



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO  
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DE BALSAS  
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**Análise do Comportamento de Frequência  
Cerebral para Diagnóstico de Disfunção  
Auxilada pelo Processamento Digital de Sinais  
Morgana Cristhya Silva dos Santos**

Balsas-MA

2019



UNIVERSIDADE FEDERAL DO MARANHÃO  
CAMPUS UNIVERSITÁRIO DE BALSAS  
CURSO DE BACHARELADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

# **Análise do Comportamento de Frequência Cerebral para Diagnóstico de Disfunção Auxiliada pelo Processamento Digital de Sinais**

**Morgana Cristhya Silva dos Santos**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à coordenação do curso de Engenharia Elétrica do Campus de Balsas da Universidade Federal do Maranhão para obter o título de bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Me. Gustavo Araújo de Andrade, eng.

Coorientador: Prof. Me. Bruno Roberto Silva de Moraes

Balsas-MA

2019

---

Santos, Morgana Cristhya Silva dos.

Análise do Comportamento de Frequência Cerebral para Diagnóstico de Disfunção Auxiliada pelo Processamento Digital de Sinais / Morgana Cristhya Silva dos Santos. – 2019.

63 f.

Orientador: Prof. Me. Gustavo Araújo de Andrade, eng.

Trabalho de Conclusão de Curso – Bacharelado em Engenharia Elétrica, Universidade Federal do Maranhão, 2019.

1. EEG. 2. Anormalidades. 3. Processamento Digital de Sinais. 4. Transformada de Fourier. I. Prof. Me. Gustavo Araújo de Andrade, eng.. II. Universidade Federal do Maranhão. III. Título

CDU: 616.831

---

Morgana Cristhya Silva dos Santos

# **Análise do Comportamento de Frequência Cerebral para Diagnóstico de Disfunção Auxilada pelo Processamento Digital de Sinais**

Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) apresentado à coordenação do curso de Engenharia Elétrica do Campus de Balsas da Universidade Federal do Maranhão para obter o título de bacharel em Engenharia Elétrica

Trabalho aprovado. Balsas-MA, 12 de julho de 2019:

---

**Prof. Me. Gustavo Araújo de Andrade, eng.**  
Orientador

---

**Prof. Me Dalila Haickel**  
Mestre em Eng. Elétrica - UFMA

---

**Prof.Dr. Pedro Bezerra Leite Neto**  
Doutor em Eng. Elétrica - UFMA

Balsas-MA  
2019

*À minha família*

# Agradecimentos

Agradeço à Deus, que me encoraja e me dar forças para enfrentar os momentos mais difíceis da minha vida. Pois, sem ele não teria chegado até aqui.

Aos meus pais, que me criaram e me deram amor em todas as fases da minha vida. E que sempre me apoiaram, mesmo quando não concordavam com minhas decisões. Além de me ensinarem a ser honesta, digna e perseverante.

Ao meu orientador Prof. Me. Gustavo Araújo de Andrade, e ao meu co-orientador Prof. Me. Bruno Roberto Silva de Moraes. Por terem me dado a honra e oportunidade de trabalhar com eles. Agradeço, principalmente, ao professor Gustavo por toda ajuda, apoio e tempo disponibilizado durante o período de desenvolvimento deste trabalho.

À todos os professores que tive ao longo do curso. Principalmente, à Prof. M.<sup>a</sup> Dalila Haickel, pela sugestão do tema trabalhado, e por sempre ter sido, além de professora, uma grande amiga.

Aos meus irmãos, por serem meus melhores amigos, e sempre estarem dispostos a me ajudar em tudo que podem.

Aos meus amigos e colegas, que sempre me incentivaram e não me deixaram desistir. Em especial, a Juliana Oliveira, pela amizade e companheirismo ao longo do curso.

À todas a pessoas que convivem ou conviveram comigo nos últimos meses, e que me ajudaram de alguma forma, direta ou indiretamente, na realização do presente trabalho. Já que muitas pessoas, conseguiram me fazer sorrir e esquecer, por alguns instantes, algumas dificuldades que tive durante o período de desenvolvimento deste trabalho.

Agradeço também, a Universidade Federal do Maranhão - Campus Balsas.

*"Que os vossos esforços desafiem as impossibilidades, lembrai-vos de que as grandes coisas do homem foram conquistadas do que parecia impossível"*  
*(Charles Chaplin)*

# Resumo

A utilização da eletroencefalografia para detecção de anomalias e doenças é de extrema importância para a medicina e a sociedade, por esta razão um estudo aprofundado do sinal eletroencefalográfico permite melhor aproveitamento das informações nele contidas. Foi feita aplicação da Transformada Rápida de Fourier no sinal do eletroencefalograma (EEG), por meio do apoio computacional de um software de computação numérica, tendo como objetivo analisar os sinais EEG, de 20 casos práticos, fornecidos pelo Hospital Infantil de Boston, obtidos através do site PhysioNet, que disponibiliza o Banco de dados EEG do CHB-MIT, e também, alguns sinais EEG de uma tarefa de Apresentação Visual Serial Rápida (RSVP), obtidos por um banco de dados presente no mesmo site. O estudo baseou-se em análises quantitativas e estatísticas dos espectros de frequência dos sinais EEGs. Nesses espectros, foram analisadas presença da anormalidade de assimetria, em EEG normais e anormais. Além disso, em busca de determinar a ocorrência de convulsões, através do espectro de frequência, procurou-se identificar diferenças entre EEGs com registro de convulsões e sem convulsões. Também, foi feita uma análise estatísticas dos dados obtidos. Com este estudo, espera-se, que a análise realizada dos espectros de sinais de EEG, possa contribuir para o aumento de diagnósticos clínicos mais seguros de exames eletroencefalográficos.

**Palavras Chaves:** EEG; Anormalidades; Processamento Digital de Sinais; Transformada de Fourier.



# Abstract

The use of electroencephalography for the detection of anomalies and diseases is extremely importance for medicine and society, for this reason an deepened study of the sign electroencephalography allows better use of the information contained therein. The application of the Fast Fourier Transform in the electroencephalogram (EEG) signal was done through the computational support of numerical computing software, with the objective of analyzing the EEG signals of 20 practical cases provided by the Children's Hospital of Boston obtained through the PhysioNet website, the EEG database of CHB-MIT, as well as some EEG signals Quick Serial Visual Presentation (RSVP), obtained by a database present on the same site. The study was based on quantitative and statistical analyzes of the frequency spectra of EEG signals. In these spectra, the presence of abnormality of asymmetry was analyzed in normal and abnormal EEG. In addition, in order to determine the occurrence of seizures through the frequency spectrum, we sought to identify differences between EEGs with a seizure record and no seizures. Also, a statistical analysis of the obtained data was made. With this study, it is expected that the performed analysis of EEG signal spectra may contribute to the increase of safer clinical diagnoses of electroencephalographic exams.

**Keywords:** EEG, Abnormalities, Digital Signal Processing, Fourier Transform.

## Lista de ilustrações

Figura 1 – Cérebro. . . . .	17
Figura 2 – Esquema da vista lateral do córtex cerebral, com representação dos lobos cerebrais. . . . .	18
Figura 3 – Estrutura de grande neurônio do encéfalo onde estão apontadas suas partes funcionais mais importantes. . . . .	19
Figura 4 – Potencial de membrana e permeabilidade aos íons $\text{Na}^+$ e $\text{K}^+$ . . . . .	21
Figura 5 – Sinapse. . . . .	22
Figura 6 – Dr. Hans Berg, fundador da Eletroencefalografia. . . . .	23
Figura 7 – Célula piramidal se comportando como um dipolo microscópico rodeado pelo seu campo elétrico característico, o potencial de campo dendrítico gerado pelos dois tipos de sinapses simultaneamente ativas. . . . .	25
Figura 8 – Representação de camada de dipolo resultado de agrupamento denso de células piramidais cujas correntes sobrepostas (potencial de campo dendrítico) originam o potencial de campo local e o EEG. . . . .	25
Figura 9 – Sistema Internacional 10-20. . . . .	27
Figura 10 – Cinco principais ondas cerebrais distinguidas por suas diferentes faixas de freqüência. . . . .	28
Figura 11 – Modelo de zona epileptogênica. . . . .	32
Figura 12 – Atividade epileptiforme: padrões morfológicos mais comuns. . . . .	33
Figura 13 – Representação da disposição do eletrodos, referente ao Sistema 10/20, utilizado para a aquisição do registros EEGs disponíveis no banco de dados CHB-MIT. . . . .	36
Figura 14 – Representação esquemática do algoritmo implementado. . . . .	39
Figura 15 – Gráficos dos espectros de frequências que mostram assimetrias de amplitude. . . . .	44
Figura 16 – Gráficos dos espectros de frequências, utilizados na identificação de assimetrias, que foram obtidos através de registrados EEGs em indivíduos normais. . . . .	46
Figura 17 – Exemplo de apreensão EEG referente ao Caso 1, no qual o paciente teve convulsão. É mostrado o exato momento que ocorre a convulsão, a mesma começa em 2996 segundos, e termina em 3036 segundos. . . . .	47
Figura 18 – Exemplo do registro EEG referente ao Caso 5, no qual o paciente não teve convulsões durante o registro. . . . .	48
Figura 19 – Gráfico representativo do espectro de frequência do canal Fp1-F3, referente ao Caso 1. . . . .	48

---

Figura 20 – Gráfico representativo do espectro de frequência do canal Fp1-F3, referente ao Caso 5 . . . . .	49
Figura 21 – Histograma geral que apresenta a ocorrência de frequência <i>versus</i> a frequência que mais contribui para os sinais EEGs. . . . .	50
Figura 22 – Histograma de frequência referente ao caso 8. . . . .	51
Figura 23 – Histograma de frequência referente ao caso 20. . . . .	52

# Sumário

<b>Dedicatória</b>	<b>4</b>
<b>Agradecimentos</b>	<b>5</b>
<b>Epígrafe</b>	<b>6</b>
<b>Resumo</b>	<b>7</b>
<b>Abstract</b>	<b>8</b>
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	<b>14</b>
<b>Introdução</b>	<b>14</b>
<b>1.1 Objetivos</b>	<b>15</b>
1.1.1 Objetivo Geral	15
1.1.1.1 Objetivos Específicos	15
<b>1.2 Estrutura do Trabalho</b>	<b>16</b>
<b>2 ANATOMIA E FISIOLOGIA CEREBRAIS</b>	<b>17</b>
<b>Anatomia e Fisiologia Cerebrais</b>	<b>17</b>
<b>2.1 O Cérebro</b>	<b>17</b>
<b>2.2 Células do Sistema Nervoso</b>	<b>18</b>
<b>2.3 Potenciais de Membrana e Potenciais de Ação</b>	<b>19</b>
2.3.1 Potencial de Membrana	20
2.3.2 Potencial de Ação	20
<b>2.4 Sinapse</b>	<b>21</b>
2.4.1 Condução "Unidirecional" nas Sinapses Químicas	22
<b>3 ELETROENCEFALOGRAMA (EEG)</b>	<b>23</b>
<b>Eletroencefalograma (EEG)</b>	<b>23</b>
<b>3.1 História do EEG</b>	<b>23</b>
<b>3.2 Geradores do EEG</b>	<b>24</b>
<b>3.3 Arranjos Neurais e Sincronização Subcortical do EEG</b>	<b>24</b>
<b>3.4 Aquisição do Sinal</b>	<b>24</b>
<b>3.5 Colocação dos Eletrodos: Sistema Internacional 10-20</b>	<b>26</b>
<b>3.6 Ondas Cerebrais</b>	<b>26</b>

3.6.1	Ondas Delta	27
3.6.2	Ondas Theta	28
3.6.3	Ondas Alpha	28
3.6.4	Ondas Beta	29
3.6.5	Ondas Gamma	29
<b>3.7</b>	<b>Anormalidades em EEGs</b>	<b>29</b>
3.7.1	Pontas Agudas Negativas e Positivas	29
3.7.2	Ondas Lentas	30
3.7.3	Assimetrias	30
<b>4</b>	<b>EPILEPSIA</b>	<b>31</b>
	<b>Epilepsia</b>	<b>31</b>
4.1	Considerações Gerais sobre Epilepsia e Crises Epilépticas	31
4.2	Zona Epileptogênica	31
4.3	O EEG e a Epilepsia	32
4.4	Convulsões	34
4.5	Tratamento da Epilepsia	34
<b>5</b>	<b>METODOLOGIA DO TRABALHO</b>	<b>36</b>
	<b>Metodologia do Trabalho</b>	<b>36</b>
5.1	Transformadas de Domínio	38
5.1.1	Transformada de Fourier	40
5.1.1.1	Transformada Rápida de Fourier (FFT)	41
5.2	Software Utilizado	42
<b>6</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES</b>	<b>43</b>
	<b>Resultados e Discussões</b>	<b>43</b>
6.1	Análise Quantitativa	43
6.2	Análise Estatística	50
<b>7</b>	<b>CONCLUSÕES</b>	<b>53</b>
	<b>Conclusões</b>	<b>53</b>
7.1	Trabalhos Futuros	54
	<b>REFERÊNCIAS</b>	<b>55</b>

---

<b>APÊNDICES</b>	<b>58</b>
<b>APÊNDICE A – FUNÇÃO DA FFT IMPLEMENTADA NO SOFTWARE DE COMPUTAÇÃO NUMÉRICA . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>Apêndice . . . . .</b>	<b>59</b>
<b>APÊNDICE B – ALGORITMO DA TRANSFORMADA RÁPIDA DE FOURIER (FFT) IMPLEMENTADO NO SOFTWARE DE COMPUTAÇÃO NUMÉRICA . . . . .</b>	<b>61</b>

# 1 Introdução

O cérebro é a parte mais desenvolvida do encéfalo, nele acontecem os impulsos nervosos que nos permitem, por exemplo: pensar, lembrar fatos e falar. Assim sendo, este é considerado o centro da inteligência e do aprendizado, nele encontra-se o córtex, sendo esta uma de suas partes mais desenvolvida, por ser rica em neurônios. Muitos autores dizem que sem o córtex não existiriam a razão, emoção e até a memória. Além do córtex, o cérebro possui dois hemisférios cerebrais, o hemisfério direito e o hemisfério esquerdo. O hemisfério direito está relacionado à criatividade e às habilidades artísticas, enquanto o hemisfério esquerdo está associado a habilidades analíticas e matemáticas (AMABIS JOSÉ M.; MARTHO, 1995).

Os pensamentos, sentimentos e emoções nos seres humanos, estão relacionados diretamente com as atividades celulares que geram fraquíssimas correntes elétricas no cérebro. A atividade elétrica do cérebro humano começou a ser estudada na década de 20 pelo médico e cientista Hans Berger. Nesta época, Berger registrou potenciais do couro cabeludo de pacientes com defeitos de crânio e, alguns anos mais tarde, com equipamentos mais sensíveis, de indivíduos intactos (GOMES, 2015). O registro da atividade elétrica cerebral é feito pelo aparelho chamado eletroencefalógrafo, sendo tal registro, chamado de eletroencefalograma. Após diversos estudos, Berger definiu que *EEG* seria a abreviatura usada para eletroencefalograma.

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 (RAMOS, 2017). O registro eletroencefalográfico é realizado através de eletrodos afixados com um gel condutor de eletricidade no escalpo e, um amplificador eletrônico aumenta a amplitude do sinal elétrico que é gerado pelo cérebro, e assim, pode ser captado pelo aparelho.

Em se tratando de frequências cerebrais e, dos registros contidos em um eletroencefalograma, uma forma, com possibilidades eficazes de se chegar aos pontos que podem se mostrarem obscuros em meio aos registros visíveis aos olhos dos médicos que analisam um eletroencefalograma, é o processamento digital de sinais analógicos. Um sinal analógico (significando em tempo contínuo) pode ser processado digitalmente pela sua e quantização (LATHI, 2007).

Saindo do estudo do sinal analógico, e passando a tratar dos sinais elétricos que são apontadas em um eletroencefalograma, de acordo com Amabis e Martho (AMABIS JOSÉ M.; MARTHO, 1995), as correntes elétricas registradas no eletroencefalograma aumentam e diminuem regularmente, desenhando um gráfico com o aspecto de ondas. Dependendo

do local onde o eletrodo é colocado, as ondas elétricas cerebrais apresentam diferentes aspectos. Desse modo, torna-se importante o estudo dos diversos tipos de ondas cerebrais.

As ondas cerebrais registradas do escalpo variam entre 0 e 200 microvolts ( $\mu V$ ). A forma das ondas é muito dependente do grau de atividade do córtex cerebral, as ondas variam acentuadamente entre os estados de vigília, sono e coma. Na maior parte do tempo, essas ondas são irregulares, sem que se possa definir seu padrão geral no EEG. Todavia, por vezes, pode surgir padrões distintivos, sendo que, alguns deles são característicos de anormalidades específicas do encéfalo (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011). Outros aparecem, até mesmo, em pessoas normais, podendo ser classificados como ondas alpha (8 - 13 Hz), beta (13 - 30 Hz), delta (0,1 - 4 Hz), gamma (30 - 80 Hz) e theta (4 - 8 Hz) (SALABUN, 2014).

Com os conhecimentos sobre as características do EEG e das ondas cerebrais que ele pode detectar, é importante se ter em mente, que com a inserção do EEG no contexto clínico, o mesmo tornou-se bastante utilizado para diagnosticar disfunções e doenças relacionadas à atividade elétrica cerebral, como por exemplo, a epilepsia, a presença de tumores cerebrais ou lesões causadas por um acidente (SCHOMER DONALD L.; SILVA, 2011).

Por isso, a importância do estudo sobre a atividade elétrica cerebral registrada no EEG. Neste trabalho, a utilização do processamento digital dos sinais obtidos em EEG, pode ser de grande valia para um diagnóstico mais preciso e confiável de alguns tipos de disfunções cerebrais. Pois, acredita-se, que o sinal na forma espectral, pode vim a apresentar mais detalhes de cada uma das ondas cerebrais, tendo como finalidade auxiliar, de forma mais acurada, em um diagnóstico preciso dos registros encefalográficos.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1 Objetivo Geral

Realizar o tratamento das ondas cerebrais, através do processamento digital de sinais, para estabelecer padrões de comportamento que possam indicar algum tipo de disfunção cerebral.

#### 1.1.1.1 Objetivos Específicos

- Fazer uma revisão de literatura e compreender os diferentes tipos de ondas cerebrais e seus padrões de frequências.
- Realizar estudos de diferentes tipos de sinais eletroencefalográficos, para definir possíveis características que possam ser consideradas normais ou não, dentro do



contexto clínico.

- Fazer processamento digital de sinais de EEG, para a obtenção de um sinal no domínio da frequência, com mais riqueza de detalhes, onde possa ser avaliado, as características do sinal processado, através de implementação de algoritmo da Transformada Rápida de Fourier (FFT) em um software de computação numérica, para verificar se o espectro de frequência cerebral pode apresentar parâmetros que caracterizam algum tipo de disfunção cerebral.

## 1.2 Estrutura do Trabalho

Além da introdução, este trabalho contém os seguintes capítulos:

- Capítulo 2: Apresenta a Anatomia e Fisiologia Cerebrais, iniciando a parte da fundamentação teórica;
- Capítulo 3: Este capítulo apresenta a teoria sobre o Eletroencefalograma (EEG);
- Capítulo 4: Apresenta, de modo breve, a teoria sobre a Epilepsia;
- Capítulo 5: Contém a Metodologia deste trabalho;
- Capítulo 6: Neste capítulo, são apresentados e discutidos os resultados obtidos neste trabalho;
- Capítulo 7: Apresenta as Conclusões e Trabalhos Futuros.

## 2 Anatomia e Fisiologia Cerebrais

### 2.1 O Cérebro

O cérebro é o principal órgão do sistema nervoso central. Ele corresponde a parte mais desenvolvida do encéfalo, e é considerado o órgão mais complexo do corpo humano. É nele que acontecem os impulsos nervosos que nos permitem pensar, falar e lembrar fatos. O cérebro é tido, portanto, como o centro da inteligência e do aprendizado ([AMABIS JOSÉ M.; MARTHO, 1995](#)).

A região superficial do cérebro, constitui o córtex cerebral, uma fina camada externa que acomoda bilhões de corpos celulares de neurônios (substância cinzenta). Abaixo do córtex cerebral, existe uma camada de substância branca, assim denominada, devido possuir feixes de axônios neuronais mielinizados, que lhe conferem esta aparência branca ([GONÇALVES, 2009](#)).

Figura 1 – Cérebro.



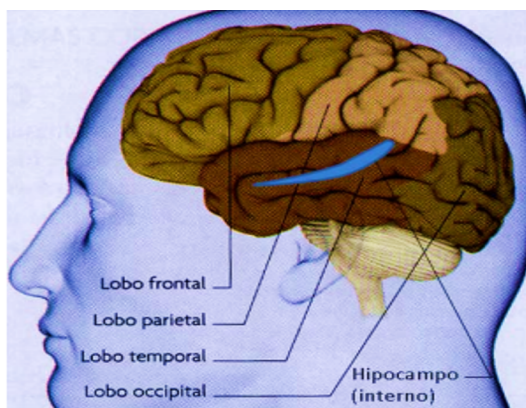
Fonte: Adaptada de ([BNA, 2008](#)).

O cérebro é dividido em duas metades, os hemisférios cerebrais esquerdo e direito, conectadas entre si por uma região denominada corpo caloso, cada qual controlando atividades diferentes. O hemisfério esquerdo está associado a habilidades analíticas e matemáticas, enquanto o hemisfério direito está associado à criatividade e às habilidades artísticas([AMABIS JOSÉ M.; MARTHO, 1995](#)).

Os hemisférios cerebrais são cobertos pelo córtex cerebral, e dividem-se em quatro lobos: lobo frontal, lobo temporal, lobo parietal e lobo occipital. Eles são assim denominados, para referenciar os ossos cranianos localizados acima do córtex cerebral ([USP, 2011](#)). A Figura 2, é uma representação dos lobos cerebrais, cada lobo desempenha funções específicas. O lobo frontal controla o comportamento motor especializado como a fala, pensamento e planejamento; no lobo temporal são gerados recordações e emoções, reconhecimento de

dados onde se dá o início das comunicações e ações; o lobo parietal recebe e interpreta os estímulos sensoriais provenientes do resto do corpo; e o lobo occipital é o responsável pelo processamento da informação visual (ANDRAUS, 2006).

Figura 2 – Esquema da vista lateral do córtex cerebral, com representação dos lobos cerebrais.



Fonte: (USP, 2011).

## 2.2 Células do Sistema Nervoso

O cérebro possui células nervosas, que são seus componentes fundamentais, elas se conectam entre si formando redes. Essas redes têm atividade elétrica e química constante (BNA, 2008).

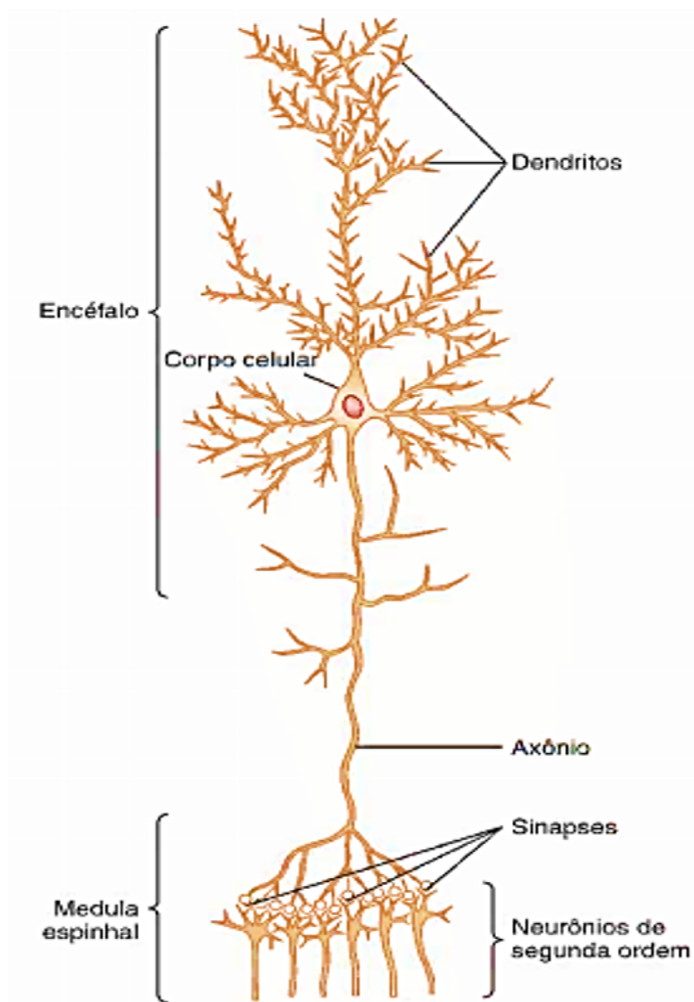
O neurônio é considerado a unidade fundamental do sistema nervoso, sendo ele, uma célula nervosa comum à maioria dos vertebrados. Os neurônios são células altamente estimuláveis, que processam e transmitem informação através de sinais eletro-químicos. Uma das suas principais características, é a capacidade das suas membranas plasmáticas gerarem impulsos nervosos. Tipicamente, a maioria dos neurônios possuem corpo celular e dois tipos de prolongamentos citoplasmáticos, os dendritos e os axônios (MOREIRA, 2013).

O corpo celular de um neurônio, contém o núcleo e a maior parte das organelas. É nesta parte onde ocorre a síntese proteica; os dendrites são prolongamentos finos, geralmente ramificados, que recebem e conduzem os estímulos provenientes de outros neurônios ou de células sensoriais (MOREIRA, 2013); já o axônio, é responsável por transmitir os impulsos para fora do corpo celular. Eles apresentam uma estrutura cilíndrica que pode medir até um metro de comprimento, terminando sobre outros neurônios ou órgãos efetores por meio de pequenos ramos (GONÇALVES, 2009).

No sistema nervoso central há mais de 100 bilhões de neurônios. A Figura 3, mostra a estrutura de um neurônio típico, encontrado no córtex motor cerebral. Através de sinapses

localizadas principalmente nos dendritos neuronais, sinais aferentes chegam a esse neurônio, além dos que chegam também pelo corpo celular (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

Figura 3 – Estrutura de grande neurônio do encéfalo onde estão apontadas suas partes funcionais mais importantes.



Fonte: (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

Apesar do grande número de neurônios presentes no sistema nervoso, eles não são as únicas células desse sistema. Há também as células da glia ou células gliais. Elas funcionam como suporte físico dos neurônios e auxiliam as ligações durante o desenvolvimento embrionário. Boa parte das células gliais fornecem nutrientes aos neurônios enquanto outras consomem partículas estranhas e resíduos celulares. Uma outra função dessas células, é a manutenção dos níveis iônicos em volta dos neurônios (MOREIRA, 2013).

### 2.3 Potenciais de Membrana e Potenciais de Ação

Existem potenciais elétricos através das membranas de praticamente todas as células do corpo. Algumas células, como por exemplo, as células nervosas, são capazes de

gerar impulsos eletroquímicos que se modificam com grande rapidez em suas membranas, e esses impulsos são capazes de transmitir sinais por toda a membrana dos nervos (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

### 2.3.1 Potencial de Membrana

O potencial de membrana de uma célula em repouso é chamado de potencial da membrana em repouso e se refere à diferença de potencial elétrico, ou voltagem, que normalmente há através da membrana. O potencial de membrana em repouso é cerca de **- 70 milivolts**, e depende de dois mecanismos básicos: 1) difusão de íons através da membrana, pela diferença de concentração iônica entre as duas faces da membrana; 2) transporte ativos de íons através da membrana (bomba de sódio potássio ( $\text{Na}^+/\text{K}^+$ )) (MONTENEGRO et al., 2012). Sendo que esta bomba consiste em várias membranas protéicas que transportam os íons  $\text{Na}^+$  para o exterior da célula e os íons  $\text{K}^+$  para o interior da mesma, utilizando energia na forma de adenosina trifosfato (ATP). A proporção entre íons transportados pela bomba é  $3\text{Na}^+ : 2\text{K}^+$  (GONÇALVES, 2009).

Os dois mecanismos citados anteriormente, acabam criando um desequilíbrio entre as cargas nos dois lados da membrana, produzindo uma diferença de potencial. A difusão de íons através da membrana é regulada por dois fatores, a concentração do íon e seu potencial elétrico, dentro e fora da célula (MONTENEGRO et al., 2012).

Como, por convenção, o potencial fora da célula é definido como zero, e o potencial de repouso é negativo, pois a célula neural tem excesso de cargas positivas na face externa da membrana e de cargas negativas na sua face interna. Dos quatros tipos mais abundantes de íons encontrados em qualquer das faces da membrana celular, o  $\text{Na}^+$  e o  $\text{Cl}^-$  estão mais concentrados por fora da célula, com  $\text{K}^+$  e os ânions orgânicos ( $\text{A}^-$ ), que são, principalmente, aminoácidos e proteínas, mais concentrados em seu interior (MONTENEGRO et al., 2012).

### 2.3.2 Potencial de Ação

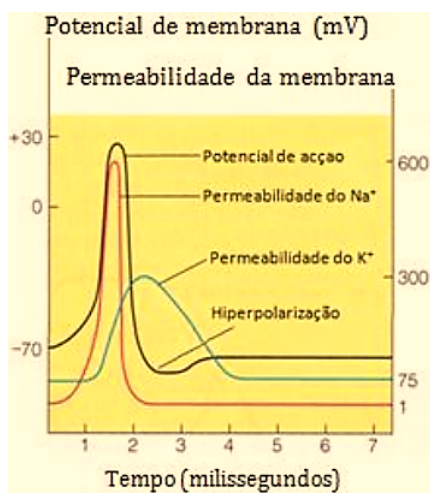
Os sinais nervosos são transmitidos por potenciais de ação. Estes consistem em rápidas alterações do potencial de membrana que se propagam com grande velocidade por toda a membrana da fibra nervosa. Os potenciais de ação começam por uma alteração súbita do potencial de membrana normal negativo para um potencial positivo, e terminam, com retorno quase tão rápido para o potencial negativo. Para que um sinal nervoso seja conduzido, ocorre o deslocamento do potencial de ação ao longo da fibra nervosa até sua extremidade final (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

Para que um potencial de ação ocorra é preciso que haja uma diminuição da negatividade intracelular, pela entrada de  $\text{Na}^+$  através de canais voltagem-dependentes (despolarização). Após a deflagração do potencial de ação, a abertura dos canais voltagem-

dependentes de  $K^+$  permite a saída de  $K^+$  (deixando o ambiente intracelular novamente mais negativo), repolarizando a célula. O cálcio auxilia na repolarização. Uma vez deflagado, o potencial de ação se propaga nas duas direções da fibra nervosa e acaba por despolarizar toda a membrana neuronal (MONTENEGRO et al., 2012).

Além disso, ocorre também, a hiperpolarização da membrana, que dura alguns milissegundos e, a diferença de potencial nessa fase decresce momentaneamente abaixo de  $-70$  mV, podendo chegar a  $-90$  mV. Isso se deve, a um atraso no encerramento dos canais de potássio presente na membrana (vide Figura 4). No momento que um neurônio deixa de ser estimulado, a bomba  $Na^+/K^+$  rapidamente restabelece as concentrações intra e extracelulares de ambos os íons, preparando-o para um novo potencial de ação (GONÇALVES, 2009).

Figura 4 – Potencial de membrana e permeabilidade aos íons  $Na^+$  e  $K^+$ .



Fonte: (GONÇALVES, 2009).

## 2.4 Sinapse

A alteração do potencial de membrana em repouso é o resultado dos potenciais sinápticos (MONTENEGRO et al., 2012). A sinapse é o ponto de confluência entre um neurônio e o neurônio seguinte. As sinapses determinam as direções em que os sinais nervosos vão se distribuir através do sistema nervoso. Há dois tipos principais de sinapses: (1) a sinapse química e (2) a sinapse elétrica (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

Muitas das sinapses utilizadas para a transmissão do sinal nervoso central da espécie humana são sinapses químicas. Nestas estruturas, o primeiro neurônio secreta, no seu terminal, uma substância química chamada de neurotransmissor (também chamada de substância transmissora), e este neurotransmissor, por sua vez, irá atuar em proteínas receptores presentes na membrana do neurônio subsequente, para promover excitação,

inibição ou, ainda, modificar de maneira diferente, a sensibilidade desta célula (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

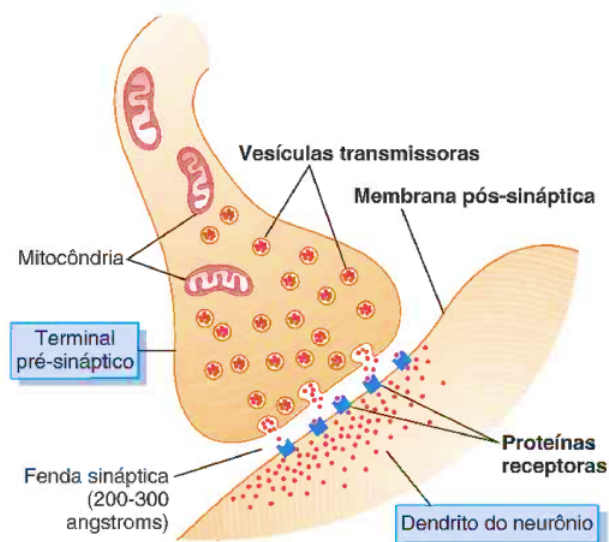
Quanto as sinapses elétricas, elas são caracterizadas por canais que conduzem eletricidade de uma célula para a próxima. Muitas dessas sinapses consistem em pequenas estruturas tubulares proteicas chamadas de junções comunicantes (gap), que permitem o movimento livre de íons do interior de uma célula para interior de outra (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).

### 2.4.1 Condução "Unidirecional" nas Sinapses Químicas

Segundo (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011), as sinapses químicas têm características extremamente importante, que as torna muito adequadas para transmitir sinais nervosos. Pois, elas transmitem os sinais sempre em uma só direção, ou seja, do neurônio que secreta o neurotransmissor, chamado neurônio pré-sináptico, que passa pelo espaço entre os neurônios adjacentes – **fenda sináptica**, e vai para o neurônio no qual o neurotransmissor age, o neurônio pós-sináptico. Essa é uma das principais diferenças entre as sinapses químicas e as elétricas, pois, em geral, as sinapses elétricas transmitem os sinais em ambas as direções.

Na Figura 5 é ilustrada a estrutura básica de uma sinapse ao mostrar um terminal pré-sináptico único na superfície da membrana de um neurônio pós-sináptico.

Figura 5 – Sinapse.



Fonte: (GUYTON ARTHUR C.; HALL, 2011).



## 3 Eletroencefalograma (EEG)

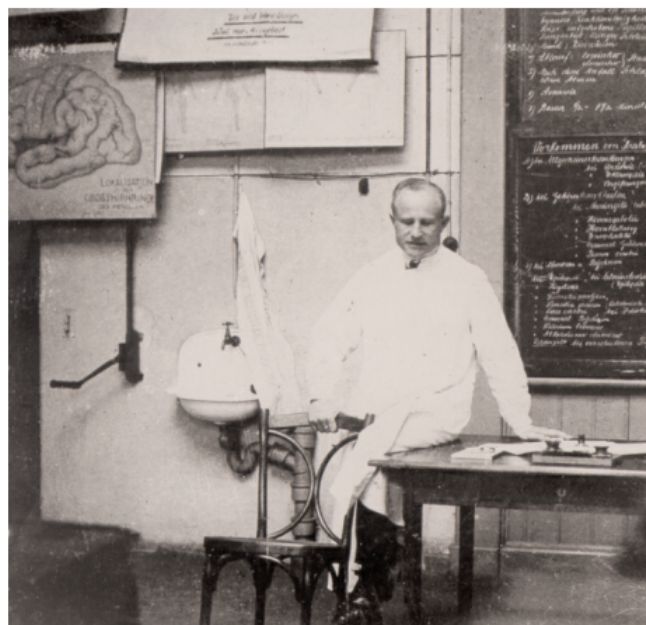
### 3.1 História do EEG

Em 1874, na Inglaterra, Richard Caton (médico e fisiologista britânico), descobriu evidência de atividade elétrica nos cérebros de coelhos e macacos, dando início a história da eletroencefalografia. Ele colocou fios elétricos diretamente nos cérebros dos animais e acreditou que as flutuações de voltagem que observou foram relacionadas à atividade física e mental (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

Entre 1902 e 1912, ocorreram os primeiros registros de atividades elétricas no cérebro de seres humanos, por meio de eletrodos colocados no couro cabeludo. Esses registros foram feitos por *Hans Berger* (1873-1941), professor de psiquiatria na Universidade de Jena, Alemanha, Berger foi o primeiro investigador sistemático da atividade elétrica no cérebro humano.

Em 1934, Berger provou que a atividade elétrica no cérebro de seres humanos, era produzida por neurônios, e não por artérias ou outras estruturas intracranianas. Foi Berger que introduziu a palavra *eletroencefalograma*, comumente conhecida pela sigla *EEG*, e seu sistema de descrever a bioeletricidade cerebral (ondas alfa, beta, teta, delta e gama) é usado mundialmente hoje (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

Figura 6 – Dr. Hans Berg, fundador da Eletroencefalografia.



Fonte: (MILLETT, 2001).



## 3.2 Geradores do EEG

As duas formas principais de ativação neuronal são, a despolarização rápida das membranas neuronais, que resulta no potencial de ação, e as mudanças lentas no potencial de membrana devidas à ativação sináptica. Essas últimas são o potencial pós-sináptico excitatório (PEPS) e o potencial pós-sináptico inibitório (PIPS) (GOMES, 2015).

Esses potenciais pós-sinápticos, se apresentam em duas formas: PEPS, que despolariza a membrana, e PIPS, que hiperpolariza a membrana. Eles são os responsáveis por praticamente toda a atividade elétrica registrada no couro cabeludo. Isso acontece por eles serem de longa duração, por envolverem grandes áreas de superfície de membrana, por ocorrerem quase simultaneamente em milhares de células piramidais corticais e por existirem particularmente nos dendritos das células piramidais que são uniformemente perpendiculares à superfície cortical. Essas propriedades permitem que todos os potenciais pós-sinápticos se somem efetivamente para serem detectáveis no couro cabeludo (GOMES, 2015).

## 3.3 Arranjos Neurais e Sincronização Subcortical do EEG

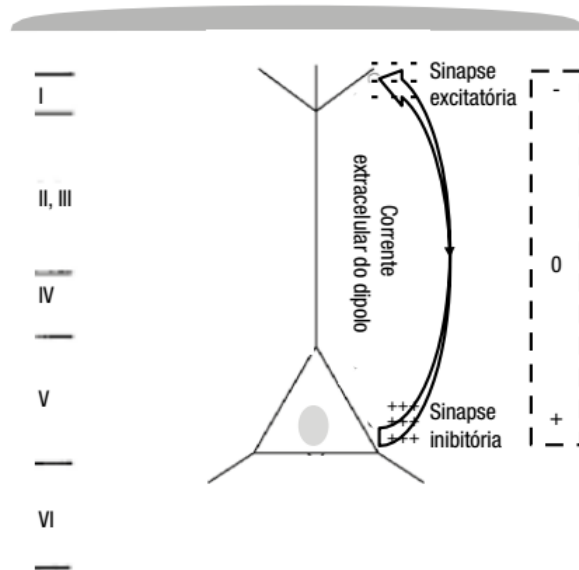
Segundo (MONTENEGRO et al., 2012), os principais geradores elétricos cerebrais são os neurônios piramidais. Eles são verticalmente orientados e localizados em camadas corticais III, V e VI, individualmente, pelos seus campos de potencial dendrítico e globalmente pelo seu potencial de campo local. As células piramidais como um dipolo microscópico são rodeadas por seu campo elétrico característico, o campo de potencial dendrítico (vide Figura 7); além disso, as correntes sobrepostas dos campos de potencial dendrítico originam o potencial de campo local de massas neurais que podem favorecer o EEG. (GOMES, 2015).

Associadamente, a polaridade do EEG de superfície depende da localização da atividade sináptica no córtex, e a expressão maior será do potencial de campo local mais próximo à fonte (Figura 8). Os neurônios que mais contribuem para o EEG são aqueles que formam “campos abertos”, ou seja, os neurônios piramidais do córtex, uma vez que estes são dispostos em paliçada, com os dendritos apicais alinhados perpendicularmente à superfície cortical (GOMES, 2015).

## 3.4 Aquisição do Sinal

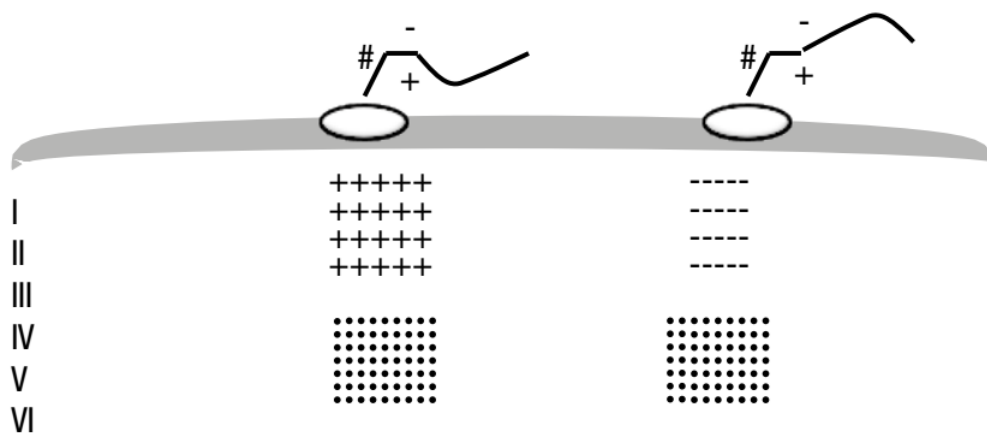
Sinais cerebrais são adquiridos por eletrodos na superfície da cabeça (KOUDELKOVÁ ZUZANA; STRMISKA, 2018). Técnicas modernas para a aquisição do EEG coletam os padrões elétricos subjacentes do couro cabeludo e os digitalizam para armazenamento em mídias digitais. A utilização desta tecnologia depende fortemente da colocação e

Figura 7 – Célula piramidal se comportando como um dipolo microscópico rodeado pelo seu campo elétrico característico, o potencial de campo dendrítico gerado pelos dois tipos de sinapses simultaneamente ativas.



Fonte: (GOMES, 2015).

Figura 8 – Representação de camada de dipolo resultado de agrupamento denso de células piramidais cujas correntes sobrepostas (potencial de campo dendrítico) originam o potencial de campo local e o EEG.



Fonte: (GOMES, 2015).

contato dos eletrodos. Por esse motivo, os eletrodos são tipicamente construídos a partir de materiais condutores, tais como o ouro, prata ou o cloreto de prata, com um diâmetro de 1 cm, usando-se um gel condutor no couro cabeludo para manter um sinal com nível SNR (relação sinal-ruído) aceitável (SILVA, 2016).

Então, através dos eletrodos fixados no couro cabeludo, são captados sinais amplificados que registram, aproximadamente, 6 cm<sup>2</sup> da superfície do córtex cerebral humano, o que corresponde a, aproximadamente, 100 mil neurônios por eletrodo. Tal medida reflete

a atividade elétrica de uma população de células cujos sinais produzidos representam o somatório das ativações locais (ROCHA et al., 2008).

Posicionar corretamente os eletrodos é muito importante para o registro correto dos padrões elétricos, e também, para assegurar a coerência entre os dados e as posições em que foram capturados. O técnico responsável pela fixação dos eletrodos utilizam fitas métricas convencionais para medir o comprimento entre os pontos de referência, násis, ínio e pontos pré-auriculares, e determinar os pontos intermediários estabelecidos pelos Sistemas Internacionais 10-20, 10-10 e 10-5 (OCHOA, 2002).

Dentre esses sistemas, o sistema internacional 10-20 é o mais utilizado para descrever a colocação de eletrodos em intervalos específicos ao longo da cabeça. Esse sistema será descrito na próxima seção.

### 3.5 Colocação dos Eletrodos: Sistema Internacional 10-20

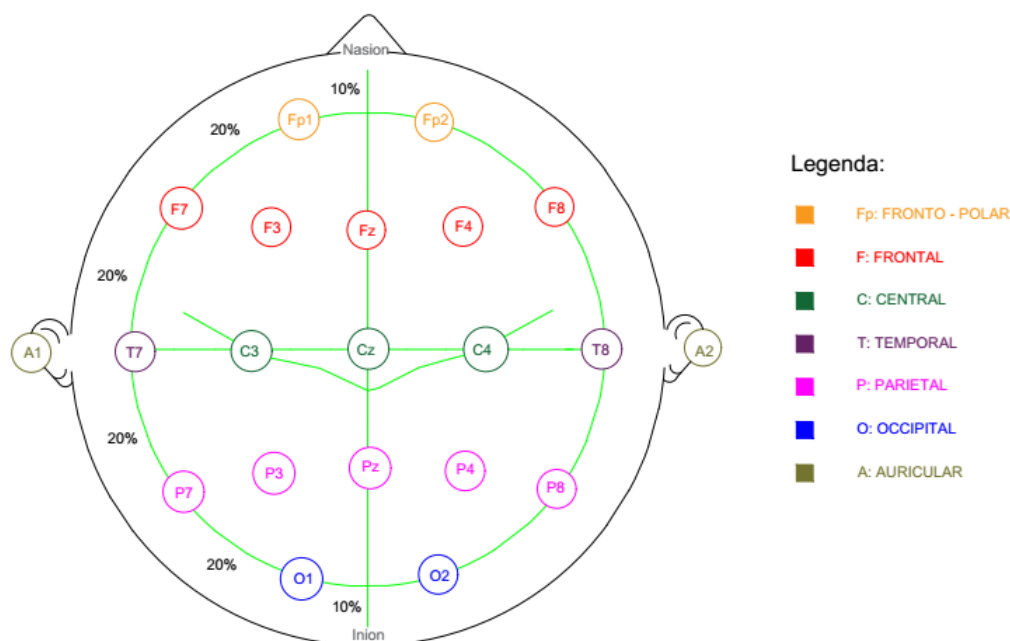
A colocação dos eletrodos segundo o sistema internacional 10-20 baseia-se em pontos anatômicos específicos (pontos pré-auriculares, glabella e protuberância occipital), que servem como referência para a determinação do local onde cada eletrodo deve ser colocado. A Figura 9, mostra uma representação do sistema internacional 10-20, no qual, a distância entre os eletrodos é de 10 ou 20% da distância total entre dois pontos de referência. Isto permite que o intervalo entre cada eletrodo seja proporcionalmente semelhante, independente do tamanho da cabeça do paciente (MONTENEGRO et al., 2012).

O sistema 10-20 utiliza 21 eletrodos que são colocados em locais específicos do crânio. A colocação desses eletrodos tem como objetivo cobrir todas as áreas do escalpo: frontopolar, parietal, temporal, central e occipital. Apesar do sistema descrito utilizar 21 eletrodos, este número pode ser aumentado de acordo com a necessidade de cada caso. O aumento pode ser feito intercalando-se novos eletrodos entre os pontos utilizados normalmente. Além disso, existe uma padronização quanto a nomenclatura de cada eletrodo. Os eletrodos situados na linha média recebem a denominação "z". Os eletrodos de números ímpares estão situados à esquerda e os de números pares à direita. Além de um número, cada eletrodo recebe uma letra correspondente à área anatômica subjacente. Por exemplo: eletrodo F3 - frontal esquerdo (MONTENEGRO et al., 2012).

### 3.6 Ondas Cerebrais

O estudo sobre ondas cerebrais teve início em 1930, quando Hans Berger inventou o EEG com o objetivo de monitorar a variação elétrica na superfície do crânio humano (FRANÇA, 2008). Como já visto, o EEG corresponde à variação do potencial das células

Figura 9 – Sistema Internacional 10-20.



Fonte: Elaborada pela Autora.

nervosas do cérebro, e tal variação, existe devido à transição entre estados de excitação e de inibição. Um vez que o potencial se estende até ao couro cabeludo, é possível realizar a medição do mesmo, de modo não invasivo. (COSTA, 2014).

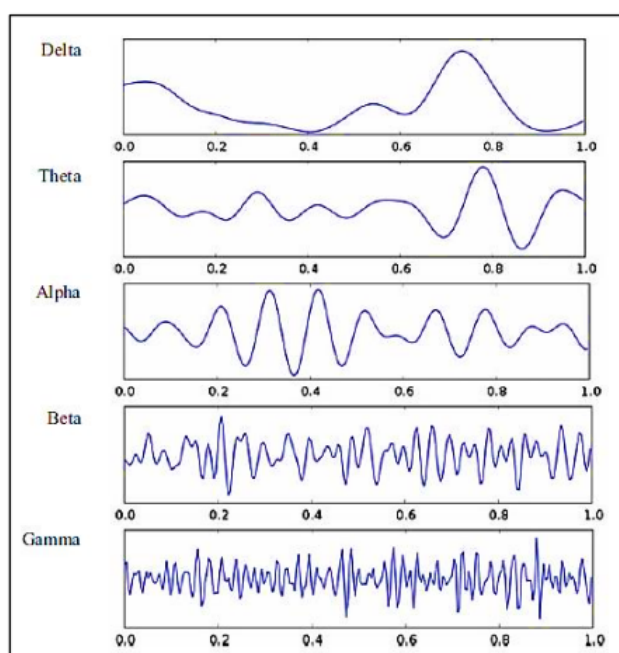
As ondas cerebrais mudam de frequência baseando-se nas atividades elétricas dos neurônios, que estão relacionadas com mudanças de estados de consciência, como por exemplo, concentração, excitação, relaxamento, sono, dentre outros (RIOS LUÍDE M.; GLANZMANN, 2015). Assim, a frequência é um dos critérios mais importantes de avaliação do EEG, pois, normalmente ela é considerada na avaliação de anormalidades em EEG clínico (KOUDELKOVÁ ZUZANA; STRMISKA, 2018).

A atividade elétrica do cérebro é classificada por bandas de frequência, onde as principais são: delta, theta, alpha, beta e gamma (COSTA, 2014). As ondas cerebrais referentes a cada banda de frequência, possuem diferentes amplitudes e significado (veja a Figura 10). Para uma melhor compreensão sobre as ondas cerebrais, serão apresentadas a seguir as características de cada uma delas.

### 3.6.1 Ondas Delta

Estas são as ondas mais lentas com frequências entre 0,1 e 4 Hz. Assim, o estado delta é o acesso mais baixo das frequências das ondas cerebrais. Algumas faixas de frequências no ritmo delta são responsáveis pela liberação do HGH (Hormônio do Crescimento Humano) que beneficia o desenvolvimento do corpo humano. As ondas delta são responsáveis

Figura 10 – Cinco principais ondas cerebrais distinguidas por suas diferentes faixas de frequência.



Fonte: (KOUDELKOVÁ ZUZANA; STRMISKA, 2018).

pelo acesso ao inconsciente. Os programas que contém Delta são ideais para o sono, a recuperação física/mental e meditação profunda (LELIS, 2014).

### 3.6.2 Ondas Theta

As ondas theta referem-se a um estado de baixa consciência. Essas ondas estão entre 4 e 8Hz e sua ocorrência está associada a estados hipnóticos, emoções, durante os sonhos e no sono REM. Estudos mostram que essas ondas estão relacionadas com a memória de curto-prazo (FRANÇA, 2008). Segundo estes estudos, tais ondas ficam presentes quando o indivíduo está guardando informações, mantendo a “atualização” do cérebro constante (LISMAN JOHN; IDIART, 1995).

### 3.6.3 Ondas Alpha

As ondas alpha são definidas pelas frequências entre 8 e 13 Hz e ocorre durante a atenção plena e a meditação. Neste estado, a atividade cortical acontece em áreas do cérebro que não estão focadas em um estímulo sensorial, ou seja, caso um estímulo visual esteja presente as regiões referentes aos estímulos táteis e sonoros vão sofrer um aumento da atividade alpha (FRANÇA, 2008). Este tipo de ondas encontram-se em atividade quer seja num estado de alerta ou num estado de relaxamento (COSTA, 2014).

### 3.6.4 Ondas Beta

As ondas do tipo beta apresentam uma frequência entre os 13 Hz e os 30 Hz, indicando elevada velocidade de propagação. A sua presença está associada a um estado de excitação/alerta (COSTA, 2014). Este estado de consciência (beta) é normalmente conhecido como estado de vigília. Estudos mostram que ondas beta estão presentes em grande quantidade quando é necessário desenvolver soluções para problemas matemáticos (LINDSLEY, 1952).

### 3.6.5 Ondas Gamma

Ondas gamma normalmente são definidas por frequências entre 30Hz e 80 Hz. Supõe-se que esta onda é responsável pela integração de diferentes modalidades sensoriais (SALABUN, 2014). Já que, essas ondas estão correlacionadas ao processamento de estímulos visuais, táteis e auditivos (KEIL; GRUBER; MULLER, 2001), e são influenciadas principalmente pela reação visual. Além disso, essas ondas são importantes para a aprendizagem, memória e processamento de informação (KOUDELKOVÁ ZUZANA; STRMISKA, 2018).

## 3.7 Anormalidades em EEGs

Diversas anormalidades podem ser encontradas em EEGs. Algumas das mais comuns que podem acontecer num EEGs são:

1. **Pontas agudas negativas e positivas;**
2. **Ondas lentas;**
3. **Assimetrias.**

### 3.7.1 Pontas Agudas Negativas e Positivas

Uma ponta aguda é uma subida ou descida abrupta, saindo do nível geral da linha, no traçado. Este tipo de onda, possui pontas dirigidas para cima (ponta aguda negativa) e/ou pontas dirigidas para baixo (ponta aguda positiva). Sinônimos de pontas agudas: espículas, ondas agudas e, do inglês, *spikes* (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006). Para a identificação de pontas agudas no EEG, é necessário listar algumas características que distinguem pontas agudas anormais de pontas agudas normais. Assim, segue abaixo algumas dessas características:

- Pontas agudas negativas em geral são mais patológicas do que pontas agudas positivas (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

- Se aparecem pontas na mesma coluna vertical, em algumas regiões e não em outras, a chance de que sejam patológicas é bem maior (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).
- Se, na mesma coluna vertical, algumas pontas agudas são negativas e outras são positivas, é provável que elas indiquem patologia (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).
- Pontas agudas, negativas e positivas, que acontecem sozinhas numa linha são provavelmente patológicas (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

### 3.7.2 Ondas Lentas

As ondas lentas são divididas em ondas delta e ondas teta. Para determinar se as ondas lentas são anormais ou normais, é preciso conhecer o estado de consciência da pessoa (em vigília ou dormindo) e sua idade. Em geral, as ondas delta são os únicos tipos de ondas lentas anormais, desde que a pessoa submetida ao exame EEG esteja acordada (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

### 3.7.3 Assimetrias

Referem-se apenas as assimetrias de amplitude dos ritmos de base. A assimetria é considerada significativa quando a diferença de amplitude entre os lados do cérebro é maior que 30%. No entanto, o ritmo posterior do hemisfério cerebral direito, normalmente apresenta maior amplitude com relação ao lado esquerdo. Então, neste caso, a assimetria só deve ser considerada se for maior que 50%. Muitas das vezes, assimetria é frequentemente considerada um sinal precoce de lesão estrutural focal, e geralmente, a amplitude está diminuída do lado da lesão (MONTENEGRO et al., 2012).

Além disso, é importante ressaltar, que em EEGs normais, os dois lados do cérebro são mais ou menos semelhantes, em voltagem e no número de ondas em cada segundo. No entanto, os dois lados nunca são idênticos; são somente simétricos. Assim, quando existem diferenças marcantes entre os dois lados, o EEG é considerado assimétrico (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

## 4 Epilepsia

Neste capítulo será apresentado um resumo sobre a epilepsia, que é uma das principais disfunções identificada pelo EEG. A epilepsia trata-se de distúrbio neurológico que afeta pessoas em qualquer idade.

### 4.1 Considerações Gerais sobre Epilepsia e Crises Epilépticas

Tradicionalmente referida como um distúrbio cerebral funcional, em 2014, a epilepsia foi definida como doença. Isso implica que há uma desestruturação duradoura da função cerebral normal (YACUBIAN ELZA M. T.; KOCHEN, 2014).

Assim, a epilepsia pode ser definida como uma doença primariamente neurológica que se manifesta por crises epilépticas recorrentes (duas ou mais), separadas por mais de 24 horas. Uma crise epiléptica é um fenômeno paroxístico, que pode ter causa primária ou secundariamente encefálica, causada por uma descarga neuronal anormal e excessiva podendo ter várias formas de apresentação clínica (OLIVEIRA SOFIA N. DE; ROSADO, 2004). Normalmente, quando há a ocorrência de duas crises epilépticas não provocadas, o médico propõem ao paciente o início do tratamento da epilepsia.

As crises epilépticas podem ser classificadas em focais (ou parciais) e generalizadas. Nas focais, as descargas anormais ocorrem em áreas circunscritas do córtex cerebral, levando a manifestações devido à disfunção da área acometida. As crises focais podem propagar-se levando ao acometimento de outras áreas do córtex cerebral. Tal propagação pode acometer grande parte ou da totalidade do córtex (crise secundariamente generalizada). Crises primariamente generalizadas caracterizam-se por alteração eletroencefalográfica acometendo desde o início amplas áreas corticais, e, possivelmente, subcorticais. Já nas crises de ausência típicas, ocorrem descargas em espícula-onda a 3 Hz, e o paciente apresenta parada súbita e transitória da atividade com duração de poucos segundos, podendo ocorrer automatismos orais e manuais, piscamento, alterações do tônus e sinais autonômicos, principalmente em episódios mais prolongados (CASTRO LUIZ H. M.; PINTO, 2009).

### 4.2 Zona Epileptogênica

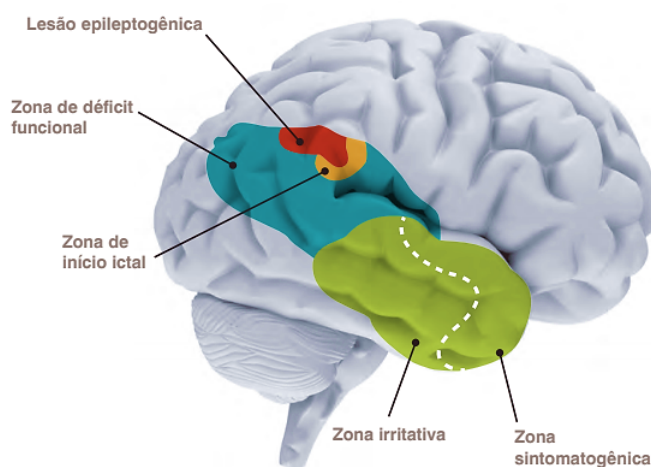
Quando ocorre uma crise epiléptica, durante o período da crise, a rede neuronal mostra oscilações típicas que frequentemente se propagam através do cérebro, envolvendo progressivamente a maior parte dele. Essas oscilações podem ser observadas através de potenciais de campo locais, por exemplo, os vistos em um EEG. A expressão clínica dessas



alterações é reveladora da zona epileptogênica (ZE). Essa zona é a região cortical que produz as crises epiléticas, cuja remoção cirúrgica tornará o paciente livre de crises (YACUBIAN ELZA M. T.; KOCHEN, 2014).

A ZE se comporta como rede resumindo numerosas estruturas corticais através de contatos privilegiados a partir do reforço sináptico e é composta por um conjunto de 5 zonas: 1. zona irritativa; 2. zona de início ictal; 3. zona sintomatogênica; 4. zona lesional; e 5. zona de déficit funcional. A ZE pode ser representada da seguinte forma: 1. a zona irritativa corresponde às descargas paroxísticas interictais; 2. a zona de início ictal é a área do córtex na qual as crises epiléticas têm início; 3. a zona de origem dos sintomas ou zona sintomatogênica que se expressa por sinais e sintomas que podem ser observados nos dez segundos iniciais da crise; 4. a zona lesional que corresponde às alterações estruturais cerebrais às quais as crises podem ser atribuídas; 5. a zona de déficit funcional que é representada pelos déficits neurológicos (mensurados pelo exame neuropsicológico e pelos estudos de neuroimagem funcional) determinados pela ZE, como mostra a Figura 11 (YACUBIAN ELZA M. T.; KOCHEN, 2014).

Figura 11 – Modelo de zona epileptogênica.



Fonte: (YACUBIAN ELZA M. T.; KOCHEN, 2014).

De modo geral, as crises epiléticas são imprevisíveis e transitórias. Pois, normalmente, apresentam início súbito e duração curta, apesar delas poderem se prolongar por mais de quatro a cinco minutos.

### 4.3 O EEG e a Epilepsia

Segundo Montenegro (MONTENEGRO et al., 2012) a eletroencefalografia tem revolucionado todo o campo da epileptologia. O EEG é considerado o método de avaliação funcional mais importante para o diagnóstico das epilepsias. Isso se deve ao fato do EEG

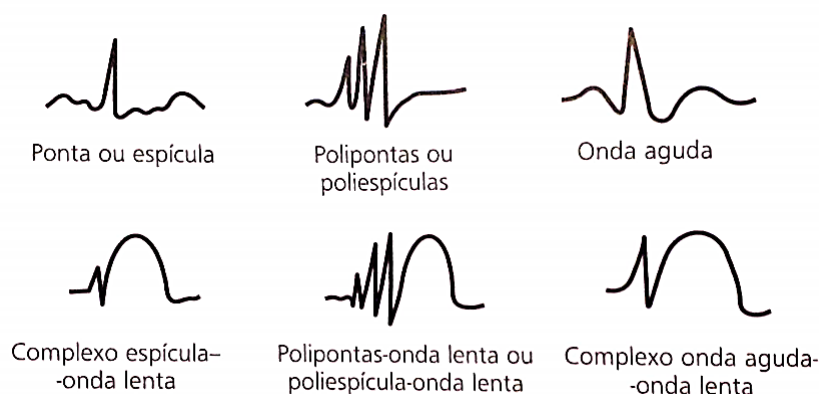
poder oferecer sinais de distúrbio epileptiforme causado por disfunção neuronal durante o período em que o paciente se encontra assintomático, ou seja, entre crises.

Nem sempre é simples diferenciar elementos epileptiformes e não epileptiformes, principalmente, quando o eletroencefalografista é inexperiente. Além disso, existe uma grande variabilidade na apresentação dos diversos tipos de ondas cerebrais, no entanto, alguns critérios morfológicos podem ajudar na diferenciação entre atividade epileptiforme ou não epileptiforme (MONTENEGRO et al., 2012). Logo abaixo, são descritas algumas características da atividade epileptiforme, e na Figura 12, são apresentados os padrões morfológicos mais comuns encontrados na atividade elétrica epileptiforme.

Características da atividade epileptiforme:

1. **Simetria versus assimetria da onda:** ondas agudas e espículas epileptiformes têm uma ascensão aguda e a segunda fase (descida) mais lenta, conferindo aspecto assimétrico entre os dois lados da onda. Ondas agudas não epileptiformes (MONTENEGRO et al., 2012).
2. **Ondas agudas e espículas epileptiformes são frequentemente seguidas por ondas lentas**, podendo ser da mesma polaridade ou de polaridade diferente. Ondas agudas e espículas não epileptiformes raramente são seguidas por atividade lenta (MONTENEGRO et al., 2012).
3. **Ondas agudas e espículas epileptiformes têm duração diferente da atividade de fundo normal do paciente**, sendo mais alta ou mais baixa e, conseqüentemente, chamam a atenção do eletroencefalografista (MONTENEGRO et al., 2012).

Figura 12 – Atividade epileptiforme: padrões morfológicos mais comuns.



Fonte: (MONTENEGRO et al., 2012).

## 4.4 Convulsões

O termo convulsão é usado para definir crises epiléticas com manifestações motoras. As crises epiléticas associadas a alterações localizadas em áreas posteriores do cérebro, com sintomas visuais, auditivos ou exclusivamente sensitivos, assim como as ausências, em que não se visualizam atividades motoras, são denominadas crises não convulsivas (CASELLA ERASMO B.; MÂNGIA, 1999).

Assim, desordens convulsivas formam a categoria mais comum de doenças neurológicas que os médicos especializados nessa área encontram. Existem vários tipos de convulsões, sendo alguns desses: convulsões grande mal, ausências (pequeno mal), convulsões psicomotoras, convulsões febris e convulsões parciais. As convulsões grande mal são bem mais comuns do que outros tipos. Ausências, pequeno mal, e convulsões psicomotoras são relativamente comuns. Assim como, as convulsões febris em crianças com menos de cinco anos de idade, e especialmente com menos de três anos. Já as convulsões parciais, são menos encontradas, e apenas alguns sintomas de uma convulsão grande mal estão presentes (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006).

## 4.5 Tratamento da Epilepsia

A epilepsia pode ser tratada através de medicamentos, visando o controle das crises epiléticas. No entanto, é comum que cada paciente reaja de maneira direcionada ao tratamento. Sendo que, em alguns pacientes as crises desaparecem com o tempo, o que pode levar a suspensão da medicação; já em outros pacientes, as crises não desaparecem ao longo do tempo, isso faz com que, essas pessoas precisem de tratamento por toda a vida. Nestes casos, o uso de medicamentos é essencial para obter o controle da patologia (PARREIRA, 2006).

Desse modo, nota-se que a eficácia do tratamento medicamentoso depende de pessoa para pessoa, e também, do tipo de crise que ela possui. Atualmente, as substâncias mais usadas para tratar a epilepsias são: carbamazepina, clobazam, fenobarbital, e entre outras. Nos últimos anos, vários pesquisadores estão trabalhando intensamente nessa área, fazendo com que, constantemente surjam novas drogas que podem ser utilizadas no tratamento da epilepsia (PARREIRA, 2006).

Quando o tratamento médico não surte efeito, em alguns casos, recorre-se à “cirurgia da epilepsia”. Para que isso ocorra, o tecido cerebral lesado, que provoca as crises epiléticas, tem que estar circunscrito a uma área do cérebro, sendo ainda necessário que esta possa ser removida sem alterar a personalidade ou as funções do doente. A cirurgia pode ser praticada em crianças e adultos, mas não serve para todas as pessoas com epilepsia. Assim, o médico precisa avaliar algumas condições previamente, para saber, se a intervenção

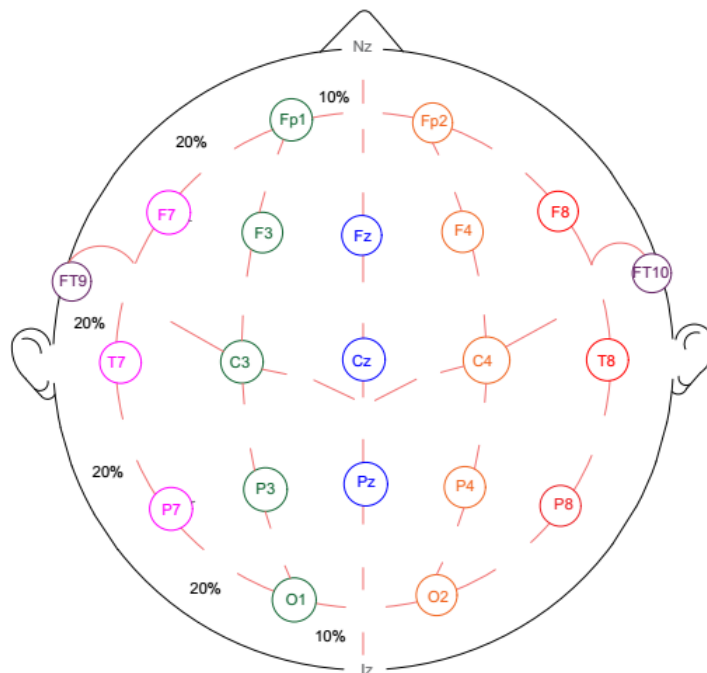
cirúrgica pode ser realizada. De modo geral, podem ser feitos dois tipos de cirurgia: remoção da área responsável pela produção de crises ou interrupção das vias nervosas ao longo das quais se disseminam os impulsos que transmitem as crises (GONÇALVES, 2009).

## 5 Metodologia do Trabalho

Para o desenvolvimento deste trabalho, foram utilizados dois bancos de dados. O primeiro banco de dados a ser descrito, corresponde ao conjunto de dados coletados no Hospital Infantil de Boston, contido no Banco de Dados CHB-MIT, que foi adquirido através da plataforma *PhysioNet* (GOLDBERGER et al., 2000). Este banco de dados consiste em gravações de EEG de pacientes pediátricos com convulsões intratáveis. Os indivíduos foram monitorados por até vários dias após a retirada da medicação anti-convulsiva, a fim de caracterizar suas convulsões e avaliar sua candidatura à intervenção cirúrgica.

As gravações, agrupadas em 23 casos, foram coletadas de 22 indivíduos (5 homens, com idades entre 3 e 22 anos e 17 mulheres, com idades entre 1,5 e 19 anos). No entanto, neste trabalho, foram utilizados os registros de 20 desses indivíduos, como mostra a Tabela 1. Todos os sinais foram amostrados em 256 amostras por segundo, ou seja, possuem frequência de amostragem igual a 256 Hz, com resolução de 16 bits. A maioria dos arquivos contém 22 canais EEG (23, 24 ou 26 em alguns casos (ver Figura 13)). O sistema internacional 10-20 de posições e nomenclatura do eletrodo EEG foi utilizado para estas gravações (GOLDBERGER et al., 2000).

Figura 13 – Representação da disposição do eletrodos, referente ao Sistema 10/20, utilizado para a aquisição do registros EEGs disponíveis no banco de dados CHB-MIT.



Fonte: Elaborada pela Autora.

Tabela 1 – Características dados dos indivíduos com convulsões intratáveis, selecionados no Banco de Dados CHB-MIT.

Caso	Sexo	Idade (anos)	Tempo do Registro (h)	N de Convulsões
1	Feminino	11	1	1
2	Masculino	11	1	1
3	Feminino	14	1	1
4	Masculino	22	4	0
5	Feminino	7	1	0
6	Feminino	14,5	4	0
7	Masculino	3,5	1	1
8	Feminino	10	4	0
9	Masculino	3	2	1
10	Feminino	12	1	0
11	Feminino	2	1	2
12	Feminino	3	1	0
13	Feminino	9	1	0
14	Feminino	7	1	0
15	Feminino	12	1	1
16	Feminino	18	1	0
17	Feminino	19	1	0
18	Feminino	6	1	0
19	Feminino	9	1	0
20	Feminino	6	2	1

O conjunto de dados do EEG do couro cabeludo é segmentado em registros. Os registros geralmente são de uma hora, no entanto, há casos em que os registros foram feitos ao longo de duas ou mais horas. Além disso, os registros que não contêm uma convulsão são chamados de registros de não convulsão e aqueles que contêm uma ou mais convulsões são chamadas de registros de apreensão.

Quanto ao outro banco de dados utilizado, ele também foi adquirido através da plataforma PhysioNet, e corresponde a sinais EEG normais, obtidos mediante a apresentação rápida de imagens através do protocolo de Apresentação Visual Serial Rápida (RSVP) a velocidades de 5, 6 e 10 Hz., em indivíduos sudáveis. Estes dados são sinais de EEG de 8 canais seguindo o sistema 10-20 (PO8-Ref, PO7-Ref, PO3-Ref, PO4-Ref, P7-Ref, P8-Ref, O1-Ref e O2-Ref) obtidos durante uma tarefa de apresentação visual serial rápida (RSVP). Ao todo, foram selecionados os dados de 5 desses casos, para serem analisados neste trabalho (GOLDBERGER et al., 2000) (MATRAN-FERNANDEZ, 2017).

Após a aquisição dos registros EEGs, a próxima etapa consiste no processamento digital dos sinais EEGs. No entanto, para que isso fosse feito, primeiramente foi realizada a conversão dos dados obtidos através do Banco de Dados CHB-MIT e dos sinais EEG normais, obtidos mediante a apresentação rápida de imagens através do protocolo de Apresentação Visual Serial Rápida (RSVP), disponível no site PhysioNet, para um formato

compatível com o software utilizado. Pois, os dados eram disponibilizados no formato European Data Format (.*edf*). Após a conversão dos dados, foi utilizado um software de computação numérica para o processamento dos sinais EEGs.

O EEG é um sinal estocástico, assim, foi aplicada Transformada Rápida de Fourier (FFT) nos sinais EEGs, sendo que, esta foi aplicada a cada canal de arquivos de EEG. Através da aplicação da FFT, os sinais EEGs passaram do domínio do tempo, para o domínio da frequência. Assim, foram obtidos os espectros de frequências dos sinais EEG em estudo. Logo após, foram selecionadas, através dos espectros obtidos, as componentes de frequência que mais contribuem para os sinais EEG, e em seguida, as mesmas foram armazenadas em um vetor, que foi utilizado posteriormente na obtenção dos histogramas de frequência, que foram utilizados em uma análise estatística dos resultados obtidos. A Figura 14, mostra um fluxograma que contém as etapas que compõem o algoritmo implementado neste trabalho.

A próxima etapa deste trabalho, consistiu em fazer análise quantitativa e estatística dos resultados. Para isto, foram analisados os espectros de frequência de cada canal que compõem o registro EEG. Primeiro, objetivando-se encontrar a anormalidade Assimetria nos sinais EEG, foram comparados os espectros de frequência de canais colocados do lado direito do cérebro, com seus correspondentes no lado esquerdo. A análise de assimetrias, foi realizada tanto em sinais EEG de indivíduos com convulsões intratáveis, como os sinais EEG dos indivíduos saudáveis.

Após analisar as assimetrias, buscou-se tentar identificar "padrões" nos espectros de frequências dos sinais EEG, que levassem a identificação de convulsões nos registros eletroencefalográficos. Para isto, foram comparados e analisados, os espectros de frequência de sinais EEG com apreensão de crise convulsiva, com os espectros de frequências de sinais EEG sem registro de crise convulsiva. Por fim, foi realizada a análise estatística dos sinais EEG através de seus espectros de frequências.

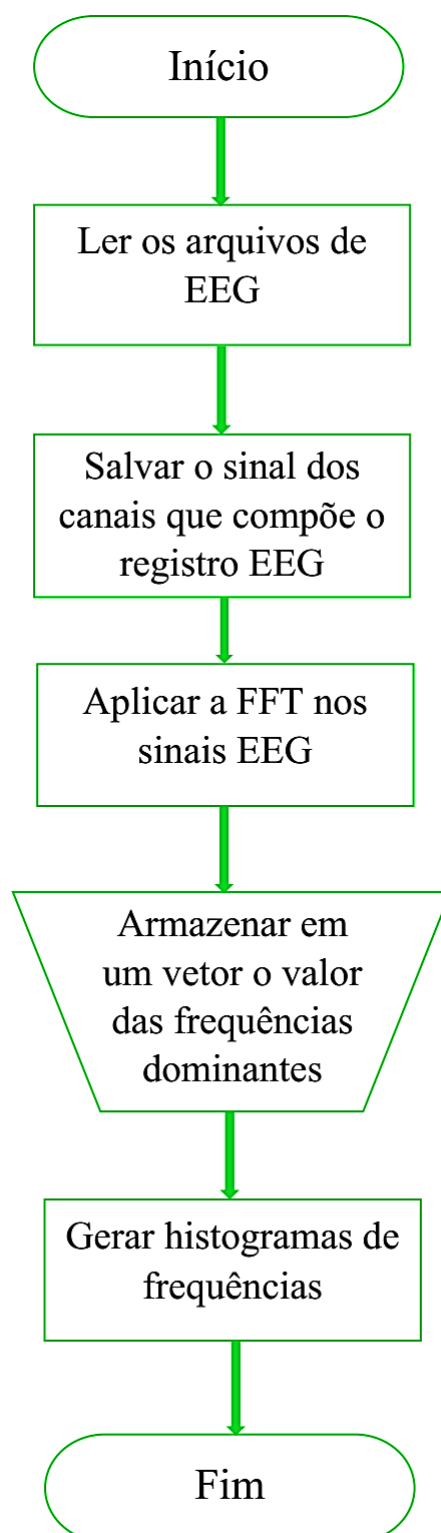
Para a melhor compreensão da Transformada Rápida de Fourier e o software utilizado para a implementação do algoritmo, alguns conceitos serão discutidos a seguir.

## 5.1 Transformadas de Domínio

Um sinal *analógico* é caracterizado pelo fato de sua amplitude poder assumir qualquer valor em uma faixa contínua. Assim, a amplitude de um sinal analógico pode assumir infinitos valores. Enquanto que, a amplitude de um sinal *digital* só pode assumir um número finito de valores. Um sinal analógico pode ser convertido em um sinal digital através da amostragem e quantização (arredondamento) (LATHI, 2007).

Processos de transformação de amostras do domínio do tempo para o domínio da frequência são muito utilizados em diversas aplicações de processamento digital de sinais.

Figura 14 – Representação esquemática do algoritmo implementado.



Fonte: Elaborada pela Autora.



Estas incluem tanto a análise direta do espectro de frequência, bem como convoluções, as quais são muito utilizadas em processos de filtragem digital (PARREIRA, 2006). A análise do sinal de EEG no domínio do tempo considera a amplitude como um dos parâmetros mais relevantes e ela pode ser medida de várias maneiras, como por exemplo, amplitude de pico, amplitude pico a pico, amplitude média, valor RMS – raiz quadrática média (MACEDO et al., 2011).

A ferramenta, normalmente, utilizada para esta transformação do sinal no domínio do tempo para o domínio da frequência é conhecida como Transformada de Fourier, ou, mais especificamente, a Transformada Rápida de Fourier (CEDON, 2004).

### 5.1.1 Transformada de Fourier

A Transformada de Fourier é uma ferramenta capaz de decompor um determinado sinal determinístico nas suas componentes frequenciais. Para que a transformada seja aplicada a uma função, esta deve ser periódica, ou seja, possuir um padrão que se repete periodicamente. No entanto, muitos dos sinais trabalhados na prática não são periódicos. Mas, muitas das vezes, tais sinais podem ser considerados periódicos (ou estacionários) em curtos períodos de amostragem (MACEDO et al., 2011).

Desse modo, ao definir um sinal qualquer  $x(t)$  no tempo, denomina-se a função  $X(\omega)$  como a transformada direta de Fourier de  $x(t)$ , e representa as amplitudes das várias componentes de frequência que constituem o sinal (MACEDO et al., 2011). Sendo assim,  $X(\omega)$  é uma representação do grau de participação das componentes frequenciais da função  $x(t)$  no domínio da frequência, conforme se pode observar nas equações abaixo:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (5.1)$$

e

$$x(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{j\omega t} d\omega \quad (5.2)$$

Segundo Lathi (LATHI, 2007), a transformada  $X(\omega)$  é a especificação no domínio da frequência de  $x(t)$ . Pode-se traçar o espectro de  $X(\omega)$  em função de  $\omega$ . E como o  $X(\omega)$  é complexo, são obtidos tanto o espectro de amplitude quanto o de fase (ou ângulo)

$$X(\omega) = |X(\omega)| e^{j\angle X(\omega)} \quad (5.3)$$

na qual  $|X(\omega)|$  é a amplitude e  $\angle X(\omega)$  é a fase de  $X(\omega)$ . Assim, de acordo com a equação (5.1),

$$X(-\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{j\omega t} dt \quad (5.4)$$

Tomando o conjugado dos dois lados dessa equação, tem-se

$$x^*(t) \Leftrightarrow X^*(-\omega) \quad (5.5)$$

Tal propriedade é conhecida como *propriedade do conjugado*. Agora, se  $x(t)$  for uma função real de  $t$ , então  $x(t) = x^*(t)$  e da propriedade do conjugado tem-se que

$$X(-\omega) = X^*(\omega) \quad (5.6)$$

Essa é a propriedade da *simetria do conjugado* da Transformada de Fourier, aplicável a  $x(t)$  real. Assim, para  $x(t)$  real

$$|X(-\omega)| = |X(\omega)| \quad (5.7)$$

$$\angle X(-\omega) = -\angle X(\omega) \quad (5.8)$$

Assim, para  $x(t)$  real, o espectro de amplitude  $|X(-\omega)|$  é uma função par e o espectro de fase  $\angle X(\omega)$  é uma função ímpar de  $\Omega$  (LATHI, 2007).

#### 5.1.1.1 Transformada Rápida de Fourier (FFT)

O número de cálculos necessários para executar a Transformada Discreta de Fourier foi drasticamente reduzido por um algoritmo desenvolvido por *Cooley* e *Tukey* em 1965. Esse algoritmo, chamado de *Transformada Rápida de Fourier* (TRF ou FFT), reduz o número de cálculos de algo na ordem de  $N_0^2$  para  $N_0 \log N_0$ . Este algoritmo de FFT, é o que torna a transformada de Fourier acessível para o processamento digital de sinais (LATHI, 2007).

De maneira geral, é fácil entender como a FFT reduz o número de cálculos. O segredo está na linearidade da transformada de Fourier e, também, da Transformada Discreta de Fourier (TDF). Devido à linearidade, é possível calcular a transformada de Fourier de um sinal  $x(t)$  como a soma das transformadas de Fourier de segmentos de  $x(t)$  de duração mais curta. O mesmo princípio se aplica ao cálculo da TDF. Os valores obtidos pela FFT são idênticos aos obtidos pela TDF (LATHI, 2007).

O algoritmo de FFT é simplificado caso seja escolhido  $N_0$  como sendo uma potência de 2, apesar de tal escolha não ser essencial. Por conveniência, define-se:

$$W_{N_0} = e^{-\left(\frac{j2\pi}{N_0}\right)} = e^{-j\Omega_0} \quad (5.9)$$

tal que

$$X_r = \sum_{n=0}^{N_0-1} x_n W_{N_0}^{nr} \quad 0 \leq r \leq N_0 - 1 \quad (5.10)$$

e

$$x_n = \frac{1}{N_0} \sum_{r=0}^{N_0-1} X_r W_{N_0}^{-nr} \quad 0 \leq n \leq N_0 - 1 \quad (5.11)$$

## 5.2 Software Utilizado

Para a implementação do algoritmo da FFT, foi utilizado neste trabalho, o software Matlab versão *Demo* (versão para teste). O Matlab é uma linguagem sofisticada que serve como uma poderosa ferramenta para um melhor entendimento de uma imensidade de tópicos, incluindo a teoria de controle, projetos de filtros e, obviamente, sistemas lineares e sinais. O Matlab possui uma estrutura de programação flexível, que promove um rápido desenvolvimento e análise. A capacidade impressionante de visualização possibilita uma apreciação única do comportamento do sistema e caracterização do sinal ([LATHI, 2007](#)).

## 6 Resultados e Discussões

Após a obtenção dos resultados, os mesmos foram analisados de forma quantitativa e estatística. Tais análises serão apresentadas a seguir.

### 6.1 Análise Quantitativa

Para análise quantitativa dos resultados obtidos, foram avaliados os espectros de frequências dos sinais EEG considerados neste estudo. Primeiro, buscou-se verificar assimetrias nos sinais EEG, através dos espectros de frequências obtidos referentes aos 20 casos de pacientes com epilepsia. A assimetria corresponde à desigualdade de amplitude ou de frequência dos ritmos de base observados nos hemisférios cerebrais. Em um eletroencefalograma normal, observa-se pequenas discrepâncias de amplitude e frequência, excetuando-se a onda alfa, que possui amplitude maior no hemisfério direito. Uma diferença de amplitude maior que 2:1, é considerada anormal em todas as idades. É importante ressaltar ainda, que a assimetria interhemisférica indica lesão cerebral subjacente, mas sem especificação de qual seja.

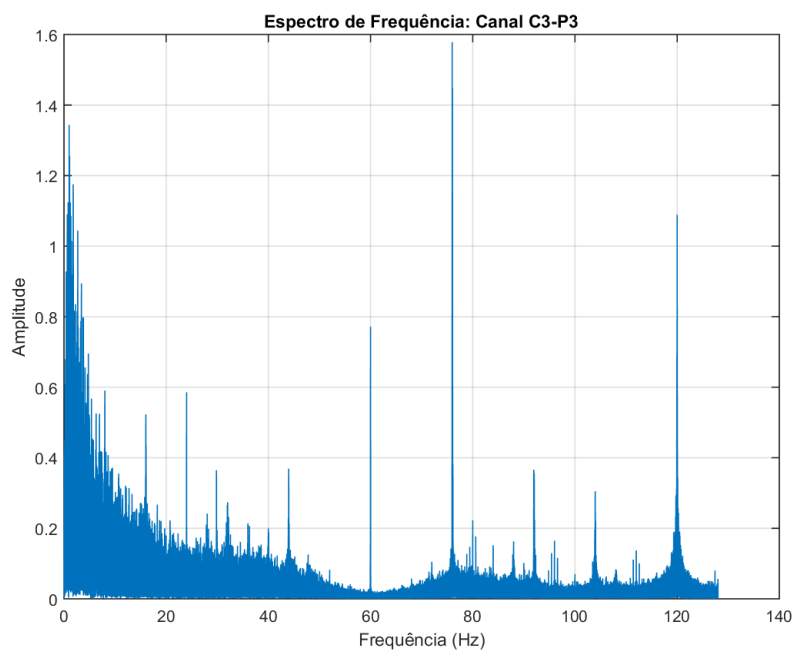
Assim, de acordo com a teoria estudada para o desenvolvimento deste trabalho, uma forma de verificar assimetrias em sinais eletroencefalográficos através de seus espectro de frequência, é comparando os pares de eletrodos que registram a atividade elétrica do hemisferio esquerdo (C3-P3, F3-C3, Fp1-F3, Fp1-F7, P3-O1, P7-O1, T7-P7) com, seus canais correspondentes (C4-P4, F4-C4, Fp2-F4, Fp2-F8, P4-O2, P8-O2, T8-P8), que registram a atividade elétrica do hemisfério direito.

Ao comparar os espectros de frequências dos canais de todos os registros de EEG estudados, observou-se que os mesmos apresentavam assimetrias de amplitude. Um exemplo desse tipo de assimetria, pode ser observado na Figura 15, que mostra o espectro de frequência dos canais C3-P3 e C4-P4, referentes ao registro EEG de um indivíduo do sexo masculino, que possui 11 anos de idade, com epilepsia, e que durante o registro EEG teve uma crise convulsiva.

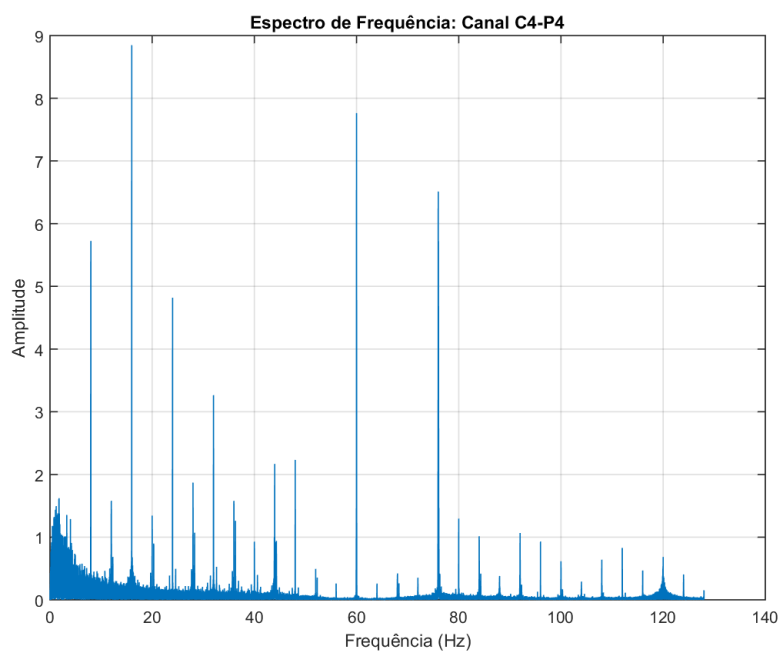
Analisando a Figura 15, observa-se assimetrias de amplitudes entre os espectros de frequência dos canais C3-P3 e C4-P4. Por exemplo, na frequência de 16 Hz, a amplitude correspondente a esta componente no canal C4-P4 é muito maior (mais de dez vezes) que a vista no canal C3-P3 nesta mesma frequência. Em outras frequências, dos espectros analisados, é possível observar discrepâncias de amplitudes semelhantes às descritas anteriormente.

Assim, de acordo com as análises realizadas sobre assimetrias de amplitudes

Figura 15 – Gráficos dos espectros de frequências que mostram assimetrias de amplitude.



(a) Canal C3-P3



(b) Canal C4-P4

Fonte: Elaborada pela Autora.

presentes nos espectros de frequência dos sinais EEG, verifica-se que há assimetrias em todos os casos analisados. Sendo que, em alguns casos, como por exemplo, o mostrado na Figura 15, percebe-se diferenças de amplitude, entre os canais analisados, maiores que a proporção 2:1. Isso mostra, segundo a teoria estudada, anormalidade no sinal EEG apreendido, ou seja, o paciente submetido ao exame EEG possui algum tipo de disfunção cerebral, que neste caso, trata-se da epilepsia, pois, em todos os casos analisados os indivíduos possuem esta doença.

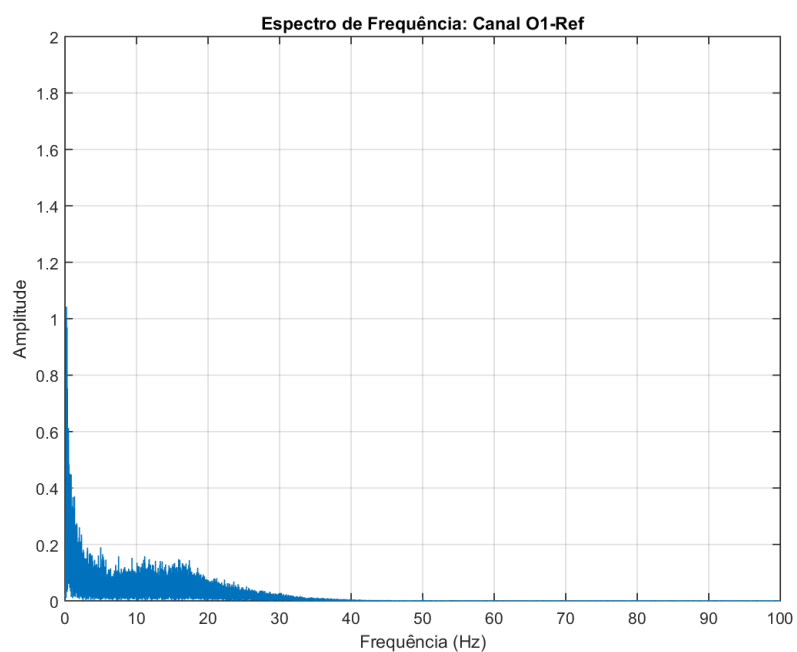
Além disso, as assimetrias interhemisférica observadas, podem indicar algum tipo de lesão cerebral. Para o caso analisado na Figura 15, como as amplitudes são menores no canal referente ao hemisfério esquerdo (C3-P3), caso haja alguma lesão, ela se encontra nesse lado do cérebro. Pois, a amplitude do sinal é diminuída no lado da lesão.

Segundo (CHAPMAN; ALMEIDA; REIS, 2006) em EEGs normais os dois lados do cérebro são mais ou menos semelhantes, em voltagem e no número de ondas em cada segundo. Os dois lados nunca são idênticos, são somente simétricos. Isso quer dizer, que em EEGs normais, não é comum a presença de assimetrias. Assim, além das análises feitas para a indentificação de assimetrias, considerando os espectros de frequência de EEG registrados em indivíduos com convulsões intratáveis, também foram realizadas análises de alguns espectros de frequência de indivíduos saudáveis, com registros EEGs normais. O objetivo destas análises, é verificar, se de fato, em EEGs normais os sinais registrados são semelhantes nos dois hemisférios cerebrais.

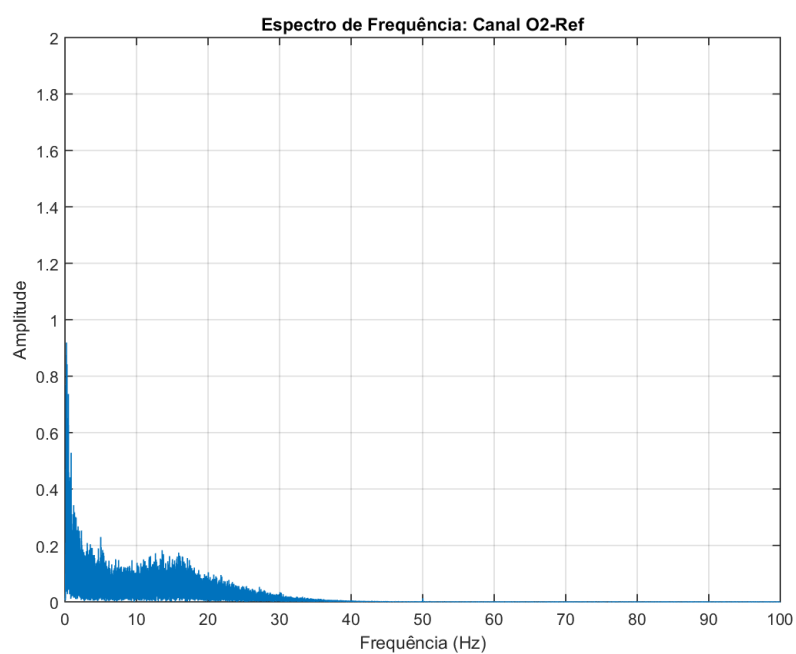
Desse modo, para verificar a existência de assimetrias em sinais eletroencefalográficos normais, foram comparados os espectros de frequência dos pares de eletrodos que registram a atividade elétrica do hemisferio esquerdo com, seus canais correspondentes no hemisfério direito. Para exemplificar as análises realizadas, são mostrados na Figura 16 os espectros de frequência dos canais O1-Ref e O2-Ref, referentes ao registro EEG de um indivíduo saudável, submetido ao exame EEG durante uma tarefa de apresentação visual serial rápida. Os dados do EEG, para este caso, foram filtrados entre 0,15-28 Hz.

De acordo com os espectros de frequência apresentados na Figura 16, observa-se que as amplitudes e frequências contidas em cada espectro, em ambos os canais, possuem comportamentos semelhantes. Sendo que, a componente de maior frequência, possui em ambos os espectros, uma frequência de aproximadamente 0.20 Hz e, amplitudes semelhantes. Características semelhantes a estas, também foram verificadas nos outros espectros de frequências dos demais registros EEG normais analisados. Isso mostra, que os EEGs normais não possuem assimetrias, já que, nas análises de seus espectros de frequências, não foram observadas discrepâncias entre as amplitudes e/ou frequências, dos hemisférios cerebrais. Desse modo, de acordo com os casos analisados, foi possível verificar que em EEGs normais os dois lados do cérebro são semelhantes, em termos de voltagem e frequência.

Figura 16 – Gráficos dos espectros de frequências, utilizados na identificação de assimetrias, que foram obtidos através de registros EEGs em indivíduos normais.



(a) Canal O1-Ref



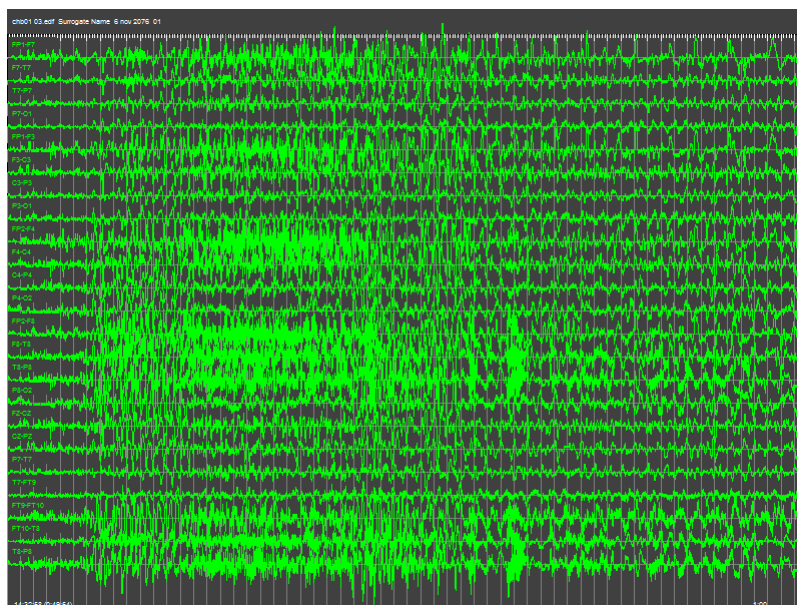
(b) Canal O2-Ref

Fonte: Elaborada pela Autora.

Além de analisar a existência de assimetrias nos registros EEG, através de seus espectros de frequências, também foram analisadas o comportamento das amplitudes e frequências do EEG, na busca de determinar a presença de convulsões em registros eletroencefalográficos. Para isto, foram comparados e analisados os espectros de frequências dos Casos 1 e 5, presentes na Tabela 1, que correspondem, respectivamente, a um indivíduo de 11 anos de idade, do sexo feminino, que apresenta uma convulsão durante a apreensão EEG; e um indivíduo de 7 anos de idade, do sexo feminino, que não apresentou convulsões durante o registro EEG.

As Figuras 17 e 18, mostram os EEGs dos casos 1 e 5, respectivamente. Na Figura 17, referente EEG com apreensão de crise convulsiva, nota-se que a atividade elétrica registrada pelo EEG difere da apresentada na Figura 18, que corresponde ao caso 5, no qual o paciente não teve convulsões durante o registro EEG.

Figura 17 – Exemplo de apreensão EEG referente ao Caso 1, no qual o paciente teve convulsão. É mostrado o exato momento que ocorre a convulsão, a mesma começa em 2996 segundos, e termina em 3036 segundos.

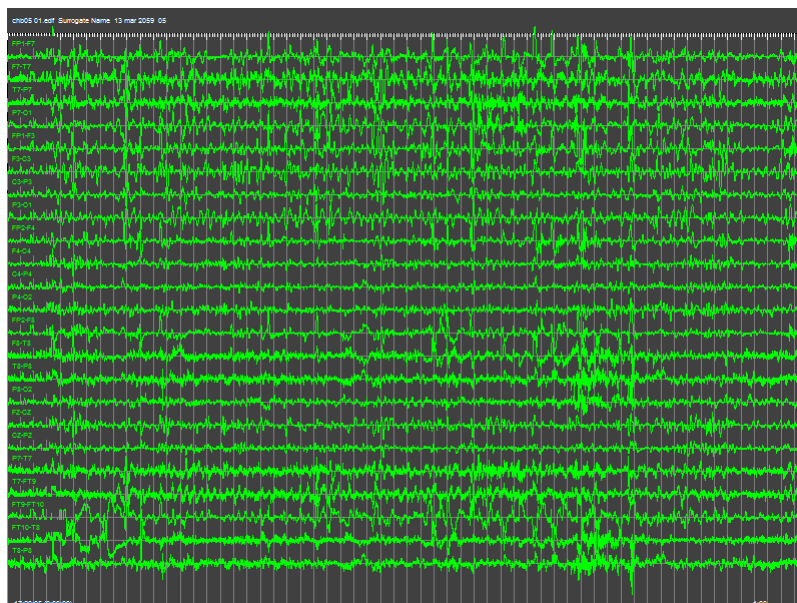


Fonte: Elaborada pela Autora.

Comparando os espectros de frequência dos casos 1 e 5 (ver Figuras 19 e 20, observou-se as componentes de frequência dominantes são diferentes em cada espectro. Sendo que, para o caso 1, as componentes espectrais mais dominantes, nos espectros de todos os canais do EEG, possuem frequências de 16 e 32 Hz, ou seja, nas faixas de frequências dos ritmos beta e gama, respectivamente. Observa-se também, a presença de componetes, com amplitudes menores, na faixa de frequência do ritmo delta. Já no caso 5, no qual o paciente não apresentou crise convulsiva durante o registro EEG, observou-se que as componetes espectrais dominantes estão na entre as faixas de frequências dos ritmos delta e teta, com



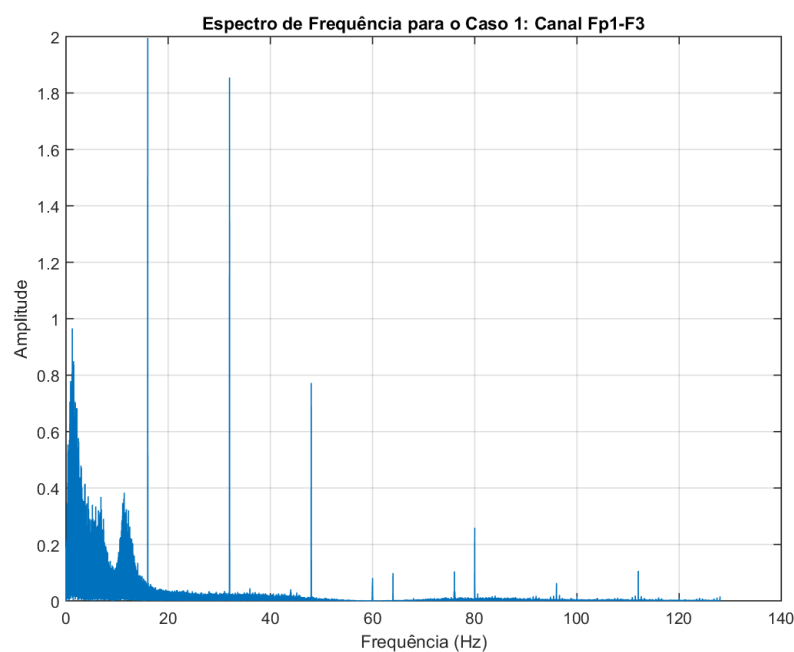
Figura 18 – Exemplo do registro EEG referente ao Caso 5, no qual o paciente não teve convulsões durante o registro.



Fonte: Elaborada pela Autora.

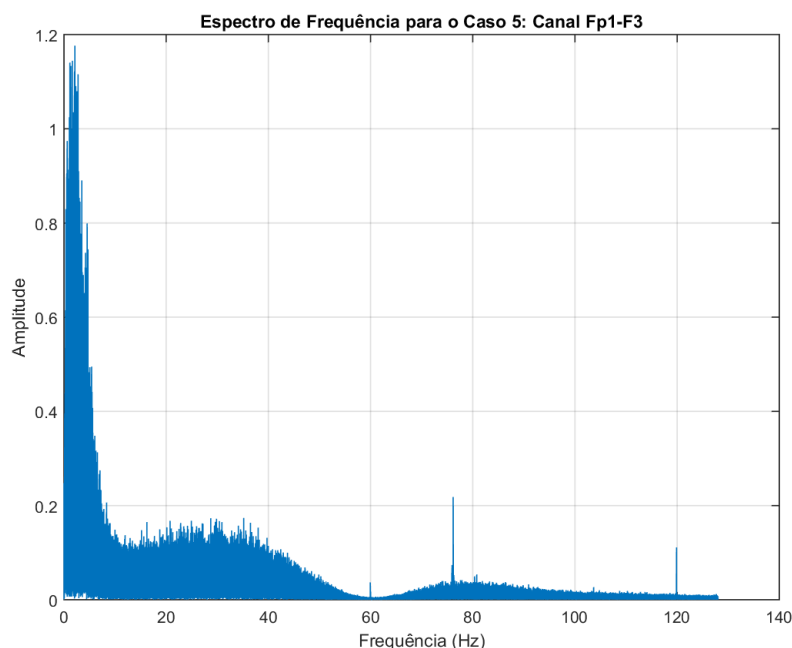
componentes de menores amplitudes em outras faixas de frequências, por exemplo, na frequência de 78 Hz.

Figura 19 – Gráfico representativo do espectro de frequência do canal Fp1-F3, referente ao Caso 1.



Fonte: Elaborada pela Autora.

Figura 20 – Gráfico representativo do espectro de frequência do canal Fp1-F3, referente ao Caso 5



Fonte: Elaborada pela Autora.

As características observadas nos espectros de frequência referentes ao caso 1, são consideradas 'normais', ou comuns, quando o paciente submetido ao exame EEG possui crises convulsivas durante a apreensão EEG. Pois, normalmente, quando ocorre convulsões durante essas apreensões, a descarga (instante que ocorre a convulsão) que envolve a maioria dos canais EEG, pode ser caracterizada por um padrão repetitivo de picos com altas amplitudes, seguidos por ondas largas, ou seja, ondas de baixa frequência, e amplitudes menores que as observadas durante a ocorrência de crises convulsivas.

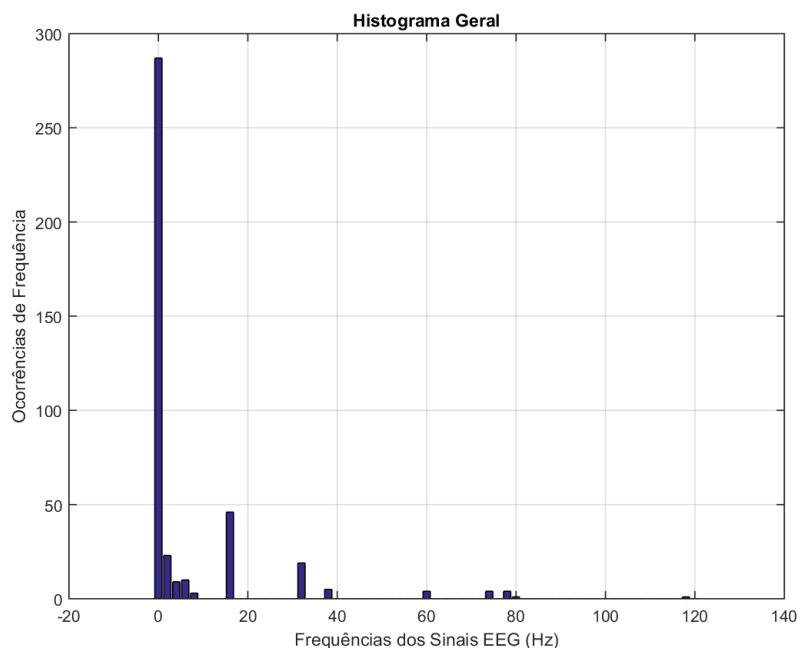
De maneira geral, ao comparar os espectros de frequência dos casos 1 e 5, verificou-se a existência de algumas características que diferenciam o EEG que o paciente teve convulsão durante a apreensão, do EEG sem registros de convulsões. Já que, na análise espectral desses casos, foram observadas componentes dominantes de diferentes frequências e amplitudes. Em todos os canais, as amplitudes observadas nos espectros de frequências do caso 1, são maiores que as vistas no caso 2. Além disso, no caso 2, todos os canais do EEG apresentam o registro de atividade elétrica rítmica durante todo o registro EEG, ou seja, sem muitas diferenças entre as frequências e amplitudes registradas em cada canal. Essa ritimicidade não foi observada nos canais EEG do caso 1, o que era esperado, devido a ocorrência de crise convulsiva durante o período de apreensão EEG.

## 6.2 Análise Estatística

Para a análise estatística dos resultados, foram comparados e analisados, para todos os casos da Tabela 1, os espectros de frequências dos 22 canais que compõem o registro EEG. O objetivo dessa análise, é verificar quais as frequências que mais contribuem para o sinal EEG, e assim, poder determinar possíveis padrões de frequências encontrados em indivíduos que possuem convulsões intratáveis.

Então, para cada espectro analisado, selecionava-se a frequência espectral que mais contribuía para o sinal. Essas frequências foram armazenadas em um vetor, e posteriormente, foram utilizadas para gerar histogramas, que mostram a quantidade de vezes que tais frequências aparecem nos espectros de frequência analisados. A Figura 21, consite no histograma geral referente a análise estatística realizada para este trabalho. Neste histograma, observa-se as frequências que mais contribuem para os sinais EEGs analisados, e suas respectivas ocorrências, ou seja, a quantidade de vezes que cada frequência estava presente nos espectros de frequências dos canais analisados.

Figura 21 – Histograma geral que apresenta a ocorrência de frequência *versus* a frequência que mais contribui para os sinais EEGs.



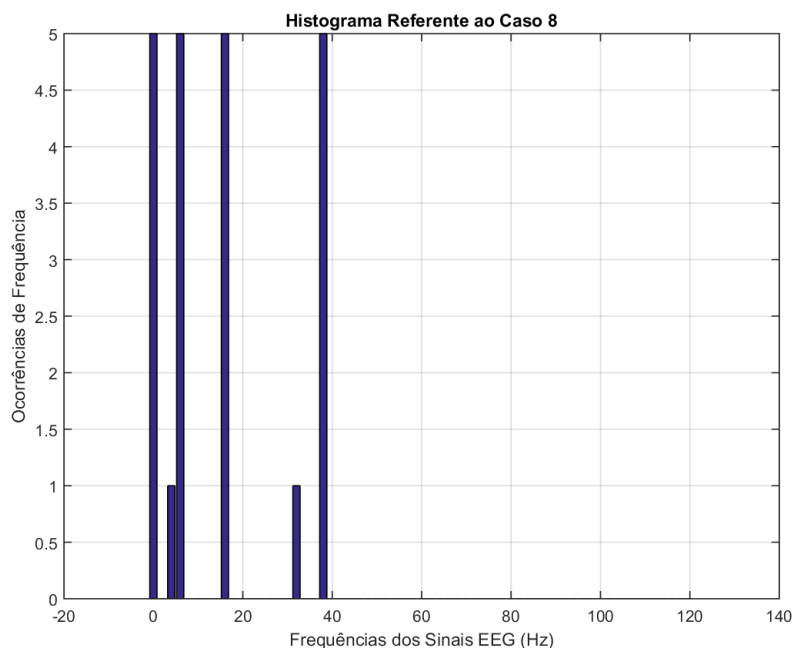
Fonte: Elaborada pela Autora.

Observando a Figura 21, nota-se que frequências menores 1 Hz, são as que mais contribuem para os sinais EEGs analisados, sendo que, do total de 440 canais analisados, essas frequências predominam em mais de 250 canais que compõem os sinais EEGs dos 20 casos com convulsões intratáveis. Isso mostra, que boa parte dos sinais EEGs analisados, possuem frequências dentro da faixa referente ao ritmo delta (0,1 - 4 Hz). Observa-se

também, que a frequência de 16 Hz, contida no intervalo das ondas beta (13 - 30 Hz), predomina em aproximadamente 50 canais dos registros EEGs analisados, mostrando que em alguns casos essa é a frequência que mais contribui para o sinal EEG. Além disso, observa-se ainda, que dentre outras frequências, que a de 32 Hz, referente ao ritmo gama, predomina em aproximadamente 20 canais.

Essas análises mostraram que para cada caso analisado, existe uma frequência que mais contribui para o sinal EEG. No entanto, observou-se através da Figura 21, que no histograma geral, as frequências mais baixas são as que são mais nos espectros de frequência analisados. No entanto, também foram observadas ocorrências significativas de outras frequências. No geral, verificou-se que algumas frequências sempre aparecem nos espectros de frequências dos sinais EEG de indivíduos com convulsões intratáveis. Dentre essas frequências, além das que se encontra nas faixa de 0 à 1 Hz, estão as de: 4 Hz, 16 Hz, 32 Hz e 78 Hz. As Figuras 22 e 23, os histogramas referentes aos casos 8 e 20 (ver Tabela 1), que mostram uma diversidade entre as frequências que mais contribuem para o sinal EEG de cada caso. Confirmando a análise feita anteriormente.

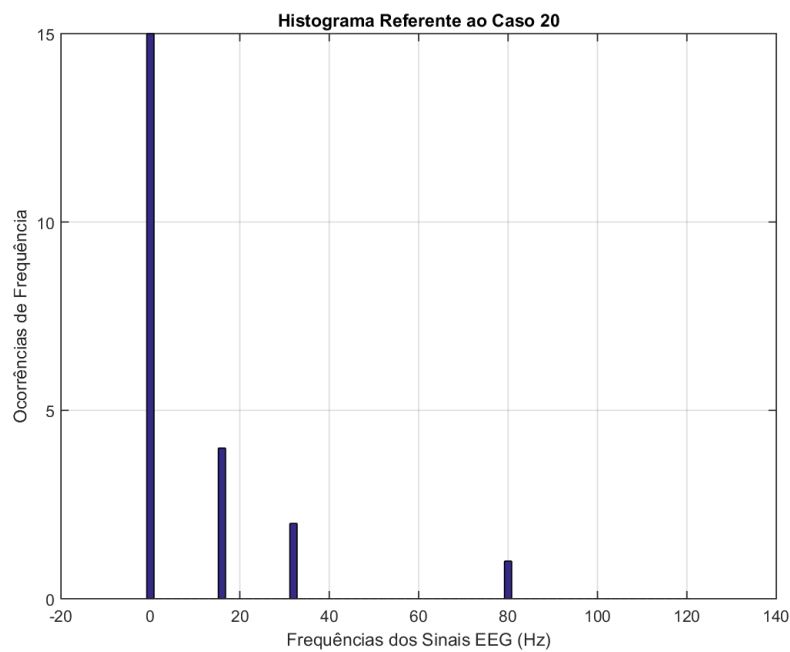
Figura 22 – Histograma de frequência referente ao caso 8.



Fonte: Elaborada pela Autora.

Os histogramas apresentados aqui, mostram apenas a ocorrência da frequência que mais contribui para o sinal de cada canal dos registros EEGs. No entanto, de maneira geral, foi possível observar que algumas frequências (mesmo com diferentes amplitudes) sempre aparecem em todos os espectros de frequências analisados. Sendo elas, as de 16 Hz, 32 Hz e 78 Hz, além de frequências abaixo de 1 Hz, que juntas, contribuem para um

Figura 23 – Histograma de frequência referente ao caso 20.



Fonte: Elaborada pela Autora.

certo "padrão" encontrado nos espectros de frequências analisados de sinais EEGs, obtidos através de exames realizados em indivíduos com convulsões intratáveis.

## 7 Conclusões

A análise visual do sinal EEG pode ser insuficiente para as diversas utilizações experimentais e clínicas que os médicos compreendem. Assim, a análise espectral do EEG tem-se mostrado instrumento clínico importante, contribuindo positivamente nos diagnósticos feitos por profissionais especializados. Este trabalho mostra análises quantitativa e estatística dos sinais EEGs, cujos os espectros foram obtidos via Transformada Rápida de Fourier, através da implementação de seu algoritmo no software de computação numérica.

De acordo com o que foi observado nas análises referentes a assimetrias, pode-se dizer, que através dos espectros de frequência dos sinais EEGs é possível identificar assimetrias de amplitude entre os sinais captados por eletrodos colocados no couro cabelo do lado esquerdo da cabeça e os colocados do lado direito. Isso mostra, que os sinais de EEGs analisados para verificação de assimetrias, possuem diferenças na atividade elétrica captada nos hemisférios cerebrais. Além disso, considerando a teoria estudada, verificou-se que muitas das assimetrias encontradas através dos espectros de frequência dos sinais EEGs, mostram a presença de lesões cerebrais em alguns indivíduos com convulsões intratáveis. A ocorrência de tais lesões pode ser identificada, devido discrepância encontrada entre as amplitudes de alguns sinais EEGs registrados por canais de eletrodos colocados sobre os hemisférios opostos do cérebro. Pois, de acordo com a teoria estudada, se a diferença entre amplitudes entre um canal e o seu correspondente, for maior que 50%, isso mostra que há lesão cerebral do lado que foram registradas as menores amplitudes. Isso pode ser visto na Figura 15, apresentada nos resultados, que mostra uma diferença de amplitude de mais de 100%, entre as amplitudes dos espectros de frequências dos canais C3-P3 e C4-P4, referentes ao caso 2.

Indícios de lesões cerebrais foram verificados somente nos espectros de frequência dos indivíduos com convulsões intratáveis. Já que, nas análises dos espectros de frequência de indivíduos saudáveis, não foram identificadas assimetrias, tão pouco, lesões cerebrais. Mostrando que, quanto as análises de assimetrias, o processamento digital de sinais EEG, que levou a obtenção dos espectros de frequências desses sinais, proporciona a identificação desse tipo de disfunção (ou anormalidade) nos sinais EEGs considerados anormais, de indivíduos com convulsões intratáveis; e também, como era esperado, a ausência de assimetrias nos sinais EEGs considerados normais, de indivíduos saudáveis.

Quanto as análises dos espectros de frequências para identificação de convulsões nos sinais EEGs de indivíduos com convulsões intratáveis, foi observado que ao comparar os espectros de frequências de registros eletroencefalográficos com a presença de convulsão e sem a presença de convulsão, existe diferenças entre os componentes dominantes desses

espectros. Sendo que, nos espectros dos sinais EEG com registros de convulsões, existe a presença de componentes dominantes com frequências e amplitudes altas, além de componentes com frequências mais baixas, mas com amplitudes maiores que as observadas nos espectros de frequência de sinais EEG que não houve o registro de convulsões.

As características observadas nos espectros de frequência dos sinais EEG com registro de convulsões, correspondem as características que foram observadas ao analisar o sinal EEG na sua forma analógica. No qual, durante o período que ocorreu a convulsão, foram observadas a presença de ondas betas (13-30 Hz) e gama (30-80 Hz), com altas amplitudes, seguidas de ondas com frequências mais baixas, correspondentes as faixas delta e teta. Como tais características não foram observadas nos espectros de frequências referentes aos sinais EEGs sem registro de convulsão, acredita-se, considerando as análises realizadas, que é possível identificar convulsões através dos espectros de frequência de sinais EEG.

Com análise estatística, foi possível indentificar a presença de componentes espectrais epecíficos, com amplitudes diferentes, em todos os espectros de frequências analisados. Mostrando a ocorrência de possíveis padrões nos espectros de frequências de sinais EEG, de indivíduos com convulsões intratáveis.

Portanto, a partir do estudo realizado, nota-se que é possível identificar morfologias relacionadas a anormalidades cerebrais, a partir de análises quantitativas dos espectros de sinais EEG. Além disso, a análise estatística também contribui para a identificação da frequências que mais contribuem para o sinal, possibilitando, possivelmente, a determinação de padrões em sinais EEGs. Assim, acredita-se que estudos como este, podem contribuir de forma significativa, para profissionais da saúde, no auxílio à aprendizagem e ao diagnóstico seguro, e mais confiável, de disfunções cerebrais.

## 7.1 Trabalhos Futuros

Como proposta de trabalhos futuros, sugere-se a implementação de uma rede neural que seja capaz de detectar padrões de frequência e amplitude, que determinem tipos de disfunções cerebrais. Isso contribuiria, de forma significativa, na diminuição de diagnósticos errôneos feitos por profissionais da saúde, que consideram para o diagnóstico, apenas análise visual do EEG.

## Referências

- AMABIS JOSÉ M.; MARTHO, G. R. *Biologia dos Organismos: Classificação, Estruturas e Funções nos Seres Vivos*. [S.l.]: MODERNA, 1995. v. 2. Citado 2 vezes nas páginas 14 e 17.
- ANDRAUS, G. *As Histórias em Quadrinhos como Informação Imagética Integrada ao Ensino Universitário*. Tese (Doutorado) — Universidade de São paulo, TEDE PUCRS, 2006. Disponível em: <<https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/27/27154/tde-13112008-182154/publico/5Capitul2bevolcereb.pdf>>. Acesso em: 18 mar. 2019. Citado na página 18.
- BNA, B. N. A. *Neurociencias: La Ciencia Del Cerebro, Una Introducción para jóvenes estudiantes*. [S.l.]: British Neuroscience Association, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- CASELLA ERASMO B.; MÂNGIA, C. M. F. Abordagem da crise convulsiva aguda e estado de mal epiléptico em crianças. *Jornal de Pediatria*, p. S197 – S206, 1999. Citado na página 34.
- CASTRO LUIZ H. M.; PINTO, L. F. Abordagem da crise convulsiva aguda e estado de mal epiléptico em crianças. p. S197 – S206, 2009. Acesso em: 20 out. 2018. Citado na página 31.
- CEDON, R. V. *Sistema de Monitoração de Estado de Consciência por Análise de Entropia*. Tese (Doutorado) — Universidade Positivo, Curitiba, 2004. Citado na página 40.
- CHAPMAN, A. H.; ALMEIDA, S. V.; REIS, M. A. D. *Leitura e Interpretação de Eletroencefalograma: EEG: clínicos, pediatras e médicos de família*. Petrópolis: (EPUB, 2006. Citado 5 vezes nas páginas 23, 29, 30, 34 e 45.
- COSTA, E. T. P. M. *Correlação entre Sinais das Ondas Cerebrais e a Carga Cognitiva em Ambientes Extremos Controlados*. Tese (Doutorado) — Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto, 2014. Acesso em: 02 nov. 2018. Citado 3 vezes nas páginas 27, 28 e 29.
- FRANÇA, R. F. *Indutor de Ondas Cerebrais*. Tese (Doutorado) — Universidade Positivo, Curitiba, 2008. Acesso em: 22 out. 2018. Citado 2 vezes nas páginas 26 e 28.
- GOLDBERGER, A. L. et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*, American Heart Association, Inc., v. 101, n. 23, p. e215–e220, June 2000. ISSN 0009-7322. Disponível em: <<http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215>>. Citado 2 vezes nas páginas 36 e 37.
- GOMES, M. d. M. Bases fisiológicas do eletroencefalograma. *Revista Brasileira de Neurologia*, v. 51, n. 1, p. 12–17, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 14, 24 e 25.
- GONÇALVES, M. V. R. *Processamento de Dados em Aquisição de EEG/IFRM*. Dissertação (Mestrado) — Universidade Nova de Lisboa, 2009. Citado 5 vezes nas páginas 17, 18, 20, 21 e 35.



GUYTON ARTHUR C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. [S.l.]: ELSEVIER, 2011. v. 12. Citado 5 vezes nas páginas 15, 19, 20, 21 e 22.

KEIL, A.; GRUBER, T.; MULLER, M. M. Functional correlates of macroscopic high-frequency brain activity in the human visual system. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, v. 25, p. 527–34, 09 2001. Citado na página 29.

KOUDELKOVÁ ZUZANA; STRMISKA, M. Introduction to the identification of brain waves based on their frequency. *EDP Sciences, Édition Diffusion Presse Sciences*, v. 13, p. 1–3, 2018. Citado 4 vezes nas páginas 24, 27, 28 e 29.

LATHI, B. P. *Sinais e Sistemas Lineares*. 2. ed. Porto Alegre: Bookman, 2007. Citado 5 vezes nas páginas 14, 38, 40, 41 e 42.

LELIS, A. B. Utilização de ondas cerebrais para controle de componentes eletrônicos. *Revista Científica Semana Acadêmica*, v. 01, 2014. Citado na página 28.

LINDSLEY, D. Psychological phenomena and the eletroencefalogram. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*, Novembro 1952. Citado na página 29.

LISMAN JOHN; IDIART, M. Storage of  $7 \pm 2$  short-term memories in oscillatory subcycles. *Science (New York, N.Y.)*, v. 267, p. 1512–5, 04 1995. Citado na página 28.

MACEDO, D. R. et al. Análise espectral de eletroencefalografia para registros patológicos. *Faculdade de Engenharia Elétrica – Universidade Federal de Uberlândia*, v. 5, n. 1, p. 1 – 14, Julho 2011. Disponível em: <<http://www.seer.ufu.br/index.php/horizontecientifico/article/view/6358>>. Citado na página 40.

MATRAN-FERNANDEZ, R. P. A. Towards the automated localisation of targets in rapid image-sifting by collaborative brain-computer interfaces. *PLOS ONE*, v. 12, p. 21–34, 2017. Citado na página 37.

MILLETT, D. Perspectives in biology and medicine. *The Johns Hopkins University Press*, v. 44, n. 4, p. 522–523, 2001. Citado na página 23.

MONTENEGRO, M. A. et al. *EEG na Prática Clínica*. 2. ed. Campinas: Revinter, 2012. Citado 7 vezes nas páginas 20, 21, 24, 26, 30, 32 e 33.

MOREIRA, C. Neurónio. *Revista de Ciência Elementar*, v. 1, n. 1, p. 1–2, 2013. Citado 2 vezes nas páginas 18 e 19.

OCHOA, J. B. *EEG Signal Classification for Brain Computer Interface Applications*. Tese (Doutorado) — ECOLE POLYTECHNIQUE FEDERALE DE LAUSANNE, Lausanne, 2002. Acesso em: 01 jun. 2019. Citado na página 26.

OLIVEIRA SOFIA N. DE; ROSADO, P. Eletroencefalograma interictal sensibilidade e especificidade no diagnóstico de epilepsia. *Acta Med Port*, v. 17, p. 465–470, 2004. Citado na página 31.

PARREIRA, F. J. *Detecção de Crises Epiléticas a Partir de Sinais Eletroencefalográficos*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Uberlândia - Faculdade de Engenharia Elétrica, Uberlândia, 2006. Acesso em: 02 jun. 2019. Citado 2 vezes nas páginas 34 e 40.

- RAMOS, C. D. *Caracterização do Eletroencefalograma Normal em Situação de Vigília: Elaboração da Base de Dados e Análise Quantitativa*. Tese (Doutorado) — Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017. Acesso em: 20 out. 2018. Citado na página 14.
- RIOS LUÍDE M.; GLANZMANN, J. H. Aplicativo que manipula ondas cerebrais por meio de frequências binaurais. *Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Sudeste de Minas Gerais*, v. 1, n. 1, p. 1–17, 2015. Citado na página 27.
- ROCHA, A. C. B. et al. Metodologia para observação e quantificação de sinais de eeg relativos a evidências cognitivas de aprendizagem motora. *Ciências Cognição*, p. 27–50, 2008. Citado na página 26.
- SALABUN, W. Processing and spectral analysis of the raw eeg signal from the mindwave. *Przeglad Elektrotechniczny*, n. 2, p. 169–173, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 15 e 29.
- SCHOMER DONALD L.; SILVA, F. H. L. D. Niedermeyer's electroencephalography: Basic principles, clinical applications. *Related Fields*, 2011. Citado na página 15.
- SILVA, J. A. I. R. *Co-localização de Sinais Eletrofisiológicos e Sinais de Ressonância Magnética Anatômica*. Tese (Doutorado) — Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2016. Acesso em: 03 jun. 2019. Citado na página 25.
- USP, U. d. S. P. *VIII Curso de Inverno: Tópicos em Fisiologia Comparativa*. [S.l.]: USP, 2011. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 18.
- YACUBIAN ELZA M. T.; KOCHEN, S. *Crises epiléticas*. São Paulo: Leitura Médica Ltda, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 32.

# Apêndices

# APÊNDICE A – Função da FFT

## Implementada no Software de Computação Numérica

```

%*****
%Esta é uma função que faz a transformada de Fourier de um sinal
%e o plota no domínio da frequência.
%=====
%Esta função foi desenvolvida com base no conteúdo disponível em:
%http://blanchard.ep.wisc.edu/fftswfhtml/fftswfhtml.htm. Acesso em: 05 de Mai. de 2019.
%=====
%Data: 26/05/2019
%
%Morgana-TCC-UFMA
%
%Função: [X, freq] = fftf(x,Fs)
%
%Onde:
%x -> Sinal de Entrada
%Fs -> Frequência de amostragem do sinal
%X -> Módulo do sinal no domínio da frequência
%freq -> Vetor de frequência

function [X, freq]= fftf(x,Fs)
N = length(x); %vai normalizar o eixo das abcissas
k = 0:N-1; %vetor auxiliar
T = N/Fs; %vetor tempo, que vai definir qual é o valor do tempo;
freq = k/T; %frequencia do sinal
X = fftn(x)/N; %aplicação da Transformada Rápida de Fourier sobre o sinal x;
%fftn é a tranformada rápida de Fourier normalizada,por isso, dividi-se por N);
fcutOff = ceil(N/2); %frequência de corte, é inserida para ajustar os dados do vetor
X = X(1:fcutOff); %serve para ajustar o eixo de 1 até a frequencia de corte;
figure(); %plotar o gráfico do espectro de frequência
plot(freq(1:fcutOff),abs(X)); %abs é usado para plotar X em valor absoluto
title('Espectro de Frequência');

```

```
xlabel('Frequência (Hz)');  
ylabel('Amplitude');  
figure();  
%*****
```

# APÊNDICE B – Algoritmo da Transformada Rápida de Fourier (FFT) Implementado no Software de Computação Numérica

```

%*****
%Universidade Federal do Maranhão
%Curso: Engenharia Elétrica
%Autora: Morgana Cristhya Silva dos Santos
%Ano: 2019

%***** Código TCC*****%

clc
clear all
close all

%Inicio
%Parâmetros do sinal EEG
Fs = 256; % Frequência de amostragem
T = 1/Fs; % Período de amostragem

%Carregando o arquivo EEG .mat
load chb02_16+;
= C3P3;

%Canais do EEG
%('C3P3','C4P4','CZPZ','F3C3','F4C4','F7T7','F8T8','FP1F3','FP1F7','FP2F4','FP2F8',
%'FT10T8','FT9FT10','FZCZ','P3O1','P4O2','P7O1','P7T7','P8O2','T7FT9','T7P7','T8P8');

%Calculando o comprimento do sinal
N = length(x); %Comprimento do sinal
t = (0:N-1)*T; % Vetor de tempo
// % Plotando o gráfico do sinal de um canal do registro EEG
figure (1);
plot(t,x);

```

```
title ('Sinal Original');
xlabel ('Tempo');
ylabel ('Amplitude');

%Aplicando a Transformada Rápida de Fourier
[X, freq]= fftf(x,Fs); %Chama a Função da FFT criada;

%Histograma de Frequência
%Componentes de frequencias dos arquivos EEG

c = [0.91, 1.178, 32, 16, 16, 32, 1.78, 32, 32, 32, 2, 16, 16, 16, 1.18, 16, 16, 16, 1.99, 2.0,
%16, 32, 16, 16];

%Determinando os valores máximo e mínimo do vetor c
min(c); %Calculando o minimo valor de c
max(c); %Calculando o maximo valor de c

%Determinando o intervalo no eixo das frequência
faixaDeFrequencia = 0:2:120; %vetor de faixas de frequencias dentro dos limites
%de min e max calculados
frequencias = histc(c,faixaDeFrequencia); %ocorrencias de frequencia contidas nos sinais EEG

%Plotando o histograma de frequências
figure(4);
bar(faixaDeFrequencia,frequencias);
title('Histograma');
ylabel('Ocorrências de Frequência');
xlabel('Frequências dos Sinais EEG (Hz)');
%Salvando o histograma gerado em formato de figura (.png)
%saveas(gcf,'Histograma.png');
%*****
```