

Para isso foram registrados EEG de 20 indivíduos sem restrições neurológicas, em repouso e olhos fechados, a uma taxa de amostragem de 256 Hz e 20 canais. Como ferramentas de análise foram utilizados conhecimentos sobre FFT e a partir dessa transformação foram obtidos histogramas do espectro do sinal. Como resultados notou-se que, observando o histograma do espectro, as regiões posteriores do ritmo Alfa apresentam maiores potências. Foi observado ainda presença da atividade Alfa em regiões frontais do escalpo, além de observar presença significativa do ritmo Delta. O ritmo Teta foi bastante evidenciado em regiões centrais. A Figura 2-10 foi utilizada para demonstrar um dos resultados obtidos nos achados desse artigo a qual evidencia predominância do ritmo alfa nas bandas posteriores do córtex cerebral.

Figura 2-10: Padrão de normalidade da distribuição espectral em ritmos EEG para 20 adultos normais conforme.



Fonte: Anghinah et al., 1998, p.61.

Em um outro estudo sobre população normal e EEG, (Anghinah *et al.*, 2005) fez análise desse sinal baseada na simetria cerebral por meio do cálculo da coerência para o ritmo Alfa. Nesse estudo foram comparados os resultados da coerência calculados a partir das análises do registro EEG de dois grupos: Adultos jovens, com 5 representantes, e Adultos com idade superior a 50 anos, também com 5 voluntários. Notou-se que não há diferença significativa entre os valores obtidos nas diferenças faixa etárias. Portanto a partir dos achados desse estudo a população adulta neurologicamente normal tende a não apresentar diferenças entre os traçados EEG, como ocorre em neonatos e crianças por exemplo.

(Brouwer *et al.*, 2012) utilizaram registros EEG de 35 voluntários para avaliação do poder espectral desse sinal em estimar o nível de trabalho gasto na realização de uma tarefa. Essa tarefa consistiu em mostrar aos participantes da pesquisa uma sequência de letras e

conforme cada etapa foram avaliadas as respostas em corretas ou erradas. Essas etapas variaram o nível de carga de trabalho sem alterar o estímulo. O sinal EEG foi filtrado na faixa 0,1 – 100 Hz, com taxa de aquisição de 256 Hz. Foi calculada a potência espectral do sinal e notou-se que na banda Alfa, em especial no eletrodo Pz, os resultados mostram melhor distinção entre as tarefas realizadas. Nota-se com isso que em atividades que apresentam nível cognitivo o ritmo Alfa pode ser um diferenciador.

Em (Lodder e Putten, van, 2013) 384 registros de EEG de pessoas com idades entre 18 e 90 anos foram avaliados, e algumas características consideradas normais foram extraídas. Por exemplo, a frequência de pico do ritmo Alfa, aceitável para cada faixa etária é mostrada na Figura 2-11. Já em outro estudo desse autor (Lodder e Putten, van, 2011) registros EEG foram analisados para caracterização do ritmo posterior dominante e a partir desse estudo foi obtida uma tabela com valores informativos sobre taxa de frequência comum, valor de amplitude, valor de simetria entre os eletrodos O1 e O2, como mostra a Figura 2-12.

Um estudo recente (Luccas *et al.*, 2016), que objetivou avaliar valores normais para a assimetria cerebral em registros EEG, utilizou 30 voluntários adultos com EEG considerado normal, usando para a gravação método não invasivo e 19 eletrodos na cabeça seguindo padrão de colocação, sistema 10-20. O sinal analisado foi EEG de olhos fechados e em vigília, levando em consideração os pares simétricos de eletrodos. A Figura 2-13 contém os resultados obtidos nesse experimento com relação aos principais ritmos EEG. Nota-se que de acordo com esses achados, o índice de assimetria em indivíduos normais tende a ser fisiologicamente baixo em adultos, com valores entre 2 – 7%.

Figura 2-11: Valores de frequência de pico ritmo Alfa.

Age	Frequency (Hz)
0-1 yrs	5.3 ± 1.8
2-3 yrs	6.8 ± 1.8
4-5 yrs	7.9 ± 1.8
6-7 yrs	8.7 ± 1.8
8-15 yrs	9.5 ± 1.8
16-50 yrs	9.9 ± 1.8
>51 yrs	9.1 ± 1.8

Fonte: Lodder; Van Putten, 2013, p.230.

Figura 2-12: Valores obtidos pela análise do ritmo posterior dominante.

	Frequency (Hz)	Amplitude (µV)	Symmetry	Reactivity
0-5 years	7.14 ± 2.35	11.46 ± 6.36	0.02 ± 0.33	0.77 ± 0.17
5-10 years	8.54 ± 1.17	11.45 ± 4.41	-0.08 ± 0.28	0.85 ± 0.14
10-20 years	9.98 ± 1.13	8.73 ± 4.34	-0.03 ± 0.25	0.87 ± 0.12
20-40 years	10.21 ± 1.02	5.42 ± 2.99	-0.07 ± 0.23	0.85 ± 0.13
40-60 years	9.95 ± 1.20	5.13 ± 3.21	-0.04 ± 0.25	0.85 ± 0.15
60-80 years	9.37 ± 1.10	4.88 ± 2.70	-0.03 ± 0.23	0.82 ± 0.17
> 80 years	8.68 ± 1.10	5.03 ± 2.92	-0.07 ± 0.26	0.77 ± 0.20

Fonte: Lodder; Van Putten, 2013, p.90.

Figura 2-13: Resultado obtido para o índice de assimetria.

Bands	Total 0.5–20 Hz		Delta 0.5–3.5 Hz		Theta 4–7.5 Hz		Alpha 8–12.5 Hz		Beta 13–20 Hz	
	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
Fp1-Fp2	0.20	1.37	0.06	2.38	0.80	2.06	0.05	1.68	0.18	1.48
F3-F4	0.52	1.55	0.48	2.08	0.10	2.23	0.07	1.28	0.33	1.69
C3-C4	1.34	2.52	0.96	1.52	1.37	2.99	1.04	3.26	1.35	2.22
P3-P4	0.18	0.82	0.15	0.81	0.17	1.41	0.57	1.14	0.31	1.07
O1-O2	0.08	0.87	1.50	2.61	0.05	1.06	0.06	1.49	0.72	2.04
F7-F8	1.13	5.47	0.56	6.47	2.73	6.42	0.86	3.73	0.50	5.68
T3-T4	1.51	5.40	1.27	5.57	0.89	3.82	0.92	5.03	2.04	6.05
Ib-I6	2.33	2.99	1.50	3.86	1.66	2.88	1.83	5.22	0.85	3.14
Mean	0.91	2.62	0.81	3.16	0.97	2.85	0.67	2.85	0.78	2.92

Fonte: Luccas et al, 2016, p.541.

2.6 EEG no Coma: Estado da Arte

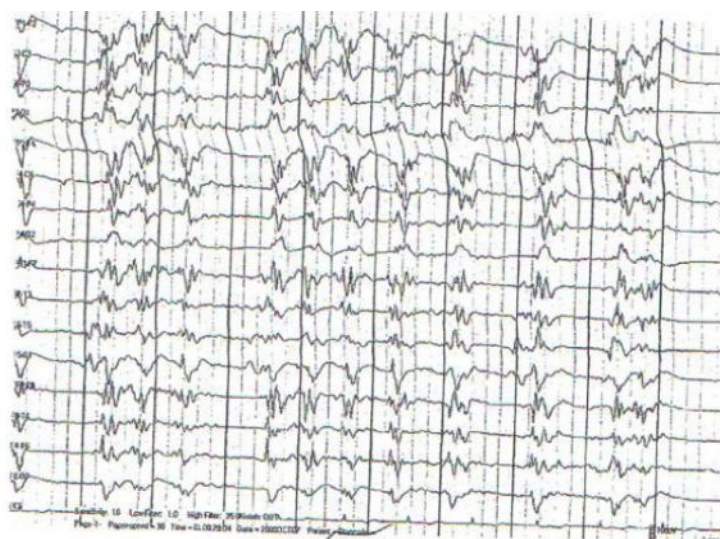
A capacidade que um indivíduo tem de se reconhecer e também reconhecer os estímulos do ambiente é denominada consciência (Andrade *et al.*, 2007). Em situações em que há perdas psicológicas e portanto, redução generalizada do estado de consciência, o registro EEG pode auxiliar na avaliação clínica e até ajudar na distinção desses estados que podem ser coma, estado vegetativo, estado minimamente consciente e sedação (Puggina *et al.*, 2005). Para a avaliação neurológica, saber o nível de consciência do indivíduo é fundamental principalmente para vítimas de traumatismo crânio-encefálico por exemplo, pois a partir dela características importantes da função cerebral são obtidas e portanto decisões terapêuticas, intervenções e prevenção de complicações podem ser adotadas (Oliveira, Pereira e Freitas, 2014).

Quando o sistema reticular ascendente, tálamo e conexões corticais são mantidos de forma íntegra o nível de consciência também é mantido, sendo alterado por sua vez na presença de algum comprometimento dessas estruturas (Trinka e Leitinger, 2015). A principal característica para diagnosticar um coma é a certificação de que a função do tronco encefálico foi comprometida seja por compressão, oriunda de lesões da massa cerebral, ou por isquemia (Schomer e Silva, 2011). O estado de coma pode ser causado por diversas fatalidades como por exemplo causas tóxicas e metabólicas, infecções do sistema nervoso central, crises epiléticas, causas anóxicas (falta de oxigênio), traumatismos crânio-encefálicos.

No estado de coma o indivíduo não apresenta nenhum conhecimento de si e não responde a estímulos, tanto internos quanto externos, além de permanecer de olhos fechados

(Puggina *et al.*, 2005). Em pacientes emergentes de coma, diferentes estados de consciência podem surgir, como a síndrome do estado vegetativo, caracterizada pela ausência de autoconhecimento e do conhecimento ambiente, bem como permanência em vigília. Outra forma de baixo estado de consciência é o estado minimamente consciente o qual é caracterizado por uma condição mínima de evidencia comportamental (Lehembre *et al.*, 2012). Existem alguns padrões de EEG que correlacionam o grau de consciência e a profundidade do coma, porém esses padrões não podem ser relacionados à etiologia do coma (Trinka e Leitinger, 2015). Por exemplo o padrão de surto-supressão pode estar presente em pacientes comatosos após parada cardíaca ou em pacientes comatosos devido à intoxicação com barbitúricos. A Figura 2-14 exemplifica um EEG com padrão surto-supressão, que é associado à níveis de coma mais profundos e é formado basicamente por ondas de alta voltagem com morfologias e picos sobrepostos seguidas por supressão do traçado (Schomer e Silva, 2011).

Figura 2-14: Registro EEG exemplificando padrão surto-supressão.



EEG de um paciente em coma cuja etiologia é anoxia cardíaca com padrões de surto supressão.

Fonte: Schomer; Silva, 2011, p.442.

Portanto, a utilização do EEG em indivíduos comatosos permite uma análise imediata da disfunção cortical de maneira segura e disponível em ambientes de UTI, o qual pode revelar uma gama ampla de anormalidades como por exemplo a distinção de crises de coma metabólico ou crises induzidas por fármacos e uma vez conhecida a etiologia do coma pode ser útil para determinar o prognóstico do indivíduo (Young, 2000). De modo geral o EEG deve ser usado nos estudos das alterações da consciência pois fornece informações úteis e decisivas para tomadas de decisões em UTIs ainda mais quando usadas em conjunto com escalas clínicas, por exemplo *Glasgow* (Bragatti, 2008).

O Quadro 2-1 e o Quadro 2-2 apresentam um resumo dos principais achados selecionados na revisão literária, que descrevem algumas avaliações úteis do registro EEG aplicado em pacientes comatosos. Os artigos mencionados são:

- 1- Cossy et al., 2014
- 2 - Braga et al., 2013
- 3 - Cavinato et al., 2014
- 4 - Hofmeijer et al., 2014
- 5 - King et al., 2013
- 6 - Sitt et al., 2014
- 7 - Zubler et al., 2016
- 8 - Zheng et al., 2016
- 9 – Chen et al., 2008

Quadro 2-1: Resumo dos principais artigos, parte I.

(continua)

Artigo	Objetivo	Grupos de estudo	Etiologia do coma
1	Avaliar se há alteração do registro EEG quando em ausência de consciência por meio de estímulos sonoros.	19 Pacientes comatosos e 10 do grupo controle.	Coma pós anóxico.
2	Verificar padrões existentes em registros EEG feitos em pacientes comatosos.	43 pacientes com desfecho favorável, e 5 pacientes com desfecho desfavorável.	Encefalopatias agudas.
3	Avaliar o processamento cerebral durante a ativação sensorial básica.	26 pessoas em estado vegetativo e estado minimamente consciente, 15 pessoas do grupo controle.	Acidente vascular cerebral (12 pacientes), anoxia (9), e trauma cerebral (5).
4	Avaliar características do padrão surto-supressão em registros EEG.	Um grupo com pacientes com isquemia cerebral e outro grupo com coma provocado por outras causas.	Isquemia cerebral e outras causas.

(conclusão)

Artigo	Objetivo	Grupos de estudo	Etiologia do coma
5	Avaliar se a alteração de consciência pode ser medida no processamento do sinal EEG por algoritmo específico.	Estado vegetativo (75 registros), mínimo de consciência (68 registros), consciência (24) e grupo controle (14).	Anoxia, hemorragia intracraniana, lesão cerebral traumática e outras etiologias.
6	Analisar marcadores a partir do EEG quantitativo afim de diferenciar pacientes em estado vegetativo e estado de consciência mínima.	Estado vegetativo (75 registros), mínimo de consciência (68 registros), consciência (24) e grupo controle (14).	Anoxia, hemorragia intracraniana, lesão cerebral traumática e outras etiologias.
7	Avaliar o valor diagnóstico e preditivo de métodos quantitativos em EEG de pacientes comatosos.	38 pacientes comatosos com origem hipóxica e 41 com origem não hipóxica.	Hipóxica / anóxica e não-hipóxica.
8	Avaliar se utilizando uma técnica específica de decomposição do modelo empírico nota-se diferença entre pacientes em coma e em estado de morte encefálica.	22 pacientes comatosos e em morte cerebral.	Não informada.
9	Quantificar por meio do sinal EEG diferenças entre coma profundo e morte encefálica.	23 pacientes divididos em dois grupos: coma profundo e morte cerebral.	Não informada.
Resumo	No geral, nota-se que os objetivos são determinar parâmetros quantitativos para classificar, diagnosticar e ainda prever comportamentos a partir do registro EEG.	Em geral, a média de registros avaliados por grupo de estudo não é superior a 50.	A etiologia mais citada nesses artigos trata-se da anoxia.

Fonte: Elaborado pela autora.

Quadro 2-2: Resumo dos principais artigos, parte II.

(continua)

Artigo	Gravação do sinal	Ferramenta de análise	Principais resultados
1	fa = 1024 Hz. Filtro: 0,1 – 40 Hz.	Uso da topografia de tensão.	Evidência de discriminação auditiva sem qualquer conhecimento dos estímulos externos
2	fa = 200 Hz. Filtro: 0,5 – 50 Hz.	Uso da transformada rápida de Fourier.	As comparações entre os grupos revelaram que as frequências mais baixas foram detectadas nos eletrodos posteriores e o espectro de potência foi reduzido nos pacientes do com desfecho desfavorável.

(conclusão)

Artigo	Gravação do sinal	Ferramenta de análise	Principais resultados
3	fa=256 Hz. Filtro: 0, 5 - 50Hz.	Dados divididos em épocas de dois segundos. Uso do cálculo de coerência.	Maior coerência do ritmo Alfa posterior em controles e pacientes de estado minimamente consciente. Dados quantitativos do EEG revelaram alterações eletrofisiológicas corticais restritas a participantes saudáveis
4	fa = 256 Hz.	Cálculo da correlação e da amplitude de supressão.	Cerca de 1/5 dos pacientes apresentaram surtos idênticos e esses estão fortemente correlacionados com o desfecho de morte.
5	fa=250 Hz. Filtro: 0,2 - 45Hz.	Informação simbólica mútua, baseada na flutuação entre sinais EEG.	A troca de informações aumenta conforme maior seja o grau de consciência, principalmente nas regiões centro-posteriores.
6	fa=250 Hz. Filtro: 0,2 - 45Hz.	Espectro do sinal EEG, com valores de potências de bandas e teoria da informação.	Sinal EEG torna-se mais complexo de acordo com a elevação do estado de consciência. As potências dos ritmos Teta e Alfa podem ser utilizadas para diferenciação dos estados de consciência.
7	fa = 500 Hz.	Assimetria da potência relativa da faixa Delta, correlação cruzada, informação simbólica mútua e direcionalidade de transferência de entropia.	A maioria das medidas obtidas a partir dos quantificadores apresentou diferença significativa entre os pacientes agrupados de acordo com o desfecho. Alto nível de sincronia entre o hemisfério esquerdo e o direito foi associado com o desfecho de morte.
8	fa = 1000 Hz.	Decomposição do modelo empírico e transformada de Fourier.	A atividade cerebral fisiológica de um paciente em estado de morte encefálica é muito baixa.
9	fa=1000 Hz. Filtro: 0,5 – 100 Hz.	ICA, espectro de Fourier, entropia.	A potência relativa dos ritmos Teta, Alfa e Beta é maior para pacientes em coma comparada à potência obtida em pacientes em morte encefálica.
Resumo	fa média = 250 Hz. Maior valor fpb = 100Hz..	A maioria calculou a potência espectral como ferramenta de análise.	Nota-se de modo geral o EEG tem comportamento diferente conforme o estado de consciência do paciente.

Fonte: Elaborado pela autora.

2.7 Considerações Finais

Apesar das diferentes técnicas de neuroimagem estrutural, a eletroencefalografia (EEG) ainda é o exame funcional neurológico mais utilizado (Quinonez, 1998), principalmente no sistema de saúde público brasileiro. O EEG mede a atividade elétrica do cérebro, a qual pode ser gravada continuamente à beira do leito, apresentando uma excelente resolução temporal, e é sensível a mudanças na estrutura e função do cérebro (Herman *et al.*, 2015). A função cerebral está representada no EEG por oscilações de certas frequências que são captadas em tempo real de forma contínua e não-invasiva (Foreman e Claassen, 2012).

Os principais ritmos EEG observados pelos neurologistas variam conforme faixa de frequência, entre valores de 0,5 a 35 Hz, podendo ser Delta, Teta, Alfa e Beta. Existem ainda os ritmos relacionados às frequências mais elevadas que podem ser Gama ou Supergama. É importante destacar que o registro EEG pode ser acometido por vários tipos de artefatos, os quais podem mascarar os dados EEG e levar à interpretações errôneas desse sinal. São exemplos de artefatos os ruídos intrínsecos ao paciente / voluntário, que se registra o exame, por exemplo o sinal ECG. Há também ruídos provenientes do meio, por exemplo ruído da rede elétrica (60 Hz) o qual atua numa faixa de frequência referente ao ritmo Gama.

Sabe-se que de modo geral, o EEG “normal” apresenta comportamentos consagrados na literatura, por exemplo prevalência do ritmo Alfa em regiões posteriores do córtex cerebral e prevalência do ritmo Beta nas regiões frontais. Com relação à simetria cerebral entre hemisfério direito e esquerdo, nota-se que há elevada correlação entre esses hemisférios.

Ademais, o sinal EEG é bastante utilizado em ambientes de UTI, pois pacientes criticamente doentes estão em alto risco de uma variedade de ameaças neurológicas, dentre eles, as isquemias, convulsões, infecções, edemas e o aumento da pressão intracraniana. Caso estas não forem tratadas, podem resultar em deficiências neurológicas permanentes (Herman *et al.*, 2015). O frequente monitoramento da atividade cerebral de pacientes na UTI, no caso do EEG contínuo, possibilita visualizar alterações silenciosas na atividade cerebral, como no estado epilético não-convulsivo, permitindo assim, intervenções médicas rápidas, podendo melhorar os resultados clínicos destes pacientes (Cavalcanti *et al.*, 2016; Vespa, 2005).

Capítulo 3

CONSTRUÇÃO DA BASE DE EEG NORMAL

Nesse capítulo serão abordados os principais detalhes da metodologia de construção da base de dados de EEG em indivíduos sem patologias neurológicas, desde a elaboração do protocolo de aquisição dos dados até os resultados obtidos por meio das coletas.

3.1 Introdução

O registro do sinal EEG é uma forma de monitoramento que pode reproduzir a atividade cerebral de cerca de 100 milhões de neurônios (Ouyang *et al.*, 2010). Utiliza-se portanto meios de captação dessa atividade a partir do couro cabeludo, podendo ser por eletrodos invasivos ou por não invasivos, e a partir da diferença de potencial medida nesses eletrodos é que a captação do sinal EEG é consolidada (Garcell e Medina, 2009).

O processamento do EEG quantitativo e sua interpretação é extremamente relevante pois a partir dos achados dessa análise permite-se realizar, de certa forma, uma inspeção do córtex cerebral e portanto detectar alterações que não puderam por algum motivo serem vistas pelos olhos do profissional que avaliou tal registro. Logo, quando se analisa um EEG quantitativamente é possível mensurar certas características e conexões com patologias. Um córtex consideravelmente ativo é aquele que possui alta taxa de atividade sináptica, ou seja, esse córtex terá maior entropia do que um córtex que se encontra inativo, tendo assim valores de picos baixos e mais regulares (Sleigh *et al.*, 2004). Sabendo disso, é fácil distinguir visualmente um exame de EEG de uma

pessoa normal com uma pessoa que possui alguma patologia neurológica (Subha *et al.*, 2010).

A caracterização quantitativa do sinal EEG de indivíduos saudáveis é algo que ainda é escasso, apesar de várias ferramentas de análises do EEG terem sido desenvolvidas. Os principais livros de eletroencefalografia como (Niedermeyer e Silva, 2005) classificam o EEG “normal”, que é o traçado com características normais, baseado em condições morfológicas do sinal, como presença dos ritmos clássicos do EEG (ver seção 2.4 do Capítulo 2).

A maioria dos estudos relacionados ao processamento do sinal EEG tem como objetivo encontrar padrões quantitativos para os indivíduos acometidos por alguma patologia neurológica. Por exemplo, nos estudos realizados em pacientes comatosos, descritos no Capítulo 2 os grupos estudados são comparados ao grupo controle, sendo que esses são indivíduos saudáveis, porém os resultados obtidos são específicos para aquela população do estudo, não se aplicando à população “normal” geral. Poucos estudos que avaliam a atividade cortical normal foram encontrados durante o período da pesquisa bibliográfica realizada nesse projeto. Os achados mais importantes foram descritos de forma detalhada na seção 2.5 do Capítulo 2.

A principal hipótese para haver poucos estudos dedicados à essa temática é o fato de não haver informações suficientes nas bases de dados disponibilizadas para a comunidade acadêmica, tendo como exemplo detalhes do registro EEG com relação ao protocolo de coletas, tipo de equipamento utilizado ou informações demográficas dos voluntários. Ao todo foram encontradas pelo menos dez bases de dados de EEG normal disponíveis, cujas informações principais estão mostradas no Quadro 3-1.

A partir do cenário atual, faz-se necessária a construção de uma base de EEG, que segue padrões pré-estabelecidos para que então seja futuramente disponibilizado à comunidade acadêmica e assim possa contribuir com a evolução das análises quantitativas do EEG normal.

Quadro 3-1: Bases de EEG disponíveis para a comunidade acadêmica.

(continua)

Base de dados	Nº de voluntários	Característica do voluntário	fa (Hz)
URL 1	14	Normal	1000
URL 2	8	Normal	256
URL 3	49	Normal	-
URL 4	12	Normal	256

(conclusão)

Base de dados	Nº de voluntários	Característica do voluntário	f _a (Hz)
URL 5	25	Normal	256
URL 6	23	Normal	256
URL 7	31	Normal	256
URL 8	60	Normal e Lesão focal	512
URL 16	Não informado	Normal	256
URL 17	32	Normal	512

f_a: Frequência de amostragem.

Fonte: Elaborado pela autora em parceria com membros de iniciação científica.

3.2 Metodologia de construção da base de EEG normal

3.2.1 Submissão ao comitê de ética

Para que a realização das coletas de EEG fosse autorizada, houve necessidade de submeter um projeto ao Comitê de Ética em Pesquisas da UFU (CEP – UFU), cujo objetivo foi viabilizar as coletas, de maneira que elas ocorressem respeitando uma série de padrões descritos no Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE). Além desses documentos foram elaborados também documentos com autorização de uso dos equipamentos e instalações do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU), bem como do Laboratório de Processamento Digital de Sinais da Faculdade de Engenharia Elétrica da UFU (PDS-UFU). A autorização concedida pelo CEP-UFU encontra-se disponível no Anexo A.

3.2.2 Definição de critérios para coleta de dados

Inicialmente foram definidos os parâmetros de inclusão para os voluntários dessa pesquisa, sendo eles: Indivíduo em estado normal de saúde ou seja, sem patologias prévias, com disponibilidade de pelo menos 2 horas de registro, além de ser capaz de se submeter a preparação anterior ao dia de coleta que envolve:

- Não lavar o cabelo no dia da coleta;
- Não lavar o cabelo com condicionador um dia anterior à coleta;

- Não ingerir bebida alcoólica por, no mínimo, 48 horas antes à coleta;
- Não ingerir café ou substâncias estimulantes no dia da coleta;
- Ter tido boa noite de sono e descanso antes da coleta.

O local escolhido para realização das coletas de dados foi o Setor de Neurologia do HCU-UFU (SEN/HCU – UFU) pois foi utilizado o aparelho disponível nesse setor, o qual também é usado em registros clínicos feitos pelos técnicos do hospital. Trata-se de um amplificador de sinais biológicos, *BrainNet BNT-EEG*. Já o software utilizado foi o mesmo do SEN/HCU – UFU, denominado ‘*EEGCaptacoes32*’, versão REDE36 (1.0). O *BrainNet BNT-EEG* é um equipamento de 21 canais, sendo 20 dedicados à aquisição digital de sinais EEG e um para registrar sinal ECG, o qual não foi usado nos registros dessa base de dados.

O computador usado para todos os registros foi o mesmo, sendo de uso pessoal, cujas características relevantes são:

- Sistema operacional: Windows 7, 64 bits;
- Entrada para cabo de rede;
- Autonomia da bateria de 3 horas diretas.

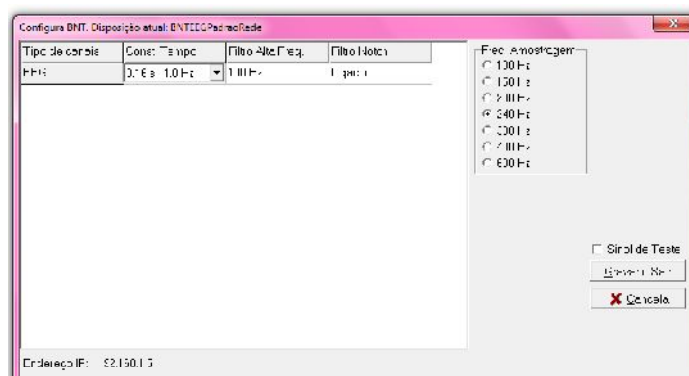
Ao abrir o software de registro, algumas configurações importantes para a coleta foram realizadas. A primeira é o ajuste da ‘Constante Tempo’ que optou-se padronizar em 0,16s – 1,0Hz. Já o parâmetro ‘Filtro Alta Frequência’ foi ajustado em 100 Hz. O parâmetro ‘Filtro *Notch*’ foi ‘LIGADO’ em todos os registros. E por último, nessa mesma janela, o parâmetro ‘Frequência Amostragem’ foi igual a 240Hz. Todas essas informações podem ser observadas na Figura 3-1.

Com relação à montagem dos eletrodos, o conectado é igual a 23, sendo 20 eletrodos para aquisição do sinal EEG, dois eletrodos como referência (bi-auricular) e um eletrodo sendo o *ground*. A Figura 3-2 demonstra a disposição dos eletrodos no aparelho. Ao longo dos registros foram utilizados dois conjuntos de 23 eletrodos.

Os dados de cada voluntário da pesquisa, tanto demográficos quanto característicos e informacionais foram anotados com o objetivo de organização da base de dados. A Figura 3-3 exemplifica alguns tipos de dados preenchidos no instante em que o software de captação é inicializado. Já a Figura 3-4 demonstra os dados armazenados em uma planilha de informações, criada especialmente para cadastro dos voluntários. Note que na Figura 3-4 cada voluntário recebe um número, conforme ordem cronológica de registro e esse número que é cadastrado no local “Nome” da

Figura 3-3 (referente ao cadastro no software). Essa nomenclatura foi adotada com o objetivo de preservar a identidade do voluntário visto que na página de visualização dos dados o nome cadastrado poderá ser visualizado.

Figura 3-1: Configuração do Equipamento de coletas.



Fonte: Reproduzida pela autora.

Figura 3-2: Disposição dos eletrodos no equipamento.



Fonte: Reproduzida pela autora.

Figura 3-3: Dados a serem preenchidos para cada voluntário no software de aquisição.

Dados do Paciente

Código: 126 Nome: Nascimento:

Logradouro: Complemento:

Bairro: Cidade: UF:

CEP: Sexo: ☐ Feminino ☒ Masculino Lateralidade: ☐ Ambas ☒ Direita ☐ Esquerda

Telefone:

Dados do Exame

Código: 1 Data: 25/07/2016 Hora: 13:18:36 Hoje: 25/07/2016 13:18:36

Solicitante: Tipo: ☒ Mapa ☐ Polígrafo ☐ Traçado ☒ Data Automática

Peso: 40 kg Altura: 1,5 m

Convênio: 001 Particular

Medicação:

Fonte: Reproduzida pela autora.

Figura 3-4: Dados a serem preenchidos na planilha de cadastro dos voluntários.

Fonte: Reproduzida pela autora.

Observa-se na Figura 3-4 que algumas células são de preenchimento de medidas do córtex do voluntário. Isso se faz porque ao colocar os eletrodos no escalpo (cabeça) devem ser feitas marcações conforme o sistema 10-20 de colocação, vide Capítulo 2.

3.2.3 Protocolo de Registros

O protocolo de registros, elaborado inicialmente pelo médico neurologista e aluno de doutorado do professor João Batista Destro Filho, Marcos Campos, em conjunto com o próprio orientador e alunos de iniciação científica do curso de Medicina da UFU, foi, ao longo dos anos de 2015 e 2016, testado e adaptado pela aluna de mestrado Camila Davi Ramos em conjunto com os alunos de iniciação científica do professor João Batista Destro Filho. Foi dividido em etapas, A à F, sendo a etapa A denominada Gravação à Vazio, etapa B, Gravação em Repouso, etapa C designada por Gravação de Estímulo de Hiperventilação, etapa D intitulada de Gravação de Estímulos Cognitivos, etapa E nominada de Gravação de Artefatos e a última etapa, F, denominada Gravação de Estímulo Musical.

- A) Gravação à Vazio:

Antes de os eletrodos serem colocados no escalpo do voluntário, foi convencionado realizar uma gravação “à vazio” em que os eletrodos permanecem estáticos, sem receber qualquer tipo de sinal fisiológico. Nos primeiros registros os eletrodos ficaram dispostos em cima da maca de registros, esticados lado a lado. Porém, após testes e objetivando a não movimentação dos eletrodos devido a fatores externos, como vento do ar condicionado, foi criado um aparato de isopor, similar ao córtex humano, em que marcações seguindo o sistema 10-20 foram feitas e então os eletrodos

fossem encaixados para então registrar o evento “a vazio”. A Figura 3-5 mostra como é a disposição dos eletrodos no isopor.

Figura 3-5: Eletrodos dispostos no isopor seguindo o sistema 10-20 de colocação.



Fonte: Reproduzida pela autora.

A duração de registro com eletrodos a vazio foi de três minutos e, posterior a gravação, os eletrodos são colocados no escalpe do voluntário. Todos os voluntários, posterior à colocação dos eletrodos no escalpo, foram deitados na maca, de maneira confortável, com a cabeça sobre um travesseiro e pés e mãos esticados, conforme Figura 3-6.

Figura 3-6: Voluntário disposto na maca para registro do sinal EEG, conectado ao equipamento de registros e o computador de coletas.



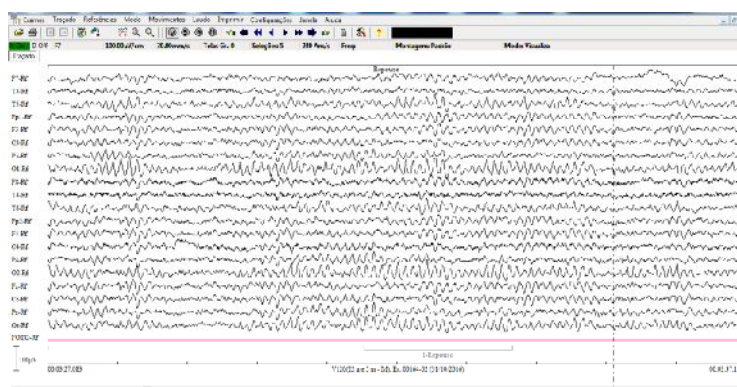
Fonte: Reproduzida pela autora.

- B) Gravação em Repouso:

O registro em repouso consiste em primeiro, gravar três minutos com o voluntário de olhos fechados, sem movimentar, falar ou realizar qualquer tipo de atividade que possa provocar interferência no sinal gravado. Segundo, grava-se três

minutos com o voluntário de olhos abertos, permanecendo com as mesmas restrições da gravação de olhos fechados. É solicitado ao voluntário que o mesmo evite realizar piscadas de maneira exagerada para que o sinal não seja contaminado com o artefato de piscada, o qual sucumbe o sinal EEG. A Figura 3-7 e a Figura 3-8 exemplificam respectivamente um sinal captado com olhos fechados e um sinal captado com olhos abertos. Nota-se na Figura 3-8 a presença de artefato de piscada, circulado em cor vermelha, comprovando que, visualmente, esse tipo de interferência deturpa o sinal EEG.

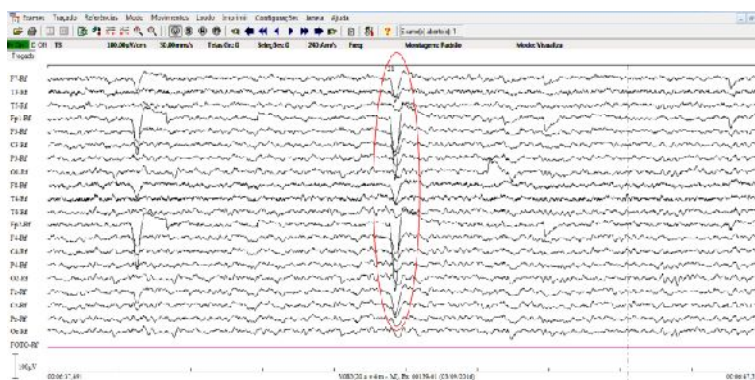
Figura 3-7: Gravação em repouso, olhos fechados.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 120 (22 anos, gênero masculino) em situação de vigília e olhos fechados.

Fonte: Reproduzida pela autora.

Figura 3-8: Gravação em repouso, olhos abertos.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 85 (20 anos, gênero masculino) em situação de repouso e olhos abertos.

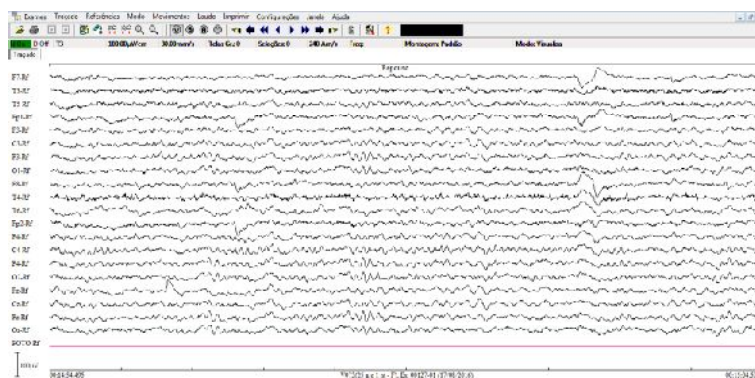
Fonte: Reproduzida pela autora.

- C) Gravação de Estímulo de Hiperventilação:

Com os olhos abertos o voluntário deve inspirar e expirar num ritmo acelerado, acompanhando a frequência proposta pelo pesquisador responsável no momento da gravação, com duração de dois minutos. Essa atividade foi a única atividade proposta no

protocolo que o voluntário poderia escolher realiza-la ou não devido ao fato da possível ocorrência de intercorrências como falta de ar. Em seguida, o voluntário deve parar de hiperventilar, permanecendo em repouso com os olhos abertos por mais dois minutos. A Figura 3-9 exemplifica o momento de gravação da hiperventilação em um voluntário da base de dados.

Figura 3-9: Gravação da hiperventilação.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 73 (25 anos, gênero feminino) em situação de hiperventilação.

Fonte: Reproduzida pela autora.

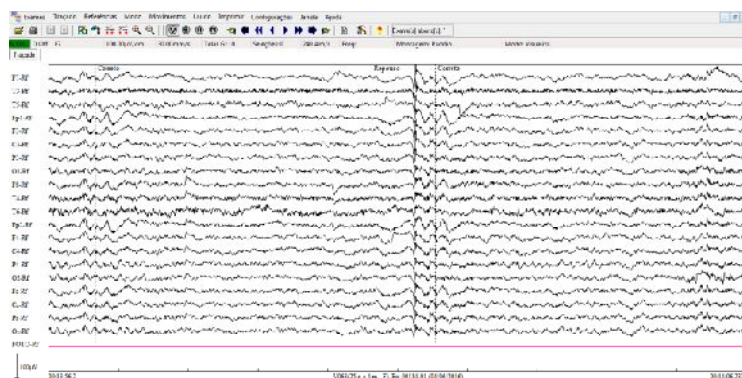
- D- Gravação de Estímulos Cognitivos

A estimulação cognitiva é realizada de duas maneiras distintas no protocolo. A primeira refere-se à capacidade de realização de cálculos matemáticos. Nessa etapa solicita-se ao voluntário que o mesmo realize cinco operações matemáticas, sendo 100-7, 93-7, 86-7, 79-7 e 72-7. Para essa atividade não é estipulado um tempo de realização, dependendo apenas do período em que o voluntário leva para responder às perguntas. Assim que o mesmo responde, um comando de “certo” ou “errado” é acionado no software, indicando se o voluntário acertou ou errou a pergunta. É importante destacar que durante a realização dessa tarefa o voluntário só pode verbalizar no momento em que responde a pergunta, sendo vedada qualquer tipo de verbalização além dessa ou movimentação, durante a gravação. A Figura 3-10 exemplifica o momento dessa atividade realizada em um voluntário da base de dados.

A segunda maneira refere-se à leitura e resposta de palavras aleatórias, sempre na mesma ordem, totalizando dez palavras: Cachorro, Futebol, Camisa, Novela, Banana, Tomate, Música, Celular, Tecido e Trabalho. A forma como é realizada essa atividade é: Solicita-se que o voluntário permaneça em repouso, olhos abertos, em silêncio e assim que iniciada a gravação uma palavra é mostrada ao voluntário para que o mesmo faça a leitura dessa palavra. A leitura é feita apenas mentalmente; Espera-se cerca de

cinco segundos e em seguida é solicitada a resposta dessa palavra ou seja a verbalização da mesma e assim se repete para as nove palavras restantes. A duração média dessa atividade é aproximadamente dois minutos. Na Figura 3-11 é demonstrado o momento de leitura e resposta de um voluntário da base de dados.

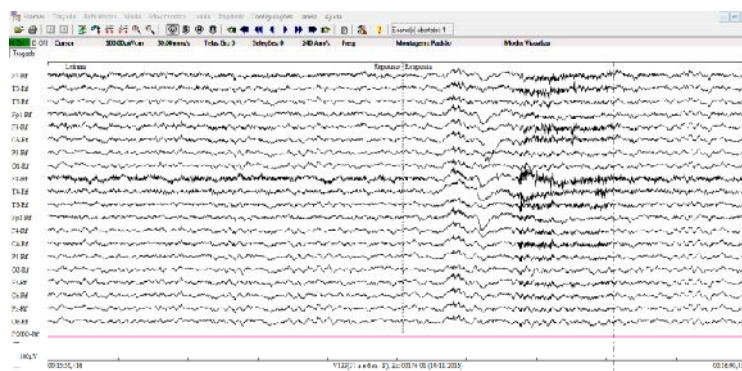
Figura 3-10: Gravação dos cálculos matemáticos.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 63 (25 anos, gênero feminino) em momento de estímulo cognitivo de cálculos matemáticos.

Fonte: Reproduzida pela autora.

Figura 3-11: Gravação da leitura e resposta de palavras.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 133 (37 anos, gênero feminino) em estimulação cognitiva de leitura de palavras.

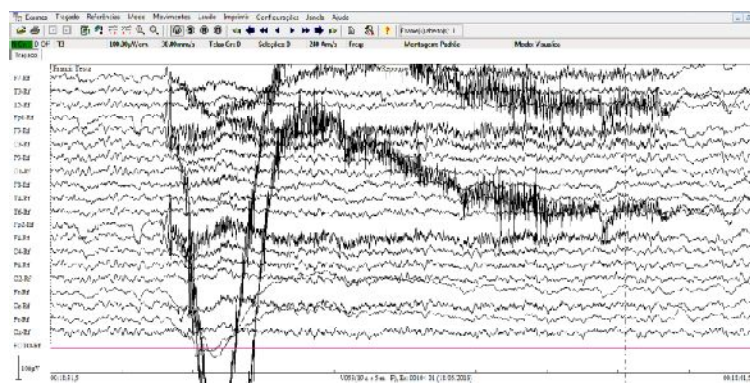
Fonte: Reproduzida pela autora.

- E) Gravação de Artefatos:

Na gravação dos artefatos existem quatro solicitações distintas, sendo a primeira referente à obtenção do artefato de mordedura. Esse tipo de ruído muscular é gravado da seguinte forma: O voluntário permanece em repouso e silêncio e é solicitado que ele morda e permaneça mordendo até o comando para descansar (um período de cinco segundos mordendo e cinco segundos descansando); Isso se repete três vezes, sendo o tempo médio dessa atividade igual a 30 segundos. A segunda solicitação é a gravação do movimento do músculo da testa em que é solicitado ao voluntário realizar movimentos de franzir a testa (por cinco segundos) e relaxar (por cinco segundos).

Assim como na mordedura, essa atividade tem duração média de 30 segundos. Nota-se na Figura 3-12 que é uma gravação desse artefato de um voluntário da base de dados, a elevada desestabilização do sinal EEG. O terceiro artefato é o da piscada, em que o voluntário deve piscar 3 vezes intervaladas de 5 segundos. O último artefato está relacionado ao movimento dos olhos, com o voluntário em repouso, silêncio e com olhos fechados. Solicita-se então que o voluntário realize o movimento ocular direcionado na sequencia Direita -> Esquerda -> Direita -> Esquerda -> Direita-> Esquerda ->Cima-> Baixo-> Cima-> Baixo-> Cima-> Baixo.

Figura 3-12: Gravação do artefato de franzir testa.



EEG de 20 canais referente ao voluntário nº 53 (19 anos, gênero feminino) em situação de produção de artefatos musculares.

Fonte: Reproduzida pela autora.

- F) Gravação de Estímulo Musical:

No estímulo musical, o voluntário é registrado mantendo-se em repouso, silêncio e com olhos fechados, ouvindo música ambiente durante um minuto. A música selecionada para o protocolo foi a mesma, sendo o hino nacional do Japão visto que trata-se de uma canção pouco conhecida para a população desse estudo. Após a estimulação musical, são registrados ainda 60 segundos, com o voluntário nas mesmas condições físicas, para finalizar o processo de gravação.

A média de tempo total de registro é de 20 minutos, podendo ser maior ou menor de acordo com as particularidades associadas à cada voluntário.

3.2.4 Validação dos dados

Cada registro EEG é analisado sob duas óticas distintas. A primeira é referente à ótica neurológica, sendo analisado pelo médico neurologista (Dr. Marcos Campos). Na análise visual ele observa o traçado sob aspectos clínicos como interferências, possíveis

patologias e morfologia. Em seguida, pode aprovar ou reprovar o registro. Os registros que apresentam eletrodos ruins são aprovados caso a quantidade desses eletrodos seja até no máximo igual a três. Ao aprovar um registro, o mesmo seleciona pelo menos dez trechos (épocas, segmentos) com duração de dois segundos, apenas para a atividade repouso com olhos fechados.

A segunda refere-se à avaliação quantitativa com relação ao ruído. Para essa análise quantitativa foi considerado o sinal EEG em duas faixas de frequência: 0-40Hz (faixa de sinal clássica adotada pela neurologia clínica) e 58-62Hz (faixa de ruído), sendo que para cada registro EEG foram analisadas apenas 10 épocas de dois segundos na atividade de olhos fechados em repouso (tais épocas já escolhidas pelo médico neurologista). Logo, para uma época de um determinado eletrodo calcula-se o pico máximo do módulo normalizado da densidade espectral de potência na faixa do sinal por eletrodo e o pico máximo do módulo normalizado da densidade espectral de potência na faixa do ruído, por eletrodo. A comparação feita é: Se o pico do sinal for maior que duas vezes o pico do ruído atribui-se valor 1, caso contrário atribui-se valor 0. E assim monta-se uma matriz com 20 linhas, que representam o total de eletrodos, e dez colunas que representam as épocas, composta por “zeros” ou “uns”. Já a decisão é tomada da seguinte maneira: A partir da matriz, calcula-se a média de valores de cada linha, tendo como resultante um vetor coluna com 20 linhas, cada uma representando um eletrodo específico. Para classificar o sinal como aprovado ou reprovado o valor da média calculada em cada linha deve ser inferior ao limiar proposto para um total de mais de três eletrodos, ou seja:

- Mais de três eletrodos com valor de média calculada menor que o limiar: REPROVA REGISTRO.
- Um até três eletrodos com valor de média calculada menor que o limiar: ACEITA O REGISTRO PORÉM INFORMA QUAIS SÃO OS ELETRODOS EXCLUÍDOS.
- Nenhum eletrodo com valor de média calculada menor que o limiar: ACEITA O REGISTRO.

Sendo assim a escolha do limiar é um fator decisivo para classificação dos sinais. Inicialmente o limiar escolhido foi de 60% (0,60). Em seguida testou um limiar igual a 65% e também igual a 70%.

3.3 Resultados

A validação quantitativa foi realizada apenas para os registros aprovados na validação visual do neurologista, totalizando 100 coletas observadas. Pela Tabela 3-1 nota-se que para um limiar de 60% nenhum registro foi excluído já para os demais valores de limiar, mais de 10% dos registros são rejeitados.

Tabela 3-1: Teste dos limiares para exclusão de registros EEG.

Limiar	Registros Excluídos	Total de Registros Aprovados
60%	0	100
65%	12	88
70%	14	86

Fonte: Elaborada pela autora a partir dos testes aplicados.

Sendo assim, levando em consideração que a principal análise é a feita pelo neurologista e o mesmo considerou os sinais (registros EEG) como bons em termos qualitativos, o valor do limiar escolhido foi o de 60% e portanto nenhum registro foi excluído da base de dados.

Ao todo, foram realizadas 133 coletas de EEG, dessas apenas 100 foram qualificadas, pela validação dos dados, para fazer parte da base de dados como mostrado na Tabela 3-2. É importante salientar que embora um registro seja aprovado o total de eletrodos considerados “bons” para análise pode variar de 17 a 20. O total de registros aprovados que apresentaram eletrodos ruidosos é igual a 32 e na Tabela 3-3 são informados quais eletrodos foram excluídos em cada um desses registros. As características demográficas dos registros aprovados, e portanto que serão analisados ao longo desse trabalho estão demonstradas na Tabela 3-4.

Tabela 3-2: Avaliação de todos os voluntários registrados.

(continua)

Voluntário	Situação	Voluntário	Situação	Voluntário	Situação	Voluntário	Situação
1	Reprovado	36	Aprovado	71	Aprovado	106	Aprovado
2	Reprovado	37	Aprovado	72	Aprovado	107	Aprovado
3	Reprovado	38	Aprovado	73	Aprovado	108	Aprovado
4	Reprovado	39	Reprovado	74	Aprovado	109	Aprovado
5	Reprovado	40	Reprovado	75	Aprovado	110	Aprovado
6	Reprovado	41	Reprovado	76	Aprovado	111	Aprovado
7	Reprovado	42	Aprovado	77	Aprovado	112	Aprovado

(conclusão)

Voluntário	Situação	Voluntário	Situação	Voluntário	Situação	Voluntário	Situação
8	Reprovado	43	Aprovado	78	Aprovado	113	Aprovado
9	Reprovado	44	Reprovado	79	Aprovado	114	Aprovado
10	Reprovado	45	Aprovado	80	Aprovado	115	Reprovado
11	Reprovado	46	Aprovado	81	Aprovado	116	Aprovado
12	Reprovado	47	Aprovado	82	Aprovado	117	Aprovado
13	Reprovado	48	Reprovado	83	Aprovado	118	Aprovado
14	Reprovado	49	Reprovado	84	Aprovado	119	Aprovado
15	Reprovado	50	Aprovado	85	Aprovado	120	Aprovado
16	Reprovado	51	Aprovado	86	Aprovado	121	Aprovado
17	Reprovado	52	Aprovado	87	Aprovado	122	Aprovado
18	Reprovado	53	Aprovado	88	Aprovado	123	Aprovado
19	Aprovado	54	Aprovado	89	Aprovado	124	Aprovado
20	Reprovado	55	Aprovado	90	Aprovado	125	Aprovado
21	Aprovado	56	Aprovado	91	Reprovado	126	Aprovado
22	Reprovado	57	Aprovado	92	Reprovado	127	Aprovado
23	Reprovado	58	Aprovado	93	Aprovado	128	Aprovado
24	Aprovado	59	Aprovado	94	Aprovado	129	Reprovado
25	Aprovado	60	Aprovado	95	Aprovado	130	Aprovado
26	Aprovado	61	Aprovado	96	Aprovado	131	Aprovado
27	Aprovado	62	Aprovado	97	Aprovado	132	Aprovado
28	Aprovado	63	Aprovado	98	Aprovado	133	Aprovado
29	Aprovado	64	Aprovado	99	Aprovado		
30	Aprovado	65	Aprovado	100	Aprovado		
31	Aprovado	66	Aprovado	101	Reprovado		
32	Aprovado	67	Aprovado	102	Aprovado		
33	Aprovado	68	Aprovado	103	Aprovado		
34	Aprovado	69	Reprovado	104	Aprovado		
35	Aprovado	70	Aprovado	105	Aprovado		

Na tabela estão as informações de validações de todos os registros realizados.

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 3-3: Eletrodos descartados em cada registro.

(continua)

Voluntário	Responsável pela exclusão		Voluntário	Responsável pela exclusão	
	Neurologista	Software		Neurologista	Software
26	F7	-	64	P4	-
29	-	T4	65	Cz, Pz, P4	-
30	F7, F8	-	68	-	Fz, F4, C4
33	Fp1, Fp2	-	70	Fz, F4	F4
35	-	C4	72	F3, F4, F8	-
36	Fp1	-	74	Fp2, F4	-

(conclusão)

Voluntário	Responsável pela exclusão		Voluntário	Responsável pela exclusão	
	Neurologista	Software		Neurologista	Software
42	F7, P3	-	83	Fp1	-
43	C4	-	84	T4	-
45	-	Fp2, C3, C4.	87	F8	-
51	T3, O2	-	88	P4	-
53	-	Fp1, C3, C4	93	Fp1, Fp2	-
55	Fp2, T3	C4	95	F7, T4	-
56	T5	-	96	P3	-
59	Fz	T3, C3	98	F7, F8, C3	-
60	-	C3, C4, P4	99	T3	-
62	-	C4, P3, P4	106	F8, T4	-

Fonte: Elaborada pela autora.

Tabela 3-4: Informações demográficas dos participantes da base de dados do EEG normal.

(continua)

Voluntário:	019	021	024	025	026	027	028	029	030	031
Gênero:	M	F	F	M	M	M	M	F	M	M
Peso:	71	54	60	79	70	64	72	58	80	96
Idade:	25	42	44	20	20	21	20	20	23	22
Altura:	1.75	1.6	1.63	1.8	1.75	1.7	1.8	1.64	1.81	1.87
Voluntário:	032	033	034	035	036	037	038	042	043	045
Gênero:	M	M	M	M	F	M	M	F	F	M
Peso:	68	73	92	70	64	67.5	69	68	50	85
Idade:	21	23	22	22	51	20	21	22	21	20
Altura:	1.69	1.71	1.75	1.64	1.55	1.86	1.72	1.72	1.56	1.75
Voluntário:	046	047	050	051	052	053	054	055	056	057
Gênero:	M	M	M	M	M	F	F	F	F	F
Peso:	100	72	89	74	90	58	74	70	59	69
Idade:	23	22	47	20	23	19	22	25	19	23
Altura:	1.73	1.72	1.7	1.88	1.73	1.72	1.67	1.67	1.58	1.68
Voluntário:	058	059	060	061	062	063	064	065	066	067
Gênero:	M	M	F	F	F	F	F	M	M	M
Peso:	88	60	67	75	73	55	46	72	67	88
Idade:	25	18	19	43	23	25	21	20	27	20
Altura:	1.72	1.74	1.6	1.68	1.71	1.53	1.73	1.7	1.72	1.78
Voluntário:	068	070	071	072	073	074	075	076	077	078
Gênero:	F	M	M	F	F	F	F	M	F	M
Peso:	58	77	77	95	70	70	72	76	70	75
Idade:	19	21	45	35	25	20	25	26	23	22
Altura:	1.7	1.82	1.71	1.67	1.65	1.69	1.74	1.75	1.71	1.79
Voluntário:	079	080	081	082	083	084	085	086	087	088
Gênero:	F	M	F	F	M	M	F	F	F	F
Peso:	50	52	59	58	75	60	53.5	76	61	59
Idade:	20	22	20	19	19	28	20	17	29	26
Altura:	1.6	1.68	1.61	1.6	1.79	1.7	1.56	1.7	1.76	1.55
Voluntário:	089	090	093	094	095	096	097	098	099	100
Gênero:	F	F	F	M	F	M	F	F	F	M
Peso:	70	62	57	52	56	71	48.4	63	49	81
Idade:	19	29	20	18	21	21	20	20	21	18
Altura:	1.59	1.6	1.67	1.78	1.59	1.83	1.68	1.66	1,5	1.78

(conclusão)

Voluntário:	102	103	104	105	106	107	108	109	110	111
Gênero:	F	M	M	M	F	M	M	F	F	F
Peso:	78	75	74	76	62	57	62	65	90	60
Idade:	19	25	18	19	18	21	22	22	24	24
Altura:	1.79	1.83	1.64	1.92	1.61	1.71	1.77	1.72	1.63	1.53
Voluntário:	112	113	114	116	117	118	119	120	121	122
Gênero:	F	M	M	M	M	M	M	M	F	M
Peso:	102	75	95	91	85	80	86	70	68	61
Idade:	55	28	25	40	26	24	35	22	20	23
Altura:	1.62	1.72	1.81	1.74	1.91	1.83	1.78	1.8	1.75	1.72
Voluntário:	123	124	125	126	127	128	130	131	132	133
Gênero:	M	F	M	F	M	F	M	M	F	F
Peso:	60	64	70	67	77	85	68	73	48	65
Idade:	20	23	21	37	28	22	37	25	22	37
Altura:	1.73	1.61	1.7	1.6	1.84	1.72	1.79	1.8	1.6	1.59

F = Feminino. M = Masculino.

Fonte: Elaborada pela autora.

3.4 Discussão dos resultados

Nota-se que o número de registros excluídos foi considerável, 24,81% do total de gravações feitas. Esse fato comprova a peculiaridade de registrar um sinal EEG de maneira adequada, tanto neurologicamente quanto quantitativamente. Com as informações disponíveis na Tabela 3-4 é possível caracterizar a população do estudo no sentido demográfico, calculando a estatística descritiva dos resultados. Em relação ao gênero, nota-se que foram registrados 52 voluntários do sexo masculino e 48 do sexo feminino. A média de peso dos participantes foi de $69,984 \text{ Kg} \pm 12,394$. Já a idade média foi $24,54 \pm 7,621$. Por fim, a altura dos voluntários foi em média $1,71 \text{ m} \pm 0,087$.

3.5 Considerações Finais

A construção dessa base de dados foi essencial para aprendizado das técnicas de registro do sinal EEG, bem como do ponto de vista de engenharia, sanar dúvidas com relação às necessidades que um equipamento de EEG deve satisfazer, visando principalmente a minimização de artefatos indesejados. Uma vez que um sinal EEG é coletado, seja para fins clínicos ou para pesquisas, a qualidade do traçado deve ser o

preambulo para continuidade da gravação. É importante salientar ainda que o tipo de eletrodo utilizado e todo o aparato usado no registro também devem ser levados em consideração objetivando a captura de um sinal de qualidade. As dificuldades encontradas nos registros foram numerosas, como:

- Disponibilidade do aparelho no setor: O horário de utilização do aparelho para os registros da base de dados foi na maioria das vezes após horário comercial.
- População da pesquisa: O objetivo de formar a base de dados foi principalmente coletar registros de indivíduos sem patologias neurológicas prévias. Dessa forma a comunidade acadêmica foi escolhida como população do estudo. Porém devido aos horários de coletas, na maioria depois do horário comercial, houve dificuldade para encontrar voluntários que se encaixassem no perfil.

Capítulo 4

METODOLOGIA: PROCESSAMENTO DO SINAL EEG E ESTUDO DE CASO

Nesse capítulo serão introduzidos conceitos fundamentais para analisar um sinal EEG quantitativamente. Conhecimentos de transformações matemáticas e estatísticos são aplicados no processamento dos dados para gerar informações numéricas e assim possibilitar e facilitar na interpretação desse tipo de sinal. Ademais, será detalhado um estudo de caso para testar os quantificadores propostos.

4.1 Introdução

A interface cérebro-máquina (*Brain Computer Interface – BCI*) trata-se do processo que faz uso do sinal cerebral com o objetivo de transmissão de mensagens e/ou comandos para as mais diversas aplicações, sejam elas de cunho diagnóstico, informativo ou realizações interativas. O registro do sinal EEG é um exemplo de aquisição do sinal cerebral, podendo utilizar para isso métodos invasivos e não invasivos, sendo essa a primeira fase de um sistema BCI. As próximas fases de um sistema BCI são relacionadas ao processamento do sinal e possíveis conclusões obtidas a partir desse processamento (Lakshmi, Prasad e Prakash, 2014).

O registro de EEG tem sido, cada vez mais, tratado como um conjunto de flutuações de frequências e formas de ondas, além de ser visto, em aspecto espectral, como aglomerado de energia, cujas mudanças detectadas em diferentes áreas cerebrais são objetos de estudos ainda explorados, principalmente na análise do sinal medido em situação de repouso e olhos fechados (Chen e Cao, 2007). As informações de interesse geralmente calculadas no

processamento de sinais EEG tratam-se da medida de potência ou tensão em certas bandas de frequência (Brouwer *et al.*, 2012), sendo que esses dados podem ser utilizados para inúmeras aplicações como por exemplo controle de um sistema BCI ou interpretação clínica do sinal, por exemplo para diagnóstico de epilepsia.

De maneira tradicional, o sinal EEG é analisado por meio de potenciais relacionados à eventos, levando em consideração a localização do eletrodo no escalpo (Brunet, Murray e Michel, 2011). De modo geral, assim que o sinal é captado é submetido à um pré-processamento, o qual pode ser realizado por meio de várias técnicas como: Referência média comum (CAR), Laplaciano de superfície (SL), Análise de componente independente (ICA), Características espaciais comuns (CSP), Análise da componente principal (PCA) dentre outras (Lakshmi, Prasad e Prakash, 2014). Alguns desses métodos citados podem ser usados na extração de características do sinal EEG, como ICA e o PCA. Outro método bastante usado na extração de características relevantes é a FFT.

Além de dados espectrais, a análise da simetria cerebral é outra aplicação bastante utilizada em processamento de sinais EEG pois se existe uma coerência em ambos os hemisférios corticais há probabilidade de coativação nessas áreas analisadas indicando possivelmente presença de interconexão direta entre essas áreas (Anghinah *et al.*, 2005). As resultantes do processamento do sinal EEG podem ser representadas de várias maneiras, como histogramas, gráficos de linhas ou barras, tabelas e ainda utilização de formas cartográficas, além de mapas topográficos que é a maneira visual com melhores propriedades para mostrar valores potenciais do escalpo (Anghinah *et al.*, 1998).

A utilização de métodos computacionais para análise de EEG e portanto a criação de diagnósticos automatizados, é algo ainda limitado pois o padrão EEG é bastante variado. Porém a utilização de métodos quantitativos em conjunto com a avaliação de um especialista é importante no sentido de aumentar a confiabilidade na interpretação dos dados além de possíveis detecções de características que não são possíveis de serem vistas em uma análise qualitativa (Lodder e Putten, van, 2013).

4.2 Fundamentação Teórica

Uma das maiores desvantagens em utilizar o sinal EEG para análises quantitativas está relacionada à capacidade desse sinal em ser contaminado por artefatos, e por isso, algumas

técnicas já foram consagradas na remoção desses sinais indesejados como CAR, SL, ICA e PCA (Bashashati *et al.*, 2007; Lakshmi, Prasad e Prakash, 2014).

Outra característica desse sinal é que em termos de amplitude, duração e morfologia das ondas não é possível prever um comportamento, o que pode indicar que o sinal EEG nada mais é que a realização de um processo estocástico. Outro argumento para embasar essa afirmação está no fato de que o EEG não é simplesmente resultado da atividade cortical apenas, sendo o mesmo contaminado por artefatos que podem surgir até mesmo devido ao equipamento utilizado na aquisição desse sinal (Sörnmo e Laguna, 2005).

Portanto, para realizar o processamento do sinal EEG é necessário conhecer as características desse sinal e então definir as melhores ferramentas de análise, que podem ser muitas.

4.2.1 Processos aleatórios

Uma variável é dita aleatória quando pode assumir mais de um valor, ao longo de um determinado período. Por exemplo, considerando que ‘x’ seja a medida de temperatura em uma determinada cidade exatamente às 12h, ‘x’ poderá assumir diversos valores distintos ao longo dos dias de medições. Portanto, ‘x’ trata-se de uma variável aleatória. No entanto, ‘x’ também é dependente do tempo sendo que o valor medido às 12h é diferente do valor medido às 13h e assim por diante. Portanto, ‘x’ é função do tempo e pode ser expressa como ‘x(t)’. Logo, quando uma variável aleatória é função dependente do tempo, trata-se de um processo aleatório (processo estocástico). Logo, uma coleção de valores de variáveis aleatórias determina a formação de um processo aleatório.

Processos aleatórios são passíveis de serem escritos de maneira analítica, como por exemplo o descrito em (1).

$$x(t) = A \cos (w_c t + \theta)$$

(1)

Sendo θ uma variável aleatória distribuída de maneira uniforme ao longo da faixa $0 - 2\pi$. Essa expressão descreve o processo aleatório. Contudo, nem sempre é possível descrever um processo aleatório de forma analítica, como acontece para o sinal EEG. Portanto, a partir de dados experimentais obtidos, deve-se encontrar alguma medida quantitativa que irá caracterizar esse processo aleatório.

Um sistema linear é caracterizado por sua resposta em frequência e é expresso em termos das amplitudes e fases relativas de suas componentes de frequência, portanto a partir do conhecimento do espectro de entrada e da função de transferência, a resposta de um sistema linear a um determinado sinal pode ser obtida a partir do conteúdo de frequência desse sinal. Já para um processo aleatório, as ferramentas necessárias vão além da simples transformada de Fourier.

A função de autocorrelação é uma das características mais importantes em um processo aleatório. As frequências medidas em um processo aleatório são dependentes da velocidade de mudança de amplitude conforme o tempo. Essa característica pode ser medida pela correlação de amplitudes no tempo t_1 e no tempo $t_1 + \tau$. A correlação é uma medida de similaridade entre duas variáveis aleatórias e portanto a autocorrelação pode ser definida em (2).

$$R_x(t_1, t_2) = \overline{x(t_1)x(t_2)} = \overline{x_1 x_2} \quad (2)$$

Em outras palavras, tendo dois sinais g e x , sabe-se que é possível medir o grau de similaridade dos dois a partir do cálculo da correlação cruzada entre os dois. Já a correlação de um sinal com ele mesmo dá-se o nome de autocorrelação a qual mede a similaridade do sinal $g(t)$ com a versão desse sinal deslocado no tempo. Define-se a função de autocorrelação também em (3).

$$R_x(\tau) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} g(t)g(t + \tau) dt \quad (3)$$

Sendo:

T – Período definido no intervalo de integração.

τ – Valor de deslocamento do sinal no tempo.

$g(t)$ – Sinal analisado.

$g(t + \tau)$ – Sinal deslocado.

4.2.2 Densidade Espectral de Potência (*Power Spectral Density– PSD*)

Antes de falar em PSD é necessário relembrar conceito de Transformada de Fourier. Dependendo de características do sinal como continuidade ou discretização, e ainda a periodicidade, a transformada é calculada de formas diferenciadas, o que pode ser aprofundado em livros como (Oppenheim, WILLSKY e NAWAB, 2010). Levando em consideração o sinal EEG que não é periódico, e quando quantificado torna-se discreto, a fórmula geral da Transformada Discreta de Fourier é dada por (4) (Freeman e Quiroga, 2013).

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N} \quad k=0, \dots, N-1 \quad (4)$$

Sendo:

$x(n)$ – Sinal discreto.

N – Número de amostras do sinal.

n – Tempo discreto.

A partir de (4) sabe-se que, quando há um sinal real com N amostras, a resultante da transformada de Fourier serão $N/2$ coeficientes complexos. Porém essa ferramenta matemática é aplicável apenas para sinais lineares e como o sinal EEG não é classificado dessa maneira, outras ferramentas são aplicadas nesse caso.

Partindo do pressuposto que o sinal EEG pode ser definido como um processo aleatório, é possível aplicar a transformada de Fourier na resultante do cálculo da função de autocorrelação desse sinal. À esse procedimento é dado o nome de densidade espectral de potência (5).

$$S_x(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R_x(\tau) e^{-i2\pi f\tau} d\tau \quad (5)$$

Sendo:

R_x – Função de autocorrelação.

f – Vetor de frequências.

4.3 Definição dos quantificadores

Levando em consideração a resultante obtida em (5), foram propostos dois quantificadores distintos para análise do sinal EEG. Um terceiro quantificador, bastante utilizado no processamento do sinal EEG também foi utilizado.

4.3.1 Porcentagem de contribuição de potência (PCP)

Esse quantificador informa a quantidade de energia contida em uma determinada faixa de frequência. Uma vez calculada a PSD total do sinal e então normaliza-la, ao longo de toda a faixa de frequências, a qual varia de 1 a 100 Hz, os ritmos Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama, além da faixa de ruído são separados de acordo com suas frequências características, sendo: 1- 3,5 Hz; 3,5 – 7,5 Hz; 7,5 – 12,5 Hz; 12,5 – 30 Hz; 30 – 58 e 62 – 80 Hz; 80 – 100 Hz; 58 – 62 Hz; respectivamente.

Portanto, cada ritmo apresentou uma S_x específica, bem como o sinal total, ambos normalizados. A partir da S_x calculada para o sinal total e as demais faixas, o valor de potência pode ser calculado usando (6). Note que a potência total do sinal deve ser igual a 100% pois trata-se de um dado normalizado. Portanto, os valores obtidos nos cálculos de potência das demais faixas de frequências, são inferiores a 100% e devem somar 1, ou seja, o somatório de potências calculadas nas faixas deve ser igual a um (ou 100%). O quantificador PCP é calculado a partir de (7).

$$P_i = \int |S_x i(f)|^2 df \quad i = 1, 2, \dots, S \quad (6)$$

Sendo:

P_i – Potência espectral.

f – Frequência.

S_x – Densidade espectral de potência.

i – Segmento considerado

$$PCP_{ritmo} = \frac{\int_{f=f_{in}^{ritmo}}^{f_{out}^{ritmo}} |S_x i(f)|^2 df}{P_i} \quad i = 1, 2, \dots, S$$

(7)

Sendo:

P_i – Potência total do sinal na época i , considerando a frequência variando de 0 a 40 Hz.

PCP_{ritmo} – Porcentagem de potência espectral do ritmo, na época i .

f_{in} – Frequência inicial do ritmo (delta, teta, beta ou alfa)

f_{out} – Frequência final do ritmo (delta, teta, beta ou alfa)

$S_x i(f)$ – Densidade espectral de potência na época i .

S – quantidade total de segmentos

Portanto, o algoritmo desse quantificador deve levar em consideração todas as informações citadas e retornar como variáveis de saída sete matrizes, cada uma referente ao ritmo associado (faixa Delta, Teta, etc), compostas por 20 colunas, cada qual referente à um eletrodo do sistema 10-20 (mencionados no Capítulo 2), e i colunas, cada uma referente à uma época (trecho, segmento) anteriormente definidas.

4.3.2 Frequência Mediana

O espectro de Fourier de um sinal EEG em geral é semelhante à Figura 4-1 e a partir desse espectro é possível calcular a frequência mediana (8) que nada mais é que o valor de frequência em que 50% da potência calculada estão nas frequências mais baixas e 50% da potência estão nas frequências mais altas. Trata-se de um método simples para analisar o espectro de potência do sinal EEG e esse valor da frequência mediana pode indicar alterações bruscas nesse espectro (Tonner e Bein, 2006).

$$F_{mi} = \frac{\sum_{n=1}^m |S_x i(f)|_{faixa} \times f_{faixa}}{P_i}$$

(8)

Sendo:

Fm_i – Frequência Mediana.

S_x – Densidade espectral de potência calculada para determinada faixa de frequências.

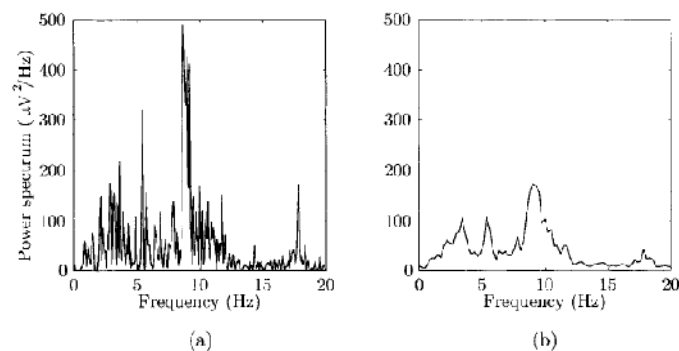
f – Frequência.

f_{faixa} – Vetor de frequências pertencentes à determinada faixa de frequências.

P_i – Potência espectral obtida no segmento.

i – Segmento considerado.

Figura 4-1: Exemplo do espectro de um sinal EEG.



(a) Espectro de potência obtido sem segmentação. (b) Espectro de potência obtido com segmentação.

Fonte: Sörnmo; Laguna, 2005, p.97.

Assim como acontece com o PCP, o algoritmo desse quantificador apresenta como variáveis de saída sete matrizes, cada uma referente ao ritmo associado compostas por 20 colunas, cada qual referente à um eletrodo e i colunas, cada uma referente à uma época (trecho, segmento).

4.3.3 Coerência

A coerência se refere ao grau de semelhança de fase entre dois sinais (Buzsaki, 2009) e pode ser calculada pela magnitude quadrada da densidade espectral cruzada entre os dois sinais e suas respectivas densidades espectrais (9), como demonstrado em (Sörnmo e Laguna, 2005).

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

(9)

Sendo:

S_{xy} – Densidade espectral de potência cruzada

S_x – Densidade espectral do sinal X.

S_y – Densidade espectral do sinal Y.

i – Segmento considerado.

Essa equação têm a propriedade:

$$0 \leq |\Gamma_{xy}(e^{j\omega})|^2 \leq 1$$

Sendo que valores próximos de zero indicam baixa correlação e valores próximos a um indicam correlação alta dos sinais.

Em termos de sinal EEG, a coerência calculada é baseada nos hemisférios direito e esquerdo, levando em consideração um total de 8 pares de eletrodos simétricos. A partir do sistema 10-20 é possível identificar que os pares simétricos são colocados em pontos simétricos nos hemisférios. Esses pares são: -PAR 1: FP1 e FP2; -PAR 2: F7 e F8; -PAR 3: F3 e F4; -PAR 4: T3 e T4; -PAR 5: C3 e C4; -PAR 6: T5 e T6; -PAR 7: P3 e P4; -PAR 8: O1 e O2.

O algoritmo para esse quantificador utilizou a função disponível no software ‘MatLab2012Rb’, ‘mscohere’, que tem como parâmetro de entrada os dois sinais que se deseja calcular o índice de coerência e retorna como saída um valor pertencente ao intervalo [0 1]. Portanto, ao final desse processamento foram obtidas também sete matrizes, cada qual referente à um ritmo EEG, com 8 linhas correspondentes aos pares simétricos (na ordem PAR 1 até PAR 8) e i colunas, cada uma referente à um segmento.

4.4 Análise estatística: Breve resumo das principais ferramentas

A análise estatística de um conjunto de dados consiste em analisa-los e, a partir dos resultados, inferências ou generalizações serem adotadas sobre uma população. Sendo assim, a estatística é uma medida numérica que descreve alguma característica de uma amostra

(Triola, 2008). Por meio dos métodos de inferência estatística é possível estimar características de uma determinada população bem como testar se hipóteses sobre essas características são admissíveis (Reis, 2008).

A estatística descritiva organiza os dados por meio de números e tabelas com o objetivo de resumi-los e organizá-los. Para análise de dados quantitativos as seguintes medidas fazem parte da estatística descritiva: Tamanho da amostra (N), Valor Máximo (Máx), Valor mínimo (Min), Amplitude total (A), Mediana (Md), Valores de quartis ou percentis (Q_x , P_x), Média aritmética (μ), Desvio padrão (DP), Erro padrão (EP), Variância (Var), Coeficiente de variação (CV), Coeficiente de assimetria (CA) e Coeficiente de curtose (CC), dentre outros (AYRES *et al.*, 2007). Para a descrição dos dados produzidos nesse documento serão utilizadas as medidas descritivas $\mu \pm DP$, $Md \pm DP$ com relação à mediana, CA, o qual permite classificar os dados conforme sua distribuição, e CV.

Depois de realizada a análise descritiva dos dados, a comparação entre os resultados obtidos para cada tipo de sinal é importante para validar a diferença ou igualdade obtida entre os sinais avaliados. Para isso são utilizados testes de hipóteses que nada mais são que regras de decisões para aceitar ou rejeitar determinada hipótese. Existe uma série de testes de hipóteses, que podem levar em consideração comportamento de médias ou medianas. Nas análises desse trabalho o teste escolhido para comparação dos dados foi o teste de Wilcoxon – Mann – Whitney, pois o mesmo é aplicado para amostras independentes (geradas por fontes distintas, também conhecidas como heterogêneas) e não paramétricas.

4.5 Estudo de caso

Um estudo retrospectivo foi realizado com paciente do gênero masculino (49 anos), sem histórico de patologia neurológica ou uso de qualquer medicação neurológica relevante, cuja causa do coma foi traumatismo craniano com edema cerebral difuso e fratura subjacente. O primeiro registro de EEG (aqui denominado como COMA) realizado no paciente foi quando o mesmo se encontrava em estado de coma, traçado esse caracterizado por eventos de surto-supressão ao longo de todo o exame, e a partir da análise neurológica do sinal constatou-se predomínio do ritmo Beta com baixas amplitudes e baixa diferenciação topográfica do traçado. O segundo registro (aqui denominado como INTERMEDIÁRIO), realizado cinco dias após o primeiro, foi caracterizado pelo estado intermediário de

consciência, em que o paciente não se encontrava em estado comatoso, porém ainda não havia recuperado a consciência. Caracterizado neurologicamente por padrão contínuo e monótono do traçado, ainda sem diferenciação topográfica e predomínio do ritmo Delta com baixa presença do ritmo Beta. O terceiro registro (aqui denominado como CONSCIÊNCIA), realizado seis dias após o segundo, caracterizou estado de consciência do paciente, traçado esse caracterizado neurologicamente por presença de ritmo Teta e ondas mais rápidas com amplitudes mais elevadas. Já o quarto registro (denominado NORMAL) referente ao voluntário neurologicamente saudável, também do gênero masculino, 47 anos de idade, considerado neurologicamente normal. Levando em consideração os quatro registros, a metodologia foi disposta em sub tópicos que vão de A à D. **Coleta de dados:** Equipamento utilizado foi amplificador de sinais biológicos BrainNet BNT-EEG, sendo a filtragem realizada na faixa 1-35 Hz e frequência de amostragem igual a 200 Hz, para os três registros feitos no paciente. Já para o indivíduo normal utilizou-se a mesma filtragem porém com frequência de amostragem de 240 Hz. Os três registros realizados no paciente foram coletados do prontuário do paciente, cujo número de autorização do uso desses dados fornecido pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFU (CEP - UFU) é 369/11. O registro do EEG normal foi retirado da base de dados produzida em (RAMOS, 2016). **Pré-processamento:** O pré-processamento dos dados envolve a escolha das épocas a serem analisadas, portanto foram escolhidas dez épocas com duração de dois segundos cada sendo que todas foram selecionadas pelo médico neurologista, seguindo a ordem cronológica de acontecimentos. **Definição de Ferramentas:** Os três quantificadores descritos na Seção 4.3 foram calculados: PCP, FM e Coerência. **Análise dos dados:** A análise estatística inicial foi utilizada com o intuito de verificar, usando a estatística descritiva, o cálculo do coeficiente de variação além do teste de normalidade, para definir a possível representatividade da média perante as amostras. Os testes estatísticos utilizados foram: Teste de “Kolmogorov-Smirnov”, para verificar comportamento de normalidade dos dados, Teste de Friedman para comparar dados homogêneos (pareados) e Teste de Mann Whitney para comparar dados heterogêneos.

4.5.1 Resultados obtidos

Para cada registro analisado, foram obtidos 10 valores de cada quantificador, por ritmo e por eletrodo. Logo, por meio da estatística descritiva foi verificado que os valores de média não são representativos, portanto os valores analisados foram os de mediana. Inicialmente foram comparados os dados homogêneos (dependentes), isto é, originários de uma mesma

fonte, que neste caso é o paciente. As comparações foram realizadas entre cada estado de consciência do paciente. A Figura 4-2 contém gráficos informativos das comparações feitas para todos os quantificadores. Nesses gráficos as informações são: A quantidade de eletrodos possíveis de classificação, levando em consideração, no caso dos quantificadores PCP e FM, o total de eletrodos (igual a 20) e o total de ritmos (igual a 4) e, no caso do quantificador COERÊNCIA, o total de pares simétricos (igual a 8) e o total de frequências presentes na faixa de 1 – 35 Hz (igual a 43); e A representatividade em porcentagem dos eletrodos ou pares simétricos considerados estatisticamente diferentes em porcentagem. A comparação feita para os dados heterogêneos, ou seja, originários de fontes diferentes, que neste caso é o paciente e o voluntário normal seguiu a mesma lógica de disposição da informação dos dados homogêneos, mostrada na Figura 4-3.

A partir dos resultados apresentados na Figura 4-2, observou-se de modo geral que o quantificador PCP apresentou maior diferença estatística em relação à quantidade de eletrodos estatisticamente diferentes comparado ao quantificador FM, o qual relata comportamento do sinal de maneira demasiadamente resumido. Notou-se ainda que para o quantificador PCP a comparação entre os estados INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA não foi tão relevante, o que neurologicamente sugere um quadro de não alteração de consciência entre esses dois estados. Ainda sobre o quantificador PCP notou-se que os eletrodos que mais se destacaram na distinção dos estados foram os frontais e centrais. Já para o quantificador FM os eletrodos mais relevantes foram os temporais. Com relação aos ritmos, vale ressaltar que, de acordo com os dados obtidos, nota-se diferenciação maior para os eletrodos na faixa Beta quando se compara o sinal de COMA e os demais, o que sugere um possível coma preenchido por ritmos Beta, bastante conhecido na literatura neurológica.

Os resultados obtidos por meio da análise do quantificador COERÊNCIA, ainda na Figura 4-3, nota-se que para a comparação entre os estados COMA e INTERMEDIÁRIO, houve prevalência de pares estatisticamente diferentes na região central para as ondas lentas. Já para as ondas rápidas notou-se que houve prevalência na diferenciação entre os pares F3-F4 e O1-O2 porém apenas em frequências entre 8 Hz e 18 Hz. Na comparação COMA e CONSCIÊNCIA notou-se para ondas lentas prevalência de diferenciação nos pares F7-F8 e T5-T6. Porém para as ondas rápidas observa-se que há maiores diferenças entre os pares FP1-FP2 e F3-F4, além disso essa constatação é feita apenas para frequências mais elevadas. A última comparação do quantificador COERÊNCIA nesse caso é entre os estados INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA. Nota-se para as ondas lentas maior diferenciação entre os pares F7-F8 e T5-T6. Já para as ondas rápidas há maiores distinções entre os pares

FP1-FP2, T3-T4 e O1-O2. Com esses resultados é possível detectar que a diferença entre os pares é maior para as ondas rápidas (Alfa e Beta) e que os pares mais relevantes (diferentes em termo da coerência) dessa situação são FP1-FP2, F3-F4 e O1-O2.

De modo geral observa-se que os eletrodos frontais são comuns na diferenciação dos estados de consciência desse indivíduo o que pode ser justificável pelo fato do mesmo ter sofrido trauma nessa região, como consta em seu prontuário médico, influenciando esse trauma então nos dados encontrados nas gravações do EEG. Enquanto para os quantificadores PCP e FM a comparação INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA não apresentou diferenças, para o quantificador COERÊNCIA essa comparação foi bastante representativa, apresentando maior número de pares de eletrodos considerados diferentes. Em relação aos ritmos, no geral há tendência de maior diferenciação na faixa Beta.

A partir dos resultados apresentados na Figura 4-3 observou-se que, quando se compara a situação COMA com a situação NORMAL, apenas cerca de 5% dos eletrodos são classificados como estatisticamente iguais quando se trata do ritmo Alfa, sendo assim, esse ritmo se destacou na distinção dos estados de consciência. Quando se leva em consideração todos os ritmos, as regiões central e posterior apresentaram menor classificações de igualdade para esses quantificadores, já a região frontal apresentou maiores classificações o que indica que avaliação da região central e da região posterior podem ser priorizadas com o intuito de verificar distinção de estados de consciência. A análise do Quadro 15 com relação ao quantificador FM é similar ao quantificador PCP, porém para este o ritmo Alfa não apresentou nenhuma semelhança entre os estados. Nota-se ainda que o ritmo Delta também se destaca com poucos eletrodos considerados estatisticamente iguais nessa comparação.

Quando se trata em distinguir a situação INTERMEDIÁRIA da situação NORMAL, ambos os quantificadores PCP e FM (Quadros 14 e 15) tiveram comportamento considerados bons, e ainda o ritmo Alfa foi o ritmo com melhores resultados, já que este é estatisticamente diferente em todos os eletrodos, tanto para PCP quanto para FM. Outro ritmo bastante eficaz para esta distinção foi o ritmo Delta, já que neste caso, apenas um eletrodo foi considerado igual para o quantificador FM. O pior ritmo para a distinção, foi o ritmo Teta. A região com maior grau de distinção foi a central quando se observa o quantificador PCP, pois esta não apresentou classificações de igualdade, seguido da região frontal e da região posterior.

O quantificador PCP apresentou os melhores resultados na distinção entre o estado CONSCIÊNCIA e o estado NORMAL, levando-se em conta a quantidade de eletrodos considerados distintos principalmente do ritmo Beta, que apresentou apenas uma classificação dada como igual. Porém para os demais ritmos nota-se comportamento semelhante nos

resultados obtidos pelo quantificador PCP com os resultados do quantificador FM. Em relação às regiões cerebrais nota-se que a região central foi a que menos apresentou classificações iguais.

Observa-se que aparentemente a distinção entre o estado de consciência com o estado normal foi melhor quando comparada com a distinção entre o estado de coma com o estado normal. Tal fato pode ser comprovado observando os valores de p obtidos no ritmo Beta dos quantificadores PCP e FM. Isso pode ser justificado devido ao fato do estado de coma apresentar momentos de surto e momentos de supressão, sendo que nos momentos de surto o ritmo do traçado do EEG é visualmente bastante semelhante ao ritmo de um EEG normal.

Para o quantificador COERÊNCIA, na comparação entre os estados COMA e NORMAL notou-se diferenciação maior nos pares FP1-FP2, F3-F4 e O1-O2 para os ritmos lentos. Para os ritmos rápidos além desses pares notou-se também diferença relevante no par F7-F8. Já para a comparação entre os estados INTERMEDIÁRIO e NORMAL os pares FP1-FP2 e F3-F4 foram relevantes na diferenciação dos estados ao longo de todos valores de frequência, sendo ainda o par F7-F8 relevante para os ritmos rápidos.

Ainda sobre o quantificador COERENCIA, na comparação entre o estado de CONSCIÊNCIA e o estado NORMAL, os pares FP1-FP2, F3-F4 e O1-O2 foram distintos em todos os ritmos (lentos e rápidos). O par C3-C4 foi ainda eficaz para os ritmos lentos e o par F7-F8 eficaz para as ondas rápidas. De modo geral os pares frontais apresentam maior diferença entre os estados do paciente com o estado NORMAL.

Observando então os três quantificadores, notou-se que para PCP e FM não houve prevalência de diferenciação em termos de eletrodos mas sim em termos de ritmos, o que distingue da COERÊNCIA que apresentou nitidamente mais diferença para os pares de eletrodos frontais.

4.5.2 Conclusões

O quantificador PCP apresentou maior eficácia na distinção dos estados de consciência, comparado ao quantificador FM. Contudo a Coerência apresentou melhores resultados tanto para comparações homogêneas quanto para as heterogêneas.

Os ritmos que mais destacaram na distinção do estado de consciência foram Alfa e Delta, potencializando portanto um tipo de quantificador de distinção. Já com relação à região do córtex notou-se que a frontal de maneira geral foi a mais eficiente em termos de diferenciação dos estados, seguida pela central.

Haja vista que os resultados obtidos nesse estudo de caso sejam para apenas um caso fez-se necessário a realização de um estudo semelhante com uma população maior a fim de obter resultados estatisticamente significativos, como observado no Capítulo 5.

Figura 4-2: Resultados do teste de Friedman apenas para os dados significativos ($p < 0,05$).



A) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação COMA e INTERMEDIÁRIO. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). B) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação COMA e CONSCIÊNCIA. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo. C) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). D) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação COMA e INTERMEDIÁRIO. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). E) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação COMA e CONSCIÊNCIA. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo. F) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação

INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). G) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação COMA e INTERMEDIÁRIO, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens. H) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação COMA e CONSCIÊNCIA, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens. I) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação INTERMEDIÁRIO e CONSCIÊNCIA, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 4-3: Resultados do teste de Mann-Whitney apenas para os dados significativos ($p < 0,05$).



A) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação COMA e NORMAL. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). B) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação INTERMEDIÁRIO e NORMAL. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo. C) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador PCP para a comparação CONSCIÊNCIA e NORMAL. Eixo das abscissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). D)

Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação COMA e NORMAL. Eixo das abcissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). E) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação INTERMEDIÁRIO e NORMAL. Eixo das abcissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo. F) Resultados significativos obtidos na comparação entre os valores do quantificador FM para a comparação CONSCIÊNCIA e NORMAL. Eixo das abcissas representam os eletrodos, eixo das ordenadas representa, em porcentagem, a contribuição significativa de cada ritmo (Delta, Teta, Alfa e Beta). G) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação COMA e NORMAL, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens. H) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação INTERMEDIÁRIO e NORMAL, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens. I) Resultados obtidos na comparação entre os valores do quantificador COERÊNCIA para a comparação CONSCIÊNCIA e NORMAL, sendo demonstradas as diferenciações significativas dos pares simétricos em porcentagens.

Fonte: Elaborado pela autora.

4.6 Considerações finais

As análises quantitativas do exame EEG são baseadas principalmente no domínio das frequências. Por exemplo, em (Lehembre *et al.*, 2012) utiliza-se a análise espectral do EEG para diagnosticar diferentes estados de consciência de pacientes, categorizados em estado vegetativo e estado de mínima consciência em três ritmos neurológicos (Delta, Teta e Alfa). Notou-se que o espectro relativo de potência da banda Delta foi maior em pacientes classificados em estado vegetativo comparado aos pacientes com mínima presença de consciência. Para o ritmo Alfa os dados obtidos foram contrários aos obtidos no ritmo Delta. Esse achado é importante, pois dependendo do estado de consciência do paciente, diferentes tratamentos são adotados.

A análise da densidade espectral é amplamente utilizada no processamento de sinais EEG para distinguir e rastrear o sinal de interesse e extrair informações e dados relevantes. A densidade espectral de potência representa a potência do dado de entrada numa gama de frequências possíveis que este sinal pode apresentar (Parhi e Ayinala, 2014). Desta forma, esta é uma ferramenta que consegue traduzir a atividade cerebral em termos de potência e de frequência (Lias *et al.*, 2011). A potência de uma determinada banda de frequência é facilmente encontrada a partir do espectro e pode, entre muitas outras coisas, ser usada para determinar se um ritmo EEG – Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e outros - está presente no dado analisado (Sörnmo e Laguna, 2005). Como relatado por (Cozac *et al.*, 2016), o espectro de potência obtido pode ser facilmente analisado através da frequência mediana pois esta é a

frequência que divide a área sob a curva pela metade, onde 50% da potência está em frequências mais baixas e 50% da potência está em frequências mais altas. Ela é então definida como um parâmetro que auxilia na descrição das características do espectro de potência adquiridos pela Transformada de Fourier no sinal EEG (Tonner e Bein, 2006).

A análise da Coerência, por sua vez, é um tipo de estudo que também é realizado baseando-se na avaliação do espectro de potência do sinal EEG, onde pode ser indicado alguma similaridade da atividade elétrica em áreas específicas do cérebro. Em alguns casos, utiliza-se a comparação entre os hemisférios cerebrais para investigação de simetrias (Unde e Shriram, 2014). Em estudo apresentado por (Vysata *et al.*, 2014), utilizou-se a coerência para encontrar diferenças significativas entre as bandas de frequência Teta, Delta, Alfa e Beta durante o envelhecimento humano. Já em (Cavinato *et al.*, 2014) foi priorizada a investigação da coerência do EEG para medição das relações funcionais entre os pares de regiões corticais relacionados à cognição nos pacientes com desordens de consciência e em estado vegetativo. Outro achado importante foi obtido em (Zubler *et al.*, 2016) no qual a partir do sinal EEG de pacientes comatosos calculou-se níveis de simetria entre os hemisférios direito e esquerdo levando em consideração a possibilidade de haver diferenças de simetria conforme o desfecho de cada paciente.

Capítulo 5

RESULTADOS

Esse capítulo será dividido em três partes distintas, em que serão demonstrados os resultados referentes ao processamento de diferentes tipos de sinais EEG. A Seção I será relacionada ao processamento dos registros EEG normais advindos da base de dados mencionada no Capítulo 3. A Seção II será referente ao processamento de sinais EEG advindos de uma base de dados de EEG em coma. Por fim, a Seção III contemplará as análises estatísticas de comparação entre os resultados obtidos a partir das Seções I e II.

5.1 Seção I

O processamento realizado nessa seção levará em consideração apenas os sinais EEG provenientes da base de dados construída ao longo do desenvolvimento desse trabalho. As informações e caracterizações dessa base estão descritas no Capítulo 3. A maneira como foram organizados e processados esses dados estão descritos na Seção 5.1.1. Já os resultados obtidos por esse processamento estão descritos na Seção 5.1.2. A discussão dos resultados e comparação com a literatura estão dispostas na Seção 5.1.3.

5.1.1 Metodologia

5.1.1.1 Pré-processamento

Na fase de pré-processamento, duas etapas são fundamentais: Separação de épocas e Conversão para o *MatLab*. A separação das épocas é uma tarefa que envolve a participação do médico neurologista Marcos Campos e já foi descrita no Capítulo 3. Já a conversão dos dados

foi feita a partir de um *software* desenvolvido em ambiente *MatLab*, cujos registros EEG foram convertidos em arquivos, próprio para serem lidos no *MatLab* (“*.mat*”).

Antes de realizar o processamento dos dados propriamente, os sinais convertidos tiveram que ser separados conforme a escolha das épocas. Sendo assim, cada voluntário é formado por um conjunto de dez informações, cada uma referente ao trecho selecionado. Destaca-se então que no processamento dos dados cada voluntário será representado por dez informações. O *software* utilizado para separação das épocas foi *P2_EPOCAS*.

5.1.1.2 Processamento

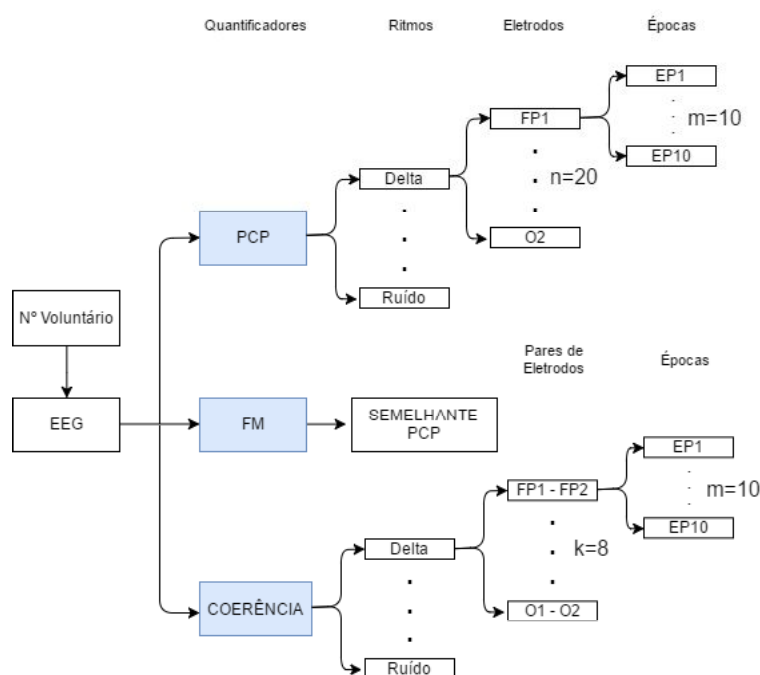
Conforme descrito no Capítulo 4 - os quantificadores utilizados na análise dos dados foram: Porcentagem de Contribuição de Potência (PCP), Frequência Mediana (FM) e Coerência. Para o cálculo de cada um desses, foram utilizados diferentes softwares. No cálculo do PCP foi usado o *P4_PDS*, para o cálculo da FM, o *P5_FM* e para calcular a Coerência utilizou-se o *P6_COERENCIAMAT*. Ressalta-se que todos os softwares usados no pré-processamento e processamento dos dados foram desenvolvidos em ambiente *MatLab*.

5.1.1.3 Análise estatística descritiva

Para compreender a análise estatística realizada nesse processo, a Figura 5-1 foi elaborada. Nela, nota-se que para cada dado coletado e aprovado na fase de pré-processamento, são calculados três quantificadores (PCP, FM e Coerência). Para esses quantificadores, os ritmos EEG são analisados separadamente, além da faixa de ruído. Sendo assim, seis ritmos são avaliados (Delta, Teta, Alfa, Beta, Gama e Supergama) e a faixa de ruído.

Para um único ritmo, cada eletrodo do sistema 10-20 é avaliado de forma independente dos demais, totalizando 20 eletrodos (no caso dos quantificadores PCP e FM), ou cada par simétrico é analisado, totalizando 8 pares (no caso do quantificador Coerência). Logo, para cada eletrodo, uma gama de valores é obtida levando em consideração o total de voluntários e o total de épocas separadas.

Portanto faz-se necessária a análise estatística descritiva com o objetivo de sintetizar as informações. Nessa análise são informados os valores: Média Aritmética, Desvio Padrão, Mediana, Desvio Padrão com relação à mediana, Coeficiente de Variação e Coeficiente de Assimetria.

Figura 5-1: Esquema de análise e obtenção de dados no processamento EEG.

Fonte: Elaborado pela autora.

5.1.2 Resultados

Ao final do processamento de apenas um quantificador, para apenas um voluntário, são obtidas sete matrizes, cada qual referente à um ritmo e a última à faixa de Ruído, compostas por um total de 20 linhas (referentes aos eletrodos). Como demonstrado no Capítulo 3, alguns registros apresentaram eletrodos ruidosos, e portanto esses eletrodos foram excluídos dos cálculos finais. As amostras consideradas como *outliers*, ou seja, foi do padrão de comportamento das demais amostras, também foram excluídas dos cálculos estatísticos finais.

Os resultados estão subdivididos conforme os quantificadores, sendo 5.1.2.1 os resultados obtidos pelo quantificador PCP, 5.1.2.2 com relação ao quantificador FM e 5.1.2.3 em relação ao quantificador Coerência.

5.1.2.1 Resultados obtidos para o quantificador PCP

A partir dos valores obtidos pelo coeficiente de variação, calculado para todas as amostras de PCP, em cada eletrodo e ritmo, verificou-se que a maioria dos resultados obtidos para essa medida foi maior que 30% e em situações como tal, os valores de mediana devem ser utilizados para representação dos dados. Portanto, os valores de mediana e desvio padrão

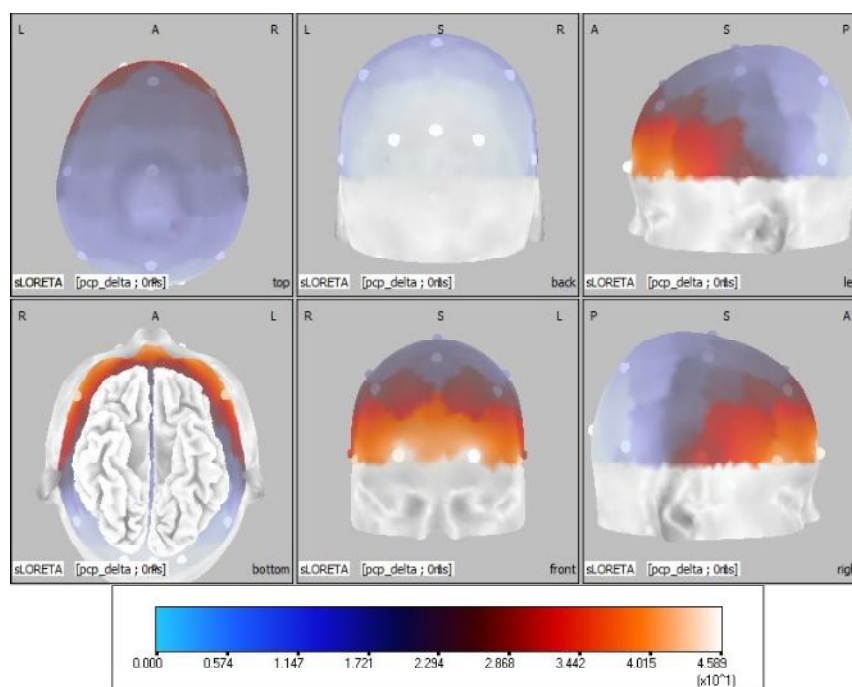
com relação à mediana são demonstrados na Tabela 5-1, com resultados para os 20 eletrodos analisados e também as faixas de frequências estudadas.

Tabela 5-1: Valores Finais de $Md \pm DP$ para o quantificador PCP, por eletrodo.

	DELTA	TETA	ALFA	BETA	GAMA	SGAMA	RUÍDO
Fp1	45.90 \pm 27.49	9.52 \pm 8.60	19.64 \pm 31.14	5.69 \pm 3.85	2.07 \pm 1.18	0.28 \pm 0.18	0.10 \pm 0.07
Fp2	45.33 \pm 27.19	10.23 \pm 8.46	19.83 \pm 30.62	5.65 \pm 3.53	1.98 \pm 1.18	0.26 \pm 0.17	0.09 \pm 0.07
F7	43.86 \pm 25.39	11.65 \pm 9.46	19.60 \pm 28.46	5.92 \pm 3.53	2.23 \pm 1.08	0.31 \pm 0.18	0.11 \pm 0.07
F3	22.94 \pm 25.22	11.78 \pm 13.91	38.49 \pm 29.71	6.25 \pm 3.86	2.14 \pm 0.97	0.28 \pm 0.15	0.10 \pm 0.06
Fz	20.50 \pm 25.11	11.98 \pm 14.15	38.83 \pm 30.25	6.03 \pm 4.01	2.09 \pm 0.95	0.28 \pm 0.14	0.09 \pm 0.05
F4	24.05 \pm 24.43	12.29 \pm 13.16	37.58 \pm 29.17	6.35 \pm 4.24	2.13 \pm 0.94	0.28 \pm 0.14	0.10 \pm 0.05
F8	43.86 \pm 25.33	11.40 \pm 10.69	21.45 \pm 27.71	6.42 \pm 4.01	2.25 \pm 1.05	0.30 \pm 0.17	0.10 \pm 0.06
T3	27.56 \pm 24.50	11.58 \pm 11.21	29.67 \pm 28.20	8.07 \pm 5.08	2.54 \pm 1.29	0.34 \pm 0.20	0.12 \pm 0.07
C3	17.02 \pm 23.50	10.84 \pm 13.05	46.02 \pm 29.76	6.70 \pm 4.75	2.17 \pm 0.97	0.29 \pm 0.15	0.10 \pm 0.05
Cz	18.12 \pm 23.95	11.61 \pm 13.60	46.46 \pm 29.83	6.02 \pm 4.29	2.08 \pm 0.91	0.29 \pm 0.14	0.10 \pm 0.05
C4	19.74 \pm 24.52	9.99 \pm 11.53	44.62 \pm 29.43	6.64 \pm 4.56	2.15 \pm 1.01	0.29 \pm 0.15	0.10 \pm 0.06
T4	30.84 \pm 25.05	10.93 \pm 10.23	29.23 \pm 28.25	7.46 \pm 5.66	2.55 \pm 1.25	0.34 \pm 0.19	0.12 \pm 0.07
T5	7.29 \pm 23.81	4.57 \pm 7.67	68.84 \pm 34.36	6.46 \pm 5.67	1.76 \pm 1.13	0.23 \pm 0.16	0.08 \pm 0.06
P3	10.88 \pm 25.31	5.74 \pm 9.00	62.37 \pm 33.80	6.43 \pm 5.24	1.90 \pm 1.01	0.26 \pm 0.15	0.09 \pm 0.06
Pz	11.19 \pm 23.58	5.90 \pm 9.42	59.85 \pm 31.81	6.07 \pm 4.61	1.90 \pm 0.96	0.26 \pm 0.14	0.08 \pm 0.05
P4	10.41 \pm 22.74	5.48 \pm 7.79	61.64 \pm 32.34	6.24 \pm 5.04	1.87 \pm 0.97	0.25 \pm 0.15	0.08 \pm 0.05
T6	7.14 \pm 20.07	3.68 \pm 6.77	71.46 \pm 33.40	6.01 \pm 4.94	1.71 \pm 1.10	0.22 \pm 0.16	0.07 \pm 0.06
O1	1.35 \pm 7.33	1.81 \pm 3.37	83.64 \pm 34.37	5.62 \pm 5.85	1.35 \pm 1.01	0.17 \pm 0.14	0.06 \pm 0.05
Oz	1.81 \pm 7.76	2.01 \pm 4.28	82.38 \pm 33.84	5.68 \pm 6.44	1.44 \pm 1.04	0.19 \pm 0.15	0.06 \pm 0.05
O2	1.30 \pm 6.12	1.69 \pm 3.16	85.33 \pm 32.89	5.21 \pm 6.23	1.27 \pm 1.02	0.17 \pm 0.14	0.06 \pm 0.05

Fonte: Elaborada pela autora.

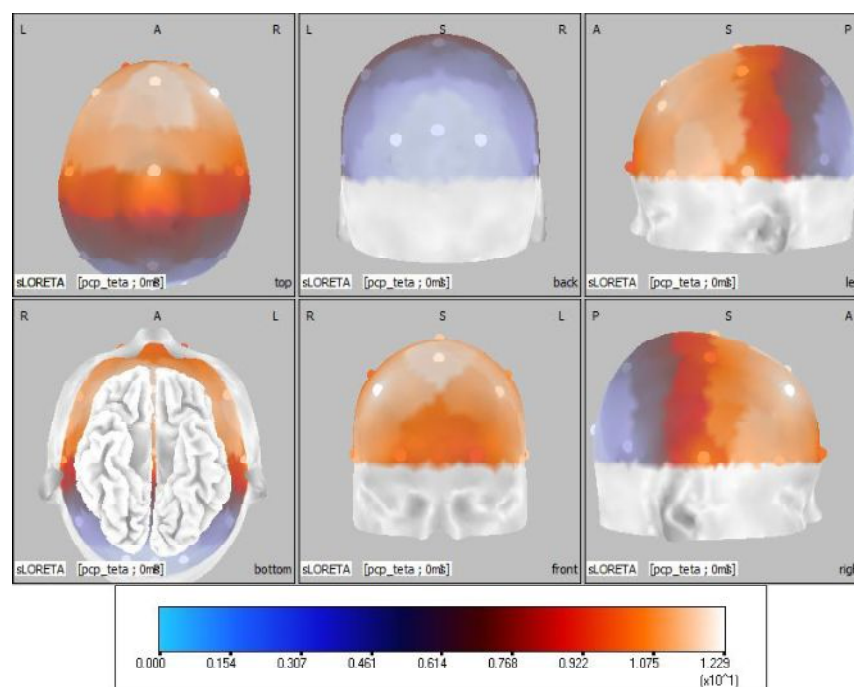
Nota-se que, como mostra a Tabela 5-1, para o ritmo Delta, o eletrodo com maior valor de PCP foi FP1 (situado na região frontal), cujo valor baseia-se em torno de 45,9% de PCP, e o menor valor foi detectado no eletrodo O2, com valor de apenas 1,3% de PCP. A Figura 5-2 demonstra de forma topográfica o comportamento do quantificador PCP ao longo do escalpo cerebral, sendo composta por seis imagens que correspondem às vistas: Superior, Posterior, Esquerda, Inferior, Frontal e Direita; respectivamente, do córtex cerebral. A partir dessas visualizações o que pode ser verificado é que o ritmo Delta tem concentração de PCP na região frontal cerebral e que existe uma atenuação desse quantificador ao longo do escalpo a partir dessa região, o que pode ser observado pela coloração que vai mudando o tom de azul conforme as regiões centrais até as occipitais são percorridas. Os valores de DP analisados para o ritmo Delta variam entre 6,12 (eletrodo O2) e 27,49 (eletrodo FP1), indicando que, para esse ritmo, em regiões com maiores valores de PCP, existem também maiores variações biológicas entre os dados avaliados.

Figura 5-2: Topografia do PCP para o ritmo Delta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Ainda observando a Tabela 5-1, o ritmo Teta apresenta valores que variam entre 1,69% de PCP no eletrodo O2 até cerca de 12,3% no eletrodo F4. Comparado ao ritmo Delta, esses valores de PCP são menores, o que indica haver pouco ritmo Teta no sinal avaliado. A Figura 5-3, semelhante em termos de composição à Figura 5-2 demonstra o comportamento do quantificador PCP ao longo do escalpo. Nota-se que assim como para o ritmo Delta, os eletrodos situados na região posterior do córtex apresentam valores menores de PCP comparados aos eletrodos de regiões anteriores. Observa-se porém, que para o ritmo Teta o comportamento do PCP ao longo do escalpo tende a ser gradativo no sentido posterior – anterior, ou seja, os valores de PCP vão aumentando de maneira aproximadamente gradativa conforme as regiões cerebrais vão ficando anteriores. Esse tipo de comportamento não é observado no ritmo Delta. Já os valores de DP calculados variam entre 14,15 (eletrodo Fz) e 3,16 (eletrodo O2). Nota-se que nas regiões frontais e centrais, onde o nível de PCP tende a ser maior, o DP também tende a ser maior.

Figura 5-3: Topografia do PCP para o ritmo Teta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

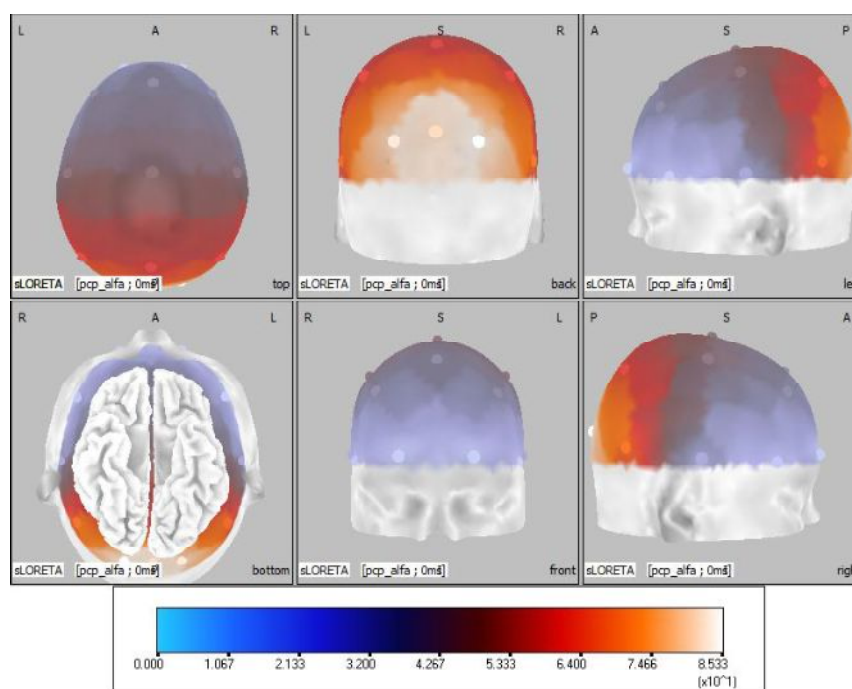
Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

O ritmo Alfa apresenta o maior valor de diferença entre os valores de PCP obtidos, sendo o menor valor igual a 19,6% (eletrodo F7) e o maior valor correspondente ao eletrodo O2, igual a 85,33% (Tabela 5-1). Nota-se que embora a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo seja alta, comparado aos ritmos Delta e Teta, a banda Alfa apresentou valor de mínimo superior, o que indica maior presença desse ritmo em todo o escalpo. A Figura 5-4 mostra o comportamento topográfico do PCP para tal faixa. Nota-se que as regiões posterior e occipital apresentam maiores contribuições de PCP, o que é contrário aos ritmos Delta e Teta. É possível verificar que a presença desse ritmo, embora seja evidenciada em todas as regiões cerebrais, nas regiões anteriores do córtex é menor comparada à região posterior. Quanto aos valores de DP, nota-se que a variação no caso do ritmo Alfa é maior comparada aos demais, visto que a faixa de valores de DP varia entre 27,71, no eletrodo F8, e 34,37 no eletrodo O1. A ideia anterior é mantida, sendo que valores maiores de PCP estão relacionados com valores maiores de DP.

Já o ritmo Beta não apresentou variação considerável entre os valores de PCP obtidos, sendo o menor valor igual a 5,21% (eletrodo O2) e o valor máximo igual a 8,07% (eletrodo T3). Para esse ritmo não fica evidenciada uma região que sobressaia com relação ao valor do PCP. A Figura 5-5 ajuda a interpretar os resultados obtidos para esse ritmo. Por ela, é possível

perceber que não há regiões que apresentam índices muito elevados desse ritmo, inferindo que trata-se de um comportamento “regular” ao longo do córtex cerebral. Porém é possível perceber que, apesar de numericamente irrelevante, as regiões temporais tendem a apresentar valores maiores de PCP, sendo melhor visto na terceira e sexta imagem da Figura 5-5. Com relação aos valores de DP, nota-se também que, assim como o ritmo Alfa, a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo é baixa, sendo que o menor valor é medido no eletrodo F7 e o maior medido no eletrodo Oz. São valores baixos, comparados aos ritmos Delta, Teta e Alfa, e contradiz o que foi obtido na análise desses ritmos uma vez que, para o ritmo Beta percebeu-se que o maior valor de DP foi associado ao menor valor de PCP.

Figura 5-4: Topografia do PCP para o ritmo Alfa.



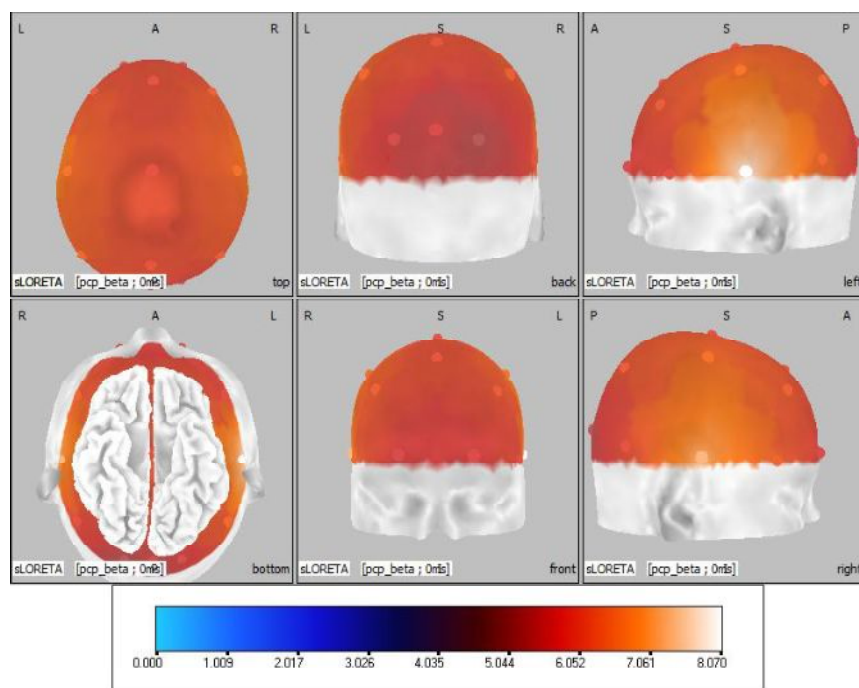
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

O ritmo Gama, medido entre as frequências maiores que 30 e menores que 80 Hz (com exceção à faixa de ruído), apresentou valores baixos comparados aos ritmos já citados. Por exemplo, o valor máximo de PCP foi igual a 2,55% (no eletrodo T4) e o mínimo, igual a 1,27% (no eletrodo O2). Apesar da variação do PCP ser muito baixa entre os eletrodos, é possível verificar principalmente por meio da Figura 5-6, que a região occipital apresentou os menores valores. Já as demais regiões aparentam ser formadas pelo mesmo nível de PCP. Com relação aos valores do DP, nota-se que para tal ritmo a variação entre o valor máximo e

mínimo é muito baixa, bem como os próprios valores de DP calculados, comparados aos ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta.

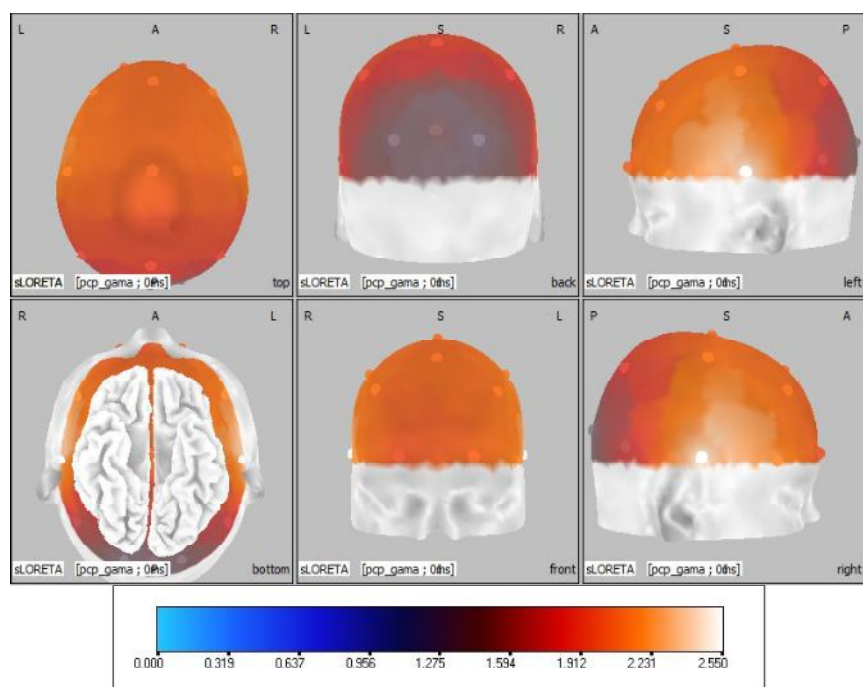
Figura 5-5: Topografia do PCP para o ritmo Beta.



(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

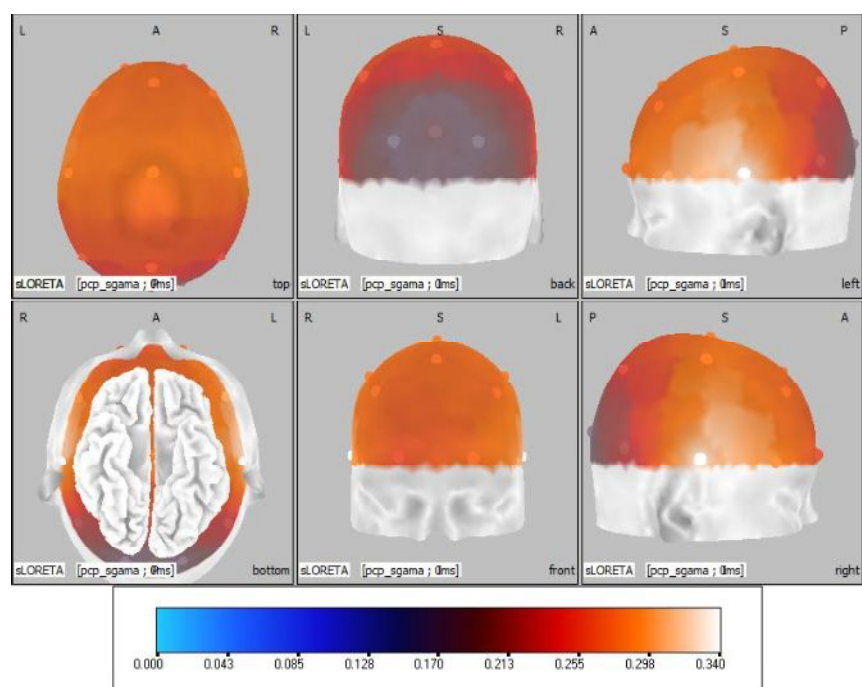
Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

O ritmo Supergama, que atua na faixa entre 80 e 100 Hz, foi o que apresentou menores valores de PCP comparado aos demais ritmos. Esses valores, menores que 1% do total, indicam, nessa população, que são irrelevantes para qualquer análise. Nota-se porém, que em termos de distribuição regional dos valores de PCP, a região occipital, assim como para o ritmo Gama, tende a apresentar valores menores que para as demais regiões, como pode ser observado na Figura 5-7. Já a faixa de ruído, analisada entre 58 e 62 Hz, apresentou níveis de PCP semelhantes ao ritmo Supergama, porém com valores ainda menores. Como mostra a Figura 5-8, a distribuição do PCP ao longo das regiões também é semelhante ao ritmo Supergama, indicando níveis de ruído inferiores nos níveis posteriores do córtex cerebral. Analisando apenas os valores de mediana é possível afirmar que o comportamento do ritmo Supergama se assemelha ao comportamento do ruído. Porém ao observar os níveis de DP obtidos, nota-se que para o ruído os valores são dados em níveis centesimais, já para o ritmo Supergama os valores variam entre 0,14 e 0,2.

Figura 5-6: Topografia do PCP para o ritmo Gama.

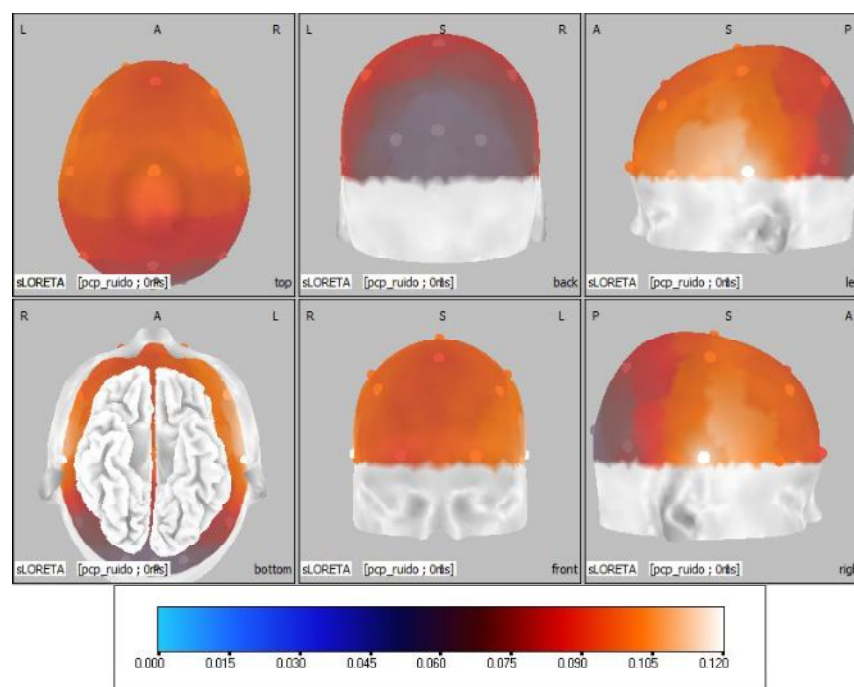
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-7: Topografia do PCP para o ritmo Supergama.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-8: Topografia do PCP para o faixa de ruído.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Com o objetivo de analisar e entender o comportamento do EEG conforme as regiões cerebrais, os eletrodos foram agrupados similar às suas disposições no córtex. A região Frontal é formada pelos eletrodos FP1, FP2, F3, F4, F7, F8 e Fz, a região Central contém os eletrodos C3, C4 e Cz, a região Temporal é formada pelos eletrodos T3, T4, T5 e T6, a Parietal com os eletrodos P3, P4 e Pz, e a Occipital formada pelos eletrodos O1, O2 e Oz. Para caracterização estatística dos dados de PCP calculados, a análise descritiva foi realizada e os principais valores estão demonstrados tanto na Tabela 5-2, como na Figura 5-9.

Na Tabela 5-2 estão demonstrados os valores, por regiões, de Média \pm Desvio Padrão ($\mu \pm DP$), Mediana \pm Desvio Padrão com relação à mediana ($Md \pm DP md$), Coeficiente de variação (CV) e Coeficiente de assimetria (CA). Já na Figura 5-9 estão demonstrados os valores de percentis, obtidos para cada ritmo. Nota-se que nessa figura existem sete imagens distintas, cada qual referente à um ritmo cerebral, e a última referente à faixa de ruído.

Tabela 5-2: Estatística descritiva de PCP por regiões e ritmos distintos.

Regiões:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$	CV	CA	Ritmos:
Frontal	37,55 \pm 26,41	34,49 \pm 26,59	0,70	0,30	Ritmo Delta
Central	25,35 \pm 22,92	18,28 \pm 23,99	0,90	0,87	
Temporal	24,95 \pm 23,78	17,68 \pm 24,87	0,95	0,83	
Parietal	20,30 \pm 21,96	10,73 \pm 23,96	1,08	1,08	
Occipital	4,52 \pm 6,44	1,44 \pm 7,14	1,43	1,94	
Frontal	14,08 \pm 11,23	11,13 \pm 11,61	0,80	1,12	Ritmo Teta
Central	14,49 \pm 12,27	10,75 \pm 12,83	0,85	1,06	
Temporal	10,33 \pm 9,45	7,55 \pm 9,85	0,91	1,26	
Parietal	8,63 \pm 8,28	5,67 \pm 8,79	0,96	1,28	
Occipital	3,19 \pm 3,39	1,80 \pm 3,67	1,06	1,62	
Frontal	35,55 \pm 28,88	26,90 \pm 30,14	0,81	0,56	Ritmo Alfa
Central	45,83 \pm 29,66	45,65 \pm 29,66	0,65	0,08	
Temporal	47,86 \pm 32,11	45,94 \pm 32,17	0,67	0,07	
Parietal	54,87 \pm 31,98	61,32 \pm 32,63	0,58	-0,28	
Occipital	69,36 \pm 30,48	83,73 \pm 33,70	0,44	-1,01	
Frontal	6,71 \pm 3,82	5,99 \pm 3,89	0,57	0,81	Ritmo Beta
Central	7,37 \pm 4,45	6,47 \pm 4,54	0,60	0,94	
Temporal	8,15 \pm 5,26	7,02 \pm 5,39	0,65	0,97	
Parietal	7,29 \pm 4,86	6,24 \pm 4,97	0,67	1,00	
Occipital	7,27 \pm 5,92	5,56 \pm 6,16	0,81	1,29	
Frontal	2,29 \pm 1,03	2,13 \pm 1,04	0,45	0,68	Ritmo Gama
Central	2,24 \pm 0,96	2,13 \pm 0,96	0,43	0,48	
Temporal	2,33 \pm 1,24	2,14 \pm 1,26	0,53	0,73	
Parietal	1,99 \pm 0,98	1,89 \pm 0,98	0,49	0,50	
Occipital	1,59 \pm 1,00	1,35 \pm 1,03	0,63	0,84	
Frontal	0,31 \pm 0,16	0,29 \pm 0,16	0,52	0,73	Ritmo Supergama
Central	0,31 \pm 0,15	0,29 \pm 0,15	0,48	0,49	
Temporal	0,32 \pm 0,18	0,28 \pm 0,19	0,59	0,83	
Parietal	0,27 \pm 0,15	0,25 \pm 0,15	0,53	0,56	
Occipital	0,21 \pm 0,14	0,18 \pm 0,14	0,66	0,87	
Frontal	0,11 \pm 0,06	0,10 \pm 0,06	0,55	0,87	Faixa de Ruído
Central	0,11 \pm 0,05	0,10 \pm 0,05	0,51	0,59	
Temporal	0,11 \pm 0,07	0,10 \pm 0,07	0,61	0,86	
Parietal	0,09 \pm 0,05	0,08 \pm 0,05	0,56	0,71	
Occipital	0,07 \pm 0,05	0,06 \pm 0,05	0,68	0,90	

Fonte: Elaborada pela autora.

Para o ritmo Delta, nota-se que, assim como constatado pela análise da Tabela 5-1, a região frontal é a região com maior valor de PCP, tanto em termos de média aritmética quanto em termos de mediana. Nota-se que o valor de CV obtido na região frontal é o menor, com relação às demais regiões, o que significa que a variabilidade dos dados nessa região é menor. O que é diferente para a região occipital por exemplo, cujo valor de CV é o maior detectado para o ritmo Delta. A análise dos valores de CA permite inferir que os dados estão distribuídos de maneira mais simétrica com relação à curva gaussiana, na região frontal. Já nas regiões parietal e occipital, cujos valores são maiores que um, nota-se assimetria dos dados à direita. Por meio da curva percentílica, demonstrada na Figura 5-9, imagem (a), nota-se que o comportamento descrito para cada região é diferente, sendo que na região frontal os dados são distribuídos de maneira mais homogênea. O que é diferente para a região occipital, por exemplo, em que os dados aparentemente estão concentrados à direita do valor de mediana. Observa-se ainda que, quanto menor o valor obtido por CA, a curva percentílica é superior às demais, vendo nessa imagem que a ordem crescente das curvas por região é: Occipital, Parietal, Temporal e Central (sobrepostas e valores de CA parecidos) e então Frontal.

O ritmo Teta, apresentou valores inferiores de PCP para todas as regiões, porém nota-se que a região frontal também foi a de maior contribuição de potência. Diferentemente do ritmo Delta, nota-se valores de CV parecidos para todas as regiões bem como os valores de CA. Isso se reflete em curvas percentílicas menos diferenciadas, como é observado na imagem (b) da Figura 5-9. Nota-se ainda que a ordem crescente das curvas para o ritmo Teta também respeita o valor de CA, sendo que o maior valor de CA resulta em curvas mais baixas, como acontece para a região occipital por exemplo.

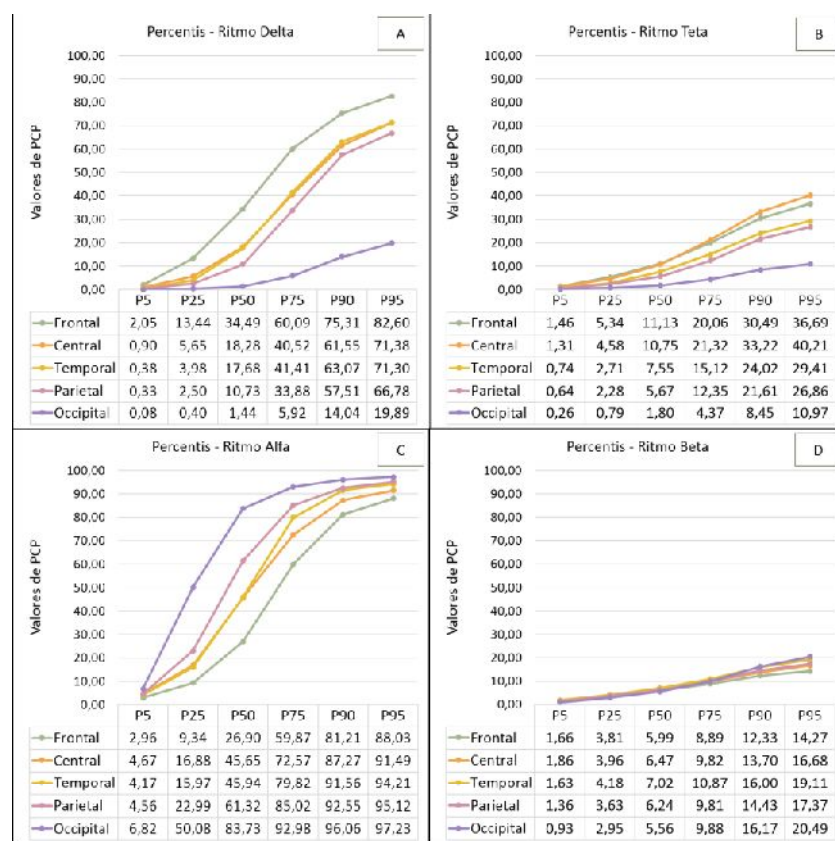
Para o ritmo Alfa, nota-se também pela Tabela 5-2, que os valores de PCP são crescentes para as regiões frontal, central, temporal, parietal e occipital, respectivamente, sendo essa última composta pelos maiores valores. Nota-se que os valores de CV indicam pouca variabilidade dos dados. Já os valores obtidos em CA indicam que para as regiões parietal e occipital existe assimetria à esquerda. Na imagem (c) da Figura 5-9 nota-se que a ordem das curvas também obedecem o padrão dito para os ritmos Delta e Teta. Porém, quando as curvas referentes às regiões parietal e occipital são analisadas, é possível verificar que para valores menores que P50, a curva cresce de maneira decrescente de maneira geral, o que é diferente para todas as demais curvas observadas para esse ritmo.

Com relação ao ritmo Beta, na Tabela 5-2, é possível verificar que a região com maior valor de PCP é a temporal, porém a diferença de valores entre regiões não é elevada, o que

também pode ser verificado pela imagem (d) da Figura 5-9. Os valores de CV indicam que os dados não apresentam grandes variações com relação à medida central (valor de mediana) e os valores de CA são praticamente iguais ou maiores que um, indicando assimetria dos dados à direita.

Para os ritmos Gama e Supergama as curvas percentílicas não foram demonstradas, uma vez que para a escala gráfica utilizada (valores entre 0 a 100) as informações não seriam conclusivas visto que, tanto para o ritmo Gama quanto para o ritmo Supergama os valores de PCP em todas as regiões são menores que 3%.

Figura 5-9: Percentis calculados por regiões, para todos os ritmos e faixas, referente ao quantificador PCP, base EEG normal.



(A) Percentis de PCP – Ritmo Delta. (B) Percentis de PCP – Ritmo Teta. (C) Percentis de PCP – Ritmo Alfa. (D) Percentis de PCP – Ritmo Beta.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.1.2.2 Resultados obtidos para o quantificador: FM

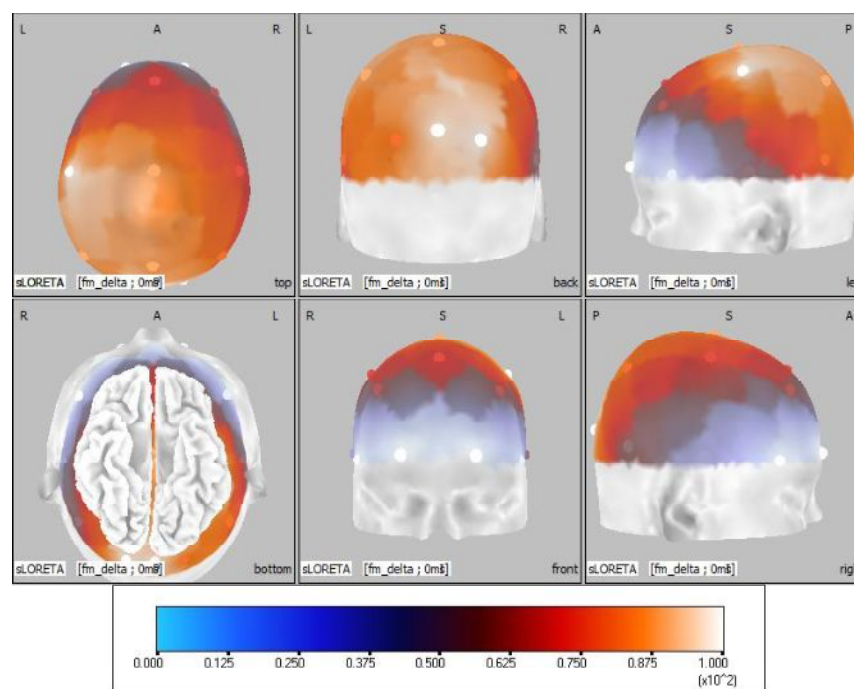
Assim como definido para o quantificador PCP, inicialmente a Tabela 5-3 contém os valores obtidos para mediana e desvio padrão em relação a mediana. O quantificador FM tem variações menores, o que é esperado uma vez que cada ritmo atue em faixas específicas de frequências.

Tabela 5-3: Valores Finais de Md \pm DP para o quantificador FM, por eletrodo.

Ritmos:	DELTA	TETA	ALFA	BETA	GAMA	SGAMA	RUÍDO
Fp1	1.92 \pm 0.22	5.16 \pm 0.31	9.91 \pm 0.39	19.53 \pm 0.53	50.09 \pm 1.77	89.91 \pm 0.29	59.97 \pm 0.02
Fp2	1.92 \pm 0.22	5.15 \pm 0.31	9.88 \pm 0.38	19.50 \pm 0.50	49.97 \pm 1.73	89.92 \pm 0.27	59.97 \pm 0.02
F7	1.93 \pm 0.22	5.17 \pm 0.31	9.92 \pm 0.38	19.56 \pm 0.52	50.28 \pm 1.60	89.86 \pm 0.23	59.98 \pm 0.01
F3	1.99 \pm 0.25	5.32 \pm 0.38	9.89 \pm 0.42	19.43 \pm 0.54	50.20 \pm 1.49	89.84 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
Fz	2.00 \pm 0.23	5.30 \pm 0.38	9.85 \pm 0.41	19.40 \pm 0.54	50.17 \pm 1.48	89.85 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
F4	1.99 \pm 0.23	5.29 \pm 0.37	9.85 \pm 0.41	19.41 \pm 0.53	50.17 \pm 1.49	89.84 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
F8	1.92 \pm 0.23	5.15 \pm 0.31	9.88 \pm 0.38	19.53 \pm 0.49	50.13 \pm 1.66	89.88 \pm 0.25	59.98 \pm 0.01
T3	1.98 \pm 0.24	5.22 \pm 0.36	9.91 \pm 0.40	19.45 \pm 0.59	50.07 \pm 1.59	89.89 \pm 0.28	59.97 \pm 0.02
C3	2.03 \pm 0.24	5.34 \pm 0.39	9.95 \pm 0.40	19.33 \pm 0.60	50.14 \pm 1.57	89.95 \pm 0.21	59.98 \pm 0.01
Cz	2.02 \pm 0.23	5.34 \pm 0.37	9.90 \pm 0.42	19.36 \pm 0.56	50.23 \pm 1.49	89.94 \pm 0.18	59.98 \pm 0.01
C4	2.00 \pm 0.24	5.32 \pm 0.39	9.96 \pm 0.43	19.37 \pm 0.62	50.19 \pm 1.48	89.85 \pm 0.18	59.98 \pm 0.01
T4	1.96 \pm 0.24	5.19 \pm 0.36	9.92 \pm 0.40	19.47 \pm 0.62	50.10 \pm 1.58	89.86 \pm 0.25	59.98 \pm 0.01
T5	2.01 \pm 0.24	5.39 \pm 0.41	10.05 \pm 0.45	19.10 \pm 0.65	50.12 \pm 1.62	89.84 \pm 0.22	59.98 \pm 0.01
P3	2.02 \pm 0.24	5.35 \pm 0.40	10.05 \pm 0.42	19.16 \pm 0.67	50.25 \pm 1.57	89.85 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
Pz	2.02 \pm 0.24	5.35 \pm 0.39	10.01 \pm 0.46	19.16 \pm 0.64	50.27 \pm 1.54	89.82 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
P4	2.01 \pm 0.24	5.35 \pm 0.39	10.03 \pm 0.44	19.13 \pm 0.67	50.30 \pm 1.58	89.84 \pm 0.19	59.98 \pm 0.01
T6	1.98 \pm 0.23	5.38 \pm 0.42	10.04 \pm 0.46	19.10 \pm 0.66	50.15 \pm 1.68	89.84 \pm 0.23	59.98 \pm 0.01
O1	2.01 \pm 0.22	5.50 \pm 0.39	10.17 \pm 0.48	18.86 \pm 0.75	50.19 \pm 1.63	89.83 \pm 0.21	59.98 \pm 0.01
Oz	2.03 \pm 0.24	5.48 \pm 0.39	10.18 \pm 0.48	18.87 \pm 0.73	50.36 \pm 1.64	89.83 \pm 0.21	59.98 \pm 0.01
O2	2.03 \pm 0.22	5.54 \pm 0.39	10.18 \pm 0.47	18.84 \pm 0.76	50.27 \pm 1.70	89.83 \pm 0.21	59.98 \pm 0.01

Fonte: Elaborada pela autora.

Inicialmente, o ritmo Delta, cuja faixa abrange as menores frequências, 1 – 3,5 Hz, apresentou como valor máximo uma frequência mediana igual a 2,03 Hz (no eletrodo O2) e valor mínimo igual a 1,92 Hz (no eletrodo FP1), mostrado na Tabela 5-3. Nota-se que, como mostra a Figura 5-10, existe uma tendência de apenas na região frontal o valor encontrado ser menor comparado as demais regiões. Ou seja, a faixa de representatividade do ritmo Delta em termos de frequência mediana varia de 1,92 Hz (em regiões frontais) a 2,03 Hz, nas outras regiões. Em relação aos valores de DP, percebe-se que são relativamente baixos, variando entre 0,22 e 0,25.

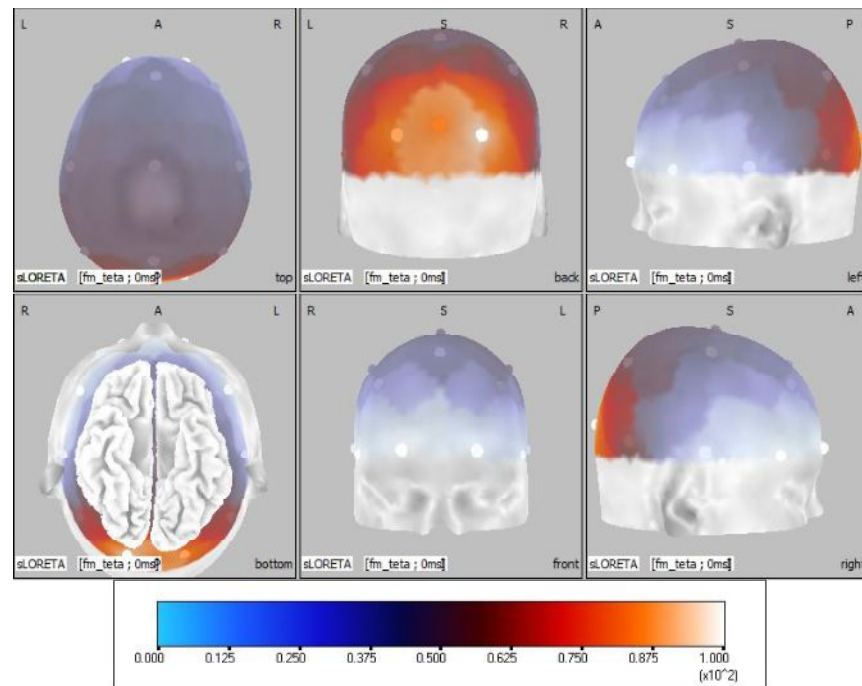
Figura 5-10: Topografia do FM para o ritmo Delta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

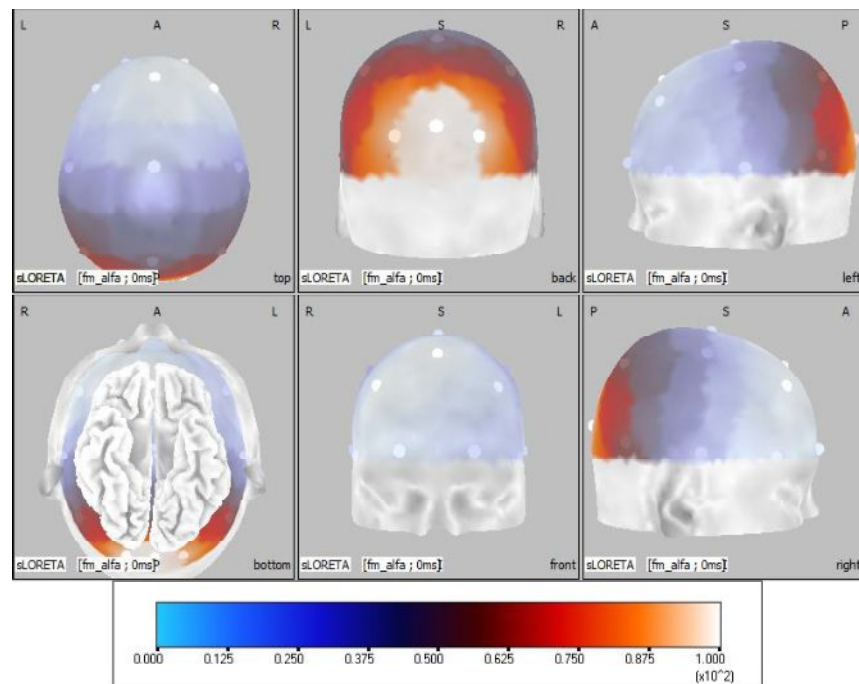
A observação do ritmo Teta na Tabela 5-3, que atua na faixa de 3,5 – 7,5 Hz, permite verificar que os valores de frequências medianas obtidos variam entre 5,15 e 5,54 Hz. Por meio da Figura 5-11 é possível verificar que a distribuição ao longo do escalpo desses valores de frequência acontece de maneira que vai do menor valor, visto nas regiões frontal, central e temporal, até o valor máximo, verificado nas regiões parietal e occipital. Os valores obtidos para DP também são baixos, variando entre 0,31 e 0,42.

Ainda na Tabela 5-3, os valores de frequência mediana obtidos para o ritmo Alfa variam entre 9,85 e 10,18 Hz. Como mostrado na Figura 5-12, os valores de frequência vão aumentando conforme a posterioridade do córtex cerebral, sendo que na região occipital ocorrem os valores máximos desse quantificador. É possível afirmar que, aparentemente os valores vão aumentando de maneira gradativa, da região frontal até a região occipital, e os valores de DP calculados, variam entre 0,38 e 0,48, seguindo a mesma lógica de variarem conforme a região, sendo os menores valores detectados em regiões frontais e os maiores valores encontrados nas regiões occipitais.

Figura 5-11: Topografia do FM para o ritmo Teta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

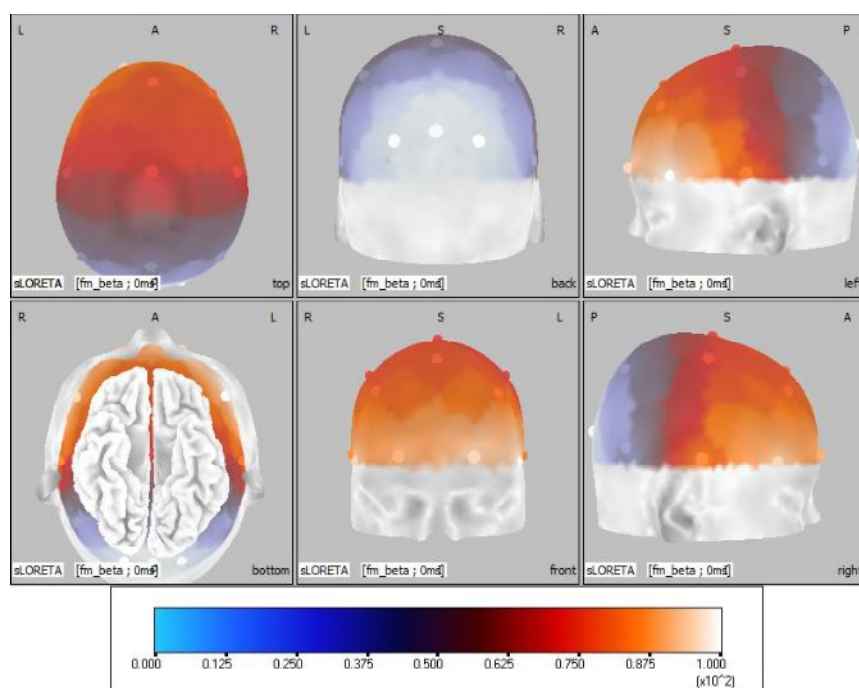
Figura 5-12: Topografia do FM para o ritmo Alfa.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

O ritmo Beta, cuja faixa de frequência varia entre 12,5 e 30 Hz, tem valores de FM variando entre 18,84 e 19,56 Hz, com valores de DP variando entre 0,49 e 0,76. Até agora, trata-se do DP com maior valor comparado aos ritmos já citados, porém ainda assim os valores são menores que um. Com o auxílio da Figura 5-13 é possível verificar que os valores de FM vão diminuindo de maneira gradativa ao longo do escalpo, sendo que nas regiões frontais estão os valores com maior FM e nas regiões posteriores os valores vão decaindo. Nota-se um comportamento inverso comparado ao ritmo Alfa por exemplo.

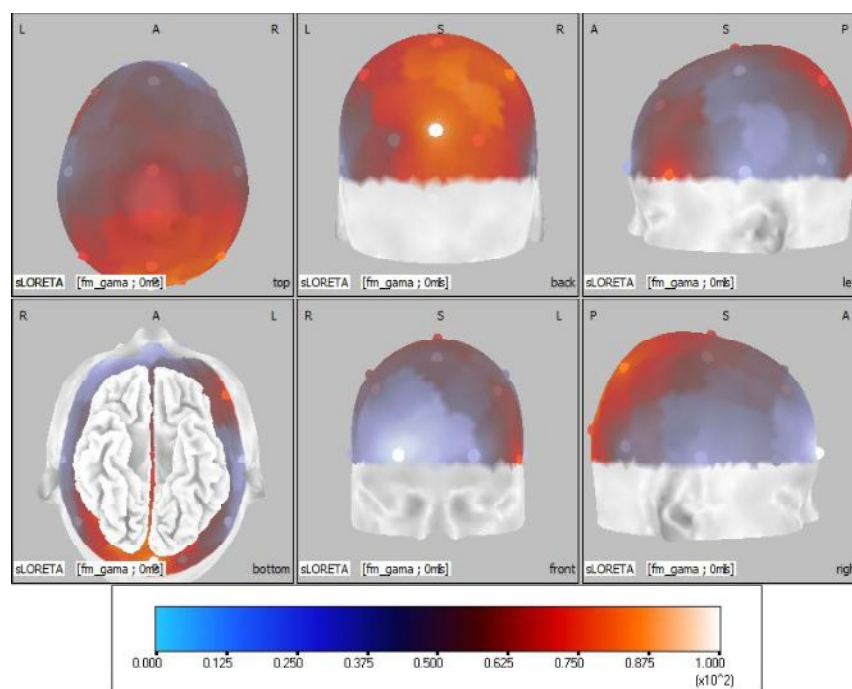
Figura 5-13: Topografia do FM para o ritmo Beta.



(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

A Tabela 5-3 também informa os valores de FM obtidos para o ritmo Gama, que variam entre 49,97 e 50,36 Hz, e os valores de DP variando entre 1,48 e 1,77. Nota-se que em termos de DP, são os maiores índices obtidos, indicando maior variabilidade de FM para esse ritmo ao longo dos voluntários analisados. A observação da Figura 5-14 permite concluir que, embora as regiões anteriores tendem a apresentar valores menores de FM e as regiões posteriores o oposto, nota-se uma leve diferenciação na região central principalmente entre os hemisférios esquerdo (com valores de FM menores) e direito e na região frontal, em que aparentemente o hemisfério direito apresenta valores de FM menores.

Figura 5-14: Topografia do FM para o ritmo Gama.

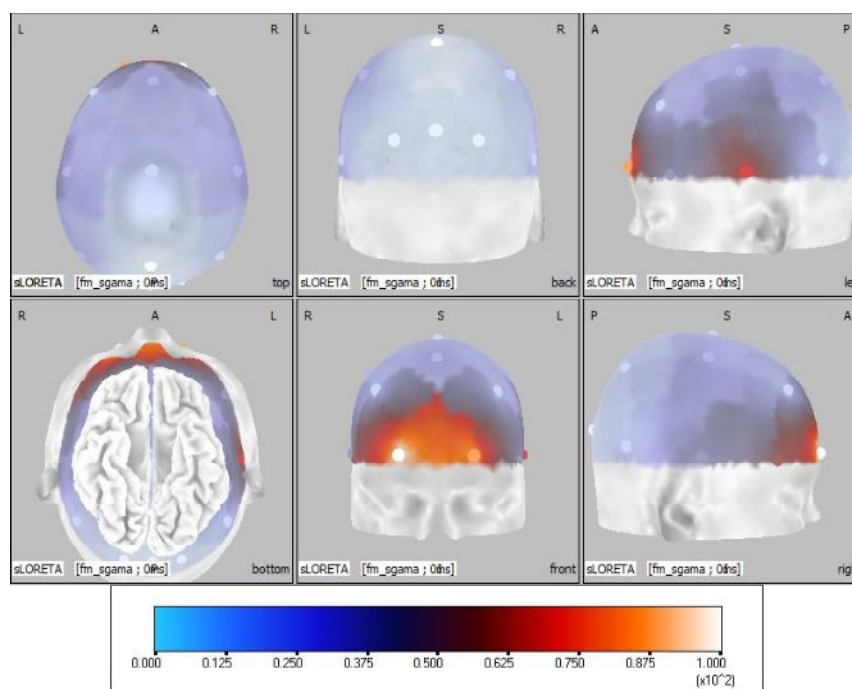
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

A Figura 5-15 mostra de maneira topográfica valores de FM para o ritmo Supergama calculados ao longo dos eletrodos, distribuídos pelo córtex cerebral. Nota-se que por meio das imagens da Figura 5-15 é possível verificar valores de FM maiores em regiões frontais e valores menores nas demais regiões. Isso também pode ser constatado por meio da visualização da Tabela 5-3, cujos valores de FM variam entre 89,82 e 89,95 Hz. Já os valores de DP variam entre 0,18 e 0,29.

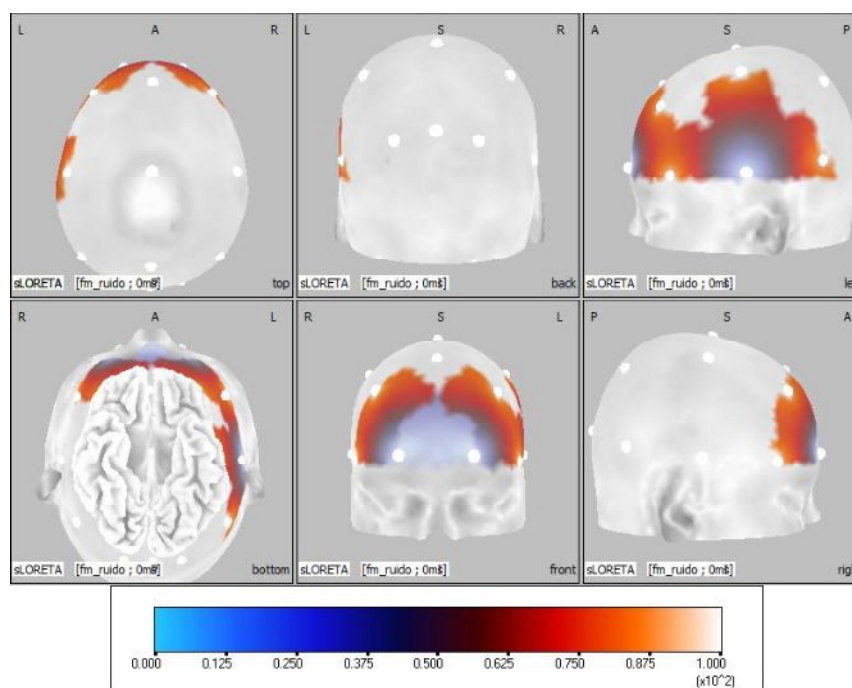
Já a Figura 5-16 mostra os valores de FM distribuídos ao longo do córtex, e nota-se que aparentemente os valores maiores de FM se concentram nas regiões frontal e temporal esquerda. Na Tabela 5-3, os valores de FM na faixa de ruído não apresentam diferenças, com valores em torno de 60 Hz.

Assim como realizado para o quantificador PCP, os dados foram agrupados por região, portanto a caracterização descritiva dos dados de FM estão demonstrados na Tabela 5-4 e as curvas percentílicas demonstradas na Figura 5-17.

Figura 5-15: Topografia do FM para o ritmo Supergama.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-16: Topografia do FM para faixa de ruído.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

A partir da Tabela 5-4, nota-se que para o ritmo Delta, os valores de FM são maiores nas regiões central, parietal e occipital, contudo as diferenças de valores regionais não ultrapassam o valor de 0,10. A observação dos valores de CV obtidos para essa região permite concluir que não há dispersão significativa dos dados de FM obtidos para as regiões, ou seja, os valores de CV são baixos (no geral menores que 0,12). Já a observação dos valores obtidos para CA são próximos de zero, indicando possível simetria entre os dados. Na Figura 5-17, imagem (a), é possível verificar que o comportamento das curvas percentilicas é idêntico para todas as regiões do escalpo cerebral.

Já para o ritmo Teta, nota-se que a região occipital apresentou valores ligeiramente maiores de FM comparado às demais regiões. Contudo, nota-se que os valores de CV são baixos, bem como os valores de CA. Nota-se que para essa região em específico o valor de CA é negativo, valor oposto ao obtido pela região frontal, porém, por serem valores pequenos a curva (b) da Figura 5-17 não evidencia de forma clara a diferença entre esses valores.

No ritmo Alfa, o valor de FM encontrado para a região occipital é maior que para as demais regiões, sendo a curva percentilica (imagem (c) da Figura 5-17) diferente das demais curvas. Nota-se que os valores de CV são próximos de zero em todas as regiões e os valores de CA, negativos apenas para a região occipital. Já no ritmo Beta nota-se que os maiores valores de FM são encontrados em regiões anteriores do escalpo, com valores de CA positivos para as regiões exceto a temporal. Nota-se para esse ritmo que os valores de CV também são próximos de zero, o que indica que não há dispersão dos dados analisados por região. As curvas percentilicas do ritmo Beta, imagem (d) da Figura 5-17, são diferentes para cada região, o que é esperado pois os valores de CA de cada região é diferente.

Para os ritmos Gama e Supergama nota-se que os valores de FM foram iguais para cada região em específico, ou seja, ritmo Gama não apresentou FM distinta conforme região, bem como o ritmo Supergama. Outra observação relevante é que todas as regiões do ritmo Gama apresentaram valores de CA negativos, o que indica que para esse ritmo os dados estão distribuídos de maneira assimétrica à esquerda. Nota-se pela imagem (e) da Figura 5-17 que o comportamento de todas as curvas percentilicas desse ritmo é semelhante. Já para o ritmo Supergama os valores de CA obtidos foram positivos para todos os ritmos, indicando assimetria à direita. As curvas percentilicas vistas na imagem (f) da Figura 5-17 são claramente diferentes das curvas referentes ao ritmo Gama.

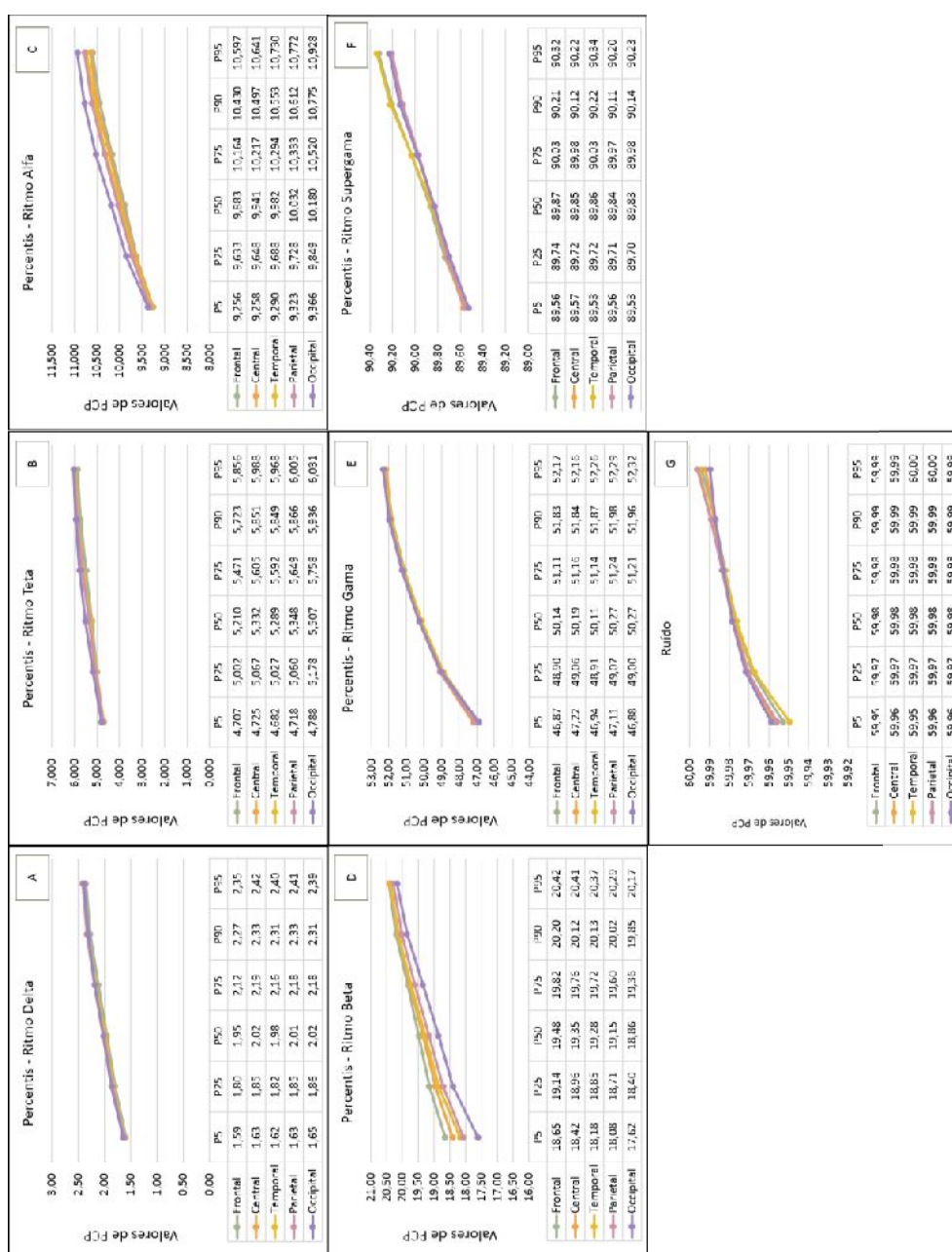
Tabela 5-4: Estatística descritiva de FM por regiões e ritmos distintos.

Regiões:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$ md	CV	CA	Ritmos:
Frontal	$1,96 \pm 0,23$	$1,95 \pm 0,23$	0,12	0,12	Ritmo Delta
Central	$2,02 \pm 0,24$	$2,02 \pm 0,24$	0,12	0,06	
Temporal	$1,99 \pm 0,24$	$1,98 \pm 0,24$	0,12	0,14	
Parietal	$2,02 \pm 0,24$	$2,01 \pm 0,24$	0,12	0,02	
Occipital	$2,02 \pm 0,23$	$2,02 \pm 0,23$	0,11	0,02	
Frontal	$5,24 \pm 0,35$	$5,21 \pm 0,35$	0,07	0,29	Ritmo Teta
Central	$5,34 \pm 0,38$	$5,33 \pm 0,38$	0,07	0,10	
Temporal	$5,31 \pm 0,39$	$5,29 \pm 0,39$	0,07	0,10	
Parietal	$5,35 \pm 0,39$	$5,35 \pm 0,39$	0,07	0,07	
Occipital	$5,46 \pm 0,39$	$5,51 \pm 0,39$	0,07	-0,30	
Frontal	$9,90 \pm 0,40$	$9,88 \pm 0,40$	0,04	0,12	Ritmo Alfa
Central	$9,94 \pm 0,42$	$9,94 \pm 0,42$	0,04	0,05	
Temporal	$9,99 \pm 0,43$	$9,98 \pm 0,43$	0,04	0,09	
Parietal	$10,03 \pm 0,44$	$10,03 \pm 0,44$	0,04	0,05	
Occipital	$10,18 \pm 0,47$	$10,18 \pm 0,47$	0,05	-0,06	
Frontal	$19,49 \pm 0,53$	$19,48 \pm 0,53$	0,03	0,12	Ritmo Beta
Central	$19,37 \pm 0,59$	$19,35 \pm 0,59$	0,03	0,13	
Temporal	$19,28 \pm 0,66$	$19,28 \pm 0,66$	0,03	-0,02	
Parietal	$19,16 \pm 0,66$	$19,15 \pm 0,66$	0,03	0,04	
Occipital	$18,87 \pm 0,75$	$18,86 \pm 0,75$	0,04	0,02	
Frontal	$49,91 \pm 1,59$	$50,14 \pm 1,61$	0,03	-0,55	Ritmo Gama
Central	$50,02 \pm 1,50$	$50,19 \pm 1,51$	0,03	-0,49	
Temporal	$49,93 \pm 1,61$	$50,11 \pm 1,62$	0,03	-0,48	
Parietal	$50,09 \pm 1,55$	$50,27 \pm 1,56$	0,03	-0,47	
Occipital	$50,02 \pm 1,64$	$50,27 \pm 1,66$	0,03	-0,52	
Frontal	$89,89 \pm 0,23$	$89,87 \pm 0,23$	0,00	0,51	Ritmo Supergama
Central	$89,86 \pm 0,19$	$89,85 \pm 0,19$	0,00	0,41	
Temporal	$89,89 \pm 0,24$	$89,86 \pm 0,24$	0,00	0,42	
Parietal	$89,85 \pm 0,19$	$89,84 \pm 0,19$	0,00	0,36	
Occipital	$89,85 \pm 0,21$	$89,83 \pm 0,21$	0,00	0,35	
Frontal	$59,97 \pm 0,01$	$59,98 \pm 0,01$	0,00	-0,32	Faixa de Ruído
Central	$59,98 \pm 0,01$	$59,98 \pm 0,01$	0,00	-0,24	
Temporal	$59,97 \pm 0,01$	$59,98 \pm 0,01$	0,00	-0,29	
Parietal	$59,98 \pm 0,01$	$59,98 \pm 0,01$	0,00	-0,15	
Occipital	$59,98 \pm 0,01$	$59,98 \pm 0,01$	0,00	-0,48	

Fonte: Elaborada pela autora.

A faixa de ruído apresenta valores de FM iguais em todas as regiões indicando distribuição homogênea do ruído ao longo do escalpo cerebral. Nota-se que os valores de CA variam de -0,48 até -0,15 indicando leve assimetria para a esquerda, dos dados com relação à mediana.

Figura 5-17: Percentis de FM calculados para os ritmos.



A) Percentis de FM – Ritmo Delta. (B) Percentis de FM – Ritmo Teta. (C) Percentis de FM – Ritmo Alfa. (D) Percentis de FM – Ritmo Beta. (E) Percentis de FM – Ritmo Gama. (F) Percentis de FM – Ritmo Supergama. (G) Percentis de FM – Ruído.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.1.2.3 Resultados obtidos para o quantificador: Coerência

O quantificador Coerência mede o grau de simetria entre os hemisférios direito e esquerdo do córtex cerebral. Dessa maneira são analisados 8 pares simétricos os quais são: PAR 1 (Fp1 – Fp2), PAR 2 (F7 – F8), PAR 3 (F3 – F4), PAR 4 (T3 – T4), PAR 5 (C3 – C4), PAR 6 (T5 – T6), PAR 7 (P3 – P4), PAR 8 (O1 – O2). Levando em consideração o que foi descrito no Capítulo 4 a respeito dos eletrodos excluídos o número de amostras usadas para realização dos cálculos estatísticos depende da quantidade de eletrodos excluídos, os valores de *outliers* e ainda a quantidade de frequências pertencentes à um determinado ritmo, respeitando as faixas definidas no Capítulo 2.

Inicialmente a Tabela 5-5 contém os resultados obtidos para a estatística descritiva realizada, conforme os valores de coerência obtidos para cada par simétrico, sendo valores de média \pm desvio padrão, mediana \pm desvio padrão com relação à mediana, coeficiente de variação e coeficiente de assimetria, para todos os ritmos e para a faixa de ruído. A Figura 5-18 ilustra os valores de mediana mostrados na Tabela 5-5, em forma de porcentagem, com o objetivo de auxiliar a interpretação dos dados. Já os valores percentílicos obtidos para cada par simétrico estão demonstrados na Figura 5-19. Nela as imagens estão disponíveis da seguinte maneira: Imagens (a) a (c) são referentes ao ritmo Delta, para as regiões frontal, central e temporal, e parietal e occipital, respectivamente; Imagens (d) a (f) são referentes ao ritmo Teta, para as mesmas regiões, respectivamente. A disposição das imagens segue essa lógica para a sequência de ritmos Alfa, Beta, Gama, Supergama e faixa de ruído.

Tabela 5-5: Valores de mediana e desvio padrão obtidos para os pares simétricos em cada faixa analisada.

(continua)

Pares Simétricos:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$	CV	CA	Ritmos:
Fp1 – Fp2	$0,62 \pm 0,25$	$0,68 \pm 0,25$	0,40	-0,65	Ritmo Delta
F7 – F8	$0,21 \pm 0,16$	$0,18 \pm 0,17$	0,76	0,80	
F3 – F4	$0,57 \pm 0,23$	$0,61 \pm 0,23$	0,40	-0,60	
T3 – T4	$0,24 \pm 0,18$	$0,20 \pm 0,19$	0,76	0,75	
C3 – C4	$0,60 \pm 0,20$	$0,63 \pm 0,20$	0,34	-0,58	
T5 – T6	$0,35 \pm 0,22$	$0,33 \pm 0,22$	0,62	0,31	
P3 – P4	$0,60 \pm 0,22$	$0,65 \pm 0,23$	0,37	-0,72	
O1 – O2	$0,63 \pm 0,21$	$0,67 \pm 0,22$	0,34	-0,71	Ritmo Teta
Fp1 – Fp2	$0,66 \pm 0,20$	$0,69 \pm 0,20$	0,30	-0,72	
F7 – F8	$0,22 \pm 0,16$	$0,18 \pm 0,17$	0,76	0,79	

(continuação)					
Pares Simétricos:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP md$	CV	CA	Ritmos:
F3 – F4	$0,61 \pm 0,20$	$0,64 \pm 0,20$	0,32	-0,61	Ritmo Teta
T3 – T4	$0,18 \pm 0,14$	$0,14 \pm 0,15$	0,78	0,83	
C3 – C4	$0,58 \pm 0,18$	$0,61 \pm 0,19$	0,32	-0,53	
T5 – T6	$0,26 \pm 0,18$	$0,23 \pm 0,18$	0,71	0,58	
P3 – P4	$0,58 \pm 0,21$	$0,61 \pm 0,22$	0,37	-0,57	
O1 – O2	$0,60 \pm 0,21$	$0,64 \pm 0,21$	0,35	-0,66	
Fp1 – Fp2	$0,84 \pm 0,12$	$0,87 \pm 0,13$	0,15	-0,98	Ritmo Alfa
F7 – F8	$0,41 \pm 0,25$	$0,40 \pm 0,25$	0,60	0,17	
F3 – F4	$0,72 \pm 0,18$	$0,77 \pm 0,19$	0,25	-0,87	
T3 – T4	$0,21 \pm 0,16$	$0,17 \pm 0,17$	0,77	0,81	
C3 – C4	$0,53 \pm 0,24$	$0,56 \pm 0,24$	0,45	-0,37	
T5 – T6	$0,31 \pm 0,22$	$0,27 \pm 0,22$	0,71	0,57	
P3 – P4	$0,55 \pm 0,24$	$0,59 \pm 0,24$	0,44	-0,45	Ritmo Beta
O1 – O2	$0,64 \pm 0,22$	$0,68 \pm 0,22$	0,34	-0,72	
Fp1 – Fp2	$0,55 \pm 0,23$	$0,58 \pm 0,23$	0,42	-0,46	
F7 – F8	$0,19 \pm 0,15$	$0,15 \pm 0,15$	0,79	0,84	
F3 – F4	$0,45 \pm 0,23$	$0,45 \pm 0,23$	0,52	-0,05	
T3 – T4	$0,16 \pm 0,13$	$0,13 \pm 0,13$	0,79	0,85	
C3 – C4	$0,34 \pm 0,21$	$0,32 \pm 0,21$	0,61	0,35	Ritmo Gama
T5 – T6	$0,17 \pm 0,13$	$0,14 \pm 0,14$	0,79	0,85	
P3 – P4	$0,39 \pm 0,21$	$0,38 \pm 0,21$	0,55	0,15	
O1 – O2	$0,46 \pm 0,21$	$0,47 \pm 0,21$	0,46	-0,12	
Fp1 – Fp2	$0,41 \pm 0,23$	$0,40 \pm 0,23$	0,58	0,12	
F7 – F8	$0,17 \pm 0,13$	$0,14 \pm 0,14$	0,79	0,85	
F3 – F4	$0,29 \pm 0,20$	$0,25 \pm 0,21$	0,70	0,62	Ritmo Supergama
T3 – T4	$0,15 \pm 0,12$	$0,12 \pm 0,12$	0,80	0,89	
C3 – C4	$0,31 \pm 0,21$	$0,29 \pm 0,21$	0,67	0,50	
T5 – T6	$0,21 \pm 0,16$	$0,17 \pm 0,16$	0,76	0,78	
P3 – P4	$0,40 \pm 0,23$	$0,39 \pm 0,23$	0,57	0,14	
O1 – O2	$0,44 \pm 0,22$	$0,45 \pm 0,22$	0,49	-0,06	
Fp1 – Fp2	$0,34 \pm 0,22$	$0,32 \pm 0,22$	0,64	0,34	Ritmo Supergama
F7 – F8	$0,15 \pm 0,12$	$0,12 \pm 0,12$	0,81	0,90	
F3 – F4	$0,20 \pm 0,16$	$0,16 \pm 0,16$	0,78	0,83	
T3 – T4	$0,14 \pm 0,12$	$0,12 \pm 0,12$	0,80	0,89	
C3 – C4	$0,28 \pm 0,20$	$0,24 \pm 0,20$	0,71	0,61	
T5 – T6	$0,18 \pm 0,14$	$0,15 \pm 0,14$	0,78	0,81	
P3 – P4	$0,33 \pm 0,22$	$0,31 \pm 0,22$	0,65	0,36	

(conclusão)					
Pares Simétricos:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$ md	CV	CA	Ritmos:
O1 – O2	$0,35 \pm 0,21$	$0,34 \pm 0,21$	0,59	0,29	Ritmo Supergama
Fp1 – Fp2	$0,79 \pm 0,21$	$0,88 \pm 0,23$	0,27	-1,13	
F7 – F8	$0,53 \pm 0,32$	$0,54 \pm 0,32$	0,61	-0,08	
F3 – F4	$0,58 \pm 0,32$	$0,62 \pm 0,32$	0,54	-0,28	Faixa de ruído
T3 – T4	$0,58 \pm 0,33$	$0,65 \pm 0,34$	0,57	-0,33	
C3 – C4	$0,64 \pm 0,30$	$0,71 \pm 0,31$	0,47	-0,55	
T5 – T6	$0,59 \pm 0,32$	$0,64 \pm 0,33$	0,55	-0,34	
P3 – P4	$0,72 \pm 0,27$	$0,82 \pm 0,29$	0,38	-0,93	
O1 – O2	$0,62 \pm 0,30$	$0,67 \pm 0,30$	0,48	-0,44	

Fonte: Elaborada pela autora.

Para o ritmo Delta, nota-se que os valores de coerência variam conforme as regiões de simetria, sendo que para três pares simétricos os valores obtidos foram menores que 50% que são: F7-F8, T3-T4 e T5-T6. Por meio da imagem (a) contida na Figura 5-18, nota-se que o par FP1-FP2 foi o que apresentou maior valor de coerência. Os valores de CV obtidos foram maiores que 0,30, indicando que os valores de mediana são representativos e além disso nota-se que os pares F7-F8 e T3-T4 foram os que apresentaram maiores valores de CV indicando que a variabilidade dos dados para cada um desses pares foi elevada. Nota-se que os valores de CA para os pares simétricos que apresentaram valores de coerência maiores que 50% foram negativos e próximos, indicando leve assimetria à esquerda. Na Figura 5-19, imagens (a) – (c) é possível verificar que as curvas percentílicas apresentam comportamentos diferentes, conforme os valores de CA.

Observando o ritmo Teta, nota-se que os mesmos pares simétricos relatados para o ritmo Delta tiveram valores menores que 50% de coerência, bem como o par FP1-FP2 foi o que apresentou maior valor de coerência. Os valores de CV também foram elevados para os pares que tiveram valores baixos de coerência (menor que 50%) e esses pares também apresentaram valores de CA positivos, indicando assimetria dos dados à direita. Essas observações são aplicáveis também ao ritmo Alfa em termos de comportamento das medidas de mediana, CV e CA, porém os valores são distintos em relação ao ritmo Teta. A Figura 5-18, imagens (b) e (c) demonstram que o comportamento dos pares simétricos é semelhante, porém com valores distintos. Já as curvas percentílicas de Teta e Alfa, imagens (d) – (f) e (g) – (i), respectivamente, na Figura 5-19, são diferentes comparadas entre si, porém com comportamentos parecidos.

O ritmo Beta apresentou comportamento diferente comparado aos ritmos Delta, Teta e Alfa. Pela Figura 5-18, imagem (d), nota-se que apenas o par FP1-FP2 apresentou valor de coerência maior que 50%, e em relação aos demais pares o par T3-T4 foi o de menor valor de coerência. Nota-se que, em termos de CV, os pares F7-F8, T3-T4 e T5-T6 continuam a apresentar os maiores valores, indicando maior variabilidade dos dados. Com relação aos valores de CA, nota-se que para os pares FP1-FP2, F3-F4 e O1-O2 os coeficientes foram negativos. Contudo, conforme o que foi observado para os ritmos Delta, Teta e Alfa, valores de CA negativos estavam relacionados à valores de coerência maiores que 50%. Porém, a observação do ritmo Beta permite inferir que para valores de mediana a partir de 45% os CA são negativos. Por meio da Figura 5-19, imagens (j) – (l), é possível verificar que o comportamento das curvas percentílicas são distintos para cada par simétrico.

A partir da observação da Figura 5-18 e dos dados da Tabela 5-5, os resultados obtidos para o ritmo Gama e para o ritmo Supergama são similares. Todos os pares apresentaram valores de coerência menores que 50%. Em relação aos valores de CA, nota-se que apenas para o par O1-O2 referente ao ritmo Gama o valor foi negativo, sendo o valor de mediana igual a 45%. Já a observação das curvas percentílicas desses ritmos (Figura 5-19) permite verificar que o comportamento dessas curvas é parecido para os pares de ambos os ritmos. Já a análise do ruído permite verificar que, pela Figura 5-18 e Tabela 5-5 todos os pares apresentam valores de coerência maiores que 50%, com valores de CA negativos.

5.1.3 Discussão dos resultados

A informação fornecida pelo PCP, o qual quantifica, em termos de porcentagem, os valores de potência existentes em cada ritmo cerebral, é de que existem particularidades conforme cada faixa bem como cada região cerebral. Por exemplo, é evidente a presença prioritária do ritmo Alfa em regiões posteriores do escalpo cerebral. Outra evidência observada é que a região frontal é marcada por altos índices de ritmo Delta. Sendo assim, a partir dos resultados observados nessa seção, a Tabela 5-6 foi montada com o intuito de resumir as informações principais em termos quantitativos com relação ao PCP e as regiões cerebrais, sendo analisado todos os ritmos cerebrais e ainda a faixa de ruído.

Figura 5-18: Ilustração dos valores de coerência, conforme par simétrico.

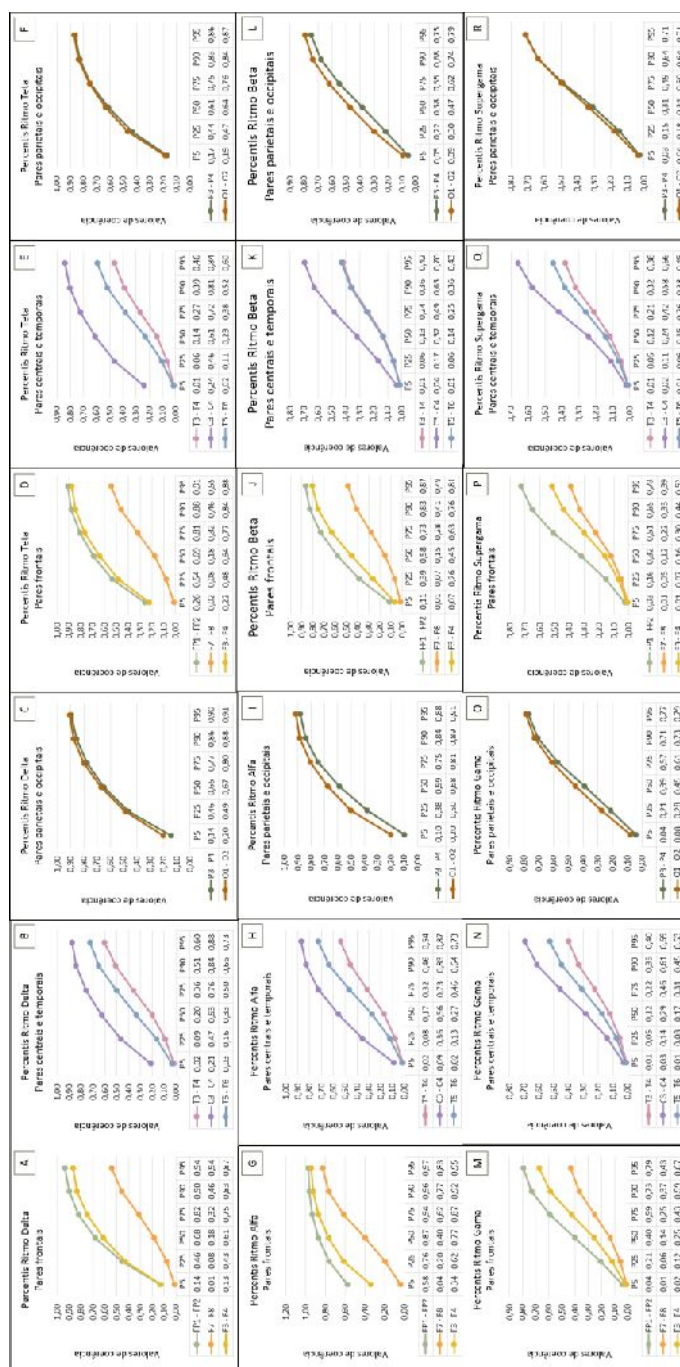
(A) Coerência obtida no ritmo Delta. (B) Coerência obtida no ritmo Teta. (C) Coerência obtida no ritmo Alfa.

(D) Coerência obtida no ritmo Beta. (E) Coerência obtida no ritmo Gama. (F) Coerência obtida no ritmo Supergama. (G) Coerência obtida na faixa de Ruído. Em verde as colunas cujos pares apresentaram simetria

maior que 50%, e em vermelho, menor.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5-19: Valores percentis do quantificador Coerência calculados para o ritmo Delta.



(A), (B), (C) Percentis ritmo Delta, região frontal, central e posterior, respectivamente. (D), (E), (F) Percentis ritmo Teta, região frontal, central e posterior, respectivamente. (G), (H), (I) Percentis ritmo Alfa, região frontal, central e posterior, respectivamente. (J), (K), (L) Percentis ritmo Beta, região frontal, central e posterior, respectivamente. (M), (N), (O) Percentis ritmo Gama, região frontal, central e posterior, respectivamente. (P), (Q), (R) Percentis ritmo Supergama, região frontal, central e posterior, respectivamente

Fonte: Elaborado pela autora.

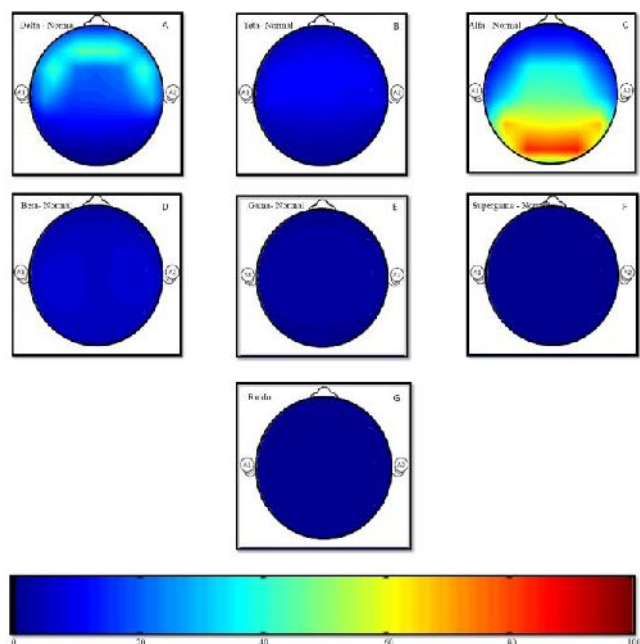
Tabela 5-6: Valores de PCP finais para análise EEG normal.

Ritmos	Regiões				
	Frontal	Central	Temporal	Parietal	Occipital
Delta	34,49 ± 26,59	18,28 ± 23,99	17,68 ± 24,87	10,73 ± 23,96	1,44 ± 7,14
Teta	11,13 ± 11,61	10,75 ± 12,83	7,55 ± 9,85	5,67 ± 8,79	1,80 ± 3,67
Alfa	26,90 ± 30,14	45,65 ± 29,66	45,94 ± 32,17	61,32 ± 32,63	83,73 ± 33,70
Beta	5,99 ± 3,89	6,47 ± 4,54	7,02 ± 5,39	6,24 ± 4,97	5,56 ± 6,16
Gama	2,13 ± 1,04	2,13 ± 0,96	2,14 ± 1,26	1,89 ± 0,98	1,35 ± 1,03
Supergama	0,29 ± 0,16	0,29 ± 0,15	0,28 ± 0,19	0,25 ± 0,15	0,18 ± 0,14
Ruído	0,10 ± 0,06	0,10 ± 0,05	0,10 ± 0,07	0,08 ± 0,05	0,06 ± 0,05

Fonte: Elaborado pela autora.

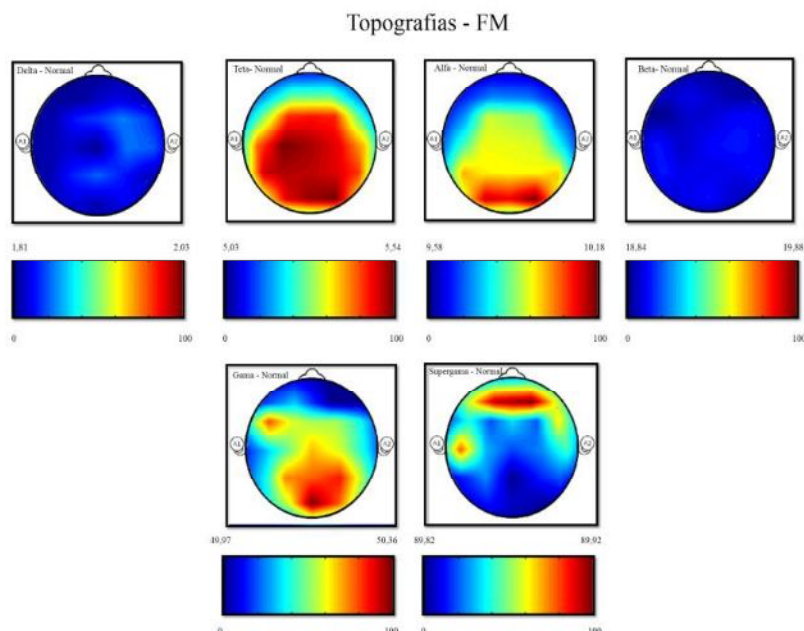
Nota-se que o resultado obtido pelo PCP com relação ao ritmo Alfa foi condizente com o que é apresentado na literatura. Por exemplo, em (Niedermeyer e Silva, 2005; Schomer e Silva, 2011) destaca-se presença relevante desse ritmo em regiões posteriores, sendo principalmente observado nos eletrodos occipitais, como descrito no Capítulo 2. Em contrapartida, os resultados obtidos para o ritmo Beta são diferentes do descrito em (NEIDERMEYER) visto que por meio dos resultados obtidos todas as regiões cerebrais têm índices similares de PCP. Assim como previsto em (Anghinah *et al.*, 1998) foi detectado ritmo Delta em regiões frontais do escalpo e ainda considerável presença de ritmo Alfa. Ainda com relação ao estudo produzido em (Anghinah *et al.*, 1998) é possível verificar que no presente estudo também foi constatada presença considerável do ritmo Teta na região central. A Figura 5-20 contém as topografias referentes ao PCP para cada ritmo cerebral.

Já com relação ao quantificador FM nota-se que há variação entre os valores obtidos para cada região cerebral. Por exemplo, para o ritmo Delta nota-se que na região frontal estão concentrados os menores valores de FM, bem como acontece para os ritmos Teta e Alfa. Já para o ritmo Beta nota-se que a região frontal contém os maiores valores de FM. Logo, a partir dos resultados obtidos, a Tabela 5-7 foi montada, com o objetivo de resumir as informações referentes ao quantificador FM. Especialmente para o ritmo Alfa, é possível verificar comparando à pouca literatura que esses resultados são similares ao que foi obtido em (Lodder e Putten, van, 2013).

Figura 5-20: Topografia EEG Normal, quantificador PCP.

Topografias elaboradas a partir de valores de PCP para a análise normal. (A) Topografia do ritmo Delta. (B) Topografia do ritmo Teta. (C) Topografia do ritmo Alfa. (D) Topografia do ritmo Beta. (E) Topografia do ritmo Gama. (F) Topografia do ritmo Supergama. (G) Topografia do ruído.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5-21: Topografia EEG normal, quantificador FM.

Topografias elaboradas a partir de valores de FM para a análise normal. (A) Topografia do ritmo Delta. (B) Topografia do ritmo Teta. (C) Topografia do ritmo Alfa. (D) Topografia do ritmo Beta. (E) Topografia do ritmo Gama. (F) Topografia do ritmo Supergama.

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 5-7: Valores de FM finais para análise EEG normal.

Ritmos	Regiões				
	Frontal	Central	Temporal	Parietal	Occipital
Delta	1,95 ± 0,23	2,02 ± 0,24	1,98 ± 0,24	2,01 ± 0,24	2,02 ± 0,23
Teta	5,21 ± 0,35	5,33 ± 0,38	5,29 ± 0,39	5,35 ± 0,39	5,51 ± 0,39
Alfa	9,88 ± 0,39	9,94 ± 0,42	9,98 ± 0,43	10,03 ± 0,44	10,18 ± 0,47
Beta	19,48 ± 0,53	19,35 ± 0,59	19,28 ± 0,66	19,15 ± 0,66	18,86 ± 0,75
Gama	50,14 ± 1,61	50,19 ± 1,51	50,11 ± 1,62	50,27 ± 1,56	50,27 ± 1,66
Supergama	89,87 ± 0,23	89,85 ± 0,19	89,86 ± 0,24	89,84 ± 0,19	89,83 ± 0,21
Ruído	59,98 ± 0,01	59,98 ± 0,01	59,98 ± 0,01	59,98 ± 0,01	59,98 ± 0,01

Fonte: Elaborado pela autora.

Para os resultados obtidos a partir do quantificador Coerência, é notório que os pares F7-F8, T3-T4 e T5-T6 são os que apresentaram menores índices de coerência. Os demais pares, levando em consideração os ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta tiveram valores maiores de coerência. Comparando esses resultados com os obtido no estudo de (Luccas *et al.*, 2016) para o ritmo Delta, nota-se que os pares T3-T4 e T5-T6 não são coerentes, ou seja, a comparação entre o que acontece na região direita e esquerda em que se situam esses eletrodos informa que o comportamento não é simétrico. Porém há divergências entre os resultados obtidos e os demonstrados em (Luccas *et al.*, 2016) com relação ao par O1-O2, em que, para o presente estudo esse par é consideravelmente simétrico e no outro estudo é considerado assimétrico. Ainda com relação à (Luccas *et al.*, 2016) quando se compara os resultados obtidos para o ritmo Teta, nota-se que os pares F7-F8 e T5-T6 são consideravelmente assimétricos conforme os resultados de ambos estudos. O resumo dos principais valores de coerência entre os pares simétricos está demonstrado na Tabela 5-8.

Tabela 5-8: Valores de Coerência finais para análise EEG normal.

Ritmos	Pares simétricos							
	Fp1-Fp2	F7 – F8	F3 – F4	T3 – T4	C3 – C4	T5 – T6	P3 – P4	O1 – O2
Delta	0.68±0.25	0.18±0.17	0.61±0.23	0.20±0.19	0.63±0.20	0.33±0.22	0.65±0.23	0.67±0.22
Teta	0.69±0.20	0.18±0.17	0.64±0.20	0.14±0.15	0.61±0.19	0.23±0.18	0.61±0.22	0.64±0.21
Alfa	0.87±0.13	0.40±0.25	0.77±0.19	0.17±0.17	0.56±0.24	0.27±0.22	0.59±0.24	0.68±0.22
Beta	0.58±0.23	0.15±0.15	0.45±0.23	0.13±0.13	0.32±0.21	0.14±0.14	0.38±0.21	0.47±0.21
Gama	0.40±0.23	0.14±0.14	0.25±0.21	0.12±0.12	0.29±0.21	0.17±0.16	0.39±0.23	0.45±0.22
Sgam	0.32±0.22	0.12±0.12	0.16±0.16	0.12±0.12	0.24±0.20	0.15±0.14	0.31±0.22	0.34±0.21
Ruído	0.88±0.23	0.54±0.32	0.62±0.32	0.65±0.34	0.71±0.31	0.64±0.33	0.82±0.29	0.67±0.30

Fonte: Elaborado pela autora.

Com relação aos ritmos Gama e Supergama, nota-se que, pelo quantificador PCP, as regiões com maiores valores são as anteriores. Nota-se que, embora os valores de PCP para esses ritmos sejam inferiores comparados aos demais ritmos, existe variação biológica (representada pelos valores de DP) o que não é observado quando se analisa os dados obtidos para a faixa de ruído. Em termos de FM nenhuma região cerebral apresentou valores discrepantes, porém em termos de variabilidade biológica, demonstrada pelos valores de DP nota-se que, também, para os ritmos Gama e Supergama o comportamento é diferente do obtido para a faixa de ruído. Em relação aos valores de coerência, nota-se que tanto para a faixa Gama quanto Supergama, nenhum par de eletrodo simétrico apresentou valor de coerência maior que 50%.

5.2 Seção II

Para analisar os registros de EEG em situação de coma foi utilizada uma base de dados já desenvolvida anteriormente por alunos de iniciação científica do professor João Batista Destro Filho, base essa que envolveu pacientes internados na UTI Adulto do HCU-UFU no período de 01 de Janeiro de 2010 à 31 de Dezembro de 2013.

Foram avaliados cerca de 2962 prontuários, dos quais apenas 239 haviam realizado pelo menos um registro EEG no ambiente de UTI. Desses, somente os registros de pacientes em estado clínico de coma foram escolhidos (escala de coma de Glasgow igual ou menor que 8 ou escala de agitação e sedação de Richmond igual ou menor que -3).

Do total de prontuários analisados, 128 foram utilizados para selecionados para fazer parte da base de EEG coma e então serem submetidos ao processamento quantitativo. No Quadro 5-1 estão listadas as etiologias dos comas abordados na base de dados do EEG coma, bem como a quantidade de registros realizados em cada situação.

Nota-se que cerca de 35% dos pacientes apresentaram como etiologia do coma Traumatismo Crânio-encefálico (TCE), 30% com probabilidade de coma metabólico, 16% com Acidente Vascular Encefálico (AVE), sendo essas as mais significativas. Em comparação com o Quadro 2-1, nota-se que a realidade dos pacientes aqui analisado é distinta visto que a maioria dos achados bibliográficos tem como etiologia do coma questões relacionadas à anoxia do paciente.

Quadro 5-1: Etiologias abordadas na base de dados EEG em coma.

<i>Etiologia</i>	<i>Quantidade de Registros</i>
AVE ¹	21
Encefalopatia hipóxica	9
Ferimento por arma de fogo	1
Hematoma subdural crônico	1
Hemorragia intracerebral	3
Hemorragia subaracnóidea	2
Hidrocefalia	1
Neoplasia	4
Neurocisticercose	1
Neurocriptococose	1
Neurotoxoplasmose	1
Provável coma metabólico	38
TCE ²	45
TOTAL:	128

¹Acidente vascular encefálico. ²Traumatismo crânio-encefálico.

Fonte: Produzida pela autora.

5.2.1 Metodologia

5.2.1.1 Pré-processamento

Assim como acontece no pré-processamento dos dados da base EEG normal (Seção I), a separação das épocas e a conversão para o *MatLab* também são etapas fundamentais na preparação dos dados a serem analisados. A primeira, realizada pelo neurologista Marcos Campos, seguiu um processo que consiste em selecionar de cada registro EEG apenas um trecho (época) com duração de oito segundos cada. Ou seja, em cada registro tem-se apenas um segmento e o número de amostras desses segmentos varia conforme a frequência de amostragem adotada no dia do exame. Os valores de frequência de amostragem variaram entre 100 Hz, para um total de 67 registros, 200 Hz para um total de 58 registros e 300 Hz para um total de três registros. A conversão dos dados foi feita por meio do *software* *P1_CONVERSOR*, e a separação dos trechos de interesse, pelo algoritmo *P2_EPOCAS*.

5.2.1.2 Processamento dos dados

Também no processamento desses dados foram utilizados os algoritmos citados no Capítulo 4, cujos quantificadores foram: PCP, FM e Coerência.

5.2.2 Resultados

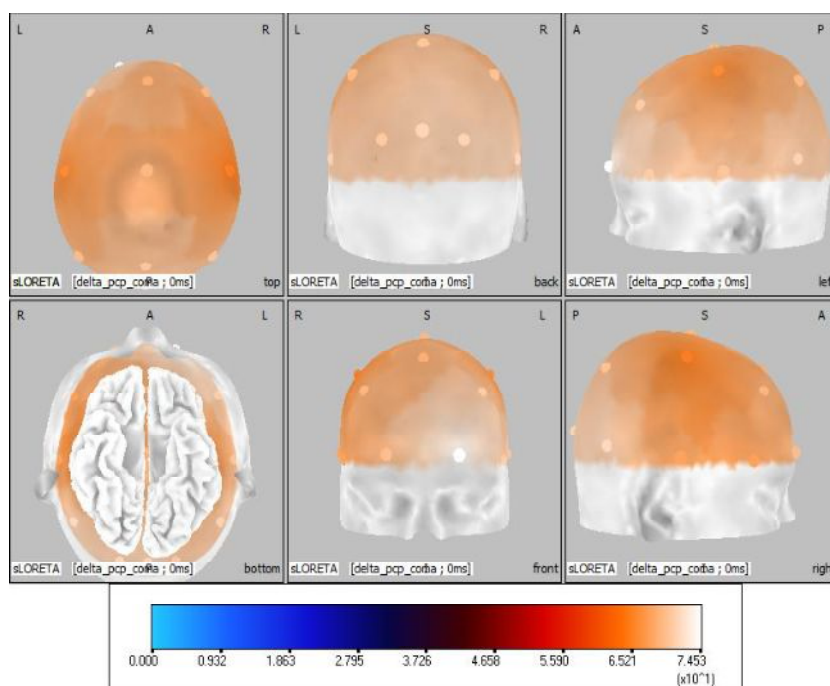
5.2.2.1 Resultados obtidos para o quantificador PCP

Os dados de mediana e desvio padrão com relação à mediana estão demonstrados na Tabela 5-9, cujas informações são estabelecidas para todos os eletrodos bem como para os ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta. Para o ritmo Delta, nota-se que os valores de mediana PCP variam entre 63,18%, para o eletrodo C4, e 74,53% para o eletrodo FP1. Os valores obtidos pelo DP variam entre 15,02 (eletrodo FP1) e 23,47 (eletrodo Fz). A Figura 5-22 demonstra a distribuição do PCP ao longo do escalpo cerebral em situação de coma. Nota-se que de maneira geral não há distinção significativa de valores conforme as regiões cerebrais.

Tabela 5-9: Valores finais de Md \pm DP, quantificador PCP, por eletrodo.

	DELTA	TETA	ALFA	BETA
Fp1	74,53 \pm 15,02	13,15 \pm 8,39	4,89 \pm 2,78	5,61 \pm 3,11
Fp2	69,38 \pm 17,82	14,17 \pm 8,96	5,74 \pm 3,70	6,03 \pm 3,46
F7	70,74 \pm 15,29	14,39 \pm 8,87	5,77 \pm 3,12	5,84 \pm 3,53
F3	70,58 \pm 18,92	14,48 \pm 8,48	6,10 \pm 3,66	6,33 \pm 3,49
Fz	68,12 \pm 23,47	15,49 \pm 8,42	5,80 \pm 3,58	5,89 \pm 3,57
F4	68,60 \pm 16,59	15,88 \pm 8,71	6,08 \pm 3,48	6,66 \pm 3,76
F8	66,96 \pm 17,89	16,16 \pm 9,52	5,83 \pm 3,51	6,31 \pm 4,08
T3	70,05 \pm 20,53	14,39 \pm 8,06	5,97 \pm 3,34	6,34 \pm 3,43
C3	64,77 \pm 22,82	15,65 \pm 10,40	6,43 \pm 3,67	6,64 \pm 4,02
Cz	68,89 \pm 22,73	14,23 \pm 10,48	6,29 \pm 3,23	5,77 \pm 3,05
C4	63,18 \pm 16,19	17,48 \pm 9,53	6,77 \pm 3,46	6,98 \pm 3,74
T4	67,02 \pm 17,07	15,36 \pm 9,73	6,13 \pm 3,42	6,69 \pm 3,38
T5	71,12 \pm 20,53	14,54 \pm 8,00	5,72 \pm 3,58	6,10 \pm 3,80
P3	69,10 \pm 22,96	15,83 \pm 11,52	5,94 \pm 3,12	6,52 \pm 3,37
Pz	70,16 \pm 18,70	14,27 \pm 8,22	6,06 \pm 3,43	6,11 \pm 2,71
P4	69,83 \pm 19,60	15,24 \pm 9,58	5,53 \pm 2,98	6,11 \pm 3,21
T6	71,72 \pm 19,42	14,67 \pm 9,01	5,71 \pm 3,25	5,92 \pm 3,66
O1	70,37 \pm 15,88	15,82 \pm 8,73	5,50 \pm 2,93	6,06 \pm 2,95
Oz	71,36 \pm 17,29	14,80 \pm 10,19	5,82 \pm 3,42	5,35 \pm 2,61
O2	71,21 \pm 17,67	14,42 \pm 10,58	5,69 \pm 3,32	5,90 \pm 3,73

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 5-22: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Delta.

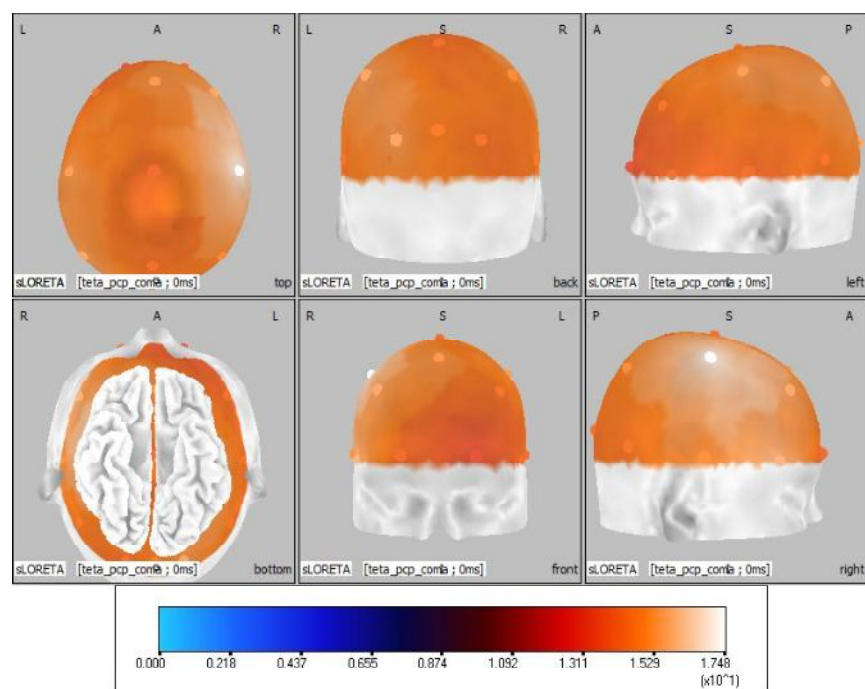
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Já o ritmo Teta apresentou valores de mediana menores comparados ao ritmo Delta, variando entre 13,15% (para o eletrodo FP1) e 17,48 (eletrodo C4). A observação da Figura 5-23 permite verificar que para esse ritmo também não há diferença clara entre as regiões topográficas em termos de PCP. Os valores de DP variam entre 8 e 11,52, o que comparado aos valores de DP do ritmo Delta, são menores.

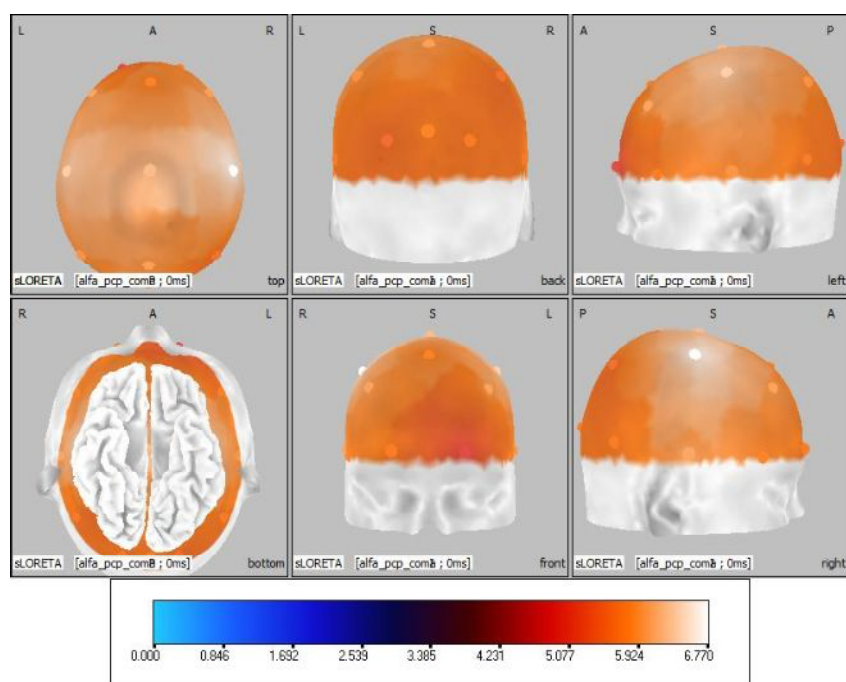
O ritmo Alfa apresentou o valor mínimo de PCP igual a 4,89% no eletrodo FP1 e o valor máximo de PCP equivalente à 6,77 para o eletrodo C4. Já os valores de DP variam entre 2,78 e 3,70, os quais são os menores comparados aos ritmos Delta e Teta. Na Figura 5-24 é possível verificar que aparentemente a região central apresenta leve tendência a valores de PCP maiores, porém de modo geral para PCP as regiões do escalpo tendem a apresentar comportamentos parecidos.

O último ritmo analisado para EEG em coma trata-se da faixa Beta, cujos valores de PCP variam entre 5,35% (eletrodo Oz) e 6,98% (eletrodo C4), e os valores de DP variam entre 2,61 e 4,08. A Figura 5-25 indica que as regiões laterais do escalpo apresentam valores relativamente maiores que nas demais regiões.

Figura 5-23: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Teta.

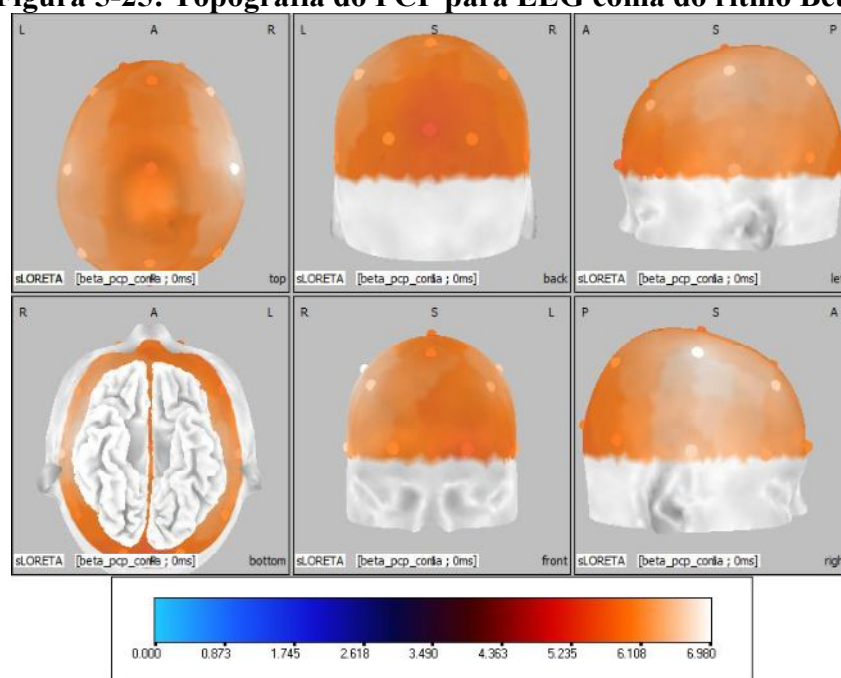
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-24: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Alfa.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-25: Topografia do PCP para EEG coma do ritmo Beta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

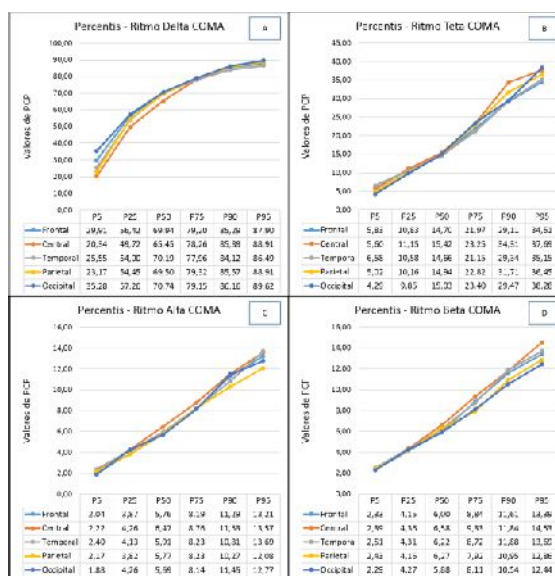
Para sintetizar as informações, os eletrodos foram agrupados por regiões, assim como adotado para análise da base de dados do EEG normal (Capítulo 3). Os eletrodos da região frontal são FP1, FP2, F3, F4, F7, F8 e Fz, os da região Central são C3, C4 e Cz, já os da região Temporal são T3, T4, T5 e T6, da parietal são P3, P4 e Pz, e, por fim, a occipital contém os eletrodos O1, O2 e Oz. Pela Tabela 5-10 é possível destacar que, com relação aos valores de mediana, todas as regiões apresentam valores semelhantes, o que indica não haver diferença significativa de PCP entre as cinco regiões do escalpo. Esse comportamento é mantido para todos os ritmos analisados: Delta, Teta, Alfa e Beta. Ou seja, o ritmo Delta tem valor médio de PCP igual a cerca de 69% para todas as regiões do escalpo. O ritmo Teta tem valor médio de PCP igual a cerca de 15% para as regiões cerebrais, e os ritmos Alfa e Beta com valores médios de PCP equivalentes à cerca de 6% em todo o córtex. Nota-se que há prevalência do PCP ritmo Delta em todo o escalpo cerebral para indivíduos em coma.

Com relação aos valores de CA e a Figura 5-26 nota-se que apenas para o ritmo Delta os coeficientes foram negativos, indicando assimetria à esquerda, em todos os eletrodos. Na imagem (a) da Figura 5-26 é possível verificar que o comportamento das curvas percentilicas são parecidos para todas as regiões. Porém quando observadas as curvas dos demais ritmos é notório a diferença de comportamento.

Tabela 5-10: Estatística descritiva de PCP coma por regiões, e por ritmos.

Regiões:	$\mu \pm DP$	Md $\pm DP$ md	CV	CA	Ritmos:
Frontal	65,85 \pm 17,90	69,94 \pm 18,36	0,27	-0,90	Ritmo Delta
Central	62,23 \pm 20,38	65,45 \pm 20,63	0,33	-0,79	
Temporal	64,67 \pm 18,52	70,19 \pm 19,32	0,29	-0,89	
Parietal	64,57 \pm 19,85	69,50 \pm 20,46	0,31	-0,95	
Occipital	67,27 \pm 16,47	70,74 \pm 16,83	0,24	-0,67	
Frontal	16,83 \pm 8,54	14,70 \pm 8,80	0,51	0,75	Ritmo Teta
Central	17,99 \pm 9,85	15,42 \pm 10,18	0,55	0,72	
Temporal	16,68 \pm 8,50	14,66 \pm 8,74	0,51	0,90	
Parietal	17,29 \pm 9,66	14,93 \pm 9,94	0,56	0,92	
Occipital	17,17 \pm 9,57	15,03 \pm 9,81	0,56	0,80	
Frontal	6,37 \pm 3,38	5,76 \pm 3,44	0,53	0,93	Ritmo Alfa
Central	6,89 \pm 3,43	6,47 \pm 3,46	0,50	0,72	
Temporal	6,50 \pm 3,33	5,91 \pm 3,38	0,51	0,96	
Parietal	6,24 \pm 3,15	5,77 \pm 3,18	0,51	0,84	
Occipital	6,31 \pm 3,16	5,69 \pm 3,22	0,50	0,74	
Frontal	6,77 \pm 3,52	6,00 \pm 3,61	0,52	0,97	Ritmo Beta
Central	7,09 \pm 3,61	6,58 \pm 3,64	0,51	0,84	
Temporal	6,90 \pm 3,50	6,22 \pm 3,57	0,51	0,93	
Parietal	6,55 \pm 3,09	6,27 \pm 3,10	0,47	0,77	
Occipital	6,41 \pm 3,08	5,88 \pm 3,12	0,48	0,91	

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 5-26: Percentis calculados por regiões, para todos os ritmos e faixas, referente ao quantificador PCP, base EEG coma.

(A) Percentis ritmo Delta. (B) Percentis ritmo Teta. (C) Percentis ritmo Alfa. (D) Percentis ritmo Beta.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.2.2.2 Resultados obtidos para o quantificador FM

Para o quantificador FM, os valores de mediana e DP com relação à mediana estão dispostos na Tabela 5-11, a qual contém informações para os 20 eletrodos e os quatro ritmos cerebrais: Delta, Teta, Alfa e Beta.

Analisando o ritmo Delta, nota-se por meio da Tabela 5-11, que os valores de FM obtidos variam entre 1,81 a 1,86 Hz. Apesar da pouca variação nos valores de FM, nota-se, pela Figura 5-27 que a região direita do escalpo cerebral tende a apresentar os maiores valores de FM. Já para o ritmo Teta, os valores de FM obtidos variam entre 5,03 a 5,10 Hz e por meio da Figura 5-28 é possível verificar que a região frontal e partes da região esquerda tendem a apresentar valores de FM menores que as demais regiões.

Ainda na Tabela 5-11 são mostrados os valores de FM do ritmo Alfa, que variam entre 9,58 a 9,63 Hz e também do ritmo Beta que situam entre 19,73 a 19,88 Hz. Nota-se que os DPs são pequenos indicando que não há variabilidade dos valores de FM obtidos nos registros analisados. A Figura 5-29 demonstra que para o ritmo Alfa todo o escalpo tendem a apresentar os mesmos valores de FM, com exceção de algumas pequenas regiões pontuais. Já a Figura 5-30, que demonstra de forma topográfica a distribuição dos valores de FM, indica que com exceção da região frontal esquerda, todas as demais regiões do escalpo apresentam valores parecidos de FM.

Para resumir os dados da Tabela 5-11, os eletrodos foram agrupados nas regiões frontal, central, temporal, parietal e occipital e os valores de média \pm DP, mediana \pm DP mediana, CV e CA foram calculados e mostrados na Tabela 5-12. Nota-se que para o ritmo Delta a região central apresenta maior valor de FM enquanto a temporal apresenta o menor valor de FM, porém a variação desses valores de uma região para a outra é mínima. Pelos valores de CV obtidos é possível verificar que os dados analisados em cada região não tem variabilidade, enquanto para os valores de CA é possível afirmar que os dados da região parietal podem ser considerados simétricos. Por meio das curvas percentilicas mostrados na Figura 5-31, imagem (a), nota-se que o comportamento dos dados para todas as regiões é semelhante, ou seja, as curvas se sobrepõem, comportamento esperado quando se observam os valores de CA.

Já os dados obtidos para o ritmo Teta, mostrados também na Tabela 5-11, indicam que os valores de FM obtidos nas regiões não são consideravelmente diferentes. Pelos valores de CV é possível afirmar que não há variabilidade nos dados avaliados para cada região e a partir dos valores de CA e das curvas percentilicas mostradas na imagem (b) da Figura 5-31, os

dados avaliados nas regiões apresentam assimetria à direita. Nota-se ainda por essa Figura 5-31, imagem (b), que as curvas referentes às não se sobrepõem como ocorre para o ritmo Delta.

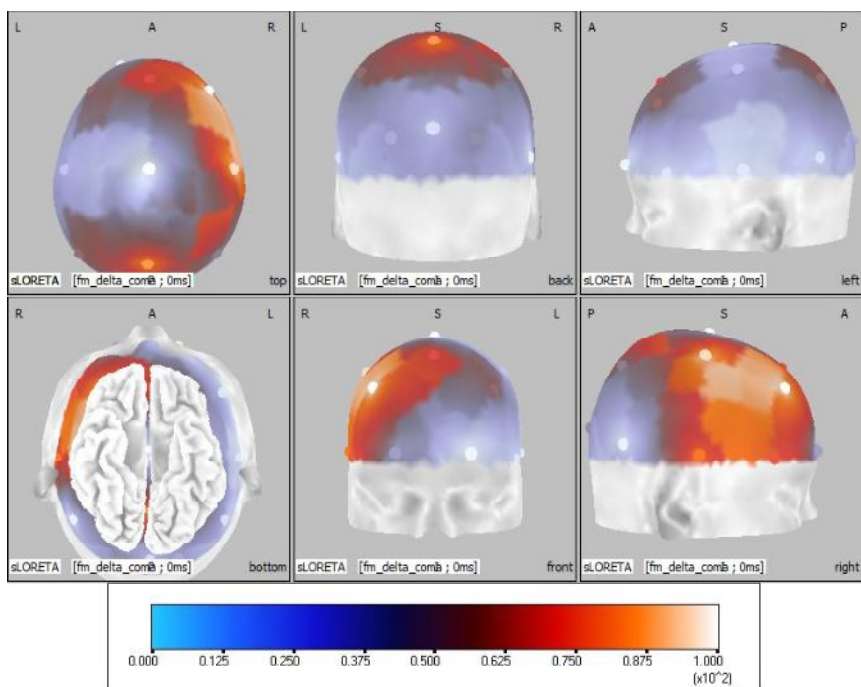
Para o ritmo Alfa o que é possível inferir é todas as regiões apresentam comportamento semelhante no que diz respeito ao valor de mediana \pm DP de mediana de FM. Os valores de CV indicam que não há variabilidade dos dados analisados para cada região e os valores de CA indicam assimetria à direita. As curvas percentilicas mostradas na imagem (c) da Figura 5-31 informam comportamentos semelhantes para ambas as regiões.

Por fim, para o ritmo Beta avalia-se que as regiões têm valores similares de FM, bem como valores de CV, que indicam baixa ou nenhuma variabilidade entre os dados analisados para cada região. Nota-se que os valores de CA indicam assimetria à direita dos dados, e as curvas percentilicas para esse ritmo, mostradas na imagem (d) da Figura 5-31, tem comportamentos similares.

Tabela 5-11: Valores Finais de Md \pm DP, quantificador FM, por eletrodo.

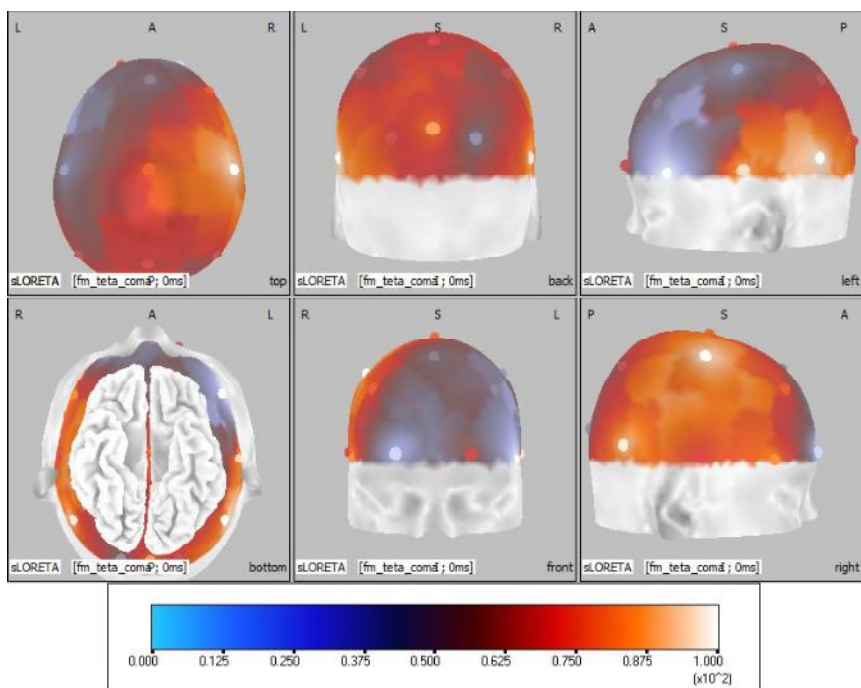
Eletrodos	Delta	Teta	Alfa	Beta
Fp1	1,81 \pm 0,19	5,08 \pm 0,14	9,61 \pm 0,11	19,85 \pm 0,33
Fp2	1,83 \pm 0,16	5,04 \pm 0,14	9,63 \pm 0,13	19,83 \pm 0,34
F7	1,82 \pm 0,17	5,03 \pm 0,17	9,59 \pm 0,12	19,73 \pm 0,28
F3	1,84 \pm 0,16	5,06 \pm 0,14	9,59 \pm 0,11	19,83 \pm 0,31
Fz	1,85 \pm 0,15	5,06 \pm 0,17	9,60 \pm 0,14	19,81 \pm 0,31
F4	1,86 \pm 0,17	5,08 \pm 0,15	9,59 \pm 0,12	19,85 \pm 0,29
F8	1,85 \pm 0,18	5,09 \pm 0,16	9,60 \pm 0,13	19,84 \pm 0,28
T3	1,82 \pm 0,17	5,10 \pm 0,16	9,61 \pm 0,14	19,83 \pm 0,35
C3	1,82 \pm 0,19	5,06 \pm 0,17	9,59 \pm 0,13	19,83 \pm 0,32
Cz	1,81 \pm 0,17	5,08 \pm 0,18	9,59 \pm 0,12	19,88 \pm 0,29
C4	1,86 \pm 0,17	5,10 \pm 0,16	9,61 \pm 0,12	19,82 \pm 0,26
T4	1,85 \pm 0,18	5,08 \pm 0,18	9,58 \pm 0,14	19,83 \pm 0,28
T5	1,82 \pm 0,17	5,10 \pm 0,15	9,61 \pm 0,12	19,82 \pm 0,30
P3	1,84 \pm 0,16	5,07 \pm 0,18	9,60 \pm 0,12	19,85 \pm 0,31
Pz	1,85 \pm 0,15	5,08 \pm 0,17	9,61 \pm 0,12	19,86 \pm 0,28
P4	1,84 \pm 0,16	5,07 \pm 0,18	9,60 \pm 0,13	19,85 \pm 0,27
T6	1,81 \pm 0,16	5,10 \pm 0,20	9,60 \pm 0,12	19,87 \pm 0,23
O1	1,83 \pm 0,17	5,08 \pm 0,16	9,59 \pm 0,12	19,80 \pm 0,29
Oz	1,82 \pm 0,19	5,09 \pm 0,16	9,59 \pm 0,13	19,85 \pm 0,30
O2	1,83 \pm 0,18	5,06 \pm 0,16	9,62 \pm 0,13	19,84 \pm 0,29

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 5-27: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Delta.

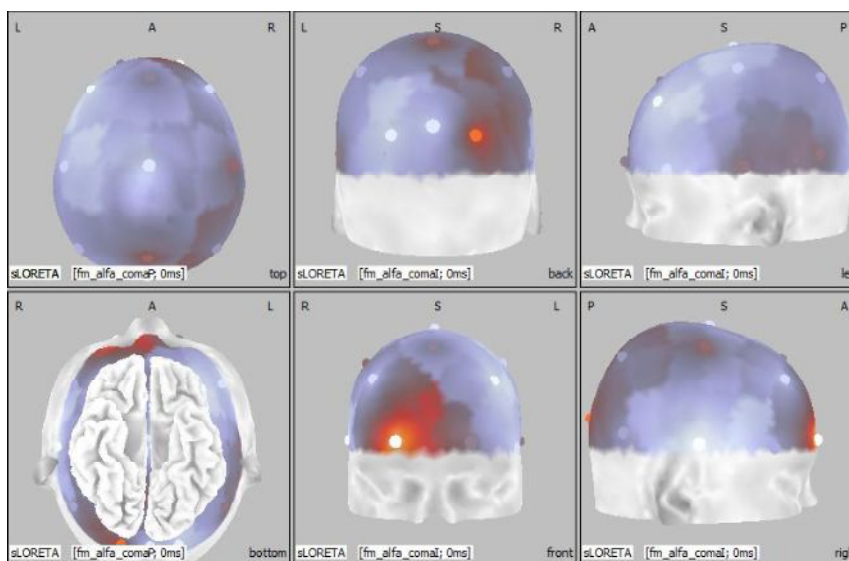
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-28: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Teta.

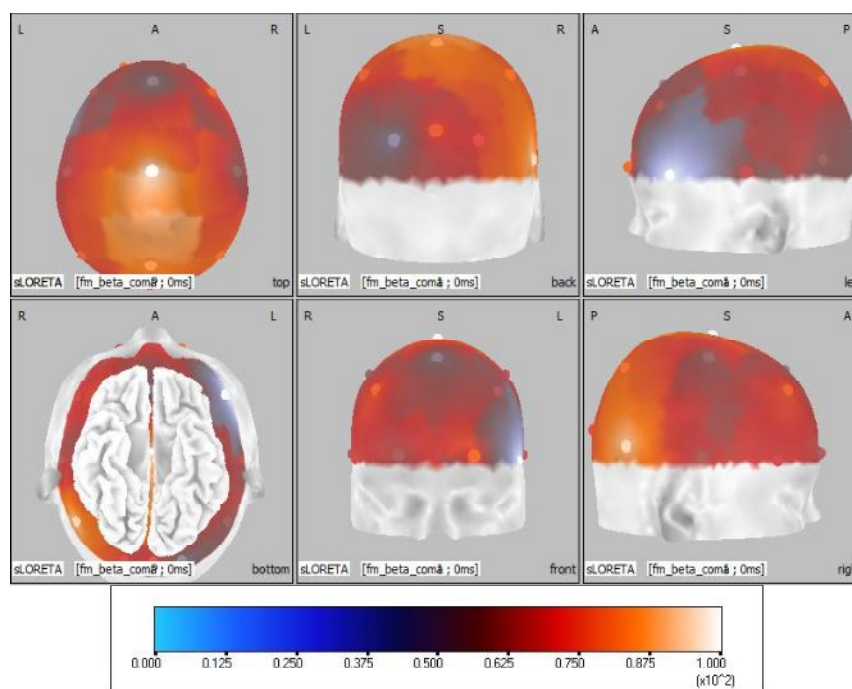
(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Figura 5-29: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Alfa.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

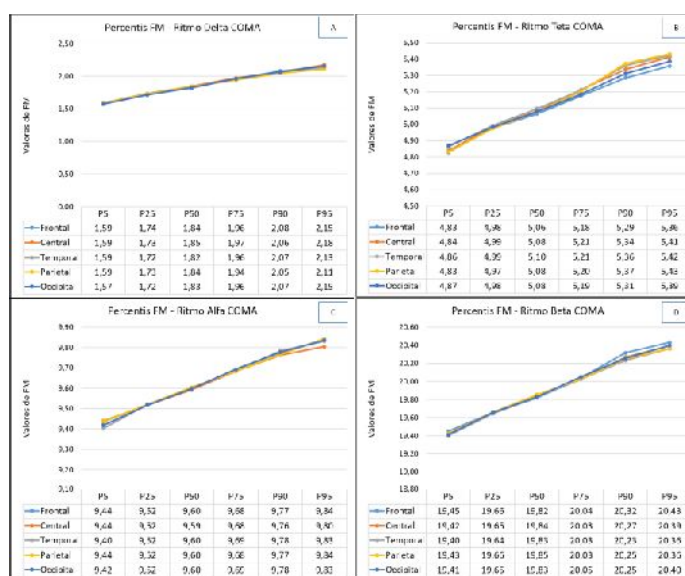
Figura 5-30: Topografia do FM para EEG coma do ritmo Beta.

(top) Vista superior, (back) Vista posterior, (left) Vista lateral esquerda, (bottom) Vista inferior, (front) Vista frontal, (right) Vista lateral direita.

Fonte: Elaborada pela autora a partir do *software sLORETA*.

Tabela 5-12: Estatística descritiva de FM coma por regiões e por ritmos.

Regiões:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$	CV	CA	Ritmos:
Frontal	1,85 \pm 0,17	1,84 \pm 0,17	0,09074	0,21951	Ritmo Delta
Central	1,85 \pm 0,17	1,85 \pm 0,17	0,09224	0,25963	
Temporal	1,84 \pm 0,17	1,82 \pm 0,17	0,09081	0,34014	
Parietal	1,84 \pm 0,16	1,84 \pm 0,16	0,0859	0,07427	
Occipital	1,84 \pm 0,18	1,83 \pm 0,18	0,09704	0,18175	
Frontal	5,08 \pm 0,15	5,06 \pm 0,15	0,03035	0,3342	Ritmo Teta
Central	5,1 \pm 0,17	5,08 \pm 0,17	0,03317	0,40186	
Temporal	5,11 \pm 0,17	5,10 \pm 0,17	0,0332	0,42854	
Parietal	5,1 \pm 0,18	5,08 \pm 0,18	0,03466	0,40483	
Occipital	5,09 \pm 0,16	5,08 \pm 0,16	0,03077	0,39612	
Frontal	9,61 \pm 0,12	9,6 \pm 0,12	0,0128	0,40549	Ritmo Alfa
Central	9,61 \pm 0,12	9,59 \pm 0,12	0,01284	0,2989	
Temporal	9,61 \pm 0,13	9,60 \pm 0,13	0,01331	0,11998	
Parietal	9,61 \pm 0,12	9,60 \pm 0,12	0,01245	0,31662	
Occipital	9,61 \pm 0,13	9,60 \pm 0,13	0,0132	0,30658	
Frontal	19,87 \pm 0,30	19,82 \pm 0,31	0,01524	0,45582	Ritmo Beta
Central	19,86 \pm 0,29	19,84 \pm 0,29	0,01462	0,47097	
Temporal	19,85 \pm 0,30	19,83 \pm 0,30	0,0149	0,26208	
Parietal	19,86 \pm 0,29	19,85 \pm 0,29	0,01445	0,204	
Occipital	19,85 \pm 0,29	19,83 \pm 0,29	0,0147	0,27541	

Figura 5-31: Gráficos percentílicos obtidos na análise coma, quantificador FM.

(A) Percentis ritmo Delta. (B) Percentis ritmo Teta. (C) Percentis ritmo Alfa. (D) Percentis ritmo Beta.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.2.2.3 Resultados obtidos para o quantificador Coerência

Para visualizar os dados obtidos pelo quantificador Coerência na análise dos registros EEG coma, a Tabela 5-13 foi elaborada contendo as principais informações descritivas para caracterização desse sinal. Nessa estão contidas as seguintes informações: Valor de média aritmética \pm desvio padrão; Valor de mediana \pm desvio padrão com relação à mediana; Coeficiente de variação; e Coeficiente de assimetria. Para auxiliar a visualização das informações a Figura 5-32 foi elaborada, demonstrando em porcentagens os valores de coerência de cada par, para todos os ritmos.

Por meio da Tabela 5-13 nota-se que para o ritmo Delta, apenas o par simétrico O1-O2 apresentou valor de coerência maior que 50%, sendo que para as demais regiões o maior valor de coerência foi equivalente a 45% (par P3-P4). Nota-se, principalmente observando a Figura 5-32, que aparentemente os eletrodos simétricos situados na região posterior do escalpo tendem a apresentar valores de coerência maiores, comparados às regiões anteriores. Os pares F7-F8, T3-T4 e T5-T6 tiveram os menores valores de coerência. As curvas percentilicas, mostradas pelas imagens (a) – (c) da Figura 5-33, demonstram que na região anterior, o par F7-F8 é o que mais se diferencia dos outros pares dessa região. Para a região mediana do escalpo, nota-se que o par C3-C4 também se diferencia dos outros pares (imagem (b)) e na região posterior as curvas percentilicas dos pares simétricos são parecidas. Nota-se que os valores de CV variam entre 0,58 e 0,89, indicando alta variabilidade dos dados. Os valores de CA são positivos, indicando assimetria à direita, com exceção do par O1-O2 que apresentou valor de CA negativo.

Para o ritmo Teta, nota-se que nenhum par simétrico apresentou valor de coerência maior que 50%, sendo o valor máximo medido para o par O1-O2, equivalente de 44%. Pela imagem (b) da Figura 5-32 nota-se que os pares da região frontal apresentam os menores valores de coerência. Na Tabela 5-13 são informados os valores de CV, os quais indicam variabilidade alta dos dados em todos os pares simétricos, bem como os valores de CA, sendo todos positivos, o que resulta em curvas percentilicas com mesmo padrão de comportamento. Essas curvas podem ser visualizadas pelas imagens (d) – (f) da Figura 5-33.

No ritmo Alfa os valores de coerência variam entre 19%, no par F7-F8, e 39%, no par O1-O2. Os valores de CV e CA (Tabela 5-13) são elevados e positivos, respectivamente, indicando alta variabilidade dos dados em todos os pares simétricos e assimetria à direita do valor de mediana. Nota-se que as curvas percentilicas apresentam comportamento semelhante para todos os pares, como visto nas imagens (g) – (i) da Figura 5-33.

O ritmo Beta, assim como os ritmos Teta e Alfa, apresentou todos os pares simétricos com valores de coerência abaixo de 50%, sendo o valor máximo equivalente à 34% (no par 01-O2). Na imagem (d) da Figura 5-32 é possível verificar que a tendência de valores maiores de coerência aparecerem em regiões posteriores se mantém, como observado para os demais ritmos. Os valores de CV são elevados o que indica alta variabilidade dos dados para todos os pares simétricos. Nota-se ainda que os valores de CA são positivos, resultando em curvas percentilicas com comportamentos similares (imagens (j) – (l) da Figura 5-33).

Tabela 5-13: Estatística descritiva Coerência coma, por regiões e ritmos.

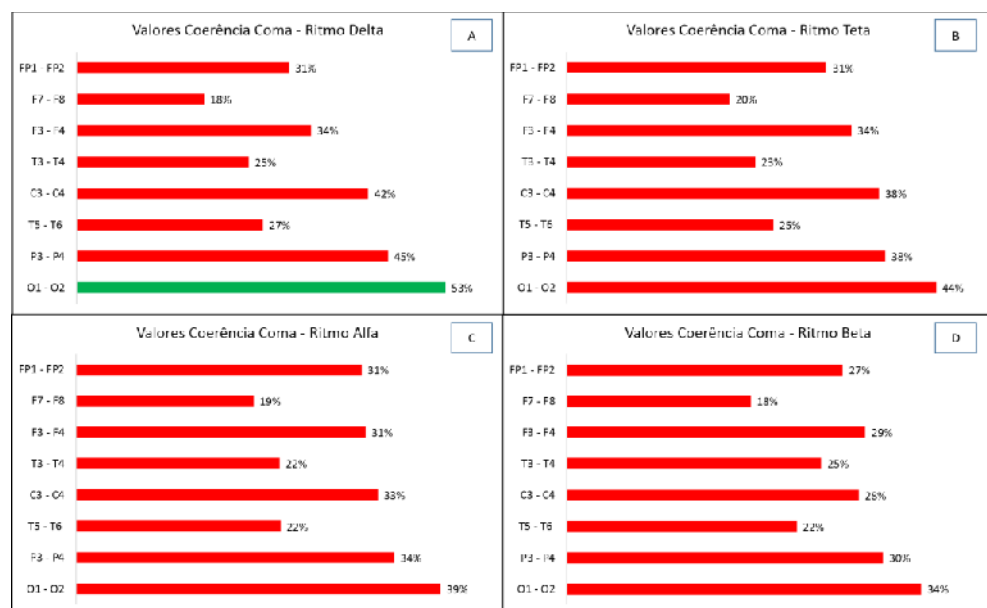
(continua)

Pares Simétricos:	$\mu \pm DP$	$Md \pm DP$ md	CV	CA	Ritmos:
Fp1-Fp2	$0,35 \pm 0,26$	$0,31 \pm 0,26$	0,73	0,66	Ritmo Delta
F7 – F8	$0,27 \pm 0,24$	$0,18 \pm 0,25$	0,89	1,02	
F3 – F4	$0,39 \pm 0,27$	$0,34 \pm 0,27$	0,68	0,51	
T3 – T4	$0,32 \pm 0,27$	$0,25 \pm 0,28$	0,85	0,79	
C3 – C4	$0,43 \pm 0,28$	$0,42 \pm 0,28$	0,65	0,22	
T5 – T6	$0,34 \pm 0,28$	$0,27 \pm 0,28$	0,81	0,73	
P3 – P4	$0,45 \pm 0,29$	$0,45 \pm 0,29$	0,63	0,11	
O1 – O2	$0,50 \pm 0,29$	$0,53 \pm 0,29$	0,58	-0,11	
Fp1-Fp2	$0,35 \pm 0,26$	$0,31 \pm 0,26$	0,72	0,65	Ritmo Teta
F7 – F8	$0,27 \pm 0,22$	$0,20 \pm 0,23$	0,84	0,99	
F3 – F4	$0,38 \pm 0,26$	$0,34 \pm 0,26$	0,69	0,55	
T3 – T4	$0,29 \pm 0,24$	$0,23 \pm 0,24$	0,82	0,95	
C3 – C4	$0,40 \pm 0,26$	$0,38 \pm 0,26$	0,66	0,36	
T5 – T6	$0,30 \pm 0,24$	$0,25 \pm 0,25$	0,79	0,86	
P3 – P4	$0,41 \pm 0,27$	$0,38 \pm 0,27$	0,66	0,32	
O1 – O2	$0,45 \pm 0,28$	$0,44 \pm 0,28$	0,62	0,11	
Fp1-Fp2	$0,34 \pm 0,25$	$0,31 \pm 0,25$	0,72	0,64	Ritmo Alfa
F7 – F8	$0,25 \pm 0,21$	$0,19 \pm 0,22$	0,82	0,97	
F3 – F4	$0,35 \pm 0,25$	$0,31 \pm 0,25$	0,70	0,59	
T3 – T4	$0,27 \pm 0,22$	$0,22 \pm 0,23$	0,80	0,85	
C3 – C4	$0,37 \pm 0,26$	$0,33 \pm 0,26$	0,70	0,52	
T5 – T6	$0,27 \pm 0,21$	$0,22 \pm 0,21$	0,77	0,79	
P3 – P4	$0,38 \pm 0,25$	$0,34 \pm 0,25$	0,67	0,45	
O1 – O2	$0,41 \pm 0,27$	$0,39 \pm 0,27$	0,64	0,25	
Fp1-Fp2	$0,33 \pm 0,27$	$0,27 \pm 0,28$	0,80	0,75	Ritmo Beta
F7 – F8	$0,24 \pm 0,22$	$0,18 \pm 0,23$	0,89	1,13	
F3 – F4	$0,35 \pm 0,27$	$0,29 \pm 0,28$	0,77	0,65	

(conclusão)

T3 – T4	$0,32 \pm 0,27$	$0,25 \pm 0,28$	0,83	0,91
C3 – C4	$0,35 \pm 0,27$	$0,28 \pm 0,28$	0,78	0,74
T5 – T6	$0,28 \pm 0,23$	$0,22 \pm 0,23$	0,81	0,89
P3 – P4	$0,36 \pm 0,27$	$0,30 \pm 0,28$	0,76	0,59
O1 – O2	$0,39 \pm 0,28$	$0,34 \pm 0,28$	0,72	0,41

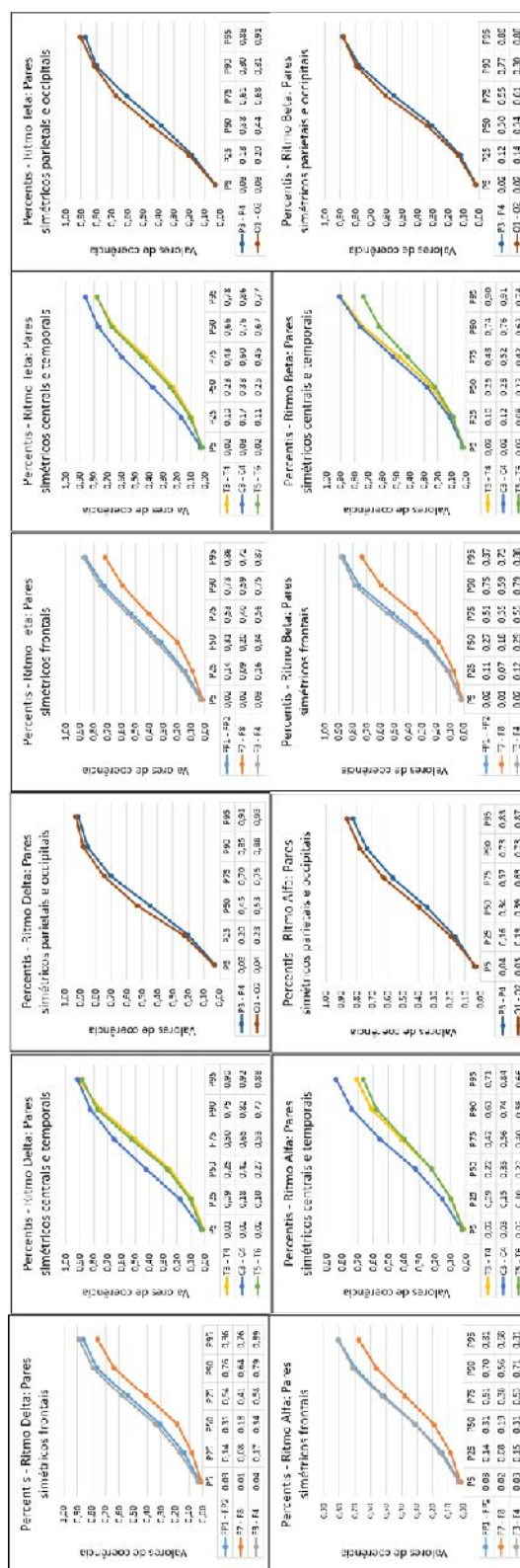
Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 5-32: Ilustração dos valores de coerência da análise coma, conforme par simétrico

(A) Coerência obtida no ritmo Delta. (B) Coerência obtida no ritmo Delta. (C) Coerência obtida no ritmo Delta. (D) Coerência obtida no ritmo Delta. Em verde as colunas cujos pares apresentaram simetria maior que 50%, e em vermelho, maior.

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5-33: Valores de percentis do quantificador Coerência calculados para o ritmo Delta, EEG coma.



(A), (B), (C) Percentis ritmo Delta, região frontal, central e posterior, respectivamente. (D), (E), (F) Percentis ritmo Teta, região frontal, central e posterior, respectivamente. (G), (H), (I) Percentis ritmo Alfa, região frontal, central e posterior, respectivamente. (J), (K), (L) Percentis ritmo Beta, região frontal, central e posterior, respectivamente.

Fonte: Elaborada pela autora.

5.2.3 Discussão dos resultados

Os resultados obtidos pelo quantificador PCP para os registros EEG coma estão dispostos de forma resumida na Tabela 5-14 e suas distribuições topográficas demonstradas na Figura 5-34. Nota-se que o ritmo Delta está presente de forma dominante em todas as regiões cerebrais. Nota-se ainda que o ritmo Teta também tem contribuição maior comparado aos ritmos Alfa e Beta, em todas as regiões assim como ocorre no ritmo Delta. É possível verificar ainda que não existe distinção entre os valores de PCP do ritmo Alfa e do Beta, sendo ambos valores baixos comparados aos outros ritmos. Já os valores de FM, resumidos na Tabela 5-15, apresentam diferença mínima em termos de regiões cerebrais para nenhum ritmo cerebral.

Em termos do quantificador Coerência, nota-se que os índices calculados para o EEG coma são baixos, sendo o maior valor de coerência obtido, menor que 50%. Logo, é possível afirmar que para todos os ritmos cerebrais, e todos os pares simétricos analisados, o índice de coerência é relativamente baixo para os registros EEG em coma.

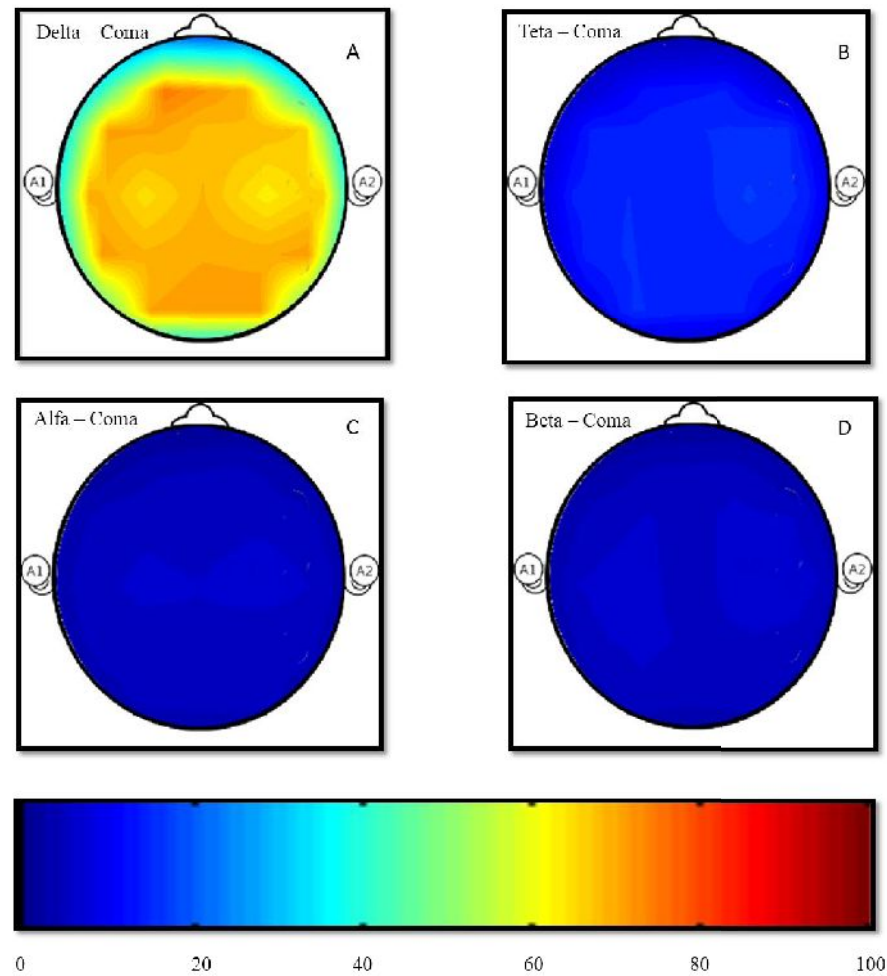
Baseado no Quadro 2-2, em (Sitt *et al.*, 2014), é possível concluir que os dados obtidos são coerentes com os desse artigo visto que em termos de complexidade, os valores obtidos tanto para PCP quanto para FM indicam mínima variação regional para cada ritmo, ou seja, considerando por exemplo o ritmo Delta, nota-se que todas as regiões cerebrais tendem a apresentar o mesmo comportamento, tanto para PCP quanto para FM. Outra similaridade importante é com relação à presença do ritmo Alfa, que é mínima no EEG coma, indicando possível ausência desse ritmo em EEG dessa natureza.

Tabela 5-14: Valores de PCP finais para análise EEG coma.

Ritmos	Regiões				
	Frontal	Central	Temporal	Parietal	Occipital
Delta	69,94 ± 18,36	65,45 ± 20,63	70,19 ± 19,32	69,50 ± 20,46	70,74 ± 16,83
Teta	14,70 ± 8,80	15,42 ± 10,18	14,66 ± 8,74	14,93 ± 9,94	15,03 ± 9,81
Alfa	5,76 ± 3,44	6,47 ± 3,46	5,91 ± 3,38	5,77 ± 3,18	5,69 ± 3,22
Beta	6,00 ± 3,61	6,58 ± 3,64	6,22 ± 3,57	6,27 ± 3,10	5,88 ± 3,12

Fonte: Elaborada pela autora.

Figura 5-34: Topografia EEG Coma, quantificador PCP.



Topografias elaboradas a partir de valores de PCP para a análise coma. (A) Topografia do ritmo Delta. (B) Topografia do ritmo Teta. (C) Topografia do ritmo Alfa. (D) Topografia do ritmo Beta.

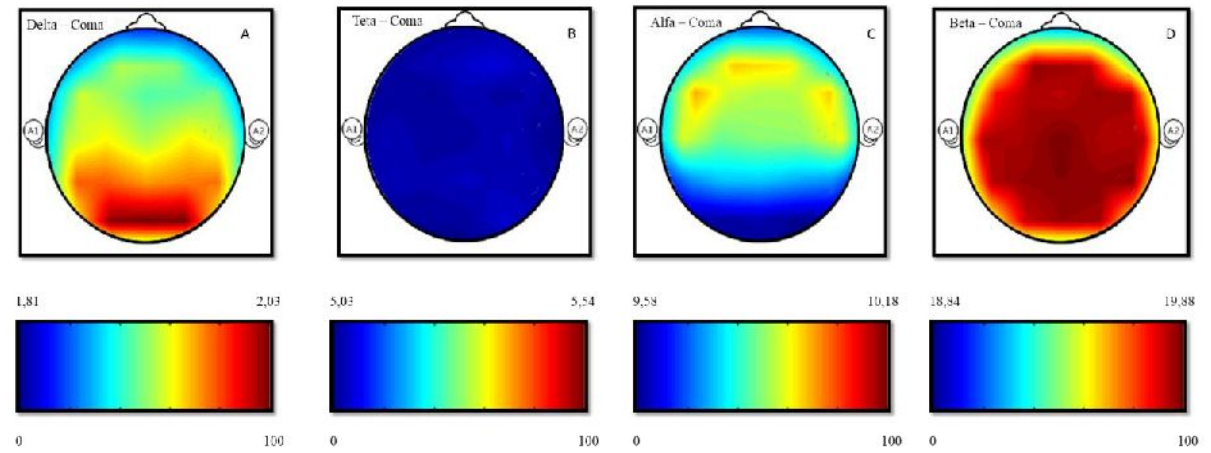
Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 5-15: Valores de FM finais para análise EEG normal.

Ritmos	Regiões				
	Frontal	Central	Temporal	Parietal	Occipital
Delta	1,84 ± 0,17	1,85 ± 0,17	1,82 ± 0,17	1,84 ± 0,16	1,83 ± 0,18
Teta	5,06 ± 0,15	5,08 ± 0,17	5,10 ± 0,17	5,08 ± 0,18	5,08 ± 0,16
Alfa	9,6 ± 0,12	9,59 ± 0,12	9,60 ± 0,13	9,60 ± 0,12	9,60 ± 0,13
Beta	19,82 ± 0,31	19,84 ± 0,29	19,83 ± 0,30	19,85 ± 0,29	19,83 ± 0,29

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 5-35: Topografia EEG coma, quantificador FM.



Topografias elaboradas a partir de valores de FM para a análise coma. (A) Topografia do ritmo Delta. (B) Topografia do ritmo Teta. (C) Topografia do ritmo Alfa. (D) Topografia do ritmo Beta.

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 5-16: Valores de Coerência finais para análise EEG coma.

Ritmos		Delta	Teta	Alfa	Beta
Pares simétricos	Fp1 – Fp2	0,31 ± 0,26	0,31 ± 0,26	0,31 ± 0,25	0,27 ± 0,28
	F7 – F8	0,18 ± 0,25	0,20 ± 0,23	0,19 ± 0,22	0,18 ± 0,23
	F3 – F4	0,34 ± 0,27	0,34 ± 0,26	0,31 ± 0,25	0,29 ± 0,28
	T3 – T4	0,25 ± 0,28	0,23 ± 0,24	0,22 ± 0,23	0,25 ± 0,28
	C3 – C4	0,42 ± 0,28	0,38 ± 0,26	0,33 ± 0,26	0,28 ± 0,28
	T5 – T6	0,27 ± 0,28	0,25 ± 0,25	0,22 ± 0,21	0,22 ± 0,23
	P3 – P4	0,45 ± 0,29	0,38 ± 0,27	0,34 ± 0,25	0,30 ± 0,28
	O1 – O2	0,53 ± 0,29	0,44 ± 0,28	0,39 ± 0,27	0,34 ± 0,28

Fonte: Elaborado pela autora.

5.3 Seção III

Nessa seção os resultados obtidos no processamento do EEG normal serão comparados aos dados obtidos pelo processamento do EEG em coma. Para realizar a comparação, levando em consideração que os componentes de análises são amostras heterogêneas, ou seja, geradas por fontes diferentes, o teste estatístico escolhido foi o Teste de *Mann-Whitney*, ou *Wilcoxon rank-sum* pois trata-se de um teste não paramétrico aplicável para duas amostras distintas independentes, de tamanhos iguais ou não.

Com o objetivo de avaliar quantitativamente a diferença entre os resultados obtidos na análise de um quantificador para o EEG normal e os resultados obtidos na análise do EEG

coma, um índice foi calculado. Tal índice, aqui denominado de Índice de Variação entre Estados (IVE), pode variar entre -1 e 1, indicando que:

- Resultados negativos e menor que zero: Indica que os valores obtidos na análise do EEG coma são maiores que os valores referentes ao EEG normal;
- Resultados iguais a zero: Indica que não há distinção entre os resultados obtidos para o EEG normal e o EEG coma;
- Resultados positivos e maior que zero: Indica que os valores obtidos na análise do EEG normal são maiores que os valores referentes ao EEG coma.

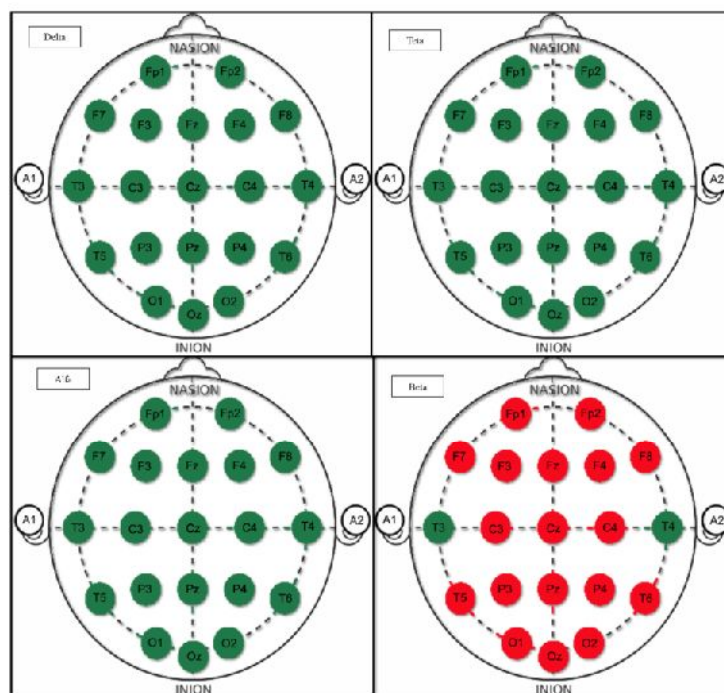
O IVE foi calculado tanto para valores de mediana quanto para valores de DP com relação à mediana.

5.3.1 Comparações para quantificador PCP

Para realizar os testes de comparação os dados foram analisados separadamente, em termos de eletrodo e ritmo. Portanto, para o ritmo Delta, são feitas 20 comparações entre os valores de mediana do PCP obtidas na análise EEG normal e EEG em coma. O mesmo foi realizado para os ritmos Teta, Alfa e Beta.

A partir da Figura 5-36 observa-se que, para todos os eletrodos, os valores de PCP encontrados na análise EEG normal são estatisticamente diferentes da análise EEG coma referente ao ritmo Delta. Nessa Figura 5-36 os eletrodos coloridos de verde representam os eletrodos estatisticamente diferentes na comparação PCP do EEG normal versus PCP do EEG coma (p valor $< 0,05$ com $\alpha=95\%$), enquanto que os eletrodos coloridos de vermelho representam igualdade estatística, ou seja, p valor maior que 0,05. Nota-se que também para o ritmo Teta houve diferença significativa para todos os eletrodos. Essa interpretação pode ser feita também para o ritmo Alfa como mostra a Figura 5-36. Já para o ritmo Beta essa realidade foi diferente visto que, dos 20 eletrodos analisados, apenas dois foram estatisticamente diferentes na comparação normal e coma. Esses eletrodos são T3 e T4.

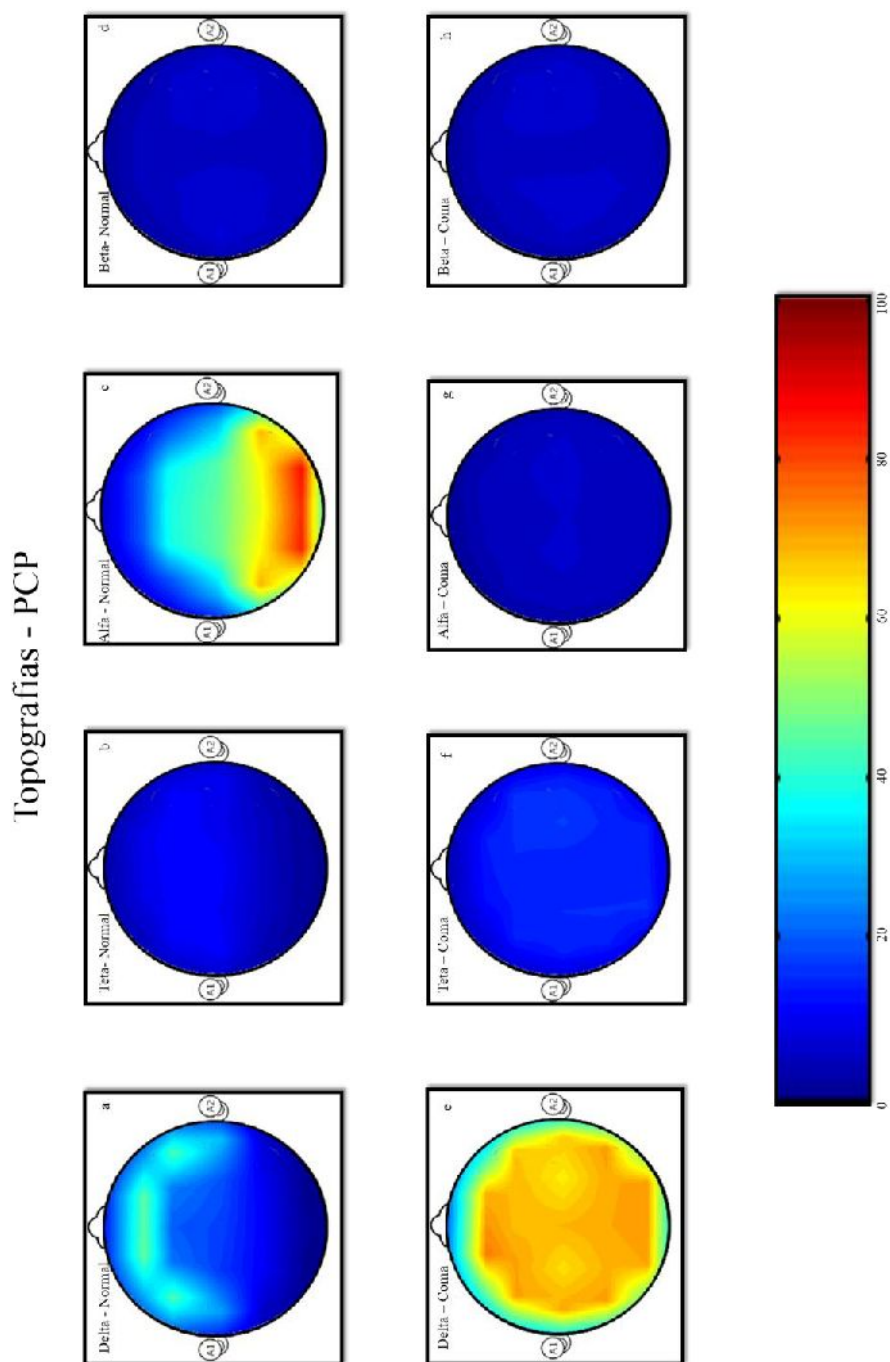
A Figura 5-37 é formada por oito imagens que sintetizam o comportamento do quantificador PCP ao longo do escalpo cerebral, caracterizando e evidenciando as diferenças entre o EEG em estado de normalidade e EEG em estado de coma, independentemente da etiologia do coma.

Figura 5-36: Comparação de PCP entre análise normal versus análise coma.

Em verde eletrodos considerados diferentes. Em vermelho eletrodos considerados iguais.

Fonte: Gerado pela autora.

A Tabela 5-17 contém os resultados obtidos por meio do IVE, o qual foi calculado tanto para os valores de mediana quanto para os valores de DP com relação à mediana, cujas informações são para todos os ritmos comparáveis e todas as regiões cerebrais. Nota-se que, em termos de valores de mediana, para o ritmo Delta e Teta todos as regiões apresentaram valores de PCP para o EEG coma maiores. Para o ritmo Alfa observa-se o contrário, ou seja, os valores de PCP são maiores para o EEG normal. Já para o ritmo Beta nota-se que apenas a região temporal apresentou valor de PCP maior para o EEG normal. Contudo, observa-se que os valores obtidos para o ritmo Beta são pequenos comparados aos demais valores em termos de módulo, o que comprova mínima diferença entre os dois tipos de sinais analisados: Normal e Coma. Nota-se ainda que, observando os valores em função dos seus módulos, a região occipital foi a que mais se diferenciou na comparação entre EEG normal e EEG coma para o quantificador PCP. Já a região frontal foi a que apresentou menores valores o que sugere ser essa região a menos indicada para distinguir sinal EEG normal de um sinal EEG coma. Para os índices obtidos na avaliação dos valores de DP é notório que há maior variação para os registros EEG normais comparados aos EEG coma. A região central foi a que apresentou os menores valores do índice, indicando portanto que é a região que menos evidencia a diferença de DP para o grupo normal com o grupo coma.

Figura 5-37: Topografias PCP: EEG Normal x EEG Coma.

(a) Topografia ritmo Delta, análise normal. (b) Topografia ritmo Teta, análise normal. (c) Topografia ritmo Alfa, análise normal. (d) Topografia ritmo Beta, análise normal. (e) Topografia ritmo Delta, análise coma. (f) Topografia ritmo Teta, análise coma. (g) Topografia ritmo Alfa, análise coma. (h) Topografia ritmo Beta, análise coma.

Fonte: Gerado pela autora.

Tabela 5-17: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador PCP.

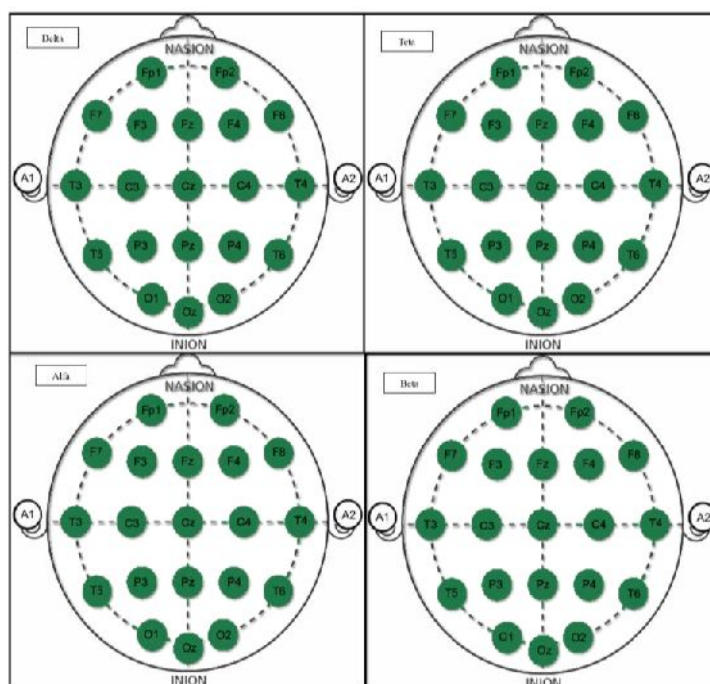
Região	Informação	Delta	Teta	Alfa	Beta
Frontal	Mediana	-0,51	-0,24	0,79	0,00
	DP	0,31	0,24	0,89	0,07
Central	Mediana	-0,72	-0,30	0,86	-0,02
	DP	0,14	0,21	0,88	0,20
Temporal	Mediana	-0,75	-0,48	0,87	0,11
	DP	0,22	0,11	0,89	0,34
Parietal	Mediana	-0,85	-0,62	0,91	0,00
	DP	0,15	-0,12	0,90	0,38
Occipital	Mediana	-0,98	-0,88	0,93	-0,05
	DP	-0,58	-0,63	0,90	0,49

Fonte: Elaborada pela autora.

5.3.2 Comparações para quantificador FM

Assim como foram comparados os resultados provenientes do quantificador PCP, os dados obtidos pela análise do quantificador FM para os registros EEG normal foram comparados com os resultados desse quantificador para os registros EEG coma. Nota-se que, para FM, todos os dados comparados – eletrodos em todos os ritmos – foram estatisticamente diferentes, como pode ser observado na Figura 5-38.

Figura 5-38: Comparação entre os valores de FM para a análise normal versus análise coma.



Fonte: Gerado pela autora.

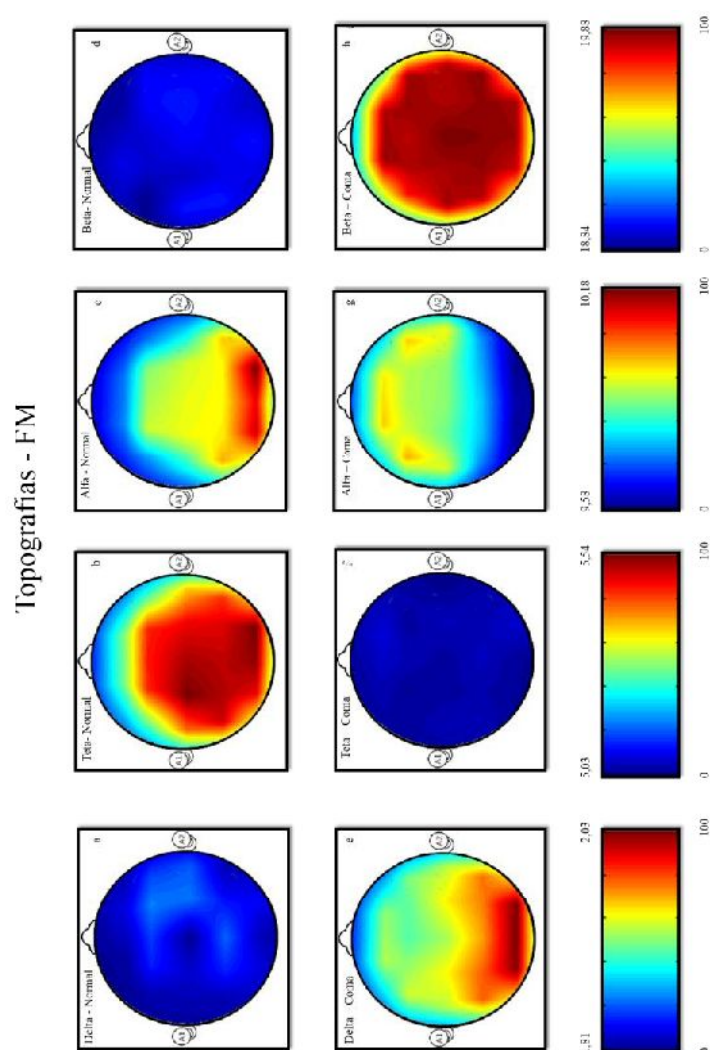
Portanto, para melhor visualização das diferenças topográficas entre os valores de FM em cada situação – normal ou coma – a Figura 5-39 foi gerada. Nela estão presentes um total de oito imagens, sendo quatro na parte superior referente às topografias obtidas para FM do EEG normal para os ritmos Delta, Teta, Alfa e Beta respectivamente, e quatro na parte inferior, com mesma ordem de ritmos porém para os valores de FM do EEG coma. Ainda Figura 5-39, as legendas estão sob cada dupla de imagem que se referem ao mesmo ritmo cerebral, ou seja, a primeira legenda situada logo abaixo da imagem (e) é referente às imagens (a) e (e), devendo ser interpretada da seguinte maneira: Os valores obtidos para FM no ritmo Delta variam entre 1,81 – 2,03 Hz, logo dentro dessa faixa de valores as resultantes obtidas para FM são representadas topograficamente numa escala normalizada que varia entre 1 e 100. O mesmo raciocínio deve ser feito para os demais ritmos analisados.

Nota-se por meio da Tabela 5-18 que para os ritmos Delta, Teta e Alfa os valores obtidos para a análise de mediana e DP de mediana são positivos, indicando portanto que, para esses ritmos, os valores de FM são maiores nos registros EEG normais comparados com os registros EEG coma. Observa-se que apenas os valores obtidos para análise de mediana do ritmo Beta indicam que as FMs do grupo normal são menores comparadas às do grupo coma. Já em termos de valores modulares, nota-se que para a análise referente a mediana, a região cerebral com maior diferenciação dos valores de FM é a occipital e a que apresentou menor diferença foi a região frontal. O mesmo pode ser dito dos resultados obtidos na análise de DP da mediana.

5.3.3 Comparações para quantificador Coerência

Os valores obtidos por meio do quantificador Coerência também foram utilizados para comparar EEG normal e EEG coma. A Figura 5-40 ilustra o resultado da comparação dos valores de coerência entre os pares simétricos para análise normal versus análise coma. Percebe-se que todos os valores de coerência obtidos para todos os pares são significativamente diferentes.

Já por meio dos valores de IVE, mostrados na Tabela 5-19, nota-se que a maioria dos valores obtidos para a análise de mediana é positiva, indicando haver maiores valores de coerência na análise do EEG normal, comparado ao EEG coma. Porém, nota-se que todos os valores do IVE obtidos pela análise do DP de mediana são negativos indicando que houve maiores valores de DPs para a análise EEG coma.

Figura 5-39: Topografias FM: EEG Normal x EEG Coma.

(a) Topografia ritmo Delta, análise normal. (b) Topografia ritmo Teta, análise normal. (c) Topografia ritmo Alfa, análise normal. (d) Topografia ritmo Beta, análise normal. (e) Topografia ritmo Delta, análise coma. (f) Topografia ritmo Teta, análise coma. (g) Topografia ritmo Alfa, análise coma. (h) Topografia ritmo Beta, análise coma.

Fonte: Gerado pela autora.

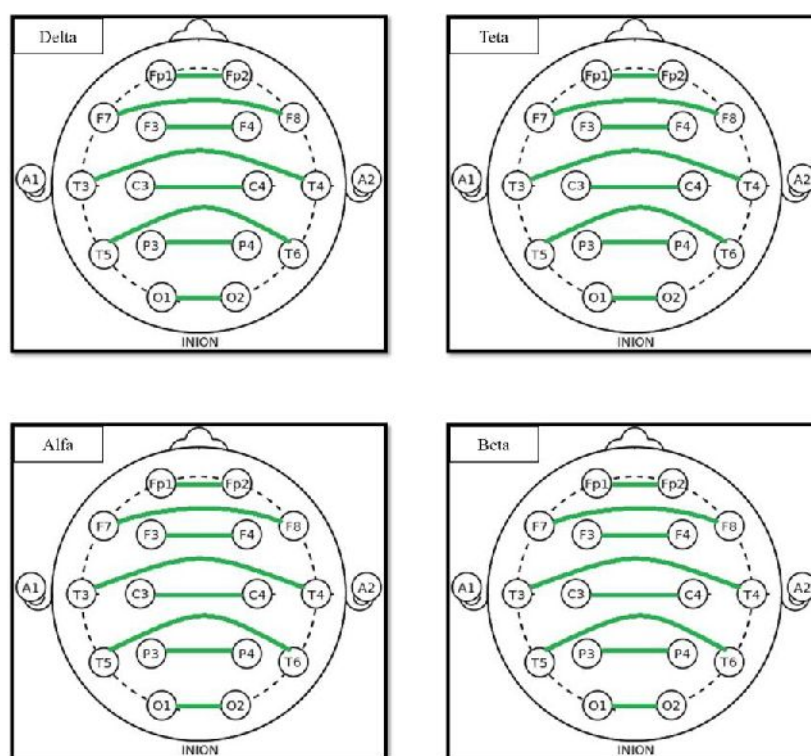
Tabela 5-18: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador FM.

Região	Informação	Delta	Teta	Alfa	Beta
Frontal	Mediana	0,06	0,03	0,03	-0,02
	DP	0,268	0,556	0,688	0,418
Central	Mediana	0,086	0,047	0,035	-0,025
	DP	0,278	0,556	0,703	0,509
Temporal	Mediana	0,082	0,037	0,038	-0,028
	DP	0,294	0,569	0,705	0,548
Parietal	Mediana	0,086	0,051	0,043	-0,035
	DP	0,331	0,550	0,728	0,566
Occipital	Mediana	0,097	0,078	0,057	-0,049
	DP	0,212	0,598	0,731	0,607

Fonte: Elaborada pela autora.

Já analisando o total de pares por ritmos, e apenas os valores absolutos de IVE, nota-se que, em termos de análise de mediana, o ritmo Alfa apresentou valores máximos desse índice para a maioria dos pares analisados indicando que para esse ritmo a distinção entre os sinais analisados é maior. Já o ritmo que apresentou os menores valores para a maioria dos pares foi o ritmo Beta. Contudo, o oposto é observado para a análise de DP de mediana, sendo o ritmo Beta o que apresentou maiores valores de IVE, indicando portanto que esse ritmo é o que mais de diferencia na comparação dos DPs dos dois tipos de dados analisados (normal ou coma).

Figura 5-40: Comparação entre os valores de Coerência para a análise normal versus análise coma.



As ligações representam os pares simétricos analisados e a cor verde representa a diferença significativa entre o valor de coerência do par referente à base de dados EEG normal e o valor desse quantificador do mesmo par referente à base de dados EEG coma. Já a cor vermelha indica que não há diferença significativa.

Fonte: Originado pela autora.

Tabela 5-19: IVE de mediana e de DP de mediana, quantificador Coerência.

(continua)

Pares	DELTA		TETA		ALFA		BETA	
	Mediana	DP	Mediana	DP	Mediana	DP	Mediana	DP
FP1 - FP2	0,548	-0,032	0,552	-0,280	0,653	-0,517	0,545	-0,186
F7 - F8	0,008	-0,271	-0,114	-0,228	0,574	0,141	-0,085	-0,311

								(conclusão)
F3 - F4	0,447	-0,152	0,464	-0,219	0,599	-0,124	0,371	-0,213
T3 - T4	-0,175	-0,327	-0,342	-0,349	-0,191	-0,175	-0,448	-0,468
C3 - C4	0,326	-0,254	0,378	-0,259	0,420	-0,056	0,120	-0,262
T5 - T6	0,196	-0,238	-0,081	-0,261	0,241	0,070	-0,371	-0,348
P3 - P4	0,307	-0,199	0,373	-0,198	0,434	-0,019	0,194	-0,238
O1 - O2	0,204	-0,244	0,299	-0,229	0,430	-0,142	0,264	-0,247

Fonte: Elaborada pela autora.

5.3.4 Discussão dos resultados

Pelas análises obtidas por meio do método de comparação estatística, observa-se que os quantificadores FM e Coerência apresentaram resultados pragmáticos no sentido distinguir registro EEG normal de registro EEG coma. No aspecto visual, portanto a partir de critérios subjetivos, um especialista ou conhecedor do traçado EEG detecta diferenças entre esses dois tipos de sinais. Existem alguns padrões de EEG no coma que são comuns como por exemplo a atividade de Delta rítmica intermitente (IRDA) e a presença de descargas epiléticas interictal e ictal ((Ebersole e Pedley, 2003). Contudo, esses padrões são baseados em comportamentos morfológicos do sinal, e não são baseados em aspectos quantitativos como por exemplo a potência de cada ritmo presente no sinal EEG coma.

5.4 Considerações Finais

A partir dos resultados obtidos pelo processamento do sinal EEG normal, nota-se que em termos de ritmos, a faixa Delta é mais evidente na região frontal cujos valores de PCP são maiores nessa região para tal ritmo. Outra percepção evidente é que o ritmo Alfa, apesar de constatado em todo o escalpo, tem maiores valores de PCP na região occipital do córtex, o que já consta na literatura (Anghinah *et al.*, 1998). Nota-se que, ao contrário do exposto em (Niedermeyer e Silva, 2005), os resultados de PCP obtidos para o ritmo Beta indicam pouca contribuição desse ritmo ao longo do escalpo quando comparado aos ritmos Delta, Teta e Alfa. Já os ritmos Gama e Supergama, apesar de apresentarem níveis baixos de PCP, nota-se que, analisando os valores de DP, é possível constatar que há variabilidade biológica, diferentemente do obtido no cálculo referente a faixa de ruído (Tabela 5-1).

Em contrapartida, nota-se que, os valores de PCP obtidos na análise do sinal EEG coma, indicam contribuição elevada do ritmo Delta em todas as regiões do córtex cerebral. Outro ritmo que também apresentou valores consideráveis de PCP em todas as regiões do córtex foi o ritmo Teta. Já os ritmos Alfa e Beta apresentaram valores de PCP inferiores a 10% em todas as regiões cerebrais.

A análise do quantificador FM indicou que, embora os valores absolutos sejam parecidos para o EEG normal e o EEG coma, a variação constatada de FM ao longo do escalpo é diferente. Por exemplo, em relação ao ritmo Alfa, nota-se que, para a região frontal do sinal EEG normal, os valores de FM são maiores que a região occipital, já para o sinal EEG coma, observa-se que a região posterior apresenta maiores valores desse quantificador.

Já com relação ao terceiro quantificador, Coerência, três pares de eletrodos apresentaram valores baixos de Coerência, tanto para a análise do EEG normal quanto para a análise do EEG coma. Os demais pares evidenciaram bastante diferença desses dois sinais analisados. Enquanto a maioria dos pares apresentou valores maiores que 50% na análise normal, para a análise coma, apenas um par apresentou valor de Coerência maior que 50%, indicando portanto maior simetria entre os eletrodos presente no estado normal de consciência.

Capítulo 6

CONCLUSÃO

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

6.1 Conclusões gerais

O primeiro objetivo para a elaboração e execução desse projeto foi o de construir uma base de dados de sinais EEG, registrados em indivíduos sem restrições neurológicas. Portanto, foram gravados ao todo 133 voluntários, sendo que 33 foram descartados, seja por questões neurológicas ou por questões de ruídos presentes no sinal. Do total de registros avaliados como ‘bons’ (100), 52 foram realizados em voluntários do sexo masculino e os valores médios de idade e peso são 24,54 anos e 69,98 Kg, respectivamente.

A partir dos sinais registrados nessa base de dados, a análise do EEG normal, em vigília com olhos fechados foi realizada utilizando ferramentas básicas do processamento digital de sinais. A primeira delas foi o cálculo da densidade espectral de potência para avaliar esses sinais no domínio das frequências. Ao todo, foram utilizados três quantificadores que analisam, sinteticamente, o comportamento da potência em cada faixa dos ritmos cerebrais, o valor de frequência mediana, e o valor de coerência, também em cada faixa. As demais ferramentas utilizadas são referentes à análise estatística dos resultados.

Dessa forma, o primeiro quantificador calculado, denominado PCP, que resume o valor de potência presente em cada ritmo, indicou que, de modo geral, a região frontal do cérebro normal é constituída principalmente pelo ritmo Delta seguida pelo ritmo Alfa e pelo ritmo Teta. Já a região central, tem prevalência de ritmo Alfa seguida do ritmo Delta e do

ritmo Teta, nessa ordem. A região temporal também apresenta valores de PCP maiores na contribuição Alfa, bem como as regiões parietal e occipital. Com relação ao ritmo Beta, nota-se que todas as regiões cerebrais apresentam valores semelhantes de PCP. Considerando o ritmo Gama, apesar de os valores de PCP serem menores, é possível verificar que existe tendência das regiões occipital e parietal apresentarem valores menores comparados aos valores das demais regiões. Já a análise do ritmo Supergama indica que os valores de PCP obtidos são desprezíveis comparados aos valores obtidos para os demais ritmos. Contudo, quando se compara os achados obtidos para esse ritmo com os observados na faixa ruído, nota-se que a principal diferença está nos valores de DP_{Md} que indicam a existência de variabilidade biológica.

O segundo quantificador calculado, denominado FM, que informa em Hz os valores de frequências de cada faixa em que são concentradas as potências ou energia do sinal, resultou em aspectos distintos quando se compara o EEG normal com o EEG coma. Como parâmetros de normalidade, os valores medianos de FM variam conforme região do escalpo cerebral, levando em consideração cada ritmo neurológico em particular. O ritmo Alfa por exemplo, apresenta os valores de FM maiores na região occipital e menores na região frontal.

Já para o terceiro quantificador, denominado Coerência, que mede a simetria direita-esquerda do cérebro, é possível verificar que os valores obtidos para os pares simétricos giram em torno de 60%. Nota-se que a informação neurológica de Coerência só é válida para os pares considerados ‘bons’, ou seja, cujo os valores são maiores que 25%. Contudo, é importante destacar que embora a maioria dos pares analisados seja considerada simétrica, os valores obtidos foram menores que 80%.

6.2 Contribuições

Cada quantificador calculado na análise do EEG normal contribuiu para a pouca literatura que aborda aspectos quantitativos de padrões normais do EEG. As curvas percentílicas por exemplo, montadas a partir dos valores de medianas, podem ser utilizadas para fins comparativos, objetivando verificar se um determinado registro de EEG tem características parecidas com as constatadas na análise normal.

Outra contribuição importante desse trabalho é o fato de serem analisados ritmos não usuais na neurologia clínica, como Gama e Supergama. Apesar dos valores de potência

obtidos na análise do PCP para esses ritmos serem consideravelmente menores comparados aos demais, os valores analisados de DP_{Ma} indicam possível variabilidade biológica existente nesses dois ritmos.

Por fim, a maior contribuição desse trabalho está relacionada à construção da base de dados de EEG de alta frequência registrados em indivíduos sem restrições neurológicas, visto que, como discutido de maneira detalhada no Capítulo 4, existem poucas bases disponíveis à comunidade acadêmica cujos sinais são neurologicamente normais, com o principal objetivo de serem utilizados como grupo controle em diversas pesquisas.

6.3 Trabalhos futuros

A análise quantitativa do sinal EEG mostrou-se bastante desafiadora e necessária para a utilização na neurologia clínica, visto que, esse tipo de exame pode ser indicado a uma vasta gama de pacientes. Sendo assim, ao longo da elaboração desse trabalho, novos problemas foram detectados e portanto, como trabalhos futuros, as seguintes linhas de pesquisa podem ser abordadas:

- Aumento do número de registros disponíveis na base de dados de EEG normal;
- Análise do sinal no domínio do tempo e novas análises no domínio da frequência;
- Aprimoramento da análise estatística com o objetivo de serem traçados padrões neurológicos quantitativos normais;
- Utilização da teoria da curva ROC e aplicação na análise desses dados;
- Análise do sinal EEG em diferentes aspectos, como por exemplo, sob estímulos externos com a intenção de verificar padrões normais nessas situações.

6.4 Publicações originadas desse trabalho

- Conferências locais e regionais:

- RAMOS, C. D.; DESTRO-FILHO, J. B.; CARRIJO, G. A.; TOMAIS, R. C.; ARAÚJO, A. C. C. P. S.; PEREIRA, G. M. Estudo Piloto Do Ruído Em Eletroencefalografia Quantitativa Digital Em Ambiente De Unidade De Terapia. In: XIV CEEL, **Anais...**ISSN:2178-8308, 2016a.
- RAMOS, C. D.; TOMAIS, R. C.; ARAÚJO, A. C. C. P. S.; PEREIRA, G. M.; JÚNIOR, E. F.; DESTRO-FILHO, J. B.; CARRIJO, G. A. ESTUDO DE CASO: COMPARAÇÕES QUANTITATIVAS DO EEG DE UM PACIENTE PATOLÓGICO COM UM EEG NORMAL. In: IX Simpósio de Engenharia Biomédica – SEB 2016, **Anais...**2016b.
- RAMOS, C. D.; TOMAIS, R. C.; ARAÚJO, A. C. C. P. S.; PEREIRA, G. M.; JÚNIOR, E. F.; DESTRO-FILHO, J. B.; CARRIJO, G. A. ESTUDO QUANTITATIVO PILOTO PARA CARACTERIZAÇÃO DO EEG NORMAL REFERENTE À FREQUÊNCIA MEDIANA DO SINAL POR ELETRODO QUANTITATIVE EEG IN TERMS OF THE. In: XIV CEEL, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: ISSN:2178-8308, 2016c.
- RAMOS, C. D.; TOMAIS, R. C.; PEREIRA, G. M.; ARAÚJO, A. C. C. P. S.; CAMPOS, M.; DESTRO-FILHO, J. B.; CARRIJO, G. A. Construção de uma base de dados de EEG normal. In: IX Simpósio de Engenharia Biomédica – SEB 2016, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: Anais do Simpósio em Engenharia Biomédica, 2016d.

REFERÊNCIAS

- ANDRADE, A. F. DE *et al.* Coma and other consciousness disorders. **Rev Med**, v. 86, n. 3, p. 123–131, 2007.
- ANGHINAH, R. *et al.* Eletroencefalograma Quantitativo e Topográfico. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 56, n. 1, p. 59–63, 1998.
- _____. Estudo da coerência do eletrencefalograma na banda de frequência alfa em indivíduos adultos normais: Resultados preliminares em 10 casos. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 63, n. 1, p. 83–86, 2005.
- AYRES, M. *et al.* **BioEstat 5.0: aplicações estatísticas nas áreas das ciências biológicas e médicas** Belém, 2007.
- BASHASHATI, A. *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–R57, 2007.
- BRAGATTI, J. A. O EEG NOS COMAS. p. 1–14, 2008.
- BROUWER, A.-M. *et al.* Estimating workload using EEG spectral power and ERPs in the n-back task. **Journal of Neural Engineering**, v. 9, n. April 2016, p. 1–14, 2012.
- BRUNET, D.; MURRAY, M. M.; MICHEL, C. M. Spatiotemporal analysis of multichannel EEG: CARTOOL. **Computational Intelligence and Neuroscience**, v. 2011, 2011.
- BUZSAKI, G. **Rhythms of the Brain**. 1. ed. [s.l.] Oxford University Press, 2009.
- CAVALCANTI, S. P. *et al.* Electroencephalogram in Intensive Care Unit. v. 8, p. 1–6, 2016.
- CAVINATO, M. *et al.* Coherence and Consciousness: Study of Fronto-Parietal Gamma Synchrony in Patients with Disorders of Consciousness. **Brain Topography**, v. 28, n. 4, p. 570–579, 2014.
- CHEN, Z.; CAO, J. An Empirical Quantitative EEG Analysis for Evaluating Clinical Brain Death. **IEEE Conf.**, n. March 2006, p. 3880–3883, 2007.
- COZAC, V. V. *et al.* Quantitative EEG and cognitive decline in Parkinson’s disease. **Parkinson’s Disease**, v. 2016, n. d, 2016.
- DAUBE, J. R.; RUBIN, D. I. **Clinical Neurophysiology**. 3rd. ed. New York: Oxford, 2009.

- EBERSOLE, J. S.; PEDLEY, T. A. **Current Practice of Clinical Electroencephalography**. 3. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- FOREMAN, B.; CLAASSEN, J. Quantitative EEG for the detection of brain ischemia. **Critical Care**, v. 16, n. 2, p. 1–9, 2012.
- FREEMAN, W. J.; QUIROGA, R. Q. **Imaging Brain Function With EEG**. [s.l.: s.n.].
- GARCELL, J. R.; MEDINA, W. R. Electroencefalograma y potenciales relacionados con eventos en el trastorno obsesivo compulsivo. **Salud Mental**, v. 32, n. 2, p. 173–181, 2009.
- GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**. 11. ed. [s.l.] Elsevier, 2006.
- HERMAN, S. T. *et al.* Consensus Statement on Continuous EEG in Critically Ill Adults and Children, Part I: Indications. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 32, n. 2, p. 87–95, 2015.
- HERRMANN, C. S. *et al.* EEG oscillations: From correlation to causality. **International Journal of Psychophysiology**, v. 103, p. 12–21, 2016.
- LAKSHMI, M. R.; PRASAD, T. V.; PRAKASH, V. C. Survey on EEG Signal Processing Methods. **International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering**, v. 4, n. 1, p. 2277–128, 2014.
- LEHEMBRE, R. *et al.* 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. 41–48, 2012.
- LÉVESQUE, M. *et al.* High-frequency (80–500 Hz) oscillations and epileptogenesis in temporal lobe epilepsy. **Disabil Rehabil.**, v. 42, n. 3, p. 231–241, 2011.
- LIAS, S. *et al.* **IQ Index using Alpha-Beta correlation of EEG power spectrum density (PSD)** Industrial Electronics & Applications (ISIEA), 2010 IEEE Symposium on. **Anais...**Penang: IEEE, 2011
- LODDER, S. S.; PUTTEN, M. J. A. M. VAN. Automated EEG analysis: Characterizing the posterior dominant rhythm. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 200, n. 1, p. 86–93, 2011.
- _____. Quantification of the adult EEG background pattern. **Clinical Neurophysiology**, v. 124, n. 2, p. 228–237, 2013.
- LUCA., C. J. DE *et al.* Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, v. 43, n. 8, p. 1573–1579, 2010.
- LUCCAS, F. J. C. *et al.* Recomendações Para O Registro / Interpretação Do

Mapeamento Topográfico Do Eletrencefalograma E Potenciais Evocados. **Neurologia**, v. 57, n. 1, p. 132–146, 1999.

LUCCAS, F. J. C. *et al.* Clinical electroencephalogram (EEG) evaluation is improved by the amplitude asymmetry index. **Arquivos de Neuro-Psiquiatria**, v. 74, n. 7, p. 536–543, 2016.

MONTENEGRO, M. A. *et al.* **EEG - NA PRATICA CLINICA**. 2. ed. [s.l.] Revinter, 2011.

NIEDERMEYER, E.; SILVA, F. L. DA. **Electroencephalography : basic principles, clinical applications, and related fields**. 5. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2005.

NUNEZ, P. L.; SRINIVASAN, R. **Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG**. 2. ed. [s.l.] Oxford University Press, 2005.

OLIVEIRA, D. M. DA P.; PEREIRA, C. U.; FREITAS, Z. M. DA P. Escalas para avaliação do nível de consciência em trauma cranioencefálico e sua relevância para a prática de enfermagem em neurocirurgia. **Arquivos brasileiros de neurocirurgia**, v. 33, n. 1, p. 22–32, 2014.

OPPENHEIM, A. V.; WILLSKY, A. S.; NAWAB, S. H. **Sinais e sistemas**. 2. ed. [s.l.] Prentice-Hall, 2010.

OUYANG, G. *et al.* Ordinal pattern based similarity analysis for EEG recordings. **Clinical Neurophysiology**, v. 121, n. 5, p. 694–703, 2010.

PACHORI, R. B.; BAJAJ, V. Analysis of normal and epileptic seizure EEG signals using empirical mode decomposition. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 104, n. 3, p. 373–381, 2011.

PARHI, K. K.; AYINALA, M. Low-Complexity Welch Power Spectral Density Computation. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, v. 61, n. 1, p. 172–182, 2014.

PEREIRA, R. P.; TOLEDO, R. N.; GUILHERME, A. Qualificação e quantificação da exposição sonora ambiental em uma unidade de terapia intensiva geral. **Revista Brasileira De Otorrinolaringologia**, v. 69, n. 6, p. 766–771, 2003.

PUGGINA, A. C. G. *et al.* A percepção auditiva nos pacientes em estado de coma : uma revisão bibliográfica. v. 18, n. 3, p. 313–319, 2005.

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

- REIS, E. **Estatística Descritiva**. 7. ed. [s.l.] Edições Sílabo, 2008.
- SCHOMER, D. L.; SILVA, F. H. L. DA. **Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields**. 6. ed. [s.l.] Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- SITT, J. D. *et al.* Large scale screening of neural signatures of consciousness in patients in a vegetative or minimally conscious state. **Brain**, v. 137, n. 8, p. 2258–2270, 2014.
- SLEIGH, J. W. *et al.* Cortical entropy changes with general anaesthesia: theory and experiment. **Physiological Measurement**, v. 25, n. 4, p. 921–934, 2004.
- SÖRNMO, L.; LAGUNA, P. **Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications**. 1. ed. [s.l.] Academic Press, 2005.
- SUBHA, D. P. *et al.* EEG signal analysis: a survey. **Journal of medical systems**, v. 34, n. 2, p. 195–212, 2010.
- TONNER, P. H.; BEIN, B. Classic electroencephalographic parameters: Median frequency, spectral edge frequency etc. **Best Practice and Research: Clinical Anaesthesiology**, v. 20, n. 1, p. 147–159, 2006.
- TRINKA, E.; LEITINGER, M. Which EEG patterns in coma are nonconvulsive status epilepticus? **Epilepsy & behavior : E&B**, v. 49, p. 203–22, 2015.
- TRIOLA, M. F. **Introdução à Estatística**. 10. ed. Rio de Janeiro: LTC - Livros Técnicos e Científicos, 2008.
- UNDE, S. A.; SHRIRAM, R. **Coherence Analysis of EEG Signal Using Power Spectral Density** Communication Systems and Network Technologies (CSNT), 2014 Fourth International Conference on. **Anais...**Bhopal: IEEE, 2014
- URRESTARAZU, E. *et al.* Interictal high-frequency oscillations (10-500 Hz) in the intracerebral EEG of epileptic patients. **Brain**, v. 130, n. 9, p. 2354–2366, 2007.
- VESPA, P. Continuous EEG Monitoring for the Detection of Seizures in Traumatic Brain Injury, Infarction, and Intracerebral Hemorrhage: To Detect and Protect. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 22, n. 2, p. 99–106, 2005.
- VYSATA, O. *et al.* Age-related changes in EEG coherence. **Neurologia i Neurochirurgia Polska**, v. 48, n. 1, p. 35–38, 2014.
- WHITE, D. M.; COTT, A. C. VAN. EEG artifacts in the intensive care unit setting. **American journal of electroneurodiagnostic technology**, v. 50, p. 8–25, 2010.
- YOUNG, B. *et al.* A Novel EEG Artifact in the Intensive Care Unit. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 19, n. 5, p. 484–486, 2002.
- YOUNG, G. B. The EEG in coma. **Journal of Clinical Neurophysiology**, v. 17, n. 5,

p. 473–485, 2000.

ZUBLER, F. *et al.* Prognostic and diagnostic value of EEG signal coupling measures in coma. **Clinical Neurophysiology**, v. 127, n. 8, p. 2942–2952, 2016.

Apêndice A*

CÓDIGOS UTILIZADOS NO PROCESSAMENTO DOS DADOS

Aqui serão colocados os principais trechos referentes aos códigos utilizados no processamento quantitativo dos dados, realizado nesse trabalho.

- **Código para conversão dos dados**

- Informações: Nome do código: P1_CONVERSION

Código original elaborado por Dhainner Rocha Macedo

Variáveis de entrada: Arquivo EEG em formato “.plg”

Variáveis de saída: Arquivo “.mat”

```
clc;

clear all; %Limpa variáveis do workspace

nome_paciente = input('Digite o nome/código do paciente: ','s'); %Pega o
nome do paciente, será usado como referência para salvar depois

disp('Selecione o arquivo .plg'); %Instrui o usuário sobre o próximo
passo a ser tomado

[FileName,PathName,FilterIndex] = uigetfile('*.PLG', 'Open File'); %Abre
janela para seleção do arquivo .PLG. Guarda na variável "arquivo_plg"

%%

%Caso o usuário selecione um arquivo válido
if(FilterIndex ~= 0)

    arquivo_plg = strcat(PathName,FileName); %Abre exame

    fid = fopen(arquivo_plg); %Abre arquivo

    %% Lê cabeçalho
```

```
%  
  
[cab] = fread(fid,1024,'uchar');  
%fread permite a leitura binária dos dados armazenados em fid  
%cab: contém 1024 parâmetros inteiros sem sinal  
%são lidos em uchar pq eh o padrão das informações no cabeçalho  
  
n_canais = cab(4); %extrai a informação da qtde de canais que está na  
linha 4 do cab  
  
fa = cab(11)*256+cab(10); %extrai a informação da qtde de canais que  
está na linha 10 e 11 do cab  
  
canais = []; %não possível de pré-alocar por ser matriz de string  
tipo_canais = []; %não possível de pré-alocar por ser matriz de  
string  
  
%% Extração da parâmetros literais do cabeçalho  
%Armazenados em matrizes de string  
for k = 1:n_canais  
    [cabcn] = fread(fid,512,'*char');  
    canais = [canais;[cabcn(12),cabcn(13),cabcn(14)]];  
    TipoDesteCan = [];  
  
    for l = 1:25  
        TipoDesteCan = [TipoDesteCan,cabcn(l+41)];  
  
    end  
    tipo_canais = [tipo_canais;TipoDesteCan];  
  
end  
  
%Ordem dos eletrodos  
canais_ordem =[strcat(canais(4),canais(25),canais(46));...  
strcat(canais(12),canais(33),canais(54));...  
strcat(canais(1),canais(22),canais(43));...  
strcat(canais(5),canais(26),canais(47));...  
strcat(canais(17),canais(38),canais(59));...  
strcat(canais(13),canais(34),canais(55));...  
strcat(canais(9),canais(30),canais(51));...  
strcat(canais(2),canais(23),canais(44));...
```



```

strcat(canais(6),canais(27),canais(48));...

...

if (FilterIndex == 1) %Se o usuário escolher o Path e clicar em "OK"
    complete_path = strcat(PathName,'/',FileName); %Monta o caminho
    completo para salvamento
    % Variável de info contendo todas as explicações necessárias para
    % trabalhar-se com os exames convertidos a partir deste programa
    info_variaveis = cell(9,2);
    info_variaveis(1,1) = cellstr('Variável:');
    info_variaveis(1,2) = cellstr('Informacao:');
    info_variaveis(2,1) = cellstr('canais_ordem');
    info_variaveis(2,2) = cellstr('Matriz de nomes dos canais, tem
    correspondência direta linha a linha com "xn"');
    info_variaveis(3,1) = cellstr('T');
    info_variaveis(3,2) = cellstr('Período de amostragem (baseado na
    taxa de amostragem) em segundos');
    info_variaveis(4,1) = cellstr('fa');
    info_variaveis(4,2) = cellstr('Taxa de amostragem da coleta (em
    Hz)');
    info_variaveis(5,1) = cellstr('xn');
    info_variaveis(5,2) = cellstr('Matriz de valores para os canais -
    > Correspondência direta linha a linha com "canais_ordem". Valores em uV
    do EEG naquela amostra');
    info_variaveis(6,1) = cellstr('N');
    info_variaveis(6,2) = cellstr('Quantidade de amostras por
    canal');
    info_variaveis(7,1) = cellstr('n_canais');
    info_variaveis(7,2) = cellstr('Quantidade de canais na matriz
    "xn"');
    info_variaveis(8,1) = cellstr('tempo_total');
    info_variaveis(8,2) = cellstr('tempo total do exame (em
    segundos)');
    info_variaveis(9,1) = cellstr('t');
    info_variaveis(9,2) = cellstr('vetor tempo para plotagem (em
    segundos)');

save(complete_path,'canais_ordem','T','fa','xn','N','n_canais','t','tempo
_total','info_variaveis'); %Salva as variáveis

end

%Limpa variáveis

```

```
clear canais_ordem T fa xn N n_canais t tempo_total info_variaveis
FileName...

    FilterIndex PathName Valores canais complete_path default_name
dia_de_conversao...

    fid info_variaveis k l nome_paciente tipo_canais;

[cdata,map] = imread('Acerto.png');
h=msgbox('Arquivo Convertido!','...
    'Success','custom',cdata,map);

end
```

- **Código para separação das épocas**

- Informações: Nome do código: P2_EPOCAS

Código original elaborado por Camila Davi Ramos

Variáveis de entrada: Arquivo EEG em formato “.mat”

Variáveis de saída: Arquivo dividido em n épocas.

```
for vol=1:n_vols
    vetor_n_vols(vol)=input(['Insira o numero do ', num2str(vol), '°
voluntario:\n']);

    str = 'V';
    str2 = num2str(vetor_n_vols(vol));
    str3 = '.mat';
    arquivo = strcat(str,str2,str3);
    load(arquivo);
    N_amostras = N;
    Período_amostragem = T;
    canais_ordem = canais_ordem;
    freq_amostragem = fa;
    info_variaveis = info_variaveis;
    n_canais = n_canais;
    tempo_total = tempo_total;
    sinal_xn = xn;
    t = t;

    tamanho = input('Qual o total de épocas a serem separadas:\n');
    duracao = input('Digite a duracao de cada época em segundos:\n');
    vetor_amostras = zeros(tamanho,2);

    disp('ATENCAO: Tenha em maos os valores dos tempos selecionados pelo
neurologista!');
```

```

    for i=1:tamanho
        m_in = input(['Insira o minuto inicial da amostra
',num2str(i),'\n']);
        s_in = input(['Insira o segundo inicial da amostra
',num2str(i),'\n']);
        vetor_amostras(i,1) = (m_in*60 + s_in)*fa;
        vetor_amostras(i,2) = vetor_amostras(i,1) + fa*duracao;

epoca_Valores_I{1,i}=sinal_xn(:,vetor_amostras(i,1):vetor_amostras(i,2));
        tempo_VetTempo{1,i}=t(1,vetor_amostras(i,1):vetor_amostras(i,2));
    end

    str5 = 'EPOCAS_V';
    salva = strcat(str5,str2);
    save (salva,
        'N_amostras','Periodo_amostragem','canais_ordem','epoca_Valores_I',...
        'freq_amostragem','info_variaveis','n_canais',
        'tempo_VetTempo','tempo_total');

    [cdata,map] = imread('Acerto.png');
    h=msgbox('Epocas Separadas!',...
        'Success','custom',cdata,map);
end

```

- **Código para validação do sinal**

- Informações: Nome do código: P3_VALIDAEEG
Código original elaborado por Camila Davi Ramos

Variáveis de entrada: Arquivo épocas em formato “.mat”

Variáveis de saída: Nenhuma.

```

n_vols = input('Qual a quantidade de voluntarios para esse calculo:\n');
vetor_n_vols = zeros(n_vols);
for vol=1:n_vols
    vetor_n_vols(vol)=input(['Insira o numero do ', num2str(vol), '°
voluntario:\n']);
    str1 = 'EPOCAS_V';
    str2 = num2str(vetor_n_vols(vol));
    str3 = '.mat';
    arquivo = strcat(str1,str2,str3);
    load(arquivo); N = N_amostras; T = Periodo_amostragem;

```

```

Ordem_dos_canais = canais_ordem; Xn = epoca_Valores_I;

t = tempo_VetTempo; fa = freq_amostragem;

N_canais = n_canais;

%Media zero

[l, c]=size(Xn);

for i=1:c

    sinal_epoca = cell2mat(Xn(1,i));

    media_epoca = (mean(sinal_epoca'))';

    for j=1:20

        sinal_epoca(j,:) = sinal_epoca(j,:) - media_epoca(j);

    end

    Xn_mz{1,i}=sinal_epoca;

end

%Rx dos sinais

taumax = 400; %input('Digite o valor desejado para Tau maximo:\n');

for i=1:c

    sinal_auto = cell2mat(Xn_mz(1,i));

    tempo = cell2mat(t(1,i));

    [Rx,Tx] = autocorr_matriz(sinal_auto,taumax,T);

    RX_valores{1,i}=Rx;

    TX_valores{1,i}=Tx;

end

%TF dos sinais XM modulo / XF real+img

for i=1:c

    sinal_rx = cell2mat(RX_valores(1,i));

    tempo_tx = cell2mat(TX_valores(1,i));

    [XM,XF,fteste]=Calcula_DFT_Matriz_V3(sinal_rx,tempo_tx,fa);

    XM_valores{1,i}=XM;

    XF_valores{1,i}=XF;

    f_teste{1,i}=fteste;

end

...

%Validacao

for i=1:20

    media(i,:) = mean(matriz_valida_final(i,:))';

end

```

```
contador = 0; teste = 0;

for i=1:20
    if media(i)>=0.7
        contador = contador + 1;
    else
        teste = teste + 1;
        eletrodo_problema(teste) = i;
    end
end

if contador ==20
    msg = strcat('O V0',str2,' esta aprovado!');
    [cdata,map] = imread('Acerto.png');
    h=msgbox(msg,...
        'Success','custom',cdata,map);
    str5 = 'C';
    strjunto = strcat(str5,str2);
    xlswrite('Planilha_Validacao.xlsx','S', 1,strjunto);
else
    if length(eletrodo_problema)<=3
        msg = strcat('O V0',str2,' esta aprovado! Porém com alguns
eletrodos com problemas!');
        f = warndlg(msg, 'Warning');
        if length(eletrodo_problema)==1
            a = eletrodo_problema(1);
            str5 = 'C'; strjunto = strcat(str5,str2);
            str7 = 'D'; strjunto2 = strcat(str7,str2);
            xlswrite('Planilha_Validacao.xlsx','S', 1,strjunto);
            xlswrite('Planilha_Validacao.xlsx',a,1,strjunto2);
        else
            ...
        end
    end
end
```

- **Código para cálculo do PCP**

- Informações: Nome do código: P4_PDS
Código original elaborado por Camila Davi Ramos
Variáveis de entrada: Arquivo épocas em formato “.mat”
Variáveis de saída: Valores de PCP por ritmo.

```

n_vols = input('Qual a quantidade de voluntarios para esse calculo:\n');
for vol=1:n_vols
    vetor_n_vols(vol)=input(['Insira o numero do ', num2str(vol), '°
voluntario:\n']);
    str1 = 'EPOCAS_V';
    str2 = num2str(vetor_n_vols(vol));
    str3 = '.mat';
    arquivo = strcat(str1,str2,str3);
    load(arquivo);

    ...

%Media zero
[l c]=size(Xn);
for i=1:c
    sinal_epoca = cell2mat(Xn(1,i));
    media_epoca = (mean(sinal_epoca))';
    for j=1:20
        sinal_epoca(j,:) = sinal_epoca(j,:) - media_epoca(j);
    end
    Xn_mz{1,i}=sinal_epoca;
end

    ...

%Rx dos sinais
taumax = input('Digite o valor de Tau Maximo:\n');
for i=1:c
    sinal_auto = cell2mat(Xn_mz(1,i));
    tempo = cell2mat(t(1,i));
    [Rx,Tx] = autocorr_matriz(sinal_auto,taumax,T);
    RX_valores{1,i}=Rx;
    TX_valores{1,i}=Tx;
end

%TF dos sinais XM modulo / XF real+img
for i=1:c
    sinal_rx = cell2mat(RX_valores(1,i));
    tempo_tx = cell2mat(TX_valores(1,i));
    [XM,XF,fteste]=Calcula_DFT_Matriz_V3(sinal_rx,tempo_tx,fa);

```

```

        XM_valores{1,i}=XM;
        XF_valores{1,i}=XF;
        f_valores{1,i}=fteste;

    end

    %Filtragem dos Sinais
    Nfreq = length(fteste);
    for i=1:c
        xk_mod = cell2mat(XM_valores(1,i));
        for j=1:Nfreq
            if fteste(j)>100 || fteste(j)<1
                xk_mod(:,j)=0;
            end
        end
        XM_filtrado{1,i}=xk_mod;
    end

    %Normalização dos Sinais
    for i=1:c
        xk_mod_n = cell2mat(XM_filtrado(1,i));
        XQ = xk_mod_n.^2;
        P = zeros(20,1);
        for j=1:20
            P(j) = integralMod(XQ(j,:),fteste);
        end
        for be=1:20
            XM_1_filt_N(be,:) = xk_mod_n(be,:)/sqrt(P(be));
        end
        XM_filt_N{1,i}=XM_1_filt_N;
    end

    ...

    %Potencia Teta
    for i=1:c
        aux2 = cell2mat(XK_Teta(1,i));
        Pt = ones(20,1);
        for r=1:20
            teta_1_quad(r,:) = aux2(r,:).^2;
            Pt(r,1)= integralMod(teta_1_quad(r,:),f_teta);
        end
    end

```

```

end

P_teta{1,i} = Pt;

end

...

PSD_Sgama_P = (100*PSD_Sgama)./PSD_Total;
PSD_Ruido_P = (100*PSD_Ruido)./PSD_Total;

...

```

- **Código cálculo do FM**

- Informações: Nome do código: P5_FM
Código original elaborado por Camila Davi Ramos

Variáveis de entrada: Arquivo épocas em formato “.mat”

Variáveis de saída: Valores de FM por ritmo.

```

n_vols = input('Qual a quantidade de voluntarios para esse calculo:\n');
for vol=1:n_vols
    vetor_n_vols(vol)=input(['Insira o numero do ', num2str(vol), '° voluntario:\n']);
    str1 = 'EPOCAS_V';
    str2 = num2str(vetor_n_vols(vol));
    str3 = '.mat';
    arquivo = strcat(str1,str2,str3);
    load(arquivo);

    ...

%Media zero
[l c]=size(Xn);
for i=1:c
    sinal_epoca = cell2mat(Xn(1,i));
    media_epoca = (mean(sinal_epoca'))';
    for j=1:20
        sinal_epoca(j,:) = sinal_epoca(j,:) - media_epoca(j);
    end
    Xn_mz{1,i}=sinal_epoca;
end

%Rx dos sinais
taumax = input('Digite o valor de Tau Maximo:\n');

```



```

for i=1:c
    sinal_auto = cell2mat(Xn_mz(1,i));
    tempo = cell2mat(t(1,i));
    [Rx,Tx] = autocorr_matriz(sinal_auto,taumax,T);
    RX_valores{1,i}=Rx;
    TX_valores{1,i}=Tx;
end

...

%FREQUENCIA
for i=1:c
    xk_mod_b_2 = cell2mat(XK_Beta(1,i));
    for r=1:20
        s1=0;
        for j = 1 : length(f_beta)
            s1 = s1 + (xk_mod_b_2(r,j) * f_beta(j));
        end
        fm_Beta(r,1)= s1/sum(xk_mod_b_2(r,:));
    end
    F_Mediana_Beta{1,i} = fm_Beta;
end

%Ondas gama 30 a 80
%POTENCIA
for i=1:c
    xk_mod_g_1 = cell2mat(XM_filt_N(1,i));
    p=0;
    for j=1:Nfreq
        if fteste(j)>=30 && fteste(j)<58 || fteste(j)>62 &&
fteste(j)<=80
            p = p+1;
            xk_gama(:,p)=xk_mod_g_1(:,j);
            f_gama(1,p) = fteste(1,j);
        end
    end
    XK_Gama{1,i} = xk_gama;
end
end

```

```

%FREQUENCIA
for i=1:c
    xk_mod_g_2 = cell2mat(XK_Gama(1,i));
    for r=1:20
        s1=0;
        for j = 1 : length(f_gama)
            s1 = s1 + (xk_mod_g_2(r,j) * f_gama(j));
        end
        fm_Gama(r,1)= s1/sum(xk_mod_g_2(r,:));
    end
    F_Mediana_Gama{1,i} = fm_Gama;
end

```

...

- **Código cálculo do Coerência**

- Informações: Nome do código: P6_Coerência
Código original elaborado por Camila Davi Ramos

Variáveis de entrada: Arquivo épocas em formato “.mat”

Variáveis de saída: Valores de Coerência por frequencia.

```

n_vols = input('Qual a quantidade de voluntarios para esse calculo:\n');
for vol=1:n_vols
    vetor_n_vols(vol)=input(['Insira o numero do ', num2str(vol), '° voluntario:\n']);
    str1 = 'EPOCAS_V';
    str2 = num2str(vetor_n_vols(vol));
    str3 = '.mat';
    arquivo = strcat(str1,str2,str3);
    load(arquivo);

    ...

%Calculo da Coerencia usando o Matlab
for i=1:c
    x1 = cell2mat(Xn_mz(1,i));
    y1 = cell2mat(Yn_mz(1,i));
    for j=1:8
        [Pxy(j,:),F(j,:)] = mscohere(x1(j,:),y1(j,:),[],[],[],fa);
    end
end

```

```

        end

        Pxy_valores{1,i}=Pxy;

        F_valores{1,i}=F;

    end

    for i=1:c

        sinal_c = cell2mat(Pxy_valores(1,i));

        COR_P1(i,:) = sinal_c(1,:); COR_P2(i,:) = sinal_c(2,:);
        COR_P3(i,:) = sinal_c(3,:); COR_P4(i,:) = sinal_c(4,:);
        COR_P5(i,:) = sinal_c(5,:); COR_P6(i,:) = sinal_c(6,:);
        COR_P7(i,:) = sinal_c(7,:); COR_P8(i,:) = sinal_c(8,:);

        F_cor = cell2mat(F_valores(1,i));

    end

    str5 = 'CALCULO_COR_V';
    salva = strcat(str5,str2);

    save (salva, 'COR_P1', 'COR_P2', 'COR_P3',...
           'COR_P4', 'COR_P5', 'COR_P6', 'COR_P7', 'COR_P8', 'F_cor');

    str6 = 'Planilha_COR_V';
    str7 = '.xls';

    doc = strcat(str6,str2,str7);

    xlswrite(doc,COR_P1,1,'B4'); xlswrite(doc,COR_P2,2,'B4');
    xlswrite(doc,COR_P3,3,'B4'); xlswrite(doc,COR_P4,4,'B4');
    xlswrite(doc,COR_P5,5,'B4'); xlswrite(doc,COR_P6,6,'B4');
    xlswrite(doc,COR_P7,7,'B4'); xlswrite(doc,COR_P8,8,'B4');

    xlswrite(doc,F_cor(1,:),1,'B16'); xlswrite(doc,F_cor(2,:),2,'B16');
    xlswrite(doc,F_cor(3,:),3,'B16'); xlswrite(doc,F_cor(4,:),4,'B16');
    xlswrite(doc,F_cor(5,:),5,'B16'); xlswrite(doc,F_cor(6,:),6,'B16');
    xlswrite(doc,F_cor(7,:),7,'B16'); xlswrite(doc,F_cor(8,:),8,'B16');

    clc;

    disp('-----');

    disp('Atencao: Se houver eletrodos ruins no registro o par calculado
deve ser desconsiderado!');

    [cdata,map] = imread('Acerto.png');

    h=msgbox('Calculo realizado com sucesso!',...
            'Success','custom',cdata,map);

end

```

Anexo A*

PARECER CONSUBSTANCIADO LIBERADO PELO CEP - UFU

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

UFU		UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA/MG	Plataforma Brasil
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP			
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA			
Título da Pesquisa: Caracterização do ruído associado à eletroencefalografia (EEG) realizado em Unidade de Terapia Intensiva (UTI)			
Pesquisador: João Batista Destro Filho			
Área Temática:			
Versão: 2			
CAAE: 54781615.6.0000.5152			
Instituição Proponente: Faculdade de Engenharia Elétrica			
Patrocinador Principal: Financiamento Próprio			
DADOS DO PARECER			
Número do Parecer: 1.715.960			
Apresentação do Projeto:			
<p>Conforme apresenta o protocolo: Este projeto visa investigar as características estatísticas do ruído artificial que perturba o exame em eletroencefalografia (EEG) no intuito de definir um padrão de ruído no ambiente de UTI Adulto do Hospital de Clínicas da Universidade Federal de Uberlândia (HCU-UFU) e elaborar um banco de dados EEG normal, considerando explicitamente a técnica de Colapso de Alta Frequência (OAF) na faixa 0 – 120 Hz. A eletroencefalografia (EEG) consiste num exame bastante coerente com a realidade SUS, devido ao fato de ser não-invasivo, barato, simples e sem contra-indicações para qualquer tipo de paciente. Embora este exame permita o monitoramento em tempo real do estado neurológico do paciente, todavia não consegue apresentar uma boa resolução espacial e também é fortemente perturbado por ruído. Os pesquisadores justificam a proposta argumentando que a falta de estudos orientados a utilização de EEG em alta frequência e, a ausência de monitorização contínua em ambientes de UTI no Brasil. A realização deste projeto deve melhorar a qualidade dos diagnósticos de morte encefálica e fundamentar o alicerce para o desenvolvimento de um sistema de monitoramento EEG contínuo, assim como, evitar o deslocamento arriscado de um paciente neurologicamente crítico da UTIA/HCU para o ambiente sem ruído SEMHCU. Para realizar a pesquisa, os próprios membros da equipe executora, assim como, como 100 indivíduos voluntários, saudáveis entre 18 – 60 anos,</p>			
<p>Endereço: Av. João Nogueira de Azeite 2121 - Bloco "M" - 38400-224 - Uberlândia, Minas Gerais Bairro: Santa Mônica CEP: 38400-144 UF: MG Município: UBERLÂNDIA Telefone: (34)3239-4151 Fax: (34)3239-4335 E-mail: percep@ufu.br</p>			



Continuação do Parecer: 1.712.062

projetos do Grupo I ou II apresentados anteriormente à ANVISA, o pesquisador ou patrocinador deve enviá-los também à mesma, junto com o parecer aprobatório do CEP, para serem juntadas ao protocolo inicial (Res.251/97, item III.2.e).

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PR_INFORMACOES_BASICAS_DO_PROJETO_603198.pdf	23/06/2016 22:53:47		Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_Final_submissao_v3_2016.pdf	23/06/2016 22:49:27	Cerília Davi Ramos	Aceito
Outros	ROTEIRO_ENTREVISTA.pdf	23/06/2016 22:47:21	Cerília Davi Ramos	Aceito
Outros	RESPOSTA_PARECER.pdf	23/06/2016 22:42:07	Cerília Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaração_Instituicao_Co_Participante_HCUFU_ATUAL.pdf	23/06/2016 22:33:58	Cerília Davi Ramos	Aceito
Outros	Instrumento_de_roteiro.pdf	23/06/2016 22:33:16	Cerília Davi Ramos	Aceito
TCE / Termos de Assentamento / Justificativa de Ausência	TCE_v3_2016.pdf	23/06/2016 22:32:18	Cerília Davi Ramos	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA_v2_2016.pdf	04/04/2016 08:56:23	Cerília Davi Ramos	Aceito
Folha de Rosto	FOLHA_ROSTO_CARIMBADA.pdf	31/03/2016 11:52:48	Cerília Davi Ramos	Aceito
Declaração de Pesquisadores	TERMO_COMPROMISSO.pdf	25/02/2016 08:48:31	Cerília Davi Ramos	Aceito
Outros	Listas_equipe.pdf	25/02/2016 07:33:06	Cerília Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_do_Dr_Miguel.pdf	16/10/2015 02:27:48	Cerília Davi Ramos	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Declaração_Inst_Part_FEELT.pdf	10/10/2015 12:53:13	Cerília Davi Ramos	Aceito

Situação do Parecer:
Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Endereço: Av. João Neves de Ávila 2121 - Bloco "1A", sala 021 - Campus Bta. Minas
Bairro: Santa Mônica CEP: 38408-144
UF: MG Município: UBERLÂNDIA
Telefone: (34)3239-4131 Fax: (34)3239-4335 E-mail: cep@cepp.ufu.br

[Assinatura]
Coordenadora do Comitê de Ética em Pesquisa
Profª Drª Erika Tereza de Fátima Pereira
Coordenadora

Página 05 de 05